

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2019-170996

(P2019-170996A)

(43) 公開日 令和1年10月10日(2019.10.10)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 3/16 (2006.01)	A 6 1 B 3/16	4 C 0 1 7
A 6 1 B 3/10 (2006.01)	A 6 1 B 3/10 R	4 C 3 1 6
A 6 1 B 5/022 (2006.01)	A 6 1 B 5/022 1 0 0 Z	
	A 6 1 B 5/022 B	

審査請求 未請求 請求項の数 19 O L 外国語出願 (全 27 頁)

(21) 出願番号	特願2018-135709 (P2018-135709)	(71) 出願人	518257068
(22) 出願日	平成30年7月19日 (2018.7.19)		イメドース システムズ ゲーエムベア
(31) 優先権主張番号	10 2018 107 622.3		ー
(32) 優先日	平成30年3月29日 (2018.3.29)		ドイツ連邦共和国 O 7 7 5 1 イェーナ
(33) 優先権主張国・地域又は機関	ドイツ (DE)		アム ナスタール 4
		(74) 代理人	100154612
			弁理士 今井 秀樹
		(74) 代理人	100091867
			弁理士 藤田 アキラ
		(72) 発明者	ヴァルトハルト ヴィルサー
			ドイツ連邦共和国 O 7 4 0 7 ルードル
			シュタット ジーギスムントシュトラーセ
			8

最終頁に続く

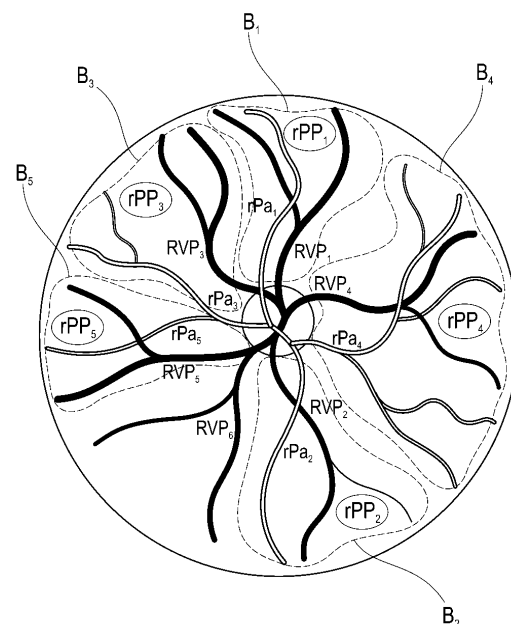
(54) 【発明の名称】 網膜の血圧値を特定するため及び網膜の血圧値及び灌流圧値をマッピングするための、方法及び装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 変更可能な刺激圧を患者の眼に人工的にもたらすことによって、眼圧が変更される方法及び装置を提供する。

【解決手段】 眼圧は、特定の眼圧値に到る場合、眼の網膜にて、特性的な複数の測定基準を引き起こし、当該測定基準は、眼圧値から全体的及び局所的な網膜血圧値を導き出すことを可能にする。オンライン又は有利にはオフラインで特性され得る網膜血圧値からは、局所的な網膜灌流圧 (r P P) を算出することが可能であり、またそれは網膜の画像内で圧力マッピング画像として表され得る。

【選択図】 図 6 b



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者の眼（A）の全体的及び局所的な網膜血圧値（rP）を特定するための装置にして、眼（A）に作用する変更可能な刺激圧（SD）を発生及び適用するためのユニット（1）、及び、画像形成ユニット（3）を有している装置において、

適用される変更可能な刺激圧（SD）に応じて変化する眼（A）内の眼圧（IOP）を測定するために、眼圧計（3）が設けられていること、

変更可能な刺激圧（SD）を発生及び適用するためのユニット（1）に接続されている入出力ユニット（5）を備える演算制御ユニット（4）が設けられていること、及び

変更可能な刺激圧（SD）を発生及び適用するためのユニット（1）が圧力適用装置（1.1）を含んでおり、当該圧力適用装置（1.1）が、患者の頭部にて眼（A）に対して位置固定的に、角膜の外側及びの画像形成ユニット（2）の光路の外側で、非押圧的に面的に眼（A）に当接可能であること、
を特徴とする装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の装置において、

適用される変更可能な刺激圧（SD）が方向及び上昇速度に関して変更可能及び一定に維持され得るように、変更可能な刺激圧（SD）を発生及び適用するためのユニット（1）が制御駆動可能であること、及び、

入出力ユニット（5）を介して検査者（U）によって制御が行われるように、入出力ユニット（5）が設計されていること、
を特徴とする装置。

20

【請求項 3】

請求項 2 に記載の装置において、

画像形成ユニット（2）が、光コヒーレンストモグラフィ又はレーザースキャン技術に基づいて画像を形成するユニット又はデジタルの画像センサを有していること、

画像形成ユニット（2）及び演算制御ユニット（4）に接続されているデジタルビデオレコーダ（6）が設けられていること、及び

入出力ユニット（5）がモニタを有しており、また、検査者（U）が選択的に、画像形成ユニット（2）のオンライン画像、又は、デジタルビデオレコーダ（6）によって記録された画像のビデオシーケンスを、観察出来るようにまた検査を始められるように、入出力ユニット（5）が構成されていること、
を特徴とする装置。

30

【請求項 4】

請求項 3 に記載の装置において、

データ及び画像の評価ユニット（8）が設けられており、当該データ及び画像の評価ユニット（8）はデジタルビデオレコーダ（6）、画像形成ユニット（2）、演算制御ユニット（4）及び入出力ユニット（5）と接続状態にあること、

検査者（U）が、モニタに示される画像形成ユニット（2）の複数の画像又はデジタルビデオレコーダ（6）の複数のビデオシーケンスの複数の画像にて、識別される複数の視覚的測定基準のため複数の測定位置を定めることが可能であるように、また、検査者（U）が、複数の測定位置の座標を複数の視覚的な測定基準と共に、その都度網膜の血圧値（rP）に割り当てて、保存すること可能であり、また、圧力マッピング画像に書き込むことが可能であるように、入出力ユニット（5）が設計されていること、
を特徴とする装置。

40

【請求項 5】

請求項 3 に記載の装置において、

それぞれの測定される眼圧値（IOP）或いはビデオシーケンスのそれぞれの画像に 1 つの刺激圧値（SD）を割り当てることが出来るように、変更可能な刺激圧（SD）を発生及び適用するためのユニット（1）が、圧力センサを含んでいること、

50

を特徴とする装置。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の装置において、

画像形成ユニット (2) がビデオシーケンスを作成するためのデジタル画像センサを有しており、また、データ及び画像の評価ユニット (8) 並びに信号解析ユニット (9) が設けられていること、

その際、眼 (A) の網膜の運動補正されたビデオシーケンスが作成されるように、データ及び画像の評価ユニット (8) が設計されており、また、データ及び画像の評価ユニット (8) が、ビデオシーケンスの複数の画像の任意のピクセル縦横比のために又は個々のピクセルのために、1つの信号を形成し、また、演算制御ユニット (4) の1つの時間信号 (s (t)) に割り当てること、
を特徴とする装置。

10

【請求項 7】

請求項 6 に記載の装置において、

画像形成ユニット (2) が少なくとも2つのカラーチャネル及びダブルバンド性のバンドパスフィルタを備える変調される網膜カメラであること、及び、

スペクトル商信号を形成するためのユニット (10) が設けられており、当該スペクトル商信号を形成するためのユニット (10) が、ビデオシーケンスの複数の画像の個々のピクセル又は統合されたピクセル縦横比のため、照明に依存しないスペクトル商信号を形成し、また、当該信号を演算制御ユニット (4) の時間信号 (s (t)) に割り当てること、
を特徴とする装置。

20

【請求項 8】

請求項 1 に記載の装置において、

血管径信号を形成するためのユニット (11) が設けられており、当該血管径信号を形成するためのユニット (11) がそれぞれの血管セグメントのために直径に関連付いた血管径信号を形成し、また、この血管径信号を演算制御ユニット (4) の時間信号 (s (t)) に割り当てること、
を特徴とする装置。

30

【請求項 9】

請求項 1 に記載の装置において、

眼圧計 (3) が、自動測定式の反跳式眼圧計又は非接触式眼圧計であり、また、画像形成ユニット (2) 内に組み込まれていること、
を特徴とする装置。

【請求項 10】

患者の眼 (A) における全体的及び局所的な網膜血圧値 (r P) を特定するための方法にして、

眼 (A) 内で眼圧 (I O P) の変化を導く変更可能な刺激圧 (S D) が眼 (A) へ導入され、それに並行して網膜が観察され、及び／又は、網膜の複数の画像のビデオシーケンスが撮影される方法であって、

40

網膜血圧値 (r P) のための特性的な測定基準が満たされることが網膜にて観察される場合又は画像から推察される場合、その時の眼圧値 (I O P) が、複数の網膜血圧値 (r P) のうちのこの網膜血圧値 (r P) と同等に扱われること、

複数の特性的な測定基準の内の一つが満たされる少なくとも1つの時点に対して、変更可能な刺激圧 (S D) が1つの時間間隔に渡って一定に維持され、また、この時間間隔の間に、眼圧計 (3) を用いての眼圧 (I O P) の直接的な測定が手動又は自動で実行され、また、測定される眼圧値 (I O P) が、それにとって特性的な特徴が満たされた網膜血圧値 (r P) の値と、直接同等に扱われること、
を特徴とする方法。

【請求項 11】

50

請求項 10 に記載の方法において、

時間信号が形成され、当該時間信号に、測定される眼圧値 (IOP)、刺激圧値 (SD)、ビデオシーケンスの画像及び推察される画像、並びに、特性的な測定基準の発生の時点、及び、関連する網膜血圧値 (rP) が複数割り当てられること、
を特徴とする方法。

【請求項 12】

請求項 11 に記載の方法において、

少なくとも 2 つの直接測定される眼圧値 (IOP) 及び時間信号 (s (t)) を介してその都度割り当てられる刺激圧値 (SD) から、眼圧値 (IOP) 及び変更可能な刺激圧 (SD) の間の個々の眼 (A) にとって適した個別の関連が算出され、

その際、特性的な測定基準のうちの 1 つを検出する際に直接測定される眼圧値 (IOP) が 1 つのみである場合は、もう 1 つの別の眼圧値 (IOP) は、特性的な測定基準のうちの 1 つを検出することなしに、増加される刺激圧値 (SD) の任意の時点に対して直接測定されること、
を特徴とする方法。

【請求項 13】

請求項 12 に記載の方法において、

検査者 (U) が、ビデオシーケンスの撮影の間にオンラインで複数の画像から、全体的な網膜血圧値 (rP) の特性的な測定基準の発生を導き出し、また、その後オフラインでビデオシーケンスを用いて双方向に複数の画像に、測定地点での局所的な網膜血圧 (rP) の特性的な測定基準の発生を、位置的及び時間的にマーキングし、時間信号 (s (t)) を介して、その都度関連する眼圧値 (IOP) を特定し、これをその都度網膜血圧 (rP) と同等に扱い、網膜血圧値 (rP) 及び関連する測定地点を保存し、そして、圧力マッピング画像に書き込むこと、
を特徴とする方法。

