

OCTによるコンタクトレンズ実形状計測
及び

収差補正のための非球形光学設計

2021年8月

千葉大学大学院融合理工学府
先進理化学専攻物質科学コース

佐伯 謙太郎

(千葉大学審査学位論文)

**OCTによるコンタクトレンズ実形状計測
及び**

収差補正のための非球形光学設計

2021年8月

千葉大学大学院融合理工学府
先進理化学専攻物質科学コース

佐伯 謙太郎

目次

第1章 序論	1
第2章 光干渉断層計測(Optical Coherence Tomography)	6
2.1 OCT の原理	6
2.2 OCT の計測理論	8
2.3 OCT の歴史と応用機器	12
2.4 従来の OCT 装置の欠点	14
第3章 従来のコンタクトレンズ計測	15
3.1 レンズメータ	15
3.2 Shack-Hartman 方式を用いた測定	17
3.3 Phase-Shifting Schlieren (PSS)方式を用いた測定	20
第4章 本 OCT システムの装置構成	24
4.1 システム構成	24
4.2 SLD 光源特性	27
4.3 可変光路機構	28
第5章 2次元形状計測	30
5.1 背景・目的	30

5.2	2次元形状計測手法.....	32
5.2.1	コンタクトレンズ形状計測装置.....	32
5.2.2	垂直入射の定義.....	34
5.2.3	垂直入射を実現する測定ステージ.....	37
5.2.4	測定サンプル.....	38
5.2.5	測定手順.....	40
5.3	2次元座標変換.....	41
5.4	比較評価方法.....	43
5.5	実験結果・考察.....	44
5.5.1	金属球による精度確認.....	44
5.5.2	コンタクトレンズ形状・厚み結果.....	45
5.5.3	既存装置を用いた曲率半径の比較評価.....	47
5.5.4	水平方向回転角度を変更した際の曲率半径の変動.....	49
5.6	まとめ.....	50
第6章	3次元形状計測.....	52
6.1	背景・目的.....	52

6.2	3次元形状計測手法.....	54
6.2.1	MEMS ミラーによる円走査.....	54
6.2.2	円走査による計測点数算出.....	57
6.2.3	垂直入射の定義.....	58
6.2.4	測定サンプル.....	59
6.2.5	測定手順.....	61
6.3	3次元座標変換.....	64
6.4	実験結果・考察.....	66
6.4.1	金属球による精度確認.....	66
6.4.2	コンタクトレンズの形状・曲率半径・厚み結果.....	69
6.4.3	非球形トーリック面金型結果.....	74
6.5	まとめ.....	77
第7章	収差補正のための非球形光学設計.....	78
7.1	背景・目的.....	78
7.2	解析セットアップ.....	80
7.2.1	ソフトウェア.....	80

7.2.2	眼科医療機器（角膜形状測定装置）	80
7.2.3	解析データ	82
7.3	解析手法	85
7.3.1	2次元光線追跡手法	85
7.3.2	3次元光線追跡手法	88
7.4	光線追跡による解析結果	90
7.4.1	2次元光線追跡結果（収差量・波面形状・MTF）	90
7.4.2	3次元光線追跡結果（MTF・PSF）	96
7.5	まとめ	101
第8章	結論	103

第1章 序論

近年、スマートフォンやタブレット端末の普及により視力低下の問題が取り上げられている。文部科学省の令和元年度学校保健統計によると、裸眼視力 1.0 未満の人数が小学校、中学校、高等学校と過去最多となった。これは屋外で遊ぶ機会が少なくなり、遠くをあまり見なくなったことに対して、スマートフォン等により、近くを見る機会が増えたことが眼の成長に影響を与えたからである。近年は特に低年齢層の増加が顕著である。その要因は、眼が焦点を合わせようとして、角膜頂点から網膜までの距離を示す眼軸長が伸びてしまうからであり、その伸びすぎた眼軸長が近視を誘発する。それ故、近視抑制としてこれ以上眼軸長を伸ばさないようにと夜間に装用し角膜形状を変えることで視力矯正をするオルソケラトロジーレンズ[1](図 1.1(a))という特殊コンタクトレンズ(以下特殊 CL)が登場した。特殊 CL は近年注目を浴び始めており、近視抑制用レンズだけではなく眼疾患や眼損傷に対して、眼の波面収差を利用してその収差を打ち消すように設計されるレンズや強膜(白目)部分にレンズを固定して装用するスクレラルレンズ(図 1.1(b))等続々と特殊 CL が登場している。

現在、このように様々な特殊なコンタクトレンズ(以下 CL)が登場しているが、臨床の現場では視力の矯正力不足や装用感への問題が浮き彫りとなってきている。これは、CL 設計・製造・臨床がそれぞれ独立して考えられていることに起因する。従来の CL も同様であるが、特殊 CL は個人の生体情報を用いて設計される為、設計した通りの形状のまま装用されているかどうかが重要である。それ故、CL 設計に製造時の形状評価・装用時の形状評価をフィードバックできる仕組みが非常に重要である。

CL 製造に関して、ハードコンタクトレンズ(以下 HCL)は、CL 原料を棒状に固めた後に 1mm~2mm 程度の厚みを持つ円柱形状に加工し、表裏面を掘削するレースカット製法にて作製される。作製されたレンズは、HCL 形状測定装置にてレンズ中心位置の曲率半径を測定し、設計値と比較する。その実測値と設計値との差が、HCL の承認基準で規定されている許容値内であれば適合レンズとされるが、一方で中心部以外の基準はなく、評価はされていない。CL のレンズ性能は、表裏面の曲率半径、厚み、素材屈折率で決定する為、中心部から周辺部に向けて変化する。また周辺部には、一般的に CL が眼の瞬きにより回転した際に元の位置に戻るような設計工夫やオルソケラトロジーレンズであれば、角膜形状を矯正する部分がある為、重要な測定対象である。また、実際レンズには加工機による渦巻状の掘削跡があり、その跡を消す為に研磨を行っている。しかし研磨は、設計上重要な形状を削り取ってしまう可能性がある為、研磨後の形状が設計思想に影響を与えていないかレンズ中心部だけではなく、周辺部まで検査をする必要がある。研磨後の形状を測定することで、最適な研磨条件の評価を可能にし、それを設計にフィードバックすることで研磨を加味した厚みの工夫をすることができる。その一方で、ソフトコンタクトレンズ(以下 SCL)は、表裏面を型で作製する両面モールド製法で製造される。金型から雄雌型の樹脂型を成形し、その

樹脂型形状が SCL の形状として転写される。つまり、2 回の転写を経て製造される為、転写精度の評価が重要である。これは、樹脂型が経時変化によって収縮することや温湿度による形状変動の情報を設計にフィードバックすることでより設計値に近い形状の作製を可能にする。

さらに、臨床現場でも装用時の CL 形状を評価する必要がある。例えば、設計値と一致した正確な形状が作製できても SCL を装用すると素材が柔らかい故に、レンズが角膜形状に沿って変形してしまう。これはつまり、設計した形状とは異なる為、想定している性能を満たさないことが考えられる。実際の矯正力を定量評価する為には、装用時の CL 形状や角膜形状から度数(以下 Power)を算出する必要がある。従来の CL も同様であるが、特に複雑な形状を持つ特殊 CL は、その変形を想定した CL 設計を行うことが重要であり、形状の情報を設計にフィードバックすることで矯正力の向上に繋がる。このことは、オルソケラトロジーレンズの角膜形状矯正時と同様である。角膜矯正時の角膜形状と CL 装用後の角膜形状が元に戻るまでの経時変化を捉えることで、現在十分に調査がされていない眼の生理学の究明を可能にし、より角膜形状保持が可能な CL 設計を可能にする。

このように CL 設計に製造・臨床時の形状情報をフィードバックし、互いに情報共有する必要がある。これらの課題は、従来の遠視や近視、乱視、遠近両用 CL でも存在していたものの特殊 CL は複雑な形状を有する為、本課題が視力の矯正力不足や装用感として浮き彫りとなった。そこで本研究では「形状」に注目し、設計・製造・臨床の情報共有を目的として形状計測手法と設計手法の提案を行った。

形状計測として、CL のような透明体の形状計測は未だに多重散乱による影響や測定時の焦点位置の誤判定による課題がある[2,3]。例えば従来の形状測定装置は、透明体に対して内部からの反射が測定の邪魔をしないように専用の反射防止剤を塗布して測定する必要がある[4]。また、共焦点方式を用いた測定装置に関しても、厚みが薄い透明体の表面或いは裏面形状を測定する場合、反対の面に意図せずに焦点が合ってしまい結果に影響を及ぼす事がある[4]。さらに、従来の CL 形状測定装置は、中心位置のみの形状測定である為、設計へのフィードバックができる情報が限定的である。

その一方で、CL 設計に関しても課題がある。現在の CL では、通常の遠視、近視、老視、角膜や水晶体の縦横の曲率が異なる為に発生する正乱視の矯正が主であり、角膜が円錐状に突出してくる円錐角膜眼のような眼疾患により角膜が歪んでしまい正常に像を結ばない不正乱視の矯正が十分に行えていない[5]。これは、その眼疾患の傾向や患者の角膜情報を十分設計に加味されていない為に発生し、矯正力不足や装用感の悪さに繋がっている。個々の眼の眼疾患の傾向を CL 設計に取り入れることで、矯正力向上のための工夫や装用感に対する配慮ができるだけでなく、眼疾患自体の傾向を究明できる。現在の不正乱視用の特殊レンズの現状としては、収差を消すような特殊設計として個人の眼の波面収差を利用したレンズが登場している。しかしながら、波面収差において使用する次数が曖昧であることや測定環境に敏感であること、角膜形状の変化が大きい眼に関しては、そもそも波面収差測

定が出来ない。これらの CL は、高次収差には有効ではあるが、矯正力に問題があるという報告もある[6]。さらに角膜形状変化の大きい眼に対しては、光学シミュレーションソフトで行われる光学系のパラメーターを変化させてレンズ性能が最適である位置を探す最適化ができないといった課題もある。

これらから本研究では、①CL 光学計測手法及び②角膜収差補正の為の非球形 CL 設計手法の提案を行う。

①CL 実形状計測に関しては、以下の性能が必要となる。

- 1)非接触測定
- 2)透明体の曲面形状における表裏面同時測定
- 3)広範囲の測定
- 4)内部反射に影響を受けない計測手法

これらの要求性能を満足させる為、本研究では Optical Coherence Tomography (以下 OCT)を採用した[7-9]。OCT は、高感度であると同時に位置情報を得ることができる為、素材屈折率を用いることにより形状のみならずレンズ厚みも取得可能である。その為、CL 測定に適していると考えた。また、本研究では Time-Domain 方式の OCT(以下 TD-OCT)を採用した。TD-OCT は、長作動距離かつ計測レンジを広くとることが可能であり、信号増幅のみの線形処理を行っている為、測定信号の線形性が高い。また計測プローブは、OCT 分解能、スキャンスピードや測定範囲とは独立して設計することが可能な為、測定器設計の自由度が増す。これらの利点から CL 実形状計測には TD-OCT が適していると判断した。

CL 実形状計測に関して、球形或いは非球形問わず曲面形状を持つ透明体の形状を正確に測定する為に、TD-OCT を用いて CL 曲面に対して垂直入射する 2次元及び3次元形状計測の手法提案を目的とする。2次元形状計測は、金属球で精度確認を行った上で、CL の形状、厚みは設計値と比較し、また曲率半径は従来の装置との比較評価を行った。3次元形状計測では、まず本手法の精度を評価する為に基礎的な実験を行った。設計値が既知の金属球及び特徴を持つ CL を測定し、シミュレーションデータと実験結果を比較した。さらに、非球形として縦方向と横方向の曲率半径が異なるトーリック金型を測定し、干渉光強度を利用した形状計測手法を提案した。前述と同様、測定結果は設計値の形状より作成したシミュレーションデータを実験結果と比較した。

それに対して、②角膜収差補正の為の非球形 CL 設計に関しては、以下の性能が必要となる。

- 1)角膜形状を加味した設計
- 2)収差の補正力
- 3)視力の矯正力

CL 設計に関して、角膜収差を補正する為に一般的な模型眼の角膜屈折力から算出した網膜位置から CL 頂点までの光路長を算出し、他の光線の光路長も一定として、2次元及び3次元光線追跡から CL 設計をした。光路長を一定にすることで、理論上収差を失くすことができる。さらに設計工夫として、CL 裏面形状を角膜表面形状と同一にし、涙液層も考慮した。これは、装用感の配慮だけではなく、相対する位置について瞬目等で CL が動いても同じ位置に戻り、収差を補正することを担保するためである。本研究では、対象として乱視眼、円錐角膜眼 2 種の計 3 眼を用いた。角膜表裏面形状データは、角膜形状変化が大きい円錐角膜眼のような眼疾患でも測定が可能である角膜形状測定装置の前眼部 OCT (TOMEY 社: CASIA®) により測定した[10]。CASIA®は、眼科診療において眼疾患の検査や眼手術の適切な時期を決定する為の指標の一つとして使用されている装置である。出力データである角膜表裏面形状データを用いて、2次元及び3次元光線追跡を行うことで角膜表面形状のみならず角膜裏面形状をも反映できるため、本装置のデータを採用した。光線追跡結果で算出した CL 表裏面及び角膜表裏面形状をグリッドデータ化し、光学シミュレーションソフトの Opticstudio Zemax に入力した。CL 装用前後の収差量、レンズ性能を評価する指標で結像評価を知る為に、コントラストをどの程度忠実に再現できるかを周波数特性として表現した Modulation Transfer Function(以下 MTF)、点広がり関数と呼ばれ光学系の点光源に対する応答を表す Point Spread Function(以下 PSF)を評価することで本算出手法の評価と適応範囲の確認を行った。

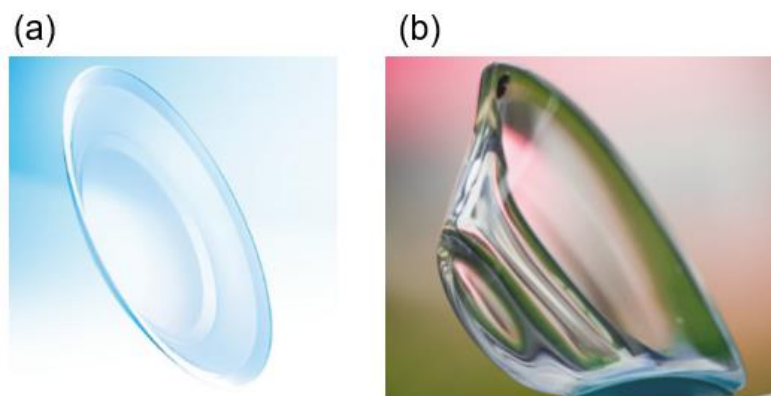


図 1.1 特殊コンタクトレンズ (a)オルソケラトロジーレンズ (b)強膜レンズ

(a) URL: <https://www.sakoh-ganka.com/orthokeraatology.php>

(b) URL: <https://laserfitlens.com>

第2章：OCTについて述べる。OCTの原理、計測理論、歴史、応用機器、従来の装置の欠点について言及する。

第3章：従来のCL計測手法、原理について言及する。

第4章：本OCTシステムの装置構成に言及する。

第5章：2次元形状計測手法及び本手法を用いて測定を行った結果を述べる。精度を確認する為に曲率半径が既知の金属球の測定・評価をした。透明体サンプルとしてCLを採用して、形状・厚み結果は設計値、曲率半径は従来の装置と比較を行った。

第6章：3次元形状計測手法及び本手法を用いて測定を行った結果を述べる。精度を確認する為に曲率半径が既知の金属球を測定・評価をした。また、特徴を持つCLを測定し、シミュレーションデータと比較した。さらに、トーリック金型を測定し、設計値の形状より作成した座標と干渉光強度の関係のシミュレーションデータと比較した。

第7章：前眼部OCT CASIA®の出力データ(角膜表裏面形状データ)を用いて2次元/3次元光線追跡を行い、CL設計をした。角膜表裏面形状及びCL表裏面形状を光学シミュレーションソフトであるOpticstudio Zemaxに入力し、CL装用前後の収差量、MTF、PSFを評価することで手法の評価をした。

第8章：結論を述べる。

第 2 章 光干渉断層計測(Optical Coherence Tomography)

本章では、本研究で使用した技術である Optical Coherence Tomography(OCT)の原理及び計測理論、歴史、従来の装置の欠点について述べる。

2.1 OCT の原理

光干渉断層計(Optical Coherence Tomography) (以下 OCT)は、低コヒーレンス光を用いて、非破壊・非接触で測定サンプルの断層イメージングを得ることができる技術である[7-9]。生体内部、特に眼球内部の各形状を得る方法として用いられており、深度方向の分解能は、数十 μm である。OCT で使用される低コヒーレンス光は、干渉性の低い光のことを示しており、空間的コヒーレンスと時間的コヒーレンスに分けられる。空間的コヒーレンスは、空間的に異なる 2 つの光の間の干渉性を表す。それに対して、時間的コヒーレンスは時間的に異なる 2 つの光の間の干渉性を表す。以降、コヒーレンスは時間的コヒーレンスの意味で用いる。

マイケルソン干渉計の原理は、図 2.1 に示しているように Super Luminescent Diode (以下 SLD) からの入射光をビームスプリッターで 2 つに分割し、それぞれが参照ミラーと測定サンプルに入射する[11]。測定サンプル内部の屈折率の変化する界面において光が元の方向に後方散乱される。参照ミラーを走査することで参照光路差を変化させ、参照光路長と計測光路長が一致した場合に干渉が起きる。また、これらの干渉光を受信することにより界面での位置を干渉光強度で表すことができる。

また、測定サンプルの 2 次元断層画像を得る為には、図 2.2 に示すように 2 種類の計測を組み合わせる必要がある。1 つ目は、Ascan と呼ばれるものであり、測定光を測定サンプルに入射させ、測定サンプル内部のそれぞれの界面で反射される信号を厚みの距離としてだけでなく反射強度を得る測定である。図 2.2 の左図の Ascan で示しているように得られる信号は測定軸上の深度情報であり、内部で反射されたエコー強度として検出される。2 つ目は、Bscan である。これは、Ascan で得られた強度を 2 次元プロットに置き換えることで測定軸上の深度情報が画像として得られる測定である。図 2.2 の右図の Bscan に Ascan 計測の信号強度を分布に置き換えた像を示す。図に示しているように Ascan を複数回各点つなぎ合わせることで断層情報を得ることができる。

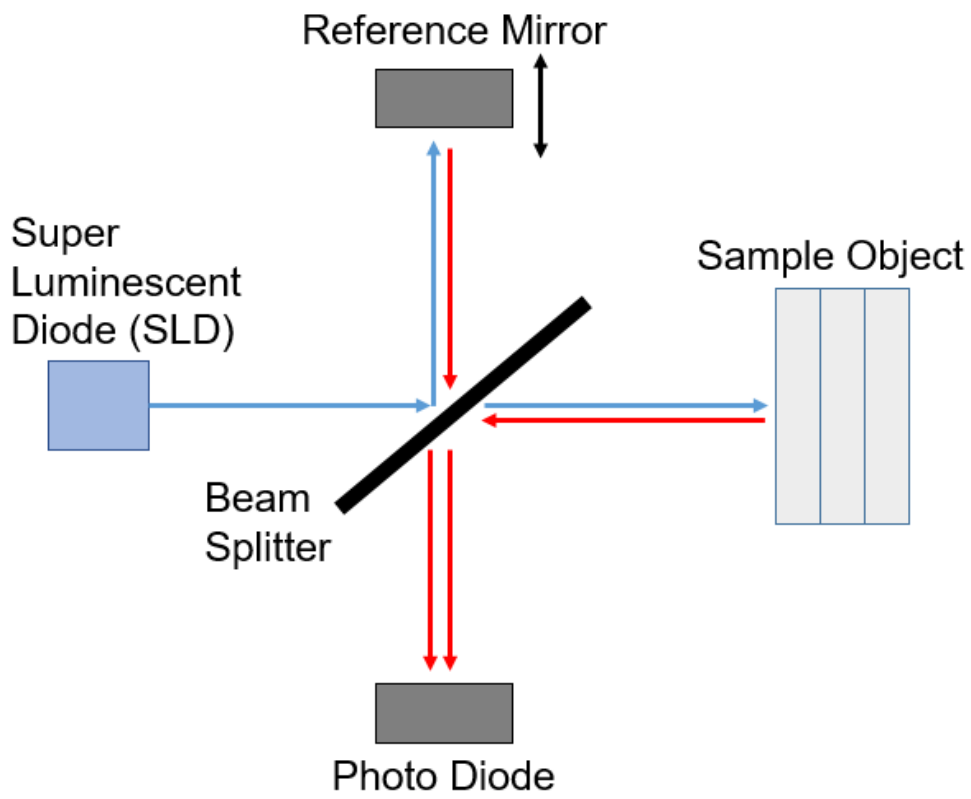


図 2.1 マイケルソン干渉計

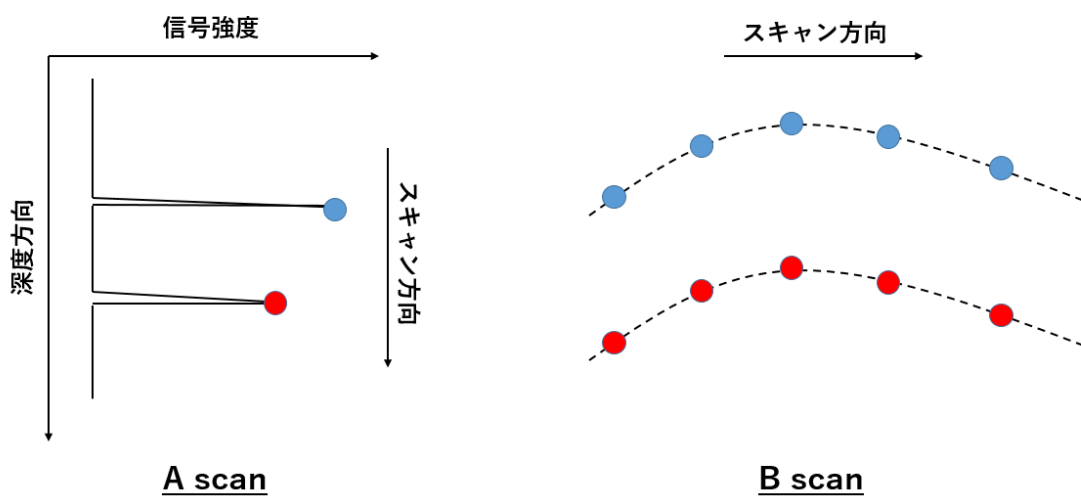


図 2.2 スキャンの種類

2.2 OCT の計測理論

低コヒーレンス光を用いた計測の特徴は、被計測対象に対する深度方向の計測を可能とする参照光の光路長を変化させることにある。マイケルソン干渉計にコヒーレンス性の高いレーザー等を光源に用いて参照光の光路長を変化させても、光源のコヒーレンス長の長さ故に参照光の光路長変化間で常に干渉し続けてしまう。しかし、コヒーレンス長が数十 μm の低コヒーレンス光源を用いることで、参照光と計測サンプルからの反射光の光路長が一致する位置で干渉が生じる。以下に、低コヒーレンス干渉計により得られる干渉について時間的コヒーレンスの概念から数式を用いて説明する。図 2.3 のマイケルソン干渉計において、単一波長の光の干渉を考える。その光源の電界振幅 E_i を式(2.1)に示す。

$$E_i = A_i \cos(2\pi\nu t) \quad (2.1)$$

A_i 、 ν はそれぞれ光源の振幅及び周波数である。このときの受光器面上での干渉光強度 i_d は、式(2.2)で表すことができる。

$$\begin{aligned} i_d &= \langle |E_d|^2 \rangle \\ i_d &= \langle |E_r + E_s|^2 \rangle \\ i_d &= i_{dc} + \tilde{i}_d \end{aligned} \quad (2.2)$$

ここで、 E_r 、 E_s は参照光路、計測光路上の光振幅であり、 i_d 、 i_{dc} 及び \tilde{i}_d はそれぞれ干渉光強度とその直流成分、交流成分である。 i_{dc} 及び \tilde{i}_d は、それぞれ式(2.3)、(2.4)で表される。

$$i_{dc} = \frac{A_r^2}{2} + \frac{A_s^2}{2} \quad (2.3)$$

$$\tilde{i}_d(\tau) = \text{Re}\{E_r^*(t+\tau)E_s(t)\} \quad (2.4)$$

A_r 、 A_s は参照光路、計測光路上の光の反射光振幅で、 E_r 、 E_s は同じく反射光複素振幅である。 $\text{Re}\{\}$ は実数部、 $*$ は複素共役、 $\langle \rangle$ は時間的な平均、ダッシュ(‘) は計測サンプルによって変化を受けたことを表す。 t は干渉光路間の時間差であり、 $\tilde{i}_d(\tau)$ は時間差 τ を変数とした自己相関関数つまり干渉信号を表している。

ここで、光源がガウス型スペクトル分布を有する場合を考える。その時の光源スペクトル密度は、式(2.5)で表すことができる。

$$S(\nu) \approx \frac{2\sqrt{\ln \frac{2}{\pi}}}{\Delta\nu} \exp\left[-4\ln 2 \left(\frac{\nu - \nu_0}{\Delta\nu}\right)^2\right] \quad (2.5)$$

ν は光の周波数(=c/λ)で、 ν_0 、 $\Delta\nu$ は入射光の中心周波数およびスペクトルの半値全幅である。

計測サンプルとして理想的なミラー(反射率:1.0)を想定し、式(2.5)で表されるガウススペクトル光源からの光を干渉させた際の干渉光成分 $|G(\tau)|$ を求める。干渉光成分 $|G(\tau)|$ は、光源のスペクトル密度の全ての周波数成分が光の強度を与えると考えられ、式(2.4)の $\tilde{I}_d(\tau)$ に等価である。つまり、干渉光強度の交流成分とパワースペクトル密度との関係は、以下の式(2.6)のようにフーリエ積分の形で書き表せる。

$$G(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} S(\nu) \exp(-2j\pi\nu\tau) d\nu \quad (2.6)$$

式(2.5)、(2.6)より

$$\begin{aligned} G(\tau) &= \int_{-\infty}^{\infty} \frac{2\sqrt{\ln \frac{2}{\pi}}}{\Delta\nu} \exp\left[-4\ln 2 \left(\frac{\nu - \nu_0}{\Delta\nu}\right)^2\right] \exp(-2j\pi\nu\tau) d\nu \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} \frac{2\sqrt{\ln \frac{2}{\pi}}}{\Delta\nu} \exp\left(-\pi \left[\frac{\frac{\nu - \nu_0}{\Delta\nu}}{2\sqrt{\ln \frac{2}{\pi}}}\right]^2\right) \exp(-2j\pi\nu\tau) d\nu \end{aligned} \quad (2.7)$$

また、

$$\frac{2\sqrt{\ln \frac{2}{\pi}}}{\Delta\nu} = f \quad (2.8)$$

$$\frac{2\sqrt{\ln \frac{2}{\pi}}}{\Delta\nu} d\nu = df \quad (2.9)$$

である為、式(2.7)を整理すると、式(2.10)になる。

$$G(\tau) = \int_0^{\infty} \exp(-\pi f^2) \exp \left[-j2\pi \left(\nu_0 + \frac{\Delta\nu}{2\sqrt{\ln \frac{2}{\pi}}} f\tau \right) \right] df \quad (2.10)$$

さらに、下記の式(2.11)を用いて整理することで式(2.12)が得られる。

$$\frac{\Delta\nu}{2\sqrt{\ln \frac{2}{\pi}}} \tau = t \quad (2.11)$$

$$\begin{aligned} G(\tau) &= \exp \left(-2\pi\nu_0 \frac{2\sqrt{\ln \frac{2}{\pi}}}{\Delta\nu} t \right) \int_0^{\infty} \exp(-\pi f^2) \exp(-j2\pi\nu_0 f t) df \\ &= \exp \left(-j2\pi\nu_0 \frac{2\sqrt{\ln \frac{2}{\pi}}}{\Delta\nu} t \right) \exp[-\pi t^2] \\ &= \exp(-j2\pi\nu_0 \tau) \exp \left[-\pi \left(\frac{\Delta\nu\tau}{2\sqrt{\ln \frac{2}{\pi}}} \right)^2 \right] \end{aligned} \quad (2.12)$$

よって、式(2.13)が得られる。

$$G(\tau) = \exp \left[-\left(\frac{\pi\Delta\nu\tau}{2\sqrt{\ln 2}} \right)^2 \right] \exp(-2j\pi\nu\tau) \quad (2.13)$$

τ は2方向に与えられた干渉光路間の時間差であり、参照光路、計測光路長をそれぞれ l_s 、 l_r とすると、 $\tau = (l_s - l_r)/c$ となる。 l_s 、 l_r を基準として、 $l_r = l_s + VT$ (V は参照ミラー移動速度、 T は時間)として表せば、

$$\tau = -\frac{V}{c} T \quad (2.14)$$

となり、低コヒーレンス干渉計において 2 方向に分けられた干渉光路間が等しいときに最大干渉強度は速度に依存することがわかる。また、その差に依存して指数関数的に減衰することを表している。

ここで、コヒーレンス長 l_c は、干渉光強度 $G(\tau)$ の可視度が $\sqrt{\frac{1}{2}}$ となる時の光路差で定義される。

式(2.15)より定義される。

$$l_c = \frac{2\ln 2c}{\pi\Delta\nu} = \frac{2\ln 2\lambda_0^2}{\pi\Delta\lambda} = 0.44 \frac{\lambda_0^2}{\Delta\lambda} \quad (2.15)$$

$\Delta\lambda$ は光源のスペクトル幅で λ_0 は光源の中心波長である。これらにより、OCT でより高い分解能を持つために短いコヒーレンス長が必要であり、その為にはスペクトル幅の広い光源を使用する必要がある。

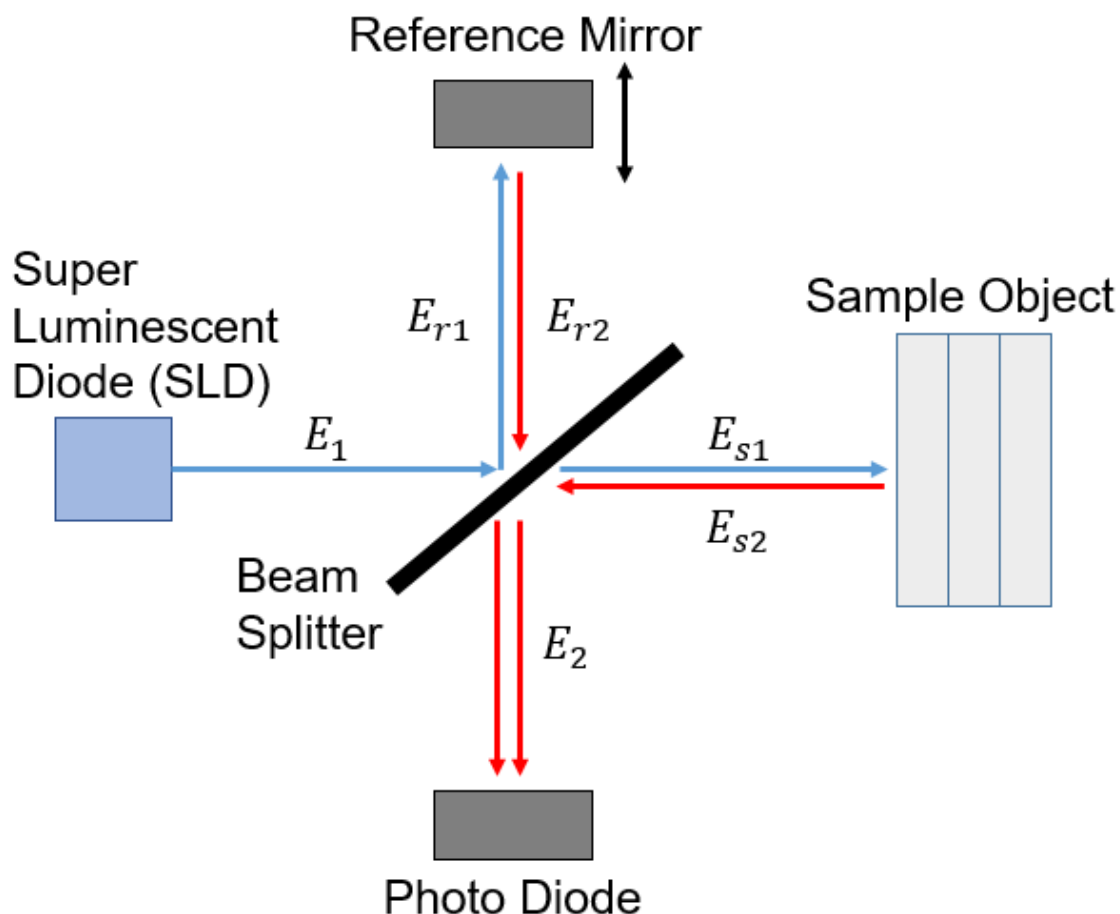


図 2.3 マイケルソン干渉計の原理

2.3 OCTの歴史と応用機器

OCTは、非侵襲・非接触で高速かつ高精度な利点を持つ技術である。1990年初頭に丹野らが原理を提案し、1991年にマサチューセツ工科大学（MIT）の藤本らが画像化に成功した[7-9]。OCTの種類としては、図2.4に示すように大きく分けて2つある。1つ目は、時間領域によるTime Domain OCT (TD-OCT)であり、2つ目は周波数領域によるFourier Domain OCT (FD-OCT)である。1995年にFD-OCTによる生体計測がなされ、2003年にはその感度・測定速度の優位性が報告されている。その為、現在ではFD-OCTが主流であり、OCTの機能拡張及び応用領域として眼科・皮膚科をはじめ臨床医学から基礎生物学、さらには産業応用まで広がっている[12-19]。

図2.5には、TD-OCTを用いた測定装置を示す。本装置は、日本イリセン株式会社製の装置であり、樹脂パッケージ溶着検査からレンズ中心厚測定、内部ギャップ測定のように測定サンプルの厚み測定用として製造現場の検査に使用されている。繰り返し精度が $\pm 1\mu\text{m}$ であり高精度な厚み測定が可能である。また、SS-OCTが使用されている装置として、図2.6に眼科医療機器である角膜形状測定装置を示す。本装置は、TOMEY社製の測定装置であり、実際の眼科診療に使用されている[10]。角膜手術の適切な治療方針や白内障手術、緑内障手術の時期を決定する為の一つの指標を与える。また、3次元画像として前眼部のイメージングが可能である為、視覚的に患者の眼疾患を判断しやすい事、また一方で角膜厚みなどの定量分析も行える事から研究用途としても使用されている。

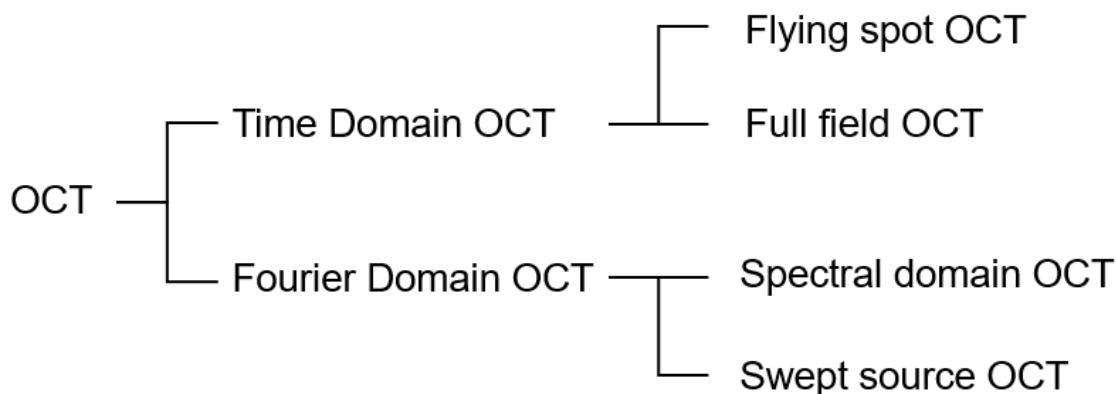


図 2.4 OCT の種類



図 2.5 TD-OCT を用いた OCT 厚さ測定センサー(日本イリセン社製)

URL:<https://www.yls-techno.com>



図 2.6 SS-OCT を用いた前眼部 OCT CASIA2®(トーマー社製)

URL:<https://www.tomey.co.jp>

2.4 従来の OCT 装置の欠点

従来の OCT 装置の欠点として、現在眼科医療機器として診療で使用されている装置を例に挙げる。図 2.7 に示しているように従来型では角膜表面の曲率半径に沿わずに計測光が光軸に対して平行に入射する為、測定サンプル内で屈折する。その為、測定結果に角度歪みが生じてしまい、特に角膜裏面の正確な形状評価が行えていない。現在は、その歪みを一般的な模型眼の屈折率を使用して補正を行っているが、正確ではない[20]。画像処理を行うことで画像が鮮明になる為、診療や臨床分野では問題はないものの製造上は問題になる。また、一般に医療目的で実用化されている OCT システムは、計測プローブにガルバノミラーと $f\theta$ レンズを組み合わせた機構を用いている。この機構は高速で高分解能で計測できる利点を持つ一方で、その機構が原因で眼の周りを塞いでしまう。これは、眼が特定の物を注視できず、眼の焦点が合っていない状態で計測している為、眼のレンズ機能が変化したまま測定してしまうことが起きる。

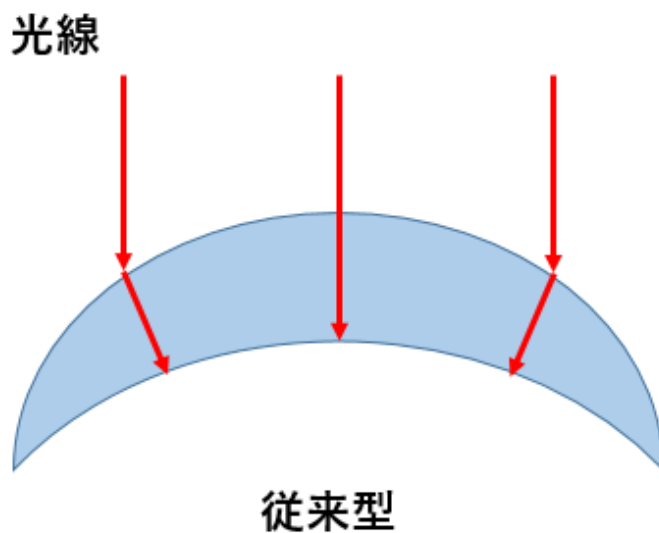


図 2.7 従来の測定手法

第3章 従来のコンタクトレンズ計測

本章では、従来の CL 計測についての原理を説明する。

3.1 レンズメータ

レンズメータは、眼鏡や CL の Power 測定を行う一般的な装置である [21]。本装置では、球面度数 (Power)、柱面度数 (Cylinder)、軸角度 (Axis) 及びプリズム測定が可能である。図 3.1 に株式会社 NIDEK のオートレンズメータを示す。特徴として、グラデーションのように Power が変化する累進レンズの自動判別機能や PD (瞳孔間距離 : Pupil Distance) 測定機能、UV 透過率測定機能が搭載されている。

