



HOKKAIDO UNIVERSITY

Title	電子ホログラフィを用いた接眼型立体表示装置および再生用光源の開発
Author(s)	米山, 拓応
Degree Grantor	北海道大学
Degree Name	博士(情報科学)
Dissertation Number	甲第15664号
Issue Date	2023-09-25
DOI	https://doi.org/10.14943/doctoral.k15664
Doc URL	https://hdl.handle.net/2115/93123
Type	doctoral thesis
File Information	Takuo_Yoneyama.pdf



-博士論文-

電子ホログラフィを用いた接眼型立体表示装置
および再生用光源の開発

Development of Eyepiece-type Three-dimensional Display and
Light Source for Electro-holography

北海道大学大学院情報科学院情報科学専攻
メディアネットワークコース
メディア創生学研究室

米山 拓応

令和5年7月

目次

第1章 序論	1
1.1 研究背景	1
1.1.1 立体表示装置	1
1.1.2 立体視における生理的要因	2
1.1.3 ホログラフィ	3
1.1.4 電子ホログラフィと実用上の課題	6
1.2 研究目的と本論文の構成	6
第2章 計算機合成ホログラム	8
2.1 計算機合成ホログラムの生成過程	8
2.2 点充填法を用いた CGH 計算	8
2.3 点充填法における周波数制限	11
第3章 電子ホログラフィ	14
3.1 視野と視域	14
3.2 視野の拡大	15
3.3 表示空間の拡大	20
3.4 共役像の除去	22
3.5 仮想物体の計算	25
3.6 2枚のレンズを用いた視野の拡大	26
第4章 電子ホログラフィ再生装置の開発	33
4.1 電子ホログラフィ再生装置	33
4.2 両眼視用接眼型広視野再生装置（提案装置Ⅰ）	34
4.2.1 提案装置Ⅰの構造	35
4.2.2 物体モデルデータの座標計算	36
4.2.3 提案装置Ⅰの性能評価実験	38
4.2.4 結論	51
4.3 両眼視用小型カラー再生装置（提案装置Ⅱ）	54
4.3.1 研究目的	54
4.3.2 電子ホログラフィ再生像のカラー化	54
4.3.3 誤差補正の提案手法	58
4.3.4 提案装置Ⅱの構造	61

4.3.5	提案装置Ⅱの性能評価実験	62
4.3.6	結論	71
4.4	ホログラフィック HMD（提案装置Ⅲ）	77
4.4.1	研究目的	77
4.4.2	再生像の解像度	77
4.4.3	提案装置Ⅲの構成	78
4.4.4	提案装置Ⅲの性能評価実験	79
4.4.5	結論	89
4.5	提案装置Ⅰ-Ⅲに関するまとめと考察	90
第 5 章	ホログラフィ再生用光源の開発（提案光源装置）	92
5.1	研究背景と研究目的	92
5.2	スペックルノイズ	94
5.3	光源コヒーレンスと再生像品質	95
5.4	帯域幅調整	96
5.4.1	ダイクロイックフィルタの角度および偏光依存性	96
5.4.2	バンドパスフィルタの実装	98
5.5	高出力蛍光体光源としてのプロジェクタ利用	99
5.6	提案光源装置	101
5.6.1	提案光源装置の構造	101
5.6.2	提案光源装置の性能評価実験	103
5.7	提案光源装置に関する考察	107
5.7.1	スペックルコントラストに関して	107
5.7.2	明るさに関して	113
5.7.3	結論	113
第 6 章	考察	115
第 7 章	結論	117
7.1	まとめ	117
7.2	今後の展望	119