【請求項 14】

請求項 12 に記載の方法において、

ビデオシーケンスの複数の画像から、別の複数の血管直径信号が導き出され、そして、それらがそれぞれ 1 つの時点及び、それぞれ 1 つの血管セグメント又は複数の血管セグメントを含むそれぞれ一つの血管部分に、割り当てられること、
を特徴とする方法。

【請求項 15】

請求項 13 に記載の方法において、

ビデオシーケンスの複数の画像から、照明に依存しないスペクトル的な規格化された複数の信号が導き出され、また、それらが 1 つの時点及び 1 つの測定地点に割り当てられること、
を特徴とする方法。

【請求項 16】

請求項 14 又は 15 に記載の方法において、

複数の信号に対して、血管の脈動の増加及び減少、又は、パルスの及び連続的な蒼白、又は、信号変化が更なる特性的な測定基準として割り当てられること、及び／又は、全体的又は局所的な網膜血圧 (rP) が、更なる閾値として割り当てられること、及び

当該更なる特性的な測定基準、及び／又は、当該更なる閾値が、眼圧 (IOP) を自動的に測定或いは特定するために用いられること、
を特徴とする方法。

【請求項 17】

請求項 16 に記載の方法において、

特性的な測定基準が網膜全体に渡って検出され、またそこから病変的な血管領域である網膜領域が導き出され、当該病変的な血管領域が、局所的な網膜の循環障害の血管的な危険性の分析の際に、とりわけ考慮され得ること、

10

20

30

40

50

と特徴とする方法。

【請求項 18】

請求項 17 に記載の方法において、

同じ時間に対して同じ測定基準が発生する測定地点又は血管セグメントが、血管部分又は血管領域へ統合され、そして 1 つの圧力マッピング画像内にまとめられること、及び、

異なる網膜血圧値 (r P) 及び／又は測定基準が、色分けされて提示されること、と特徴とする方法。

【請求項 19】

請求項 10 に記載の方法において、

局所的な網膜動脈圧値 (r P a) から、局所的な網膜動脈圧値 (r P a) 及び安静時眼圧値 (I O P₀) の間の差、又は、(R V P > I O P₀ では) 局所的な網膜動脈圧値 (r P a) 及び眼球の外側での網膜静脈圧値 (R V P) の間の差として、局所的な網膜灌流圧値 (r P P) が近似的に算出され、また、圧力マッピング画像内に図示されること、と特徴とする方法。 10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、患者の眼（眼球）内に変更可能な刺激圧 S D を人工的にもたらしことにより眼内圧 I O P を上昇させる方法及び装置に関するものである、当該眼内圧 I O P は眼の網膜の複数の特性的（特徴的）な測定基準の発生に影響を及ぼすものであり、それらの測定基準は、眼内圧 I O P から全体的及び局所的（局部的、部分的）な網膜の血圧値（以下「網膜血圧値」とも称する）r P を導き出すことを可能にする。この分野の方法及び装置は特許文献 1 から知られている。 20

【0002】

本発明は網膜血圧値 r P 及び網膜の灌流圧値（以下「網膜灌流圧値」とも称する）r P P を、視神経乳頭で（全体的な網膜の血圧値 r P）又は網膜の異なる位置で（局所的な網膜の血圧値 r P）、一つ又は複数の網膜の画像上にマッピングする方法及び装置にも関するものである。 30

【背景技術】

【0003】

現在の医学においては、網膜灌流圧値 r P P の変化が、実質的に網膜の血流を特定すること、及び、異なる眼疾患の発生に決定的に関与をすると、が知られている。網膜灌流圧値 r P P は、眼内へ流れ込む血液の網膜動脈圧 r P a 及び眼外へと流れ出る血液の網膜静脈圧 r P v の差を介して算出される。

【0004】

$$r P P = r P a - r P v$$

【0005】

その際、網膜静脈圧 r P v は、外部からの与えられた状況に強く影響を受け、またそれは、眼圧 I O P が眼球外側の網膜静脈圧 R V P（これは頻繁に網膜の静脈還流圧とも称される）よりも高い場合には、眼圧 I O P の値をとるか、又は、眼球外側の網膜静脈圧 R V P (Retinal Venous Pressure) が眼圧 I O P よりも高い限りは、この眼球外側の網膜静脈圧 R V P と等しい。特殊な場合においては、網膜静脈圧 r P v は頭蓋内圧の値もとる。しかしながら、これが成り立つのは、頭蓋内圧が眼圧 I O P 及び眼球外側の網膜静脈圧 R V P よりも高い場合に限る。 40

【0006】

眼底血圧測定法は、網膜血圧値 r P に達した際の視覚的に視認可能なパルス現象（拍動現象、脈動現象）を用いて、全体的な網膜血圧値 r P を特定するための手法である。網膜血圧測定（眼底血圧測定法）のために、眼圧 I O P は上昇される。上腕での血圧測定に依 50

抛して、測定を開始するために、眼圧 I O P は先ず、網膜動脈収縮期血圧（網膜動脈最高血圧） $r P a_{s y s}$ よりも高い、収縮期血圧（最高血圧）を超える動脈圧値へと上昇され、それは血管脈動が見られ得ない場合に到達される動脈圧値である、また、その後、眼圧 I O P はゆっくりと低下される。最初の視認可能な動脈の脈動は、網膜での全体的な網膜動脈収縮期血圧 $r P a_{s y s}$ の到達についての視覚的な測定基準である。動脈血管の脈動の消失が再び見られる（別の視覚的測定基準）場合、眼圧 I O P は網膜での網膜動脈拡張期血圧（網膜動脈最低血圧） $r P a_{d i a}$ に達している。近年、眼底血圧測定法は、眼球内の網膜静脈圧 $r P v$ を測定するために、一段と使用されている。視覚的測定基準としては、視神経乳頭の範囲での、所謂、静脈虚脱が用いられる。眼圧 I O P が眼球外側の網膜静脈圧 $R V P$ よりも高い限り、静脈虚脱は、視神経乳頭の領域で、網膜静脈がまさに眼球から離れる場所で発生する。眼球外側の網膜静脈圧 $R V P$ が眼圧 I O P よりも高い場合は、自然発生的な静脈虚脱は現れない。眼球外側の網膜静脈圧 $R V P$ を測定するために、自然発生的な静脈虚脱が見られるようになるまで、眼圧 I O P が上昇される。それに属する眼圧 I O P は従って、眼球外側の網膜静脈圧 $R V P$ に対応する。

【0007】

眼底血圧測定法を実行するための医学的に使用される既知の機器デバイスは、上述の特許文献 1 に記載されている。これに関しては、コンタクトレンズが検査者によって眼の角膜に乗せられる。コンタクトレンズを介して検査者は眼の視神経乳頭を観察し、またその際、コンタクトレンズを用いての眼への圧力を高め、また従って、眼の眼圧 I O P を、視覚的な測定基準が見られるようになるまで、高める。コンタクトレンズが眼を押す力は、コンタクトレンズダイナモメータを用いて測定され、また示される。従ってこの力からは、それぞれの視覚的な測定基準に属する眼圧値 I O P 或いは網膜血圧値 $r P$ が算出される。

【0008】

検査者がコンタクトレンズダイナモメータを患者の眼に押し付ける測定される力から、眼圧 I O P を正確に導き出すことが出来るように、機器デバイスの較正（キャリブレーション）が必要であり、それは定期的な間隔で繰り返されなければならない。較正の際には、「標準眼（基準眼）」に基づいている、すなわち、異なる眼の形状や種々の眼球組織のパラメータの発生は考慮されない。眼への手動での力或いは圧力の導入は重大なエラーの潜在的な可能性をはらんでいる。

【0009】

眼底血圧測定法を実行するための別の機器デバイスは、特許文献 2 に記載されている。この場合には、手動で吸着部（吸着カップ、吸盤）が陰圧によって側頭部で患者の眼球に固定され、またその後に、吸着部内の陰圧が上昇されることによって、「吸着部圧迫トノメトリ」を用いた眼圧 I O P の人為的な上昇が実現される。この吸着部内での陰圧の上昇によって、患者の眼球は吸着部内へ一段とより強く吸い込まれる。それによりもたらされる眼球の変形は、眼圧 I O P の上昇を導く。患者の眼に対する直接的な接触を介し、吸着部と空圧的に接続されている変換ユニットを用いて、眼の脈動（拍動）が確認及び記録される。その際に記録されたカーブや、吸着部の内部の陰圧及び眼圧 I O P の較正された関連の評価を介して、異なる網膜血圧値 $r P$ を特定することが出来る。これには、網膜動脈収縮期血圧（網膜動脈最高血圧） $r P a_{s y s}$ 、毛様体動脈収縮期血圧、及び、眼球動脈拡張期血圧（眼球動脈最低血圧） $r P a_{d i a}$ が含まれる。更には、例えば眼灌流、自己調節能、及び、眼の拍動血液量（拍動血液体積）が減少する臨界点といった、眼に関係する一連のパラメータも特定され得る。

【0010】

上述の特許文献 2 で開示されている機器デバイスも、吸着部の内部の陰圧からの眼圧 I O P の上昇の直接的な特定に基づいて、定期的に較正を受けなければならない。更に、眼圧 I O P は吸着部を固定するための陰圧によって既に高められているので、眼球外の網膜静脈圧値 $R V P$ は、この手法を用いて、条件付きで測定され得る。眼球外の網膜静脈圧値 $R V P$ は、往々にして眼圧 I O P の範囲又はそれよりも若干高い範囲にあるので、この吸

着部の固定のために必要な眼圧 I O P の上昇は、自然発生的な静脈虚脱の開始点を基本的に既に超過し得る、また従って、眼球外の網膜静脈圧値 R V P の測定を不可能なものとし得る。更に検査の間は網膜の観察は行われず、それにより、評価は純粹に眼の脈動曲線（パルスカーブ）を介してのみ可能であり、また、吸着法を用いて測定可能な網膜血圧 r P が冒頭で定義された全体的な網膜血圧値 r P と同一であるかどうかが問題となる。

【0011】

説明した両方の装置は、元々は眼球外の網膜静脈圧値 R V P の測定を企図したものではなく、全体的な網膜動脈圧 r P a を測定するために利用され、それらは部分的に、眼の別のパラメータを算出するために用いることが出来る。

【0012】

別の応用は頭蓋内圧の測定である。しかしながらこれは、頭蓋内圧が眼圧 I O P 及び眼球外側の網膜静脈圧 R V P よりも高い場合にのみ可能である。この場合、網膜静脈圧 r P v が或いは眼球外側の網膜静脈圧 R V P も、頭蓋内圧の値を取る。頭蓋内圧はこの場合、眼球外側の網膜静脈圧 R V P の測定を介して特定することが可能である。検査基準としては、再び自然発生的な静脈虚脱、又は、用いられる測定方法及び導き出される測定基準に応じた、導出可能な別の測定基準、が利用される。これらの方法に用いられる機器デバイスは、例えば特許文献 3、特許文献 4、特許文献 5 に記載されている。