各パラメータの算出方法としては、装置内に設置されている 4 個の LED が作るターゲット像の中心を利用している。それぞれのターゲット像の中心を $A(x_a, y_a)$ 、 $B(x_b, y_b)$ 、 $C(x_c, y_c)$ 、 $D(x_d, y_d)$ とし、式(3.1)~(3.4)とおくと球面度数、柱面度数、軸角度及びプリズムは式(3.5)~(3.8)により算出される。

$$X_1 = |x_b - x_d| \quad (3.1)$$

$$X_2 = |x_a - x_c| \quad (3.2)$$

$$Y_1 = |y_a - y_c| \quad (3.3)$$

$$Y_2 = |y_b - y_d| \quad (3.4)$$

$$\text{球面度数 } S = \frac{X_2 + Y_2 \mp C}{2} \quad (3.5)$$

$$\text{柱面度数 } C = \sqrt{(X_2 - Y_2)^2 - 2(X_1 + Y_1)^2} \quad (3.6)$$

$$\text{軸角度 } \theta = \tan^{-1} \frac{X_2 - S}{Y_2 - S} \quad \text{又は} \quad \tan^{-1} \frac{Y_2 - S}{X_2 - S} \quad (3.7)$$

$$\text{プリズム} = \sqrt{\left(\frac{x_a + x_b + x_c + x_d}{4}\right)^2 + \left(\frac{y_a + y_b + y_c + y_d}{4}\right)^2} \quad (3.8)$$



図 3.1 レンズメータ (NIDEK 社製)
URL:<https://www.nidek.co.jp>

3.2 Shack-Hartman 方式を用いた測定

Shack-Hartman 方式は、波面収差を測定する装置である波面センサーに使用される技術である[22,23]。CL 計測装置としては、乱視用レンズのようなテクニカルレンズ測定に使用される。

Shack-Hartman の原理を有している装置は、Charge Coupled Device (以下 CCD) や Complementary Metal Oxide Semiconductor (以下 CMOS) などの撮像素子と多数のマイクロレンズから構成されている。測定サンプルからの波面の歪みがない場合、図 3.2 に示すように撮像面にはマイクロレンズの配列に応じた等間隔の集光スポット (ハルトマンスポット) が形成される。それに対して、測定サンプルによって位相変化が生じて波面が乱れた場合、各レンズの配列に対する光束の入射方向が変わる為、図 3.3 に示すようにハルトマンスポット位置が不規則になる。この位置の変化より、入射波面形状の情報を得ることができる。そして、このハルトマンスポットの位置情報からゼルニケ多項式 $Z_n^m(X, Y)$ を用いて、入射等位相面 $W(X, Y)$ を下記の式(3.9)と表現する。

$$W(X, Y) = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^i c_i^{2j-1} Z_i^{2j-1}(X, Y) \quad (3.9)$$

ゼルニケ多項式は光学分野で用いられる直行多項式である。ゼルニケ多項式で展開した各項が収差に対応する。さらに、ハルトマンスポットの変位を $(\Delta x, \Delta y)$ 、マイクロレンズの焦点距離を f とすると、波面と位置ずれの関係は下記式(3.10)、(3.11)で表せる。

$$\frac{\partial W(X, Y)}{\partial X} = \frac{\Delta x}{f} \quad (3.10)$$

$$\frac{\partial W(X, Y)}{\partial Y} = \frac{\Delta y}{f} \quad (3.11)$$

式(3.9)を式(3.10)、(3.11)に代入し、ゼルニケ係数を求めることにより、波面を再構成することができる。図 3.4 に本方式を使用した装置を示す。CL 測定の場合は、得られたゼルニケ係数を Power、Cylinder、Axis に変換し、レンズ性能の評価をしている。

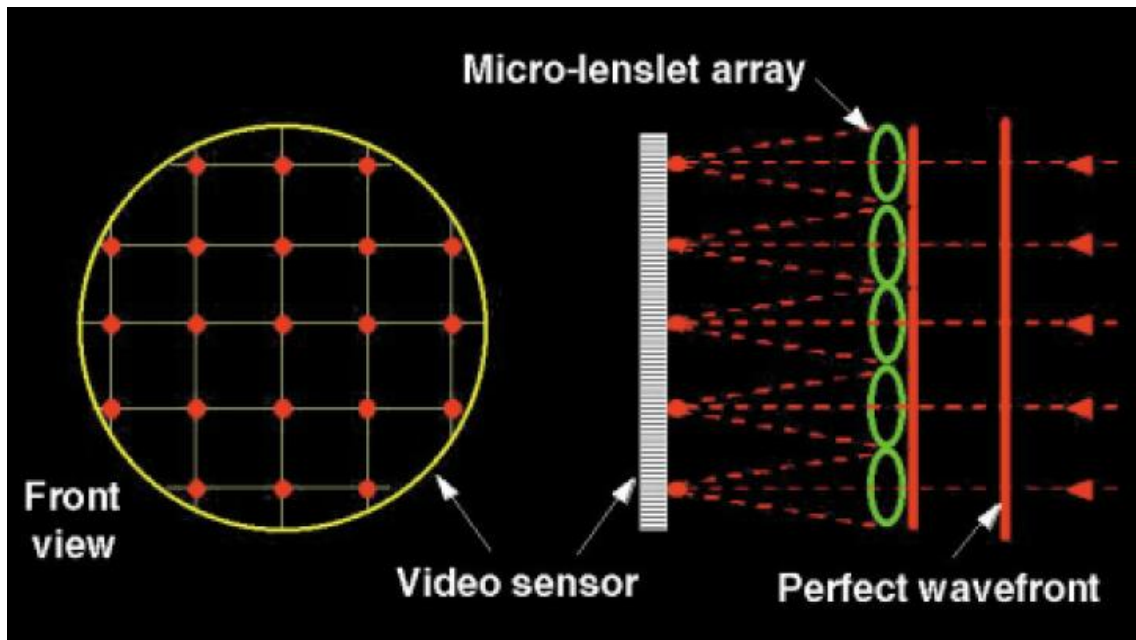


図 3.2 理想波面の場合の焦点位置

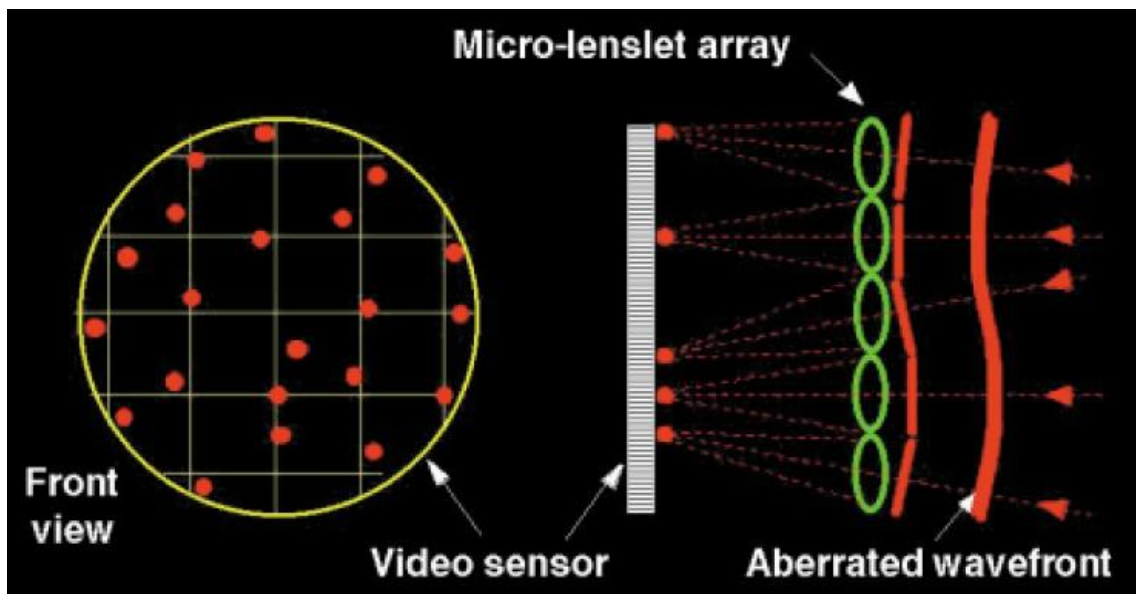


図 3.3 収差を持つ波面の場合の焦点



図 3.4 Shack-Hartman 方式を用いた測定装置

URL:<https://www.optocraft.de/home/>

3.3 Phase-Shifting Schlieren (PSS)方式を用いた測定

本方式は、流体の密度または温度勾配、表面形状、変形などによって引き起こされる光線の偏差を表現できる技術である[24]。標準的な Schlieren 配置でのマルチラインフィルターと干渉法で一般的に使用される位相シフト技術の組み合わせに基づいている。図 3.5 に、反射モードで動作する光学システムの原理図を示す。光源は、LED、拡散板(D)及び調整可能なスリット(S)で構成されている。光線は、レンズ L1 によってコリメートされ、ビームスプリッター(BS)を通過し、測定サンプルで反射される。測定サンプルの表面は、レンズ L2 及び L3 によって CCD に画像化される。Schlieren フィルターは、レンズ L2 の焦点に配置され、従来の Schlieren では、図 3.6 に示しているようにフィルターとしてナイフエッジが使用されている。また光ビームの偏差 α の関数として、CCD カメラに到達する典型的な強度曲線を図 3.7 に示す。ダイナミックレンジに関しては、Schlieren レンズの焦点距離 f_2 と光源の画像サイズ d によって定義される。

PSS は、図 3.8 に示すようにフィルターは正弦波透過を持つマルチライン要素である。フィルター周期と光源スリット幅を適切に選択することで、光線角度の偏差が正弦関数によって広範囲の角度にわたってコード化されるように Schlieren システムを配置する(図 3.9)。そうすることで、Schlieren fringe と呼ばれるいくつかの縞模様を生成することができる。1 つの縞模様は、Schlieren フィルターの周期 Λ とレンズ L2 の焦点距離 f_2 に依存する角度偏差の範囲に対応する。

$$\tan(\alpha_A) = \frac{\Lambda}{f_2} \quad (3.12)$$

測定された偏角の全範囲は、光学素子のサイズによってのみ制限される。表面の変形によって縞模様が生成されると、その平面内のグレーティングをその周期の何分の 1 か変位させることで縞模様をシフトできる。位相シフトされた画像のセットが取得され、位相は一般に干渉法を使用する位相シフトアルゴリズムを使用して計算される。次にモジュロ 360° 位相からビーム偏角に変換される。

本方式を使用した CL 測定装置を図 3.10 に示す。本装置は、CL のパワープロファイル、Power 分布及び波面収差の測定が可能であり、CL の性能評価を行える。

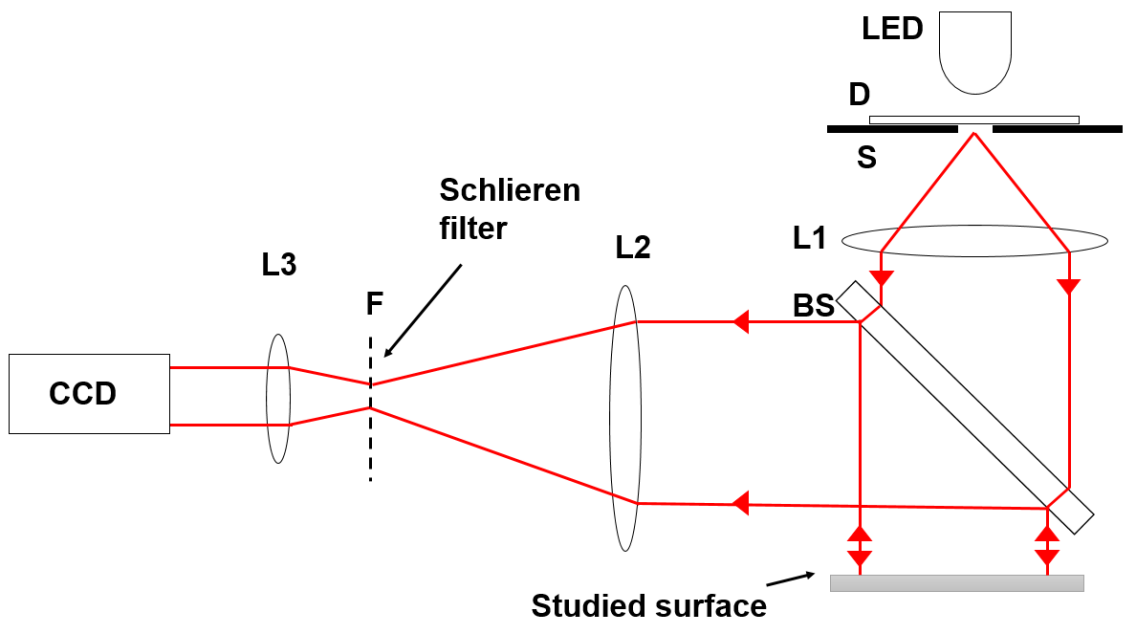


図 3.5 Phase-shifting schlieren の原理図

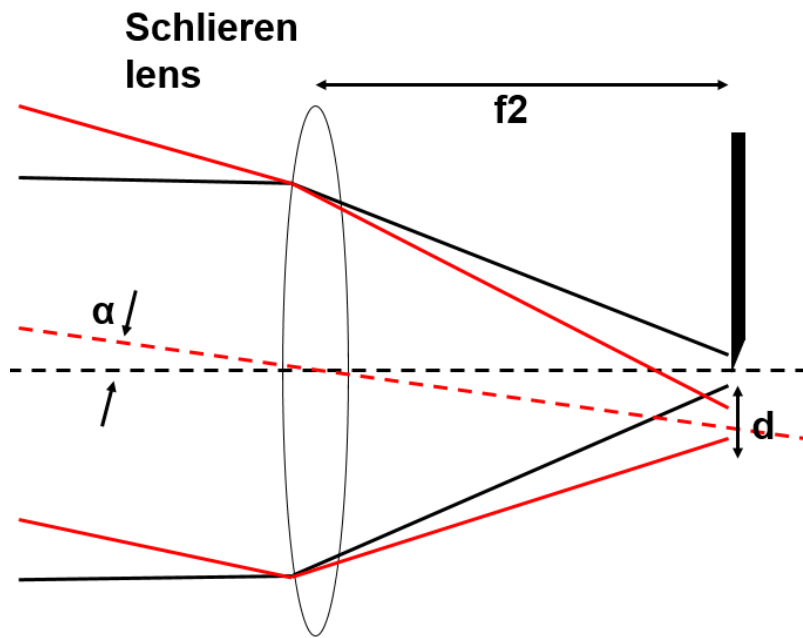
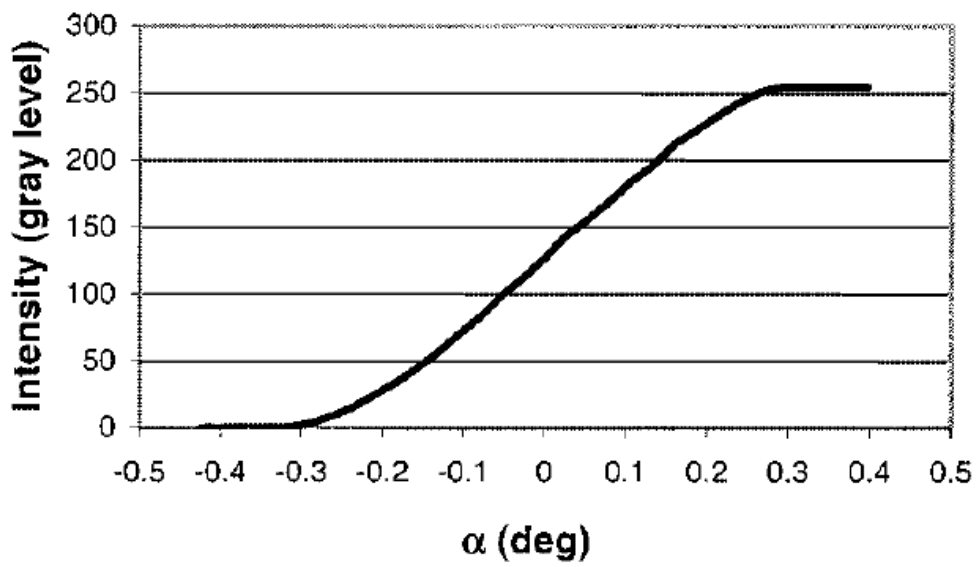


図 3.6 ナイフエッジの配置



(b)

図 3.7 典型的な強度曲線

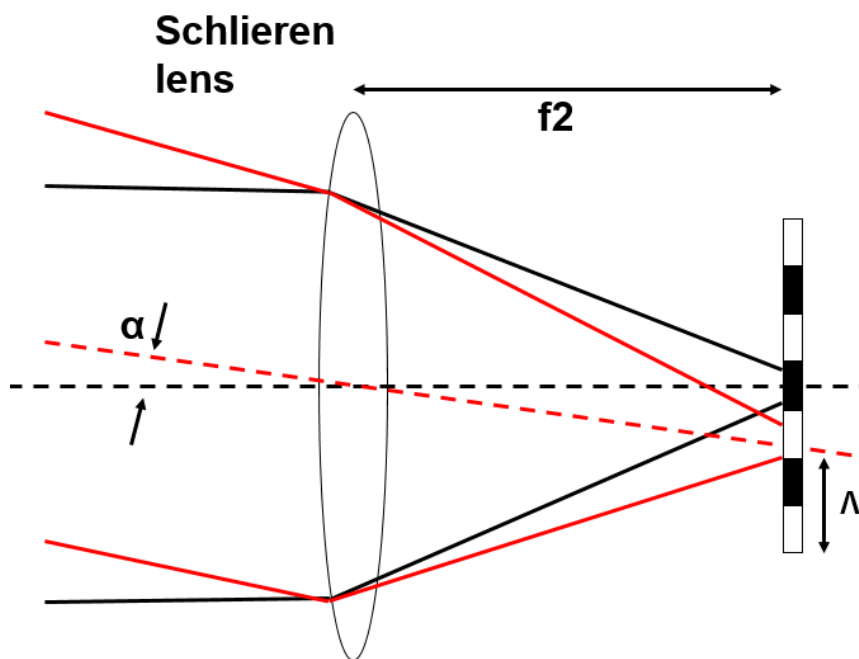
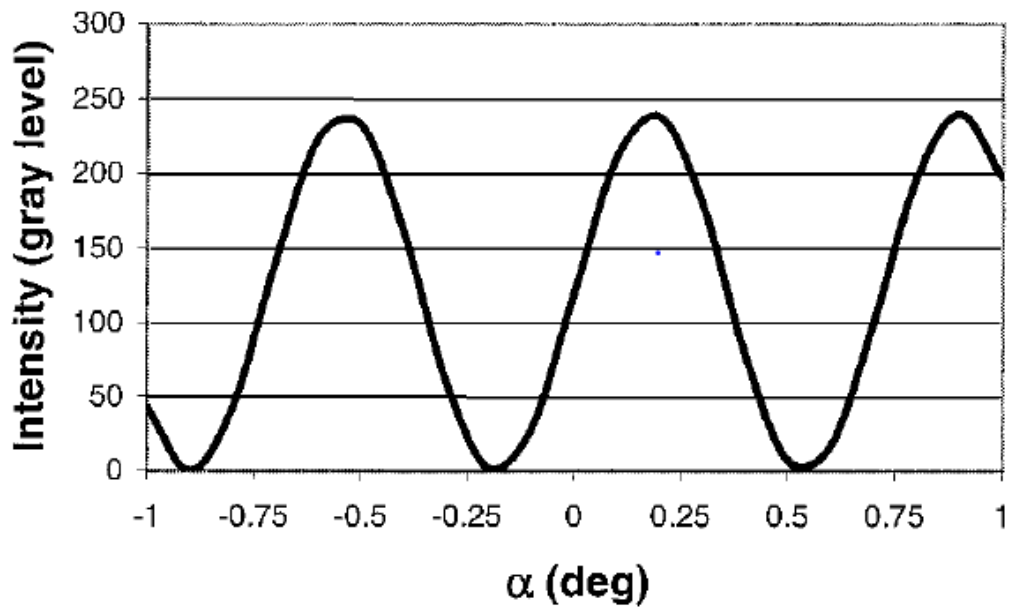


図 3.8 フィルターの配置



(b)

図 3.9 PSS を用いた典型的な強度曲線



図 3.10 Phase-Shifting Schlieren を用いた測定装置

[URL:https://www.lambda-x.com](https://www.lambda-x.com)

第4章 本 OCT システムの装置構成

本章では、OCT システムの装置構成について述べる。

4.1 システム構成

本研究で用いる 2 次元及び 3 次元形状計測装置の模式図を図 4.1、図 4.2 にそれぞれ示す。両装置は、基本的な構成は同じである。本 OCT システムは、大きく以下の 3 つから構成されている。

1. 光学部、可変光路機構を含む参照光学系
2. スキャンニング機構を含む計測光学系
3. 測定光を電気信号に変換する信号処理系

SLD 光源から出た低コヒーレンス光は、ファイバーカプラによって 2 つの光路に分かれる。一方は参照光学系に向かい、可変光路機構により時間差を持って反射光を返す。もう一方は、計測光学系へ向かい測定サンプルに入射し、サンプル内部の界面毎に反射光を返す。この 2 つの光路から戻ってきた光路長が一致した場合に干渉し、Photo Diode(以下、PD)で受光される。これらの各光路は光ファイバーで結合されており、PD で受光された干渉光は、受光回路を通して信号処理を行った後、2 次元形状計測はソフトウェア、3 次元形状計測はオシロスコープにそれぞれ表示される。

本研究では、図 4.3 に示しているように計測光は測定サンプルの曲面に沿って落射させる。図 4.3(a)が 2 次元形状計測手法、図 4.3(b)が 3 次元形状計測手法を示している。計測光を曲面に沿って落射させることでサンプル内での屈折の影響を受けずに計測ができる。本手法を実現する為の計測光学系は、各章で詳しく述べる。

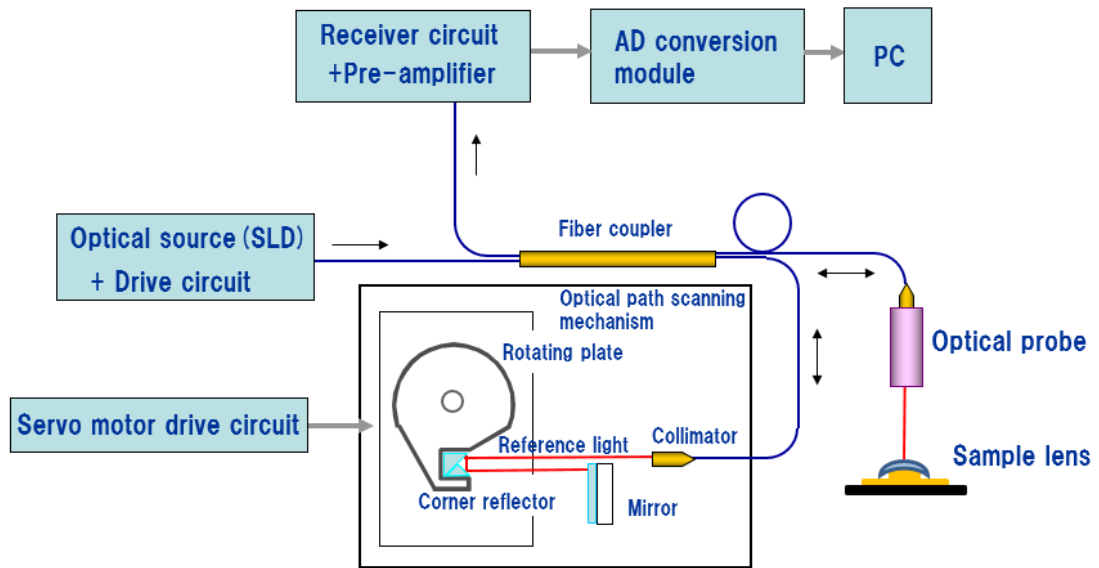


图 4.1 2 次元形状测定装置 構成

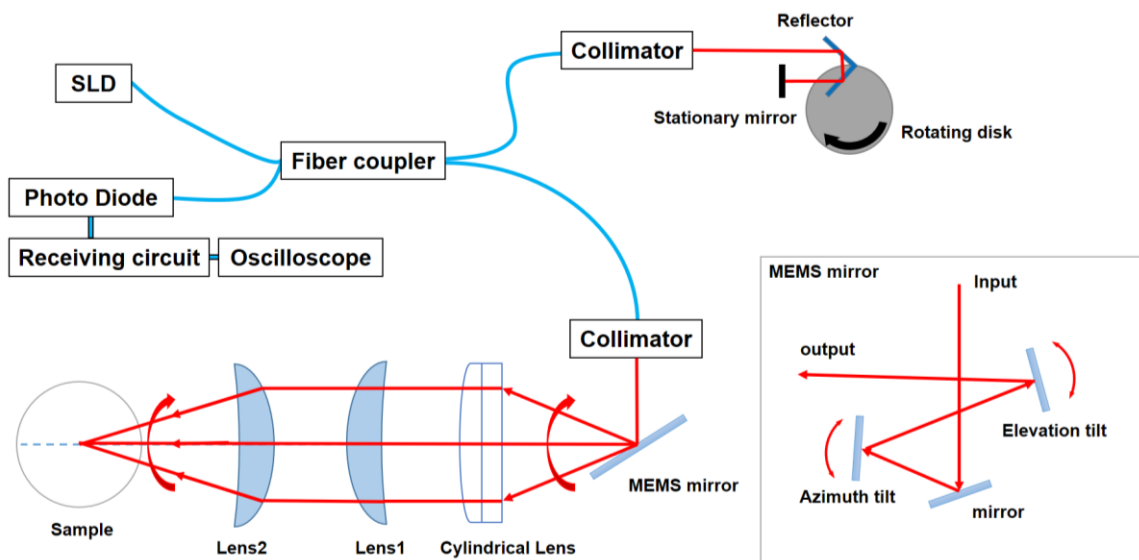
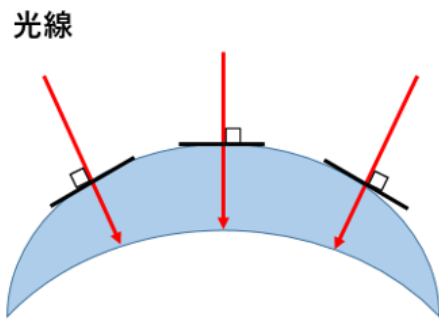


图 4.2 3 次元形状测定装置 構成

(a)



(b)

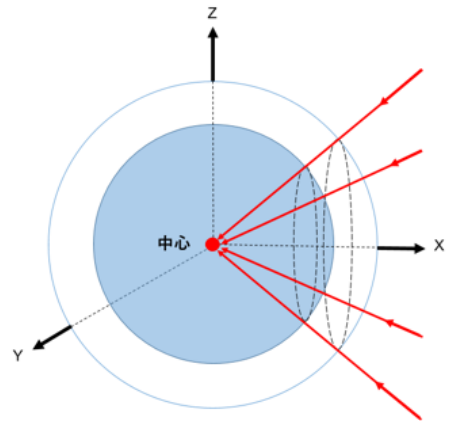


图 4.3 提案測定手法(a)2次元形状測定手法 (b)3次元形状測定手法

4.2 SLD 光源特性

光源に関しては、干渉しにくい特性を持っている低コヒーレンス光である SLD を使用した。OCT システムの SLD 光源の中心波長は、計測対象によって決まる。OCT は、眼科分野で注目を浴びており眼球測定を例に挙げると、前眼部内には水分が多く含まれている為、水による吸収が少ない波長域である必要がある。図 4.4 に、水の吸収と波長の関係を示す。また、眼に光を入射させるため可視光域ではなく低出力である必要がある。

本実験では、2次元形状測定は CL に対しての測定の為、波長を 1310nm にし、3次元形状測定については将来の眼球測定への応用を考慮して 856nm とした。SLD 光源の仕様を表 4.1 に示す。

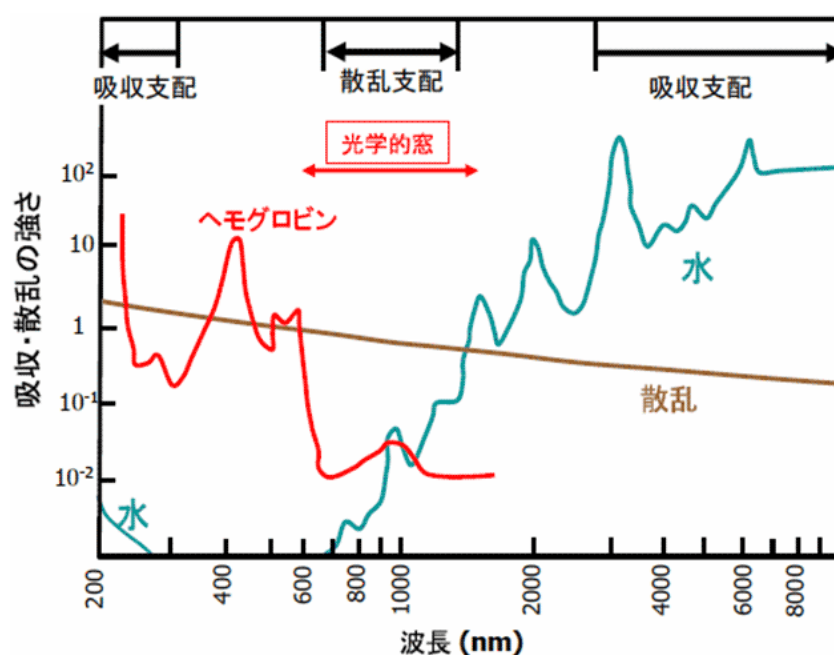


図 4.4 波長と吸収係数の関係

URL:https://www.mext.go.jp/b_menu/shingi/gijyutu/gijyutu3/toushin/attach/1333543.htm
 (文部科学省ホームページ)

表 4.1 SLD 光源の仕様

Algorithm	Parts	Item	Specifications
2D	SLD	Wavelength	1310 nm
		Spectral Width	55 nm
		Resolution	13.8 μm
	N.A.		0.14
3D	SLD	Wavelength	856nm
		Spectral Width	32.1nm
		Resolution	10.1 μm
	N.A. of epi-illuminated beam		0.22

4.3 可変光路機構

TD-OCTにおいて、参照光路の光路長を変化させる機構は時間遅延を起こすために重要である。本研究では、従来のOCTシステムでは成し得なかった長計測深度を持ち、その範囲において安心して駆動する走査機構を構築している。この機構を可変光路機構と呼ぶ[25]。

一般的な直線的な運動によって参照光路を変化させる直線運動系では、その運動幅を大きくとることで長深度計測を可能にしているが、その運動幅に伴い装置が大きくなるという欠点をもつ。また、直線運動系では安定して等速運動を行うことが難しく、精度の低下が懸念される。その為、本可変光路機構は、回転ディスクの直径によって光路長を変化させ、さらにモーターの回転数によってスキャン速度を変化させることを可能にし、回転ディスク上に固定されたリフレクターと固定ミラー、ディスク、サーボモーターで構成されている。リフレクターは、入射光に対して出射光を平行に返すよう取り付けられている。

ファイバーケーブルによって2方向に分けられた一方の光が参照光としてリフレクターに入射される。図4.5(a)の位置を基準とすると、基準位置では、参照光に対して反射光が同一光路に戻る。ここで、ディスクを回転させて図4.5(b)における位置にリフレクターが移動しても、同様に参照光に対し反射光が同一光路に戻る。この時、ディスクの回転に伴う光路長変化を算出することができ、リフレクターが光を返す回転角 θ の範囲において、線形に近い光路長変化を得ることができる。光路長変化の線形性は、回転角が大きくなるほどに大きくなり、回転角が $\pm 20^\circ$ を超えると次第に線形性からのずれが大きくなる為、本研究では回転角 $\pm 20^\circ$ を使用することとした。光路長変化 l (mm)は、下記の式(4.1)で表せられる。

$$l(\text{mm}) = 2(r+s) \sin \theta - \frac{2(r+s)(1-\cos \theta)}{\tan\left(\frac{\pi}{4} + \theta\right)} - 2s + \left\{ \frac{2s\sqrt{2} \sin\left(\frac{\pi}{4} + \theta\right) + (r+s)(1-\cos \theta)}{\sin\left(\frac{\pi}{2} + 2\theta\right)} \right\} (1 - \sin \theta) \quad (4.1)$$

実際に測定するのは時間情報である為、時間を角度に変換する式を式(4.2)に示す。

$$\theta(\text{rad}) = \text{リフレクタ回転数}(\text{rps}) \times 2\pi \times \text{時間}(\text{s}) \quad (4.2)$$

式(4.1),(4.2)から光路長変化が時間に対することがわかる。また、回転角 $\pm 20^\circ$ の範囲で光路長が30mmを超えており、理論上30mmを超える計測が可能であることがわかる。本研究では、回転ディスクの半径を25mm、参照光入射位置2mmとして実験を行っている。

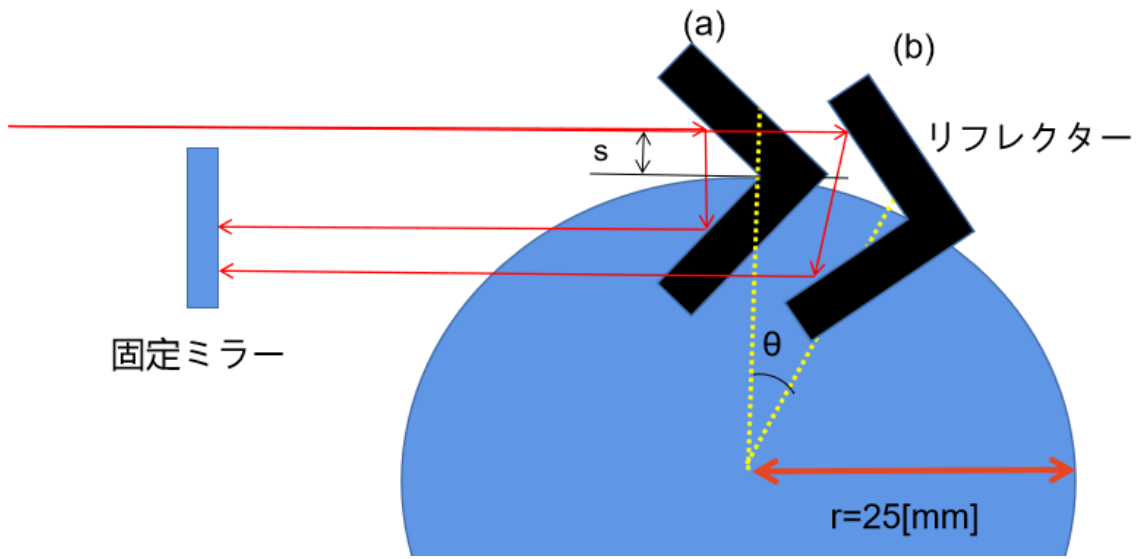


図 4.5 可変光路機構原理：(a)初期位置、(b)移動後位置

第5章 2次元形状計測

本章では、2次元形状計測手法について説明する。

5.1 背景・目的

近年、産業分野の製品検査において「光干渉計測」への関心が高い。広範囲で高精度な測定が可能で、測定サンプルが透明体の場合であっても形状計測が可能である光測定装置にニーズがある[26-28]。特に透明体の曲面形状測定としては、CL 製造工程の検査に有用である[29,30]。CL の Power を形状から算出する場合、Power を決定する3つの項目である、1. レンズ中心厚、2. 表裏面の曲率半径、3. 屈折率を正確に測定する必要がある。CL 評価基準としては、レンズ中心のみ基準に適合していれば良品とされるが、レンズ中心部以外の周辺形状は明確に確立されていないのが現状である。それに伴い、従来の CL 形状測定装置はレンズ中心の形状測定である。しかし、CL の周辺形状は近視抑制用 CL などの新しいレンズ設計にとって、ますます重要な課題となっている[30]。

ラジアスコープ(NEITZ 製:CGX-3)測定装置のような従来の CL 表裏面の曲率半径測定は、測定光が入射した位置での片面形状測定であり、かつレンズ周辺までの評価ができていない。同様に厚みに関しても、中心付近のみで周辺部分は手動測定であるシクネスゲージで測定するなど広範囲な測定はできていない。周辺厚みに関しては、装用感に効果があることや軸を安定させる技術的な設計がされている為、作製されたレンズが設計値通り作製できているかどうかを正確に評価する必要がある[31-33]。B. J. Coldrick et al は、CL 検査装置である Optimec JCF と is830 の比較研究を行った。その中で、レンズ中心厚み測定については両機器共に同等の性能であったと言及しているが、その一方で CL 裏面の形状測定に関しては大きな改善が必要であり、課題であると言及している[30]。これは、形状測定の課題でもある。また別問題として、従来の CL 形状測定装置は手動測定が多い。その為、測定者が意図的かどうか関係なく、設計値に対して合わせこむように測定を行ってしまうような客観性の欠落が危惧されている[30]。

光干渉を用いた形状測定装置の測定手法に関しては、非透明体の表面形状を測定する場合、内部の反射や屈折率の影響を受けない為、従来通りの手法で高精度に測定が可能である。しかし、CL のような透明体形状を測定する場合、測定光が透明な測定サンプルの表面だけではなく、透過した内部で複数の反射を引き起こすため為、形状測定が難しいとされてきた[27,34]。透明体の形状測定の研究は、Hata et al.による透明体に投影した光の歪みを解析[35]し、表面形状を推定する方法や、Saito et al.[36]、Miyazaki et al.らのような偏光現象を分析し、表面形状を推定する提案[37-44]があるが、これらの研究は表面形状のみの測定であり、裏面形状を必要とする CL 測定には適していない。また、透明体への測定光の入射方法も工夫する必要がある。従来の装置は、落射位置に測定サンプルを置く為、CL のような曲面の裏面形状は、屈折率の影響を大きく受けてしまう。その為角度歪みは、屈折率で補正

が行われている。例えば、眼科医療機器である角膜形状測定装置には、SS-OCT が用いられているが[10]、透明体である角膜に対して測定光は、角膜前面である屈折面において、スネルの法則に従い屈折する。その為、組織内の屈折率に応じて光路長が長くなってしまい、組織の大きさが屈折率の分、過大評価される。それを補正するために、一般的な模型眼の屈折率が用いられ補正されている[20]。つまり、表示された測定画像や数値は、画像処理や屈折率での補正後のデータであり、それを用いて診断を行っている。

本研究では、球形の CL 表裏面実形状を正確に測定することを目的とした。実形状とは、設計図面より作製された実際のレンズ形状のことである。表裏面の曲率半径差が小さく N.A. 内という条件下で、CL 曲面に対して、測定光を垂直に入射するアルゴリズムを提案する。表裏面の同時測定が可能であり、計測プローブが OCT 分解能、スキャンスピード、測定範囲とは独立して設計可能な TD-OCT を採用した。測定プローブは、N.A. 内で垂直方向の反射光のみ測定する為に、左右への並進移動、垂直回転角度の変更が可能であるように設計した。測定値は、表裏面の OCT 干渉強度比を利用して、CL 表裏面での垂直反射光の座標位置を測定した。本アルゴリズムを測定装置に実装し、CL の表裏面の実形状、厚み分布、曲率半径を設計値及び従来の形状測定装置と比較し、評価をした。

