

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3958363号  
(P3958363)

(45) 発行日 平成19年8月15日(2007.8.15)

(24) 登録日 平成19年5月18日(2007.5.18)

(51) Int. Cl.

A 6 1 F 9/00 (2006.01)

F I

A 6 1 F 9/00 5 O 1

A 6 1 F 9/00 5 4 O

請求項の数 30 (全 39 頁)

(21) 出願番号	特願平9-500002	(73) 特許権者	アルピンス、ノエル・アミー
(86) (22) 出願日	平成8年5月3日(1996.5.3)		オーストラリア国、ビクトリア州 3 1 9
(65) 公表番号	特表平11-506373		2、チェルテンハム、チェスタービル・ロ
(43) 公表日	平成11年6月8日(1999.6.8)		ード 7
(86) 国際出願番号	PCT/AU1996/000257	(74) 代理人	弁理士 鈴江 武彦
(87) 国際公開番号	W01996/040027	(74) 代理人	弁理士 村松 貞男
(87) 国際公開日	平成8年12月19日(1996.12.19)	(74) 代理人	弁理士 橋本 良郎
審査請求日	平成15年5月6日(2003.5.6)	(74) 代理人	弁理士 白根 俊郎
(31) 優先権主張番号	08/476,449		
(32) 優先日	平成7年6月7日(1995.6.7)		
(33) 優先権主張国	米国(US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 患者の目の乱視を診断して外科的に矯正するための情報を外科医に提供するための装置

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

乱視の屈折力的測定とトポグラフィ的測定とを考慮しながら患者の目の乱視を評価する装置において、

患者の目の角膜のトポグラフィーすなわち表面形状に基づいて患者の目の乱視の大きさと軸とを測定する手段と、

目の屈折力の修正に基づいて患者の目の乱視の大きさと軸とを測定する手段と、

乱視の屈折力的およびトポグラフィ的両測定に基づいて手術パラメータを決定する手段と、を有し、

前記の手術パラメータを決定する手段は、

a) 一方では屈折力的に測定された乱視の値にトポグラフィ的に測定された乱視の値を加算し、他方では屈折力とトポグラフィーに関してそれぞれゼロでない目標乱視値を得るためにトポグラフィ的に測定された乱視値に屈折力的に測定された乱視値を加算すること、および、

b) 屈折力とトポグラフィーに関する目標乱視値の合計が最小になるように前記目標乱視値に基づいて前記手術パラメータを確定するために機能し、

それによって、前記パラメータに基づく手術後の目の乱視が、トポグラフィ的および屈折力的に測定したときに最小になる装置。

## 【請求項 2】

前記手術パラメータを決定するための手段は、屈折力とトポグラフィーの測定から得られ

た乱視値の大きさと軸とを、2倍角ベクトル図上にプロットする請求項1記載の装置。

【請求項3】

屈折力とトポグラフィーの測定に関する前記目標乱視値が前記2倍角ベクトル図上で1直線上にある請求項1記載の装置。

【請求項4】

前記手術パラメータを決定するための手段は、それぞれの目標乱視値の方位に基づいてトポグラフ的測定と屈折力的測定との間で前記目標乱視値を配分する請求項1記載の装置。

【請求項5】

前記目標乱視値の配分が、「規定による方位」に関して、トポグラフ的測定と屈折力的測定それぞれの目標乱視値の方位に基づいている請求項4記載の装置。

10

【請求項6】

非対称トポグラフィーを有する目のために、手術パラメータを決定するための前記手段は、  
、  
角膜を2つの二分の一領域に分割して考えるために、および、  
各々の二分の一領域に関する手術パラメータを互いに独立に決定するために機能する請求項1記載の装置。

【請求項7】

手術パラメータを決定するための前記手段は、各々の二分の一領域のパラメータに基づいて目全体の分解されたパラメータを獲得する請求項6記載の装置。

【請求項8】

20

前記手術パラメータが、乱視の軸を変えて乱視の大きさを大きくするために回転力として45°の角度に働く力を含む請求項6記載の装置。

【請求項9】

合計された乱視の前記値は、屈折力とトポグラフィーとに関して前記ゼロでない目標乱視値の合計に等しいベクトルを得るように、屈折力的およびトポグラフ的に測定された大きさと軸との値をベクトル的に減算する請求項1記載の装置。

【請求項10】

トポグラフ的および屈折力的に測定された乱視値のベクトル的減算値が、2倍角ベクトル図において獲得される請求項9記載の装置。

【請求項11】

30

患者の目における角膜の不規則性を測定するための装置において、  
患者の目の角膜を2つの二分の一領域に分割して考察するための手段と、  
前記2つの二分の一領域におけるそれぞれのトポグラフ的な乱視値を獲得するために、2つの二分の一領域の各々において乱視をトポグラフ的に測定するための手段と、を有し、  
2つの二分の一領域においてトポグラフ的に測定された乱視値は、患者の目における不規則な乱視に起因して非対称であるか、直交しないか、あるいは、それらの両方であり、  
前記のトポグラフ的な乱視値を2倍角ベクトル図上にプロットする手段と、  
2つの二分の一領域において測定された乱視値をベクトル的に減算することによって、2つの二分の一領域において測定された乱視の間のトポグラフ的な相違を決定する手段と、  
を有し、  
前記のトポグラフ的な相違は、角膜の不規則性の測定である装置。

40

【請求項12】

屈折力的に測定された平均的な乱視の大きさと軸の値を変更することなく、前記2つの二分の一領域における非対称でかつ直交しない乱視を手術後に獲得するために、前記各二分の一領域におけるトポグラフ的な大きさと軸の目標の手術値を獲得するための手段を有する、2つの二分の一領域における前記トポグラフ的な相違を除くための手段を更に有する請求項11記載の装置。

【請求項13】

2倍角のベクトル図において、2つの二分の一領域における前記目標の手術値は、大きさが等しく角度的に180度オフセットされている請求項12記載の装置。

50

**【請求項 1 4】**

目の不規則な乱視を修正するために、患者の目の角膜を処置するための目標の手術パラメータを獲得するための装置において、

前記装置は、

手術後に、トポグラフィ的および屈折力的に測定された各二分の一領域における残留乱視を最小にする目の角膜を処置するための第 1 の手術パラメータを患者の目の二分の一領域の各々において決定するための手段を有し、

前記のパラメータは、目の不規則な乱視に起因して、大きさ、軸またはそれらの両方において異なっており、また、

大きさにおいて等しく、互いに直交する目標の手術パラメータを獲得するために、2 つの二分の一領域のために決定された前記手術パラメータを組み合わせるための手段を有する、装置。

10

**【請求項 1 5】**

前記第 1 の手術パラメータを決定するための手段は、二倍角のベクトル図においてそれぞれ、屈折力、および、トポグラフィの測定から獲得された乱視の大きさと軸とをプロットする請求項 1 4 記載の装置。

**【請求項 1 6】**

前記各二分の一領域において決定された前記第 1 の手術パラメータは、複数のベクトルとして、前記二倍角のベクトル図上にプロットされ、

前記目標の手術パラメータは、前記第 1 の手術パラメータのベクトル和であり、前記二倍角のベクトル図上において直線として存在する請求項 1 5 記載の装置。

20

**【請求項 1 7】**

前記第 1 の手術パラメータと前記目標の手術パラメータは、二倍角のベクトル図上において決定され、前記図上にトポグラフィ的および屈折力的に測定された乱視値がプロットされる請求項 1 4 記載の装置。

**【請求項 1 8】**

前記第 1 の手術パラメータは、前記第 1 の手術パラメータの平均の屈折力的な乱視の成分を実質的に変更せずに、前記目標の手術パラメータを獲得するために、ベクトルの組み合わせられる請求項 1 4 記載の装置。

**【請求項 1 9】**

前記第 1 の手術パラメータは、前記目標の手術パラメータと組み合わせられて目の最小の残留乱視を提供する請求項 1 4 記載の装置。

30

**【請求項 2 0】**

前記目標の手術乱視値は、残留乱視を「規定による」方位に変更するために、前記第 1 の手術パラメータから決定される請求項 1 4 記載の装置。

**【請求項 2 1】**

前記目標の手術パラメータは、一方の二分の一領域におけるトポグラフィ的な乱視の値を他方の二分の一領域におけるトポグラフィ的な乱視の値と一致するように変更することによって、乱視における最大の減少を得るために組み合わせられる請求項 1 4 記載の装置。

**【請求項 2 2】**

40

乱視の屈折力的測定とトポグラフィ的測定とを考慮しながら患者の目の乱視を処置するための目標の手術パラメータを獲得するための装置において、前記装置は、

患者の目の角膜のトポグラフィ（表面形状）に基づいて患者の目の乱視の大きさと軸とを測定する手段と、

前記目の屈折力的矯正に基づいて患者の目の乱視の大きさと軸とを測定する手段と、

乱視の屈折力的およびトポグラフィ的両測定に基づいて乱視を矯正するための手術パラメータを決定する手段と、を有し、

前記の手術パラメータを決定する手段は、

a) 屈折力とトポグラフィに関してそれぞれゼロでない目標の乱視値を獲得するために、一方では屈折力的に測定された乱視値にトポグラフィ的に測定された乱視値を加算し、他

50

方ではトポグラフィ的に測定された乱視値に屈折力的に測定された乱視値を加算し、そして、

b) 屈折力的におよびトポグラフィ的に測定された残留乱視が、手術パラメータを用いて手術を行った後、最小になるように、前記両目標の乱視値に基づいて、前記手術パラメータを決定するように機能し、

この場合、不規則な乱視を持つ目のために、前記手術パラメータが、角膜の2つの二分の一領域において決定され、2つの二分の一領域において測定されたトポグラフィの値は、不規則な乱視に起因して、大きさ、軸およびこれら両方において等しくなく、前記手術パラメータを決定するため前記手段は、目標の手術パラメータを、大きさにおいて等しく、角度的には90度オフセットした前記二分の一領域における前記手術パラメータから決定する装置。

10

【請求項23】

前記の手術パラメータを決定する前記手段は、二倍角のベクトル図上における屈折力とトポグラフィそれぞれの測定から獲得される乱視の大きさと軸をプロットする請求項22記載の装置。

【請求項24】

屈折力およびトポグラフィ測定の前記乱視の値は、前記二倍角のベクトル図上においてベクトルとしてプロットされ、前記目標の手術パラメータは、前記二倍角のベクトル図上において直線として存在する請求項23記載の装置。

【請求項25】

トポグラフィにおよび屈折力的に測定された乱視値の間にあるベクトル差は、二倍角のベクトル図上において獲得される請求項22記載の装置。

20

【請求項26】

前記の手術乱視値は、最小の残留乱視を提供するために前記手術パラメータから計算される請求項22記載の装置。

【請求項27】

前記目標の手術パラメータは、残留乱視を「規定による」方位にシフトするために前記手術パラメータから決定される請求項22記載の装置。

【請求項28】

前記目標の手術パラメータは、一方の二分の一領域におけるトポグラフィ値を、他方の二分の一領域におけるトポグラフィ値に一致させるためにシフトすることによって、前記手術パラメータから計算される請求項22記載の装置。

30

【請求項29】

乱視を測定する前記手段は、屈折力的乱視を前記2つの二分の一領域において別々に測定する請求項22記載の装置。

【請求項30】

手術パラメータを決定する手段は、2つの前記2つの二分の一領域において測定された別々の屈折力的乱視値をベクトルの的に加算することによって平均の屈折力的乱視値を計算する請求項29記載の装置。

【発明の詳細な説明】

40

発明の分野

本発明は、外科医が患者の乱視を矯正することを可能にする情報を提供するために使うことができる、そして外科医が技術と手術の成功とを改善するために使える乱視矯正のための手術に関するデータを提供するために使うことのできる乱視の分析と、角膜手術を行うための装置とに関する。

本発明はまた特に、患者の目の屈折力の測定とトポグラフィ測定とを考慮した、乱視の手術的矯正に関する。

背景

現在の乱視の分析は、手術前の状態から手術後の結果を得る際に外科的に誘導される変化のベクトルの計算に限定されている。

50

これによって、全誘導乱視と目に作用するベクトル力の方向とをうまく決定することができる。これによってまた、一連の手術を比較・分析するとき、平均全手術誘導乱視の計算が可能になる。しかしながら、手術誘導乱視（S I A）の軸は一般に、 $180^\circ$ の円弧の範囲内でかなり変化する。これは、反対方向のあるいは部分的に反対方向のベクトルが変化量を相互に打ち消すためにベクトルの平均方向変化が求められないので、一連の手術の間での乱視的变化の有意の比較を極めて困難にする。

一部の外科医の間で行われている一つの態様は、ただ各患者の結果を個別に表にして、どんな傾向かを評価するのはそれを読む人に任せるというやり方である。また一部の外科医は結果の概要の提供を試みているが、誘導乱視ベクトルの向きが変動するのでグループとしての誘導乱視ベクトルの傾向を推論する手段に欠けている。

10

これらの角度の平均をとることは、軸に関する傾向を決定する場合に妥当性がなく、また手術前の乱視状態から術後の乱視状態への軸の変化を取り扱うことにもならない。これはまた、得られた結果が成功か望ましいものかを評価することにもならないし、更に手術の目標がどの程度達せられたかを示すことにもならない。意図した軸と観察された（得られた）軸との差分のコサインとしてこの成分が変化するという近似法を導入することによって、軸変化の程度の大きさを修正する複雑さを取り扱う試みが行われてきた。大きさのこの修正値は、切開の軸いわゆる「適正」軸に $90^\circ$ の円柱面上で測定された手術誘導乱視の量として代用された。曖昧さを解消して本質的にネイラー（Naylor）表を再生するために僅かな修正を必要とする、いわゆるネイラー（Naylor）の方程式をコンピュータ・プログラムの中にプログラムすることが提案されてきた。

20

S I Aを計算するための公式は、異なる角度の軸を有する2枚の平面・円柱面レンズの合成から導かれ、その後これは乱視変化の大きさと軸を確認する図形的方法を使う一部の外科医によって採用された。ジャッフエ（Jaffé）とクレイマン（Clayman）は手術前と手術後の角膜乱視に関する既知の値を持ったS I Aとその軸を計算するための公式をベクトル解析によって決定するために直交座標と極座標とを採用している。類似の公式は、曲面に関するオイラー（Euler）の定理（1827年にエアリー（Airy）によって研究された）のマーチン（Martin）とウェルフォード（Welford）の導出に基づいてホール（Hall）によって導かれた。

「円柱面または円環面の任意の直交する二つの断面の曲率の和は一定値である」というオイラーの定理は、ベクトル解析に関するジャッフエ（Jaffé）の方法とネーサー（Naeaser）の方法との間を関連付ける。ネーサーの方法は、乱視の軸が $90^\circ$ または $180^\circ$ の経線上にないときに現れる乱視の極値を計算する。その使用は主として、白内障およびインプラント手術（横向き乱視角膜切開を伴うか、あるいは伴わない）といった極性（規定通りの、また規定に反する）変化を誘導する外科処置の結果を解釈することにある。

30

乱視は、視力の減退の原因となり、眩さ、単眼二重視、眼精疲労および歪みといった症状を引き起こす独特の屈折力の誤りである。ここ数年間、屈折力的手術、白内障手術、角膜手術にとって、乱視の抑制と矯正とが大きな関心事となっている。単一または組み合わせの手順としての乱視の軽減あるいは除去は、人々が大きさと軸という乱視の構成部分における乱視変化を理解することによってのみ可能である。現在の分析手法では、一連のペアになったグループの手順または単一の手順に関して大きさと軸とを別々に比較することができず、しかも我々が乱視の手術の手法を改善できるのはこの仕方によるだけである。我々には、採用すべき好適な手法を決定できることを必要としており、また手術の目標達成に対する何らかの障害が個別的な患者要因に起因するものか、機械に起因するものか、あるいは手法の誤りに起因するものかを決定することも必要である。最新のレーザー技術は、以前は不可能であった高度の精巧さで、手順を修正する能力をわれわれに与えてくれた。この技術はまた、結果を精確に数量化して科学的にそれを評価することを可能にする分析システムを必要としている。

40

#### 発明の概要

本発明は、乱視の屈折力的測定とトポグラフィ的測定とを考慮しながら患者の目の乱視を評

50

価する装置において、患者の目の角膜のトポグラフィー（表面形状）に基づいて患者の目の乱視の大きさと軸とを測定する手段と、前記目の屈折力的修正に基づいて患者の目の乱視の大きさと軸とを測定する手段と、前記目の屈折力的修正に基づいて患者の目の乱視の大きさと軸とを測定する手段と、乱視の屈折力的およびトポグラフ的両測定に基づいて手術パラメータを決定する手段と、を有し、前記の手術パラメータを決定する手段は、a) 一方では屈折力的に測定された乱視の値にトポグラフ的に測定された乱視の値を加算し、他方では屈折力とトポグラフィーに関してそれぞれゼロでない目標乱視値を得るためにトポグラフ的に測定された乱視値に屈折力的に測定された乱視値を加算するために、および、b) 屈折力とトポグラフィーに関する目標乱視値の合計が最小になるように前記目標乱視値に基づいて前記手術パラメータを確定するために機能し、それによって、前記パラメータに基づく手術後の目の乱視が、トポグラフ的および屈折力的に測定したときに最小になる装置を提供する。