目 次

1.1	ヒトの立体視に関する生理的要因の補足図	3
1.2	ホログラムの原理	4
1.3	アナログホログラフィの例	5
2.1	計算機合成ホログラムの生成から再生までの流れ	9
2.2	点充填法における物体光の伝播	10
2.3	参照光の計算	11
2.4	物体光と参照光に位相差が無い場合の周波数制限	12
2.5	物体光と参照光に位相差が無い場合の周波数制限	13
3.1	ホログラフィ再生像における視野と視域	15
3.2	ピクセルピッチによる回折角の変化が再生像の観察に及ぼす影響	16
3.3	フーリエ変換光学系の概略図	17
3.4	各再生光学系における視野と視域	19
3.5	計算時の配置と再生像の位置関係	21
3.6	直接像と共役像の再生位置	23
3.7	視点と再生像を形成するホログラム領域の関係	24
3.8	ホログラム-レンズ間の距離を考慮した場合	25
3.9	フーリエ変換光学系を用いた再生像の拡大計算	29
3.10	虚像の生成	31
4.1	提案装置 I の概略図	36
4.2	提案装置 I の実際の写真	37
4.3	両眼視用再生装置の座標系	37
4.4	実視標と再生視標の比較実験時における光学配置	40
4.5	実験 2: 使用した再生視標	41
4.6	実験 2: カメラの焦点調整による左右光学系の再生像測定距離	42
4.7	実験 3: 瞳孔間距離 vs カメラによる測定視差量の奥行き換算値と設定値との差異 (再生視標位置 700 mm, 1.43 D)	43
4.8	実験 4: 視差測定用再生視標	44
4.9	実験 4: カメラによる視差量の測定結果	45
4.10	実験 5: 再生像の奥行き主観評価結果	46
4.11	実験 6: 奥行きの深い再生像	47

4.12	実験 6: 実際の再生視標	47
4.13	実験 6: 同一再生像内の奥行き評価結果	48
4.14	実験 6: 被験者の瞳孔間距離別奥行き知覚位置	49
4.15	実験 7: 実際の再生視標	50
4.16	実験 7: 大きさおよび形状に関する主観評価結果	51
4.17	実験 8 における入力物体モデル	52
4.18	実験 8: 左右の視点から観察される再生像	52
4.19	空間多重を用いたカラー電子ホログラフィ再生装置の構成例	55
4.20	時分割多重を用いたカラー電子ホログラフィ再生装置の構成例	56
4.21	開発したフルカラー点光源の構造と実際の写真	57
4.22	高輝度カラー LED(NT-43F0-0424, Lighting Science Group)	57
4.23	作製した同期回路	58
4.24	視差量 d_{ei} の測定とそれに対応する奥行き値 z_{di} の関係	60
4.25	提案装置 II の実際の写真と概略図	62
4.26	提案装置 II の構造	63
4.27	実験で用いた再生視標	65
4.28	実験 I: 誤差補正適用前後における再生像の焦点調節に対する奥行き測定位置	66
4.29	実験 I: 誤差補正適用前後における再生像の輻輳に対する奥行き測定位置と設定値との差異	67
4.30	実験 II-1: 再生像の奥行き主観評価結果	68
4.31	実験 II-2: 測定した奥行きの誤差に関するヒストグラム	69
4.32	実験 III: 実物体と再生像の同時再生	70
4.33	実験 III-2: 実物体と同一の形状および位置情報を持つ立体像の再生	73
4.34	実験 III-1: 実空間中に再生したフルカラー立体像 ”Color step”	73
4.35	実験 III-3: ”Lenna”	74
4.36	実験 III-3: ”Parrots”	75
4.37	実験 III-3: ”Crayon”	76
4.38	提案装置 III の装着イメージと概構成	80
4.39	提案装置 III の構造	81
4.40	LED ファイバー先端部の写真	81
4.41	実験 a: 視野測定用チャートの再生像写真	82
4.42	実験 b: 解像度測定用チャートの再生像写真	83
4.43	実験 c: 奥行きの異なる再生像に対する焦点調節	85
4.44	実験 c: 再生像の焦点調節に対する奥行き補正	86
4.45	実験 c: 再生像の測定輻輳量 d_{ei} から推定した奥行き z_{ei} の設定値との差異	87
4.46	実験 d: 実視標と再生視標の奥行比較時の実験系概略図	87
4.47	実験 d: 再生像の奥行き主観評価結果	88

4.48 実験 e: 複雑なテクスチャを持つ立体像の再生	89
5.1 スペックル視認の概略図	94
5.2 ダイクロイックフィルターの入射光角度特性と偏光依存性	98
5.3 帯域幅調整部の実際の写真	99
5.4 プロジェクタにおける黄色蛍光体励起構造の概略図	100
5.5 提案光源装置を用いた CGH 再生光学系の全体図	101
5.6 使用したダイクロイックミラーの S 偏光透過率に関する入射光角度 依存性	102
5.7 点光源生成部で使用したアパーチャ開口部の写真	103
5.8 提案光源装置の分光スペクトルおよび照度の測定位置	104
5.9 実験 I: 帯域幅調整時の分光スペクトル評価結果	105
5.10 実験 I: 帯域幅調整時の明るさ評価結果	106
5.11 実験 II: CGH 再生結果	108
5.12 実験 II: FWHM に対するスペックルコントラスト C_s (破線は FWHM=30 nm を計算基準とした際の理論曲線)	109
5.13 スペックルコントラスト計算範囲が 512×512 画素の場合の計算位置 と輝度値のヒストグラム	110
5.14 スペックルコントラスト計算範囲が 256×256 画素の場合の計算位置 と輝度値のヒストグラム	111
5.15 スペックルコントラスト計算範囲が 128×128 画素の場合の計算位置 と輝度値のヒストグラム	112
5.16 実験 I の分光スペクトル測定結果を強度 (縦軸) および FWHM (横軸) で規格化した結果	113