5.2 2次元形状計測手法

5.2.1 コンタクトレンズ形状計測装置

図 5.1 に 2 次元形状計測装置一式を示し、装置構成図は図 4.1 に示した。本計測装置は、専用ソフトウェア、測定装置本体、OCT、計測装置の駆動制御装置から構成される。また、図 5.2 に CL 専用治具を示す。本測定は、測定ステージを垂直/水平方向への回転、左右への並進を行う為、測定サンプルである CL が測定中に動かないように固定する為の治具である。また、ソフトウェアの入力可能パラメーターを図 5.3 に示す。

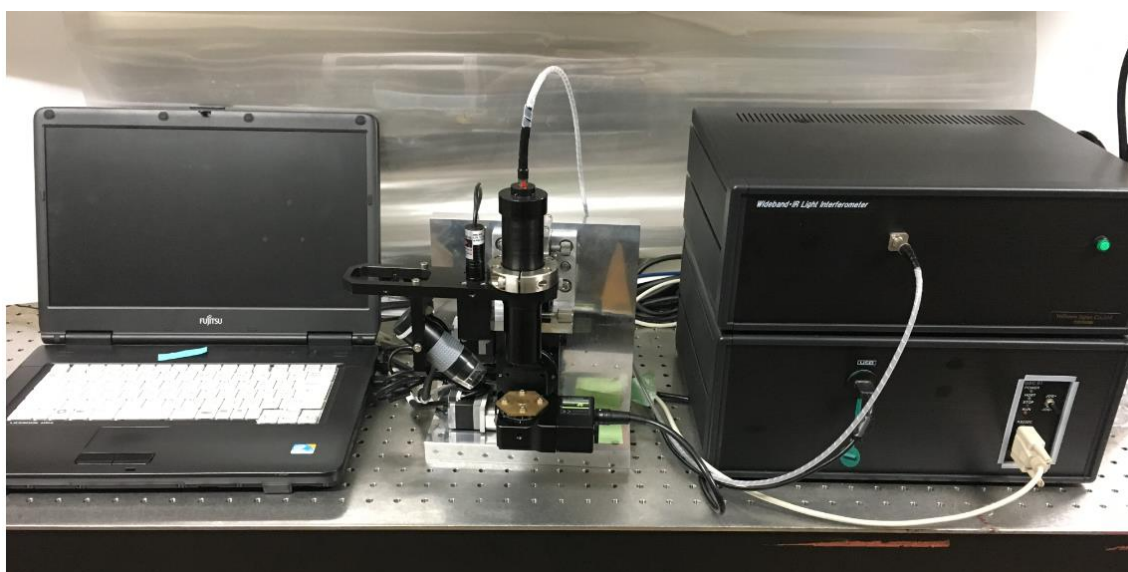


図 5.1 測定装置一式の外観

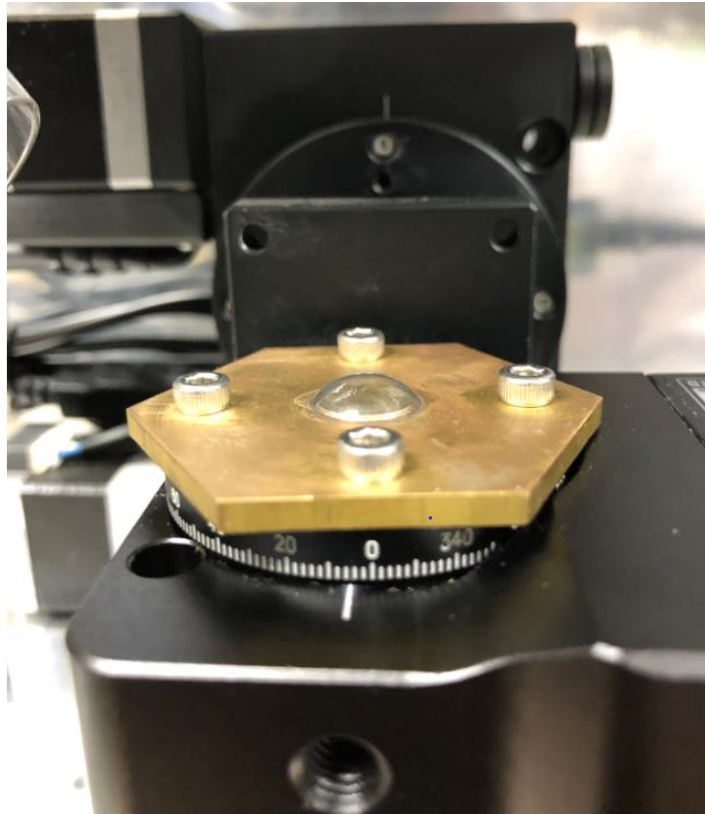


図 5.2 コンタクトレンズ専用治具

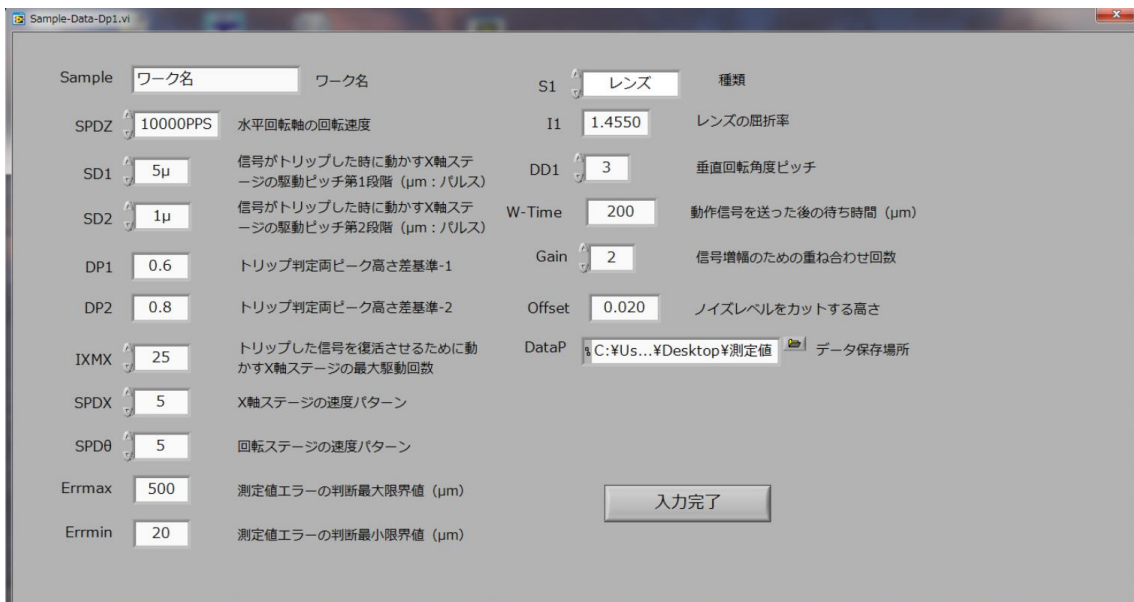


図 5.3 2次元形状計測用ソフトウェア パラメーター設定画面

5.2.2 垂直入射の定義

本測定での垂直入射位置の判断は、図 5.4 に示しているように CL 表裏面の OCT 干渉信号の強度比を利用しており、表裏面の干渉強度比が 80% 以上の場合に垂直入射していると判断した。干渉光強度比 80% は、測定プローブの N.A. 及び CL 裏面への入射角度を考慮に入れた数値である。本装置の N.A. は 0.14 であり、角度換算すると 5.496° 以内であれば、図 5.5(a) に示すように反射光を取得することが可能である。そこで、本測定範囲である各 CL の表面における光学面末端位置に垂直入射したとして、CL 裏面に入射する角度を算出すると、図 5.5(b) に示している通りである。横軸は、5.2.4 節に示すように +10D ~ -10D の 1D ステップであり、表現上アルファベットで表した。+10D が A で -10D が U に該当する。それに対して、縦軸は CL 裏面への入射角度であり、全てのレンズにおいて N.A. 内に収まる。しかしながら、本シミュレーションは光線中心の反射光のみを表しており、実際には CL 裏面において拡散光が発生する為、その分干渉光強度が減衰する。これらを考慮に入れ、本研究では干渉光強度比 80% 以上を垂直入射として判断した。垂直入射位置は、測定ステージの垂直回転角度と並進移動により走査される。

さらに、本シミュレーションから CL 表面の曲率半径が裏面よりも小さい場合、曲率半径差 1.141[mm] まで N.A. 内で反射光が得られ、一方で CL 表面の曲率半径が裏面よりも大きい場合、1.916[mm] まで N.A. 内で反射光が得られる。これらの曲率半径の差であっても測定可能であることは、従来の CL や特殊 CL を測定するには十分である。

また測定フローを図 5.6 に示す。初めに測定ステージを測定開始位置の垂直回転角度位置に回転させ、自動測定を開始する。並進移動に関しては、表裏面の干渉強度比が 60% 未満の場合、測定ステージは $3\mu\text{m}$ ステップで並進移動を行う。60% 以上の場合、80% 以上の位置を探索する為に、 $1\mu\text{m}$ ステップで並進する。そして、強度比 80% 以上の位置のデータを取得する。このプロセスを設定した測定範囲の角度全て終了するまで自動測定を繰り返し終了する。

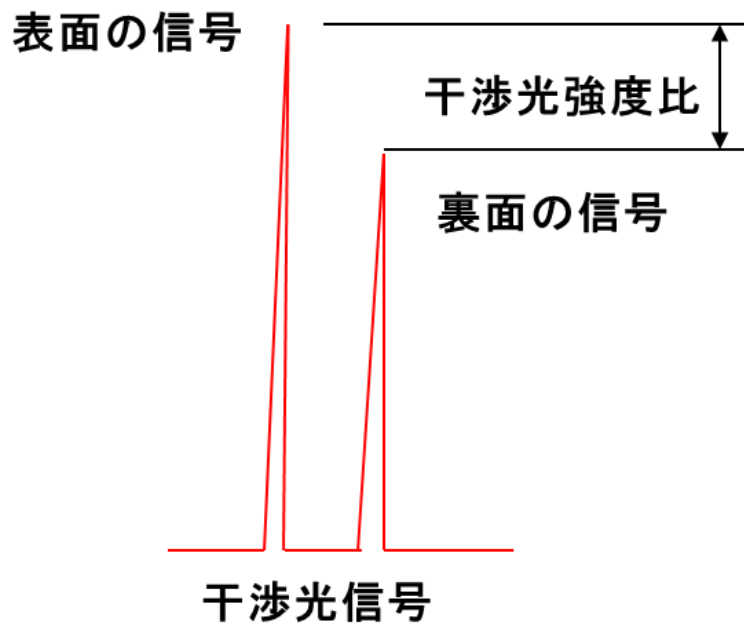


図 5.4 干渉信号強度比

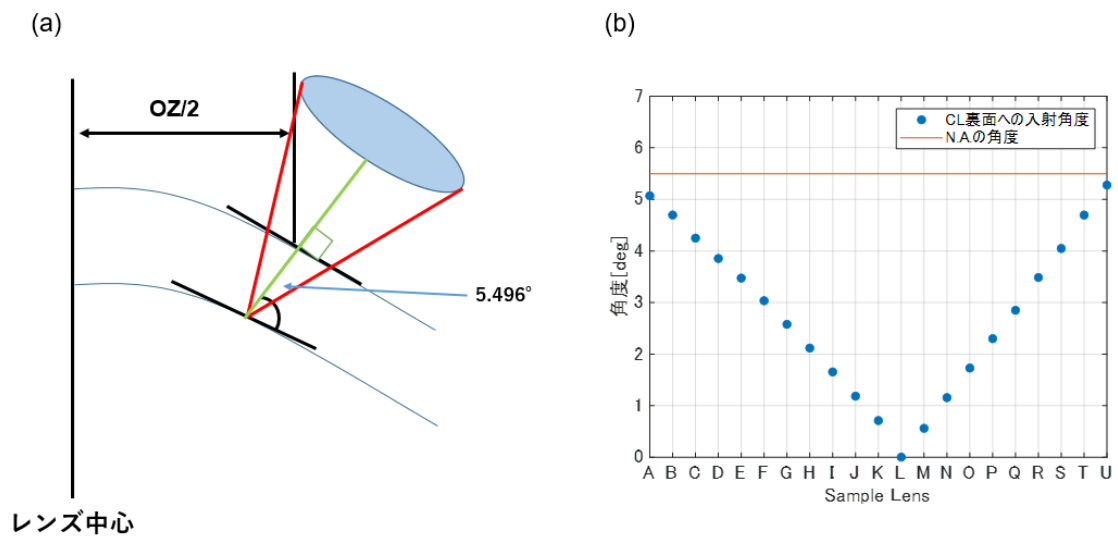


図 5.5 (a)シミュレーション概略図 (b)CL 裏面への入射角度シミュレーション結果

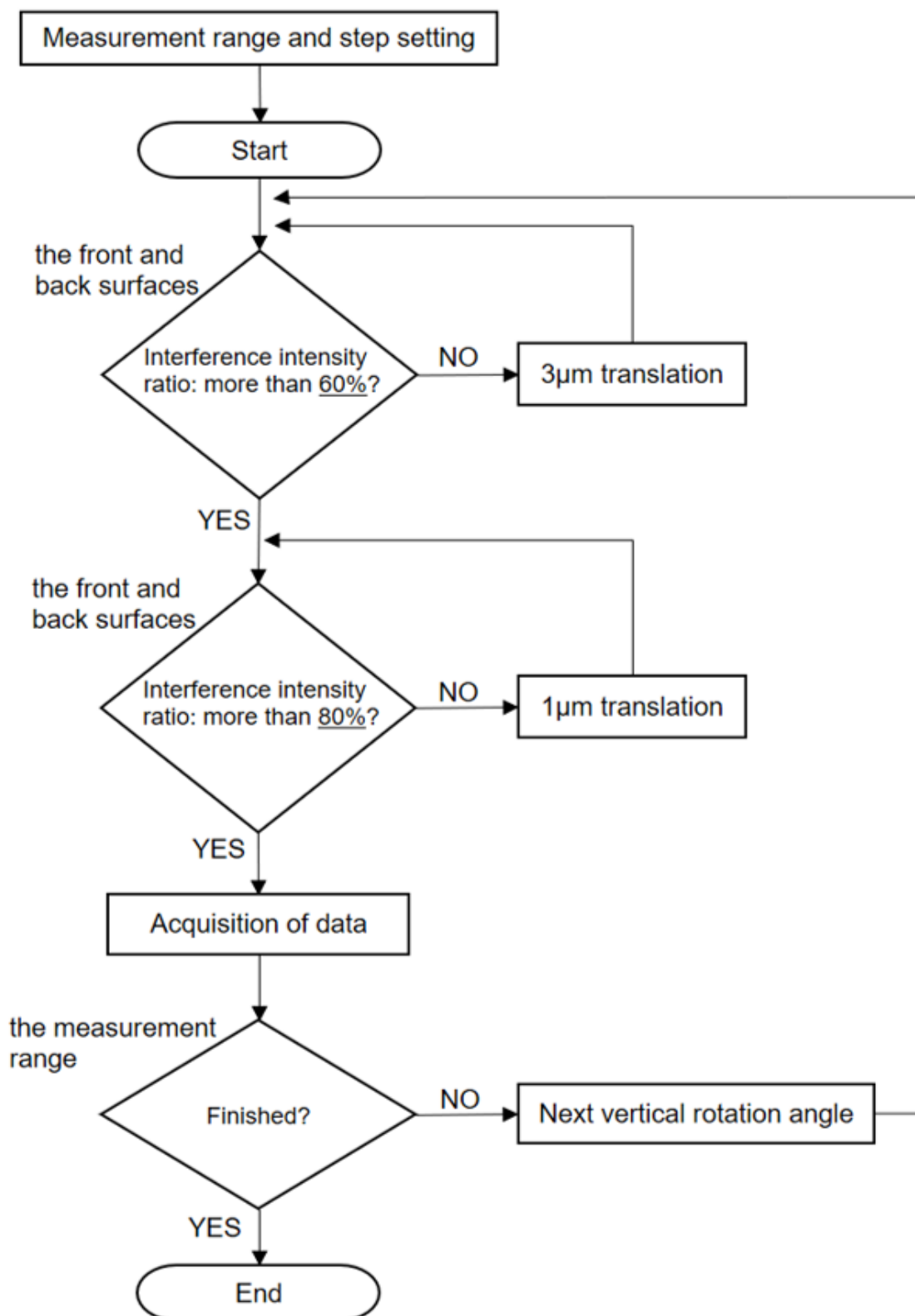


図 5.6 2次元形状計測の測定フロー図

5.2.3 垂直入射を実現する測定ステージ

図 5.7 に、測定ステージの模式図、表 5.1 に仕様を示す。左右への並進移動と垂直回転角度を組み合わせることで、CL 曲面形状に沿って光を垂直入射することが可能である。さらに本測定ステージは、水平方向の回転が可能である為、角度を変更することで 360° の断面が得られるように設計した。並進移動させるためのコントローラー(駿河精機製: KXG06020-G)と、垂直/水平回転角度を変更するコントローラー(駿河精機製: KRW06360C-Z, シグマ光機製: SGSP-40YAW)を使用した。並進移動、垂直/水平回転角度の駆動ステップは、ソフトウェアの入力値によって決定され、測定開始前に設定する。並進移動は、1 μ m ステップ毎、垂直/水平回転角度は 1° ステップ毎に設定可能である。また、CL を測定する為の専用測定治具を取り付けた。これは、測定ステージの垂直回転角度を変更した際に CL が動かないように固定する治具である。

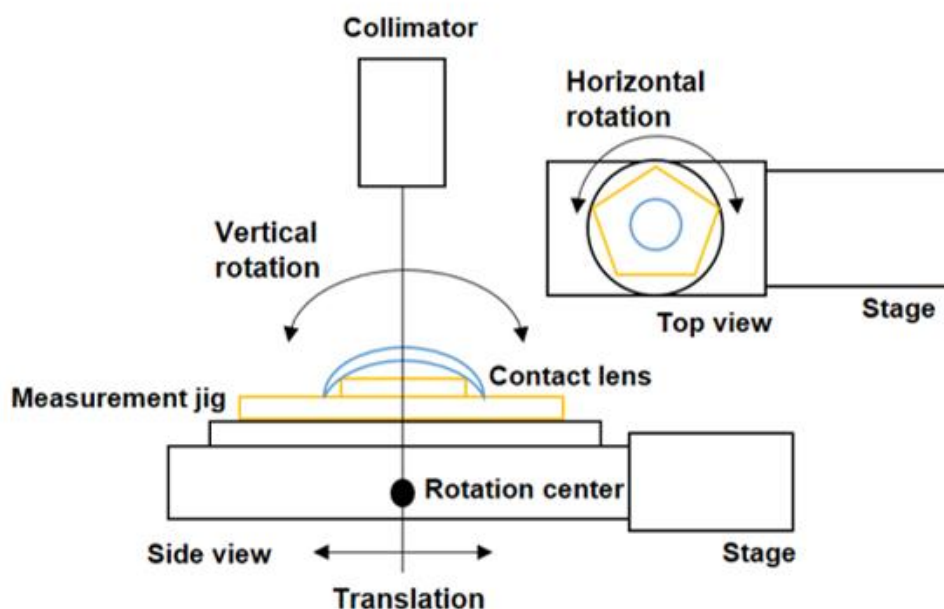


図 5.7 2次元形状計測の測定ステージ

表 5.1 測定ステージの仕様

Parts	Item	Specifications
Measurement stage	Position Accuracy	1 μ m
	Rotation	15 scan/s (900rpm)
	Rotation Radius	15 mm

5.2.4 測定サンプル

本手法の精度を検証する為に、初めに形状が既知のサンプルとして曲率半径が 7.938mm の金属球を用いた。また表裏面形状測定の測定サンプルとしては、HCL である Rigid Gas Permeable (RGP) レンズを採用した。図 5.8 には、典型的な CL の各部位の名称を記した設計図を示す。ここで Optical Zone(以下、光学面)とは、レンズの Power が入っている領域の事を指し、本研究では光学面測定を主とした。

RGP レンズは、Power+10D~-10D まで 1D ステップで設計し、バリデーションが済んだ加工機によって作製した。表 5.2 に、各 CL の仕様を示す。Power+10D~-10D を表現上 A ~U までのアルファベットを用いて示す。Power+10D が A に対応し、表面の曲率半径(Front Surface Curvature Radius)が一番小さく、Power-10D の U が一番大きい曲率半径を有する特徴を持つ。測定レンズは、表面の曲率半径、光学面、中心厚みがそれぞれ異なり、裏面の曲率半径(Back Surface Curvature Radius)、レンズ直径(Lens Diameter)が全て同じであるレンズを 21 枚採用した。これらのレンズは、手動の形状測定装置のラジアスコープ (NEITZ 製:CGX)で測定し、中心部は設計値と一致していることを確認した。素材屈折率は、1.455 ±0.02 であり、アッペ屈折計(アタゴ製:NAR-1T SOLID)により屈折率を測定した。

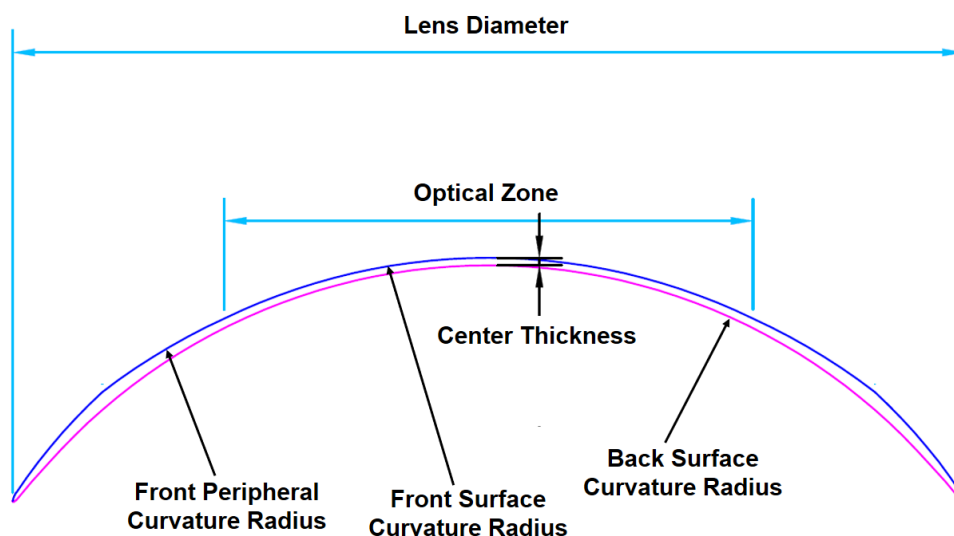


図 5.8 典型的なコンタクトレンズ構造

表 5.2 サンプルレンズの仕様一覧

Sample lens	Front Surface(FS) Curvature Radius [mm]	Front Peripheral Curvature Radius [mm]	Back Surface(BS) Curvature Radius [mm]	Optical Zone Diameter [mm]	Lens Diameter [mm]	Center Thickness [mm]
A	5.625	7.137	6.67	5.260	10.8	0.215
B	5.710	7.222		5.320		0.192
C	5.813	7.169		5.380		0.192
D	5.905	7.275		5.510		0.169
E	5.995	7.230		5.640		0.169
F	6.100	7.347		5.770		0.146
G	6.211	7.305		5.770		0.138
H	6.325	7.260		5.770		0.131
I	6.441	7.272		5.770		0.115
J	6.561	7.188		5.770		0.115
K	6.684	7.196		5.770		0.100
L	6.873	7.185		6.000		0.085
M	7.027	7.201		6.460		0.069
N	7.194	7.157		6.920		0.054
O	7.359	6.930		6.920		0.054
P	7.528	6.780		6.850		0.054
Q	7.696	6.743		6.460		0.054
R	7.896	6.703		6.230		0.054
S	8.080	6.673		6.040		0.054
T	8.300	6.648		5.880		0.054
U	8.506	6.624	5.770	0.054		

5.2.5 測定手順

測定手順のフローチャートを図 5.9 に示し、詳細を下記に示す。

1. CL を専用治具に乗せる。ソフトウェア上に表示される干渉光強度が最大となる位置を手動調整（左右、奥行き方向）で探す。干渉光強度が最大となる位置を CL の中心として定める。
2. 各 CL において、光学面の半径及び CL 表面の曲率半径から測定角度を算出する。測定ステージを算出した角度へ傾ける。その位置を測定開始位置とする。
3. 垂直回転角度 θ [deg]、並進距離 d [μm]、CL 表面の干渉時間 t_1 [ms]、CL 裏面の干渉時間 t_2 [ms]、レンズ厚み[μm]の自動測定を開始する。
4. 上記の測定パラメーターを用いて 4.4 解析手法の式(4.1)~(4.4)から座標変換を行う。
5. 得られた座標から最小二乗法による円近似を行い、曲率半径の算出を行う。

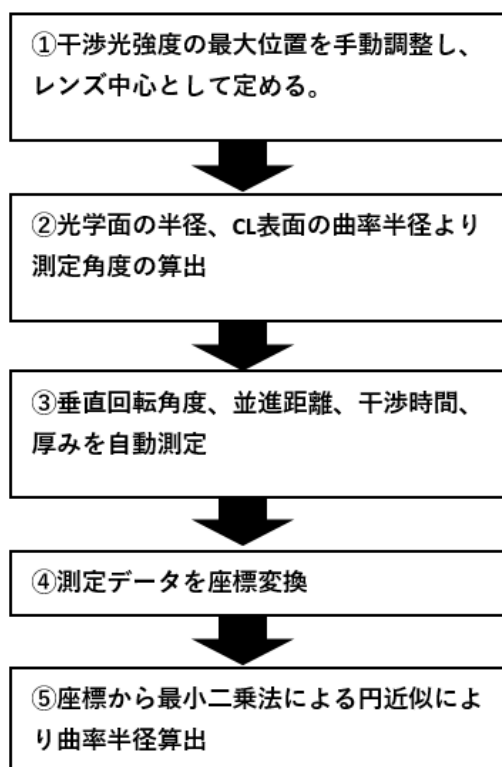


図 5.9 測定手順のフローチャート

5.3 2次元座標変換

2次元形状計測装置の測定アルゴリズムを図 5.10 に示す。表現上、金属球を用いたアルゴリズムを示している。図では、金属球の曲率半径の中心(Center of crvature radius)、回転中心(Rotation center)があり、破線が初期位置、赤い実線が初期位置から垂直回転角度 θ 、並進移動 d 動いた図である。計測プローブが移動しているように見えるが、実際は測定ステージが移動している。

測定データは、垂直回転角度 θ 、並進距離 d 、CL 表面の干渉時間 t_1 、CL 裏面の干渉時間 t_2 が得られる。解析には、断層の2次元座標 (x,y) を得るために表面形状の座標を式(5.1)、(5.2)、裏面形状の座標は屈折率を考慮した式(5.3)、(5.4)を用いてそれぞれ座標変換を行った。

$$x_f = d \cos \theta - a(t_{all} - t_1) \sin \theta \quad (5.1)$$

$$y_f = d \sin \theta + a(t_{all} - t_1) \cos \theta - e \quad (5.2)$$

$$x_b = d \cos \theta - a\{t_{all} - [t_1 + (t_2 - t_1)/n]\} \sin \theta \quad (5.3)$$

$$y_b = d \sin \theta + a\{t_{all} - [t_1 + (t_2 - t_1)/n]\} \cos \theta - e \quad (5.4)$$

このとき a は、可変光路機構で使用している式(4.1)、(4.2)のサーボモーターの回転角による光路長変化から求められる時間距離変換係数であり、 t_{all} は、曲率半径が既知の金属球によるキャリブレーションから算出した OCT 原点から回転中心までの光路差である。また、屈折率を n とし、CL の曲率半径の中心から回転中心までの距離を e とした。これもまた、曲率半径が既知の金属球 r_{known} を使用し予め算出したものを利用する。各 OCT 干渉点の xy 座標を算出後、最小二乗法による円近似式にて曲率半径を算出し、評価した。

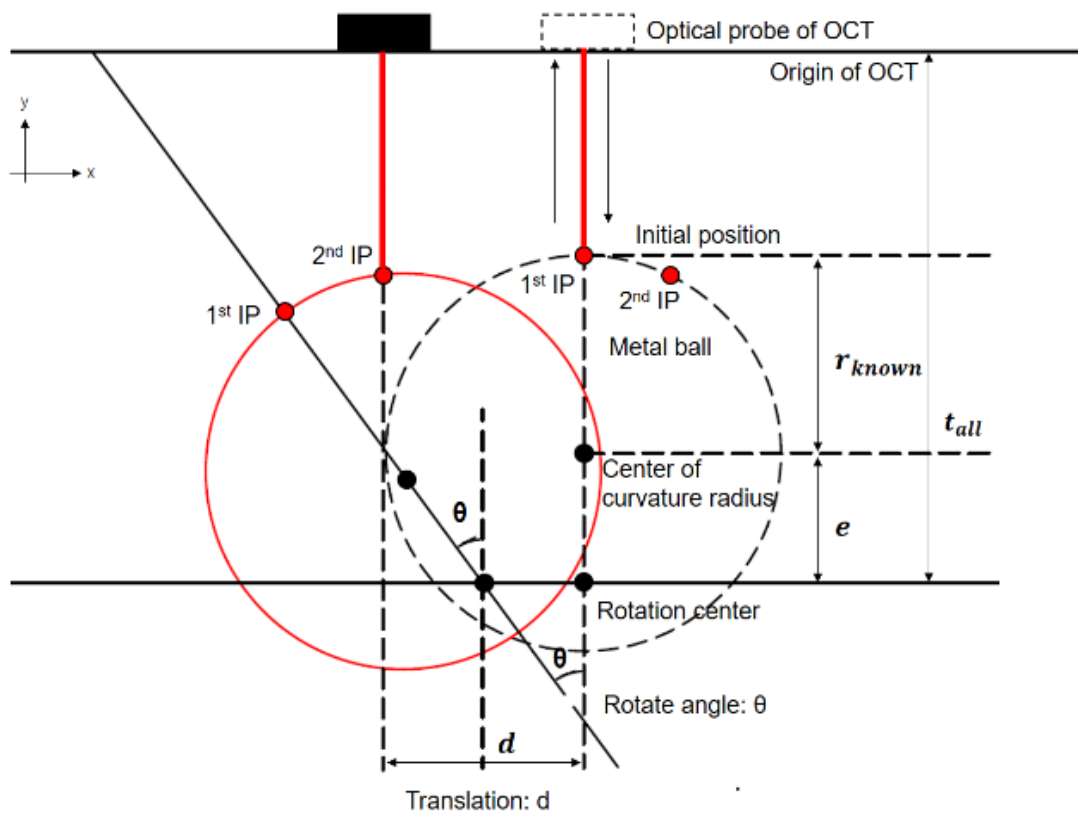


図 5.10 2次元形状計測アルゴリズム

5.4 比較評価方法

測定結果は、下記に示すように比較評価を行った。また、図 5.11 に従来の形状測定装置である PluApex の外観を示し、表 5.3 にはその仕様を示す。PluApex は、共焦点方式を用いた表面形状測定装置である。それ故、CL の表面形状を測定後に一度ひっくり返し、裏面形状の測定を行った。

【比較評価】

形状、厚み・・・設計値

曲率半径・・・PluApex



図 5.11 PluApex 外観(Sensofar 社製、URL:<https://www.sensofar.com>)

表 5.3 PluApex の仕様

Item	Specifications
Light Source	Green LED
Measurement Length(XY)	0.1 – 100 mm
Measurement Range(Z)	Up to 50 mm
Measurement Speed	0.01 – 1 mm/s
Radius Uncertainty	< 0.01 %
Operating Temperature	20 °C
Size	550 * 580 * 770 mm

5.5 実験結果・考察

5.5.1 金属球による精度確認

本測定では、曲率半径が既知の金属球を測定し、装置精度の確認を行った。図 5.12 は、曲率半径が既知の JIS 規格に適合している金属球の形状測定結果である。横軸に x 座標、縦軸に y 座標をプロットした形状である。金属球の曲率半径は 7.938mm であり、ノギスでの測定結果と設計値が一致していることを確認した。キャリブレーションとして、垂直回転角度 $-30^\circ \sim 30^\circ$ で 1° ステップ毎に測定を行い、図 5.10 に示している OCT 原点から回転中心までの光路差 t_{all} と CL の曲率半径の中心から回転中心までの距離を e を算出した。算出した座標には円近似を適応し、曲率半径に変換した。その結果、曲率半径が 7.945mm となり、設計値と比較すると OCT 分解能内の $7\mu\text{m}$ となった。これよりコンタクトレンズの形状測定装置として十分な精度であることが確認された。

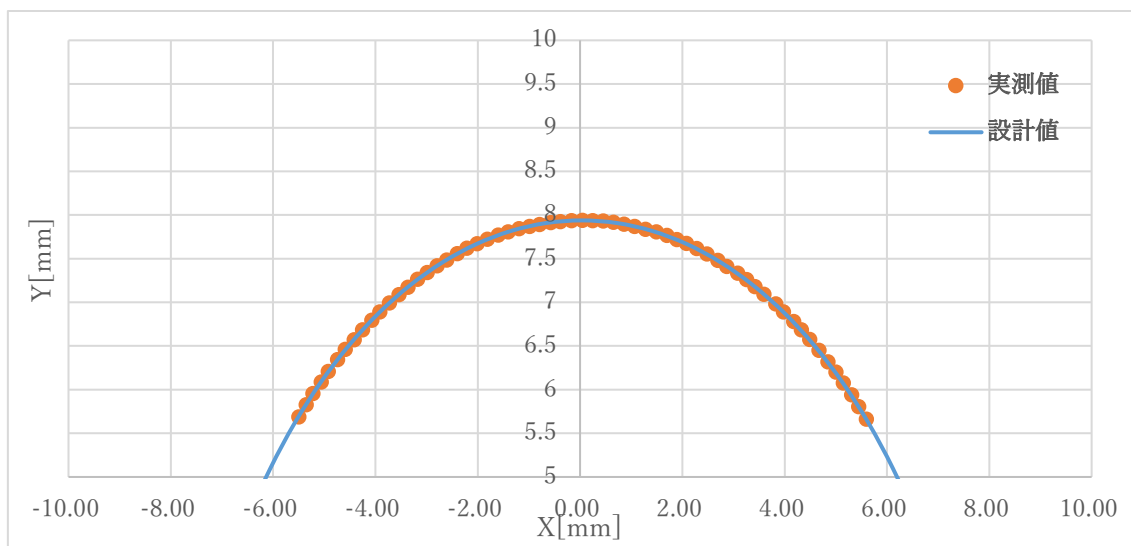


図 5.12 曲率半径が既知の金属球形状測定結果

5.5.2 コンタクトレンズ形状・厚み結果

図 5.13 に、サンプルレンズ K のレンズ設計図面(a)と座標変換し、横軸に x 座標、縦軸に y 座標をプロットした形状グラフ(b)を示す。これは垂直回転角度の範囲が、 -35° から 35° で 5° ステップ、試行回数 3 回の測定結果である。ここでは、レンズ設計図面との形状比較を行った。図 5.13(a)の設計図面で示すように、レンズ中心部と周辺部では曲率半径が異なり、図 5.13(b)の OCT 測定結果でも、同様の曲率半径の移り変わりが測定できた。また本測定は表裏面同時測定であるが、単一の曲率半径をもつ裏面形状に対しても設計値通りの測定を可能にした。それに対し図 5.14 は、サンプルレンズ N の厚み分布の結果であり、x 軸に垂直回転角度、y 軸に厚みをプロットした図である。これは、垂直回転角度が -30° から 30° の範囲で 1° ステップで測定した際の各垂直回転角度での厚みである。本結果の厚み分布は、設計値に対して Root Mean Square Error(RMSE)が $5.326 \mu\text{m}$ であった。国際基準である ISO 規格で HCL は、Dial gauge (手動測定のスリクネスゲージ) での測定が義務付けられているが、基準は中心部のみで設計値に対する許容限界は $\pm 0.02\text{mm}$ 以内である [45,46]。本結果は周辺部の厚み結果も加味しているが、基準値と比較すると極めて小さい値となり高精度の測定を可能にした。

図 5.13 及び図 5.14 の結果から本アルゴリズムは、曲率半径の変化を持つ曲面であっても表裏面実形状、広範囲な厚み分布の正確な測定を可能にした。CL のような透明体の曲面を中心部から周辺部にかけて表裏面同時に形状測定ができるということは、CL 検査装置として利点になり得る。また、本装置は自動測定機構を備えている為、測定者が設計値に対して合わせこむ測定を行ってしまうような客観性の欠落を防ぐ事が可能である。