【0013】

しかしながら基本的に以下のことが言える、すなわち、ここで説明された全ての機器デバイスは全体的な網膜血圧値 r P の特定に対してのみ適しており、また従って、全体的な網膜の網膜灌流圧値 r P P を特定することのみが可能であること、また、特には手動の力或いは圧力の導入による較正関係についての、本質的なエラー源は検査結果を歪曲すること、が言える。

【0014】

例えば動脈閉塞又は静脈閉塞の場合のように、往々にして、臨床においては、全体的な網膜血圧 r P を知るのみではなく局所的な網膜血圧 r P を測定しまたその網膜における位置に関して評価することが合目的又は必要であり得る。更に個別の虚脱領域及びより広域な血管領域（血管網）の、局所的な網膜の網膜灌流圧値 r P P を検査すること、及び、予見的診断又は実際の早期診断に関して、危険にさらされている灌流圧状態及び灌流圧領域を評価及び診断すること、が必要であり得る。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0015】

【特許文献 1】 D E 1 9 5 1 4 7 9 6 C 1

【特許文献 2】 D E 3 5 1 1 9 3 8 A 1

【特許文献 3】 E P 2 5 6 7 6 5 6 B 1

【特許文献 4】 U S 2 0 1 5 / 0 2 6 5 1 7 2 A 1

【特許文献 5】 D E 1 0 5 5 1 7 5 B

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0016】

本発明の課題は、手動でまた有利には自動でも、全体的及び局所的な網膜血圧値 r P を特定することが出来る装置及び方法をもたらすことである。網膜血圧値 r P は、網膜上の 1 つの測定位置又は複数の測定位置を取り囲む 1 つの測定領域、或いは、視神経乳頭、に割り当てられ得ることが見込まれる。有利には網膜血圧値 r P から灌流圧値 r P P が特定及び判明されることが見込まれる。

【0017】

本発明の他の課題は、測定結果の個々（人）の再現可能性を大幅に向上させること、眼球の個々の特徴（独自性）の影響を極力排除すること、手動での圧力導入のエラー源を大幅に低減すること、及び、とりわけ個々の眼の特徴とは無関係に測定結果をもたらすこと

10

20

30

40

50

である。

【0018】

本発明の本質の一つの側面は、全体的な網膜血圧値 rP を特定するための既知の更なる上述の視覚的測定基準に加えて、別の主観的な、また同様に客観的な、局所的脈拍現象、網膜及び視神経乳頭の血管系の測定基準及び信号が、用いられ或いは形成され、又は導き出され、本発明に従いそれらに局所的でまた生理学的に定義可能な網膜血圧値 rP を割り当てることが可能なことである。血圧値 rP 及び／又は灌流圧値 rPP は、位置的に分類されて1枚の圧力マッピング内に表されるか、又は、位置的及び時間的に分類されて圧力マッピング画像のシーケンス（連続する複数の圧力マッピング画像）に表される。その際、それらの背景は網膜の画像である。本発明に従い、検査を更に手動的にも自動的にも実行することが出来る。

10

【0019】

別の側面では、本発明に従う装置及び方法は、以下のように構成されている、すなわち、測定された網膜血圧 rP が、変更可能な刺激圧 SD 及び眼圧 IOP の間の全体的に較正された不確かな関係を介して特定されるのではなく、眼圧計（トノメータ）を用いて個々の患者の眼において直接測定されるように、又は、変更可能な刺激圧 SD 及び眼圧 IOP の間の直接患者の眼において特定される関係の個別の関連から算出されるように、構成されている。その際の主要な構成要素は、変更可能な刺激圧を発生及び適用するためのユニットであり、その圧力を伝えるユニット、圧力適用装置は、眼の端部で固定されており、また側方（角膜の外側）で変更可能な刺激圧 SD を鼻に関連して眼球へ指向して導入する。その際、変更可能な刺激圧 SD 及び眼圧 IOP の間の関係は、正確には知られてはいないか、又はこの眼において直接この眼のために検知されたものである。眼に対して側方の圧力適用装置のこの配置に伴い、眼内への見通しは自由なままであり、また、関係する眼での眼圧計測定もまた異なる機器デバイスを用いて実行可能である。

20

【0020】

上述の本願発明に従う重要な点の双方は、有利には同時に実施されてもよいし、本発明にしたが本発明に従う解決手段として独立して用いられてもよい。

【課題を解決するための手段】

【0021】

本発明の課題は、患者の眼での全体的及び局所的な網膜血圧値 rP を特定するための装置にして、変更可能な刺激圧を発生及び適用するための眼に作用するユニット、及び、画像形成ユニット（イメージングユニット）を含んでいる装置のため、以下の措置によって解決される、すなわち、適用される変更可能な刺激圧 SD に応じて変化する眼内の眼圧 IOP を測定するために眼圧計が設けられており、変更可能な刺激圧を発生及び適用するためユニットに接続されている入出力ユニットを備える演算制御ユニットが設けられており、そして、変更可能な刺激圧を発生及び適用するためのユニットが圧力適用装置を含んでおり、当該圧力適用装置が患者の頭部にて、位置固定的に眼に対して角膜外側及び画像形成ユニットの光路の外側で、非押圧的に面的に眼に当接可能であることによって、解決される。

30

【0022】

有利には、変更可能な刺激圧を発生及び適用するためのユニットは、以下のように制御可能である、すなわち、適用される変更可能な刺激圧 SD が、方向及び増加速度に関して変更可能でありまた一定に維持され得るように、制御可能であって、また、入出力ユニットは、検査者による制御が入出力ユニットを介して行われるように、設計されている。

40

【0023】

以下の場合が有利である、すなわち、画像形成ユニットが、光コヒーレンストモグラフィ又はレーザースキャン技術に基づいて画像を形成するユニット又はデジタル画像センサを有しており、また、画像形成ユニット及び演算制御ユニットに接続されているデジタルビデオレコーダが設けられており、入出力ユニットが、モニタを有した検査者が選択的に画像形成ユニットのオンライン画像又はデジタルビデオレコーダによって記録（録画）

50

された画像のビデオシーケンスを評価すること及び検査に使用することが出来るように設計されている場合が有利である。

【0024】

特に、データ及び画像評価ユニットが設けられており、当該ユニットは、デジタルビデオレコーダ、画像形成ユニット、演算制御ユニット、及び入出力ユニットと接続状態にあり、また、入出力ユニットは以下のように設計されている、すなわち、検査者が、モニタに示される画像形成ユニットの画像内で、又はデジタルビデオレコーダのビデオシーケンスの画像内で、識別された視覚的測定基準のための測定地点を確定することが出来るように、また、測定地点の座標を視覚的基準とともに、その都度網膜血圧値 rP に割り当てて、保存すること及び圧力マッピング画像に書き込むことが出来るように、設計されている。

10

【0025】

それぞれの測定された眼圧値 IOP に、或いは、ビデオシーケンスのそれぞれの画像に、変更可能な刺激圧値 SD を割り当てることが出来るように、変更可能な刺激圧を発生及び適用するためのユニットは、有利には、圧力センサを含んでいる。

【0026】

更に、以下の場合が有利である、すなわち、画像形成ユニットがビデオシーケンスの作成のために、光コヒーレンストモグラフィ又はレーザースキャン技術に基づいて画像を形成するユニット又はデジタル画像センサを有しており、データ及び画像評価ユニット並びに信号解析ユニット（信号分析ユニット）が設けられている場合が有利である、その際、データ及び画像評価ユニットは、運動補正された眼の網膜のビデオシーケンスを作成するように設計されており、また、ビデオシーケンスの画像の任意のピクセル縦横比（ピクセル比）のために又は個々のピクセルのために信号を形成し、そして、演算制御ユニットの時間信号に割り当てる。

20

【0027】

以下の場合が更に有利である、すなわち、画像形成ユニットが、少なくとも2つのカラーチャネル及びダブルバンド性のバンドパスフィルタを備えた変調された網膜カメラであり、スペクトル的な商信号（割合信号）を形成するためのユニットが設けられており、当該ユニットがビデオシーケンスの画像の統合するピクセル縦横比のために又は個々のピクセルために、照明（明るさ）に依存しないスペクトル商信号を形成し、それを演算制御ユニットの時間信号に割り当てる場合が有利である。

30

【0028】

特に、血管直径信号を形成するためのユニットが設けられており、当該ユニットはそれぞれの血管セグメント（血管分節）のために血管直径に関連付いた血管直径信号を形成し、またこれを演算制御ユニットの時間信号に割り当てる。

【0029】

更に、好ましくは眼圧計が自動測定式の反跳式眼圧計又は非接触式眼圧計であり、また、画像形成ユニット内に組み込まれている。

【0030】

本発明の課題は更に、患者の眼における全体的及び局所的な網膜血圧値を特定する方法にして、眼内で眼圧の変化を導く変更可能な刺激圧 SD が眼へ導入される方法のため、解決される。それに並行して網膜が観察され、及び／又は、網膜の複数の画像のビデオシーケンスが撮影（記録）される。その際、網膜血圧値 rP のための特性的な測定基準が満たされることが網膜にて観察される場合、又は画像から推察される場合、瞬間的な眼圧値 IOP がこの網膜血圧値 rP と同等に扱われる。満たされる少なくとも1つの時点では、変更可能な刺激圧 SD が、1つの時間間隔に渡って一定に維持される。この時間間隔の間に、眼圧計を用いての眼圧 IOP の直接的な測定が手動又は自動で実行され、また、測定された眼圧値 IOP が、そのために特性的な特徴が満たされた網膜血圧値 rP の値と直接同等に扱われる。更に以下の場合が有利である、すなわち、測定された眼圧値 IOP 、刺激圧値 SD 、ビデオシーケンスの推察された画像及び画像、並びに、特性的な測定基

40

50

準の発生（出現）の時点、及び、付随する網膜血圧値 rP が割り当てられる時間信号が形成される場合が有利である。

【0031】

好ましくは、少なくとも2つの直接測定された眼圧値 IOP 及び時間信号を介してその都度割り当てられる刺激圧値 SD から、眼圧値 IOP 及び変更可能な刺激圧 SD の間の個々の眼 A にとって適した個別の関連が算出され、その際、特性的な測定基準のうちの1つを検出する際に直接測定される眼圧値 IOP が1つのみである場合は、もう1つの別の眼圧値 IOP は、特性的な測定基準のうちの1つを検出せずに、増加される刺激圧値 SD の任意の時点に対して直接測定される。

【0032】

特には、検査者は、ビデオシーケンスの撮影（録画）の間にオンラインで複数の画像から、全体的な網膜血圧値 rP の特性的な測定基準の発生を導き出す。その後検査者は、オフラインでビデオシーケンスを用いて双方向（インタラクティブ）に複数の画像に測定地点での局所的な網膜血圧 rP の特性的な測定基準の発生を位置的及び時間的にマーキングし、時間信号（ $s(t)$ ）を介してその都度関連する眼圧値 IOP を特定し、これをその都度網膜血圧 rP と同等に扱い、網膜血圧 rP 及び関連する測定地点を保存し、そして、圧力マッピング画像に書き込む。