10

乱視値を合計するというステップは、それぞれの乱視値を相互にベクトルの減算することを含む。

#### 【図面の簡単な説明】

本発明の好適な実施例は、例を用いて下記の添付図を参照しながら説明する。

図1は、ある患者に関する手術前乱視値と目標乱視値と達成乱視値との代表的な値を示す図である。

図2、図3、図4は、図1に示す乱視値に関する2倍角ベクトル図である。

図5は、2倍角ベクトル図を示す図、特に目標乱視値と目標誘発乱視ベクトルと差分ベクトルとを示す図である。

20

図6は、半角手術ベクトルを示す図である。

図7は、図6の手術ベクトルが分析された図である。

図8は、角膜手術を行うための装置の概略図である。

図9は、無作為抽出の被験患者100人に関する屈折力的およびトポグラフ的に測定された乱視の大きさを示すグラフ説明図である。

図10は、これらの患者についてのトポグラフィー経線に関する軸の分散を示すグラフである。

図11は、これらの患者についてのトポグラフィー経線に関する大きさの分散を示すグラフである。

30

図12は、これらの患者についての残留乱視を示すグラフである。

図13は、これらの患者についての残留乱視の大きさと大きさの分散との関係を示すグラフである。

図14は、これらの患者についての残留乱視の大きさと軸の分散との関係を示すグラフである。

図15aは、乱視・手術ベクトル図である。

図15bは、このベクトル図に隣接するボックスに示されたベクトルのパラメータを用いて、2倍角ベクトル図上にプロットした図15aのベクトルを示す。

図16aは、このベクトル図に隣接するボックスに示されたベクトルのパラメータを用いて、トポグラフィーによる処置を示す2倍角ベクトル図である。

40

図16bは、このベクトル図に隣接するボックスに示されたベクトルのパラメータを用いて、屈折力による処置を示す2倍角ベクトル図である。

図17aは、このベクトル図に隣接するボックスに示されたベクトルのパラメータを用いて、目標乱視を最小にするための目標誘導乱視ベクトルによる処置を示す2倍角ベクトル図である。

図17bは、このベクトル図に隣接するボックスに示されたベクトルのパラメータを用いて、最適最小目標乱視を達成するための最適目標誘導乱視による処置を示す2倍角ベクトル図である。

図18aは、このベクトル図に隣接するボックスに示されたベクトルのパラメータを用いて、過度の矯正を図示するための、最小目標乱視に無関係の処置を示す2倍角ベクトル図

50

である。

図 18 b は、このベクトル図に隣接するボックスに示されたベクトルのパラメータを用いて、矯正不足を図示するための、最小目標乱視に無関係の処置を示す 2 倍角ベクトル図である。

図 19 は、異なるパラダイムに関する外科的処置強調の変化を示すグラフである。

図 20 a は、このベクトル図に隣接するボックスに示されたベクトルのパラメータを用いて、目の上位二分の一領域と下位二分の一領域とについてのベクトル図を目の上で重ね合わせて示す図である。

図 20 b は、図 20 a の処置ベクトルの解像度を示す 2 倍角ベクトル図を示す図である。

図 20 c は、図 20 a の目の両二分の一領域に関する最適処置を示す 2 倍角ベクトル図を示す図である。

10

図 21 a は、このベクトル図に隣接するボックスに示されたベクトルのパラメータを用いて、目に乱視回転効果を起こさせる乱視ベクトルと手術ベクトルを示す図である。

図 21 b は、このベクトル図に隣接するボックスに示されたベクトルのパラメータを用いて、2 倍角ベクトル図上で図 21 a のパラメータを示す図である。

図 22 a は、このベクトル図に隣接するボックスに示されたベクトルのパラメータを用いて、図 21 a に類似ではあるが角膜平坦化を有する乱視ベクトルと手術ベクトルとを示す図である。

図 22 b は、このベクトル図に隣接するボックスに示されたベクトルのパラメータを用いて、2 倍角ベクトル図上で図 22 a のベクトルを示す図である。

20

図 23 a は、このベクトル図に隣接するボックスに示されたベクトルのパラメータを用いて、手術後の乱視についての平坦化または急峻化の効果をj示す図である。

図 23 b は、このベクトル図に隣接するボックスに示されたベクトルのパラメータを用いて、2 倍角ベクトル図上で図 23 a のベクトルを示す図である。

図 24 a は、このベクトル図に隣接するボックスに示されたベクトルのパラメータを用いて、乱視回転効果を得るための目の上位二分の一領域と

図 24 b は、2 倍角ベクトル図上での図 24 a のベクトルを示す。

図 25 a は、ベクトル図に隣接するボックスに示されたベクトルのパラメータを用いた、屈折性乱視を変化せずに直交対称乱視を得るための処置に関して図 24 a に類似である。

図 25 b は、2 倍角ベクトル図上での図 25 a のベクトルを示す。

30

図 25 c は、図 25 b からの処置ベクトルの解像度を示す。

図 26 a は、ベクトル図に隣接するボックスに示されたベクトルのパラメータを用いた、好適な「規定通りの」方位に向かってシフトされた方位を持つ直交対称乱視を得るための処置に関して図 25 a に類似である。

図 26 b は、2 倍角ベクトル図上での図 26 a のベクトルを示す。

図 26 c は、図 26 b からの処置ベクトルの解像度を示す。

図 27 a は、ベクトル図に隣接するボックスに示されたベクトルのパラメータを用いた、最小残留乱視を有する直交対称乱視を得るための処置に関して図 26 a に類似である。

図 27 b は、2 倍角ベクトル図上での図 27 a のベクトルを示す。

図 27 c は、図 27 b からの処置ベクトルの解像度を示す。

40

図 28 a は、ベクトル図に隣接するボックスに示されたベクトルのパラメータを用いた、好適な方位を有する直交対称乱視を得るための処置に関して図 27 a に類似である。

図 28 b は、2 倍角ベクトル図上での図 28 a のベクトルを示す。

図 28 c は、図 28 b からの処置ベクトルの解像度を示す。

図 29 a は、ほぼ所望の角膜乱視を達成するための処置に関して図 28 a に類似である。

図 29 b は、2 倍角ベクトル図上での図 29 a のベクトルを示す。

図 29 c は、図 29 b からの処置ベクトルの解像度を示す。

詳細な説明 代表的な患者についての結果を評価するために使われる乱視値は図 1 に示してあり、またこれらの乱視値は次の通りである。

(1) 手術前乱視、最急峻軸  $\theta_1$  における大きさ  $K_1$  ディオプトリ

50

(2) 目標とする乱視、最急峻軸<sub>2</sub>における大きさ $K_2$ ディオプトリ

(3) 達成された乱視、最急峻軸<sub>3</sub>における大きさ $K_3$ ディオプトリここで $K_1$ 、 $K_2$ 、 $K_3$ は、最急峻軸<sub>1</sub>、<sub>2</sub>、<sub>3</sub>における角膜の最急峻曲率と最平坦曲率との間のディオプトリ差である。

例えば手術前乱視が $20^\circ$ で $4.00$ ディオプトリ、目標乱視が $70^\circ$ で $0.75$ ディオプトリ、そして達成された乱視が $125^\circ$ で $1.25$ ディオプトリである。

乱視は通常、 $0^\circ$ から $180^\circ$ の方向で表される。この表現は、例えば $5^\circ$ という手術前の値から $175^\circ$ という手術後の値への乱視の変化が両者ともグラフ上では数値的には $170^\circ$ の変化となって現れるが、この変化は実際には単に $10^\circ$ の変化に過ぎないという点で、結果の解釈を複雑にする。

10

これらの角度を2倍すれば、結果は $360^\circ$ の方向で調べることが保証されるから、直交座標が使えるようになる。角度を2倍にすることは、手術前乱視値と目標乱視値と達成乱視値との間の差分の解釈を単純化するが、これはまた手術ベクトルの大きさと方向を決定するために必要である。図2～図4は図1に示す角度が2倍にされた2倍角ベクトル図を示す。角度と大きさを計算するためには先ず、極座標を右記のように直交座標に交換する

$$X_1 = K_1 \cos(2\theta_1)$$

$$Y_1 = K_1 \sin(2\theta_1)$$

$$X_2 = K_2 \cos(2\theta_2)$$

20

$$Y_2 = K_2 \sin(2\theta_2)$$

$$X_3 = K_3 \cos(2\theta_3)$$

$$Y_3 = K_3 \sin(2\theta_3)$$

ここで $X_1$ 、 $X_2$ 、 $X_3$ は、 $360^\circ$ ベクトル図上のX座標であり、 $Y_1$ 、 $Y_2$ 、 $Y_3$ は、Y座標である。

図5は、目標誘導乱視(TIA)ベクトルと手術誘導乱視(SIA)と差分ベクトルとを示す。

したがって手術前乱視(1)と目標乱視(2)と達成乱視(3)のX座標、Y座標の間の差分は、下記のようになる：

30

$$X_{12} = X_2 - X_1$$

$$Y_{12} = Y_2 - Y_1$$

$$X_{13} = X_3 - X_1$$

$$Y_{13} = Y_3 - Y_1$$

$$X_{32} = X_2 - X_3$$

$$Y_{32} = Y_2 - Y_3$$

40

乱視ベクトルの2倍角値は、X軸とY軸の差分：



$$\theta_{12d} = \arctan \frac{(Y_{12})}{(X_{12})}$$

$$\theta_{13d} = \arctan \frac{(Y_{13})}{(X_{13})}$$

$$\theta_{32d} = \arctan \frac{(Y_{32})}{(X_{32})}$$

10

を使って計算される。

下付き文字 d は、2 倍角を指している。

アークタンジェントの計算は、第 1 象限と第 4 象限内の値を返す。すなわち、この計算は、その角度が「前者から後へ」の方向か「後から前者へ」の方向かを区別しない。大きさ（下記参照）が負の値と計算されるときには必要とされる角度は実際には第 2 象限と第 3 象限にあるから、180° 矯正が必要となる。

乱視ベクトル  $K_{12}$ （目標誘導乱視 T I A）と  $K_{13}$ （手術誘導乱視 S I A）と、 $K_{32}$ （差分ベクトル）の大きさは、次のように計算できる。

$$K_{12} = \frac{Y_{12}}{\sin(\theta_{12d})}$$

20

$$K_{13} = \frac{Y_{13}}{\sin(\theta_{13d})}$$

30

$$K_{32} = \frac{Y_{32}}{\sin(\theta_{32d})}$$

$K_{12}$  と  $K_{13}$  と  $K_{32}$  に関しては正の値と負の値の両方が可能である。負の値は、 $\theta_{12d}$  と  $\theta_{13d}$  の値が 180° で調整する必要があることを示す。一旦、角度に対してこのような修正が行われると、大きさの絶対値が使われる。

上記の計算方法は、下記：

$$K_{13} = (K_1^2 + K_3^2 - 2K_1K_3 \cos 2(\theta_1 - \theta_3))^{1/2}$$

40

のように（図 5 と同様に）S I A の大きさを決定するためにコサイン法則を使ったジャッフェ（Jaffé）とクレイマン（Clayman）が採用した方法とは異なる。

コサイン法則を使う場合の問題は、計算された値の符号が決定できず、慣習により正であるとされることがある（すなわち、-4 の 2 乗の平方根は +4 と評価される）。

ここで  $K_{12}$  と  $K_{13}$  と  $K_{32}$  とを決定するために使われるもう一つの方法は、コサイン法則によって得られたものと同じ絶対値ではあるが正または負どちらかの符号を持つ値を返す。

正の値は、 $\theta_{12d}$ 、 $\theta_{13d}$  または  $\theta_{32d}$  に関して計算された値が調整を必要としないことを示す。負の値は、要求されている角度が計算値とは 180° 異なっている、すなわちその角度が第 2 象限と第 3 象限にあるということを意味する。コサイン法則が使われる場合

50

には、 $_{12d}$ 、 $_{13d}$ または $_{32d}$ の2倍角値に対して何時、 $180^\circ$ 修正を行わなければならないかを決定するために追加の計算とテストが必要になる。

ベクトル角 $_{12d}$ 、 $_{13d}$ または $_{32d}$ は、2倍角ベクトル図から導かれる。実際のベクトル角は二分の一サイズ：

$$\begin{array}{ccc} \theta_{12} = & \text{-----} & \theta_{32d} \\ & 2 & \theta_{32} = \text{-----} \\ & \theta_{13d} & 2 \\ \theta_{13} = & \text{-----} & \\ & 2 & \end{array}$$

10

である。

誤差の角度は、S I AベクトルがT I Aベクトルよりもさらに反時計回り方向にあるときは正として表され、変化がさらに時計回り方向にあれば負として表される（図7を参照）。誤差の大きさは、S I AベクトルがT I Aベクトルより大きければ正の値として表され、T I Aベクトルより小さければ負の値として表される。

誤差の角度は、T I AベクトルとS I Aベクトルの2倍角値から直ちに計算される（図5）。 $0^\circ$ から $180^\circ$ の1倍角ベクトル図（図7）上では、角度はこれらのベクトル間の角度として現れる。しかしながらerrorの絶対値が $90^\circ$ より大きければ、 $180^\circ$ から大きいほうの角度をマイナスした角度に小さいほうの角度を加えることによって、その角度は $0^\circ$ から $90^\circ$ の範囲内に入るように調整される。

20

誤差の角度は：

$$\begin{array}{c} (\theta_{13d} - \theta_{12d}) \\ \theta_{\text{error}} \text{ -----} \\ 2 \end{array}$$

のように計算される。

誤差の大きさは：

$$K_{\text{error}} = K_{13} - K_{12}$$

30

のように計算される。

差分ベクトルは、達成結果から目標結果に到達するためになお誘導すべき乱視矯正量を表す。これに対応する動作の方位は点3から点2へ向かう（図5）。

差異ベクトルの角度は：

$$\begin{array}{c} \theta_{32} \\ \theta_{\text{diff}} \text{ -----} \\ 2 \end{array}$$

差異ベクトル大きさは：

$$K_{\text{diff}} = K_{32}$$

40

誤差の角度がT I AベクトルとS I Aベクトルとに関連する場合は、矯正の角度は目標としたまたは意図した乱視と達成された乱視を扱う。目標としたまたは意図した乱視角度と達成された乱視角度との間の差が矯正の角度であると定義される。

矯正の角度は：

$$\theta_3 - \theta_2$$

正の値は、結果が意図方向から逆時計回りであり、負の値はそれが時計回りであることを意味する。この値は手術前の乱視と無関係である。

矯正の角度が最終乱視結果の尺度であるとはいえ、乱視手術の成功を決定、比較するうえで、それは誤差の角度と大きさほどには有用ではない。

50

調整の係数は、目標としたまたは意図した乱視ベクトルと達成された乱視ベクトル間の変動のこれまでの傾向を考慮に入れて将来の乱視値を適合させる。調整の係数は：

$$K_{12}$$

---

$$K_{13}$$

成功の指標は差異ベクトルの大きさに、そして T I A ベクトルの大きさに関連づけられる。

成功の指標：

$$K_{32}$$

---

$$K_{12}$$

成功の指標は乱視変化を眼へ誘導する試みがされる場合にのみ使用できる。

乱視と異なり、ベクトルは測定できない；ベクトルは計算されるのみである。

ベクトルは外科手術のナビゲーション・エイドに似ている。ベクトルは、将来の外科手術の方向と過去の外科手術成功との両方を示す。

差異ベクトルはそれが計算される単眼へ特異である；しかしながら、このベクトルの大きさを使用することのみが外科手術の成功の物差しをもたらし、そして軸の方向が無視されるときは多重手術間の統計的な分析の有効な基礎をもたらすことができる。（これは一連の眼の平均の合計を誘導して乱視を決定するために S I A を平均化する現在の手法（Jaffe 法）に似ている。）それは特に達成時の差異の大きさと軸とを表す。角度は 2 重角度ベクトル線図上の範囲の半分の角度である；その大きさを 180° チャートへ示すことにより、それは実際的な感覚で、その眼のために意図された結果を達成するための「top-up」手術へ要求されるジオプトリック矯正（急勾配の量とその軸）を描くであろう。ジオプター単位での大きさが、ベクトル線図上の目標とした結果と達成された結果との間の合計ベクトル距離の尺度を与える。

誤差の大きさと角度とは両方とも、測定可能である一連の多重屈折手術手順間で直接比較可能な、標準化されたパラメータであり、そして特定な手順の傾向を決定することができる。

平均と標準の偏差値が導きだされ統計的分析をもたらすことができる。この方法は手術の誤差の構成要素、すなわち大きさと軸とを分離し、当初の外科手術計画からの、目標とする結果を達成するために要求される修正を示す。したがって、その後の外科手術のための改良された技術を可能にする。

一連の手術の成功は、誤差の平均の大きさと軸とがどれほど零に近いかを測定することによって評価できる。

大きさと軸への別々の変更を行なうために現在使用されている外科手術の方法には以下のものを含む：大きさについて：

\* T - (正接) カット数の変更；

\* 光学的ゾーン・サイズの増減；

\* T - カットの長さか深さの変更；

\* これらのそれぞれの技術を使用するエクサイマー・レーザー内の融除可能なマスクの長軸または短軸の厚みの寸法の変更；

軸について：

\* 手術前の大きさを超えて乱視を矯正することによる 90° 近く of 最も急勾配な軸の変更；

\* 最も急勾配な軸からの T - カットの相殺。

指定された屈折および乱視のねらいを達成するために、角膜の最も急勾配な経線から計算された量だけ長円マスクまたは融除可能なマスクを回転させるよう T I A ベクトルを使用

10

20

30

40

50

する、将来のエクサイマー・レーザー技術の可能性が存在する。

a) 誤差の大きさ：これはS I A (外科手術的に誘導される乱視) ベクトルとT I A (意図または目的が誘導される乱視) ベクトルとの間の長さまたは大きさの差である (図7)

。

もしS I A ベクトルがT I A ベクトルよりも長い場合は過大な矯正が発生した；もしT I A ベクトルよりも短い場合は過小な矯正が発生した。

b) 誤差の角度：これはベクトル線図 (図5) 上で、手術前の乱視値の点 (1) でT I A ベクトルとS I A ベクトルとにより限界づけられる角度の半分である。例えば、技術の誤差や器械の誤差を暗示する誤差傾向がある一定した軸方向に発生するか否かを、一連の眼の中で、決定できる。正・負の誤差がランダムに散布されているほど患者因子の遊びが大