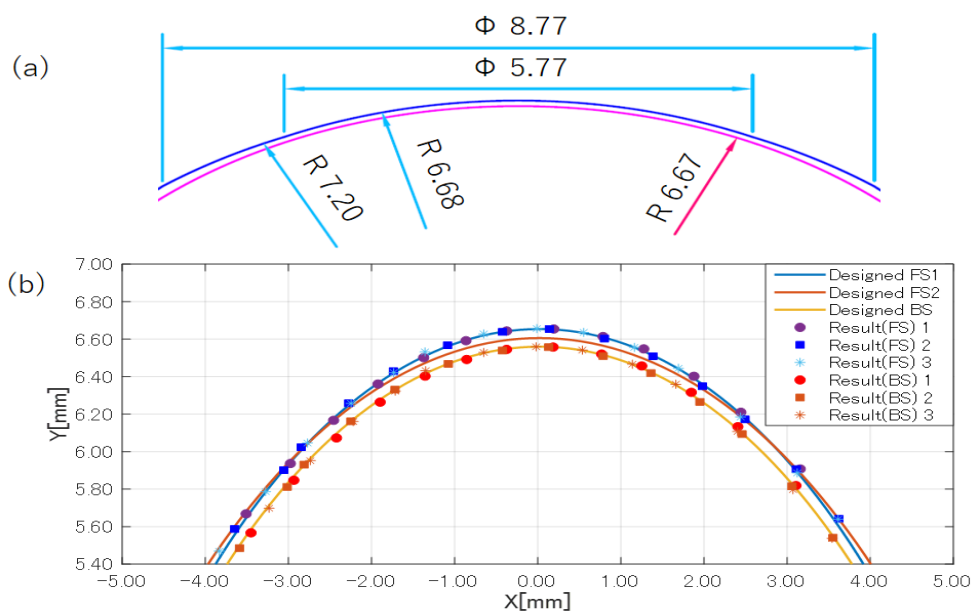


図 5.13 2次元形状計測の形状結果：(a)レンズデザイン設計図面 (b)サンプルレンズ K の表裏面形状結果

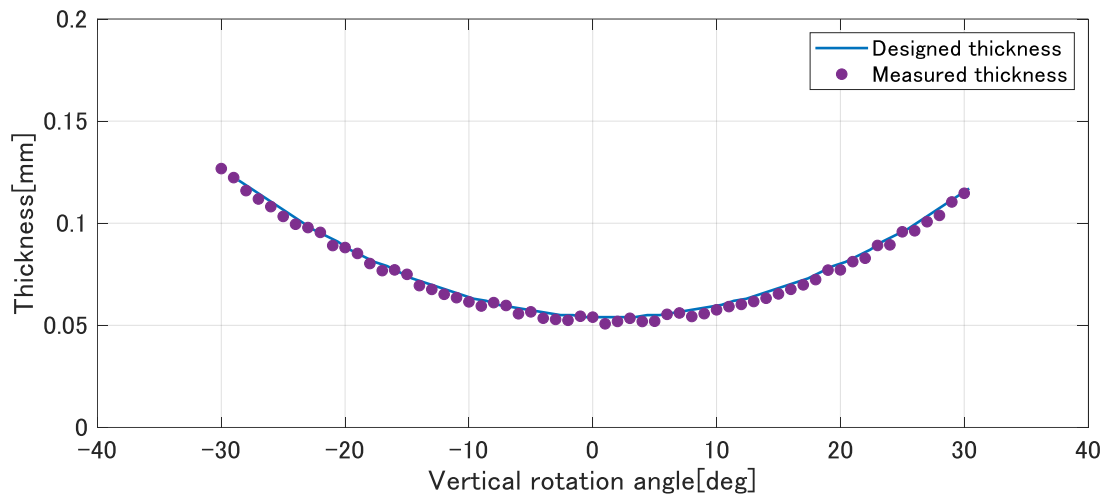


図 5.14 サンプルレンズ N の厚み分布

5.5.3 既存装置を用いた曲率半径の比較評価

本章では、従来の形状測定装置である Plu Apex で測定した曲率半径と比較を行い、性能評価をした。OCT で測定したデータは、式(5.1)-(5.4)によって座標変換した後、円近似を適応し、曲率半径を算出した。OCT の円近似では測定データは光学面の大きさに依存し、最大 71 点で、最小 21 点であった。図 5.15 には、x 軸に各 21 枚のサンプルレンズを示し、y 軸に曲率半径を示した。レンズ表面に関して、両装置共に曲率半径が大きくなると設計値からの誤差が大きくなる傾向があった。共焦点方式のレーザー顕微鏡である Plu Apex は、サンプルレンズ A から J までは、設計値よりやや大きい傾向があり、L から U はやや小さい傾向があった。これは、CL のような厚みが薄い透明体を自動形状測定する際に、焦点の合う位置が反対面から影響を受けたと考えられる。それに対して OCT は、表裏面の曲率半径の差が一番大きいレンズに関して、表面に光が 90° で入射した場合、裏面には 85.39° で入射していることが分かった。本アルゴリズムは、表裏面の干渉強度比により測定点の判断をしている為、N.A.内で測定できる垂直の反射光の強度が曲率半径の差が小さいレンズに比べて弱くなり、測定結果に影響を及ぼしたと考えられる。それに対してレンズ裏面は、両装置共に同じレンズで誤差が多く、誤差の傾向が反対であった。レンズの裏面形状測定は、両装置で測定方法が異なる。Plu Apex は、表面形状を測定後にレンズをひっくり返し、裏面形状を測定している。それに対して OCT は、表裏面同時測定である為、測定光が CL 内部を透過し裏面形状を測定している。この測定方法の違いが測定結果に関係していると思われる。また、CL は作製後に設計値通り仕上がっているか手動の曲率半径測定装置であるラジアスコープを用いて測定をしているが、測定範囲がスポット径の範囲のみでそれ以外の光学面は測定が出来ていない。その為、手動測定をした範囲外に誤差の要因があった可能性もある。

ここで、方法比較研究で多数使用されている Bland-Altman 分析を用いて Plu Apex と OCT の結果分析を行った。レンズ表面に関しては、95%の一致限界が $-0.77\sim-2.09\%$ で相関係数 0.57 であり、比例誤差が認められた。本手法では、相対誤差が $\pm 20\%$ 以内であった測定回数が総測定回数の 75%以上であれば互換性があるとする基準がある[47]。本結果では、 $\pm 20\%$ を超える結果がなかった為、Plu Apex と OCT は互換性があるという結果となった。それに対してレンズ裏面は、Sample lens H から J、L 及び M にて誤差が大きかったが、系統誤差の存在は認められなかった。系統誤差が認められなかった為、偶然誤差が原因であり Minimal detectable change (MDC)は、95%信頼区間で 0.178mm であった。その為、 0.178mm 以内の差であれば、測定誤差という結果であった。CL としてはこの測定誤差は大きい。この原因として、サンプルレンズ H から J、L 及び M が原因である。レンズの作製は、ラジアスコープの値を基準に作製している為、測定位置が設計値と適応していれば良品とされる。また、両装置の測定誤差の傾向が反対であった為、差分の標準偏差が大きくなり MDC の結果が大きくなった。

上記の結果より、Plu Apex と OCT は同等の結果を得ることが出来た。OCT は表裏面同

時自動測定が可能である為、表面形状測定後にひっくり返し裏面形状を測定する従来の装置よりも優位である。また、レンズ光学面内を広く測定することでラジアスコープのように狭い範囲の測定では得られなかった結果を得ることを可能にした。

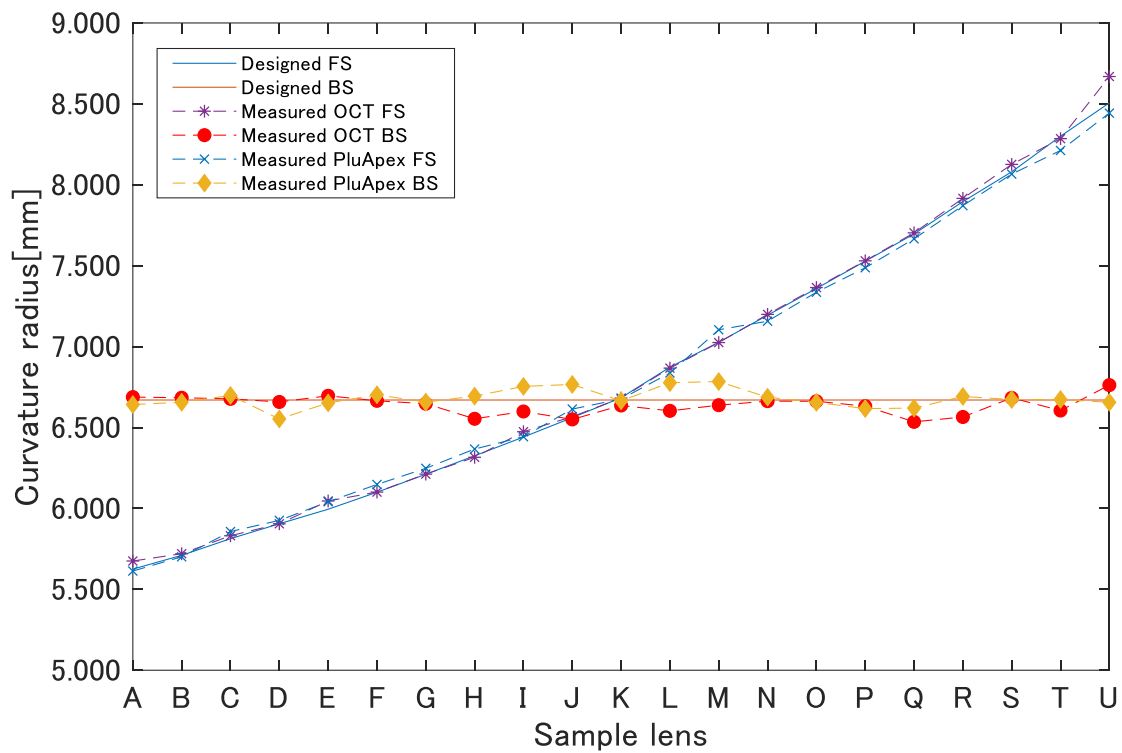


図 5.15 本 OCT と Plu Apex の曲率半径の評価

5.5.4 水平方向回転角度を変更した際の曲率半径の変動

図 5.16 は、サンプルレンズ C の CL に対して、垂直回転角度の範囲 -15° から 15° を 1° ステップで測定後、水平回転角度を 10° ステップで変更し、測定した結果である。CL 表面の曲率半径の標準偏差は 0.043 mm であり、裏面は 0.066 mm であった。裏面の曲率半径は、図 5.16 から読み取れるように表面の曲率半径に依存している傾向が見られた。また、設計値と測定した 18 方向の平均値を比較する為に、レンズの Power を算出する一般的な式であるレンズメーカーの式を用いて Power 算出を行った[48]。その結果、設計値の Power が 10.547D に対して測定した 18 方向の平均値は 10.546D であった。ISO 規格での Power の許容限界は、設計値の Power の大きさとレンズの種類 (HCL/SCL) で異なる。本実験では、 10.00D 以上の HCL を使用している為、 $\pm 0.25\text{D}$ まで許容される[45,46]。それに対して、設計値と平均値の Power 差が 0.001D であり許容限界内であった。

従来の CL 形状測定装置は、レンズ中心部の測定である為、 360° 方向の断面測定が可能であることは、単一の曲率半径をもつ単焦点レンズだけではなく、x 軸方向の曲率半径と y 軸方向の曲率半径が異なるトーリック面をもつレンズの形状測定装置としても利点になりうる。

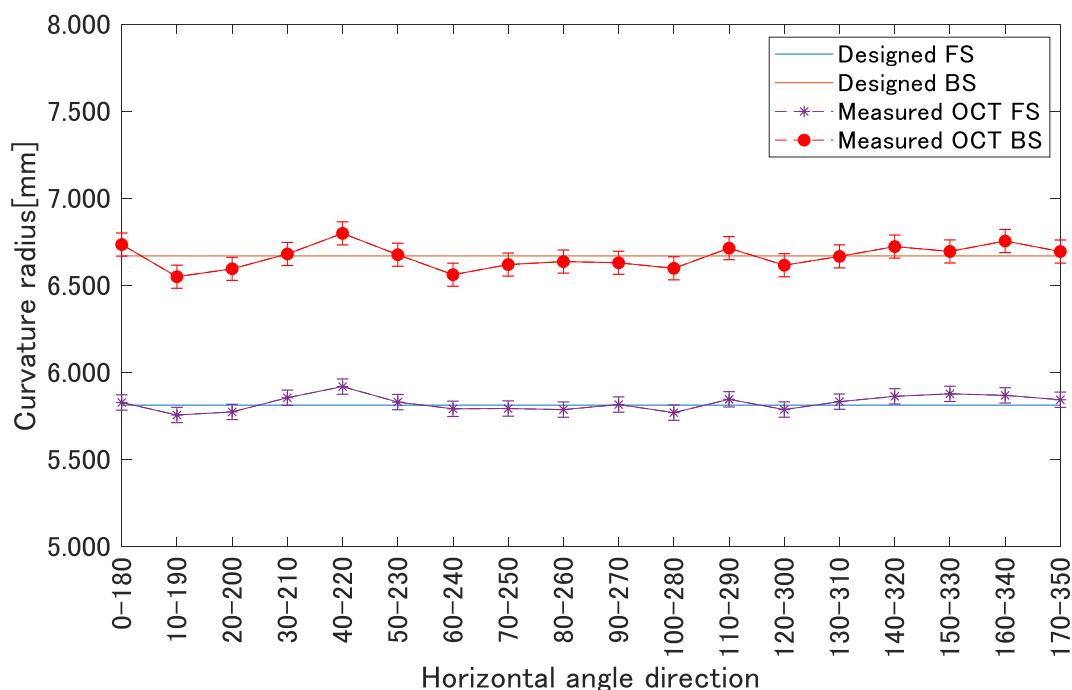


図 5.16 10° 毎に水平角度を変更したときの曲率半径の変動 (サンプルレンズ C)

5.6 まとめ

2次元形状計測では正確な実形状を測定する為に、表裏面の曲率半径差が小さく、N.A.内という条件下で、曲面形状を有する CL に対して測定光が垂直入射するアルゴリズムを提案した。測定プローブを左右への並進移動、垂直/水平回転角度を変更できるように設計し、表裏面の OCT 干渉光強度比を利用して、CL 表裏面での垂直反射光の座標位置を測定した。

本手法に関して、曲率半径の移り変わり、広範囲な厚み分布の測定を可能にした。近年 CL の周辺形状は、近視抑制用 CL などの新しいレンズ設計にとって重要な課題であり、定量化できることは CL 形状測定装置として優位である。また、従来の装置のような片面形状測定ではなく表裏面同時測定の為、表裏面のズレの解析に応用することも可能である。これは、CL だけではなく他の光学レンズにとっても重要である。また、本測定では CL 形状測定として、最大で -35° から 35° の範囲で測定を行ったが、垂直回転角度はさらに広い角度で測定が可能である。さらに、水平回転角度毎のデータから 3 次元形状にすることも可能である。

得られた実形状座標に円近似を適応し曲率半径を算出した結果に関しては、従来の形状測定装置である PluApex と同等であった。本装置は、表裏面同時測定が可能である為、優位である。Bland-Altman 分析では、表面形状に関して比例誤差が生じた。この一つの要因として、両装置の測定点の差が影響していると考えられる。曲率半径を算出した範囲は光学面のみであるが、Plu Apex はおよそ 2000 点に対して OCT は最高で 71 点である。レンズ表面の曲率半径が大きいレンズはフラットで光学面が小さい為、測定点の差が少なく円近似により曲率半径を算出した際によりフラットな結果として算出された可能性がある。より広い角度範囲を計測すると精度を高めることができる。また、Plu Apex は+側、本手法は-側に出る傾向があった。OCT は、表面と裏面の曲率半径の差が小さいレンズが-側に出る傾向があり、レンズ表裏面の干渉光強度比を利用する為、表裏面の曲率半径差が大きいものと比べて、小さい方が拡散光でさえも N.A.内で取得しやすい為、干渉光強度比が大きくなる。それ故、座標取得位置に影響を与え、測定手法における傾向として-側に出たと考察する。それに対して Plu Apex は、共焦点方式を用いている為、時々反対の面に焦点があっしまい、その座標から円近似により曲率半径を算出する際に+側に出る傾向があると考察する。本装置の測定時間としては、レンズを装置にセット後に角度毎に 1~5[sec]で測定が可能であった。秒数の幅が大きいのは、本研究では表裏面の干渉光強度比を利用する為、時々走査に時間がかかる場合がある。1 枚のレンズの全体的な測定時間は、測定範囲と計測点数に依存しますが、おおよそ 30[sec]~5[min]で測定可能であった。実際の製造現場では、サンプリングしてレンズをセットしてから、1~2[min]での測定時間が求められている。

本手法は、CL 形状測定のみならず、人眼の形状測定への応用も示唆された。Liou Brennan 模型眼は、眼科業界にて良く知られている模型眼であり、角膜表面の曲率半径が、約 7.7 mm である[49]。また、人眼の角膜の直径は約 11mm という数値から測定角度を計算すると約 $\pm 35^{\circ}$ である。 $\pm 35^{\circ}$ より外側は、角膜から結膜に繋がる為、曲率半径が変化する。その曲

率半径の変化を測定できることは、眼疾患（円錐角膜眼や眼が乾きやすくなるドライアイ）に有用な強膜レンズ（スクレラルレンズ）の設計に有益である[50,51]。また、測定ステージの水平回転角度を変更することで縦方向と横方向で曲率半径が異なる乱視用 CL の測定にも有益である。

周辺厚みに関しては、装用感に効果があることや軸の安定をさせるような技術的な設計がされているが、定量評価がされていない。本手法を用いれば定量評価が可能になる。また人眼測定の応用として、円錐角膜眼の厚み分布の測定に応用を図ることができる[5]。これは本アルゴリズムが、曲面に対して垂直入射をする為、正確な厚み分布が得られるからである。円錐角膜眼は、角膜が突出することで部分的に角膜が薄くなる為、厚み分布を測定することにより、菲薄部が分かり、リボフラビン(ビタミン B2)を点眼し、365 nm の波長の紫外線を角膜に照射することで、角膜の実質コラーゲン繊維を架橋させる治療(角膜クロスリンク)の寄与に期待ができる[52,53]。その上、治療経過の観察にも本アルゴリズムは有効である。

第6章 3次元形状計測

本章では、3次元形状計測について説明する。

6.1 背景・目的

近年 CL の製造現場では、切削機械の発展により円筒状の CL 素材を切削して作製するレースカット製法で複雑な形状を作製できるようになってきた為、設計に自由度が増し様々な特殊 CL が登場している [54-56]。例えば、特殊なカーブデザインが施されたレンズを夜間に装用することで角膜形状を変化させ矯正するオルソケラトロジーレンズ [1,57] や角膜が円錐状に突出してくる眼疾患である円錐角膜眼のような通常の CL が装用できない患者に処方されることが多いスクレラルレンズ、収差を消すように特殊な設計がされた非球形レンズがある [58-60]。このように、特殊形状の設計・加工に伴い、CL 形状測定の必要性が増してきた。これらのレンズは、非球形の特殊な形状を有しているが故に、正確に作製をしなくてはレンズ性能に大きく影響を受ける [61]。その為、設計値通りの形状、厚みそして曲率半径になっているかどうかを正確に評価する必要がある。しかし、レンズの Power を測定する装置はあるもののその実形状そのものを正確に測定する装置がない [21-23,62,63]。現在の非球形の特殊 CL の評価方法としては、レンズの Power 分布を測定し、設計値と比較する評価方法や中心部の検査は行うものの周辺部は切削機械のバリデーションによりレンズは正確に作製できているものとする場合もある [64-66]。

これらの特殊 CL の登場により、測定位置を狙って局所的に CL 表裏面の曲率半径・厚みを正確に同時測定できる 3次元形状計測の技術が必要となってきた [67]。レンズ形状は、自由曲面を持つように設計されている為、断面による 2次元計測では難しい。例えば、トーリック面を持つレンズは縦方向と横方向とでそれぞれ違う曲率半径で設計されている [68]。2次元形状計測で測定する場合、縦方向と横方向を正確に位置決めして測定する必要があるが、少しでも位置にズレが生じてしまうと曲率半径が変わってしまう。また位置決め観点から、たとえ正確な測定が出来ても縦方向と横方向の間を繋ぐ形状を評価することは 2次元形状計測では難しい。その為、3次元計測で測定位置が設定可能であれば複数の曲率半径を持つレンズであっても測定が可能になり、表裏面の同時測定を可能にすれば厚みの測定も可能になる。しかし、CL は曲面形状を有する透明体である為、形状を測定するには工夫が必要である。従来の 3次元測定装置 (Keyence 社製) は、内部からの反射が測定の邪魔をしないように専用の反射防止剤を塗布して測定する必要がある [69,70]。しかし、破壊試験の為、CL 測定には適さない。また、共焦点方式を用いた測定装置の PluApex (Sensofar 社製) に関しても、厚みが薄い CL 表面形状を測定する場合、裏面形状にときどき焦点が合ってしまう結果に影響を及ぼす事が報告されている。これらは、表面形状測定であるデメリットである。

そこで本研究では、測定信号の線形性が高く測定プローブの設計自由度が高い TD-OCT

を採用して、球形及び非球形レンズの実形状の計測手法の提案を目的とした。本手法では、2軸（縦横）の Micro Electro Mechanical System(以下、MEMS)ミラーを 90° の位相差で駆動させることで CL 表面に対して垂直入射を維持しながら円形走査が可能になるように設計した。本設計は、MEMS ミラーに対する印加電圧を調整することで触れ角度が変更できる為、測定範囲の変更が可能であり、また偏心していても評価が可能である。つまり、測定範囲を変えて円形走査をすることで断面による 2次元計測では評価ができない 3次元曲面としての評価ができる為、非球面の形状でも測定ができる。本手法の精度を形状が既知である金属球で確認し、CL、トーリック形状の金型の3つの測定サンプルを使用した。その測定結果をシミュレーション結果と比較することで形状、曲率半径及び厚み分布の評価を行った。

6.2 3次元形状計測手法

6.2.1 MEMS ミラーによる円走査

図 6.1 に計測プローブの模式図を示す。本研究では、3次元の円走査を実現する為に MEMS ミラーを用いた。その駆動図を図 6.2 に示し、仕様を表 6.1 に示す。本 MEMS ミラーの特徴として、一般的なものとは異なり共振周波数を持たない為、駆動周波数を低周波数域から自由に变化させることができる点が挙げられる。さらに、駆動電圧を变化させることで触れ角を变化させることができる。各軸の駆動電圧に対する触れ角の变化をそれぞれ図 6.3 に示す。MEMS ミラーの駆動には、Function generator(以下、FG)を用いており、FG で sin 波を発生させ駆動している。また、本計測システムにおいての計測点数は、6.2.2 節で示している通り MEMS ミラーの周波数と可変光路機構の周波数の差に依存するため、本特徴は重要な要素となる。3次元走査を水平/垂直方向に駆動する2枚のミラーによって実現しているが、原理的なものとしてミラーとミラーの間の距離 8 mm がスキャン中心点のずれとして現れてしまう。その為、2軸の中心点のずれを補正する為に縦方向と横方向の曲率半径が異なるシリンドリカルレンズを用いた。本研究で使用したレンズの仕様を表 6.2 に示す。

本装置は表面に対して垂直入射する3次元の円走査である。曲面の曲率半径の計測に関して、通常は2次元走査の計測が可能であるが、2次元走査の計測はサンプルの置く場所によって、微小な移動が発生する為、曲率半径の計算に対して大きなズレが生じる。そこで、本装置は3次元走査がサンプルの置く場所のズレの影響が生じず、多数の3次元の円走査により曲面の曲率半径を算出できる。

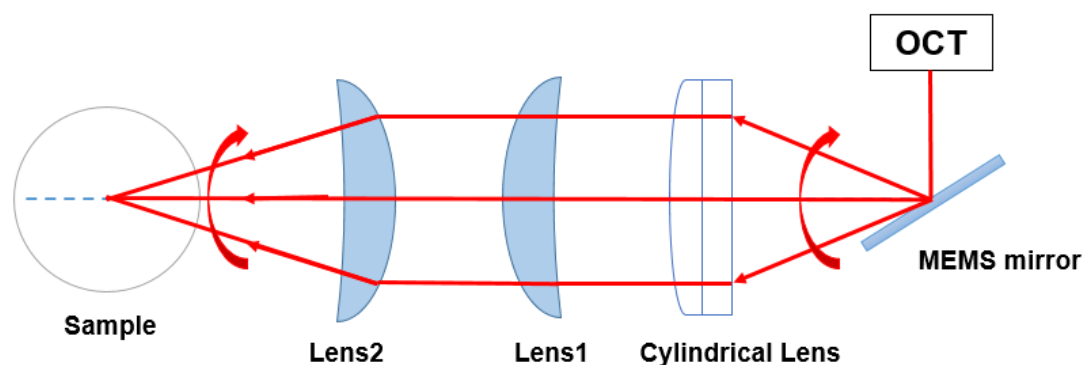


図 6.1 3次元形状計測装置 計測プローブ

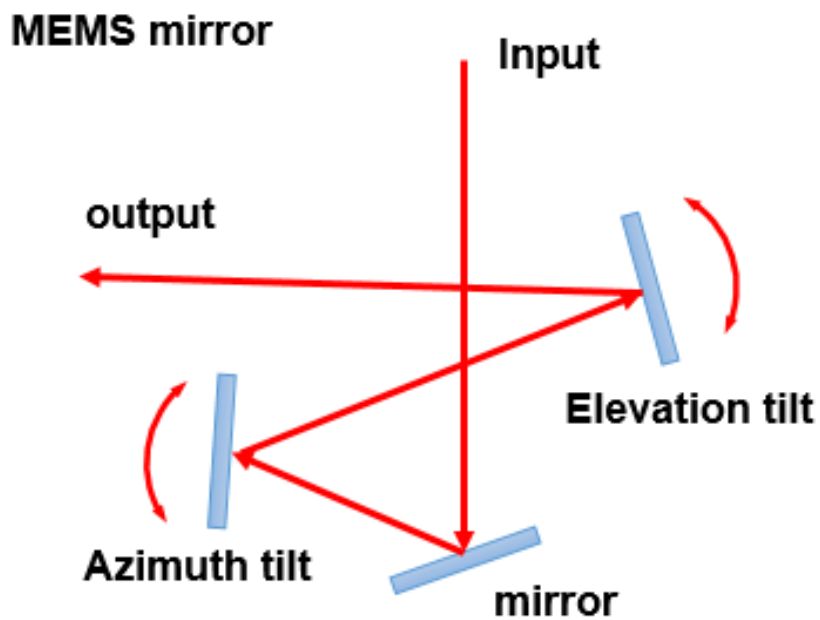


図 6.2 MEMS ミラー駆動図

表 6.1 MEMS ミラー仕様

製造会社	浜松ホトニクス
型番	2D-OSE201
角度分解能	<5 μ rad
最大光学触れ角	\pm 10 deg
駆動周波数	<450 Hz
最大許容ビーム径(直径)	<0.9 mm
サイズ	13×10×19.5 mm
駆動電圧	-5 to 5 V
駆動電流	-15 to 15 mA
ミラーコート	アルミニウム

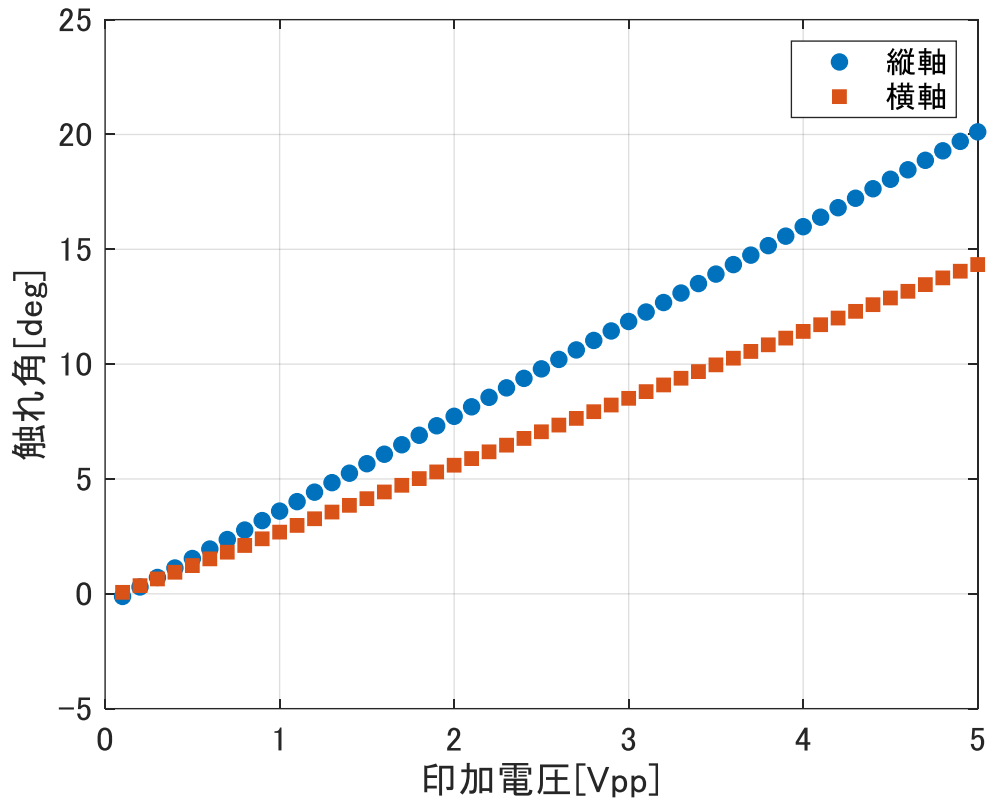


図 6.3 MEMS ミラーの印加電圧と触れ角の関係

表 6.2 各レンズの焦点距離

Algorithm	Parts	Item	Specifications
3D	Cylindrical Lens	Focal length	200 mm
	Lens1		100 mm
	Lens2		40 mm

6.2.2 円走査による計測点数算出

本測定 of 計測点数について説明する。本 OCT は参照光路にサーボモーターを用いた回転機構を用いている。そのため測定サンプル上での計測点数は可変光路機構の回転周波数 $F1$ と MEMS ミラーの駆動周波数 $F2$ の差によって変化する。

最小計測点数を $2n(n=1,2,3,\dots(n$ は自然数))とした場合に必要とされる $F2$ は、

$$F2 = \left(1 + \frac{1}{2 \times 2n}\right) \times F1 \quad (6.1)$$

で得られる。可変光路機構の回転周波数 $F1=6.68$ Hz であるため、最少計測点数が 2 点の場合は、

$$F2 = \left(1 + \frac{1}{2 \times 2 \times 1}\right) \times 6.68 = 8.315 \text{ Hz}$$

と表される。例えば、本研究で計測点数が 64 点であるため、

$$F2 = \left(1 + \frac{1}{2 \times 64}\right) \times 6.68 = 6.732 \text{ Hz}$$

MEMS ミラーの駆動周波数が 6.732 Hz を利用している。基本的には最小計測点数 $2n$ 点を設定した場合計測点数は $2 \times 2n$ 点となる。本研究では、1 つの円走査に対して 64 点になるように調整した。

6.2.3 垂直入射の定義

3次元形状計測装置は、円走査を用いて測定サンプルの表面に対して垂直入射を行う。垂直入射の判断は、干渉信号強度により判断した。本測定は測定サンプルの中心に向けて光を入射している。その為、測定サンプルに対し垂直入射していれば反射率は高くなり、図6.4に示しているように連続し、安定した干渉強度が得られる。また、測定サンプルの中心位置と円走査による円中心の光軸が一致したことを表す。本研究では、円走査で光を入射した位置全ての点において安定して干渉光強度が得られたとき垂直入射したと判断した。

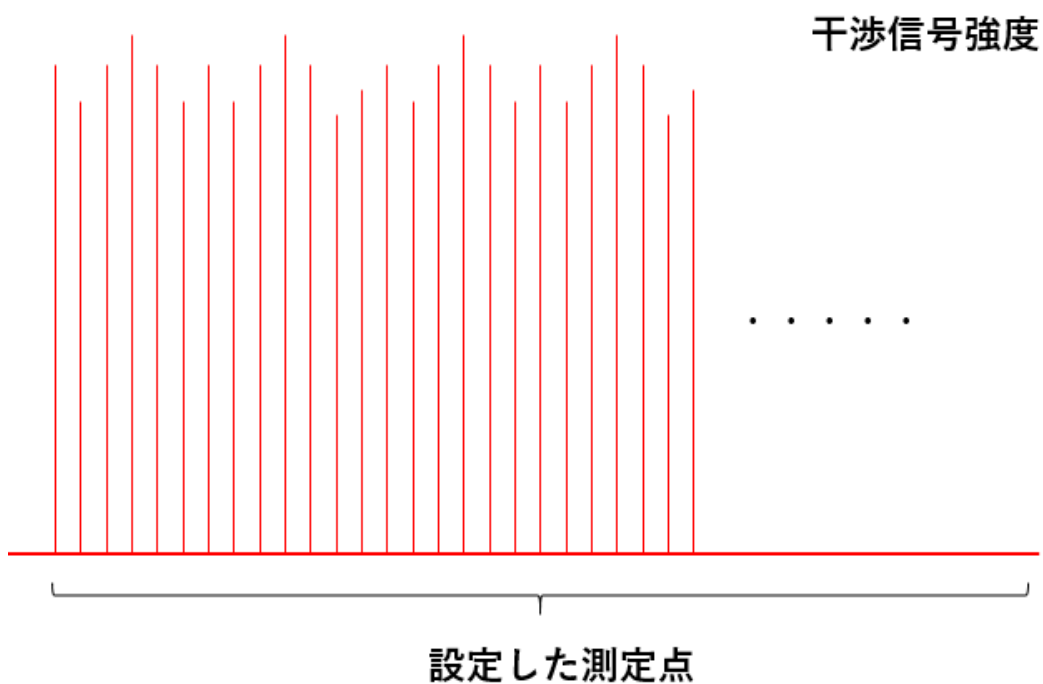


図 6.4 垂直入射時の干渉信号強度イメージ

6.2.4 測定サンプル

下記に測定サンプル及び測定範囲について説明する。測定範囲は、MEMS ミラーの触れ角度及び印加電圧で表現する。

(a)金属球

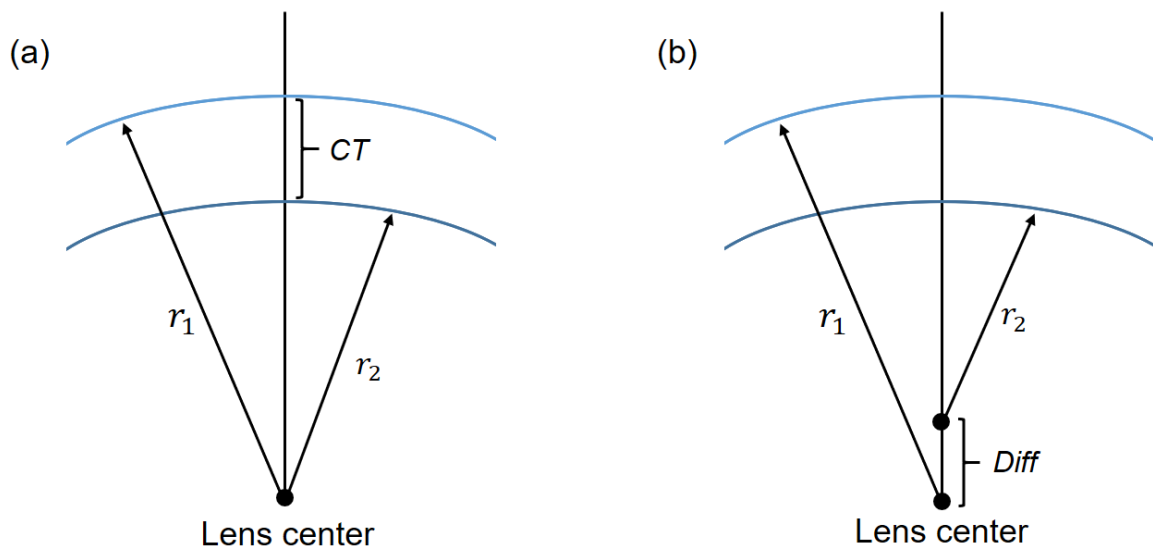
本アルゴリズムの測定精度を評価する為に、曲率半径が既知の金属球を使用した。曲率半径は 7.94mm である。測定範囲は、1.53° (0.5V)、3.60° (1.0V)、5.66° (1.5V)、7.72° (2.0V)、9.79° (2.5V)、11.85° (3.0V)、13.92° (3.5V)の合計 7つの円走査で測定を行った。

(b)CL

3次元形状計測の対象として、それぞれ特徴を持つ 5枚の RGP レンズを採用した。RGP レンズは、独自に設計し作製した。レンズの仕様を表 6.3、レンズの特徴を図 6.5 にそれぞれ示した。Group 1 は、Center Thickness を調整することで表裏面の曲率半径の中心を一致させた。それに対して、Group 2 は表裏面の曲率半径が一致していない。レンズ屈折率は 1.455 ± 0.02 であり、アッペ屈折計(アタゴ製:NAR-1T SOLID)によって屈折率を測定した。また、表裏面形状は手動の形状測定装置のラジラスコープ(NEITZ 製:CGX)で測定し、設計値と一致していることを確認した。測定範囲は、1.53° (0.5V)、3.60° (1.0V)、5.66° (1.5V)、7.72° (2.0V)の合計 4つの円走査で測定を行った。

表 6.3 測定レンズのパラメーター

	Sample lens	Front Surface(FS) Curvature Radius [mm]	Back Surface(BS) Curvature Radius [mm]	Lens Diameter [mm]	Center Thickness [mm]
Group 1	A	7.92	7.82	10.0	0.10
	B	7.97	7.82	10.0	0.15
	C	7.92	6.67	10.0	1.25
	D	6.77	6.67	10.0	0.10
Group 2	E	7.92	6.67	10.0	0.054



r_1 : Front Surface Curvature Radius r_2 : Back Surface Curvature Radius
 CT : Center Thickness $Diff$: Difference in focal points between r_1 and r_2

図 6.5 コンタクトレンズのデザインの特徴: (a)Group1:表裏面の曲率半径の中心が一致
 (b) Group2:表裏面の曲率半径の中心が異なる

(c) トーリック金型

非球形状の測定サンプルとして、トーリック形状をもつ金型を使用した。図 6.6 にトーリック金型の典型的な構造図を示す。縦方向の曲率半径が 7.15mm (R1)、横方向の曲率半径が 6.41mm (R2)である。本測定サンプルは、3.2 節で言及した Shack-Hartman の原理を用いた非接触形状測定機(OPTOCRAFT 製: SHS Ophthalmic autoROC)を使用して曲率半径を測定し、一致していることを確認した。測定範囲は、13.92° (3.5V)、14.76° (4.0V) の合計 2 つの円走査で測定を行った。

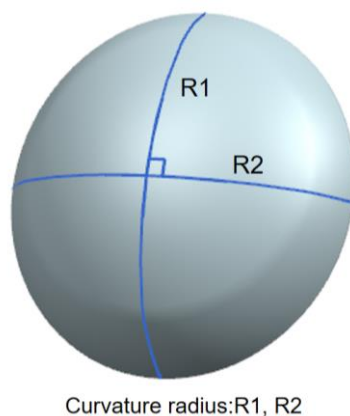


図 6.6 トーリック金型の典型的な構造

6.2.5 測定手順

3次元形状計測装置の装置構成を図4.2で示し、システム内部と計測プローブを図6.7及び図6.8に示す。また、図6.9に計測パラメーターについて示し、以下に測定方法を示す。

①計測プローブの焦点位置におけるトリガー信号の立下りから干渉波形ピークまでの時間差 $T1$ を測定する。

②MEMS ミラーを水平/垂直両方に駆動させた状態で測定サンプルを移動させ、干渉波形の強度が安定する位置におけるトリガー信号立下りから干渉波形ピークまでの時間差 $T1'$ を測定する。

③MEMS ミラー水平方向の駆動信号立下りから干渉波形までの時間差 $T2$ を測定する。そして、MEMS ミラー垂直方向の駆動信号立下りから干渉波形までの時間差 $T3$ を測定する。

④ $T1-T1'$ から焦点位置から各計測点までの距離 r を 3.3.3 節の式(4.1)、(4.2)を用いて算出する。

⑤水平方向の入射角度 θ から $T2$ を用いて算出する。また、垂直方向の入射角度 φ から $T3$ を用いて算出する。

⑥ r 、 θ 、 φ から各計測点の (x, y, z) 座標を算出。

MEMS ミラーを駆動させた状態で測定サンプルを移動させている理由は、垂直入射位置を特定するためである。すなわち、測定サンプルに対し垂直入射していれば反射率は高くなり安定した干渉強度が得られる。オシロスコープ上で得られる波形を図6.10に示す。緑色がトリガー信号、赤色がMEMS ミラー水平方向駆動信号、青色がMEMS ミラー垂直方向駆動信号、黄色が干渉波形となる。計測では水平/垂直方向のミラーで 90° の位相差をつけて駆動させているため円形走査となる。