表 目 次

1.1	ヒトの立体視に関する生理的要因	3
4.1	提案装置Ⅰに関するパラメータ	39
4.2	大きさおよび形状に関する評価値	50
4.3	提案装置Ⅱに関するパラメータ	64
4.4	提案装置Ⅲに関するパラメータ	80
5.1	提案光源装置に関するパラメータ	104
5.2	実験Ⅱ: CGH 再生実験に関するパラメータ	106

第1章 序論

1.1 研究背景

1.1.1 立体表示装置

近年、立体表示技術は映画やゲームなどエンターテインメントを中心に日常の中で目にする機会が増えてきた。立体表示技術の適用先はそれら娯楽用途の他にも、遠隔医療や内視鏡手術における正確な形状把握を目的とした医療機器や、ドライブにおける視覚補助、頭部装着型ディスプレイ (Head Mounted Display, HMD) による情報の提示といった視覚補助デバイスへの広がりも見られ、特定の分野に限らず実用化が始まっている。

現在身の回りで目にするこれらの立体表示装置の多くには、左右それぞれの眼に視差を持つ映像を提示することで映像に立体感を持たせる、ステレオグラム方式が用いられている。ステレオグラムを用いた立体表示では、その使用目的により視差画像の提示方法や表示装置が異なる。使用目的がポスターや大画面テレビ、映画施設といった多人数での同時視聴である場合、スクリーンに表示される1枚の画像から視聴者の左右それぞれの眼に視差画像を分離して提供する必要がある。このような用途においてはレンチキュラレンズと呼ばれるかまぼこ状のレンズを用いて視点位置ごとに異なる画像を表示させるレンチキュラ方式 [1,2] や、シャッターや偏光フィルタを備えたメガネを用いて同一映像内に含まれる2種類の視差画像を分離し、各視差画像を対応する視点に振り分けるめがね方式 [3-5] などが用いられる。このような立体表示装置は多人数で同一映像を共有できるという利点があるが、基本的には映像を表示するためのTVサイズの液晶モニタやデジタルシネマ用スクリーンのような大型の表示画面が必要であるため、あらかじめ表示設備が備え付けられているような限られた環境でしか視聴できないという欠点がある。

一方、使用目的が個人ゲーミングや家庭での個人映画鑑賞などの個人用途である場合には、必ずしもTVモニタやスクリーンのような大型の表示媒体を必要とせず、多くの場合小型の表示デバイスを視点の直前に配置することで視聴者に立体映像を提示する接眼型の表示装置が用いられる。接眼型表示装置は、メガネ型などの装着型表示装置と据え置き型表示装置の2種類に大別できる。表示装置が接眼型であることの利点として、プロジェクタなどに用いられる小型の高画素密度表示デバイスを光学的に目の前に配置することができるため、視野全体に広がる

大画面立体映像を表示できることが挙げられる。据え置き型の接眼立体表示装置は実際に遠隔医療装置や立体内視鏡での患部表示装置として搭載されており、立体表示機能は術中の正確な患部形状把握に貢献している [6]。

装着型の接眼型表示装置は持ち運びが可能であることから、場所を選ばずに視聴できるという利点に加え、加速度センサを搭載し装着者の視界方向の情報を考慮した立体映像を表示することで仮想現実感 (VR: Virtual Reality) を得られる没入型ディスプレイとして使用することも可能であるという利点を持つ。また、視界前方を開放することであたかも現実世界に存在するような立体像を表示できることから、拡張現実感 (AR: Augmented Reality) を得られるディスプレイとしての使用も可能であり、AR システムは道案内システム [7, 8] や観光案内システム [9] など様々な用途に応用するための研究が盛んに行われている。