10

きいことを示唆する。  
角度の正・負の符号は角度の誤差の方向を示す；それに応じて、一層の矯正の外科手術行為が調整される。

T I A ベクトルとS I A ベクトルとはそれぞれの角度を二等分することにより180°図表上へ示すことができる (図6と7)；これが誤差の角度とその定位とを決定する。ここで、2つのベクトル間の間隙が誤差の角度であり、必要な外科手術軸方向の矯正は誘導されたものから意図されたものへと向かう。

矯正の角度とは簡単に言えば、意図した乱視と達成された乱視との間の角度である。

もし意図した軸と達成された軸とが一致する場合は、矯正の角度は零である；

零座標の同じ側で軸が一致すればベクトル線図上でも同じことが言える。もし

20

達成された乱視と意図したそれとが大きさでは異なるが、軸は一致する場合は、ベクトル、誤差の角度、誤差の大きさに残差が存在する。

しかしながら、手術前の乱視に対しての意図したまたは達成された乱視の相対的接近度に基づいて過小矯正と過大矯正とを区別することは、実際的な価値ある情報をもたらすようには見えないであろう。

将来の外科手術を改良するため必要な調節を測る係数がT I A ベクトルをS I A ベクトルで割ることにより、過去の手術データから導きだすことができる。

この係数は一連の眼について平均化できる。もし一貫性から大きく変動する場合は、ある傾向が明らかになる。もし正当化される場合は、認識できる傾向を勘定に入れて将来の外科手術で矯正されるべき乱視の大きさが調整できる。手術前の乱視の大きさへ調整係数を

30

。

係数の値が1であれば、誤差の大きさが存在しないことを、そして将来の治療でこの調整を施す必要のないことを示す。係数の値が1より大きければ、誤差の大きさに過小矯正が施されたことを；係数の値が1より小さければ、過大矯正が施されたことを示す。

成功の指数は外科手術を成功させる有効な手段である。それは差異ベクトルへ正比例し、T I A ベクトルへ反比例する。この比は手術前の乱視のサイズとは無関係である。成功の指数の零値は外科手術の目的を達成する上での完全な成功を示す；そして自明のことであるが、差分ベクトルの大きさも零になる。誤差の角度または誤差の大きさのどちらかだけが零になる場合は、成功指数は零より大きい数となる。もし、指数が0から1までの範囲

40

内に入る場合；例えば、数値0.2は外科手術の目標に対して80%の成功が達成されたことを示す。もし成功の指数が1である場合は、手術の結果として達成された乱視が手術前の乱視で目標としたものより均等に、はるかに遠いことを示す。乱視の変化があったかも、なかったかも知れない；いずれにしても、眼はその乱視における改善なしに外科手術を受けるので、状況は悪くなる。成功の指数が1を超えると、手術前の状態よりも悪い結果を示す。

成功の指数は眼の乱視の状態を変更するよう外科医が意図する場合にのみ使用できる。例えば、近視を伴うわずかな乱視を有する眼では、屈折誤差を矯正する球面矯正を誘導するためにのみ外科医は選択できるが、その場合、成功の指数は使用できない。

図8に、角膜外科手術を実施するための1例の装置の略図を示す。そうした装置は一般的

50

によく知られているので、装置の完全詳細は示していない。この装置は、患者の眼の乱視状態を変更するために患者の角膜の1箇所またはそれ以上の切開または輪郭取りをする、紫外線輻射(193nm)のビームを発生する紫外線照射源12を含む。照射源12からの輻射ビームを選択的に開閉するシャッター14が設けられる。特定な強度のビームを特定な持続時間だけ輻射できるように、照射源12の強度を、また開放持続時間やシャッター14の開閉速度を調整するための制御機構16が設けられる。マイクロプロセッサ18が制御機構16へつながれ、そしてマイクロプロセッサへのデータ入力を入力キーボード20で行なわれる。患者の手術前乱視および意図する乱視に関するデータはキーボード20から供給され、マイクロプロセッサ18が目標とされるまたは意図される乱視と手術前乱視との差異であり、照射源12とシャッター14を制御する制御機構16への出力指令を生じるためのベクトルとして使用される目標誘導乱視ベクトルを計算する。

10

マイクロプロセッサはまた、解析および/またはその後の外科手術に使用するためにこの発明の方法に従い他のパラメータを計算するために、上文で明らかにされた方法に従ってプログラムされてもよい。

エキサイマー・レーザー用に最近に導入された楕円処置パターン用の乱視モジュールが、乱視の屈折誤差へ合わせるため精密かつ累進的な方法で角膜形状を変更することを可能にした。現在受け入れられている実用法は角膜形状へ二次的に関連する角膜面で有効になるよう調節された眼鏡屈折を処置することである。眼鏡と角膜乱視との間にはしばしば重大な変化が生じ、そしてこれが、測定される視覚ゾーンに応じたさまざまなタイプの角膜曲率計を使って異なる読みが得られることを考慮に入れるときややこしくなる。最近になって導入された角膜局所解剖技術がこの不一致をより一層普及させた。有意のデータを得るためには、全ての逐次的読取りに同じタイプの計測器が使用されるべきである；利用可能な場合、角膜局所解剖学は望ましいモードになりそうである。

20

眼が処置パラメータとして屈折力測定を使って治療され、そして角膜と屈折乱視との間に変化が存在する場合は、避けがたい非ゼロの角膜乱視が生じるであろうことが自明である。乱視角膜切開を使って、二次的に屈折力測定に係る最も急勾配な軸で正接切開を適用することが受け入れられる実用方法である：逆に言えば、同じ避けがたい非ゼロ・乱視の結果が屈折力測定について予定された。乱視角膜切開後には、成功の基準として角膜曲率測定を示度を使用して、外科手術的な努力が満足される場合が多く、そしてさらに、患者が単眼複視や輪郭歪みのような症状へ苦情を述べたり、眼鏡の乱視矯正を要求するようなことが減った。

30

角膜は凸面であり、「直乱視」乱視が存在する - 凸面円柱の軸が180°になっているときに、その垂直経線が急勾配になる。この眼の最も明瞭な網膜像は垂直線である。英字アルファベット文字の中では垂直ストロークが優位を占めるので、Eggers氏はこれがSnellenのタイプで測定したとき視覚の鋭敏さでの優位(利点)をもたらすことを示した。数学モデルによる試験でも、弱近視の場合、0.50D - 0.75Dの「直乱視」乱視で、0.5-0.6メートル離れた試験対象を視るのが最適であることを確認した；加重かすみの量は最小になった。両視索を供給する神経節細胞のナゾテンポラル(nasotemporal)オーバーラップは左右対称に、皮質的に示された。それらの視索は、網膜レセプタおよびニューロン繊維の垂直な中縫線、網膜中心窩上に中心決めされ、円周角1°より大きい幅をもつ中縫線上にある。これが他のいかなる経線へ定位を合わせるよりも垂直対象に一層低い立体閾値を説明する機構をもたらす。距離を測定するための単眼cluesが2つの対象間の視差誤差を使用することによって得られ、そしてこれは最もしばしば光柱のような垂直な輪郭cluesを使って達成された。加えて、融像の毛様体ずれ範囲は水平ライン・セグメントよりも垂直ライン・セグメントの方が大きい。

40

当初の意図達成の成功または不十分を査定することができるよう、多くの他のタスクについての場合と全く同様に、乱視外科手術のための目標を決め、記録すべきである。乱視の目標を決めることにより、SIAベクトルがTIAベクトルとどれほど違うかを決定することができる。差異や誤差を決定することができ、したがって将来の外科手術のために要求される矯正を確かめることができるので、このベクトル解析概念を利用した外科手術

50

の比較解析が可能になる。外科手術が正確かつ予測可能になればなるほど、結果の分散は小さくなるであろう。

T I Aベクトルの概念は、将来のエキサイマー・レーザーのような技術を利用する乱視外科手術の鍵である。前述のように、過去、現在の乱視外科手術技術の傾向は、乱視の軸に対して90°の、手術前の乱視と同じ大きさのT I Aベクトル力を効果的に利用することにより、乱視をゼロにすることの達成を意図することにある。角膜は、T I Aベクトルの方向へ急勾配している網を使って乱視の経線の中で平べったくされる。

ゼロ・乱視を乱視の目標とすることは継続しそうである。しかし、ゼロ・乱視を目指すことは人がみずから課した限界であり、新しいテクノロジーにより提供された精妙性のゆえにもはや必要性も合理性もない。例えば、前述の理由による0.50D - 0.75D「直乱視」のような、いかなる望ましい手術後の乱視も考えられる。計算されたT I Aベクトルを利用することにより、意図される角膜のドーナツ形状を達成するために必要な外科手術は適切なエキサイマー・レーザーのソフトウェア・プログラムへ調和されることができる。

非ゼロ・乱視は屈折の変化と角膜乱視との間の衝突が不可避の結果となる。なんらかの乱視外科手術モードを扱うにさいして角膜形状と屈折とのどちらを主な限定的要素とすべきかについてあるジレンマが存在する。この方法は、それへ避けがたい乱視が向けられるであろう二次表面への不利な結果が最小となるよう手術前に査定することにより、このジレンマをどのようにして最も良く解決できるかを扱っている。これは、もし他の表面でゼロ・乱視を達成するためにT I Aベクトルが適用された場合は、各表面ごとの乱視の結果がどのようになるかを解析することによって行なうことができる。非ゼロ・乱視を受け取るために予定された屈折面が最も視覚的かつ生理的に有利な定位で変えられるように、外科医はそれから適用されるべき望ましいT I Aベクトル（または、計算された2つの間の適合する妥協）を選択することができる。

外科医は、乱視の軸に対して90°へ非常に近接した最も急勾配な屈折軸を使って、「直乱視」乱視へ非常に近接した2次結果を導く1次治療を手術前に選択するようにすることができる。乱視の外科手術がどれほど好結果であったかを判定することは非ゼロ・乱視を計算し、指定することなしではできない。

誤差の角度を正確に計算する能力が屈折外科手術医療設備内の最も弱いリンク - 外科手術中に作動している顕微鏡を通してのリアルタイムな局所解剖学によって最も急勾配な角膜経線を精密に識別することへの無力をあらわにする。これを達成すれば、治療適用の精度が治療のパラメータの測定、計算のために保持されている精度へ接近することを可能にする。

ここに述べた方法は、乱視の外科医へ事前に入手不可能な追加情報をもたらし、さまざまな眼の間の比較と、さまざまな技術の間の比較を許すパラメータを使って外科手術の数学的に精密な評価を可能にする。これらのパラメータはまた、外科医に手術後の乱視の希望するレベルを達成する手段を確かめることをも許す。乱視の外科手術の改善はそれを有意にかつ臨界的に解析することによってのみ可能になるであろう。今では、特定の誤差を判定することができ、誤差の各コンポーネントを別々に矯正する手段は備えられている。現在の技術を最大に活用できるようにすることにより、よりよい制御が、そして究極的には、より一層の正確な外科手術が達成されるであろう。

以下には、局所解剖学的にかつ屈折的に行なわれる測定を考慮した乱視の矯正に関する問題の解法の詳細を述べる。

無作為に選び出した100人のP A R K外科手術を受けた患者の母集団で、患者は外科手術に先立ってふるいわけされ、そして彼らの手術前のパラメータが決定された。

角膜面での屈折乱視(R)が、後頂点距離と関連する近視についての適切な矯正とともに、標準の屈折レーンで実施されたJacksonクロス - シリンダ(cross-cylinder)確認を使う明白な屈折によって測定された。これは平均1.69D、標準偏差1.03D、範囲0.39Dから5.15Dであることが判った。T M S局所解剖学的モデリング・システム(Computed Anatomy, Inc., ニューヨーク)を使用する模擬角膜曲率測定値により決定された局所解剖学的乱視(T)は、平均1.83D、標準偏差0.96D、範囲0.2Dから5.5Dを示した。手術前の大きさ

10

20

30

40

50

のT値とR値との差の絶対値の平均は、平均0.58D、標準偏差0.46D、範囲0.00Dから2.30Dであり、軸は平均11.93°、標準偏差12.03、範囲0から78°であった。59人の患者について局所解剖学的に測定された乱視の大きさは屈折的に測定された乱視の大きさを超え、そして41人の患者について屈折的に測定された乱視の大きさは局所解剖学的に測定された乱視の大きさを超えた。

局所解剖学的な乱視の大きさの値に対する屈折的な乱視の大きさの値の分散グラフを示す図9では、局所解剖学的な値が屈折的（角膜面）な値を超える傾向を示している。局所解剖学的な値と屈折的な値との間の軸変動は時計回り傾向も逆時計回り傾向もないことを示す（平均0.57°；標準偏差16.97°；範囲-78°から+52°）。図10に示す分散グラフは局所解剖学的軸に関するこの変動を表示する；

10

正の値は屈折値が局所解剖学的軸に対して時計回り方向であるべきことを、負の値は逆時計回りであるべきことを示す。局所解剖学的軸と対照した局所解剖学的値と屈折的値との間の大きさの変動を図11に示す。

残留性の乱視は、屈折乱視と角膜乱視との間の軸と大きさの変動の組合せ尺度である。図12に示す大きさの値と定位の値とでは、60° - 120°範囲内で頻度と程度が大きくなる傾向が見られる。図13に示す大きさの変動および図14に示す軸の変動に対する残留性の各患者についての乱視の大きさの分散グラフが、それらの関係における直線的な傾向を示す。ベクトル解析により決定されるグループについての残留性乱視Rは平均0.81D、標準偏差0.49D、範囲0.01Dから2.32Dである。34人の患者では残留性乱視は1.00Dを超え、そのうち7人は局所解剖学的乱視の手術前の大きさを超えた。屈折乱視パラメータのみにより外科手術的に治療するときは、角膜上のこの乱視が目標となり、後者のグループでは存在している角膜乱視の増大が目標となるであろう。この故に、もし局所解剖学的または屈折的測定値のみに基づいてゼロ・残留乱視が目標される場合は、選択された等級の測定に基づく外科手術に続いて達成される乱視はゼロへ近づくかもしれないが、他の等級により測定される乱視は高く残るばかりでなく、当初に測定された乱視を超過することさえもできる。この調査は屈折的な乱視測定と局所解剖学的な乱視測定との両方を考慮した外科手術的な治療方法をもたらしよう努める。ここに示す一例は、乱視のプランニングのためにベクトルが解析される調査の方法の必要な理解の助けとなるであろう。目標となる乱視の全体を局所解剖学的コンポーネントと屈折的コンポーネントとへ割り当てることと、屈折的にと局所解剖学的にとで最小の目標乱視を達成するために目標となる誘導乱視（TIA）を選択する方式を記述、作画する。最適かつ不均質な治療のさまざまなモードが提案される。

20

30

図15aには、屈折的（角膜面）乱視Rと局所解剖学的乱視Tとの大きさと定位の様々な値をもつ角膜の一例を示す。屈折と形状の比較を容易にするために、屈折的乱視Rの定位が負の円柱（または正の円柱の円柱軸）の拡大能経線でグラフ表示される。屈折的乱視を含む全ての例は「正」と「負」と両方の円柱表記を使用して計算される。乱視TとRとをそれぞれ矯正するために要求される急勾配にする力の各々は目標誘導乱視（TIA）であり、それらの力の大きさは等しく、それぞれの非点収差TまたはRにたいして90°に定位される。したがって、図15aの囲みに示すように、局所解剖学的に測定された乱視Tは軸120で1.70D、ゼロの目標残留値（局所解剖学のみを考慮している）を生じるためのTIAは軸30で1.70Dであり、他方で屈折的に測定される乱視Rは軸107で1.40D（正の円柱屈折用）、ゼロの目標残留値（屈折のみを考慮している）を生じるためのTIAは軸17で1.40Dである。

40

2つの乱視Tと5Rとの各々は図15bの二重角度ベクトル線図上にベクトルとして表示され、そして各TIAは正反対、すなわちそれぞれの乱視TとRとに対して180°に定位されている。局所解剖学による測定のベクトルTIA（TIA<sub>T</sub>）と定位用のベクトルTIA（TIA<sub>R</sub>）は局所解剖学的にまたは屈折的に角膜を球面にするに必要な力とその定位とを示す。残留乱視（k<sub>TR</sub>）は、角膜面での屈折により測定された合計乱視と局所解剖学的数値により測定された角膜乱視との間のベクトル差である：この例での

$$K_{TR} = K_R, K_T$$

$$K_R - K_T, K_{TR}$$

の値は $147^\circ$ で $0.76D$ である。

角膜を球面化するための $TIA(TIA\ T)$ を選択するときの屈折効果は、図16aに示すように、目標の屈折 $R$ を決定するためにその $TIA$ を手術前の屈折へベクトル的に加えることにより確かめられる。目標の屈折 $R$ は残留乱視と同じ大きさを有し、それを示しているラインと平行である。同様に、局所解剖学的目標の乱視はベクトル $TIA\ R$ を局所解剖学的に測定された乱視 $T$ へベクトル的に加えて球状の屈折と手術前の局所解剖的加重または結合を達成することにより決定される。図15b、16a、16b内の矢印はベクトルの方向を示す。

10

残留乱視はその長さと定位とが図17a内の最大矯正目標ラインに等しい。図15の残留乱視の大きさ、図16aの目標屈折、図16bの目標局所解剖、図17aの最小目標乱視、および図17aの最大矯正目標ラインは全て等しく、そしてそれらの値を示している全てのラインはベクトルの組合せをつなぐことにより形成される平行度により明らかにされるように互いに平行である。

言い換えれば、図16aに示される残留乱視を得るために、局所解剖学的に決定される誘導された目標乱視( $TIA$ )が屈折的に測定された乱視値のベクトル $R$ へベクトル的に加えられるときは、この残留乱視は局所解剖的に測定された乱視値 $T$ と屈折的に決定される誘導された目標乱視( $TIA\ R$ )とのベクトル合計である図16bの残留乱視と等しい。さらに、図16aと16bとで決定される互いに等しい残留乱視値もまた図17aの、選択された $TIA$ が $TIA\ A$ と $TIA\ R$ との中間にある最大矯正目標ラインと等しい。この発明に従って、上記の条件を守ることにより、外科手術に続いて局所解剖的と屈折的に測定される残留乱視 $T$ と $R$ との合計が最小になるであろう。本質的に、 $TIA$ が $TIA\ R$ と $TIA\ T$ との間にあるときは、その大きさは一端が原点にあり、多端が最大矯正目標ライン上にあるベクトルにより確立される。