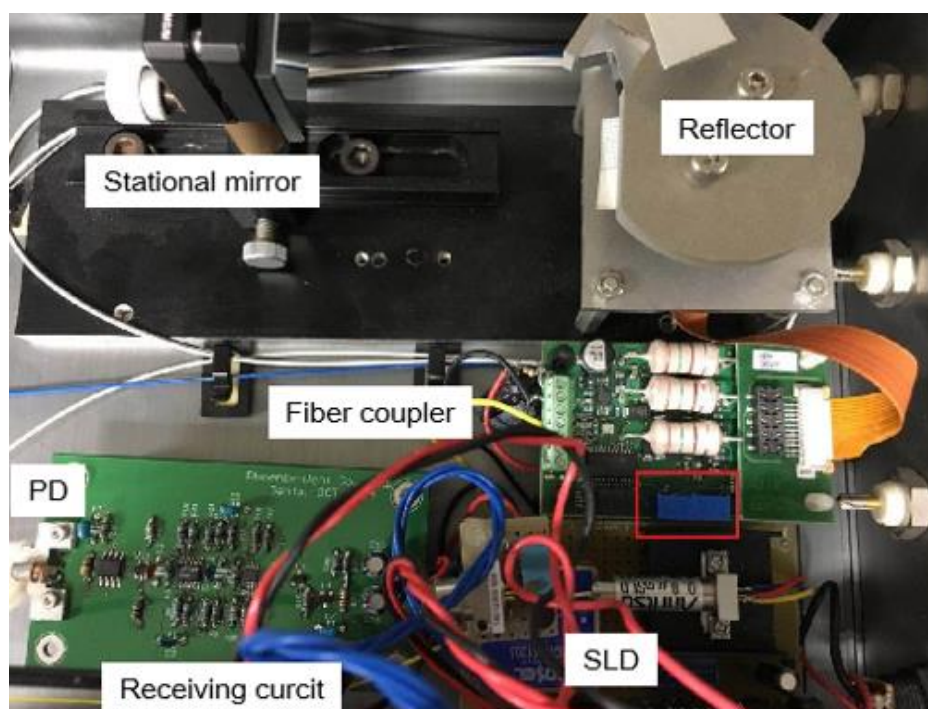


図 6.7 3次元形状計測装置 システム内部

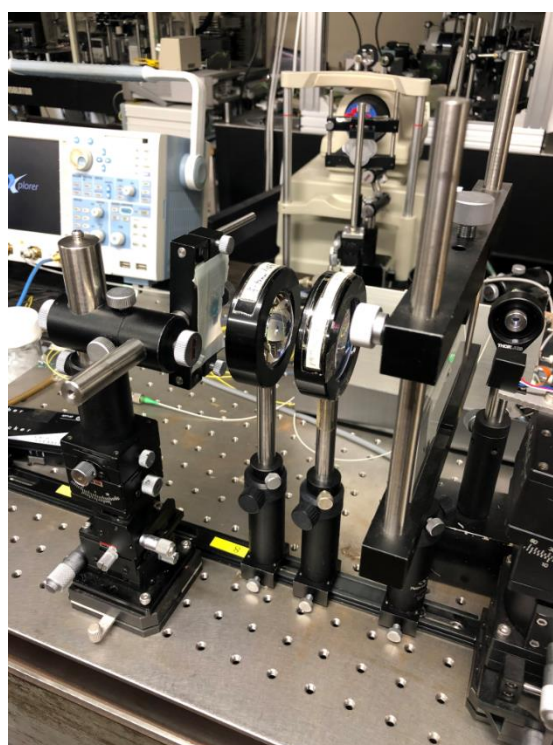


図 6.8 3次元形状計測装置 計測プローブ

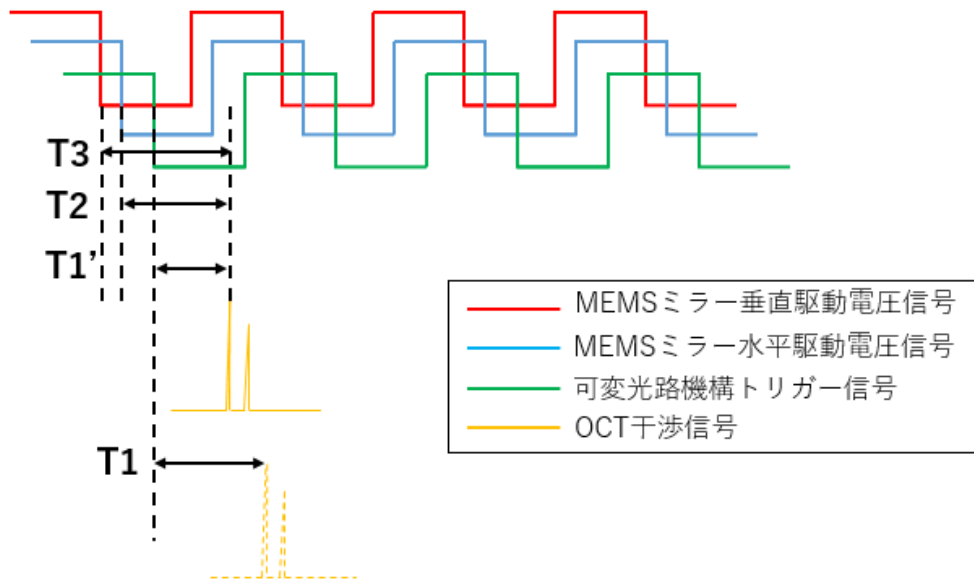


図 6.9 オシロスコープでの測定パラメーター

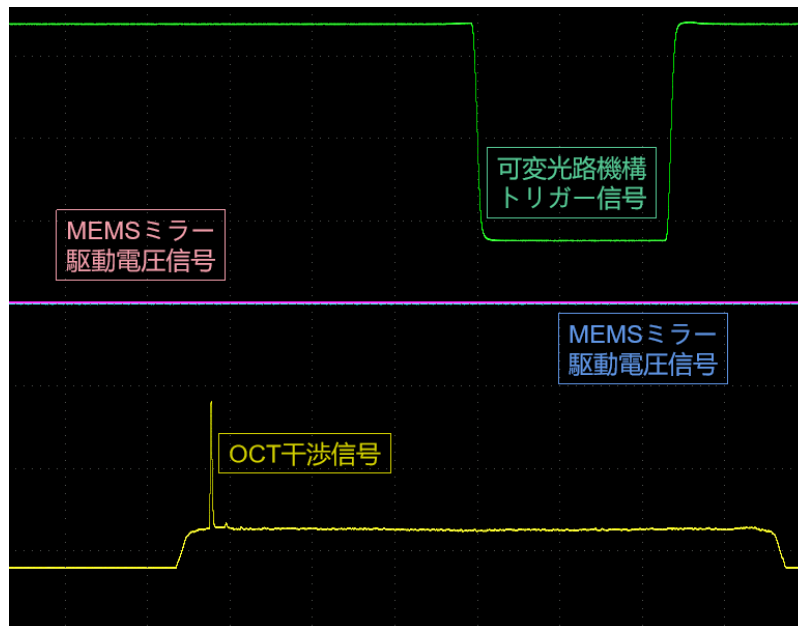


図 6.10 3次元形状計測 オシロスコープ上の波形

6.3 3次元座標変換

図 6.11 に、円走査の測定アルゴリズムを示す。本実験では、光軸方向は X 軸であり、光軸に垂直な平面が YZ 軸である。また、水平方向の角度が θ (XY 平面) で垂直方向の角度が φ (XZ 平面) である。円走査の回転の基点はトリガー信号によって決定され、その点からサンプル表裏面の干渉位置までの距離が OCT によって測定される。事前に MEMS ミラーの円形走査の焦点 (座標基点) を測定し、その位置と干渉測定点との差から距離を求めた。一方、MEMS ミラーによる YZ 平面の円形走査では、MEMS ミラー駆動信号とトリガー信号の時間差が得られる。それから、MEMS ミラーの水平入射角 θ と垂直入射角 φ が計算される。3次元座標 (x, y, z) は、式(6.2)~(6.4)より算出した。

$$x = r \cos \theta \cos \varphi \quad (6.2)$$

$$y = r \cos \theta \sin \varphi \quad (6.3)$$

$$z = r \sin \theta \quad (6.4)$$

また本 TD-OCT システムでは、各座標に回転機構に使用しているサーボモーターによって時間軸方向での信号波形の揺らぎであるジッターが発生する。各回転速度を監視することでそのエラー補正をする。さらに、図 6.12 に示すようにサーボモーターの偶発的な励起によって引き起こされるエラーは、検出された信号により平均円を算出し、各座標を再配置することで補正した。MEMS ミラーの円形走査は、本 TD-OCT の光路走査メカニズムよりもはるかに小さいことを確認した。

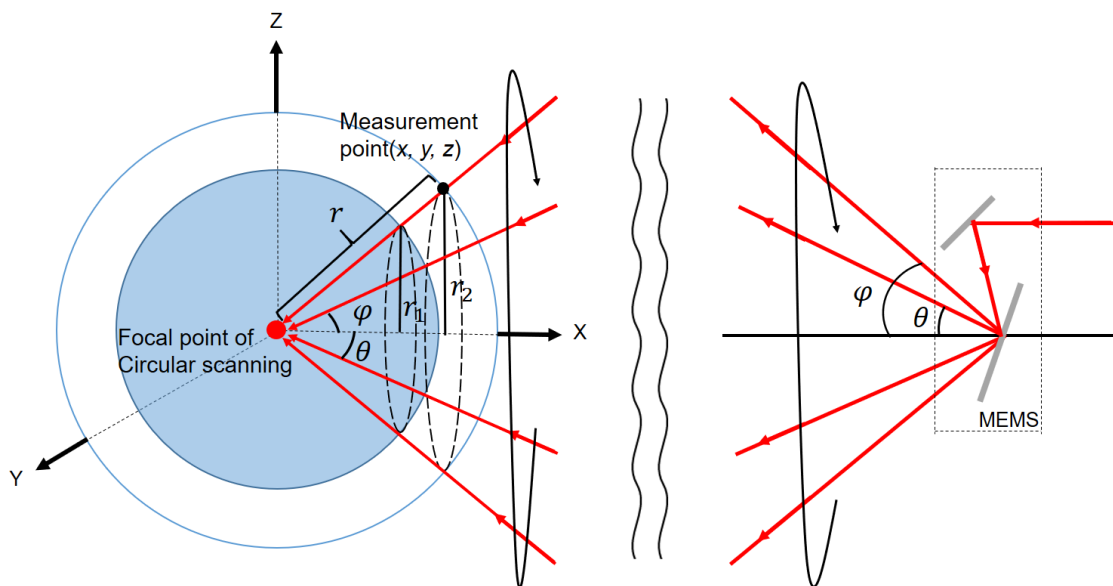


図 6.11 円走査のアルゴリズム

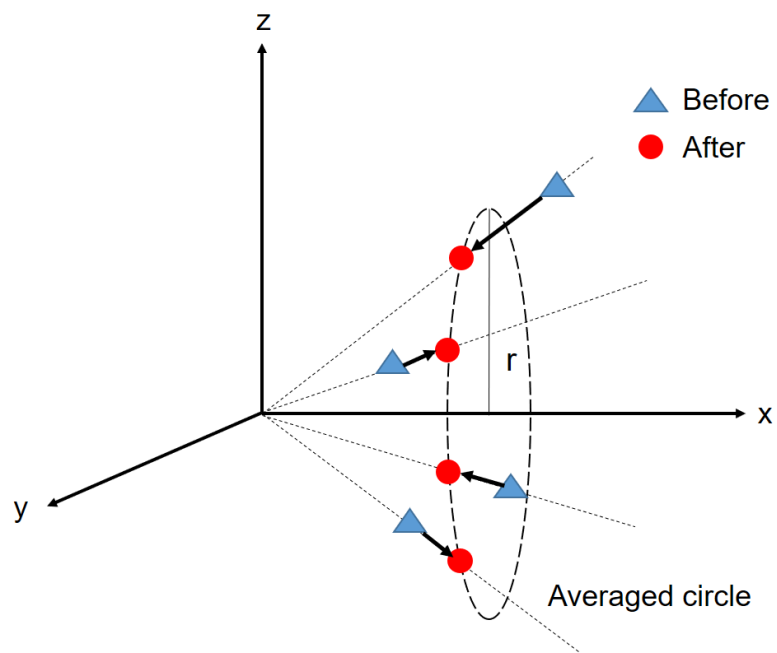


図 6.12 平均円による補正

6.4 実験結果・考察

6.4.1 金属球による精度確認

本実験では、アルゴリズムの測定精度を評価する為に曲率半径が既知の JIS 規格に適合している金属球を用いた。測定範囲は、 1.53° (0.5V)、 3.60° (1.0V)、 5.66° (1.5V)、 7.72° (2.0V)、 9.79° (2.5V)、 11.85° (3.0V)、 13.92° (3.5V)の合計7つの円走査で測定を行った。図 6.13(a)に示すように、平均円の補正を行わない場合、中心座標は、(0.67,0.06,0.10)、曲率半径は 7.33mm になった。設計値との曲率半径の差は 0.61mm で誤差率は 7.6%であった。この差の原因を議論する為に、曲率半径が既知である金属球を用いてシミュレーションを行った。

本測定において、実際には実測値の各座標に微小なノイズを持っている。例えば、サーボモーターによる回転のジッターがある。つまり、金属球の実データの各座標にノイズが発生している。そのノイズの割合を本測定と同条件で、理想球の各座標に対してランダムノイズを付与することでシミュレーションデータを作成し調査した。ノイズの割合は、表 6.4 に示すように 0.05%から 1%までである。曲率半径の結果を見ると 0.7%のノイズが一番金属球の実データの計算結果に接近した。また、曲率半径の誤差の原因を考える。それには、①測定点数と②測定範囲の二つの原因があると考えられる。これら 2 つの原因についてそれぞれシミュレーションを行った。

測定点数として、本測定では7つの円走査があり、各円走査 64 点で合計 468 個の計測点を得られる。計測点数が曲率半径と曲面中心の計算結果に与える影響を知るために、計測点数を 100 個、234 個、936 個の 3 パターンにし計算した。それぞれの平均した結果は、3 パターン共に、同値の結果となった。それ故、測定点数の変化は計測結果に対しての影響がないという結論が得られた。一方、測定範囲は前述した通り本測定は 1.53° から 13.92° である。シミュレーションでは、測定範囲を徐々に大きくした時の設計値に対する曲率半径の差を調査した。計測点数を変えずに、 $1.53^\circ \sim 20^\circ$ までの範囲で計算を行い、MEMS ミラーの振れ角度と設計曲率半径との差の関係を図 6.14 に示した。その結果、測定範囲は曲率半径と表面中心に影響を与えることが判明した。

図 6.13(b)は、6.3 節に示した平均円による補正を適用した場合の測定結果である。中心座標は、(0.15,-0.02,0.03)であり、曲率半径は 7.81mm、誤差率は 1.6%であった。これは、シミュレーション結果よりも優れた結果となった。さらに、平均円補正を適用した中心座標は、補正をしない中心座標よりも原点に近付いた。

これらの結果から、本測定条件での測定精度はシミュレーションとの比較により満たされていることが示された。円補正後の差の原因は、測定範囲にある。本測定では、最大円走査の角度は 13.92° であった。この制限された測定範囲で球フィッティングを適用すると、

差が生じる。本研究では、CLの矯正 Power が設計される光学面の領域の測定を考慮している為、狭い範囲での測定を行った。

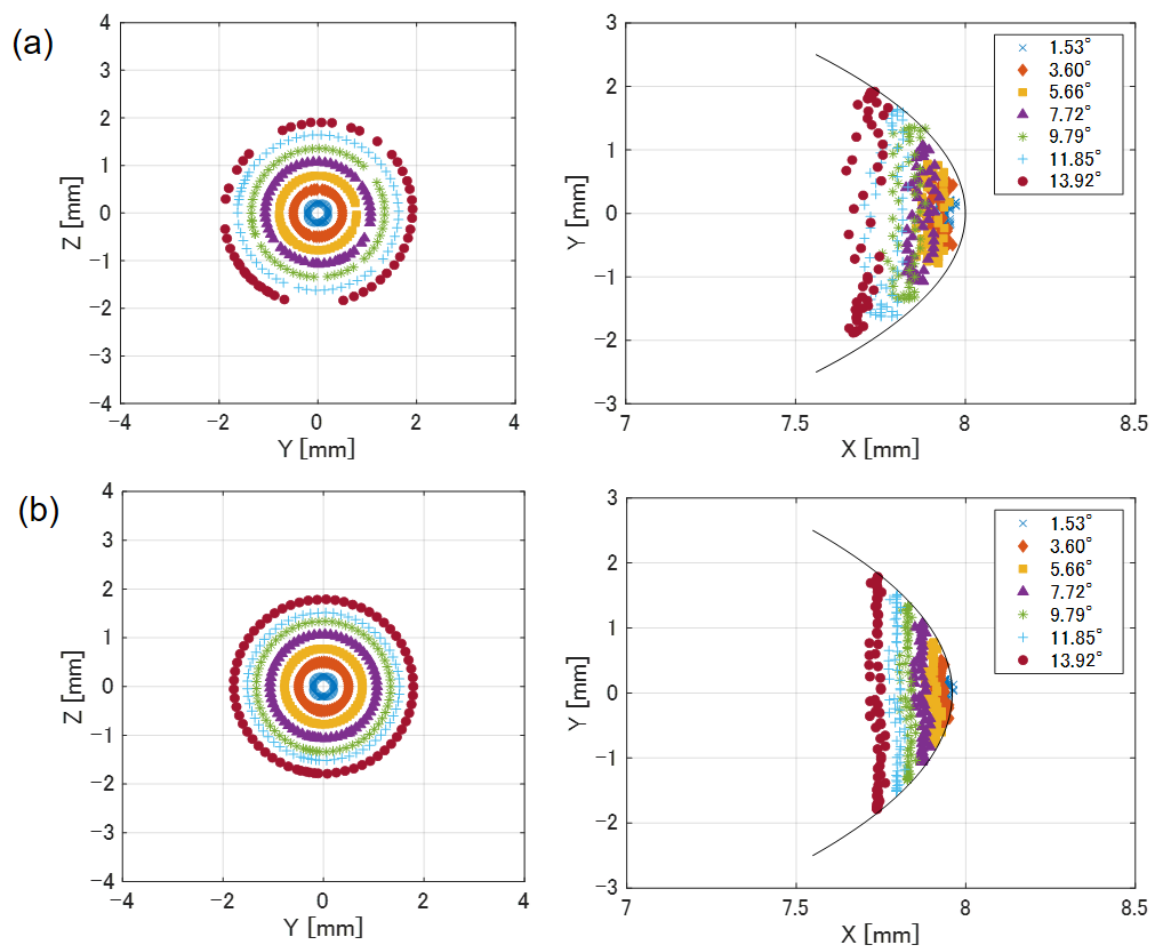


図 6.13 金属球の測定結果：(a)平均円補正なし (b)平均円補正あり

表 6.4 ランダムノイズと曲率半径、中心座標の関係

Noise	中心座標(mm)			曲率半径(mm)
	X	Y	Z	
0.05%	0.01	0.00	0.00	7.93
0.10%	0.03	0.00	0.00	7.90
0.20%	0.09	0.00	0.00	7.84
0.30%	0.18	0.00	0.00	7.74
0.40%	0.27	0.00	0.00	7.67
0.50%	0.33	0.00	0.00	7.60
0.60%	0.46	0.00	0.00	7.49
0.70%	0.62	0.01	0.00	7.38
0.80%	0.81	0.01	0.00	7.19
0.90%	0.96	0.01	0.00	7.02
1.00%	1.13	0.00	0.00	6.88

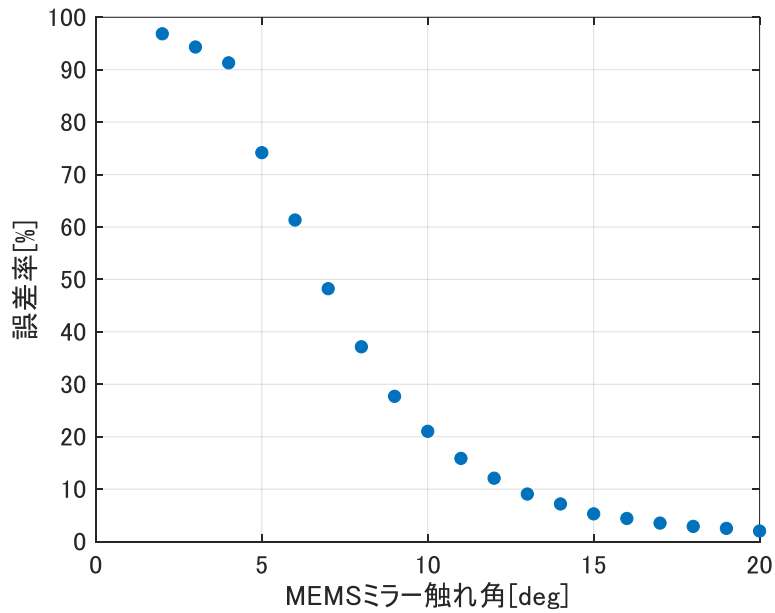


図 6.14 MEMS ミラー振れ角から誤差への影響

6.4.2 コンタクトレンズの形状・曲率半径・厚み結果

本測定では、CLの表裏面形状を同時測定した。測定範囲は、 1.53° (0.5V)、 3.60° (1.0V)、 5.66° (1.5V)、 7.72° (2.0V)の合計4つの円走査で測定を行った。これは、光学面の範囲を考慮に入れている。図6.15～6.19に各CLの形状を示す。また、表6.5に各レンズの球フィッティング後の曲率半径と平均厚みを示し、表6.6に中心座標を示す。

レンズAとレンズBの表面の曲率半径は、レンズAが7.68mm(誤差率：3.0%)、レンズBが7.71mm(誤差率：3.2%)であった。一方、裏面に関して、レンズAは7.49mm(誤差率：4.2%)で、レンズBは7.51mm(誤差率：4.0%)であった。設計値と比較すると、表裏面共に0.3mm程度の差があった。ここでは、この違いを説明する為に、本測定と同じ条件で既知の曲率半径を使用したシミュレーションを実行し、測定環境を再現することで、結果を評価した。その結果、曲率半径の設計値に対する誤差は11.0%であった。つまり、本測定のような限られた測定範囲では最大誤差率11.0%が発生する。球全体に対して測定範囲が狭い為、球フィッティングを適用することで差が生じた。結果と比較すると、この測定環境ではレンズAとレンズBは良好な結果を示した。レンズCについては、表面の曲率半径は8.01mm(誤差率：1.1%)、裏面の曲率半径は6.96mm(誤差率：4.3%)であった。レンズAとレンズCを比較すると、両面共に設計値との差は小さかった。また、レンズAの誤差はマイナス側であるが、レンズCはプラス側に誤差をもった。これらの傾向は、測定環境(接着方法、湿度など)によるCLの変形によるものである。レンズCは厚みが大きい為、変形の影響は小さかった。レンズDに関しては、表面の曲率半径が6.84mm(誤差率：1.0%)、裏面の曲率半径は6.93mm(誤差率：3.9%)であった。レンズAと比較して、レンズDの結果はより良い精度であった。これは、レンズDはレンズAに比べて曲率半径が小さい為、円走査をした際に中心方向のデータをより測定できた。これにより、球フィッティングを適用する際に良好な結果が得られた。最後に、レンズEの表面の曲率半径は6.77mm(誤差率：14.5%)、裏面の曲率半径は6.74mm(誤差率：1.0%)であった。本測定ではこの表面誤差率が最大であった。表6.6より、レンズCと比較してレンズ表面の中心座標が光軸方向にシフトしていることを示している。この傾向は、光線がより裏面に垂直入射したことを示している。したがって、レンズEはレンズCよりもレンズ表面における誤差率は大きかったが、レンズ裏面は小さかった。これらの各レンズの結果から、表裏面の曲率半径の中心が同じであるかどうかを区別できることを示唆している。

図6.20にレンズDの厚み分布を示している。表裏面の曲率半径の中心座標が同じである為、厚みは均一になる。図6.20に示すように、均一な厚みが得られた。設計値との差は、 $6\mu\text{m}$ であった。また、表6.5は各レンズの平均厚みと標準偏差である。これにより、正確な測定が可能であることが示唆された。設計値との誤差と標準偏差が最も大きいレンズCについては、表裏面の中心を合わせるためにレンズ厚みを通常の視力矯正に使用される値よりもはるかに大きく設定した為、 $53\mu\text{m}$ の差が生じた。そして、レンズ裏面の反射のばらつきにより厚みが影響を受けた。レンズCの厚みにおける誤差率は、4.2%であった。

また、図 6.21 はレンズ E の厚み分布を示している。このレンズは、表裏面の中心が同じではないという特徴がある。中心部から周辺部にかけて徐々に厚みが増していくことを意味している。レンズ E の厚みは中心部の 0.054mm から 0.065mm まで変化し、その差は 0.011mm である。この変化は、OCT 分解能が原因で測定することは困難であった。しかし、中心厚みは高精度に測定が可能であった。

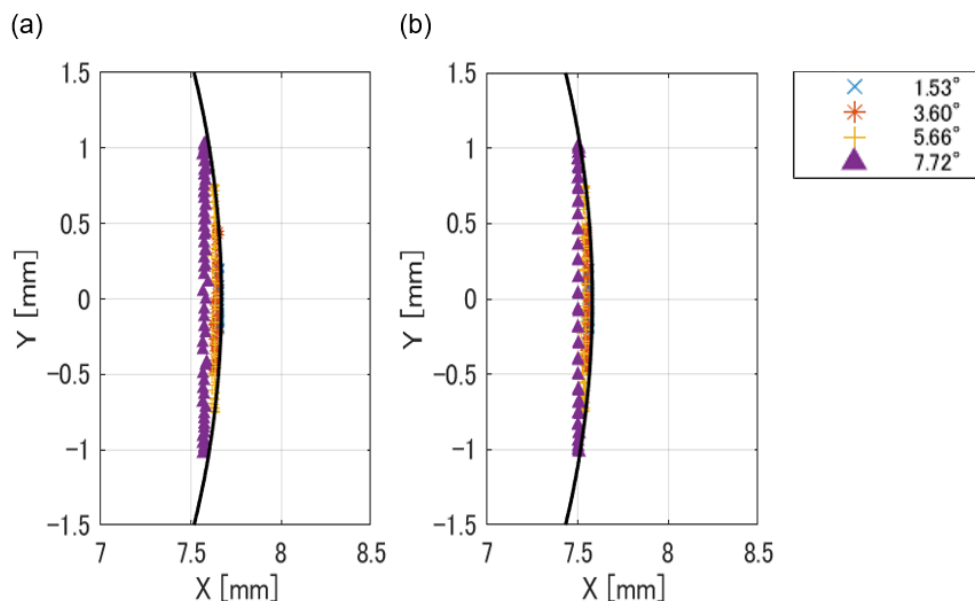


図 6.15 レンズ A の形状結果 (a)CL 表面 (b)CL 裏面

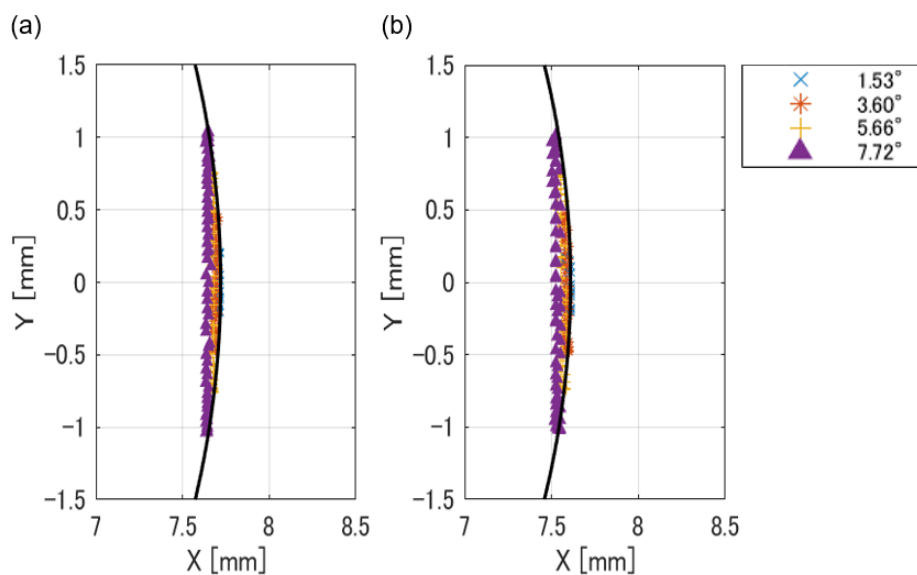


図 6.16 レンズ B の形状結果 (a)CL 表面 (b)CL 裏面

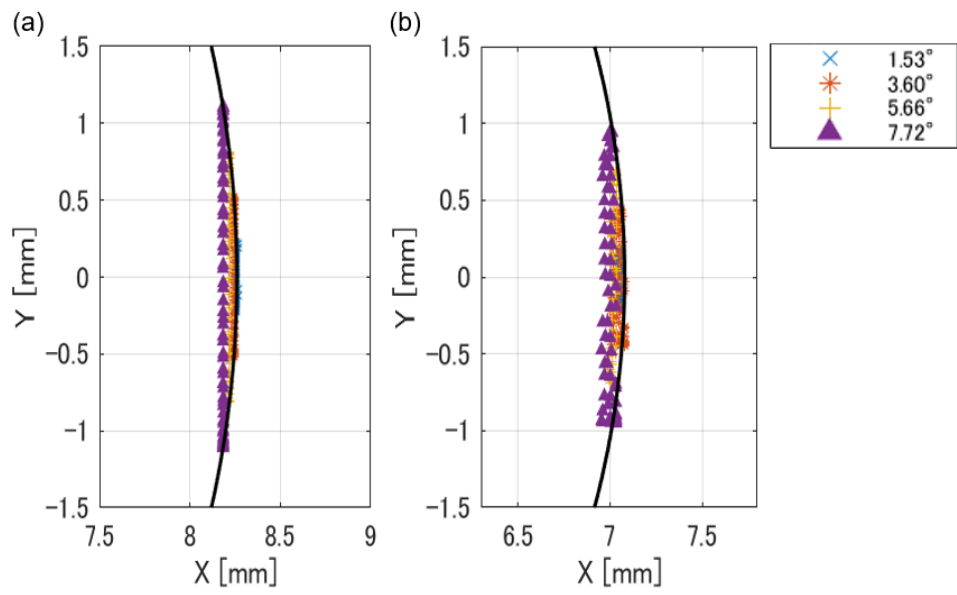


図 6.17 レンズ C の形状結果 (a)CL 表面 (b)CL 裏面

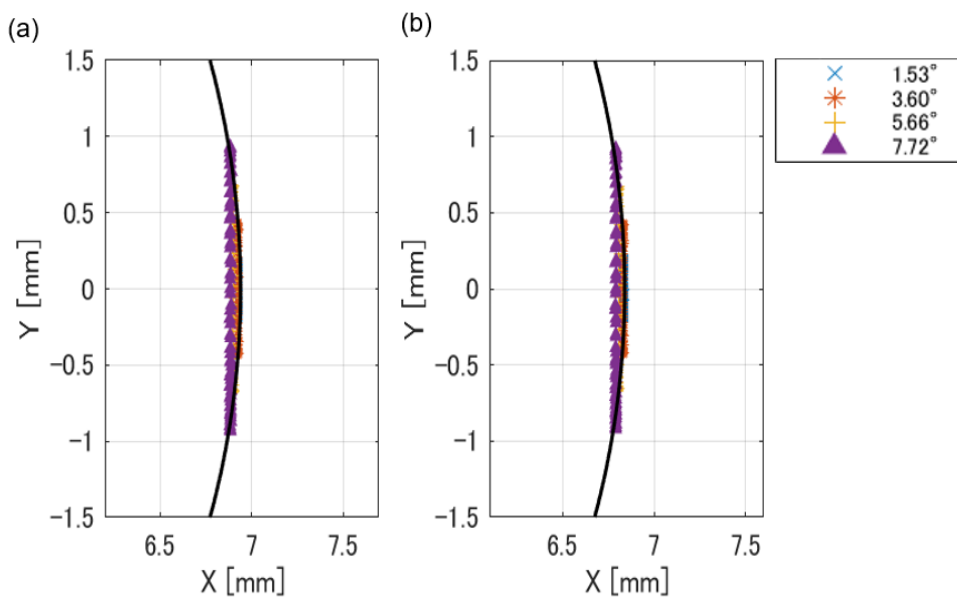


図 6.18 レンズ D の形状結果 (a)CL 表面 (b)CL 裏面

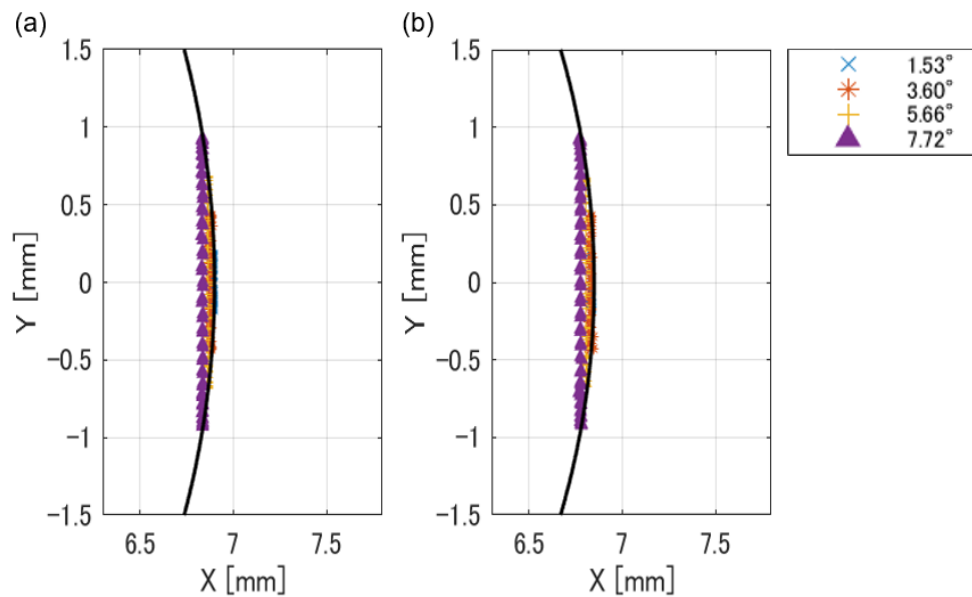


図 6.19 レンズ E の形状結果 (a)CL 表面 (b)CL 裏面

表 6.5 各レンズの曲率半径及び平均厚み結果

	Sample Lens	Front Surface(FS)	Back Surface(BS)	Averaged Thickness	Std of thickness
		Curvature Radius	Curvature Radius		
		[mm]	[mm]	[mm]	[mm]
Group 1	A	7.68	7.49	0.088	0.013
	B	7.71	7.51	0.143	0.008
	C	8.01	6.96	1.197	0.020
	D	6.84	6.93	0.094	0.003
Group 2	E	6.77	6.74	0.055	0.008

表 6.6 球近似によって算出した曲率半径の中心座標

	Front surface [mm]			Back surface [mm]		
	x	y	z	x	y	z
A	0.00	-0.01	-0.28	0.16	-0.06	-0.03
B	0.00	0.02	0.01	0.05	0.00	0.05
C	0.25	0.00	0.00	0.01	0.01	0.02
D	0.50	0.00	0.00	0.09	0.00	0.00
E	0.13	-0.01	0.01	0.08	0.00	0.00

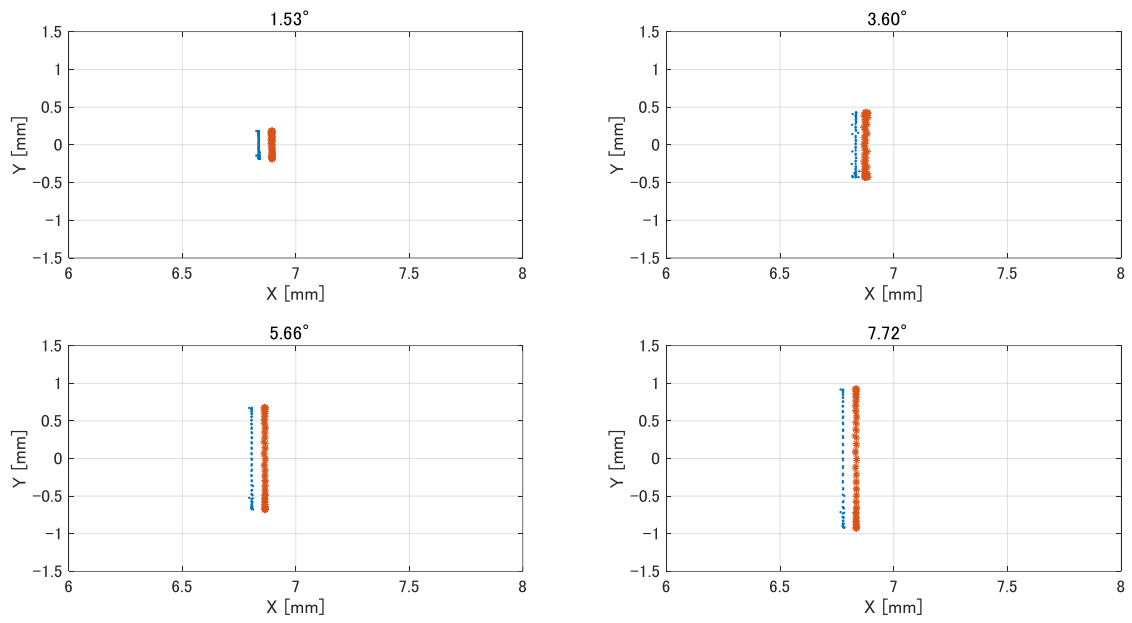


図 6.20 サンプルレンズ D の厚み分布 (橙：表面 青：裏面)

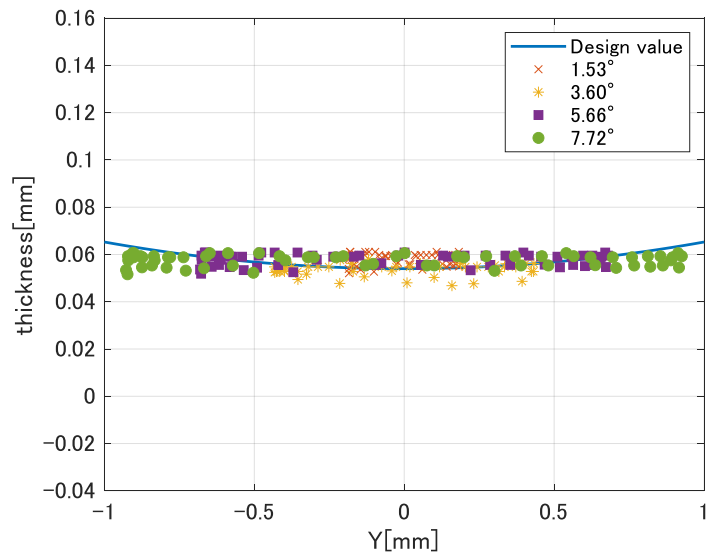


図 6.21 サンプルレンズ E の厚み分布

6.4.3 非球形トーリック面金型結果

本実験では、トーリック形状を持つ非球形金型の測定、評価を行った。MEMS ミラーの円走査に対して、Z 軸が長軸 (R1 : 7.15mm)、Y 軸が短軸 (R2 : 6.41mm) になるように配置した。測定範囲は、13.92° (3.5V)、14.76° (4.0V) に設定し、Z 軸方向に垂直入射するようにした。つまり、Z 軸方向で干渉光強度が最大となる。ここでは、本測定範囲内の長軸座標と短軸座標の差が小さい ($<15\mu\text{m}$) 為、干渉光強度分布を評価した。また光学面では、曲率半径が、縦軸から横軸に 3 次元的に変化するトーリック面などの非球形の場合、曲率半径を直接評価することは難しい。本測定では、入射光は長軸 (Z 軸) に垂直入射するように配置した一方で、短軸 (Y 軸) は焦点から外れる。トーリック形状のような非球形状は、その形状に依存して垂直入射から外れる。本研究では N.A. が狭い為、干渉強度が減衰する。