【0033】

その際には、以下の場合が有利である、すなわち、ビデオシーケンスの複数の画像から、更なる複数の血管直径信号が導き出され、そして、それらがそれぞれ1つの時点、及び、それぞれ1つの血管セグメント又は複数の血管セグメントを含むそれぞれ一つの血管部分に割り当てられ場合が有利である。

【0034】

更に、以下の場合が有利である、すなわち、ビデオシーケンスの複数の画像から、照明に依存しない複数のスペクトル的な規格化（正規化）された信号が導き出され、また、それらが1つの時点及び1つの測定地点が割り当てられる場合が有利である。

【0035】

複数の信号に対して、特には、血管拍動の増加及び減少又はパルスの及び連続的な蒼白又は信号変化、が更なる特性的な測定基準としての割り当てられる、及び／又は、全体的又は局所的な網膜血圧 rP が、更なる閾値として割り当てられ、また、更なる特性的な測定基準、及び／又は、更なる閾値が、眼圧 IOP を自動的に測定或いは特定するために、用いられる。

【0036】

好ましくは、特性的な測定基準は網膜全体に渡って検知され、またそこから病変的な血管領域である網膜領域が導き出され、当該病変的な血管領域は、局所的な網膜の循環障害の血管的なリスクの分析の際に、特に考慮され得る。

【0037】

その際、以下の場合が有利である、すなわち、同じ時間に対して同じ測定基準が発生する測定地点又は血管セグメントが、血管部分又は血管領域へ統合され、また、それらが、1つの圧力マッピング画像内にまとめられる場合、そして、異なる網膜血圧値 rP 及び／又は測定基準が色分けされて表される場合、が有利である。

【0038】

その際、以下の場合が有利である、すなわち、局所的な網膜動脈圧値 rPa から、局所的な網膜動脈圧値 rPa 及び安静時眼圧値 IOP_0 の間の差として、又は、（眼球の外側での網膜静脈圧値 RVp が安静時眼圧値 IOP_0 より大きい場合では、すなわち $RVp > IOP_0$ では、）局所的な網膜動脈圧値 rPa 及び眼球の外側での網膜静脈圧値 RVp の間の差として、局所的な網膜灌流圧値 rPP が近似的に算出され、また、圧力マッピング画像内に図示される場合が有利である。

【0039】

本発明は実施例に関して以下において図面を用いてより詳細に説明される。

10

20

30

40

50

【図面の簡単な説明】

【0040】

【図1】本発明に従う装置の第1の実施例のブロック回路図を示す。

【図2】本発明に従う装置の第2の実施例のブロック回路図を示す。

【図3】本発明に従う装置の第3の実施例のブロック回路図を示す。

【図4】変更可能な刺激圧を発生及び適用するためのユニットの原理的な略図を示す。

【図5】変更可能な刺激圧SDの時間的な変化に依存する眼圧IOPの変化からもたらされ得るグラフを示す。

【図6a】圧力マッピング画像の例を示す。

【図6b】圧力マッピング画像の例を示す。

【図6c】圧力マッピング画像の例を示す。

【発明を実施するための形態】

【0041】

第1の実施例は、本発明に従う方法及びそれに適した装置の簡潔な実施を記載しており、当該方法及び当該装置を用いて、好ましくは全体的な網膜の血圧値rPを手動で視覚的な測定基準と共に、従来技術の上述したエラー源なしに、特定することが出来る。既に冒頭で詳述した通り、全体的な網膜の血圧値rPから、全体的な網膜の網膜灌流圧値rPPを特定することが出来る。

【0042】

本発明に従う装置は全ての実施において、この第1の実施例と同様に、図1においてブロック回路図で図示されているように、少なくとも1つの変更可能な刺激圧を発生及び適用するための少なくとも1つのユニット1、演算制御ユニット4、画像形成ユニット2、及び、眼圧計3を含んでいる。図4に概略的に図示されている変更可能な刺激圧を発生及び適用するためのユニット1は、圧力発生ユニット1.2、保持部（ホルダー）1.3、及び、圧力適用装置1.1を有しており、当該圧力適用装置1.1は、特にはメガネに似た保持部1.3を介してその都度側方で（側頭部で）患者の右目又は左目に固定されている。圧力適用装置1.1は非押圧的に（押圧せず）に患者の検査されるべき眼に面で当接される（面接触される）。

【0043】

圧力適用装置1.1は、患者の検査されるべき眼Aに対して変更可能な刺激圧SDをもたらしするために用いられ、また、それは第1の実施例に従えば小型の空圧的なバルーンであるが、例えば押圧スタンプ、吸着カップ（吸盤）、又は液圧系であってもよい。

【0044】

小型の空圧的なバルーンとしての圧力適用装置1.1の実施は、既に知られている方法とは異なり、複数の長所を有している。そうして例えば、圧力適用装置1.1の縁にて金属、プラスチック、セラミックス、又はその他の固形材料（個体材料）から作製される鋭い縁による負傷リスクは明らかにより小さいものである。更に、バルーンの柔軟な表面は検査の間、患者にとって明らかにより快適なものである。加えて、全ての方向に均一に行われるバルーンの拡大によって、測定結果の歪曲を導く横力は回避される。

【0045】

圧力発生ユニット1.2は圧力適用装置1.1と接続状態にあり、当該圧力発生ユニット1.2を用いて変更可能な刺激圧SDは、発生、増加、減少及び一定に維持、され得る。

【0046】

変更可能な刺激圧SDを制御して発生させるために、変更可能な刺激圧を発生及び適用するためのユニット1は、演算制御ユニット4を接続されている。選択される圧力適用装置1.1に応じて、変更可能な刺激圧を発生及び適用するためのユニット1は、圧力発生ユニット1.2として、例えばポンプ、空圧シリンダ及びピストンからなるシステム、及び／又は、リニア駆動のための電子制御機器を含んでいる。この第1の実施例では、圧力発生ユニット1.2は、空圧シリンダ及びピストンからなる空圧システムであり、ピスト

10

20

30

40

50

ンはリニア駆動部を用いて空圧シリンダ内で変位され得る。ピストンの変位によって、空圧システム内に含まれる空気は圧縮されるか、拡張（膨張）され、それにより、圧力適用装置 1. 1 内で圧力増加又は圧力減少が発生する。圧力発生ユニット 1. 2 は有利には、変更可能な刺激圧 S D の増加及び減少を定義して調整するための構成要素を含んでいてもよい。これに関して、複数の可能な実施は、例えば、異なる絞り弁（チョークコイル）及び電磁弁（電磁バルブ）からなるシステム、又は、リニア駆動を調整する際に異なる速度を可能とする適切な電子制御機器、である。

【0047】

圧力発生ユニット 1. 2 は、有利には、変更可能な刺激圧 S D を測定するための構成要素を有している。これに関しては、実施に応じて、例えば圧力センサ、力センサ、又は距離センサ（間隔センサ）を用いることが出来る。

10

【0048】

圧力発生ユニット 1. 2 は、有利には、変更可能な刺激圧 S D の急激な減少を可能とする構成要素をも有している。これに関しては、1 つ又は複数の電磁弁が用いられてもよく、当該電磁弁を用いて緊急時には急速に空気が抜かれる。

【0049】

保持部 1. 3 は、患者の頭部に圧力適用装置 1. 1 を直接接続するために用いられ、また例えばメガネ、ヘアバンド、又は、つるであり得て、それらは患者の頭部に渡ってあてがわれる。特に、保持部 1. 3 はメガネの形状で形成される。患者の頭部における圧力適用装置 1. 1 の接続を改善するために、有利には、保持部 1. 3 には、メガネバンド、ゴムバンド、又は機械的に調整可能な固定手段のような、更なる構成要素が設けられている。

20

【0050】

圧力適用装置 1. 1 の個人個人に適合可能な位置決めを実現するため、特に、圧力適用装置 1. 1 を患者の眼 A へと近づける方向の調整可能性を実現するため、圧力適用装置 1. 1 は、保持部 1. 3 にて好ましくは高さ調整、間隔調整及び角度調整を介して個別に調整可能に、患者の眼 A に取り付け可能である。

【0051】

画像形成ユニット 2 のための網膜に対する光学的なアクセスは、また画像形成ユニット 2 の光路も、変更可能な刺激圧を発生及び適用するためのユニット 1 に含まれるいずれの構成要素によっても、阻害及び／又は遮断されてはならない。

30

【0052】

画像形成ユニット 2 としては、この例では、ルビーレンズを備えたスリットランプが用いられ、当該スリットランプを介して、検査者 U は網膜における視神経頭を調節及び観察する。スリットランプの代わりに、検査者 U は、例えば検眼鏡、網膜カメラ、又は O C T のような、網膜における視神経頭を観察することが可能である任意の機器を使用することが可能である。

【0053】

眼圧計 3 は圧平眼圧計として設計されており、また既知の様態でスリットランプに取り付けられている。眼圧 I O P の測定（眼圧測定）を本発明に従う方法で実行することが出来るように、圧平眼圧計は簡潔な取扱でルビーレンズと交換され得る。

40

【0054】

演算制御ユニット 4 は、変更可能な刺激圧を発生及び適用するためのユニット 1、及び、簡潔な入出力ユニット 5 と信号技術的に接続されており、それに伴い、検査者 U は、入出力ユニット 5 及び演算制御ユニット 4 を介して、変更可能な刺激圧を発生及び適用するためのユニット 1 を制御することが出来る。入出力ユニット 5 は、検査者 U による信号形成のために、ダブルフットスイッチを備えており、当該ダブルフットスイッチは右のフットボタンの操作で変更可能な刺激圧 S D を上昇させ、また左のフットスイッチの操作で変更可能な刺激圧 S D を減少させる。変更可能な刺激圧 S D の増加又は低下は、フットボタンがより強く押し込まれるほど、より急速なものとなる。フットボタンが解放されると、

50

変更可能な刺激圧 S D の変更のためにストップ信号が、入出力ユニット 5 及び演算制御ユニット 4 を介して、変更可能な刺激圧 S D を発生及び適用するためのユニット 1 へ発せられる。

【0055】

第 1 の実施例に従う装置は、特に全体的な網膜血圧値 r P を特定するために設けられており、既に冒頭で説明したように、当該全体的な網膜血圧値 r P からは、全体的な網膜灌流圧値 r P P を算出することが出来る。しかしながら当該装置は、複数の局地的な異なる周辺網膜領域にて、局所的な網膜血圧値 r P を特定するために繰り返し利用することによって、用いられてもよい。

【0056】

本方法は、以下において、第 1 の実施例に従う装置を用いて、個別の方法ステップ（方法工程）に関して説明される。

【0057】

ステップ 1-0 :

検査者 U は、視神経乳頭に自発的な静脈虚脱が見られないことを、確認する。この場合、安静時眼圧値 I O P₀ の代わりに、眼球外の網膜静脈圧値 R V P が網膜灌流圧値 r P P を算出するために考慮される。検査の前に検査者 U は、圧力適用装置 1. 1 が完全に空気を抜かれていること及び眼 A に直接当接していること、をチェックする。

【0058】

ステップ 1-1 :

検査者 U は、先ず検査の前に、眼圧計 3 として用いられる圧平眼圧計を用いて安静時眼圧値 I O P₀ を測定し、この値を保存するために演算制御ユニット 4 に入力するか、又はこれを記録する。