20

図17aの中間 $TIA$ は $TIA\ T$ の境界と $TIA\ R$ の境界との間へ選択でき、そしてそのベクトル長さは最大矯正目標ライン上へ終端する。局所解剖的乱視値 $T$ と屈折的乱視値 $R$ とへの中間 $TIA$ の相対的近接度が図17bに示す治療の重要性を決定する。優勢である局所解剖パラメータと屈折パラメータのために最小目標乱視を達成するため使用されるいかなる $TIA$ もこのライン上に終止されねばならない。選択されたいかなる $TIA$ も最小目標乱視を残すために屈折と局所解剖との両方へ適用可能であり(図17aに示すように)、そしてそれは選ばれた重要性に従い局所解剖と屈折との間へ割り当てられる。目標とする屈折と局所解剖とは二重角度ベクトル線図上で互いに $180^\circ$ に定位される；すなわち、それらは直線を形成し、したがってそれらの合計の大きさはその眼の視覚系統について最小になる。図17aと17bとでは、 $T$ と $R$ との合計乱視値は $0.76$ (図17aでは $0.50+0.26$ 、図17bでは $0.28+0.48$ )。

30

重要なライン(それが最大矯正目標ラインと交差する場合に)を使って $TIA$ の終端の最適点を最も良く決定するパラメータは、目標角膜乱視の定位である。この例では、経線または目標局所解剖は $147^\circ$ である。これは $90^\circ$ の「直乱視」定位から $57^\circ$ にあるので、外科医は図19に図示されるように直線関係を使用することをそして $57/190$ または $63.3\%$ の重みを局所解剖ベースの治療目標へを割り当ててことを決定してもよい。その結果、 $TIA$ (図17b)は $TIA\ R$ ベクトル(図16b)と比べて $TIA\ A$ ベクトル(図16a)へ相対的に接近して位置決めされるであろう。図17bの囲み内で、重みづけは局所解剖的に $63\%$ 、屈折的に $37^\circ$ である。これは $TIA$ のパラメータを決定し、 $R$ と $T$ の目標乱視値を決定する。

40

もし $TIA$ が最大矯正目標ラインに関係なく選ばれる場合は、これは最小値よりも大きい合計目標乱視( $R$ プラス $T$ )を生じるであろう。 $TIA$ が最大矯正目標ラインで終端される場合よりも長いときは、図18aに図示されるような「過大矯正」が得られるであろう。

目標乱視 $T$ と $R$ との2つの値は $TIA$ を手術前の局所解剖値と屈折値へ適用することによ

50



り決定され、そして2つの目標値TとRとが両方ともに加えられるときは、その結果は $0.54+0.58=1.12$ となる。これは、最小目標乱視値 $0.76$ よりも大きく、そして互いに比較されるとき直線関係( $180^\circ$ )は存在しない。したがって、図17aと17bとではTとRとの間の角度は $180^\circ$ であり、TとRとが直線上にあったが、図18aに見られるTとRとの間の角度は $180^\circ$ ( $86^\circ$ )ではない。

同様に、最大修正目標ライン(図18b)に到達するのに必要なものより短いT I Aを選ぶと、TとRの合計は $0.30+0.63=0.93$ となり、最低値 $0.76$ より大きくなる。これは、例えば、乱視を"下方修正"するために、屈折強度を形態的な経線で選ぶケースと考えることができる。TとRの間の角度は $180^\circ$ ( $51^\circ$ )でないので、結果の目標乱視(T & R)は、再び、達成可能な最低値より大きくなる。乱視の全修正は、採用するT I Aが残留乱視に等しい最低の乱視(図17a及び17bのように)を目標とする場合にのみ達成できる。最低レベルを超える目標乱視は、選択したT I Aを示すラインの端と最大修正目標ラインの間の距離の関数として大きく増加する。

10

図18aと18bで示すように、本書においては、上方修正とか下方修正と言う用語はS I AとT I Aとの間の相対的關係ではなく、対象となる変化とより好ましい選択との間の比較を意味するということに注意する必要がある。更に、注意すべきは、屈折を用いて形態学的に測定した乱視の値TとRの強度、及び/又は軸が異なる時は、屈折と形態による乱視の目標値TとRはゼロ以外の値であり、それらのベクトルの合計は、乱視の値T及びRと、図17aと17bに示すそれぞれのT I A R及びT I A Tの値との間のベクトル差に等しく、しかも、それに平行である。これは、屈折と形態で測定した時の乱視の値TとRの"最高点を示すもの"と呼ばれる。

20

治療の重点は、目標の形態的ゴールと屈折率のゴールの間の相対的位置をパーセント比率で表した値である。これらのゴールが両方ともゼロであれば、乱視の最大修正は、強調ラインが最大修正目標ラインに一致した時に可能となる。治療の重点は、T I Aが強調ラインとの交点で切れた時のみ達成可能となる。

図17aと17bで選択する強調パラダイムは、図19に図形的に示す線形に従う。屈折を用いる外科医の場合は、決定は治療の重点の選択による。切開する技法と、しない技法がある現在の乱視手術の大半は、T I Aを強調ラインの何れかの端に選択して行なわれる。望ましいのは、目標の乱視の向きにより、手術計画で形態と屈折に、どの程度の重点を置くかを選択することである。線形に固執する外科医もいれば、目標乱視のコサインの平方、或いは、コサインの他の関数に固執する外科医もいることが考えられる。図19のグラフのラインが低ければ低い程、屈折に重点が置かれる。

30

一方、外科医は、現在の角膜乱視の向きにより視覚的映像にいかなる悪影響があるかについての知識と理解が普及するに連れて、治療の重点を変えるような選択もできる。知覚されるこの映像に対する影響も、又、関係する等価球面(spherical equivalent)に従い変化する傾向がある。図17bで示した例では、選択したパラダイムは、残留乱視に対する

規則による方向づけである。目標乱視に対する $147^\circ$ の軸を(形態学的に)、図19の横座標に取り、これが63%の点で強調ラインと交わる。この63%と言う値は形態的に選んだものであり、屈折では37%となる。結果のT I Aは図17bに作図してあり、パラメータは付属のボックスの中に示してある。

40

以降の節では、目を上下半分に分割して分析し治療する非対称の形態を有する目に言及しながら、この発明の説明を行なう。

図20aについて言うと、ここでは、目が上下それぞれ半分に分割されていて、それぞれが互いに異なる形態学的な乱視の値をもっている。屈折性乱視の値を目全体に対して測定すると、二つの分割部分は同じ値になる。

図15a、15b及び17bに言及しながら、最適の治療が図20aの角膜の上側の半分について示してある。注意すべきことは、これは単一角度の乱視と外科的ベクトルの図であり、図15aに示すように、目に対して模式的に現われるであろうパラメータを示しているということである。極座標を用いると、図15b、18a及び18bに示すような二つの角度のベクトル図が与えるような乱視のベクトル比較はできない。図20aの二つの例では、外科的計画の重点

50

を形態に置いた場合、図19の線形の関係に従う。目標の乱視が規則外の傾向に近づけば、近づくほど、球面の角膜を得るため、外科的計画の重点は形態の方へ移り、より好ましくない角膜乱視を対象とするようになる。

角膜の二つの半分割の間で治療が異なる場合は、角膜の形状に対して適用される二つの異なるT I Aが屈折性乱視に与える影響を判定するのに別々の評価が必要となる。乱視の治療を半分ずつ行なう場合、屈折乱視の変化が治療の構成部分である上下の半分割のベクトル合計となるよう、治療ベクトルを区分する必要がある(図20b)。上下の半分のT I A形態パラメータのベクトル合計の半分割が、図20cに示すように、両方の半分割の屈折性乱視の値のベクトルとして与えられる。上下半分ずつに分割した対象屈折性乱視に対して、図20aの中の欄に示すカッコの中の値は、一つの形態値が存在するケースについてそれぞれ判定したもので、角膜が左右対称とした場合の上下半分割の上か下の値になる。この例では、これら二つの屈折の値の方向は、ほぼ90°離れているので、結果として、それぞれ個別の目標値より小さな臨界(resolved)治療ベクトルから計算した一つの目標値になることができる。

10

従って、この発明に従えば、T I Aの実質値は上と下の半分割から得られるT I Aの値をベクトル平均すれば得ることができ、このT I Aの値は、それぞれ、手術前の乱視のTとRと、それぞれの半分に対する重点の度合いに基づく値である。

従って、実質的なT I Aの値は、手術前の乱視のRを屈折により測定したものと共に考慮して、ゼロ以外の目標屈折乱視を得る。

次に、乱視の強度を変えることなくその軸を移動させる治療法に言及しながら、この発明について説明する。この治療法は、内容的には、乱視のトルクを目に適用して考えるものである。

20

角膜乱視が存在する場合、乱視の軸に対して45°の傾斜角で目に加わる力は純粋なトルクによる影響を及ぼし、元の乱視軸に対しては角度を増減する影響はない。乱視に対するこの力の影響は、図21bに示す二重角度のベクトル図で簡単に解釈することができる。ここでは、目標乱視は、加えられるタンゼント方向の力が増加するに連れて、大きくなる。加えられるトルクの力が大きくなれば、手術前の軸は限度45°まで移動して、その方向はトルク方向となる。図21bを参照すると、以下の関係が見られる。

$$X_1 = K_1 \cos(2\theta_1)$$

$$Y_1 = K_1 \sin(2\theta_1)$$

30

$$X_2 = K_2 \cos(2\theta_2)$$

$$Y_2 = K_2 \sin(2\theta_2)$$

二重角度ベクトル図の乱視ベクトルの軸と強度は、次の関係から判定する。

$$\text{TIA 軸} = \arctan \frac{Y_2 - Y_1}{X_2 - X_1}$$

40

$$\text{TIA 強度} = \arctan \frac{Y_2 - Y_1}{\sin(\text{TIA 軸})}$$

乱視のトルク力の強度(T I Aトルク) :

$$K_{\text{トルク}} = K_2 \sin(2\theta_2 - 2\theta_1)$$

結果が正の数であれば、力は反時計方向(C C W)、負であれば、時計方向(C W)となる。

50

手術前の乱視軸に対して発生する角度増加/減少の量は、次の表すことができる。

$$K \text{ 角度の増加/減少} = K_2 \cos \theta_2 - K_1 \cos \theta_1$$

この例の場合、角度の増減がなければ、" $K$  角度の増加/減少"の値はゼロとなる。もし、値が正の数なら、角度は大きくなり、負ならば、角度は小さくなったことになる。

経線 (meridian) のみの変更が必要であり、乱視の強度の変更は必要とならない場合は、乱視の向きの変更は T I A のトルクに従い角度を小さくする必要がある。向きの変化が大きければ大きい程、角度を小さくする力の比率が大きくなり、トルクは小さくなる。軸の変化の限界、つまり  $180^\circ$  においては、必要な力は全部、角度を小さくする力であり、トルク成分はゼロになる。

10

変化した部分を二つの構成要素に分割し、一つは角度の増減とし、もう一つをトルクとすると便利である。これは、形態と屈折の間に違いがある場合には、必要不可欠の要素となる。例えば、一つのモードで角度を小さくするために 軸上で 屈折性白内障の外科的切開を行なうと、他のモードでは 軸から外れる ことになり、強度に対しては、角度を小さくする効果と同様に、トルクも及ぼすことになる。切開を伴わない屈折性の治療を行なう場合は、T 又は R の軸に合わなくても、一つ又は両方のモードに対して角度増減とトルクが影響を及ぼす。

角度の増減がトルクに与える影響と、角度を増減することなく乱視によるトルクを得るための補償効果について、図 22a、22b、23a 及び 23b に言及しながら説明する。

図 22a と 22b を参照すると、 $\theta_1$  = 現在の乱視のレベルを低くするのに必要な角度増加の力の 軸から外れた T I A の量で、以下の式が得られる。

20

$$K \text{ トルク} = TIA \sin 2\theta$$

図 21a、21b、22a 及び 22b では、乱視軸 (二重角度ベクトル図で  $90^\circ$ ) に対して  $45^\circ$  の角度でトルクの力を加えて発生する角度増減の効果は、T I A を角度  $90 - 2\theta$  (図 22b) だけシフトして補正し、強度を変化させることなく、捻じり回転を与える。数値による例では、乱視の強度は 1.40 D で、軸は 8 から  $25^\circ$  にシフトし、これを達成するため、T I A は強度 0.83 と軸  $62^\circ$  をもつ。それぞれの方向において、T I A の力が手術前の乱視に与える角度増減、時計方向トルク及び反時計方向トルクの影響を、各図に示す。

乱視手術の予定の軸に発生した変化を調べる時、手術による角度増減の影響は、図 23a と 23b に示す関係から判定することができる。角度 ( $\theta$ ) は、S I A (外科的起源の乱視) と切開軸に対して  $90^\circ$  の T I A 軸の間の角度である。

30

$$K \text{ 角度の増加/減少} = SIA \cos 2\theta$$

この方式は、白内障手術による切開 (S I A) の、配置の経線における乱視への影響を判定するのに使うことができる。外科的ベクトルを用いるこの手段によって判定する S I A の角度増加/減少の成分は Holladay と Naeser が採用した円筒型レンズと面の経線のパワーに対する式で計算した値と同じ強度の値を与える。

上記の式は S I A と直接関係していて、所定の配置の経線からの角度の逸脱、つまり、エラーの角度とも直接関係している。これにより、経線のパワーを判定する際に、手術の経線と、それに対して  $90^\circ$  の角度で手術前と手術後の乱視の分布を計算し、その後で、一方の実質値から他方の実質値を差し引いて、その切開軸での変化を判定する作業が必要でなくなる。

40

この変化を、手術経線における角膜変化に基づき、角度の増減の何れかにより説明する方法は、説明のための用語 傷に基づくと、傷に反して や パワーに基づくと、パワーに反して と言う言葉を簡潔に示してくれる利点はあるが、用語 規則に基づく や 規則に反して と言う言葉は  $90^\circ$  と  $180^\circ$  での個別の経線における極性を意味するもので、一般的に受け入れられた用法である。

図 24a と 24b の例では、一定のトルクの力が、直交線対称乱視の角膜全体に対して、屈折円筒軸を対象に加えられる。角膜の形状に起因する変化は、何れのものも、屈折モードにおける同等のベクトル変化を対象とするので、その力により引き起こされた角膜変化の適当

50

な量により、屈折の円筒が回転した考えられる。治療が左右対称になされる場合は、治療ベクトルの分割は必要ない。

次に、不規則な乱視について、図25aと25bに言及しながら説明する。

不規則な乱視は、角膜の二つの半分割の形態値が、強度（非対称）か経線（直交線から逸れる）の何れか、或いは、両方で一致しない場合に発生する。角膜の二つの半分割の間に存在する幾分かの相違は広く分布している。形態上の不均一は、ジオプターで表す乱視の不規則性の尺度であり、強度と軸の形態上の値を二つの半分割の間でベクトル比較するものである。この例の場合は、形態上の不均一は1.29Dである。

非直交か、非対称の乱視、或いは、その両方が存在する場合は、角膜の形状を規則的な形にして、サポート器具の必要のない改良された視野や、最高に修正された視野を得たいと言う希望が生じるかも知れない。屈折乱視や視野の修正を変化させることなく、この作業を行なう機能があれば、それが望ましいことかも知れない。二つの独立した半分割で角膜の治療を行なうことにより、形態性乱視と、反対のサイクル方向において必要な変化に対して、適当な量の乱視変化を適当な経線において与えることができる。現在の形態性乱視は、二重角度ベクトル図において、強度と経線（実際は360°離れている）の両方で一致して、目の乱視図の上で直交状態（180°離れている）をつくり出すことを目標とすることが可能である。二つの治療ベクトルを分けることは、等しい強度と、相対角度90°で加えた場合の二つのTIAはそれぞれ相手の効果を相殺して、屈折性乱視に対しては、実質的効果がないことになる。

不規則性乱視に関係する明らかな弱視や、その他の基準以下の視力が原因の視力低下にとっては、角膜を規則的なものにすることにより得られるサポート器具の必要のない、改良され、ベストの状態に修正された視力から得られる利益は大きいかも知れない。円錐角膜の軽度のものも、非対称状態を少なくしたり、無くしたりするのに、相対する半分割経線上で角度増減の差を考えるこの方法を利用できる。

屈折性乱視に実質的影響を及ぼすことなく、目の形態を変化させるこの方法を採用する場合は、又、角度の増減やトルクの純粋な影響が得られる。

不規則な乱視を直交対称状態にまで修正することは、他の方式でも達成は可能である。図26aと26b（下の半分割のTIAはゼロ）に示すように、角膜の半分割の内の一つに対して治療を施しても、これはできる。この例の場合、好ましくない方の乱視を移動させて、規則に基づく向き（二重角度ベクトル図で180°/1540°）により近くて、好ましい方の位置の半分割経線に合わせると、結果は両方の向きの改善になり、角膜乱視と屈折性乱視の上側の半分割経線がシフトし、規則性を得るのに最少限の変化で済む。TIAの実質的効果の半分は、屈折性乱視の各半分に及ぶ。下の形態性半分割経線の変化は対象とならない。

目の形態性乱視は、図27a、27b及び27cに示すように、別の方法でも、直交性の対称なものに変えることにより改善することができる。角膜の半分割の両方の形態に対して、屈折強度と軸を対象にして、残留乱視の量を実質的に低下させる場合は、角膜の各半分割における形態と屈折の間の違いの程度が少なくなった時に、その結果として実現する。上と下の治療ベクトルを区分して判定する実質的なTIAの値が原因で発生する屈折性乱視のシフトが見られるかも知れない。