上述のとおり、ステレオグラムは左右の視点に異なる映像を提供するという技術的な容易さから、目的に応じて様々な実装形態が存在し、それ故立体視市場の開拓に貢献しているといえる。しかし、ステレオグラムを利用して得られるこれらの立体映像はヒトの立体視における生理的要因のうちの一部しか満たしておらず、長時間の視聴による眼精疲労が問題視されている。

1.1.2 立体視における生理的要因

ヒトが対象物を立体であると視認するためには、主に表 1.1 および図 1.1 に示す 3 つの生理的要因が作用する [10]。これらのうち両眼視差および輻輳は両眼視においてのみ作用し、立体感の知覚に大きく寄与する要因である。一方、焦点調節は単眼視においても作用するが、立体感の知覚には他の 2 つの要因と比較して寄与する度合いは低い。他にも視点が移動した際の対象物体の移動量が奥行きに応じ異なって観察される運動視差や、大きさや陰影といった様々な経験学習的、心理的要因が作用することも知られている。この中でも先に挙げた 3 つの生理的要因はいずれか 1 つでも満足していない要因があると観察者に違和感を与えることから、立体感の知覚において特に重要な要因であるとされている。

ステレオグラムではこのうち両眼視差のみを用いて本来 2 次元である平面画像を脳に 3 次元の立体像であると錯覚させることで視聴者に立体感を知覚させるため、視聴者は実物体と同様の感覚で立体感を得ることができず、疲労感や違和感を覚えることが多い。この違和感は、一般に輻輳調節矛盾として知られている [11, 12]。輻輳調節矛盾とは、ある奥行きに存在する物体を注視した際、輻輳と調節が物体の奥行きごとに決まった一定量だけ働くべきところを、一方のみが正しい量だけ働き、もう一方は本来とは異なる量だけ働くような、輻輳-調節間の不整合を指す。ステレオグラムでは映像が表示されるスクリーンは視点から一定の奥行きに存在するため、立体視が行われている場合でも焦点調節はスクリーン平面上にのみ働くのに対し、立体映像はスクリーン前後に知覚されるように表示されるため、輻

表 1.1 ヒトの立体視に関する生理的要因

要因	説明	特徴
両眼視差	両眼の視点位置の違いによって生じる，網膜像のずれ．瞳孔間距離により個々人でわずかに異なる．	両眼視で機能
輻輳	両眼視差によって生じる二重像を単一像として融像させるのに必要な眼球の回転運動．	両眼視で機能
焦点調節	眼球におけるレンズである水晶体の厚み調節．水晶体の焦点距離が調節され，注視物体像を網膜に結像させる．	常時機能

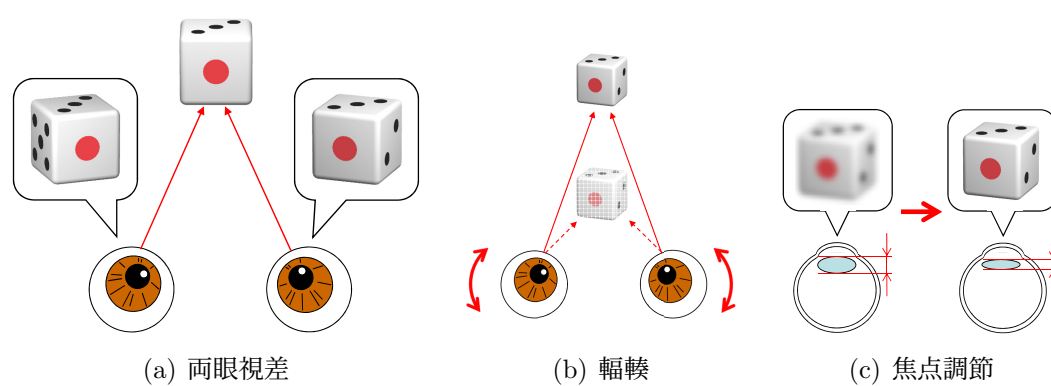


図 1.1 ヒトの立体視に関する生理的要因の補足図

輻輳はスクリーン平面以外の奥行きに働く．その結果輻輳調節矛盾が発生し，視聴者は違和感を覚え，眼精疲労やいわゆる 3D 酔いを誘発する．

一方，上記 3つの生理的要因すべてを満足する立体表示技術としてホログラフィが知られている．

1.1.3 ホログラフィ

ホログラフィは光の回折と干渉を利用して対象物体の表面から空間中を伝播する光の波面をホログラム面に置かれた記録媒体に記録し，記録した光を再現することができる技術であり，1948 年に Gabor によって発明された [13]．ホログラフィでは光の波面を再現することで立体を再生するため，再生像を観察する際，理論的には実物体と同一の調節や輻輳，運動視差などを得ることができる．ホログラフィによる再生像はヒトの立体視における生理的要因をすべて満たすことから，観察者に立体映像表現特有の不快感を与えない理想的な立体表示技術であるといえる．