【0059】

ステップ 1-2 :

検査者 U は、圧平眼圧計をルビーレンズに交換し、スリットランプを用いて視神経乳頭を調整し、また、右側のフットボタンを用いて入出力ユニット 5 及び演算制御ユニット 4 を介して、視神経乳頭の静脈を観察しながら変更可能な刺激圧 S D の上昇を開始する。演算制御ユニット 4 は、右側のフットボタンの操作の強さに応じて、刺激圧の上昇のスピードを制御し、また、最初の操作と同時にスタート信号を発生させる。スタート信号から始まり、演算制御ユニット 4 は、変更可能な刺激圧を発生及び適用するためのユニット 1 の刺激圧値 S D を引き継ぎ、また、これを時間に従属して記録する。検査者 U は、パルス現象をより良好に識別するために、右側のフットボタンと左側のフットボタンを交換して、変更可能な刺激圧 S D を任意に素早くまた長く上昇及び降下させることが出来る。

【0060】

ステップ 1-3 :

自発的な静脈虚脱が初めに視認可能に発生した場合、検査者 U は、自身の足をフットボタンから離し、入出力ユニット 5 及び演算制御ユニット 4 を介して、ストップ信号を発生させる。それに伴い、変更可能な刺激圧 S D を発生及び適用するためのユニット 1 内での変更可能な刺激圧 S D の更なる増加又は減少は停止され、また変更可能な刺激圧 S D は一定に維持される。

【0061】

ステップ 1-4 :

検査者 U は、ルビーレンズを圧平眼圧計に交換し、眼下の眼圧 I O P を測定し、この値を記録するか又は入出力ユニット 5 を介してこの値を演算制御ユニット 4 に入力する。ここでは、この値は、眼球外側の網膜静脈圧 R V P として、ストップ信号の時点に対する記録された時間値と共に、保存される。

【0062】

ステップ 1-5 :

検査者 U は、更に視神経乳頭を観察し、今や右側のフットボタンを更に操作することに

10

20

30

40

50

よって、変更可能な刺激圧 SD を、迅速に収縮期血圧を超える網膜血圧値 rP まで上昇させる。演算制御ユニット 4 は、更に時間に依存して変更可能な刺激圧 SD を記録する。収縮期血圧を超える網膜血圧値 rP に到達した後、すなわち、網膜動脈収縮期血圧 rP_{asy} より高い網膜血圧値 rP に到達した後で、検査者 U は、左側のフットボタンを操作し、また、変更可能な刺激圧 SD を再びゆっくりと減少させる。

【0063】

ステップ 1-6 :

視神経乳頭の領域での最初の動脈拍動（動脈パルス）を識別することで、検査者 U は自身の足を右側のフットボタンから離し、それによりストップ信号を発生させる、それに伴い変更可能な刺激圧 SD は一定に維持される。検査者 U は眼圧 IOP を測定し、これを記録するか、又は、入出力ユニット 5 を介して演算制御ユニット 4 にそれを入力する。眼圧 IOP は、全体的な網膜動脈収縮期血圧値 rP_{asy} として、演算制御ユニット 4 に保存され、また、ストップ信号の時点に対する時間信号 $s(t)$ に割り当てられる。

10

【0064】

ステップ 1-7 :

検査者 U は、再度視神経乳頭を見て、視神経乳頭での強い動脈拍動がちょうど見えなくなるまで、変更可能な刺激圧 SD の更なる減少を継続する。検査者 U は足を右側のフットボタンから離し、それに伴い再びストップ信号を発生させ、眼圧 IOP を測定し、そして、受け取られた眼圧値 IOP を、入出力ユニット 5 を介して演算制御ユニット 4 に入力する。演算制御ユニット 4 はこの眼圧値 IOP を網膜動脈拡張期血圧値 rP_{adia} として保存し、この値を時間従属性に分類する。

20

【0065】

ステップ 1-8 :

検査者 U は変更可能な刺激圧 SD を迅速に 0 とすることで、検査を終了し、それに伴い、演算制御ユニット 4 も検査プロセスを終了し、圧力系は完全に緩和し、そして、時間記録は終了する。刺激圧値 SD 及び眼圧値 IOP の時間記録からは、個別の回帰直線が形成され、それは、それぞれの刺激圧値 SD のために、眼圧 IOP 及び変更可能な刺激圧 SD の間の関連を算出する。この関連（関係）は、該当する人物及び該当する眼 A のための更なる検査のために保存される。全体的な網膜血圧値 rP からは、演算制御ユニット 4 によって、今や、全体的な網膜灌流圧値 rPP が算出され、また、検査記録（検査プロトコル）として別の複数の網膜血圧値 rP と共に出力される。

30

【0066】

代替的に、網膜動脈収縮期血圧値 rP_{asy} と同様に扱われる眼圧 IOP の測定を省略してもよい。従って、ステップ 1-6 でのストップ信号の後に、眼圧 IOP の測定の代わりに、演算制御ユニット 4 によって時間信号 $s(t)$ に保存される信号のみが、検査者 U によって発せられる。従ってステップ 1-8 では、網膜動脈収縮期血圧 rP_{asy} のための値は、回帰直線 $IOP = f(SD)$ から算出される。従って、網膜動脈収縮期血圧 rP_{asy} が測定されるのではなく、回帰直線を用いて算出されるので、検査のための時間を短縮することが出来る。

40

【0067】

眼圧 IOP 及び変更可能な刺激圧 SD の間の関連の演算をより正確に構成するために、記載された方法の間に、 OP 測定を伴う更なる中断を、差し込んでもよい。

【0068】

トノグラフィ効果によるエラーを避けるため、眼圧計測定は、最長でも 1 分以内で終了される。反跳式眼圧計を使用する場合、 IOP 測定は数秒で実行することが可能である。

【0069】

本発明に従い提案される方法は、合目的には、例えば眼球外の網膜静脈圧 RVP といった複数の網膜血圧値 rP のうち 1 つのみを測定するため、用いることが出来る。この場合、検査プロセスは既にステップ 1-4 の後に中断され、そして、眼圧 IOP 及び変更可能な刺激圧 SD の間の個々の関係は必要ないので、変更可能な刺激圧を発生及び適用するた

50

めのユニット 1 を用いての変更可能な刺激圧 S D の測定を排除することも可能である。

【0070】

本発明に従う装置の第 2 の実施例を用いて、また、本発明に従う方法の第 2 の実施例を用いて、検査者 U によって、第 1 の実施例と同様に、視覚的な測定基準に従って手動で、全体的な網膜血圧値 rP がオンラインで特定され、またその後、追加的に局所的な網膜血圧値 rP が最初の検査により記録されたビデオシーケンスのオンライン評価によって特定される。

【0071】

局所的な網膜動脈圧値 rPa からは、近似的に、網膜灌流圧値 rPP が特定され得る。静脈血管が眼球から出ていくまでの静脈流路は通常低血圧領域でありまた非常に低い静脈の流れ抵抗であることが期待されるので、近似的に、局所的な網膜灌流圧値 rPP が、本方法を用いて検知される局所的な網膜動脈圧値 rPa から、安静時眼圧 IOP_0 及び眼球外の網膜静脈圧 RVp を差し引いて（より大きい方の値に応じて）、算出される、と見なされる。

【0072】

局所的な網膜血圧値 rP の手動での特定が意味することは、網膜の観察される位置における付随する網膜血圧値 rP を検知するために、また場合によっては属する付随する網膜灌流圧値 rPP を算出するために、血管部分で選択された血管領域及び／又は選択された毛細血管領域にて、視神経乳頭での全体的な網膜血圧値 rP を特定するために観察されたような視覚的拍動基準（視覚的パルス基準）が再び観察されること、である。

【0073】

とりわけ、激しい直径拍動の血管閉塞までの素早い増加（上昇）や、又は、完全な蒼白と認識される完全な毛細血管閉塞までの毛細血管の脈動に類似の蒼白も、局所的な視覚的パルス基準である。本発明に従い微小循環から、例えば臨界的な網膜動脈又は毛細管圧（網膜動脈臨界血圧 rPa_{krit} ）、又は、網膜静脈又は毛細血管の閉塞圧（網膜動脈閉塞圧 rPa_{vs} ）といった、定義された局所的な網膜血圧 rP 、が利用される。それらは、網膜灌流圧 rPP が減少する場合に、激しい拍動を伴い、血管閉塞までの網膜動脈臨界血圧 rPa_{krit} で発生し、当該血管閉塞は、網膜動脈閉塞圧 rPa_{vs} で発生する、また、それらは、特別な病態生理学的に定義された局所的な網膜血圧値 rP として特定される。

【0074】

局所的な網膜血圧値 rP の特定、特には網膜動脈閉塞圧値 rPa_{vs} の特定は、例えば分枝閉塞症の際のような網膜の循環障害の場合、又は、糖尿病性網膜症の場合、緑内障やその他の疾患の際のように局所的な血管領域が失われているか制限されている場合、臨床特により有利である。網膜動脈臨界血圧 rPa_{krit} 及び網膜灌流圧 rPP は、他方で、予見的（予測的）な値を有しており、危機的な循環状況の機能的な早期診断を可能とする。

【0075】

第 2 の実施例は、装置及び方法の視点から、第 1 の実施例の本発明に従う拡張を表している。

【0076】

装置の本発明に従う拡張は図 2 に表されている。第 1 の実施例に従うスリットランプの代わりに、ここでは画像形成ユニットとして、デジタルの画像記録ユニット（画像撮影ユニット）を有する網膜カメラが用いられ、それはデジタルのビデオレコーダーに接続されており、それに撮影されたビデオシーケンスが送られる。更に本装置は、結果保存ユニット 7 及びそれに接続されたデータ及び画像評価ユニット 8 を含んでおり、当該画像評価ユニット 8 もまた、デジタルビデオレコーダ 6 と同様に、信号路を介して中央の演算制御ユニット 4 に接続されている。入出力ユニット 5 は、ビデオシーケンスを表示するためそして結果を提示するモニタを含んでいる。有利には、眼圧計 3 としては、圧平眼圧計ではなく、反跳式眼圧計が用いられる。

【0077】

デジタルビデオレコーダ6は、時間信号 $s(t)$ で変更可能な刺激圧SDを発生及び適用するためのユニット1と同時に作動させるために、入力側で信号路を介して演算制御ユニット4に接続されている。演算制御ユニット4に対するこの信号接続を介して、制御信号もまた、検査者Uによって、入出力ユニット5を用いて発せられ、或いは、演算制御ユニット4へ入力され、画像形成ユニット2へ更に送られる。上述の信号路は従って、装置の経過制御に利用される。演算制御ユニット4は、さらに時間について、この時間信号 $s(t)$ に、全ての検出された眼圧値IOP或いは全ての全体的な網膜血圧値rPを割り当てるが、後のオフライン評価の際に生じる局所的な網膜血圧値rPも、その局所的な網膜血圧値rPに割り当てられた画像及び画像内の測定地点と共に、割り当てる。