両方の半分割の結果的残留乱視は等しく、最低レベルになる。

図28a、28b及び28cを参照すると、TIAを決めて、一般的な屈折又は形態性の乱視を必要な目標まで変化させることができることを示している。形態的变化は左右対称か、非対称である。この例の場合、角膜の両方の半分割経線は、規則に基づく向き（90°と270°）では0.75で、角膜が左右対称になっている。治療ベクトルの区分の後には、屈折性乱視に好ましい実質的なシフトがあり、強度と残留乱視は低くなっていることが観察される。

図29a、29b及び29cは、必要な公称角膜乱視を得るための治療法を示し、ここでは、半分割の角膜の間に明かな関係はない。このように、両方の半分割の目標乱視は任意に選択した二つの目標を示している。TIAベクトルは、選択した目標の各々に対して計算する。TIAの実質値は、半分割のTIAの値をベクトル合成して決める。現時点で予測可能なものではないが、これには利点があり、招来の外科学術技法において利益となり、網膜

10

20

30

40

50

と視神経の研究により、別の眼科的効果を生みだすことが考えられる。

角度の増減とトルクの別々の方向の力を分離して、角膜を二つの著しく異なる半分分割として治療すること（度々するように）は、いろいろな方法で角膜の相対的形狀を変えることができる。直交して、左右対称の形態性乱視をつくる機能が、屈折性乱視に好ましい影響を与えるにしろ、全く与えないにしろ、乱視の強調と視覚性能の改善をする手段としては、著しい進展が予想される。

以降の節では、以下のような問題に言及しながら、この発明について説明する。

1. 乱視の分析を行なう時の考え方
2. 乱視の光学的修正
3. 客観的分析と主観的分析
4. 調整と計算図表
5. コンピュータ支援のビデオ角膜切開（CAVK）
6. 円錐角膜
7. ベクトル分析ベクトル
8. 一般的原則-対象TとR
9. 乱視の光学的治療
10. 重点
11. 角膜形状の複雑さと考慮事項
12. 乱視のトルク
13. 数量的外科手術計画
14. ベクトル変化マップ
15. 結論

10

1. 乱視の分析を行なう時の考え方

問題に対する現在の理解を、更に拡大する新しい考え方は、いかなるものも一般的に受け入れられるためには、多くの資質をもつ必要がある。その内の最初のものであり、最も重要なものは、底流をなす考え方が理解し易いシンプルなものではないと断言することである。過去における問題の理解が不適切であったことは、すぐに明らかになるはずである。一つの考え方を導入することで得られる新しい情報は有益で、簡単に適用できるものでなければならない。招来の努力のための意志決定に役立ち、同時に、過去の努力の成功部分を見極めることに役立てば、新しい分析技法の受け入れは進むであろう。

30

平坦なバッティング・グリーンでゴルフボールを打つのは、簡単に理解できるプロセスであるが、成功することは簡単ではない。ゴルフのバッティングは乱視の治療及び分析とよく似ている。選んだコースに沿ってホールに向かってボールを打ち、それが成功しない場合は、二つの事象の内の一つが発生したことになる。つまり、それをヒットした力が強すぎたか弱すぎたかの何れかと、打ち出された方向が必要な方向から時計方向に逸れたか、反時計方向に逸れたかの何れかである。これら二つの組み合わせは最も一般的なものである。パットを全体として成功させるのに最も重要なパラメータは、二回目のパットでボールをホールに入れるのにどの程度の距離を残したかである。

乱視外科の計画と分析の底流にある原則は、複雑さにおいては、これと同じである。乱視外科の所定のコース-つまり、必要な力とその方向がTIA（対象となる誘引乱視ベクトル）である。乱視外科が取る実際のコースはSIA（外科的誘引乱視ベクトル）であり、その差のベクトル（DV）は、上記の類推を用いて初期の目標-二回目のパットを効果的に行なうこと-を達成するのに更に必要な力と方向性を測定する。治療が軸の上で行なわれたか、軸から外れていたかが分かるのは、SIAとTIAの間のいろいろな関係であり、加えた力が大きすぎたか小さすぎたか、更には、その調整はいかにするか等を教えてくれるのもこの関係である。我々の外科手術の絶対的、及び相対的成功の尺度となるのは、DVの大きさであり、これとTIAとの関係である。

40

SIAとTIAとの比で決まる修正指数は、修正の程度の尺度であり、1を最適値とする。修正が過剰であれば、これは1より大きくなり、過小であれば、1より小さくなる。調整の係数は、単純に修正指数の逆数を取ったもので、当初の外科治療計画で修正指数1 -

50

必要な修正-を達成するのに必要とする修正の程度を数量的に表す。

この方式の乱視分析を利用して得た成功の尺度は、絶対的なものであり、相対的なものでもある。D Vの大きさは、乱視手術で得た成功の絶対的尺度となり、しかも、二回目の手術の尺度、つまり、最初の手術の目標を達成するのに必要とした角度の増加、及びその方向の程度である。ゴルフの例で話すと、D Vは二回目のパットで表現される。

このベクトル比較は、全ての測定モード(R、K及びT)について判定することができ、一連の手術に対するD Vの平均値は、乱視手術技法の有益な比較手段となる。D Vの方向は成功の判定には有効な情報を提供するようには見えない。再手術に必要な計画は、最適な屈折と形態の目標を新たに検討して、最もよく遂行されることになる。

D VとT I Aの関係が成功指数(I O S)であり、手術の成功の相対的尺度となる。目標とする乱視の変化が大きければ大きい程、D Vを一定とした場合、I O Sの値は小さくなり、従って、その手術はそれだけ成功であったことになる。ゴルフの話し方で言えば、ホールからの距離が同じであった二つのパットの内の何れが、より有効であったかを判定するためには、最初のパットの距離がより長かった方で、より有効であったことになる。達成した乱視が目標と一致する場合は、初期の目標を達成するための乱視の誘引は必要ない。グリーンでは1パットしか許されない場合と同じように、この場合D Vはゼロであり、成功指数の値もゼロとなる。

手術前の乱視の値が小さくて、乱視変化の目標も小さい場合は、手術の成功を判断する際の唯一の決定要素としての比率を含んだ尺度に対する信頼性は低くなる(I O S、調整係数及び修正指数)。なぜなら、分数の構成要素の変化が小さい場合でも、値が大きく変動することがあり得るからである。D V等の絶対値の平均に言及することは、結果を総合的に解釈する場合に必要となる。

分析が角膜と視覚の両方の面で行なうことを可能にするキーとなるものはT I Aである。屈折による手術を行なう乱視外科医が、角膜の形状による手術の効果を理解しなかったケースと、その逆のケースの根拠となっていた障害が、今や、中間に介在した鏡と言う障害を一枚のガラスの板に変えることにより、実質的に除かれた今、双方が、自らの手術の効果を相手の基準面で評価することができるようになった。

現在の乱視分析は、実際に起こったこと(S I A)、乱視の変化を予測したかしなかったかを判定するには適しているが、現在までの分析システムは、実際に起こったことが予想したことといかに違っていたかを比較してはいなかった。手術前と後の乱視の値を比較する作業は、乱視の軸の変化を無視しており、結果として、誤解を生むことになった。なぜなら、これは不可避免的に、不完全な修正を、全て 修正不足 としてすますことになるからである。これは、強度と軸の別々のエラーを識別しないからである。

例えば、エラーの角度を分析する際に、全ての目に一定した、時計方向5°のエラーがある場合は、システムのエラーとして示される。エキシマー・レーザ手術を行なう時のビームの回転がそれに該当する。しかしながら、この5°が一定に、右目において時計回りで左目において反時計回りである可能性があり、仰向けになった時、眼の強要を起こすことを示している。

## 2. 乱視の光学的な矯正

屈折乱視、局所解剖乱視、および残留性乱視屈折により測定される乱視の光学的な矯正は、眼鏡、コンタクトレンズまたは外科手術により行うことができる。乱視の矯正が眼鏡で行われる場合、主観的な乱視は、眼鏡面での発現試験により判断される。この屈折乱視の値が、眼のすべての屈折面の総純乱視の基準となる。これは、光が角膜と水晶体の前面と背面およびビトリアルボディ(vitreous body)を介して眼の視覚組織を通過する間に光が遭遇する純乱視影響のことである。主観テストは、網膜のいかなる傾きおよび後頭葉の視覚皮質によるこの網膜の像の意識的な知覚によっても影響を受ける。

角膜前部の面は、眼の視覚組織の主要な屈折面である。角膜乱視と角膜面での屈折乱視の間の値の変動が、眼の視覚組織およびその屈折矯正から排除することができない残留性乱視の原因である。最近まで、これらの差異は、乱視の治療において顧みられることはなかった。その結果は、結果的に生じる角膜乱視に重大な関係を持つ。局所解剖的乱視と屈折

10

20

30

40

50

乱視の間で発生する分散をしりぞけることはできないし、残留性乱視も不正確に「インテイクュラ（Ienticular）乱視」と呼ぶことはできない。この用語がこれらの差異を適切に説明しているとしたら、混濁部の摘出術および球状レンズの移植の後、大きさと軸の両方の点で角膜乱視と屈折乱視が一致することが予測されるだろう。しかしながら、これは当てはまらない。乱視を測定するための、主観的および客観的という2つの様式の存在が、各グループ内の複数の測定装置とともに、これらの差異の永続化および治療の中でそれらを扱う必要性を確かなものとする。

屈折誤差が、球状矯正しか行わないソフト・コンタクトレンズによって矯正される場合、理論上のモデルでは、角膜上の適所に位置するコンタクトレンズの前面から得られる局所解剖な像は、コンタクトレンズを着用しない角膜から得られるその像に同等となり、局所解剖乱視の基準となるだろう。このレンズが適所に存在する場合、もしくは存在しない場合に実行される発現屈折は、眼鏡面での屈折乱視の基準となる。

円環体ソフト・コンタクトレンズは、適切な軸で、後部頂点距離に関して矯正された屈折乱視に処方される。このコンタクトレンズが角膜と同じ屈折指数となり、処方された経線で角膜上に正確に装着される場合、そのレンズの、それが角膜上にあるときに、前面から得られるC A V K（コンピュータ支援画像ケラトグラフィ）画像は、理論上のモデルでは、眼の残留性乱視の大きさおよび軸を持つ画像を提供するだろう。発現過剰屈折は、屈折乱視誤差を検出ししないはずである。

球状面のあるハード・コンタクトレンズは、角膜上の適所に装着される場合には、発現過剰屈折が、残留性（屈折ではない）乱視の量の基準となるように、効果的に、眼の前部屈折面をスフェリシス（sphericises）する。角膜面に則して矯正されるこの過剰屈折の大きさは、理論的には、元の場所にある円環体ソフト・コンタクトレンズの表面でC A V Kにより得られる値に等しくなければならないが、その屈折軸の向きは残留性乱視の向きに対して90°となるだろう。

### 3．客観的分析および主観的分析

C A V Kによって表示される角膜局所解剖は、乱視の治療および分析に客観的かつ再生可能な画像を提供する。屈折だけではなく、局所解剖による乱視結果の分析は、変化が起きた表面、つまり角膜上での変化をモニターする上での必須ステップとなるだろう。C A V Kは、我々に客観的な基準を提供する。しかしながら、非切開屈折手術後に存在する、光屈折による輪郭分離の精細度が減少することによっていくつかの制限が加えられる。

発現屈折は、照明、チャート距離、および照度の不一致などの屈折するレーンでの試験条件に応じて変化する可能性がある、観察者および患者の応答に依存する主観テストである。乱視の単独の測定パラメータとして屈折が不十分であることは、屈折手術により誘発される球状等価物の大きな変化によりいっそう強調され、残留性乱視の屈折誤差に向けられると保証されるよりさらに少ない注意しか喚起しない可能性がある。角膜の局所解剖、つまり従来の角膜曲率測定法により決定される客観的な測定値によって認識できる傾向は、分析における主観的な傾向の均衡となる。この補助的な情報は、乱視手術の成功、発生する誤差、および結果を改善するために必要となる調整が何かを判断するために必要な必須保証を提供する。

T I Aを活用すれば、現在、局所解剖上の目標および屈折目標は確定できる。

T I Aは、屈折、局所解剖またはそれ以外の乱視を測定する装置による分析を可能にするためのつながりを与える。レーザー乱視手術を実行する現在出現する傾向とは、屈折によって達成される乱視と、角膜上で発生する乱視を比較する場合、結果に重大な差異が存在するという点である。これらの分析における変化する傾向は、部分的には、唯一の治療パラメータとしての屈折に過度の重点を置くことに起因する可能性がある。

### 4．調整およびノモグラム

角膜乱視で目標とされる変化（TIA）は、術前の状態を変更し、屈折、局所解剖、および角膜曲率測定法というすべての様式で決定される希望の乱視目標を達成しようとする。ノモグラムは、年齢、眼の緊張、および角膜の直径などの要因により引き起こされる生物学的な分散を見越すために、切開乱視手術（乱視角膜切開術）に活用される。目標とされる

矯正をさらに首尾一貫して達成するには、調整要因を決定し、これらの切開モノグラムをさらに修正、あるいは非切開手術を行うレーザー機械の性能を微調整することができる。1993年2月以前のVisX 20/20レーザーを使用するPARK手術の分析から、乱視の大きさの過少矯正の一般的な傾向が明らかになった。不十分な「力」がかけられると、手術により誘発される乱視(SIA)の平均的な量は、約10対12の割合で意図される平均的なTIAより少なくなる。調整係数1.2を治療を要する乱視に適用した後の、1993年4月以降に達成された大きさに関するそれ以降の結果は、屈折および局所解剖によるSIAが、さらに厳密に目標とされた変化に近似し、1にさらに近い矯正指数を達成することを明らかにした。

#### 5. コンピュータ支援画像ケラトグラフィ(CAVK)

10

現在、角膜輪郭を検査、測定するために使用できる装置は、広く2つのグループに該当する。屈折光学プロットは、そのデータを反射ブラシド角膜計技術から得る。照明式ブラシド角膜計は、黑白交互のリングまたはリングの色付きシーケンスのどちらから構成されることがある。真の高度マップは、走査スリットまたは実体写真測量により投影されたグリッドの表示のどちらかからの非反射像から生成される画像から得られる。後者の技術により、非反射面の非軸表示および手術内で使用するための手術台上で表示されるリアルタイム画像を提供するための可能性が可能になる。

屈折光学プロットのボウタイの最高ピーク時に描写されるもっとも急勾配の曲率のポイントで、角膜を球形にするために最も少ない量の組織の切除が必要とされる。真の高度局所解剖マップ上に描かれる高い高度のポイントでは、角膜を球形にするためにエクシマレーザーを活用する最大量の組織の切除が必要とされる。これは、もっとも平坦な曲率の経線に一致し、急勾配のベクトルの向きで調整される(TIA)。乱視角膜切開術のような組織相加処置は、TIAの軸に垂直に最大限に働く。

20

#### 6. 円錐角膜

角膜乱視は、非対称の量および非直交向きという点で多様である。これらの角膜形状の生理学的な収差のスペクトルは、乱視の高い量から、現在ではCAVK技術の助けを借りてさらに頻繁に識別される円錐角膜の「潜在型」レベル、「初期」レベル、または「不顕性」レベルとして出現する非対称のより大きな量までに及ぶ。生理学的なスペクトルの内と外に存在するものを分ける細い線は、過剰な角膜の急勾配、頂上の希薄化、または傷などの臨床上の兆候によっても決定できる。円錐角膜で見られる異なるパターンは、円錐角膜で経時的に起こる局所解剖上の変化の進行でのさまざまな段階の連続体を表すことがある。しかし、円錐角膜変化を示す角膜で眼の中の局所解剖マップを注意深く調べると、一般的には、ボウタイ(bowtie)の2分の1の痕跡の残物が存在し、過剰に非対称の状態にある場合にも、乱視の両方の分割経線(hemi-meridians)の存在を示す。

30

#### 7. ベクトル分析値

視覚の鋭敏さやコントラスト感度のような視覚知覚力の現在の測定法には、乱視治療の代替方法の異なる性能を証明するために必要とされる感度はない。例えば、これまで、両側でのビーム穴を制限する並列ブレードの開放および丸い隔膜穴の同時閉鎖により生み出される楕円形をした切除と、VisX 20/20エクシマレーザーの活用時の乱視の治療の平面円筒形モード方法を使用する連続技法の間の認識できる差異を証明することはできなかった。この性能における差異は、ベクトル分析を活用することによって、乱視の変化を共存する球状の変化から分離したときに検知することができた。

40

#### 8. 一般的原則-対象TとR

局所解剖、または屈折という2つの術前乱視値の内の一方をその異なる外科的な治療の決定要因として利用する、2つの対照的な治療パラダイムには既存の矛盾点がある。この分散は、2つの術前乱視のどちらかではなく、目標角膜乱視の向きを指導外科パラダイムとして活用することにより解決できる。このようにすれば、すべての乱視外科医は、ブレード技術を使用するのか、レーザー技術を使用するのかに関係なく、同じ指導原則の元で手術を行うことになるだろう。

したがって、屈折手術のすべての形式は、治療の1つの共通した原則の元にある。つまり

50



、個々の眼ごとに最適な処置を決定する目的で、屈折および角膜形状の両方に対する乱視での提案された変化の影響を評価することである。現在の慣行では、水晶体混濁部および貫通角膜移植のための術前角膜形状に完全に重点を置き、乱視角膜切開術のための形状または屈折、およびエキシマレーザー P A R K 手術のための屈折のどちらかである、共通したまたは一貫したテーマに従わない。それぞれが、治療スペクトルの一方または他方の極端しか適用しない。