ホログラフィの記録には，LD (laser diode) などの干渉性の高い光源を用いる．本論文では，干渉性の高い光源をコヒーレントな光源，干渉性の高さをコヒーレ

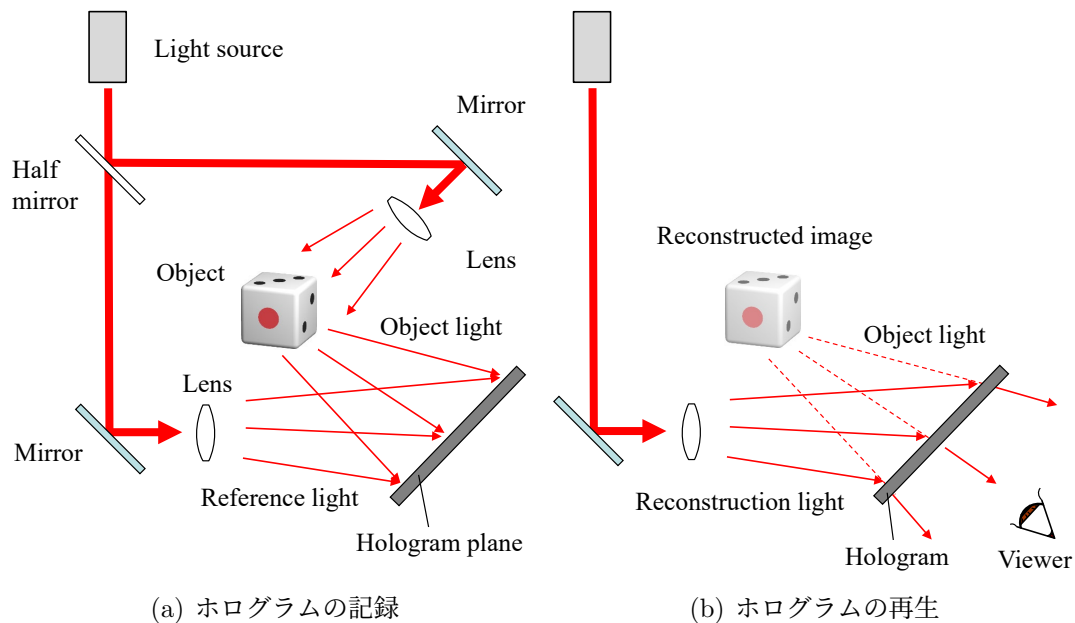


図 1.2 ホログラムの原理

ンスと表記する．ホログラフィの記録光学系の例を図 1.2(a) に示す．光源から射出した光をハーフミラーやプリズムなどのビームスプリッタで2方向に分岐させ、レンズやピンホールを介し広がりを持たせる．それら2つの光波のうち一方を記録する対象物体に、もう一方をホログラム面に直接照射する．このとき、物体表面からホログラムへ伝播する光を物体光、光源から直接ホログラム面へ照射される光を参照光と呼ぶ．物体光と参照光はその干渉性の高さからホログラム面に干渉縞を形成する．この干渉縞を記録した媒体をホログラムと呼び、ホログラムはその生成手段によって大きくアナログホログラム、デジタルホログラム、および2章で説明する計算機合成ホログラム (CGH: Computer Generated Hologram) の3つに分類される．アナログホログラムは記録媒体として写真乾板などの感光剤を使用し、図 1.3 に示すような臨場感の高い立体像を表示可能な一枚絵のホログラムとして作製される．現在では偽造の困難さから紙幣やクレジットカードなどのセキュリティ向上手段として使用されていたり、単位体積あたりに記録できる情報量の多さや光速再生による高転送レートなどからホログラフィックメモリとして利用する研究が行われている [14]．それに対しデジタルホログラムはホログラム面に CCD (Charge Coupled Device) などのイメージセンサを配置することで干渉縞の輝度を電子的に保存するホログラムを指す．本論文ではこの技術をデジタルホログラフィと呼び、後述の電子ホログラフィと区別する．デジタルホログラフィは主な被写体が実物体であるため、対象物体の微細な形状を把握するデジタルホログラフィック顕微鏡などに利用されている [15]．CGH は上述したホログラムの記録過程をすべて計算機シミュレーションで行うことにより得られるホログラム