10

【0078】

デジタルビデオレコーダ6は、別の信号路を介してデータ及び画像評価ユニット8と接続されており、そこでは全てのデータ及び制御信号の加工及び同時の（シンクロした、同期した）保存が、時間信号 $s(t)$ に対して行われる。データ及び画像評価ユニット8も同様に、信号路を介して接続されている演算制御ユニット4を介して、制御される。

【0079】

信号路を用いることで、演算制御ユニット4を介して、以下においてより詳細に説明する方法の経過制御（進行制御）が実現される。検査者Uによって入出力ユニット5を介して入力される制御命令は、信号ラインを介して、演算制御ユニット4へ更に送られ、そこで処理され、また関係するユニットへと更に送られる。

20

【0080】

入出力ユニット5は、検査者Uによるデータ及び制御信号の入力のために、また、それぞれの検査結果の表示及び出力のために、用いられる。検査の間に、刺激圧値SD及びビデオシーケンスは、モニタ上にオンラインで表示される。検査者Uは、この第2の実施例では、視神経乳頭をモニタを介して観察するが、第1の実施例でのように、もはや直接スリットランプを介しての直接の観察はしない。

【0081】

本発明に従い、第1の実施例で行われる方法ステップに対応的に実行される、全体的な網膜血圧値rPの特定の後で、局所的な網膜血圧値rPのオフライン評価が、記録されたビデオシーケンスを用いて、実行される。

30

両方の（左右の）フットスイッチは、その際、ビデオ再生を制御するために操作される（ビデオ再生の速度はフットスイッチを操作する強さを介して制御され、左のフットスイッチはビデオシーケンスを戻し、右のフットスイッチは再生を先へと制御する）。フットスイッチを離すと、ビデオシーケンスの再生は止まり、また、ビデオシーケンスの画像が静止画として、モニタ上に提示される。モニタ上には、表示されている画像に属する目下の刺激圧値SD、及び／又は、選択的に割り当てる眼圧値IOPが表示される。そのための基礎は、全体的な網膜血圧値rPの特定の終了後に既に存在する計算結果であって、変更可能な刺激圧SD及び眼圧IOPからの関連の計算結果、である。

【0082】

局所的な網膜血圧rPをオフライン測定するための方法ステップは、全体的な網膜血圧rPを特定するための方法ステップと関連して、以下のように、実行される。

40

【0083】

ステップ2-1:

検査者Uは、入出力ユニット5を介してオフライン評価を開始する（進行メニューポイント）。結果画像保存ユニット（リザルト画像保存ユニット）7及び時間信号 $s(t)$ は、 $s(t)=0$ にセットされる。デジタルビデオレコーダ6は、第1の画像から開始する。グラフィック図表は、画像内で第1の刺激圧値SD或いは眼圧値IOPをモニタ上に表示する。入出力ユニット5は、モニタ画像でのインタラクティブモードで切り替えられ、また、検査者Uによって入出力ユニット5に属するマウスを用いることで、測定地点をマ

50

ーキングするための網膜の画像（静止画）にカーソルが現れる。フットスイッチは上述のようにビデオ制御に切り替えられる。

【0084】

ステップ2-2：

検査者Uは、足でビデオシーケンスの進行及び逆行の制御を開始し、また、その際、関心のある血管領域を観察する。更に上述のパルス現象が発生する場合、検査者Uは再生を停止する。

【0085】

ステップ2-3：

検査者Uは、マウスを用いて静止画内で、拍動現象（脈動現象）のある箇所を画像内の測定地点としてマークする、その後リスト内で拍動現象に対応する網膜血圧値 rP をクリックする。演算制御ユニット4は、画像に対応する網膜血圧値 rP 或いは刺激圧値 SD を受け取り、刺激圧値 SD を場合によっては網膜血圧値 rP に換算し、時間信号 $s(t)$ に割り当てられたビデオシーケンスの画像の画像番号及び画像内の記載された測定地点と共に、検査プロトコルに結果を保存する。検査者Uには、網膜灌流圧値 rPP を計算するための付随する静脈の測定地点を別のステップに知らせることが勧められる。網膜動脈臨界血圧 rP_{akrit} のケースでは、検査者Uは、動脈及び静脈の測定地点の代わりに、（蒼白した）関係する毛細管領域をマウスで図的に書き換えることも出来る。

【0086】

このステップの終了後、検査者Uは、更なる測定地点及び更なる網膜血圧 rP を検出するための継続を所望する場合は、ステップ2-2へ戻るか、又は、本方法を終了する。

【0087】

ステップ2-4：

本方法を終了する際には、全ての網膜血圧値 rP がそれらの測定地点と共に圧力マッピング画像へ記録され、検査者Uに提示され、そして、測定プロトコルとして数的に印刷される。

【0088】

実際の検査の後に続くオフライン評価を実現するために、データ及び画像分析ユニット8が利用される。このユニットは検査の間に記録されたデータを引き受け、それらを互いに埋め合わせるので、その結果、圧力マッピングによって図6aから図6cに示されているような圧力マッピング画像を作成することが出来る。当該圧力マッピング画像は、局所的な灌流圧差を視覚的に観察することを可能にする。

【0089】

本発明に従う装置及び方法のための第3の実施例を用いると、全体的及び局所的な網膜血圧値 rP の特定のみならず、客観的且つ自動的な網膜の描写（網膜イメージング）が実施される。

【0090】

血液の微小循環の静的な条件下において、異なる流れ抵抗と共に流路のネットワークが形成されており、それは、毛細管領域自体に、また毛細管領域の上流又は下流に接続する血管部分にしてそれぞれに局所的な血管網を形成する血管部分に、該当する。結果的に、流路のネットワークの形成は、個々の局所的血管網の間で、特には個々の局所的毛細管領域の間で、網膜灌流圧 rPP の局所的な分布を有する。

【0091】

流れ抵抗の局所的な差異は、眼圧 IOP の上昇の際に又は網膜灌流圧 rPP の低下の際に或いは網膜動脈圧 rPa の低下の際に、局所的な血管網或いは毛細管領域が、上流又は下流に接続されている高い流れ抵抗により、既により早い時点で虚脱すること、又は、最早十分に血液を供給され得ず、その一方で近傍の別の血管領域が上流又は下流に接続される低い流れ抵抗により依然として十分に血液が流されている（供給されている）こと、を導く。

【0092】

10

20

30

40

50

より大きな血管の虚脱は、血管直径の強く増加する脈動であると見なすことが可能であり、網膜動脈閉塞圧 $rP_{a_{vs}}$ のための客観的な測定基準として利用可能である。局所的な網膜動脈臨界血圧 $rP_{a_{krit}}$ への到達は、網膜動脈拡張期血圧 $rP_{a_{dia}}$ が超えられた場合、毛細管領域においては、同様に先ず、関連する領域の脈動の増加によって、特徴づけられ、それに対し眼圧 IOP が更に上昇する場合、毛細血管の閉塞及びその結果生じるそれぞれの毛細血管領域の蒼白化及び／又は白色化（灰色化）が起こる。毛細血管領域が完全に閉塞する時点に対して、この毛細血管領域は、網膜の画像内でその最大の明度値（輝度値）に達する。輝度の局地的な最大値への到達は、網膜動脈閉塞圧 $rP_{a_{vs}}$ への到達として利用することが可能であり、また、強い毛細血管の拍動の開始（或いは毛細血管領域の輝度の到達）は、網膜動脈臨界血圧 $rP_{a_{krit}}$ のための客観的な測定基準として利用することが可能である。本発明に従う構成にとって本質的であるのは、網膜動脈圧 rPa の通常の測定とは異なり、眼圧 IOP が、収縮期血圧を超える（超収縮期の）網膜の血圧 rP から降下してはならない、又は、下げられてはならない、そうではなく、検査前に安静時眼圧 IOP_0 から上昇しなければならない、或いは、増加されなければならない、その理由は、さもなければ、探される圧力差が形成されないことにある（方法ステップを参照）。

10

【0093】

第3の実施例に従う方法は、有利には毛細血管のコントロールリザーブ（調整的な蓄え）の検査において、並びに、糖尿病性網膜症、緑内障及びその他の疾患の際の予期される毛細血管の喪失の予見として、適用することが出来る。

20

【0094】

図3においてブロック回路図で示されているように、第3の実施例も前述の例を基礎としており、またそれを拡張するものである。第2の実施例の装置は、信号分析ユニット9に関して、スペクトル商信号を形成するためのユニット10に関して、そして、血管直径信号を形成するためのユニット11に関して、拡張される。画像形成ユニット2は、この場合、スペクトル調整（変調）された網膜カメラであり、また、デジタルビデオレコーダは排されている。ユニット9、10、11の全ては、入出力ユニット5及びデータ評価ユニット8並びに画像形成ユニット2に接続されている。特に、網膜の調整のため、及び、検査プロセスの間の調整の追跡及びコントロールのための網膜血圧値 rP 及び測定結果と共に、ビデオシーケンスが、検査者に提示される。

30

【0095】

スペクトル商信号を形成するためのユニット10は、検査のために形成される信号に対する照射強度の従属関係を排除に寄与する。スペクトル調整された網膜カメラは画像形成ユニット2である。それは、照明光線経路内で、本発明に従い、少なくともダブルバンド性のバンドパスフィルタを有しており、例えば赤色光のスペクトル領域及び緑色光のスペクトルを備えており、それらの光はそれぞれ、デジタル画像センサの赤及び緑のカラーチャネルのスペクトル感受性に調整されている。その調整は以下のように行われる、すなわち、赤色のカラーチャネルも、緑色のカラーチャネルもバンドパスフィルタのその他のそれぞれのスペクトル領域に対して敏感（高感度）ではないように、行われる。カラーチャネル及びバンドパスフィルタは、スペクトル調整された網膜カメラの構成要素である。スペクトル商信号を形成するためのユニット10は、網膜カメラのビデオ信号を送られてそれを受け取り、また、緑のカラーチャネルで割って赤のカラーチャネルの強度からピクセルごとに商（割合、比率）を作成する。その際、当該ピクセルは網膜画像における同一の網膜に対応していなければならない。それに伴い、スペクトルに関して規格化された商画像（割合画像、比率画像）がもたらされ、当該商画像では、照明側での差異が、スペクトルに関する規格化によって、取り除かれている。基本的に血液を通過し後方散乱される赤色光はその際、参照波長として用いられ、その場合、緑色光内の光は、血液によって強く吸収され、また、それは網膜領域内での血液の体積を反映する。商（割合、比率）は、照明に依存して、毛細血管領域での血液の体積（血液ボリューム）を表している。それによりもたらされる網膜の商画像シーケンスは、スペクトル商信号を形成するためのユニット

40

50

10内に保存され、またその後、方法ステップに対応して信号分析ユニット9へ伝えられる。

【0096】

血管直径信号を形成するためのユニット11は、選択された血管部分において、血管部分に沿ってセグメントごとに、並びに、ビデオシーケンスの緑のカラーチャネルにおいて画像ごとに、又は商画像内で選択的に、血管直径を特定する。個々の血管セグメントの血管直径の時間的な連続からは、その後、血管直径信号が形成され、それらの信号は信号分析ユニット9へと送られる。