手術前に屈折目標および局所解剖上の目標を決定することによってのみ、第 1 に、一般的なパラメータに従って治療を最適化し、第 2 に、目標がどこにあるのかを理解することによって有効な分析を可能にするという、乱視手術での 2 つの本質的なタスクを実行できるのである。正確な目標の設定の過程により、成功を測定し、誤差を決定し、さらなる処置を改善するために必要なさまざまな調整を行うことが可能となる。

10

近視および乱視にエキシマレーザー手術を実行する場合、目標が眼鏡に対する必要性を排除することならば、なぜ球体だけではなく円筒形の両方に対する唯一の治療パラメータとして屈折を使用しないのかと尋ねられることがあるかもしれない。この答えは、眼鏡の排除という目標を扱う、近視の矯正のゼロ球状等価物という目的を設定することにある。しかし、眼鏡乱視を角膜上に刻むことの不利益は、結果的に角膜の乱視が最大化することであり、これは、角膜の形状が外科処置計画で考慮されることを要求する確立された従来の角膜手術の原則に反する。眼鏡による矯正から独立した眼の視覚組織は、前部角膜面の形状の視覚的な正常さに依存し続けるだろう。

#### 9. 乱視の光学的な治療

20

差異が局所解剖と屈折の間で優勢となる場合、残留性乱視は、局所解剖または屈折のどちらかで眼の視覚組織に残るか、あるいは両方の面での 2 つの非ゼロ目標を残すことの間で分配されることは不可避である。エキシマレーザー手術で広く行われているように、外科処置計画から局所解剖を排除する結果、残留性乱視が角膜上に行き着くこと、結果的に生じる角膜乱視が最大化すること、ならびに球状収差の増加および知覚される像の結果的な劣化が起こる可能性はやむをえない。

乱視の本発明に従った光学的な治療は、局所解剖乱視および屈折乱視の目標とされた非ゼロ値の総計が、その視覚組織に関して達成可能な最小目標値に等しくなり、目標乱視の向きに従って局所解剖および屈折に適切に配分される場合に達成される。

目標とされる角膜乱視の向きは、外科治療計画において、最適に、局所解剖および屈折に配分される重点の量を決定する。しかしながら、この配分は、どのように角膜による像の知覚がその向きに応じて劣化するのかに従って指示される場合がある。像が最大限の劣化を被る場合、この場合には、球状角膜の目標が好ましく、残留性乱視は屈折に向けられるだろう。万一目標とされた乱視が、像が最小限に劣化する向きに該当する場合には、残留性乱視は、最高に角膜上に残り、乱視矯正は屈折内にはとどまらない。

30

傾斜乱視が実際にはもっとも好ましくないオプションであることが、実験室または臨床環境で証明できる可能性がある。もしそうであるならば、治療の重点はそれに応じて配分されるだろう。角膜乱視と共存する眼の球状等価物は、像が存在する経線に従って像の明瞭度に影響を及ぼす。

#### 10. 重点

40

重点とは、治療ベクトル、すなわち T I A が以下の 2 つの目標をつなぐ二重角度ベクトル図での線上で終わる場合に、パーセンテージで表記される、局所解剖上の目標と屈折目標の間の相対的な位置の基準である。治療重点線がゼロ局所解剖乱視とゼロ屈折乱視という 2 つの目標を結ぶ場合、重点線は最大矯正目標線と一致し、既存の乱視を最大限矯正することにより最小目標乱視を達成することを可能にする。

目標とされる角膜乱視が  $90^\circ$  (W T R) に近いほど、重度は単独治療パラメータとしてのゼロ局所解剖目標から離れるだろう。

しかし、外科処置計画において局所解剖と屈折に置かれる相対的な重点は、目標乱視の向きに従った直接的な直線関係とならない可能性がある (図 19)。代わりに、外科医は、目標とされた球状等価物がゼロの場合に、既存の角膜乱視の向きに応じた視覚像の相対的な

50

劣化に関する知識に基づき、外科処置計画において局所解剖および屈折に置かれる相対的な重点を決定しなければならない。現在の知識では、W T R 向きがもっとも好ましいことが示唆されるだろう。

#### 11. 角膜形状の複雑さおよび考慮事項

従来、角膜外科医の重大な関心は角膜の形状、すなわち乱視の量とその向きである。乱視の最適治療は、好ましい向きでその向きに影響を及ぼそうと試みることで、角膜乱視の削減を達成しようとする。すべての測定様式によるゼロ乱視は、屈折外科医の究極の目標であり続けるだろう。

現在まで、従来の乱視治療法は、利用される手術法が形状に基づいているのか、屈折乱視に基づいているのかに関係なく、達成可能である場合には、ゼロ乱視を手術目標となるように擁護してきた。本発明では、屈折と局所解剖の間に存在する一般的な差異により課される非ゼロ目標を回避できないと認識している。T I A を導入することにより、屈折目標または局所解剖上の目標は、ゼロ乱視を達成するという中間工程を必要としなくても、1つの外科的な処置で到達できるようになる。これは、ハブ空港でのストップを必要としなし目的地への飛行に類似している。

本発明によると、現在可能である治療パラメータを拡大することによって、以前には考え付かなかった乱視治療の新しい形を決定するための道が開かれる。

過去には屈折が治療の重要な決定要因であったが、局所解剖を考慮に入れることには優位点がある。しかしながら、その導入には複雑さも伴う。得られる優位点とは、形状パラメータを手術計画に包含することによって目標とされる角膜乱視力削減される点、および手

述結果のベクトルによる分析に客観的な測定値を使用できる点である。しかしながら、局所解剖を含めることにより、対処が必要な重大な複雑さがもたらされる。すでに説明された1つの複雑さとは、屈折と、シミュレーションされたKによって表される局所解剖の間に存在する差異である。C A V K により提供される、「T」と呼ぶ方がよい、シミュレーションされたKは、唯一の最適折衷案であり、さまざまな方法で異なった装置によって引き出される。一般的には、これは、角膜の両方の半分の部分上での多くの測定済みの一定基準点で達成される平均値である。

2つのミメリディアンズ(hemi-meridians)での乱視の光屈折による大きさの既存の差異は、R値とT値の間に存在する差異と同程度に一般的である。これらのヘミメリディアン(hemi-meridian) T値の非対称性は、さらに、乱視の2つのミメリディアンズ(hemi-meridians)の非直交関係によって複雑になる。つまり、非常に頻繁に、その軸は、互いに180°の向きに位置合わせされていない。現在の局所解剖技術は、非直交乱視の場合、同じ角膜でのさまざまな読み取りで3つの軸の内の1つ 2つの非直交値の内の1つ、または2つに交差する向きのどちらかを選択することによって、ときおり、シミュレーション済みK示度の向きのその決定で変化する。

屈折値と局所解剖値の間の差異は、筋の通らないとして退けることはできない。角膜局所解剖のどのヘミメリディアン(hemi-meridian)が発現屈折乱視値で解決されたのかを一致させる機構も存在しないため、正確かつ系統的な屈折が、これらの差異を解決できると提案するべきでもない。

前述のように、通常、角膜局所解剖を調査すると、角膜のヘミメリディア(hemi-meridia)のある程度の非対称性の量がわかる。この非対称性は、大きさまたはbow-tieの2つの半分の非直交向きのどちらかに存在する可能性がある。角膜の最適治療を達成するには、共通の屈折および異なる局所解剖上の大きさおよび軸の2つの解決が必要とされる。角膜の片方の半分から異なる目標角膜乱視を決定することができ、これらのそれぞれから、最適T I A が決定できる。治療のこのヘミメリディアン(hemi-meridian)解決策は、どのような切開技法または非切開技法が利用されていても関連する。

屈折乱視は、頻繁に、反対側の非直交局所解剖軸の経線に交差する。角膜の各半分の部分に最適治療を利用することにより、目標とされる屈折乱視を削減する上で強化された共同作用的な効果が得られ、しかも総体的にさらに規則正しくより球状に近い角膜が達成できることになる。したがって、屈折乱視的な乱視からのその差異のそれぞれだけではなく、

10

20

30

40

50

2つの局所解剖上の角膜の半分の間の不可避の差を認識することによって、さらに緊密に各局所解剖上の勾配軸に位置合わせされた各半分の部分进行处理する場合に、その患者にとって優勢である個々の状況に応じた最適治療を決定することができる。

角膜乱視の非直交および非対称の要素を、屈折乱視の変化をもって、あるいは屈折乱視の変化なしに一様化することによって、補助されないだけでなくもっともよく矯正された眼の視覚鋭敏さが改善されるだろう。この治療は、眼の視覚機能をその屈折状態を変更しないで改善するために、切除レーザーまたは基質内レーザー、角膜切開術、あるいはこれらの技術の組み合わせによって適用されるだろう。これは、子供または変則乱視により最適改善で機能する成人の眼での弱視前アンオポシア (ex anoposia) の治療に有効となる可能性がある。

10

直交対称状態を達成するための変則的な乱視の治療は、手術の目標に応じて、多くの異なった方法で達成できる。規則的な直交乱視の達成は、屈折を変更しなくても実行できる (図25a-25c)。より好ましくない角膜ヘミメリディアン (hemi-meridian) を他のさらに好ましい位置の半分に向けて回転すると、屈折乱視の並列の好ましい回転が達成される (図26a-26c)。局所解剖と屈折の間の不均衡は、それぞれにおいて、術前屈折乱視を目標設定することによって、片方のヘミメリディア (hemi-meridia) または両方のヘミメリディア (hemi-meridia) で削減できる。このようにして、屈折乱視の純変化は、両方の局所解剖上のヘミメリディア (hemi-meridia) の残留性乱視に等しくなる (図27a-27c)。

乱視の治療は、角膜の形状の対称さの既存の収差を矯正することを目的とすることがある。このようにすれば、優勢な角膜の不規則さによって劣化した網膜の像の明瞭度は、改善される可能性がある。視覚不明瞭化を患う目の相当な割合が、非直交乱視または非対称乱視のどちらか、あるいは両方と共存している可能性がある。2つの異なる半分として角膜を治療することで、任意の年齢でこの異常な状態を矯正すると、その眼によって知覚される視覚の質および量が改善されるだろう。

20

## 12. 乱視トルク

乱視トルクが、角膜の術前の既存の乱視状態に実施される場合、かけられる力は既存の乱視に対して45°である。もっとも急勾配の角膜軸にかけられる (二重角度用語での) 純粋に接線の一方の力により、術前の値より大きさにおいて大きく、回転力の方向で移動した向きの目標乱視が生じる (図21a、21b)。

このTIA力を角膜乱視に適用する影響が、屈折乱視に及ぼされる。事前に存在する角膜乱視の軸での変化により、同じTIAベクトル量分、同じ右回りまたは左回りの向きで屈折乱視が変化することが予想される。この屈折乱視の量または向きの変化 (図24a、24b) は、好ましい場合もあれば、好ましくない場合もある。眼の乱視の治療を半分の部分に分割すると、屈折乱視に対する影響を削減または排除しつつ、2つのヘミメリディアン (hemi-meridian) 角膜乱視の向きを変更できる。2つの向かい合う急勾配化する力は、反対の循環方向でかけられ、互いの屈折乱視に対する影響を打ち消すことができる。このようにして、相反するねじり力を使用すると、非直交非対称ヘミメリディアンズ (hemi-meridians) を調整し直し、一致する、したがって規則的な関係性を達成することができる (図25a-25c)。それぞれを反対方向、つまり右回りと左回りで変化させることによって、屈折乱視に対する純影響は削減または排除できる。調整し直された局所解剖と屈折乱視の間のさらに緊密な関係性が期待される。

30

40

平坦化/急勾配化する影響と、右回りまたは左回りのねじり影響を分離すると、変化をその構成要素パーツ内に分離することによって角膜形状が制御される。

必要ならば、このようにして屈折変化と局所解剖上の変化の間のつながりを、分析および療法のために簡略化できる。

しかしながら、必ずしも目標とされる角膜乱視の大きさを縮小せずに、角膜に対してある程度の割合の乱視トルクを行使するためにTIAを適用すると、眼の乱視の最大限の治療も最適の治療も達成されない。乱視の最大限の治療は、その最小値での目標乱視 (局所解剖に屈折を加えたもの) が眼の残留性乱視に等しくなる場合に発生する。この目標乱視が、その向きに従って局所解剖と乱視の間で比例して分配される場合に、治療は最適となる

50

。

### 13. 定性外科処置計画

本発明は、C A V K から得られる定量情報の重要性を重視するが、必ずしもこの定量計画分析技法によって引き出すことができる、さらなる定性情報の値を認識するわけではない。方法は、局所解剖マップに表示されるように、乱視での目標とされる変化を対称的または半分の部分に、術前の乱視状態に適用することによって、予測されるように適用することができる。複数の個別測定ポイントが、単独で、またはグループで、その治療を、その提案される治療から作成されるだろう予想局所解剖図の表示を可能とするために、計画プロセス中に適用させる。

目標屈折乱視の値も、提案される治療ベクトルの解に従って求めることができる。

10

手術計画は、計算済みの目標とされる変化によって推定される局所解剖の外観に応じて微調整することができる。上限または下限治療ベクトル (T I A) のどちらかに対する重点の小さな変化によって、目標外観は、好ましい結果の外科医の定性基準に従ってもっとも望ましいと見なされる目標外観に修正できる。1つまたは両方のT I Aの重点でのこれらの変化は、同時に、目標屈折乱視も変更する。ゼロまたはゼロに近い屈折乱視が、さらに低い総体的な局所解剖乱視を目標とするために両方の局所解剖ヘミメリディア (hemi-meridia) にある程度の重点を置きつつ、必ずしもこれらの個別のゼロ屈折の目標設定のどちらかを行わなくても、非対称治療ベクトルで達成できることは注目に値する。

重点の変更による治療の微調整の別の代替策は、2つの治療ベクトルのどちらかに対して、平坦化/急勾配化影響、トルクまたはこれらの組み合わせを修正することによって達成できる。これは、治療計画の変更の結果生じる意図された局所解剖のリアルタイム表示の元で実行できる。これらのモードでTIAが最大矯正目標線から離れる移動は、乱視の最大限の矯正が優先順位ではない場合だけ実行されるだろう。

20

### 14. ベクトル変更マップ

手術が行われた後、術後および術前の局所解剖マップは、現在行われているように、各ポイントで、単純な演算変更または差異分析を実行することに加えて、ベクトル化された変更マップを調べることによって比較することができる。これは、ベクトル分析のすべての関連様式に実行できる。例えば、矯正指数マップは、外科的なレーザーまたはブレードによる過少矯正および過剰矯正の相対領域を提供し、これは、誤差の大きさの正の量および負の量で表記できる。成功の絶対領域および相対領域は、D V および成功の指標によりマッピングされ、調整または調整不良のあらゆる変動は、誤差の角度マップでマッピングできる。ポイント単位でベクトル化された変更によって作成される情報は、それがレーザーであるか、非切開であるかに関係なく、屈折ツールの性能を向上させるために、個人患者または患者のグループに使用することができる。

30

早晚、現在の角膜の形状のC A V K およびレーザー変調の別々の分野は、角膜形状における相対的な経線変更が行われる外科処置の制御および評価のための統合化されたエンティティとして溶け合う。これらの補足的かつ相互依存的な技術が、最終的に結合されることによってのみ、共同作用的に、屈折誤差の治療および分析でのその個々の値のそれぞれを改善することができる。

### 15. 結論

40

角膜とは、その機能がその形状により影響を受ける透明な組織である。角膜は、コラーゲンおよび組織の切除、切開および収縮によって形状の変化を誘発できるようにする伸縮性のある組織から構成されている。これらの相対的な角膜の急勾配化変化および平坦化変化は、屈折手術で発生する同時発生的な一般的な急勾配化または平坦化の球状変化の一部として発生する。

最大機能を獲得するためにドーナツ形状で希望される変化を計画するには、局所解剖 (形状) および屈折 (機能) の両方の様式の測定パラメータを取り入れることが必要になる。形状と機能の間だけではなく、形状の2つの半分の部分の間の差異を認識し、対処することは、乱視の眼に最大限の視力を実現するための路での必須ステップである。

主観的および客観的両方のパラメータを遡及的な分析で活用すると、システムの誤りがな

50

いか調整することによって、さらに、乱視手術を実行するために利用される装置を微調整する能力が高まる。将来のレーザー機械は、角膜の両側での乱視の、その選択された構成または最適レベルのどちらかに従った修正を可能とするために、対称的な治療だけではなく非対称の治療の要件にも対処する必要があるだろう。直交対称状態を確立すると、局所解剖的乱視の規則性が生まれ、網膜上で知覚される像の質が改善されるだろう。

本発明は、手術計画および治療で予想値を得るために、乱視分析の方法論を適用しようとした。局所解剖を外科処置計画に含めることにより、角膜乱視の削減という直接的な利点が得られる。ただし、局所解剖と屈折の間の差異に加えて、角膜の２つの半分での対称の差異を処理しなければならないことによって、外科的な意思決定プロセスに複雑さがもたらされる。乱視の最適治療を決定するための、本明細書に詳説される方法は、術前の乱視ではなく目標とされる乱視によって導かれ、角膜の両方の半分に別個に適用できる。この方法論は、角膜の形状での希望される変化の制御のための青写真となる。これは、診断、分析、および療法の屈折手術ツールの統合を究極的に達成するための手段を提示する。