評価方法として、シミュレーションにより比較評価を行った。図 6.22 にシミュレーション結果を示す。図 6.22(a) はトーリック形状の簡略図であり、数字は円走査の位置の順序を示している。図 6.22(b)~(d) では、各座標が横軸にプロットされ、干渉信号強度を縦軸にプロットした。このシミュレーションでは、干渉光強度について、OCT プロブの N.A. を考慮して駆動角度と一致する角度を最大強度として設定した。強度の変化は、入射光の角度とトーリック金型表面の法線ベクトルとの間の値を評価することによって表した。

図 6.23 に測定結果を示す。各座標を横軸にプロットし、干渉光強度は縦軸にプロットした。本解析では、測定サンプルが非球形形状である為、平均円の補正は適用していない。また本装置は C L 仕様で作成されている為、金型測定において縦軸の干渉強度は 1.0 で飽和した。

図 6.23(a) に関して、X 座標と干渉光強度の関係は、右方向への曲線傾向であった。これは、シミュレーション結果と一致し、X 座標の変化が測定可能であることを示した。また、測定範囲が狭いほど X 座標が半径に近いという結果もよく一致した。ただし、偏差が確認できた。これは、Y 軸方向の偏心と本光学系で使用している回転ディスクのサーボモーターによるジッターが原因である。図 6.23(b) は、Y 座標 (短軸) と干渉強度の関係を示している。円走査が長軸に近づくと、垂直入射の為に強度が増加する。つまり、Y 座標が 0 に近づくと (Z 軸に近づくと) 増加し、Y 座標が 0 から離れると減少する。さらに、橙色のマーカの広がりや青色のマーカよりも広がった。これは、橙色のマーカの測定範囲が広いためである。この特徴も、シミュレーション結果と一致した。一方で、図 6.23(c) の Z 軸では、Y 軸の結果とは正反対の結果であった。本実験では、入射光は長軸である Z 軸に垂直入射している為、Z 座標が 0 に近づくと強度が減少し、0 から離れると強度が増加する。Y/Z 座標から金型表面がトーリック形状を持っていることを示している。

曲率半径については、図 6.22(b) と図 6.23(a) から 6.84~6.94 (誤差率 14.76° : 0.3~0.4%) と 6.90~6.98 (誤差率 13.97° : 0.1~0.6%) であり、シミュレーション結果とよく一致した。また、図 6.23(b) 及び図 6.23(c) において、干渉光強度の最小値は、Y 軸及び Z 軸上の位置 1 及び位置 3 であった。それに対して、最大値は位置 2 と位置 3 の位置であった。軸上の座標

は、Y 座標と Z 座標の傾向が対称である為、トーリック形状の長軸（最大曲率半径）が Z 軸、短軸（最小曲率半径）に配置されていると判断できる。たとえ長軸・短軸の方向が未知であっても、同じ評価を行うことで、曲率半径、長軸及び短軸の方向を正しく評価することができる。

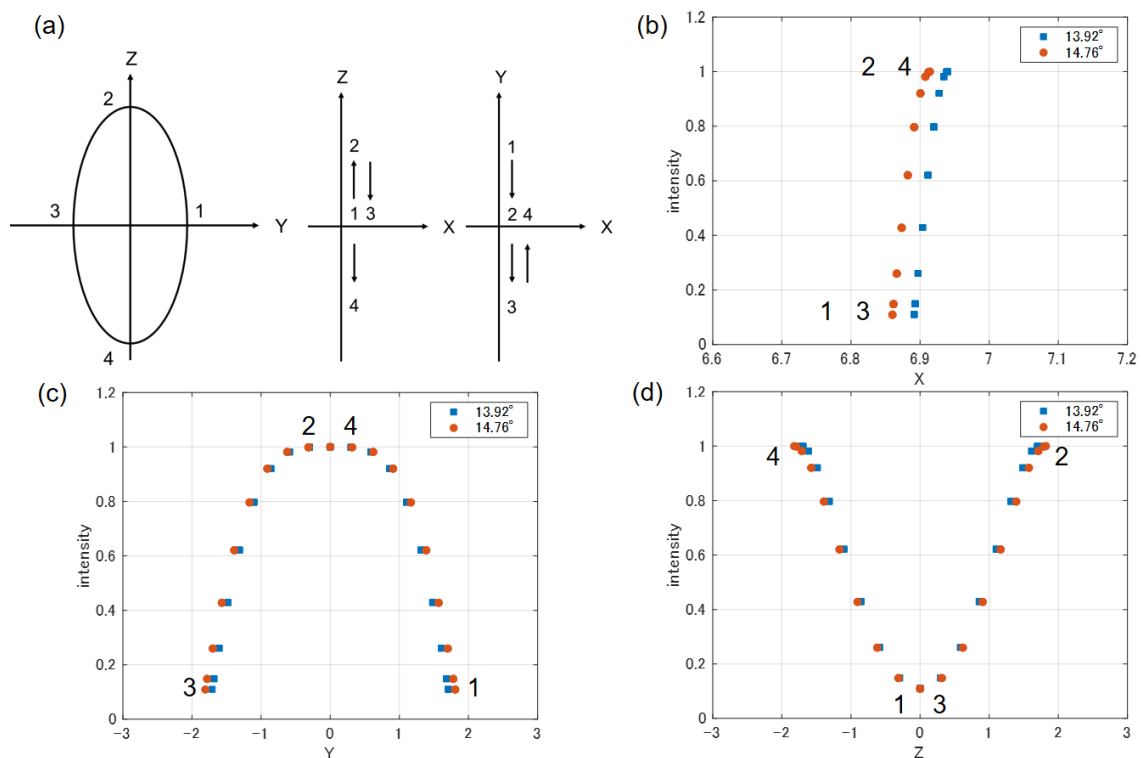


図 6.22 トーリック金型のシミュレーション結果

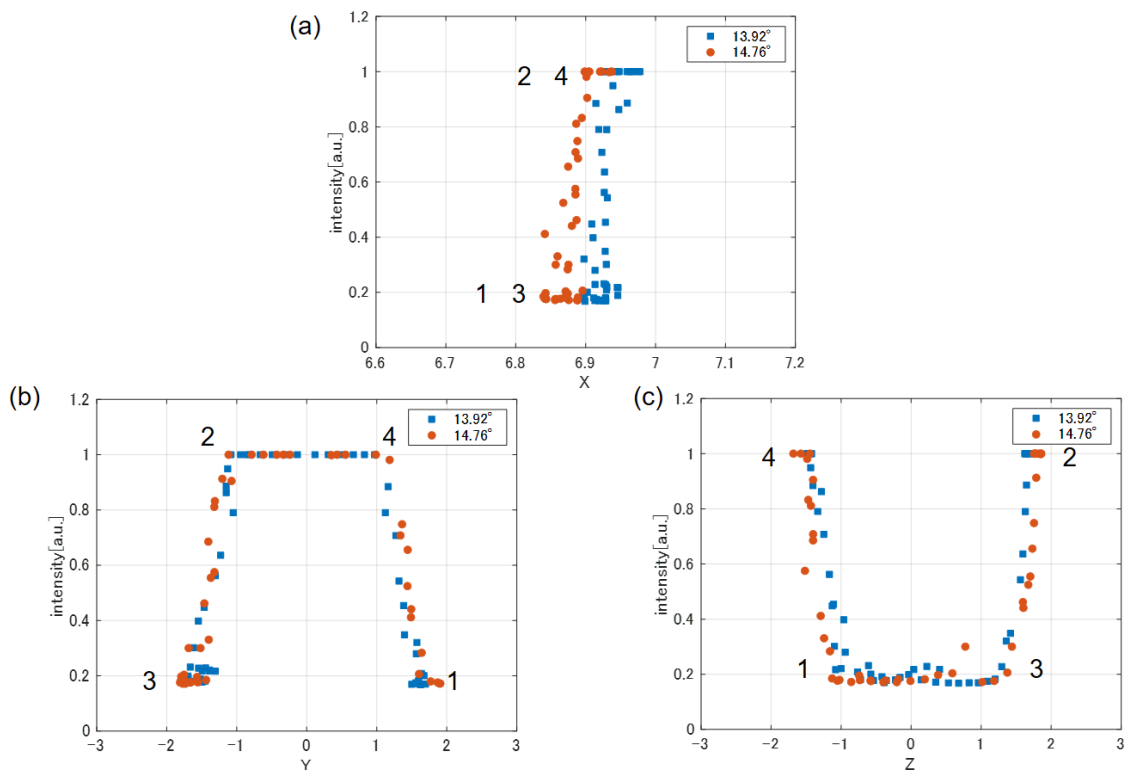


図 6.23 座標と OCT の干渉信号強度との関係

6.5 まとめ

3次元形状計測では、プローブの N.A.内において CL 表面に垂直入射をする“球形及び非球形の実形状の測定手法”を提案した。本手法では、2軸（縦横）の MEMS ミラーを 90° の位相差で駆動させることにより、垂直入射を維持する円走査を可能にした。また、印加電圧を調整することで MEMS ミラーの駆動角度を変更できるように設計し、円走査により反射光の座標位置を推定した。測定サンプルとしては、金属球、CL 及びトーリック型の金型を測定した。

これらの評価結果から、本アルゴリズムは測定サンプルの形状に関係なく、サンプル表裏面の同時測定が可能であることが示された。また、非球形計測も可能であることが示唆された。これは、本アルゴリズムがトーリック CL 等の非球形 CL の測定が可能であることを意味する。トーリック CL は、基本面に対して垂直方向と水平方向の曲率半径によって Power を調整する。そして、通常これら両方向の曲率半径が測定される。本手法では、光学面内の垂直方向と水平方向の間の形状の差が OCT 分解能よりも小さかった為、干渉光強度変化の測定を採用した。これは、未知の形状であっても測定することができる。つまり、トーリック面の垂直と水平方向の中間位置での形状や厚みの測定が可能である。本手法は、透明体の 3次元曲面形状を持つサンプルの形状評価における利点となる。さらに広い範囲の形状評価をする場合、トーリック面を表現できる関数であるバイコーニック関数を使用した最小二乗法により直行する 2つの曲率半径を推定できる。また、将来的に自由曲面形状を持つ CL が登場した場合、レンズ設計の観点から曲率半径が固定されていない為、測定される座標情報は重要である。この座標情報を 3次元的に繋ぐことで形状予測が可能である。さらに、CL の任意の位置での Power は、その曲面における座標、厚み及びレンズの素材屈折率から推定ができる。さらに本研究では、HCL を測定サンプルとして採用したが、SCL に対しても適用が可能である。1つの制約としては、SCL は空気に触れると直ぐに乾き、形状が変化する為、液体中で測定する必要がある。

本アルゴリズムは、形状測定装置の問題のひとつである曲面形状を持つ透明体測定を解決することができた。本手法の応用先としては、眼科などの医療分野に応用可能である [51,71,72]。例えば、眼球の形状測定がある。角膜の表裏面形状、角膜厚及び曲率半径とその中心座標などの情報が取得できる。角膜が円錐状に突出する円錐角膜眼などの非球面形の測定も可能である。さらに、TD-OCT の利点であるプローブの自由度を利用することで、測定装置の前に腰掛けることなくベッドで寝た状態での測定も可能である。その他にも、医療分野だけではなく産業分野においても応用可能である [73]。現在では、コンビネーションレンズやスマートフォンのカメラレンズなどの小型レンズが多用されている。本手法は、表裏面を同時測定が可能である為、表裏面の軸ずれや厚み分布を測定することができる。

第7章 収差補正のための非球形光学設計

本章では、眼科医療機器である角膜形状測定装置 前眼部 OCT (CASIA®) の出力データを用いて光線追跡をすることで最適な CL 形状の算出を行う。

7.1 背景・目的

近年、眼疾患や角膜損傷による不正乱視を矯正することを目的としたレンズが登場している。現在、焦点深度を拡張する Extended Depth Of Focus(EDOF)レンズ[74]や近視抑制に使用されるオルソケラトロジーレンズが注目を浴びているが、不正乱視矯正には適していない。そこで登場したレンズとして、波面収差を利用して設計されたスクレラルレンズがある。レンズ自体は、個人の眼の波面収差を 3.1.2 節で言及した Shack-Hartman の原理を用いた波面センサーから取得し、設計されるカスタムメイドタイプであり、眼疾患及び角膜損傷した複雑な形状の眼に対して有効であるとされている[75,76]。しかしながら、波面収差は、使用するゼルニケの項の選択が曖昧であることや測定環境にとっても敏感であり、特に角膜形状の変化が大きい眼に対しては適用できない。これは Shack-Hartman の原理上、測定が出来ない。眼の強膜に固定して装用するスクレラルレンズに関しては、素材によって角膜が極度の低酸素状態にさらされることや人工涙液の交換を複数回行う必要がある[75]。さらに、Ramkumar Sabesan et al.の研究によると波面収差を利用したこれらのレンズは、高次収差は効果的に補正されるものの、Visual Acuity(VA、以下視力)が良好ではなかったと報告している[6]。また、現在市販されている不正乱視用レンズの問題点としては、カスタムメイドタイプではない為に起こる矯正力の問題、角膜突出部とレンズとの点接触による不快な装用感が上げられる[77]。その不快な装用感に対して、ピギーバックシステムと呼ばれる SCL の上に HCL を装用する手法も登場した[78]。

2019 年に Rafael G. Gonzalez-Acuna et al.は、光軸近くを通過する光線が結ぶ焦点に比べて周辺部が結ぶ焦点が手前に位置してしまうことを示す球面収差と縦方向と横方向の焦点を結ぶ位置が異なる非点収差(乱視)を失くす為の数学モデルを報告した[79]。報告では、光線追跡をする際に全ての光線の光路長を同一にする条件を用いて、自由曲面形状に対して3次元光線追跡を行ったシミュレーション結果を記載している。全ての光線の光路長を一定にすることで、各光線の焦点を結ぶ位置を理論的に1点にすることができる。つまり、収差のないレンズ設計が可能である。しかしながら報告では、球面収差及び非点収差のみ注目しているが、CL 設計の観点からは一般的に球面収差は非球形の度合いを表す定数であるコーニック定数により非球面性をもたせることで改善され、非点収差は言い換えれば乱視成分である為、通常の乱視用レンズで矯正可能である。

そこで本研究では、OCT 角膜表裏面形状データを用いた収差を軽減する新しい CL 設計手法の提案を行う。CL 設計に際して、OCT によって測定した角膜表裏面形状を用いた。各光線の光路長を同一にし、また CL 裏面形状と角膜表面形状を同じにすることで2次元及び

3次元光線追跡を行った。CL裏面形状と角膜表面形状を同一にするのは、CLが動いても同じ位置に戻り、収差を補正することを担保する為である。角膜形状測定装置には、波面センサーでは測定が出来ない形状でも測定が可能である前眼部OCTのCASIA[®]（SS-1000：TOMEY社、以下CASIA[®]）を使用した[80]。本装置を選択した理由として、角膜表面形状のみならず角膜裏面形状が測定可能である為、より実用的なレンズ設計が可能となるからである。対象として、乱視眼及び円錐角膜の重症度分類を示すAmsler-Krumeich分類によって判別した円錐角膜眼2種の合計3眼を用意した[81]。解析結果である角膜表裏面形状及びCL表裏面形状の結果は、光学シミュレーションソフトであるOpticStudioZemaxにグリッドデータとして入力し、本手法の有効性を評価した。

7.2 解析セットアップ

7.2.1 ソフトウェア

本研究では、Matlab(MathWorks 社)を使用して2次元及び3次元光線追跡の解析プログラムを開発した。Matlabは、数値解析ソフトウェアであり、技術計算の為に高性能言語であり、研究活動に使用される。また、解析結果であるCL表裏面及び角膜表裏面形状データは、OpticStudio Zemax (Zemax 社)に入力し、レンズ性能の評価を行った。OpticStudio Zemaxは、光学系を設計し、幾何学に基づいた光線追跡によって解析を行う光学設計ソフトウェアの1つである。照明・迷光解析の為に光線追跡機能やレーザー光線やファイバー結合の伝播のための物理光学伝播機能も備えている。

7.2.2 眼科医療機器 (角膜形状測定装置)

前眼部 OCT CASIA®は、SS-OCT 技術を用いた角膜形状測定装置である。出力データとして30個のパラメーターを出力することが可能である。本装置の仕様を表7.1に示した。本装置には、2.1節に示している通りスキャン方式が3つあり、それぞれ Ascan、Bscan、Cscan である。Ascan は、深さ軸方向の1ライン測定であり画像情報を得るスキャンである。Bscan は、Ascan を横方向に繰り返すスキャンであり、面としての断層画像を得ることが出来る。最後に、Cscan は多数の Bscan 画像を再構成して3次元画像を得るスキャンである。本測定では、図7.1に示すように BestFitSphere (以下、BFS) との差分情報である Elevation データを取得し、光線追跡の解析データとして使用した。Elevation データには、BFS 値とその中心座標の情報があり、図7.2に示すようにデータ形式は、角度が32方向(11.25° 毎)、半径が5.1mmである。

表 7.1 CASIA®の仕様

Measurement unit		
Resolution	Depth direction	> 10 μm (in vivo)
	Cross-section	> 30 μm (in vivo)
Scanning range	Depth	6 mm
	Cross-section	Radial: \varnothing 16 mm
Raster: 16 \times 16 mm		
Light source unit		
Light source type		Swept source laser
Wavelength		1310 nm
Output		Less than 5 mW

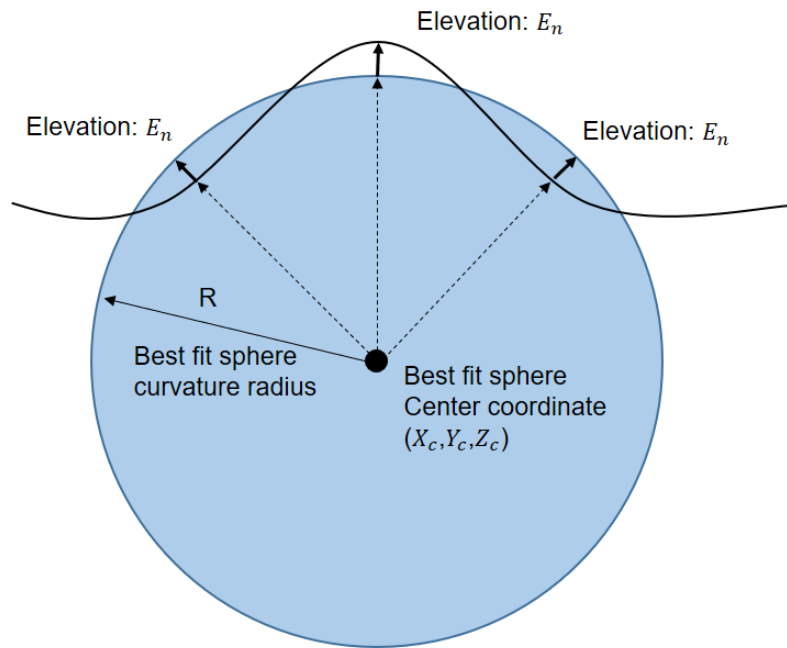


図 7.1 BFS からの差分情報である Elevation データ

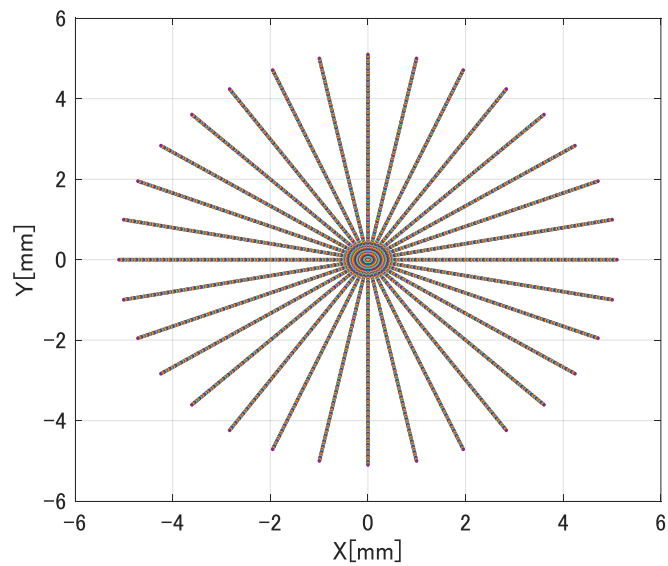


図 7.2 前眼部 OCT CASIA® のデータ形式 (角度:32 方向、半径:5.1mm)

7.2.3 解析データ

本研究では、共同研究者3名の協力を得て、実際の前眼部 OCT CASIA®による角膜表裏面形状データを用いた。それは K.O.氏の乱視眼データ、円錐角膜の重症度分類を示す Amsler-Krumeich 分類[81]によって判断した J.C.氏の Stage1 及び T.N.氏の Stage4 の円錐角膜眼データの3種類を採用した。図 7.3-7.5 に、各眼の屈折力分布を示す。左図が角膜表面における屈折力であり、右図は角膜裏面での屈折力を示す。示した図は、直径 10 mm であり、図内の数値の単位は、Diopter(以下、D)である。参考として模型眼の種類によって値は変わるが、一般的には角膜表面が 43D、角膜裏面が-6D と言われている。K.O.氏の乱視眼の最大屈折力は、角膜表面が 44.9D、角膜裏面が-6.4D であり、J.C.氏の Stage1 の円錐角膜眼の最大屈折力は、角膜表面が 49.4D、角膜裏面が-8.2D であった。T.N.氏の Stage4 の円錐角膜眼の最大屈折力は他の眼よりスケールが大きく、角膜表面が 71.7D、角膜裏面が-13.3D であった。また、Stage4 の円錐角膜眼において角膜突出を認めた方向の形状断面図を図 7.6 に示す。角膜裏面形状に関して、左右の曲率の違いや角膜厚みが菲薄化している部分があることが確認でき、このような眼疾患においては角膜裏面形状を加味した CL 設計が重要であることが分かる。

それぞれの解析手法による対象に関して、2次元光線追跡は、乱視眼、Stage1 の円錐角膜眼、Stage4 の円錐角膜眼を対象とした。それに対して、3次元光線追跡は理想球、理想トーリックデータ、乱視眼、Stage4 の円錐角膜眼を対象とした。3次元光線追跡における理想球データに関しては、Elevation データの値を全て 0 にすることで理想球データを作成し、理想トーリックデータは、x 方向の曲率半径 R1 が 7.500mm、y 方向の曲率半径 R2 が 8.000mm として、式(7.1)に示すトーリック面を表現できる関数であるバイコーニック関数を用いて座標を算出した。この時、 c_x が x 方向の曲率、 c_y が y 方向の曲率である。また、 k_x 、 k_y はそれぞれ x 方向と y 方向の非球面性を表すコーニック定数である。

$$z = \frac{c_x x^2 + c_y y^2}{1 + \sqrt{1 - (1 + k_x)c_x^2 x^2 - (1 + k_y)c_y^2 y^2}} \quad (7.1)$$

前述した OCT 測定データ 3 種類の詳細を述べる。

- ・ K.O.氏の乱視眼データは、角膜表面の BFS は、7.87mm で中心座標 [mm] が (-0.02,0.04,0.01)、角膜裏面の BFS が 6.79mm で中心座標(0.02,0.02,0.58)であった。
- ・ J.C.氏の Stage1 の円錐角膜データは、角膜表面の BFS は 8.01mm で中心座標が(-0.06,0.13,0.01)、角膜裏面の BFS が 6.97mm で中心座標(0.00,0.10,0.53)であった。
- ・ T.N.氏の Stage4 の円錐角膜データは、角膜表面の BFS は 7.16mm で中心座標が(0.17,0.39,0.03)、角膜裏面の BFS が 5.84mm で中心座標(0.11,0.23,0.54)であった。

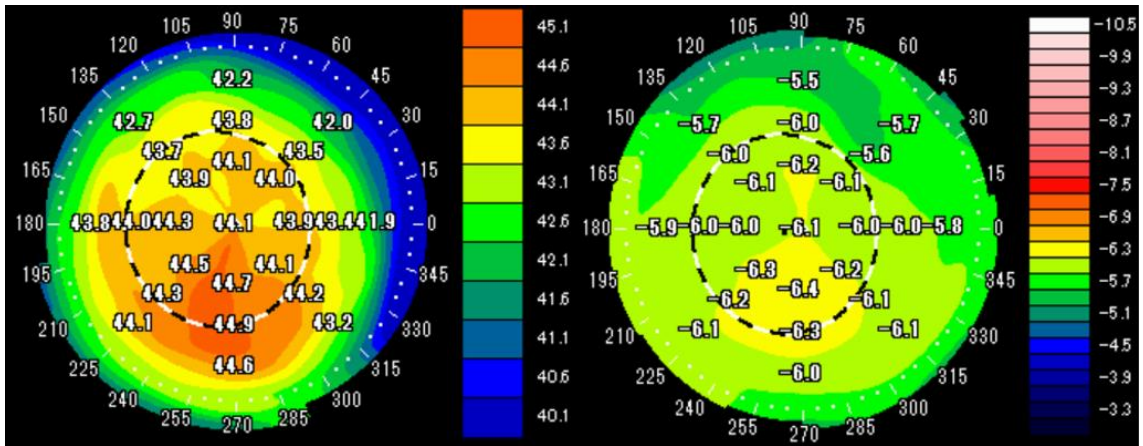


図 7.3 K.O.氏の乱視眼の屈折力分布(左図：角膜表面 右図：角膜裏面)

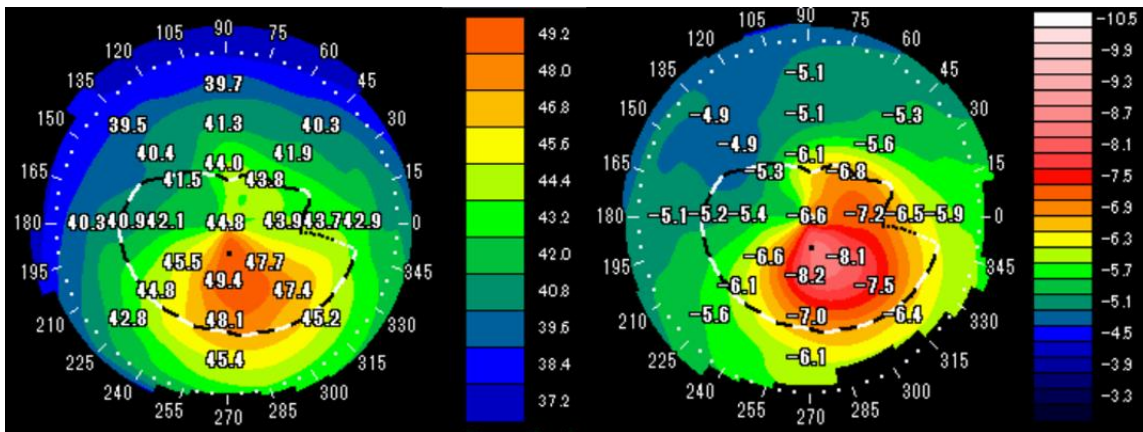


図 7.4 J.C.氏の円錐角膜眼(Stage1)の屈折力分布(左図：角膜表面 右図：角膜裏面)

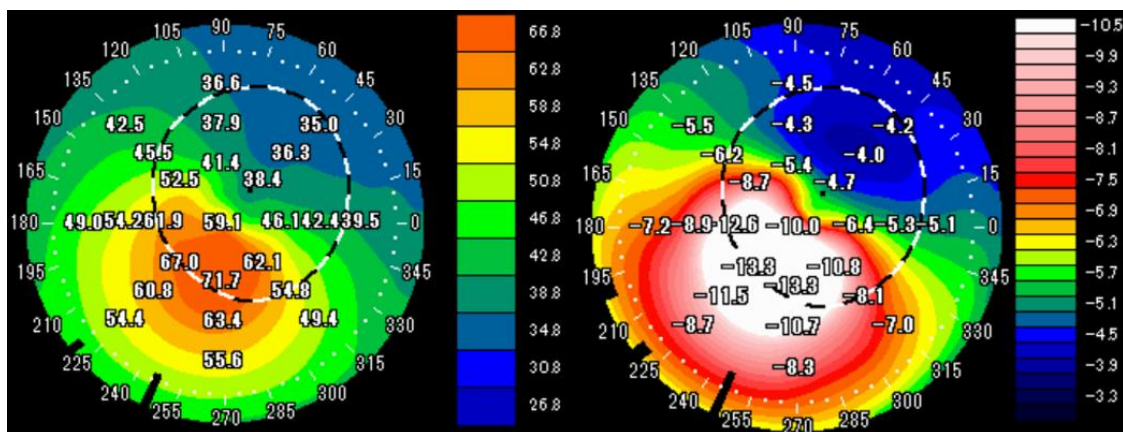


図 7.5 T.N.氏の円錐角膜眼(Stage4)の屈折力分布(左図：角膜表面 右図：角膜裏面)

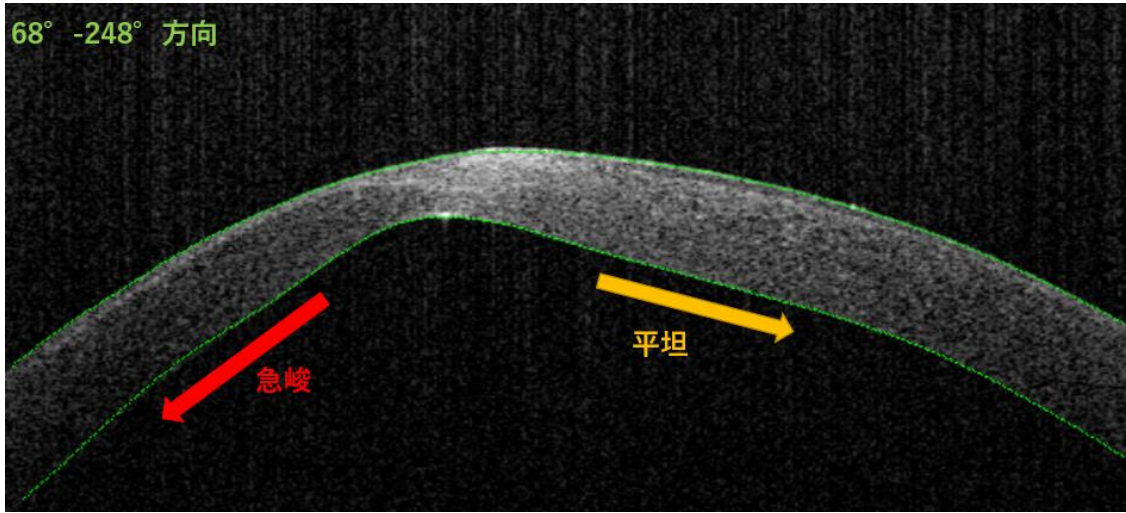


図 7.6 T.N.氏の円錐角膜眼(Stage4)の形状 (68° -248° 方向断面)

7.3 解析手法

7.3.1 2次元光線追跡手法

本解析では、Rafael G. Gonzalez-Acun et al.が行った光路長を同一にする手法に CL 設計の観点を加え、解析に適用する。より実用的なシミュレーションを行う為に、従来考慮していない角膜裏面形状及び涙液層を考慮して設計する。また、CL 裏面形状を角膜表面形状と同様にすることで、装用感及び瞬目により CL が動いても同じ位置に戻り収差を補正することの担保として配慮する。

角膜形状測定装置である CASIA[®]の出力データとして、BFS の曲率半径からの差分である Elevation データを使用した。本研究では、デフォルト設定の 32 方向(11.25° 毎)、半径を 5.1mm の形式を採用した。初めに Elevation データから角膜表裏面形状の z_n 座標を式(7.2)から算出する。

$$z_n = Z_c - \sqrt{(R + E_n)^2 - (x_n - X_c)^2 - (y_n - Y_c)^2} \quad (7.2)$$

この時、 (X_c, Y_c, Z_c) は BFS の中心座標であり、 R は BFS の曲率半径を示している。また、 E_n は Elevation データ、 x_n 、 y_n はそれぞれ測定点の x 座標、 y 座標、 n はデータ数である。次に、角膜表面の中心を原点とした上で、光線追跡のスタート点である網膜位置(Focal Point)を角膜屈折力 RP_c と、房水の屈折率 n_a を用いて式(7.3)から算出する。本研究では、水晶体は考慮していないが加味する場合、水晶体の屈折力をスタート点に反映すれば良い。

$$\text{Focal Point} = \frac{n_a}{RP_c} \times 1000 \quad (7.3)$$

光線は算出した網膜位置から発散光として出射し、図 7.7 に示すように角膜裏面、角膜表面、CL 裏面の順に屈折しながら飛んで行く。光線が各面に到達後、法線ベクトルを算出する為に入射した座標及びその付近から 6 点の座標を取得し、3次曲線近似を行う。この近似曲線を微分することで、法線ベクトルを算出し、入射光との内積計算をすることで入射角を決定する。それからスネルの法則に従い屈折角の計算をする。

ここで、CL 表面座標の計算方法を示す。本手法では、網膜位置から CL 頂点までの光路長を一定にした。光路長総和(L_c)は、式(7.4)を用いて算出する。

$$\text{光路長総和}(L_c) = (FP - CPP) \times n_v + CT \times n_c + TL \times n_{tl} + CLT \times n_{cl} \quad (7.4)$$

この時、角膜裏面の中心位置を CPP、角膜中心厚みを CT、涙液層を TL、レンズ厚みを CLT とした。屈折率はそれぞれ硝子体の屈折率 n_v 、角膜の屈折率 n_c 、涙液層の屈折率 n_{tl} 、レンズ

の屈折率 n_{cl} である。光軸外の光路長を一定にする為に図 7.8 より、CL 裏面から CL 表面の頂点までの光路長を L_1 、光源位置から CL 裏面までの光路長 L_2 、CL 裏面から表面までの距離 d_1 、CL 表面から CL 頂点までの差を d_2 とすると光路長は式(7.5)で算出される。

$$L_c = L_2 + n_{cl}d_1 + (L_1 - d_1 \cos \theta_\alpha) \quad (7.5)$$

さらに式(7.6)より d_1 を算出する。

$$d_1 = \frac{L_c - L_1 - L_2}{n_{cl} - \cos \theta_\alpha} \quad (7.6)$$

この時、 $\theta_\alpha = \frac{\pi}{2} - \theta_\beta$ であり、 θ_β はレンズ裏面からの屈折光線の傾き角度である。CL 表面座標 (x_{cla}, z_{cla}) は、CL 裏面からの屈折光線の傾き m 、CL 裏面座標 (x_{clp}, z_{clp}) 及び CL 裏面から表面までの距離 d_1 を用いて式(7.7)、式(7.8)より算出する。

$$x_{cla} = x_{clp} + \frac{d_1}{\sqrt{1 + m^2}} \quad (7.7)$$

$$z_{cla} = m(x_{cla} - x_{clp}) + z_{clp} \quad (7.8)$$

算出した角膜表裏面形状及び CL 表裏面形状は、光学シミュレーションソフトの OpticStudio Zemax に入力可能な形式にする為に、32 方向のデータから 3 次元曲面近似を適用し、グリッドデータを作成する。その際に CASIA®の測定データは半径 5.1mm であるが、周辺部はノイズを多く含み、尚且つ本手法では近似曲線及び近似曲面を使用することを考慮すると、周辺部の精度が悪くなることが予想される。その為、グリッドデータは 1 辺 4mm に制限し、グリッドステップを 0.01mm とした。レンズ性能の評価指標として、CL 装用前後の像のぼけや歪みの量である収差量及びレンズ性能を評価する指標であり、レンズの結像評価を知る為に、コントラストをどの程度忠実に再現できるかを空間周波数特性として表現している MTF の確認を行った。

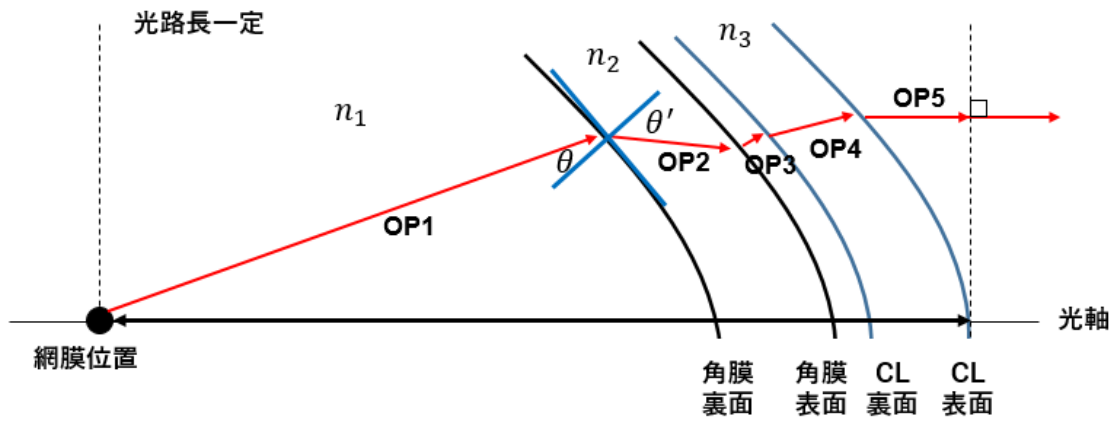


図 7.7 2次元光線追跡模式図

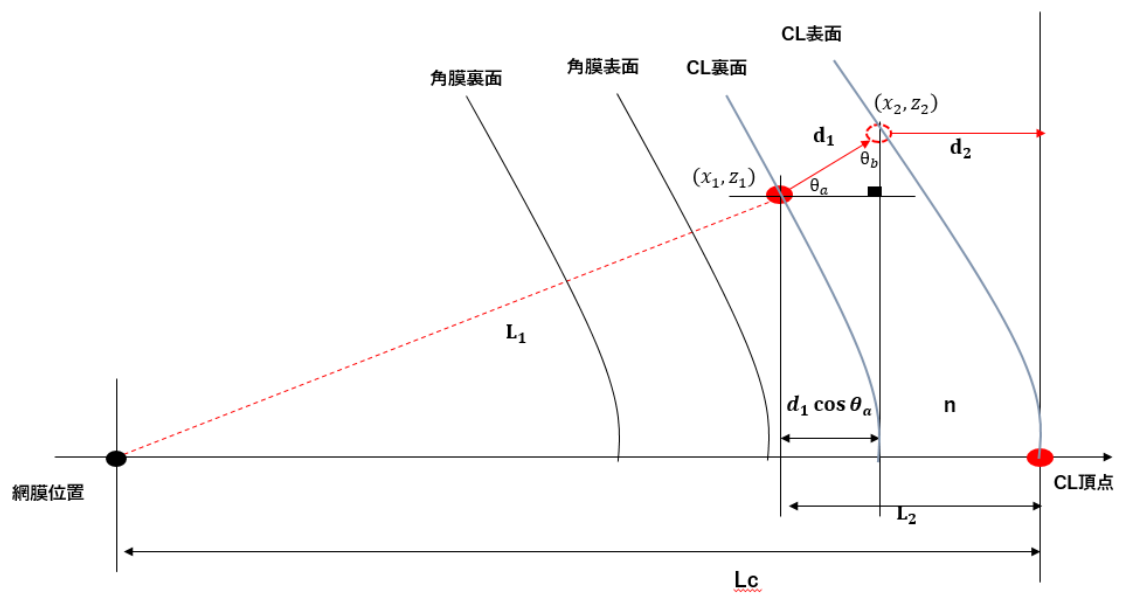


図 7.8 CL 表面座標算出アルゴリズム

7.3.2 3次元光線追跡手法

本解析では、Rafael G. Gonzalez-Acun et al.が行った光路長を同一にする手法に加えて、CL設計の観点を解析に適用する。より実用的なシミュレーションを行う為に、従来考慮していない角膜裏面形状及び涙液層を考慮して設計する。また CL 裏面形状を角膜表面形状と同じにすることで装用感及び瞬目により CL が動いても同じ位置に戻り収差を補正することの担保として配慮する。