【0097】

本発明は、必ずしも、スペクトル的な商信号を形成するためのユニット10及び血管直径信号を形成するためのユニット11の双方を有している必要はない、また同様に、必ずしも、スペクトル的に規格化（正規化）された商画像及びそれらから導出される信号を形成する必要もない。この実施例の上述された提案は有利な実施である。

【0098】

眼圧計3はこの場合、信号経路を介して、演算制御ユニット4及びデータ及び画像評価ユニット8に接続されている。眼圧計3は、既に上述した実施例とは異なり、もはや、入出力ユニット5を介して全体的な網膜血圧rPを入力しなければなら検査者Uによって、手動で操作されるものではなく、直接装置内へ組み込まれ、また全自動でこの装置により制御される。これを実現するために、眼圧計3は、信号経路を介して演算制御ユニット4に接続されている。この接続は眼圧値IOPを伝達するために利用され、当該眼圧値IOPは、前もって定義された測定基準に達した場合に、眼圧IOPの自動的に実行される測定を引き起こす。検知された眼圧値IOPは、信号経路を介して演算制御ユニット4へと伝達され、またそこで更なる処理のために時間信号s(t)に同期される。時間信号s(t)に同期された眼圧値IOPは、保存及び更なる処理のために、信号経路を介してデータ及び画像評価ユニット8へ送られる。

【0099】

結果保存ユニット7は、この実施例でも、圧力マッピング画像の保存或いは中間保存に利用される。

【0100】

分析のために信号分析ユニット9へ提供される血管直径信号としては、個々の血管セグメントの時間及び位置に依存する血管直径、又は、複数の血管セグメントから形成される血管部分のために平均化された、血管直径信号を形成するためのユニット11からの血管直径、並びに、定義された面に渡って、1つのピクセルによって又は複数のピクセルからなる1つのグループによって形成される、平均化され規格化されていない明暗度、及び／又は、異なる色の明度値から平均化された商が、利用される。

【0101】

全体的な網膜血圧rPの自動的な測定の実施のため、及び、圧力マッピングのために、以下の方法ステップが実行される。

【0102】

ステップ3-0：

検査者Uは、圧力適用装置1.1が圧力を及ぼすことなく、側頭部のまぶた角で眼Aへ軽く接触するように、患者の頭部に圧力適用装置1.1を取り付ける。

【0103】

その後、網膜画像形成に並行して自動的な眼圧計測定が可能であるように、また、網膜カメラが入出力ユニット5のモニタ上で視神経乳頭と共に網膜の比較可能な画像を供するように、検査者Uは、変調された網膜カメラ及び組み込まれた眼圧計3を眼Aに適応させる。

【0104】

画像形成ユニットにより供されるビデオシーケンスは、適切な手段を用いて、十分な画質であるかチェックされる。場合によっては、検査者Uには、網膜カメラを調整すること

10

20

30

40

50

による画像クオリティの修正が勧められる。

【0105】

その後、検査者Uは、検査プロセスを開始する。

【0106】

ステップ3-1:

演算制御ユニット4は、出力値或いは安静時眼圧値 IOP_0 としての自動的な眼圧測定を指示する。

【0107】

ステップ3-2-1:

網膜によってビデオシーケンスを形成する網膜の画像が作成される間、変更可能な刺激圧SDはその時上昇される。データ及び画像評価ユニット8は、ビデオシーケンスの画像を分析し、隣接する画像の間の画像変位或いは回転を特定し、画像座標を、同一の網膜点をカバーする運動補正（運動修正）されたビデオシーケンスが作成されるように、修正する。以降は、この運動補正されたビデオシーケンスから始められる。

10

【0108】

盲点（視神経乳頭）及び血管が適切な手段で選択され、その際、カラー画像又は商画像を用いて、静脈血管及び動脈血管が互いに区別される。選択された静脈血管及び動脈血管は保存される。

【0109】

ステップ3-2-2:

血管直径信号を形成するためのユニット11は、選択された血管網を呼び出し、そして、セグメント毎に血管に沿って並びに画像毎に、血管直径を特定する、その際、それらの血管直径の値はその都度位置、時間或いは画像に割り当てられて保存される。

20

【0110】

ステップ3-2-3:

スペクトル商信号を形成するためのユニット10は、上述のように、ビデオシーケンスの運動補正された複数の画像から、スペクトル的な規格化された商画像を形成する。

【0111】

更に、血管として認識されなかった、また従って、選択される血管網には属していない商画像の、全てのピクセルのために、複数の商信号が作成され、それらは、網膜上での測定地点におけるピクセル毎の商信号の時間的な経過を、ビデオシーケンスの画像内で時間信号 $s(t)$ を介して、説明する。

30

【0112】

ステップ3-2-4:

データ及び画像評価ユニット8は、ビデオシーケンスの赤又は緑の運動補正された画像（カラー画像）から、また同様に、時間及び位置に依存する緑及び／又は赤の色強度信号の時間経過から、選択された血管網に属するピクセルを除いた全てのピクセルのために、信号を形成する。

【0113】

形成された全ての信号は、信号分析ユニット9へ提供される。

40

【0114】

ステップ3-3:

信号分析ユニット9は、後述の定義された客観的な測定基準に関して、全ての信号を監視（チェック）する。

【0115】

ステップ3-3-1:

選択された視神経乳頭での信号は、自発的な静脈虚脱の発生に関して、監視される。客観的な測定基準として以下a)及びb)が用いられる。

【0116】

a) 個々の静脈血管セグメントは、以前よりも数倍強く、脈動を開始する、及び／又は

50

、同時に視神経乳頭上の大部分の静脈血管セグメントより強く、脈動を開始する。それによりもたらされる直径の変化の閾値倍率は3倍で固定されるが、実験的な検査に基づき、別に調整されてもよい。

【0117】

b) 商信号及び／又は赤色のカラー強度信号及び／又は緑色のカラー強度信号は、その脈動振幅（パルス振幅）に関して、それ以前に対して、及び／又は隣接するピクセルに対して、数倍増加する。閾値倍率としては3倍で固定されるが、それは、実験的な検査に基づき、別に調整されてもよいし、又は異なる信号の間で異なるように調整されてもよい。

【0118】

ステップ3-2-2：

網膜全体の上述の信号は、以下の局所的な網膜動脈圧 $r P a$ に従って監視される。

【0119】

$r P a_{d i a}$ ：網膜動脈拡張期血圧（網膜動脈最低血圧）

判断基準：動脈の血管直径のセグメントが、その時間的な脈動強度（パルス強度）に関して、小さい刺激圧力 $S D$ の場合の脈動強度の少なくとも3倍に増加し始める。

【0120】

$r P a_{k r i t}$ ：網膜動脈臨界血圧

判断基準：小さい刺激圧力 $S D$ の場合に観察可能である網膜血圧値 $r P$ の3倍で開始し増加する商信号或いは赤色のカラー強度信号及び緑色のカラー強度信号の拍動

【0121】

$r P a_{v s}$ ：網膜動脈閉塞圧

判断基準：商信号或いは赤色のカラー強度信号及び緑色のカラー強度信号の強い脈動が最早検出不能であり、また、商信号或いは赤色のカラー強度信号及び緑色のカラー強度信号が強い脈動の前の値に対して、少なくとも脈動強度の半分の大きさは、明らかに増加される。

【0122】

$r P a_{s y s}$ ：網膜動脈収縮期血圧（網膜動脈最高血圧）

判断基準：強い動脈の直径脈動が少なくとも、拡張期の脈動強度の半分の3分の1まで、激減している。

【0123】

ステップ3-4：

信号分析ユニット9が静脈虚脱に対する基準のうち少なくとも1つが満たされていることを認識すると、安静時眼圧値眼圧 $I O P_0$ は網膜静脈圧値 $r P v$ と同一視される。この場合、安静時眼圧値眼圧 $I O P_0$ は網膜灌流圧値 $r P P$ を静脈側で特定する。この場合は、しかしまた自発的な静脈虚脱が認められない場合も、演算制御ユニット4を介して変更可能な刺激圧 $S D$ を発生及び適用するためのユニット1の開始及び変更可能な刺激圧 $S D$ の増加が引き起こされる。変更可能な刺激圧 $S D$ は少なくとも毎秒 1 mmHg での増加が見込まれる。後続の時間経過については図5を参照されたい。

【0124】

制御分析ユニット9は更に、測定基準の発生を監視する。演算制御ユニット4は、全ての現行の刺激圧値 $S D$ を時間信号 $s(t)$ に割り当て、当該時間信号 $s(t)$ は、第1の開始信号ではゼロと見なされ、また、この時点から当該時間信号 $s(t)$ にビデオシーケンスの全てのオリジナル画像及び導出される画像、商画像及び信号も割り当てられる。

【0125】

ステップ3-5：

信号分析ユニット9が視神経乳頭での自発的な静脈虚脱を認識すると、その後、演算制御ユニット4を介して、変更可能な刺激圧 $S D$ を発生及び適用するためのユニット1のための停止信号（ストップ信号）が発せられ、また、変更可能な刺激圧 $S D$ は一定に維持される。演算制御ユニット4は自動的な眼圧測定を引き起こす。停止時点に対して測定された眼圧値 $I O P$ は時間信号 $s(t)$ に割り当てられる。眼球外の網膜静脈圧 $R V P$ のため

10

20

30

40

50

の値としての眼圧値 I O P を保存し及び割り当てた後、刺激圧の増加が実行される。

【0126】

ステップ 3-6 :

別の測定基準が生じると、演算制御ユニット 4 を介して再度、変更可能な刺激圧 S D を発生及び適用するためのユニット 1 のための停止信号が発せられ、変更可能な刺激圧 S D はそれ以上上昇されない、そして、関連する眼圧値 I O P が、演算制御ユニット 4 による自動的な眼圧測定の作動によって特定される。眼圧値 I O P は再度時間信号 $s(t)$ に割り当てられるが、網膜画像内の 1 つ或いは複数の測定地点、及び測定基準に属する網膜血圧値 rP にも、割り当てられる。

【0127】

異なる大きさに高められた変更可能な刺激圧 S D のもとでの少なくとも 2 回の眼圧計測定が実行された場合、眼 A での眼圧値 I O P と刺激圧値 S D の間の個別の関係性 ($IOP = f(SD)$) が特定される。更なる眼圧値 I O P を、この関係性の精度を高めるために特定することが出来る。

当該関係 $IOP = f(SD)$ は保存され、また問題となっている検査のための最新の刺激圧値 S D から任意の眼圧値 I O P を算出するために利用され得る。

【0128】

ステップ 3-7 :

網膜動脈臨界血圧 rPa_{krit} 又は網膜動脈閉塞圧 rPa_{vs} のための測定基準が発生すると、網膜上の関連する複数の測定地点が、複数の測定領域 B 或いは複数の面要素にまとめられる、そして、これらの測定領域 B の境界線が形成される。これらの測定領域 B を有する個々の画像に対して、1 つの網膜血圧値 rP を割り当てることが可能であり、また、臨界的な又は閉鎖された測定領域 B の動的な表示を提示することが可能である。これらの測定領域 B の発展は、結果画像においても、色分けされてまとめられ得る。そのような結果画像は、圧力マッピング画像であり、図 6 a に示されている。それぞれに複数の測定地点が存在する複数の測定領域にして、種々の斜線を施されている測定地点は、異なる大きさの値を有しており、それらの値は例えば網膜灌流圧 rPP 、網膜動脈臨界血圧 rPa_{krit} 又は網膜動脈閉塞圧 rPa_{vs} のためのものである。