10

【 圖 1 】

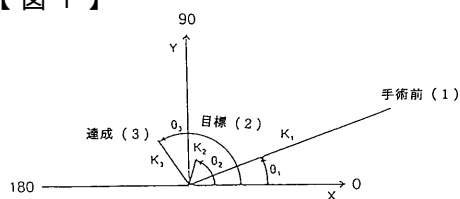


Fig. 1

【 圖 8 】

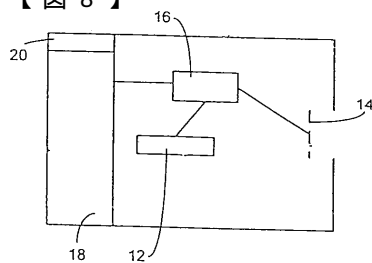


Fig. 8

【 圖 2 】

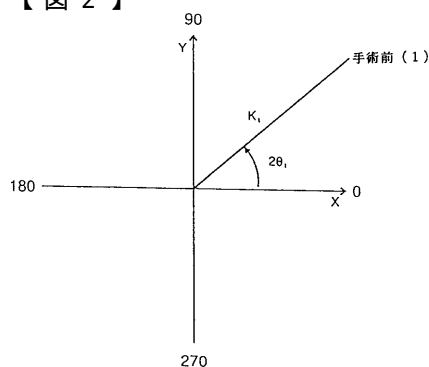


Fig. 2

【 図 3 】

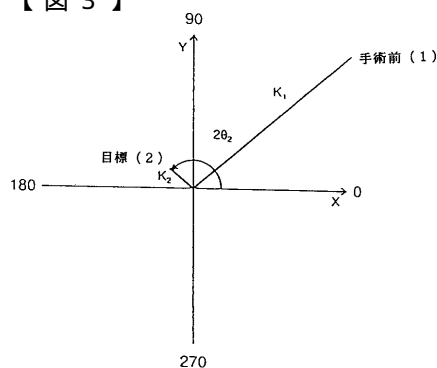


Fig. 3

【図 4】

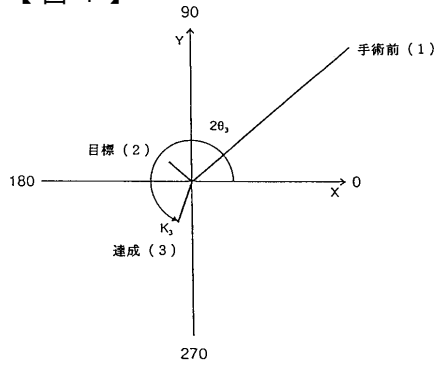


Fig. 4

【図 5】

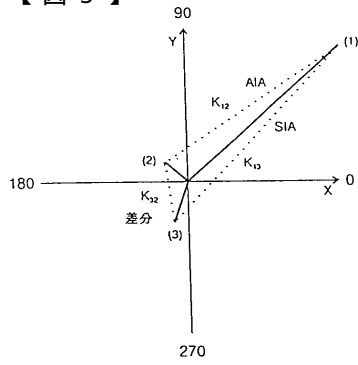


Fig. 5

【図 6】

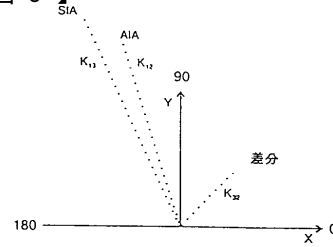


Fig. 6

【図 7】

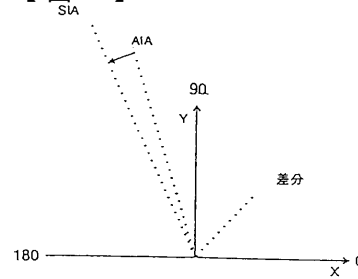


Fig. 7

【図 9】

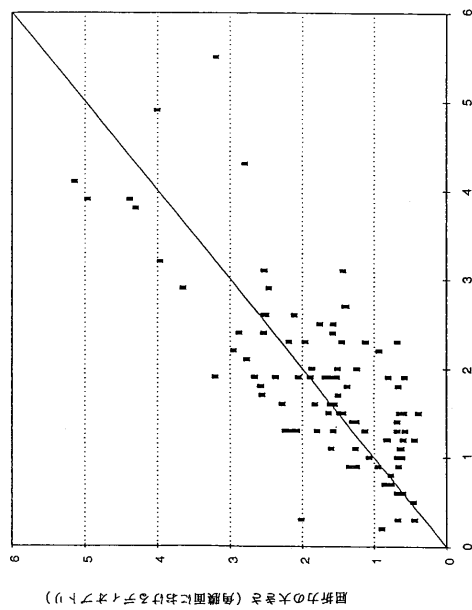


Fig. 9

【図 10】

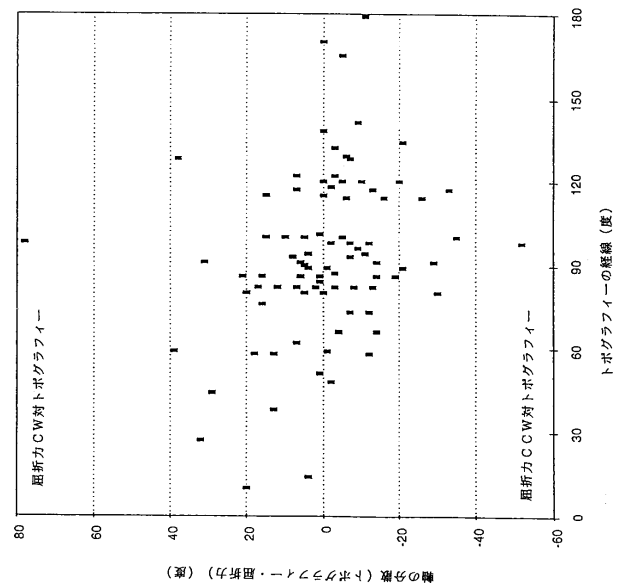


Fig. 10

【図 1 1】

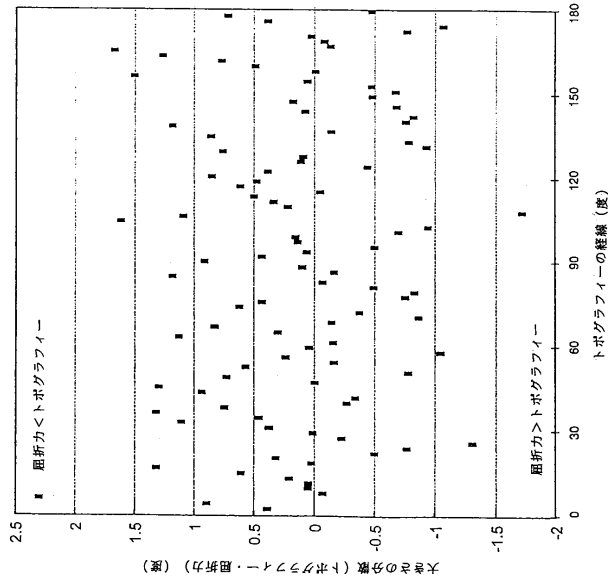


Fig 11

【図 1 2】

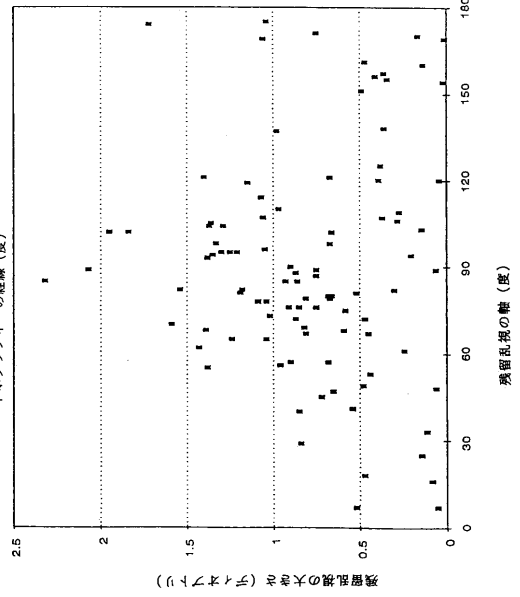


Fig 12

【図 1 3】

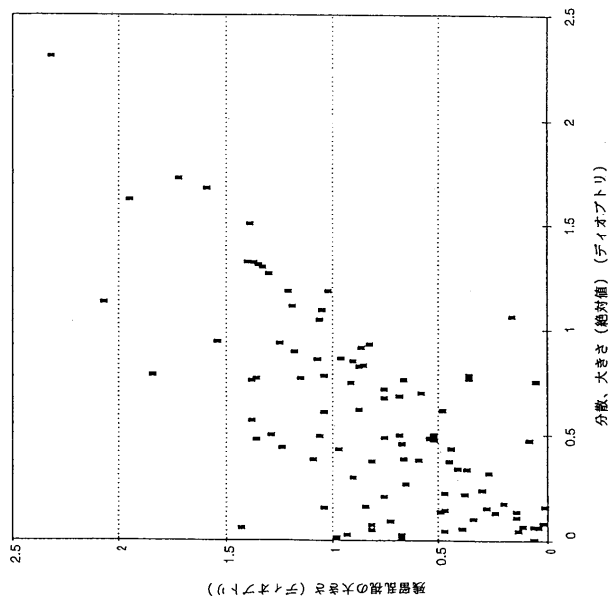


Fig 13

【図 1 4】

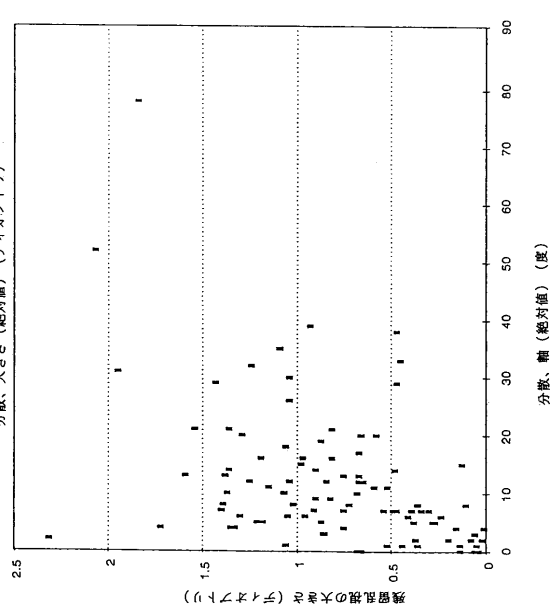
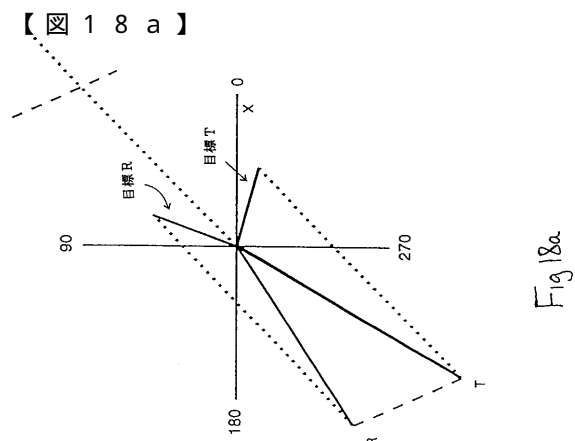
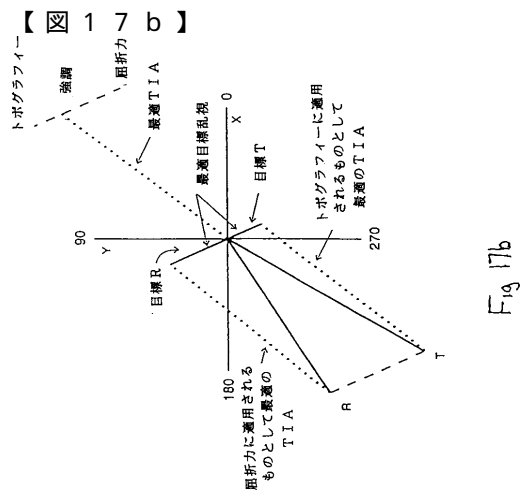
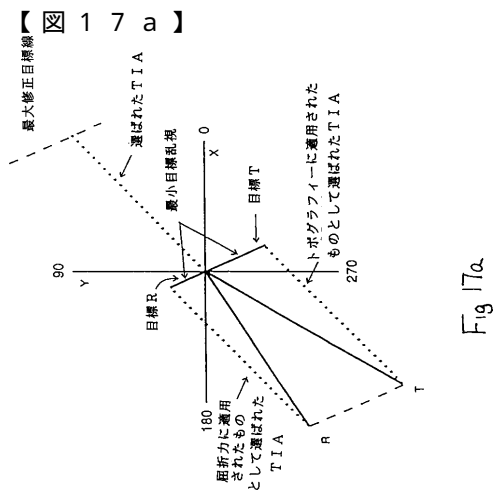
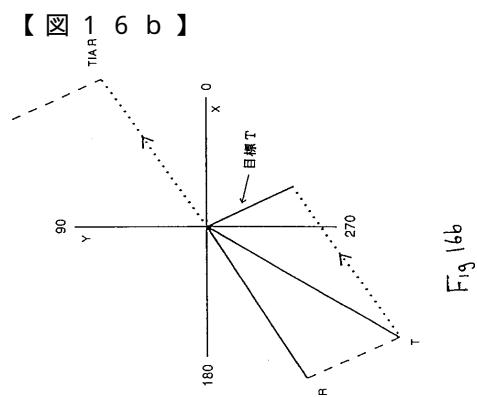
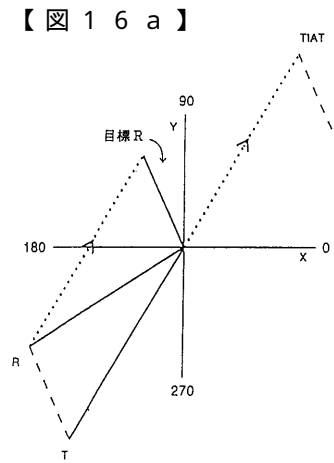
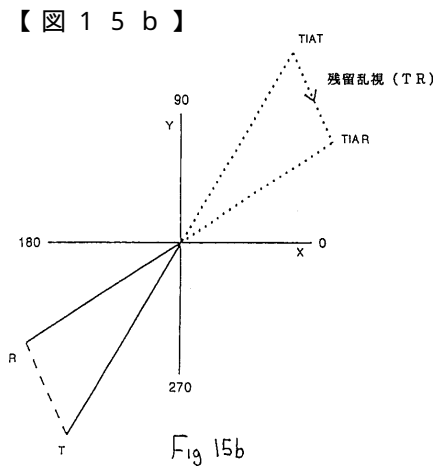
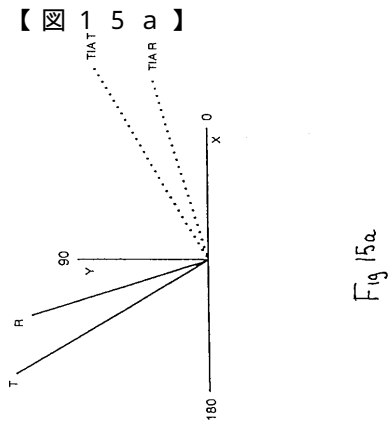