初めに2次元光線追跡同様に Elevation データから角膜表裏面形状のオリジナル z_n 座標を算出する。得られた角膜表裏面の z 座標及び角膜表面の z 座標から涙液層分の厚みを差し引いた CL 裏面の z 座標を下記の式(7.9)を用いて曲面近似を行った。

$$z(x,y) = p_{00} + p_{10}x + p_{01}y + p_{20}x^2 + p_{11}xy + p_{02}y^2 + p_{30}x^3 + p_{21}x^2y + p_{12}xy^2 + p_{03}y^3 \quad (7.9)$$

そして、角膜表面中心を原点とした上で光線のスタート位置である網膜位置は、2次元光線追跡同様式(7.3)より算出する。光線が各面に到達後、図 7.9 に示しているように5×5のグリッドデータを作成し、再度式(7.9)を用いた曲面近似を適応した。作成したグリッドデータの中心点に対して接線及び法線を算出する。入射光線に対してスネルの法則を用いて、角膜裏面、角膜表面、CL 裏面の順に光線追跡を行った。

CL 表面形状を算出する為に、網膜位置から CL 頂点までの光路長を式(7.4)で算出し、各光線の光路長を定義した。図 7.10(a)より光路長を一定にする為に、CL 裏面から CL 頂点までの光路長 L を光源位置から CL 裏面までの光路長 L_1 及び CL の素材屈折率から式(7.10)を用いて算出した。

$$L = \frac{(L_{total} - L_1)}{n_{cl}} \quad (7.10)$$

また、CL 表面座標から CL 頂点の平面までの距離を d とすると、CL 裏面から CL 表面までの光路長 L_2 が差分で計算ができる。しかしながら、CL 表面座標は未知である為、CL 裏面座標 z_{clp} と CL 頂点の座標 z_{apex} で距離 d を表すと式(7.11)となる。

$$d = z_{clp} + ct - z_{apex} \quad (7.11)$$

c は、CL 裏面における z 方向の射出方向余弦(a,b,c)であり、 \mathbf{t} は方向ベクトルである。最後に、式(7.12)-(7.14)により CL 表面座標を算出した。

$$x_2 = x_1 + at \tag{7.12}$$

$$y_2 = y_1 + bt \tag{7.13}$$

$$z_2 = z_1 + ct \tag{7.14}$$

算出した角膜裏面、角膜表面、CL 裏面及び CL 表面座標を 2 次元光線追跡同様の手法でグリッドデータ化し、光学シミュレーションソフトの OpticStudio Zemax に入力した。レンズ性能の評価指標としては、MTF 及び点広がり関数である PSF を評価した。

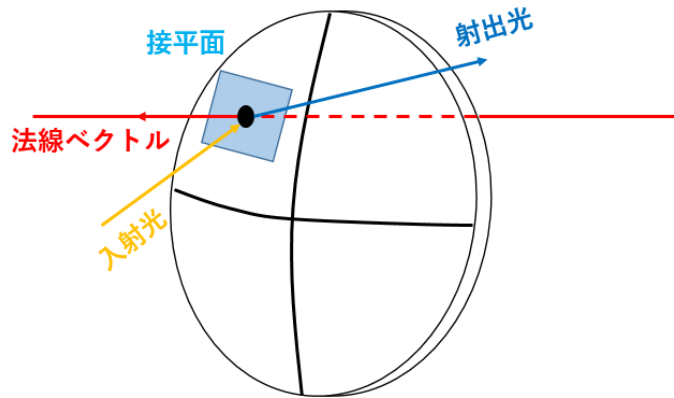
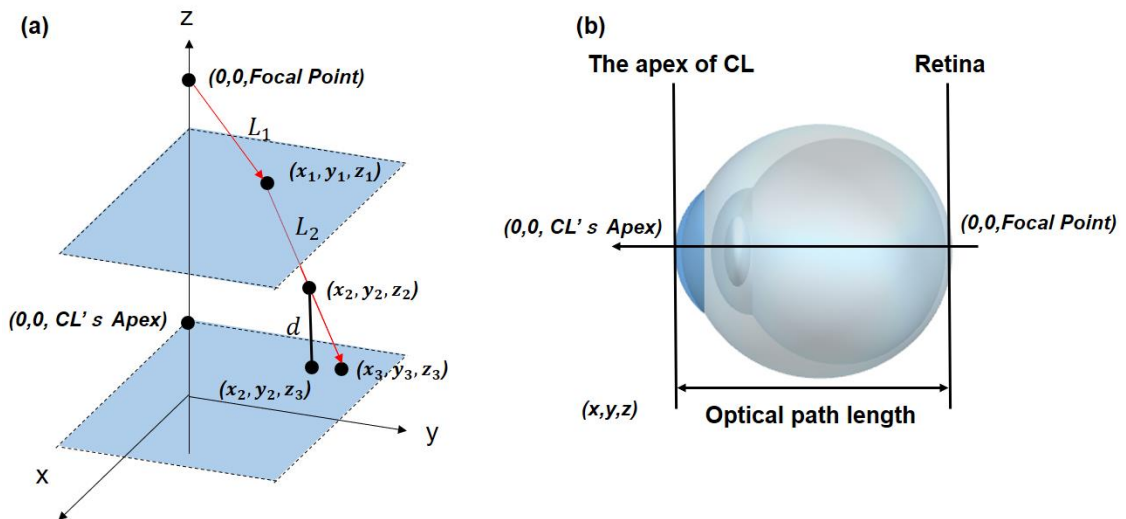


図 7.9 3次元光線追跡の計算手法



L_1 : optical path length from retina(0,0,Focal Point) to CL posterior(x_1, y_1, z_1)
 L_2 : optical path length from CL posterior(x_1, y_1, z_1) to CL anterior(x_2, y_2, z_2)
 d : the distance from CL anterior(x_2, y_2, z_2) to the CL's apex($x_2, y_2, CL's Apex$)

図 7.10 CL 表面座標の算出手法(a)算出アルゴリズム(b)3次元光線追跡における条件

7.4 光線追跡による解析結果

7.4.1 2次元光線追跡結果（収差量・波面形状・MTF）

表 7.2～7.4 に、波長 0.546 μm 、瞳孔径 4mm で算出した各眼の CL 装用前後の収差量を示し、図 7.11～7.13 に波面収差マップを示す。K.O.氏の乱視眼の CL 装用後及び J.C.氏の Stage1 の円錐角膜眼の CL 装用前の波面収差マップに関して、図の表現上、結果に影響を与えないグリッドデータ周辺部（値が常に 0）を波面収差の最小値へと入れ替え表示した。ゼルニケ係数は、Zernike Standard Polynomial により算出し、Optical Society of America(OSA)のスケールに準拠している。収差量は、Z3～Z14 までを示す。また本結果は、レンズ結像位置における収差量及び MTF である。

表 7.2 に示す K.O.氏の乱視眼に関して、CL 装用前は乱視成分を示す Z3 が最大であった。Z3 は、-0.644 μm であったが、CL 装用後は 0.001 μm と大きく改善した。他の項に関しても、Z4～Z7 において約 $\pm 0.1\mu\text{m}$ 程度の収差を持っていたが、CL 装用後にはそれぞれ改善を示した。ここで、3次から5次までの収差量を RMS 値 ($\text{RMS}=\sqrt{Z_1^2+\dots+Z_n^2}$)により算出した。CL 装用前が 0.689 μm に対して、CL 装用後は 0.025 μm と減少した。また図 7.11 に示すように、CL 装用前後の波面収差マップを比較すると、装用後の波面形状が複雑な形状から理想的な球面に近付いており、焦点に収束していることがわかる。

表 7.3 は J.C.氏の Stage1 の円錐角膜眼であり、CL 装用前は Z5 が最大で-0.928 μm であった。それに対して CL 装用後は、-0.057 μm と改善した。他の項は、乱視眼と比較すると大きく、Z3 が-0.541 μm 、Z4 が 0.458 μm 、Z6 が-0.332 μm であったが、いずれも Z3 が-0.010 μm 、Z4 が-0.062 μm 、Z6 が-0.037 μm と改善した。3次から5次までの収差量の RMS 値は、CL 装用前が 1.229 μm に対して、CL 装用後は 0.102 μm となった。図 7.12 に示す波面収差マップに関して、CL 装用前後の波面形状を比較すると、全体的にフラットになり、よく補正されていることがわかる。しかし、x 座標及び y 座標の値が共に負である元々急峻な位置での補正が十分ではないことがわかる。

表 7.4 には、T.N.氏の Stage4 の円錐角膜眼の収差量を示す。K.O.氏の乱視眼及び J.C.氏の Stage1 の円錐角膜眼に比べて角膜形状変化が大きい為、全体的な収差量のスケールが大きい。CL 装用前は、Z4 のデフォーカス成分が最大であり 4.299 μm 、乱視成分の Z3 が-2.992 μm 、Z5 が 1.151 μm と大きかった。また、円錐角膜眼において特徴的な収差であるコマ収差成分の Z7、Z8 はそれぞれ-1.059 μm 、0.269 μm であった。CL 装用後は、Z4 が 0.195 μm 、Z3 が-1.068 μm 、Z5 が-0.208 μm となり改善した。また、トレフォイル成分の Z6 及び Z10 において収差量が増えたが、円錐角膜眼において特徴的に発生するコマ収差に関しては、Z7 が-0.381 μm 、Z8 が-0.046 μm と改善した。RMS 値に関しては、CL 装用前は 5.483 μm であったが、CL 装用後は 1.273 μm となり、大きく減少した。図 7.13 に示す波面収差マップに関しては、CL 装用前後の波面形状を比較すると、装用前後でスケールが大きいものの収差量が補正されていることが読み取れる。しかし、J.C.氏の Stage1 の円錐角膜眼と同様に元々急峻である位置での補正が十分ではないことがわかる。

図 7.14~7.15 には、各眼の MTF の結果を示す。赤色/青色がそれぞれ CL 装用なし、CL 装用時を示し、*がタンジェンシャル、+がサジタル方向を示す。本研究では水晶体を考慮していないが、無収差の理想レンズとして仮定すると、空間周波数が 100cycles/mm の時に MTF が 0.1 であれば、推定視力が 1.0 であるとされている [82]。

図 7.14 の K.O.氏の乱視眼の CL 装用前は、空間周波数が 100cycles/mm の時にタンジェンシャル方向の MTF が 0.009、サジタル方向が 0.016 であるのに対して、CL 装用をすることで、タンジェンシャル方向の MTF が 0.304、サジタル方向が 0.280 と改善した。これより、水晶体に収差がない理想レンズと仮定すると、推定視力が 1.0 以上であることが予想される。また、両方向の MTF が同じ傾向を持つ為、同じコントラスト及び推定視力が得られると考えられる。

それに対して、図 7.15 及び図 7.16 は、J.C.氏の Stage1 及び T.N.氏の Stage4 の円錐角膜眼の結果である。図 7.15 は J.C.氏の Stage1 の円錐角膜眼であるが、CL 装用前は、空間周波数が 100cycles/mm の時にタンジェンシャル方向の MTF が 0.037、サジタル方向が 0.001 であるのに対して、CL 装用をすることで、タンジェンシャル方向の MTF が 0.117、サジタル方向が 0.212 と改善した。両方向で差があるものの、K.O.氏の乱視眼と同様に水晶体に収差がないと仮定すると、推定視力は 1.0 以上であることが予想される。一方で、T.N.氏の Stage4 の円錐角膜眼は CL 装用前の MTF に関して、CL 装用前は空間周波数が 100cycles/mm の時にタンジェンシャル方向の MTF が 0.001、サジタル方向が 0.003 であり、両方向の MTF が 0.01 以下と小さく、コントラスト及び視力が出ないことが明白である。それに対して、CL 装用をすることで、タンジェンシャル方向の MTF が 0.075、サジタル方向が 0.038 と改善した。CL 装用時では、空間周波数が 50cycles/mm の MTF の値から、推定視力換算すると 0.4~0.5 程度であると予想される。

これらの結果から、本手法は収差補正に対して有効性を示した。また MTF に関しても、CL 装用前後で改善を示し、たとえ角膜形状変化が大きい眼に対しても視力の改善が示唆された。

表 7.2 K.O.氏の乱視眼 CL 装用前後の収差量

CL装用	収差量[μm]					
	Z 3	Z 4	Z 5	Z 6	Z 7	Z 8
なし	-0.644	-0.107	0.118	-0.130	-0.113	0.011
あり	0.001	-0.020	0.006	-0.007	-0.002	0.000
	Z 9	Z 10	Z 11	Z 12	Z 13	Z 14
なし	-0.005	-0.069	0.000	0.000	0.000	0.000
あり	0.006	-0.011	0.000	0.000	0.000	0.000

表 7.3 J.C.氏の円錐角膜眼(Stage1) CL 装用前後の収差量

	収差量[μm]					
CL装用	Z 3	Z 4	Z 5	Z 6	Z 7	Z 8
なし	-0.541	0.458	-0.928	-0.332	-0.179	-0.029
あり	-0.010	-0.062	-0.057	-0.037	-0.033	-0.019
	Z 9	Z 10	Z 11	Z 12	Z 13	Z 14
なし	0.031	-0.056	0.001	-0.001	0.000	0.000
あり	-0.005	-0.018	0.000	0.000	0.000	0.000

表 7.4 T.N.氏の円錐角膜眼(Stage4) CL 装用前後の収差量

	収差量[μm]					
CL装用	Z 3	Z 4	Z 5	Z 6	Z 7	Z 8
なし	-2.992	4.299	1.151	-0.273	-1.059	0.269
あり	-1.068	0.195	-0.208	0.473	-0.381	-0.046
	Z 9	Z 10	Z 11	Z 12	Z 13	Z 14
なし	0.164	0.028	-0.071	0.001	-0.001	0.000
あり	-0.104	-0.115	-0.060	0.003	0.002	0.000

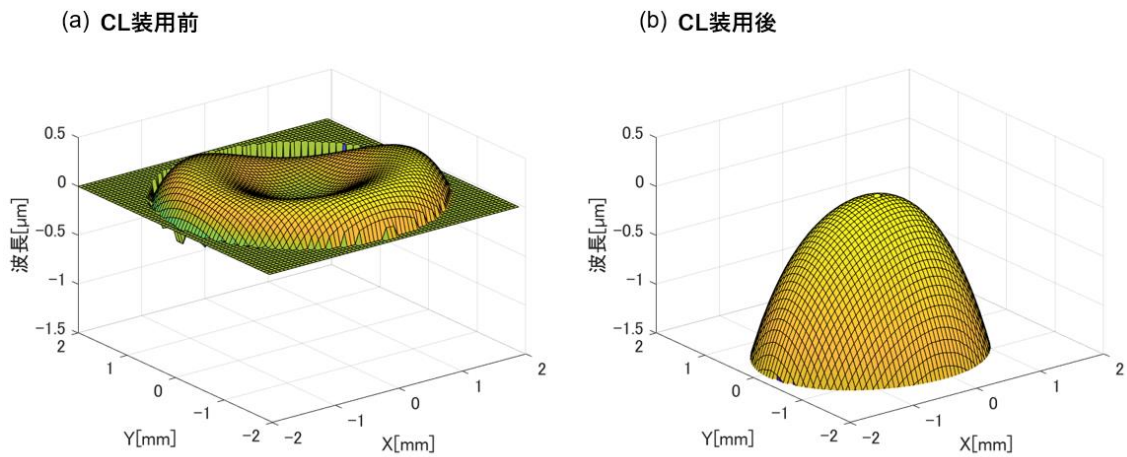


図 7.11 K.O.氏の乱視眼の波面収差マップ

(a)CL 装用前 (b)CL 装用後

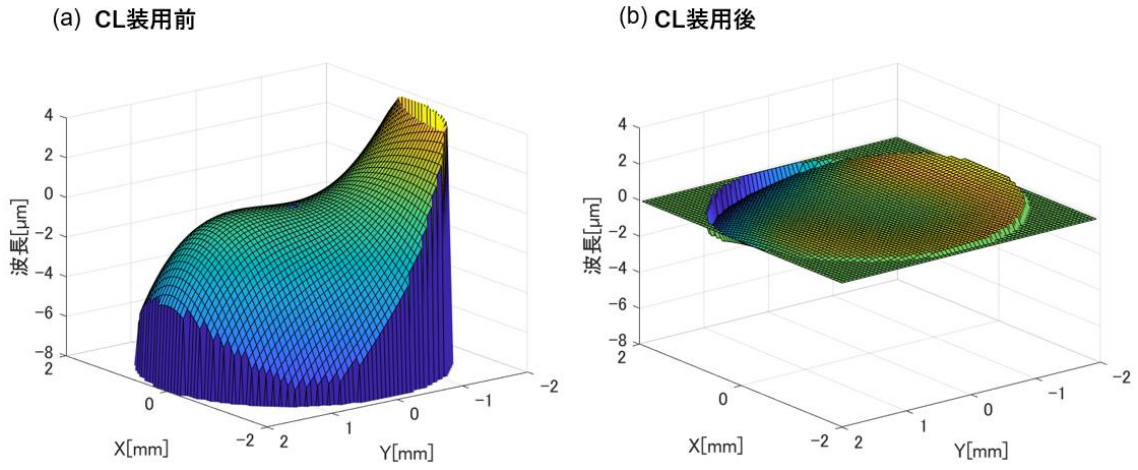


図 7.12 J.C.氏の円錐角膜眼(Stage1)の波面収差マップ
 (a)CL 装用前 (b)CL 装用後

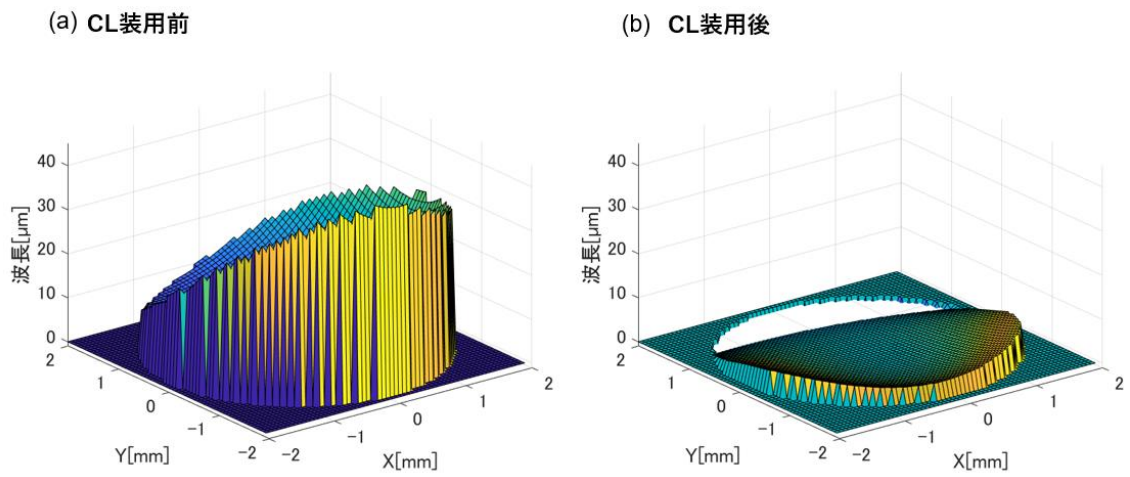


図 7.13 T.N.氏の円錐角膜眼(Stage4)の波面収差マップ
 (a)CL 装用前 (b)CL 装用後

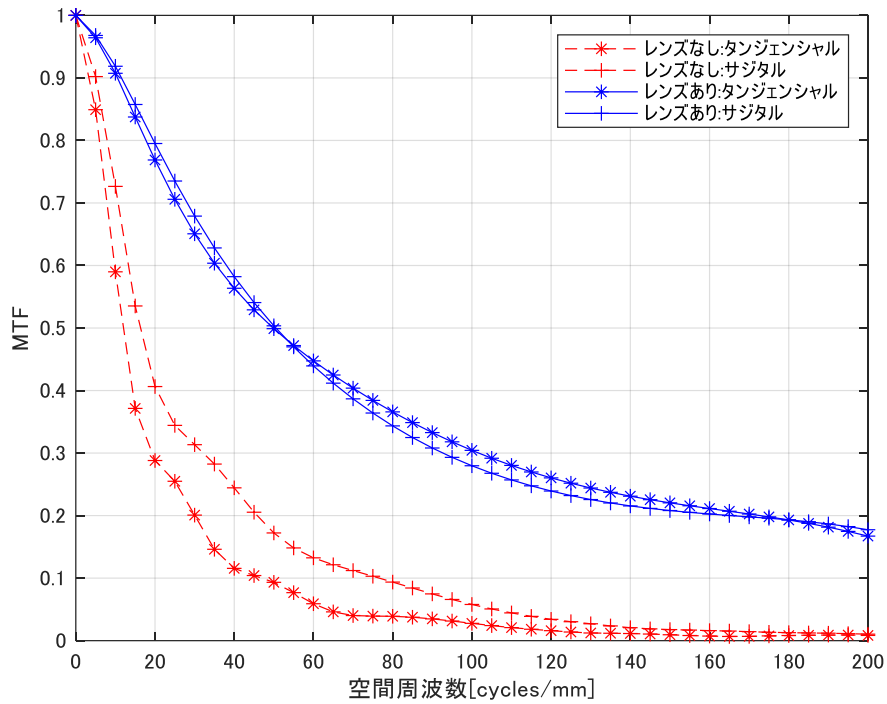


図 7.14 K.O.氏の乱視眼による MTF

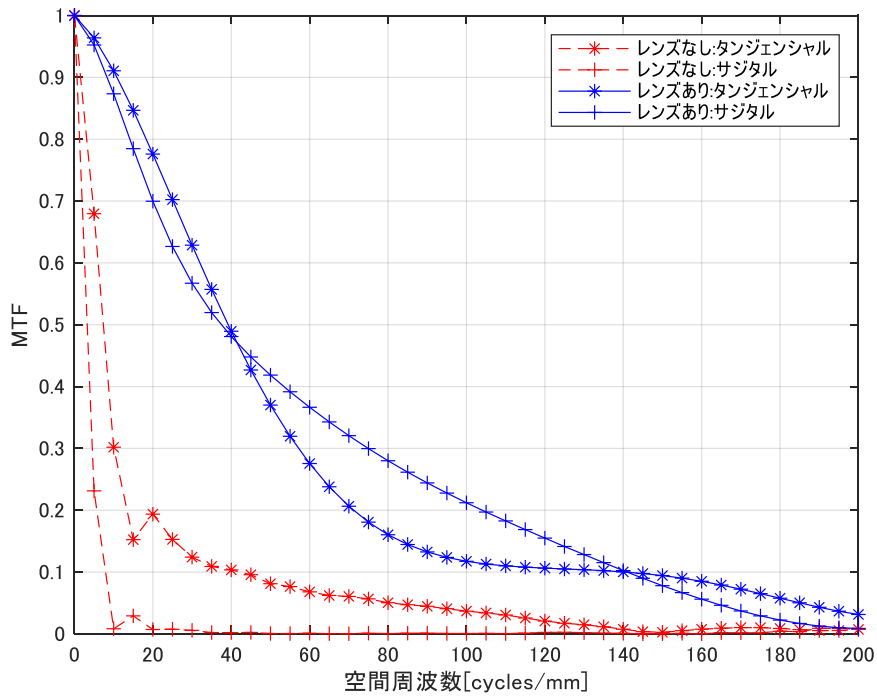


図 7.15 J.C.氏の円錐角膜眼(Stage1)による MTF

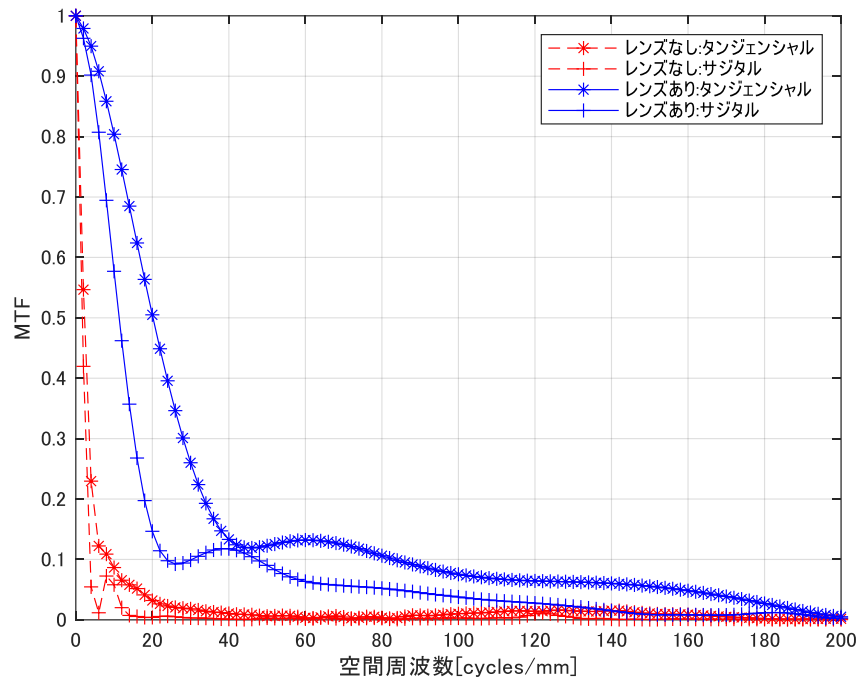


図 7.16 T.N.氏の円錐角膜眼(Stage4)による MTF

7.4.2 3次元光線追跡結果 (MTF・PSF)

本解析では、理想球、理想トーリックデータ、乱視眼、Stage4 の円錐角膜眼を対象とした。理想球、理想トーリックデータにおいて、本解析の精度の確認を行い、乱視眼及び Stage4 の円錐角膜眼を用いて実際の OCT 角膜表裏面形状データに対する有効性の確認を行った。

理想球に関して、図 7.17 に MTF を示し、図 7.18 に PSF を示す。タンジェンシャル方向及びサジタル方向で MTF が同値の 0.420 であった。MTF に関して、本研究では水晶体を考慮していないが、空間周波数が 100cycles/mm の時に無収差の理想レンズとして仮定すると、MTF が 0.1 であれば、推定視力が 1.0 であるとされている[82]。理想球の結果は、空間周波数が 100cycles/mm の時に MTF が 0.1 以上であった為、推定視力が 1.0 以上と確認でき、また図 6.18 の PSF から鋭い立ち上がりから十分な結果が得られた。

理想トーリックに関しては、図 7.19 に MTF を示し、図 7.20 に PSF を示す。MTF に関して、空間周波数が 100cycles/mm の時に MTF のタンジェンシャル方向が 0.336、サジタル方向で MTF が 0.338 であった。理想トーリックに対しても、推定視力が 1.0 以上と確認でき、また図 7.20 の PSF から鋭い立ち上がりから十分な結果であった。これらの理想球、理想トーリックの結果から、理想座標に対しては十分な結果が得られた為、手法には問題ないことが検証できた。

それに対して、CASIA®で測定した K.O.氏の乱視眼に関して、図 7.21 に MTF を示し、図 7.22 に PSF を示す。MTF に関して、CL 装用前は空間周波数が 100cycles/mm の時にタンジェンシャル方向の MTF が 0.009、サジタル方向が 0.016 であるのに対して、CL 装用後はタンジェンシャル方向が 0.360、サジタル方向が 0.361 と改善した。CASIA®で測定した乱視眼の実データに対しても、CL 装用後では空間周波数が 100cycles/mm の時に MTF が 0.1 以上であった為、推定視力が 1.0 以上と確認でき、また図 7.22 の PSF から鋭い立ち上がりから十分な結果が得られた。

次に T.N.氏の Stage4 の円錐角膜眼に関して、図 7.23 に MTF を示し、図 7.24 に PSF を示す。MTF に関して、CL 装用前は空間周波数が 100cycles/mm の時にタンジェンシャル方向の MTF が 0.001、サジタル方向が 0.003 であり、両方向の MTF が 0.01 以下と小さく、コントラスト及び視力が出ないことが明白である。それに対して、CL 装用後はタンジェンシャル方向が 0.038、サジタル方向が 0.041 と K.O.氏の乱視眼と比較すると MTF の値は小さいが CL 装用前と比較すると改善した。図 7.24 に示す PSF より、残余コマ収差はあるものの、推定視力が 0.4 程度となり改善を示した。