【0129】

血管部分にて測定される局所的な網膜血圧 rP も同様に、図 6 a 及び図 6 b に示されているように、灌流圧及び血圧マッピング画像（圧力マッピング画像）としての 1 枚の結果画像内で、表示され得る。

【0130】

ステップ 3-8 :

遅くとも網膜の収縮期血圧を超える（超収縮期、上収縮期）血圧値 rP に到達した後で、付随する網膜動脈圧 rPa の特定後に、検査は終了され、また、演算制御ユニット 4 が、変更可能な刺激圧 S D を 0 まで迅速に減少させる。測定プロトコル（測定記録）、及び、検知された網膜血圧値 rP を含んでいる圧力マッピング画像、及び、算出された網膜灌流圧値 rPP を含んでいる圧力マッピング画像が作成及び出力される。網膜血圧値 rP 及び網膜灌流圧値 rPP は、1 枚の圧力マッピング画像内で表示されてもよい。

【0131】

ステップ 3-9 :

局所的な網膜動脈圧値 rPa からはその際局所的な網膜灌流圧値 rPP が以下の関係から近似的に算出される。

【0132】

$$\begin{aligned} rPP &= rPa - IOP_0 && (\text{但し } IOP_0 > RVP) \text{ 或いは} \\ rPP &= rPa - RVP && RVP > IOP_0 \text{ の場合} \end{aligned}$$

【0133】

そして、圧力マッピング画像へ灌流圧マッピングのために直接入力されるか、又は、より良好な識別のために異なる色で色分けされて入力される。当該色分けは例えば、網膜動

10

20

30

40

50

脈閉塞圧 $r P a_{v s}$ には赤、網膜臨界血圧及び灌流圧には黄色、及び網膜血圧値又は灌流圧値の正常値には緑、で行われる。

【0134】

レーザースキャン技術に基づく画像形成方法の使用も有利な実施であり得て、当該方法を用いて、眼底の正常な画像を撮影することが可能である、又は、異なる色のレーザーを介して上述の方法と同様に通常の網膜カメラに基づいて本発明の実施バリエーションが実現される。

【0135】

画像形成ユニットがOCTデバイスとして設計される場合、すなわち画像形成が光学的なコヒーレンストモグラフィに基づいて行われる場合には、別の実施バリエーションがもたらされる。記録されたOCT画像からは、血管信号が3次元的に形成及び評価され、また、網膜大血管又は毛細血管内での、局所的な血流速度、局所的な血流、又は、局所的なヘマトクリット値（血球密度、血液細胞密度）を表す信号が、導出される。そのための例としては、OCT-Aが用いられ、処理されたその画像は変動された血球密度（頻繁に毛細血管密度とも称される）を表している。測定基準としては、これまでに記載した基準と同様に、拍動変化、又は、局所的な血液細胞速度の変化、局所的な血流の変化、又は、移動される血液細胞の密度の変化のようなOCT信号の変化、が用いられ、それらは、その後更に上記で定義された血圧値に割り当てられる。

【符号の説明】

【0136】

1	変更可能な刺激圧を発生及び適用するためのユニット
1. 1	圧力適用装置
1. 2	圧力発生ユニット
1. 3	保持部
2	画像形成ユニット
3	眼圧計
4	演算制御ユニット
5	入出力ユニット
6	デジタルビデオレコーダ
7	結果保存ユニット
8	データ及び画像の評価ユニット
9	信号解析ユニット（信号分析ユニット）
10	スペクトル商信号を形成するためのユニット
11	血管直径信号を形成するためのユニット
A	眼（眼球）
U	検査者
B	測定領域
s (t)	時間信号
r P P	網膜灌流圧（値）
r P	網膜の血圧（値）（網膜血圧（値））
r P a _{k r i t}	網膜動脈臨界血圧（値）
r P a	網膜動脈圧
r P v	（眼球内の）網膜静脈圧（値）
R V P	眼球外の網膜静脈圧（値）
S D	（変更可能な）刺激圧（値）
I O P	眼圧（値）
I O P ₀	安静時眼圧（値）
r P a _{v s}	（眼球外の）網膜動脈閉塞圧（値）

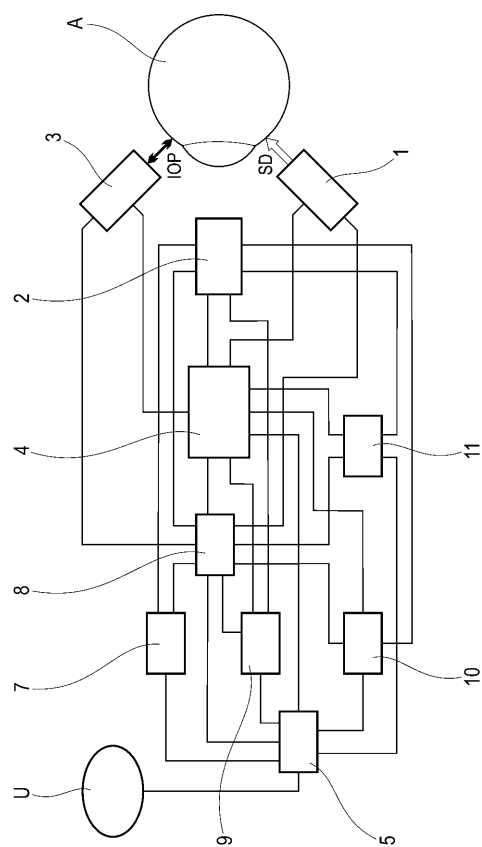
10

20

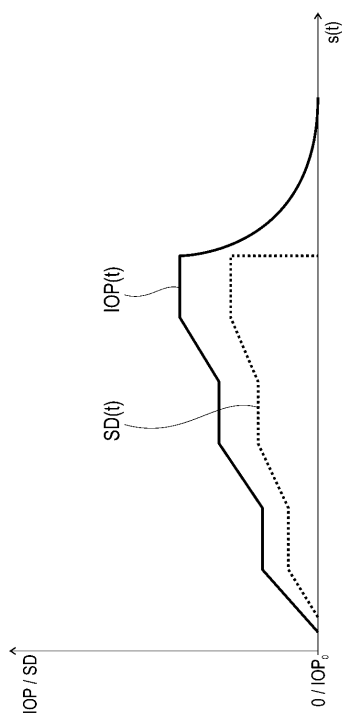
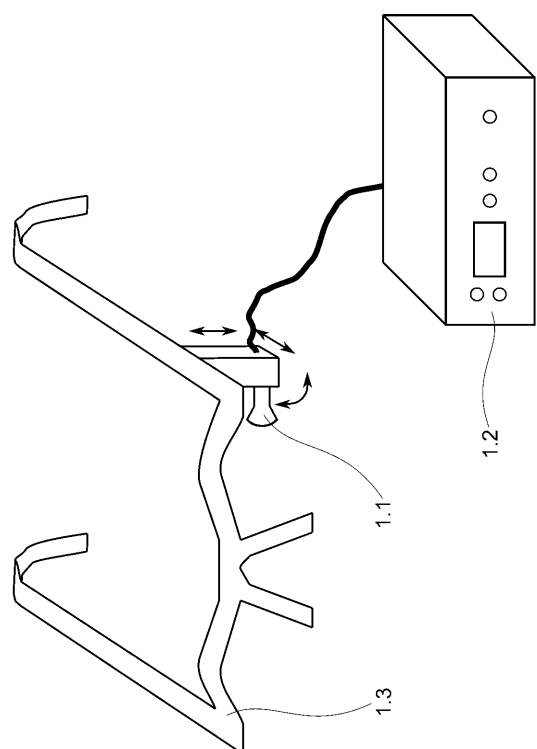
30

40

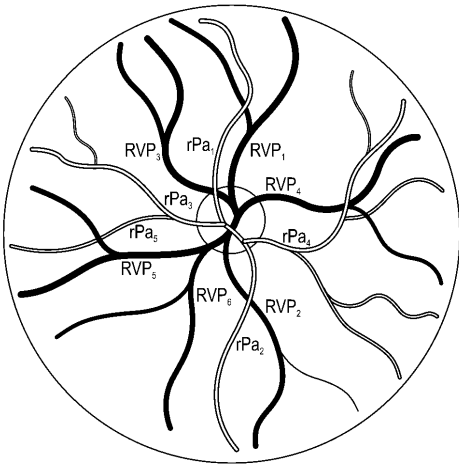
【図 3】



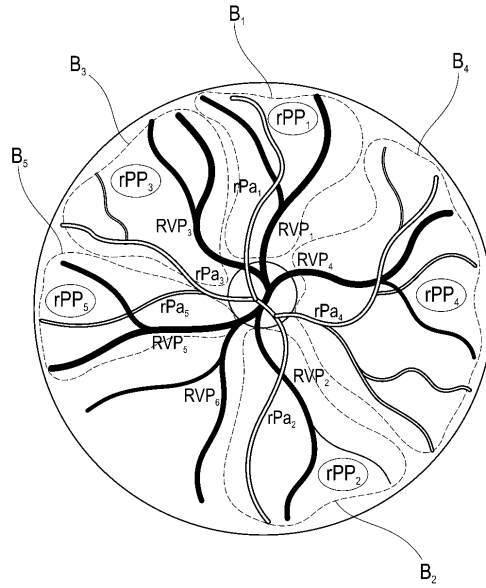
【図 5】



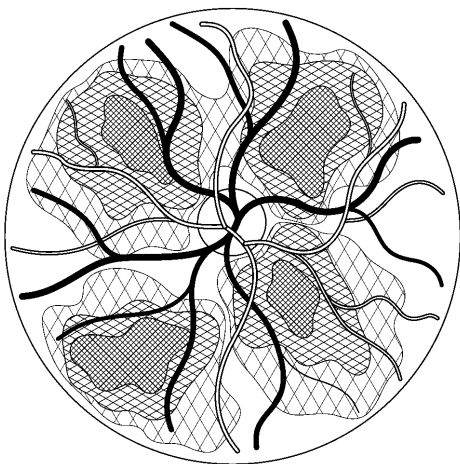
【図 6 a】



【図 6 b】



【図 6 c】



rPa_{kcl} : 1 2 3 4

$1 > 2 > 3 > 4$

フロントページの続き

(72)発明者 ベネディクト クラウス

ドイツ連邦共和国 0 7 7 4 5 イェーナ ヤンソンシュトラッセ 2 0

(72)発明者 トーマス リーマー

ドイツ連邦共和国 0 7 7 5 1 イェーナ ラーサナー オーバーヴェーク 1 0

Fターム(参考) 4C017 AA08 AB07 AC03 BC11 BD05 EE01 FF08

4C316 AA10 AA20 AB02 AB12 FA11 FA12 FA14 FB05 FB21 FC04

FZ03

【外国語明細書】

20191709960000001.pdf

20191709960000002.pdf

20191709960000003.pdf

20191709960000004.pdf