Fig 14





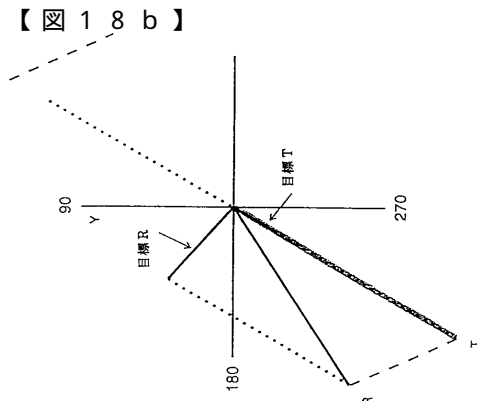


Fig 18b

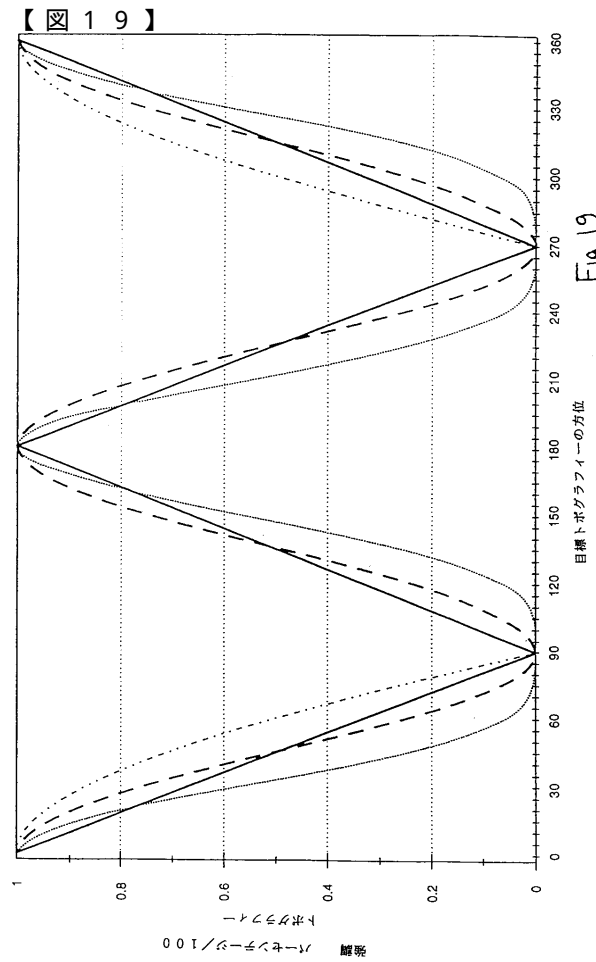


Fig 19

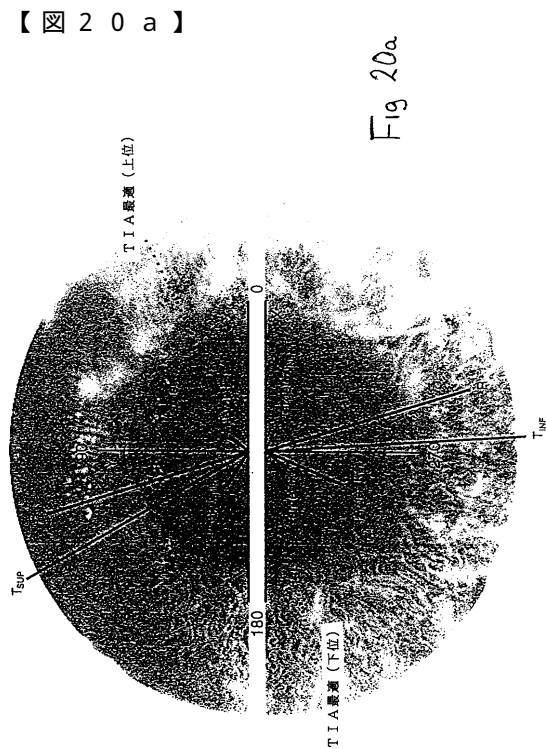


Fig 20a

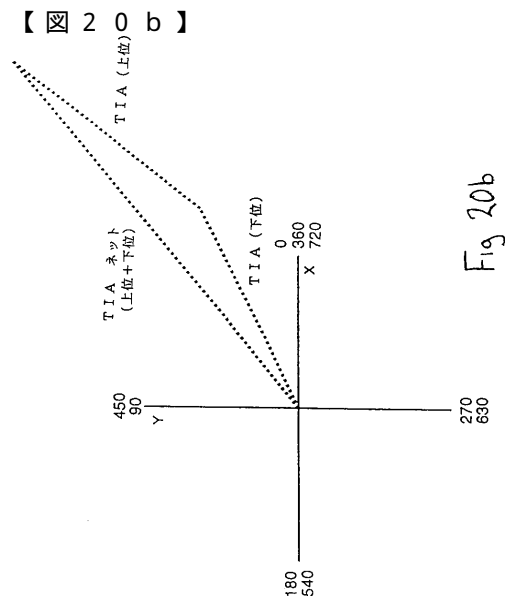


Fig 20b

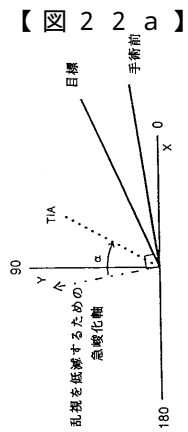


Fig 22a

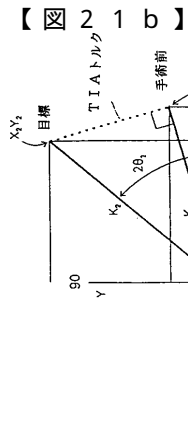


Fig 21b

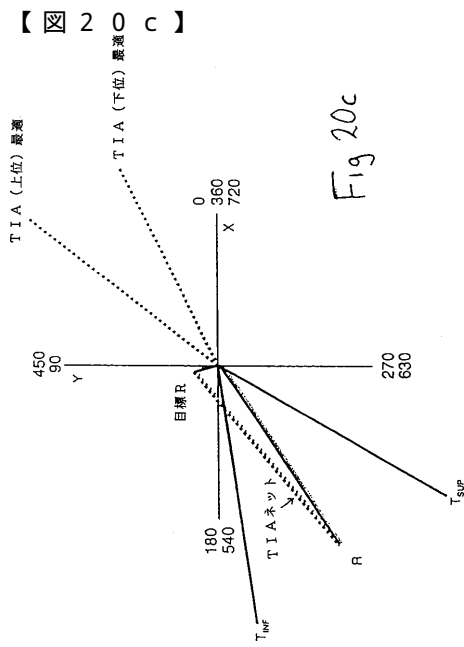


Fig 20c

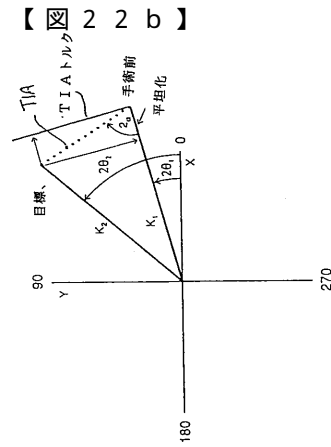


Fig 22b

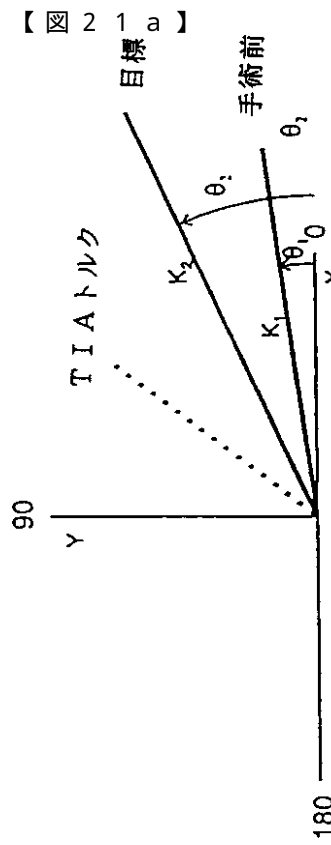


Fig 21a

【図 23 a】

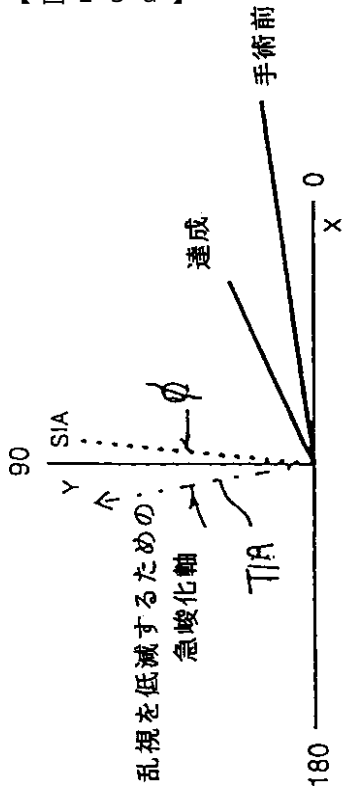


Fig 23a

【図 23 b】

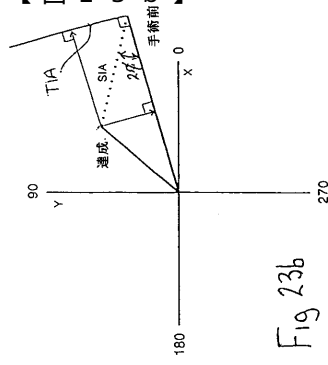


Fig 23b

【図 24 a】

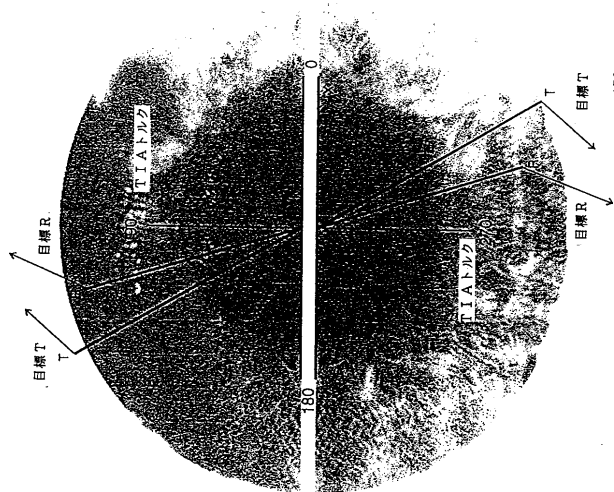


Fig 24a

【図 24 b】

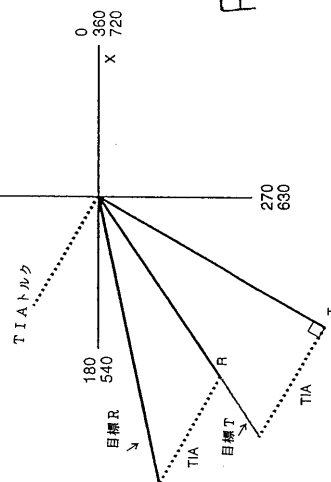


Fig 24b

【図 25 a】

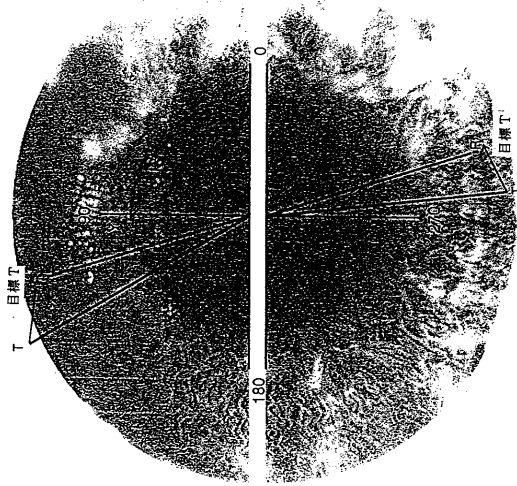


Fig 25a

【図 26 a】

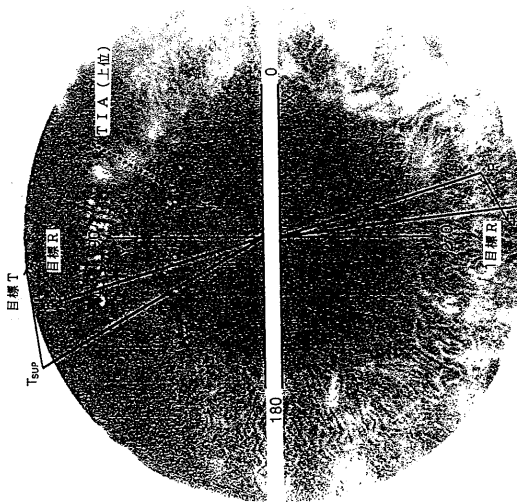


Fig 26a

【図 25 b】

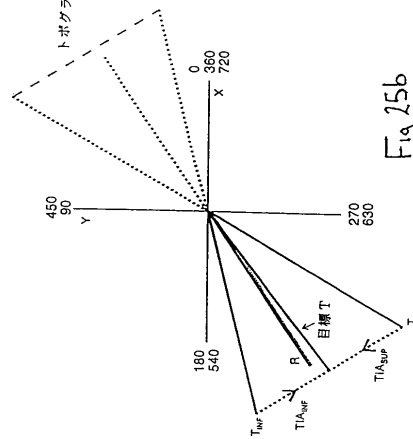


Fig 25b

【図 25 c】

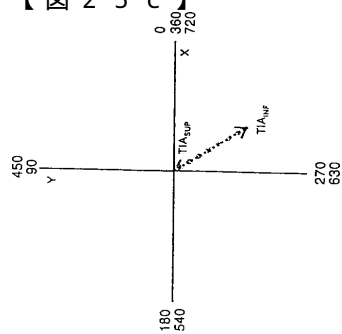


Fig 25c

【図 26 b】

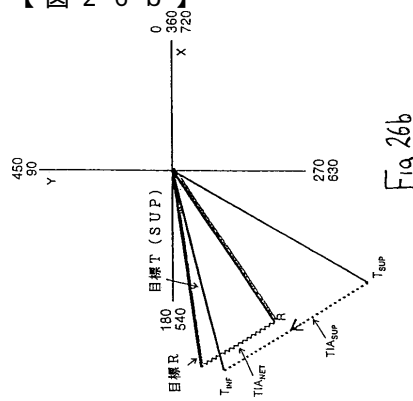


Fig 26b

【図 26 c】

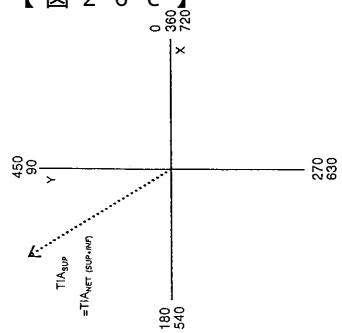


Fig 26c

【図 27 a】

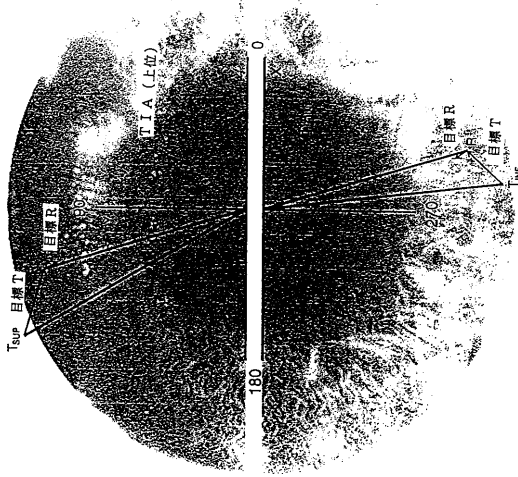


Fig 27a

【図 27 b】

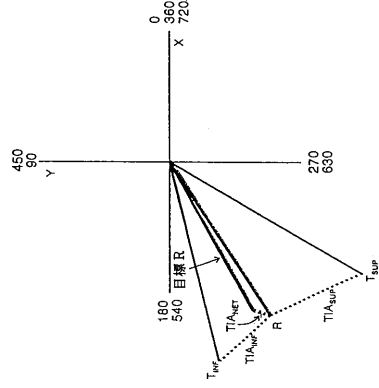


Fig 27b

【図 27 c】

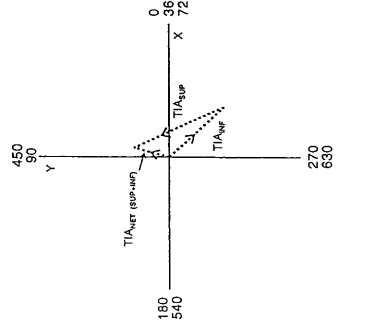


Fig 27c

【図 28 a】

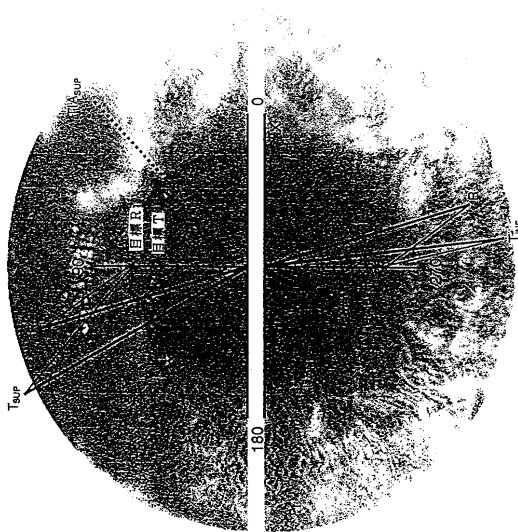


Fig 28a

【図 28 b】

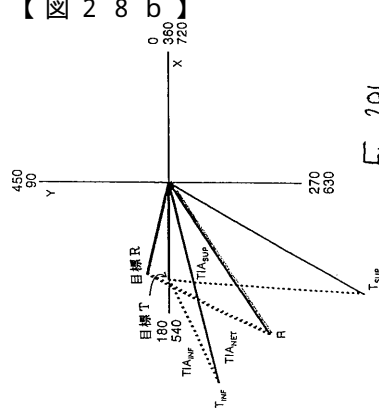


Fig 28b

【図 28 c】

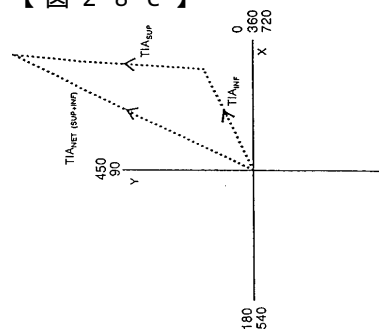
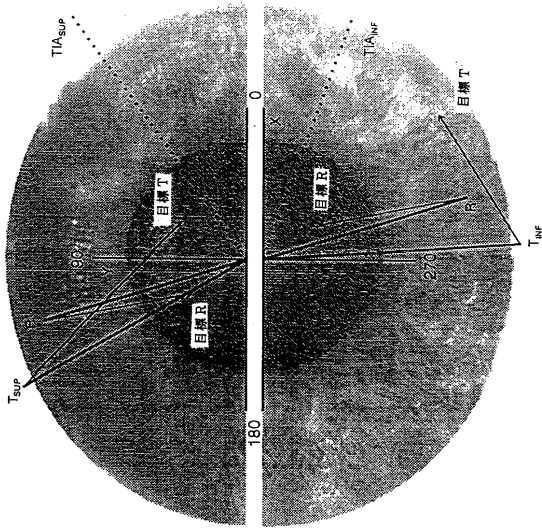
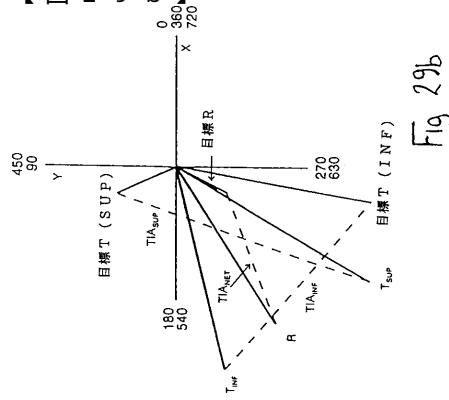


Fig 28c

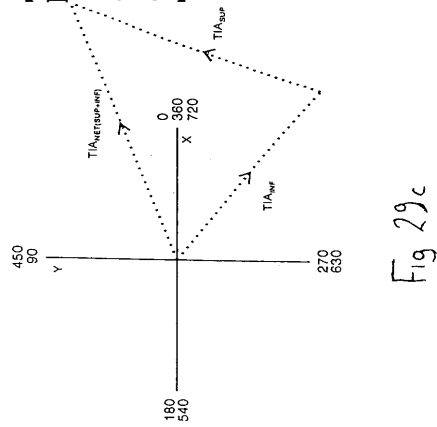
【図 29 a】



【図 29 b】



【図 29 c】



---

フロントページの続き

(72)発明者 アルピンス、ノエル・アミー  
オーストラリア国、ビクトリア州 3192、チェルテンハム、チェスタービル・ロード 7

審査官 北村 英隆

(56)参考文献 特開平06-327710(JP,A)  
特開平02-211119(JP,A)  
国際公開第94/003133(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61F 9/007