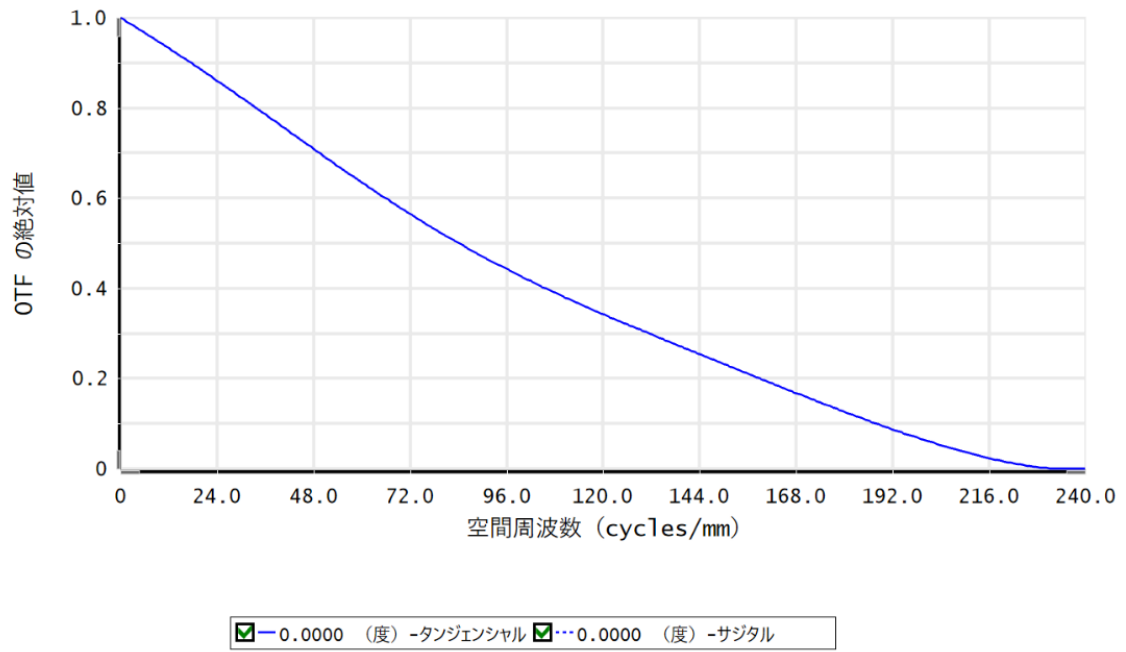


図 7.17 理想球解析結果の MTF

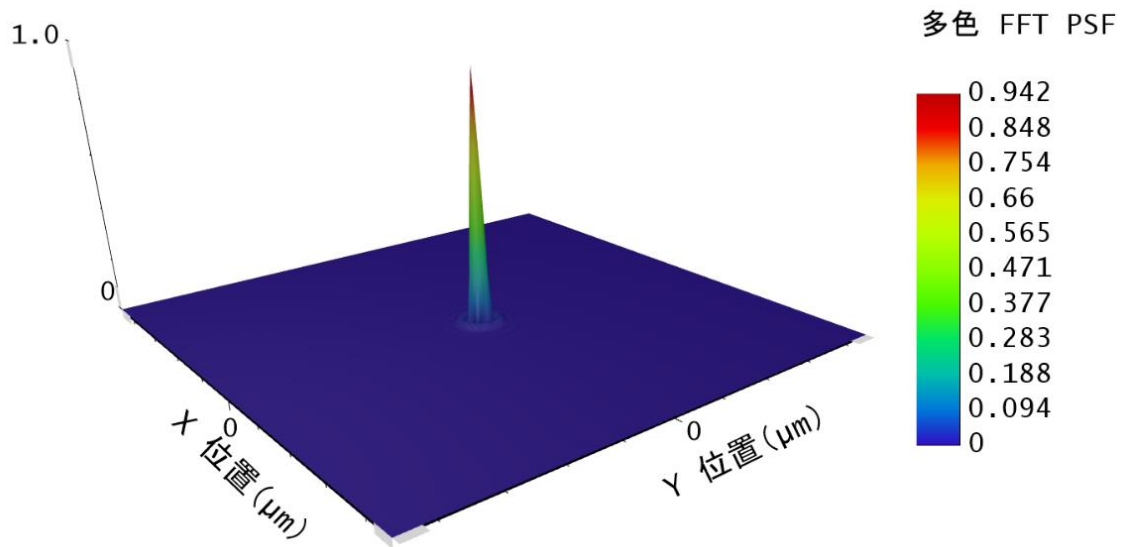


図 7.18 理想球解析結果の PSF

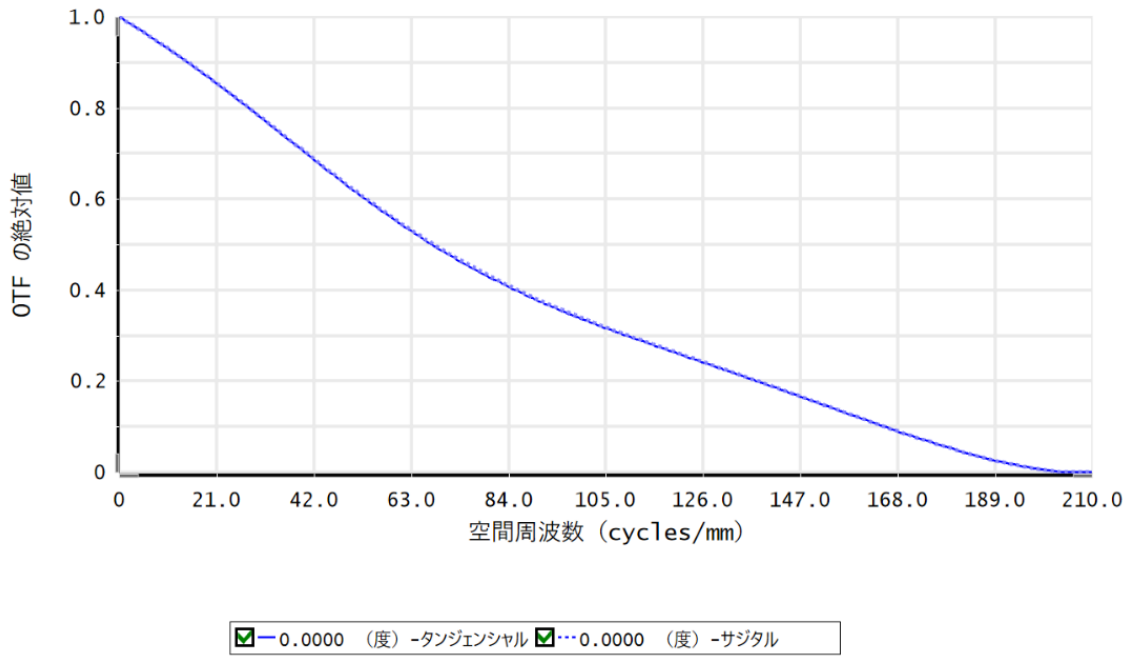


図 7.19 理想トーリック解析結果の MTF

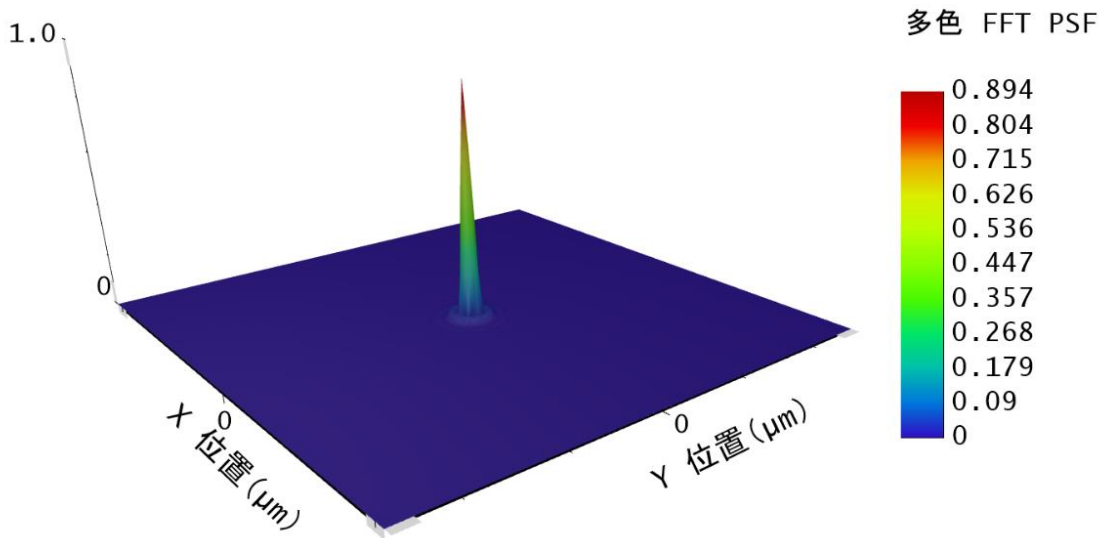


図 7.20 理想トーリック解析結果の PSF

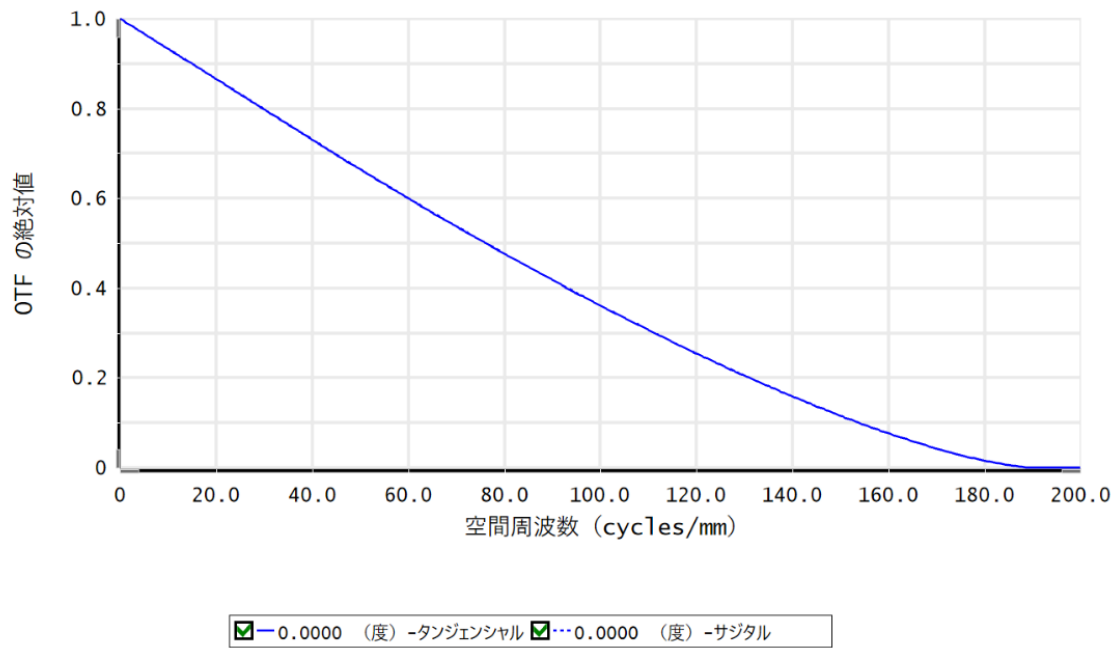


図 7.21 K.O.氏の乱視眼の MTF

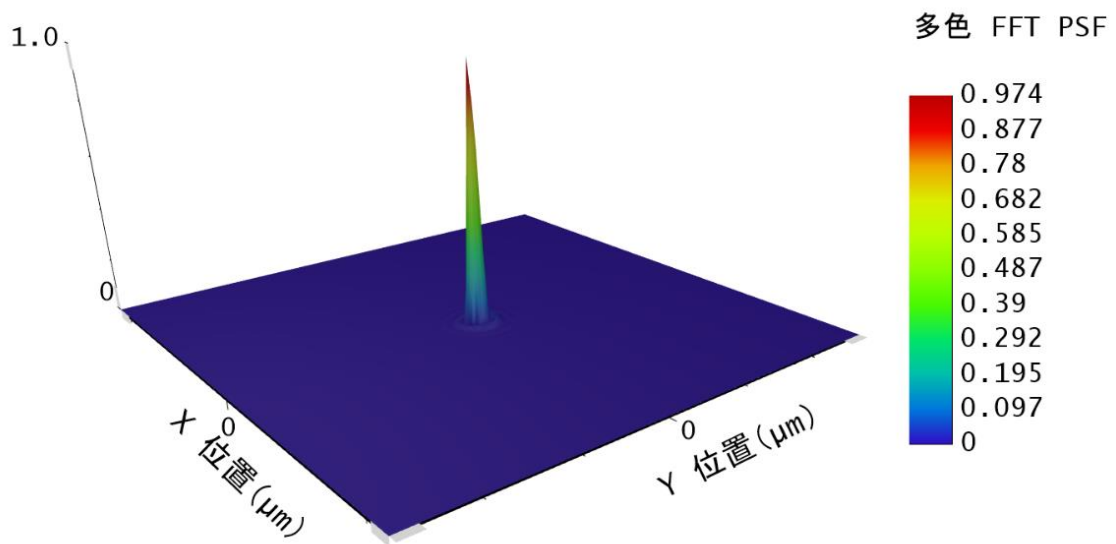


図 7.22 K.O.氏の乱視眼の PSF

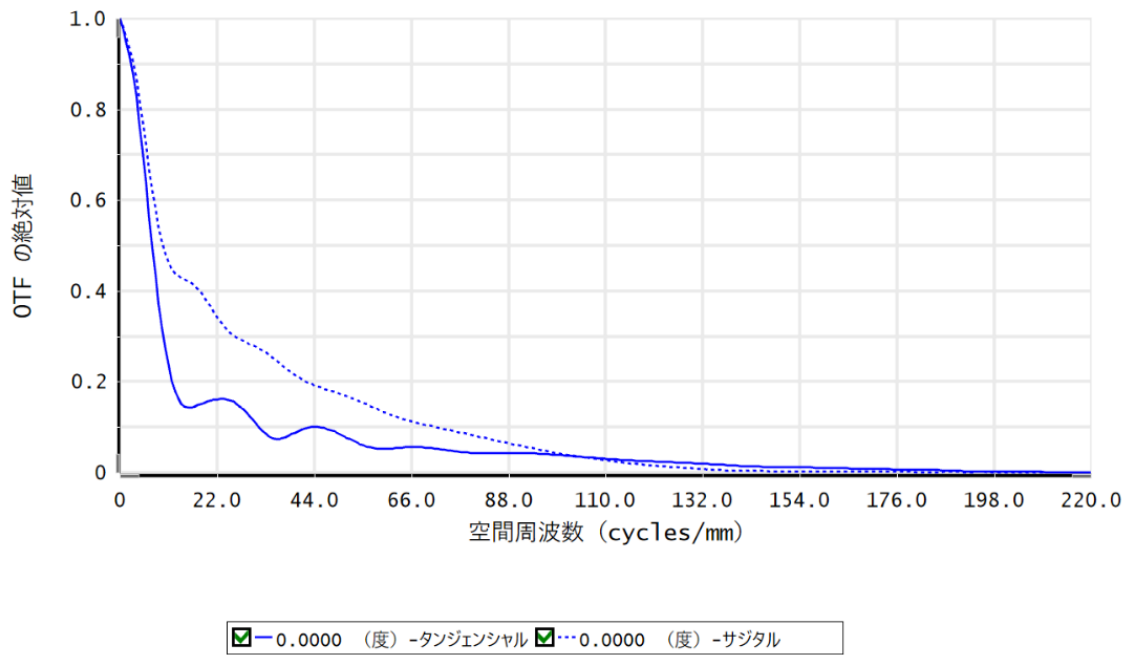


図 7.23 T.N.氏の Stage4 の円錐角膜眼の MTF

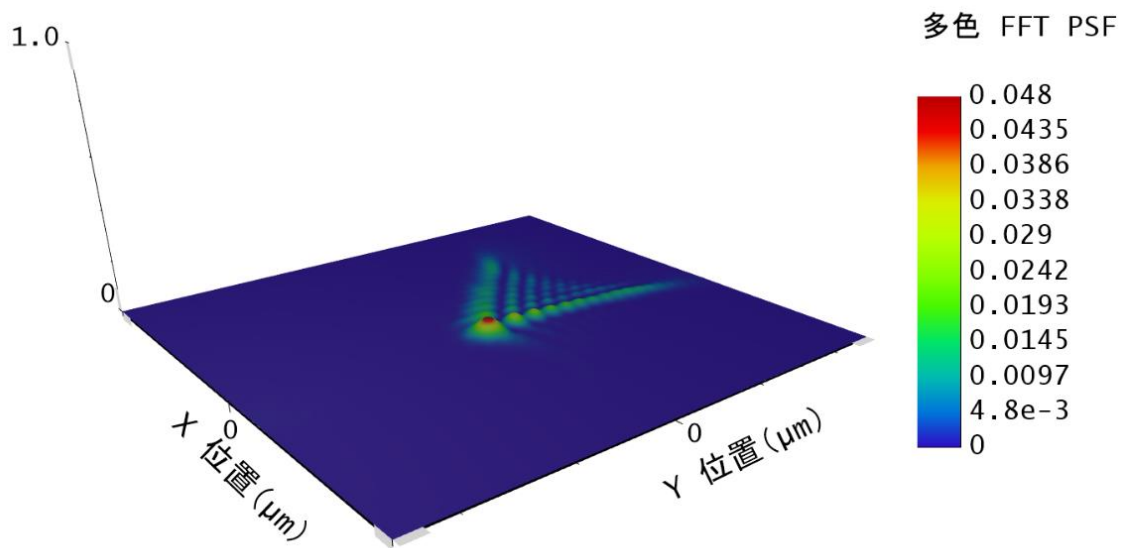


図 7.24 T.N.氏の Stage4 の円錐角膜眼の PSF

7.5 まとめ

本研究では、光線の光路長を一定にして2次元/3次元光線追跡を行うことで、最適なCL形状の算出を行い、その有効性について求めた。本研究の成果として、2次元光線追跡においては、たとえ複雑な角膜形状であっても収差の補正がなされ、MTFからもその有効性が認められた。3次元光線追跡に関しては、MTF及びPSFにおいて有効性が認められた。

従来の不正乱視を補正する手法として、波面収差を用いたCL設計がある。波面収差は、使用する項の選択が曖昧であることや測定環境にとっても敏感であり、Shack-Hartmanの原理を用いて波面収差を測定する波面センサーは、T.N.氏のStage4の円錐角膜眼のような角膜形状変化が大きい眼に対しては適用できない。これは、眼損傷のある角膜に対しても同様である。本研究は、そのような眼に対しても有効なCASIA®を用いて角膜表裏面形状を取得している為、形状を選ばずに適用できる点が利点である。また、現在市販されている不正乱視用レンズは、カスタムメイドタイプではない為起こる矯正力の問題、或いは角膜突出部とレンズとの点接触による不快な装用感が上げられる。まず不正乱視矯正としては、カスタムメイドタイプが必要である。これは、個人で角膜形状が異なる為、それに伴い矯正方法も異なることによる。その為、不正乱視を持つ眼に対する矯正としては、角膜表裏面形状や角膜から網膜までの長さである眼軸長等の測定を正確に行う必要がある。本手法は、角膜表面のみならず角膜裏面も考慮したCL設計であり、収差量やMTFの結果から有効である。また円錐角膜眼のような眼疾患で発生する角膜突出部とレンズとの点接触による装用時の不快感において、本手法はCL裏面形状を角膜表面形状と同様の形状として設計した。これにより、点接触から面接触となり、装用感の向上が見込まれるだけでなく、瞬目によりCLが動いても同じ位置に戻り、収差の補正を担保できる。

本研究では、円錐角膜眼を扱ったが、角膜突出の具合が大きくなるにつれて角膜の円周方向にあたる回転方向の形状変化が大きくなる。本研究では、光学シミュレーションソフトに入力する際に、32方向の断層データから3次元曲面近似を行い、グリッドデータを作成した。使用したデータが11.25°毎である為、グリッドデータを作成時に3次元曲面近似式により測定していない位置はデータ補完をしている。円錐角膜眼のように回転方向の角膜形状変化が大きい眼に対しては、補完位置が急峻な曲面となり、そのことが結果に影響を及ぼしたと考えられる[83]。特に、波面形状及び収差量よりT.N.氏のStage4の円錐角膜眼に対しては、デフォーカス成分は改善したが、トレフォイル成分においては一部収差量が大きくなったことが前述を示している。その為、眼疾患のような形状変化が大きい眼に適用する際には、CASIA®測定での回転角度を小さくする必要がある。また、角膜形状測定装置であるCASIA®は測定光の落射方向に角膜がある。測定原理として、角膜裏面形状は屈折率の影響を大きく受けるが、実際は一般的な模型眼の屈折率によって補正している[84,85]。しかしながら、実際には個人の眼によって差がある。さらなる正確なシミュレーションをする為には、一般的な値を使用するのではなく、必要なパラメーターは実測値として実際に測定することで、より実眼に近いシミュレーション結果になる。

本手法を各個人の CL 作製に適応する場合は、中心部の平均角膜度数を求め、その度数になるよう光線追跡の開始位置を定める必要がある。また、本手法では水晶体の収差のことは考慮していないが、もし水晶体に乱視がある場合には、その乱視補正も設計の中に取り入れることは可能である。その場合は、光線追跡の開始位置を水晶体の Power 分布を考慮して、角度毎に異なる位置にすればよい。さらに本提案手法は、2 重焦点の CL を作成することも可能である。これは、上下のパワーが異なることで 2 重焦点を実現する場合、光線追跡の開始位置を上下で変えることで実現できる。本研究では 3 眼での結果ではあったが十分にその有用性と限界が求められた。

今後は、この設計による CL を作製し、実際に装用して十分な光学特性が得られるか、または装用感の問題はないかを検討し、CL 設計の改善を行う予定である。

第8章 結論

本研究では、CL 設計・製造・臨床の独立性に対して、CL 設計に製造・臨床時の形状をフィードバックし、互いに情報共有することを目的に「形状」に注目し、2次元/3次元による形状測定手法及び設計手法を提案した。従来の遠視、近視、老視、乱視用の CL も同様であるが、特に特殊コンタクトレンズは複雑な形状を有するが故に、設計通りの形状を維持したまま装用することが重要である。これは、設計思想と同じ性能を発揮できることを意味し、それには図 8.1 に示すような CL 製造時の形状評価 (①フィードバック) と臨床 (装用) 時の形状評価 (②フィードバック) を CL 設計に反映する必要がある。

形状計測に関して、2次元形状計測においては CL の曲率半径の変化が捉えられ、既存装置と同等の結果が得られた。また、OCT 分解能内の厚み分布が得られた。一方、3次元形状計測においては、測定結果がシミュレーションと同等以上の結果が得られ、座標と干渉光強度の関係から測定面が持つ非球形形状及び長短軸を捉えることができた。これらの結果から、従来の CL 形状測定装置の測定範囲よりも広範囲の測定を可能にし、現存する形状測定装置の問題点である透明体の内部反射や屈折率の影響で裏面形状が正確に測定できていない問題に対して、垂直入射方式を用いた表裏面同時測定を行うことで解決した。本測定手法は、大いにハードコンタクトレンズ製造及びソフトコンタクトレンズ製造に貢献できる。ハードコンタクトレンズの製造においては、設計で光学的に工夫を施した重要な形状を削り取ってしまう可能性がある研磨の評価を可能にする。従来は、基準画像と目視比較を行う定性評価であるが本手法により定量評価を可能にした。これにより、研磨前後の形状を測定することで、研磨条件による傾向が理解でき、それを加味した厚みの工夫などの設計反映が可能となった。さらに SCL 製造に関しては、金型から樹脂型、樹脂型から CL と 2 回転写を行う為、各形状測定により転写精度の評価に応用できる。特に樹脂型は収縮を起こすが、本手法は曲率半径の変化を捉えることが可能である為、樹脂型の経時変化を測定することで物性評価としての応用も可能にする。さらに本手法の利点として、表裏面同時測定がある。これは、コンタクトレンズのみならず他の光学レンズにおいて大きな利点となる。表裏面同時に測定することで面のズレを測定できる。CL 設計へのフィードバックだけではなく、製造装置の不具合の発見をも可能にし、装置の効率化から製品の計画数量から良品の数量の割合である歩留まり向上に繋がる。これらから、従来の CL 形状測定装置は中心部分のみの測定であり情報が少ないが、本手法は広範囲の測定が可能であり、多くの情報を CL 設計に①フィードバックすることを可能にした。本測定手法は、CL 設計と製造時の形状評価の情報共有に対して、より多くの形状情報をフィードバックすることで目的を達成した。残された課題としては、特殊コンタクトレンズが有する自由曲面形状に適用できるか調査が必要である。特殊コンタクトレンズは、非球形形状を有し特定の曲率半径を持たない為、本手法が取得できる座標情報が重要である。本手法は座標を通して形状のみならず厚みの測定が可能である為、得られた結果から Power を予測できる。本研究の適用範囲として、球形及

び非球形として縦方向と横方向の曲率半径が異なるトーリック形状の測定を可能にしたが、今後は特殊コンタクトレンズのような自由曲面形状の測定が必要である。

設計に関しては、従来の CL では矯正できない不正乱視に対して、実際の角膜表裏面形状データを用いて全ての光線の光路長を同一にし、装用感及び収差補正の担保の観点から CL 裏面形状を角膜表面形状と同じ形状にする条件を用いて 2次元/3次元光線追跡をすることで CL 設計を行った。解析した形状データは、光学シミュレーションソフトである Opticstudio Zemax を使用してレンズ性能評価をした。2次元光線追跡では、CL 装用前後の収差量及び MTF の比較評価を行い、全ての対象眼において収差量の改善が示唆された。また、MTF による推定視力の換算においても、視力矯正に有効であるという結果であった。一方で、3次元光線追跡も 2次元光線追跡と同様に全ての対象において MTF 及び PSF から良好な結果が得られている。特に、Stage4 の円錐角膜眼においても推定視力 0.4 程度得られる結果となった。本設計は、実際の角膜表裏面形状データを用いて光線追跡をすることで不正乱視に対する収差/視力の矯正力不足の課題を解決した。これは、角膜形状を正確に CL 設計に②フィードバックすることで良好な収差/視力の矯正力が得られることを明らかにし、収差/視力の矯正力不足の原因究明のアプローチの 1 つとなる。また、本研究では実際の角膜表裏面形状データを用いる為、眼疾患による特徴的な傾向や新たな治療方針、新たな CL 形状設計の指標となる。さらに、装用時の CL 形状と角膜形状の関係から角膜の剛性等の眼の生理学の究明に寄与できる。これはつまり、眼の剛性により CL 素材の選択を行える。本設計手法は、実際の角膜形状を設計に②フィードバックすることにより良好な収差・視力の矯正力が得られたことから目的である設計と臨床の情報共有を達成した。設計の残された課題として、角膜形状を設計にフィードバックしたが、装用時の CL 形状を測定することでさらに多くの情報を設計に反映することが可能となり、角膜頂点から網膜までの距離である眼軸長と CL と角膜形状の複合屈折力の関係を調査することでそのレンズの Power がその眼に対して最適であるかどうかを判断する指標となる。さらに、本研究では乱視眼と円錐角膜眼の 2 種を使用した。本手法の適用範囲を確認する為他の眼疾患にも応用する必要がある。様々な眼疾患を対象とする設計形状データをデータベースに蓄積することで、疾患別または重症度別による特徴や傾向が判明し、それに対しての CL 設計工夫等の思想に繋がる。今後はこれらの点を考慮に入れ、実際にレンズ化も行い装用試験も行っていく。

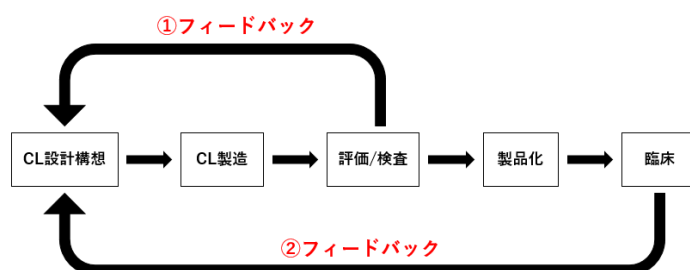


図 8.1 CL の理想的なサイクル

謝辞

会社の福利厚生である学位取得制度を利用して、千葉大学融合理工学府先進理化学専攻物質科学コースに入学し、椎名研究室にて社会人ドクターとしてお世話になりました。本研究を進めるにあたり、幾度となく打ち合わせを重ねながら協力して頂いた椎名達雄准教授、並びに測定に協力して頂いた呼延徳才君にこの場を借りて感謝申し上げます。また、CL設計に関する論文をまとめるにあたり大沼一彦先生より多大なご指導、助言を承りました。心より深く感謝申し上げます。その他に、忙しい業務にも関わらず、快く研究をさせて頂いた株式会社シードの関係者の皆様、全力で研究活動を応援してくれた家族に感謝申し上げます。

参考文献

- [1] Helen A. Swarbrick: Orthokeratology review and update. *Clin Exp Optom* **89**(3): 124-43(2006).
- [2] Carlos E. Garcia-Guerra, Joan A. Martinez-Roda, Mikel Aldaba, Fernando Diaz-Douton, Meritxell Vilaseca, Brian Vohnsen, and Jaume Pujol, "Method to reduce undesired multiple fundus scattering effects in double-pass systems," *Journal of the Optical Society of America A* **36**(5), 918-924(2019).
- [3] A. Pintó, F. Laguarda, R. Artigas, and C. Cadavall, "Non-contact measurement of aspherical and freeform optics with a new confocal tracking profiler," *Proc. SPIE* 8169, 81690V (2011).
- [4] Kentaro Saeki, Decai Huyan, Mio Sawada, Yijie Sun, Akira Nakamura, Masaki Kimura, Shin Kubota, Kenji Uno, Kazuhiko Ohnuma and Tatsuo Shiina, "Measurement algorithm for real front and back curved surfaces of contact lenses," *Appl. Opt* **59**(28), 9051-9059 (2020).
- [5] M. M. Schornack and S. V. Patel, "Scleral lenses in the management of keratoconus," *Eye Contact Lens*, 39-44 (2010).
- [6] Ramkumar Sabesan, Lynette Johns et al: Wavefront-Guide Scleral Lens Prosthetic Device for Keratoconus. *Optom Vis Sci.* **90**(4): 314-323(2013).
- [7] N. Tanno, T. Ichimura and A. Saeki: Japanese patent No.2,010,042 (field in 1990)
- [8] N. Tanno, S. Kishi : "Optical Coherence Tomographic Imaging and Clinical Diagnosis," *Medical Imaging Technology*, **17**: 3-10 (1990)
- [9] D. Huang, E. A. Swanson, C. P. Lin, J. S. Schuman, W. G. Stinson, W. Chang, M. R. Hee, T. Flotte, K. Gregory, C. A. Puliafito and J. G. Fujimoto, "Optical coherence tomography," *Science*, **22**; **254**(5035), 1178-1181 (1991).
- [10] S. Fukuda, Y. Ueno, A. Fujita, H. Mori, K. Tasaki, T. Murakami, S. Beheregaray and T. Oshika, "Comparison of anterior segment and lens biometric measurements in patients with cataract," *Graefe's Arch. Clin. Exp. Ophthalmol.*, 1-10 (2019).
- [11] Masroor Ikram and Ghazanfar Hussain, "Michelson interferometer for precision angle measurement," *Appl. Opt* **38**(1): 113-120 (1999).
- [12] D. Williams, Y. Zheng, P. G. Davey, F. Bao, M. Shen, and A. Elsheikh, "Reconstruction of 3D surface maps from anterior segment optical coherence tomography images using graph theory and genetic algorithms," *Biomed. Signal Process. Control.*, **25**, 91-98 (2016).
- [13] C. Wang, J. Kim, C. T. Jin, P. H. W. Leong and A. McEwan, "Near Infrared Spectroscopy in Optical Coherence Tomography," *J. Near Infrared Spectrosc.* **20**, 237-247 (2012).
- [14] P. Massatsch, F. Charriere, E. Cuhe, P. Marquet and C. D. Depeursinge, "Time-domain optical coherence tomography with digital holographic microscopy," *Appl. Opt.* **44**, 1806-1812 (2005).
- [15] Joanna Schmit and Artur Olszak, "High-precision shape measurement by white-light interferometry with real-time scanner error correction," *Appl. Opt.* **41**, 5943-5950 (2002)

- [16] Marta Mikula, Tomasz Kozacki, Michał Józwick, and Julianna Kostencka, "Accurate shape measurement of focusing microstructures in Fourier digital holographic microscopy," *Appl. Opt.* **57**, 197-204 (2018)
- [17] Kenichi Hibino, Bozenko F. Oreb, Philip S. Fairman, and Jan Burke, "Simultaneous measurement of surface shape and variation in optical thickness of a transparent parallel plate in wavelength-scanning Fizeau interferometer," *Appl. Opt.* **43**, 1241-1249 (2004)
- [18] Susumu Kuwamura and Ichirou Yamaguchi, "Wavelength scanning profilometry for real-time surface shape measurement," *Appl. Opt.* **36**, 4473-4482 (1997)
- [19] Joanna Schmit and Artur Olszak, "High-precision shape measurement by white-light interferometry with real-time scanner error correction," *Appl. Opt.* **41**, 5943-5950 (2002)
- [20] A. Hasegawa, T. Kojima, M. Yamamoto, Y. Kato, A. Tamaoki, and K. Ichikawa, "Impact of the anterior-posterior corneal radius ratio on intraocular lens power calculation errors," *Clin. Ophthalmology.*, **12** 1549-1558 (2018).
- [21] 水野俊明、倉地幹雄、大林裕且: 公開特許公報 平 4-70540, (1992).
- [22] Larry N.Thibos, "Principles of Hartmann-Shack Aberrometry," *Vision Science and its Applications*, OSA Technical Digest, paper NW6, 2000.
- [23] 秋山毅志、早野裕、服部雅之、玉田洋介: "波面センサーによる密度揺動計測" *J. Plasma Fusion Res.* **92**(12), 912-916 (2016).
- [24] Luc Joannes, Frank Dubois and Jean-Claude Legros, "Phase-shifting schlieren: high-resolution quantitative schlieren that uses the phase-shifting technique principle," *Appl. Opt.* **42**(25), 5046-5053(2003).
- [25] T. Shiina, Y. Moritani, M. Ito and Y. Okamura, "Long-optical-path scanning mechanism for optical coherence tomography," *Appl. Opt.* **42**, 3795-3799 (2003).
- [26] Y. Manabe, M. Tsujita, and K. Chihara, "Measurement of Shape and Refractive Index of Transparent Object," in *Proceedings – Pattern Recognition, (2004). ICPR (2004). Proceedings of the 17th International Conference on, Vol. 2*
- [27] D. Miyazaki and K. Ikeuchi, "Shape estimation of transparent objects by using inverse polarization ray tracing," *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, **29**(1), November (2007).
- [28] M. Ferraton, C. Stolz, and F. Mériaudeau, "Optimization of a polarization imaging system for 3D measurements of transparent objects," *Opt. Express*, **17**(23), 21077-21082 (2009).
- [29] B. J. Coldrick, C. Richards, K. Sugden, J. S. Wolffsohn, and T. E. Drew, "Developments in contact lens measurement: A comparative study of industry standard geometric inspection and optical coherence tomography," *Contact Lens Anterior Eye*, 270-276 (2016).
- [30] D. Luo, L. Qian, L. Dong, P. Shao, Z. Yue, J. Wang, B. Shi, S. Wu, and Y. Qin, "Simultaneous measurement of liquid surface tension and contact angle by light reflection," *Opt. Express*, **27**(12), 16703-16712 (2019).

- [31] M. Lira, C. Pereira, M. E. C. D. Real Oliveira, and E. M. S. Castanheira, "Importance of contact lens power and thickness in oxygen transmissibility," *Contact Lens Anterior Eye*, **38**(2), 120-126 (2015).
- [32] J. S. Wolffsohn, T. Drew, S. Dhallu, A. Sheppard, G. J. Hofmann, M. Prince, "Impact of soft contact lens edge design and midperipheral lens shape on the epithelium and its indentation with lens mobility," *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* **54** 6190-6197 (2013).
- [33] J. Tan, E. Papas, N. Carnt, I. Jalbert, C. Skotnitsky, M. Shiobara, E. Lum and B. Holden, "Performance standards for toric soft contact lenses," *Optom. Vis. Sci.*, **84**(5):422-8 (2007).
- [34] F. Drouet, C. Stolz, O. Lalignant, and O. Aubreton, "3D reconstruction of external and internal surfaces of transparent objects from polarization state of highlights," *Opt. Lett.*, **39**(10):2955-8 May (2014).
- [35] S. Hata, Y. Saitoh, S. Kumamura, and K. Kaida, "Shape Extraction of Transparent Object Using Genetic Algorithm," *Proc. Int'l Conf. Pattern Recognition*, 684-688 (1996).
- [36] M. Saito, Y. Sato, K. Ikeuchi, and H. Kashiwagi, "Measurement of Surface Orientations of Transparent Objects by Use of Polarization in Highlight," *J. Optical Soc. Am. A*, **16**(9), 2286-2293 (1999).
- [37] D. Miyazaki, M. Saito, Y. Sato, and K. Ikeuchi, "Determining Surface Orientations of Transparent Objects Based on Polarization Degrees in Visible and Infrared Wavelengths," *J. Optical Soc. Am. A*, **19**(4), 687-694 (2002).
- [38] D. Miyazaki, M. Kagesawa, and K. Ikeuchi, "Transparent Surface Modeling from a Pair of Polarization Images," *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence*, **26**(1), 73-82 (2004).
- [39] G. A. Atkinson and E. R. Hancock, "Recovery of Surface Orientation from Diffuse Polarization," *IEEE Trans. Image Processing*, **15**(6), 1653-1664 (2006).
- [40] G. A. Atkinson and E. R. Hancock, "Polarization-Based Surface Reconstruction via Patch Matching," in *Proceedings of the IEEE CS Conf. Computer Vision and Pattern Recognition*, 495-502 (2006).
- [41] K. Koshikawa and Y. Shirai, "A model-based recognition of glossy objects using their polarimetric properties," *Adv. Robot.*, **2**(2), 137-147 (1987).
- [42] D. Miyazaki, R. T. Tan, K. Hara, and K. Ikeuchi, "Polarization-based inverse rendering from a single view," in *Proceedings of the IEEE International Conference on Computer Vision*, 982-987 (2003).
- [43] S. Rahmann and N. Canterakis, "Reconstruction of Specular Surfaces Using Polarization Imaging," in *Proceedings of the IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 149-155 (2001).
- [44] L. B. Wolff and T. E. Boult, "Constraining Object Features Using a Polarization Reflectance Model," *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence*, **13**(7), 635-657 (1991).

- [45] BSI. BS EN ISO 18396-2: (2017). Ophthalmic optics—Contact lenses—Part 2: Tolerances: BSI; (2017).
- [46] BSI. BS EN ISO 18396-3: (2006). Ophthalmic optics—Contact lenses—Part 3: Measurement methods: BSI; (2006).
- [47] Critchley LA, Critchley JA, “A meta-analysis of studies using bias and precision statistics to compare cardiac output measurement techniques.” *J Clin Monit Comput.*; **15**; 85-91 (1999).
- [48] Rung-Sheng Chen, Der-Chin Chen, Bo-Yen Chen and Shang-Wei Hsieh, “Systematic Design of Myopic Ophthalmic Lens” *Asian Journal of Arts and Sciences*, **1**(1), pp. 83-95, (2010).
- [49] H. L. Liou and N. A. Brennan, “Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling,” *J. Opt. Soc. Am.*, **14**(8), 1684-1695 (1997).
- [50] D. Fadel, “The influence of limbal and scleral shape on scleral lens design,” *Contact Lens and Anterior Eye.*, **41**, 321-328 (2018).
- [51] J. Stachura, M. Seredyka-Burduk, I. Piotrowiak-Słupska, M. Kaszuba-Modrzejewska, J. Rzeszewska-Zamiara, and B. J. Kałuzny, “Developments in contact lens imaging: New applications of optical coherence tomography,” *Appl Sci*, **9**(13), 2580 (2019).
- [52] A. Leccisotti and T. Islam, “Transepithelial corneal collagen cross-linking in keratoconus,” *J. Refract. Surg.*, **26**(12), 942-948 (2010).
- [53] X. Tan, A. Agrawal, D. X. Hammer and I. Ilev, “Application of optical coherence tomography and optical path length method for monitoring corneal thickness and refractive index change during corneal cross-linking,” *Appl. Opt.* **58**, 4616-4621 (2019).
- [54] Eef van der Worp, Dina Bornman, Daniela Lopes Ferreira, Miguel Faria-Ribeiro, Nery Garcia-Porta and Jose M. Gonzalez-Meijome, “Modern scleral contact lenses: A review,” *Contact Lens & Anterior Eye* **37**(4), 240-250 (2014).
- [55] Daddi Fadel, “Modern scleral lenses: Mini versus large,” *Contact Lens & Anterior Eye* **40**(4), 200-207 (2017).
- [56] Willine, Jeffrey J, Greiner, Katie L, McVey, M. Elizabeth, Jones-Jordan and Lisa A, “Multifocal Contact Lens Myopia Control,” *Optometry and Vision Science* **90**(11), 1207-1214 (2013).
- [57] Mark A. Bullimore and Leah A. Johnson, “Overnight orthokeratology,” *Contact Lens & Anterior Eye* **43**(4), 322-332 (2020).
- [58] Muriel M. Schornack, “Scleral lenses: a literature review,” *Eye Contact Lens* **41**(1), 3-11 (2015).
- [59] Miguel Romero-Jimenez, Jacinto Santodomingo-Rubido and James S. Wolffsohn, “Keratoconus: A review,” *Contact Lens & Anterior Eye* **33**(4), 157-166 (2010).
- [60] Laura E. Downie BOptom PhD (Melb) FAAO FACO DipMus (Prac) and Richard G. Lindsay BScOptom MBA FAAO (DipCL) FCCLSA FACO, “Contact lens management of keratoconus,” *Clin Exp Optom* **98**(4), 299-311 (2015).
- [61] Brien A. Holden, “The Principles and Practice of Correcting Astigmatism with soft Contact

Lenses,” *Aust J. Optom* **58**(8), 279-299 (1975).

[62] Eon Kim, Ravi C. Bakaraju and Klaus Ehrmann, “Reliability of power profile measured on NIMO TR1504 (Lambda-X) and effects of lens decentration for single vision, bifocal and multifocal contact lenses,” *Journal of Optometry* **9**(2), 126-136(2016).

[63] Sandra Wagner, Fabian Conrad, Ravi C. Bakaraju, Cathleen Fedtke, Klaus Ehrmann, and Brien A. Holden, “Power profiles of single vision and multifocal soft contact lenses,” *Contact Lens and Anterior Eye* **38**(1), 2-14(2015).

[64] Mark A Bullimore and Robert J Jacobs, “Subjective and Objective Assessment of Soft Bifocal Contact Lens Performance,” *Optometry and Vision Science* **70**(6), 469-75 (1993).

[65] Stephen J. Vincent, David Alonso-Caneiro, Henry Kricancic, and Michael J. Collins, “Scleral contact lens thickness profiles: The relationship between average and centre lens thickness,” *Contact Lens & Anterior Eye* **42**(1), 55-62 (2019).

[66] Vilem Guryca, Radka Hobzova, Martin Pradny, Jakub Sirc, and Jiri Michalek, “Surface morphology of contact lenses probed with microscopy techniques,” *Contact Lens and Anterior Eye* **30**(4), 215-222(2007).

[67] J. W. McBride and K. J. Cross, “The measurement and analysis of the three-dimensional form of curved surfaces,” *International Journal of Machine Tools and Manufacture* **36**(5), 597-610 (1996).

[68] Szczołka, Loretta B. O. D. , M. S. ; Roberts, Cynthia Ph.D. ; Herderick, Edward E. B. S. ; Mahmoud, and Ashraf B. S. “Quantitative Descriptors of Corneal Topography That Influence Soft Toric Contact Lens Fitting,” *Cornea* **21**(3), 249-255 (2002).

[69] Ruimin Shi, Bukang Wang, Zhiwei Yan, Zongyan Wang and Lei Dong, “Effect of Surface Topography Parameters on Friction and Wear of Random Rough Surface,” *Materials* **12**(17), 2762 (2019).

[70] Jian Zhang, Bin Luo, Li Li and Hongguang Liu, “Cutting Characteristics for Sugar Maple Using Single Grid with Spherical Cone and Triangular Pyramid Geometries,” *Materials* **12**(21), 3621 (2019).

[71] Shinichi Fukuda, Yuta Ueno, Akari Fujita, Haruhiro Mori, Kuniharu Tasaki, Tomoya Murakami, Simone Beheregaray, and Tetsuro Oshika, “Comparison of anterior segment and lens biometric measurements in patients with cataract,” *Graefe’s Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology* **258**, 137-146 (2020).

[72] Dominic Williams, Yalin Zheng, Pinakin Guntant Davey, Fangjun Bao, Meixiao Shen, and Ahmed Elsheikh, “Reconstruction of 3D surface maps from anterior segment optical coherence tomography images using graph theory and genetic algorithms,” *Biomedical Signal Processing and Control* **25**, 91-98(2016).

[73] Muhammad Faizan Shirazi, Kibeom Park, Ruchire Eranga Wijesinghe, Hyosang Jeong, Sangyeob Han, Pilun Kim, Mansik Jeon, and Jeehyun Kim, “Fast Industrial Inspection of Optical Thin Film Using Optical Coherence Tomography,” *Sensors* **16**(10), 1598(2016).

- [74] Julie M. Schallhorn, MD, Multifocal and Extended Depth of Focus Intraocular Lenses: A Comparison of Data from the United States Food and Drug Administration Premarket Approval Trials. *Journal of Refractive Surgery* **37**(2): 98-104, (2021).
- [75] Fatemeh Alipour, Ahmad Kheirkhah et al: Use of mini scleral contact lenses in moderate to severe dry eye. *Contact Lens and Anterior Eye* **35**(6): 272-276, (2012).
- [76] 洲崎朝樹: トピックス 不正乱視矯正用ソフトコンタクトレンズの最新事情. *視覚の科学* **42**: 16-18, (2021).
- [77] Romero-Jimenez M, Santodomingo-Rubido J et al: An assessment of the optimal lens fit rate in keratoconus subjects using three-point-touch and apical touch fitting approaches with the Rose K2 lens. *Eye & Contact Lens* **39**(4): 269-272, (2013).
- [78] Clare O'Donnell, Carole Maldonado-Codina: A Hyper-Dk Piggyback Contact Lens System for Keratoconus. *Eye & Contact Lens* **30**(1):44-48, (2004).
- [79] Rafael G. Gonzalez-Acuna, Hector A. Chaparro-Romo et al: General formula to design a freeform singlet free of spherical aberration and astigmatism. *Applied Optics* **58**(4): 1010-1015, (2019).
- [80] 森秀樹: 総説 特集: 角膜形状解析装置の今後 前眼部 OCT による角膜形状解析の特徴と今後. *視覚の科学* **37**:122-129, (2016).
- [81] Kazutaka Kamiya, Rie Ishii et al: Evaluation of corneal elevation, pachymetry and keratometry in keratoconic eyes with respect to the stage of Amsler-Krumeich classification. *Ophthalmol* **98**(4): 459-463, (2014).
- [82] 川守田拓志: 総説 光学入門 眼球光学特性から考える視力の推定と偽解像の影響. *視覚の科学* **35**: 1-7, (2014).
- [83] 斎藤彩、神谷和孝 他: 原著 前眼部光干渉断層計における円錐角膜眼と正常眼の再現性の比較. *視覚の科学* **41**: 80-85, (2020).
- [84] Kentaro Saeki, Tatsuo Shiina et al: Measurement algorithm for real front and back curved surfaces of contact lenses. *Applied Optics* **59**(28): 9051-9059, (2020).
- [85] Kentaro Saeki, Tatsuo Shiina et al: Three-dimensional measurement for spherical and nonspherical shapes of contact lenses. *Applied Optics* **60**(13): 3689-3698, (2021).