図 1.3 アナログホログラフィの例

であり、デジタルホログラフィと同様干渉縞データが電子的に記録される．CGHの最大の利点は記録物体としてCG(Computer Graphics)モデル等で作製された任意形状の仮想物体を扱えるという点であり，これにより上述のアナログホログラムやデジタルホログラムのように対象が実物体であるという制約から解放されるため，幅広い応用が可能となる．

このようにして対象物体を干渉縞として記録したホログラムからは，記録の際に用いた参照光と同等の性質を持つ光を同じ角度から照射することで対象物体の仮想立体像を再生することができる．ホログラフィの再生光学系の例を図1.2(b)に示す．ここで，再生のために用いる光は参照光と区別し再生照明光と呼ぶ．ホログラムが有する干渉縞は回折格子としてはたらき，通過する再生照明光が回折することで記録時の物体光波が再現される．再現された物体光が観察者の眼に到達すると，観察者は記録された立体像をホログラム越しに観察することができる．

1.1.4 電子ホログラフィと実用上の課題

アナログホログラフィでは干渉縞の記録媒体として写真乾板等が用いられるため、実物体と見間違ふほどの高い臨場感や写実性を持つ立体を表示可能である一方、写真のようにある瞬間を捉えた静止状態の立体像しか表示できないという欠点がある。それに対して電子ホログラフィ[16]はCGHなどの電子データとして記録されたホログラムを音響光学空間変調器(AOM; Acoust Optical Modulator)[17]やLCD(Liquid Crystal Display), DMD(Digital Micromirror Device)[18]といった空間光変調器(SLM; Spatial Light Modulator)で表示するため、SLMに表示するホログラムを連続的に切り替えることで立体動画像の表示が可能である。したがって、電子ホログラフィは多様な応用先が見込めることから、次世代の立体表示技術として期待されている。

しかしながら、電子ホログラフィには技術的な課題が多く残されているため、未だ実用化には至っていない。電子ホログラフィの実用性を阻む主要因として、再生装置に求められる視域、視野、カラー再生対応、装置の大きさという4つの基本性能が実用化レベルに到達している装置が報告されていないことや、再生された立体像が正しい奥行き知覚刺激を与えられているかを確認した例が少ないこと、再生像品質の観点で最適な光源コヒーレンスが明らかになっていないため臨場感や写実性が低くなってしまうことなどが挙げられる。

1.2 研究目的と本論文の構成

本研究の目的は、上述した再生装置と光源装置それぞれに関する課題を解決可能な装置を開発し、立体表示技術としての電子ホログラフィの実用性を向上させることである。具体的には、視域、視野、カラー再生対応、装置の大きさという4つの基本性能に対して実用上有用であり、正確な奥行き知覚刺激を与える立体像を再生可能な装置を開発すること、および再生用光源の最適コヒーレンスを調査するため、コヒーレンスを無段階に調整可能な光源を開発することを目的とする。

そこで、本研究ではいくつかの段階に分けて提案装置を開発してきた。本論文ではそれら提案装置のうち、主要な提案構造を備えた3つの再生装置と1つの光源装置について、原理や構造、実験を通して確認した有用性をまとめて報告する。

本論文の構成は以下の通りである。

2章では電子ホログラフィにおける最大の利点ともいえる仮想立体像の生成に必要なCGHの計算方法に関して説明する。ここで説明する計算方法は、以降で報告する提案装置に適用するためのベースの手法である。

3章では電子ホログラフィの視野と視域に関する制約やフーリエ変換光学系を利用した視野拡大光学系について説明し、これまで報告されてきた電子ホログラフィ再生装置の構造と特徴を簡単に述べる。

4章ではこれまで開発してきた提案装置のうち、小型の高密度LCDにレンズを2枚組み合わせることで大幅な視野の拡大を実現し、そのような再生光学系を両眼用に2組配置することで両眼視化を実現した提案装置Ⅰと、両眼視可能であることに加えて再生像のカラー化、装置の大幅な小型化、再生像のシースルー化、および位置補正による高精度化を図った提案装置Ⅱ、さらにそれをHMD化することで頭部装着型としての利用が可能な提案装置Ⅲについて報告する。実験では各提案装置および提案補正手法の有用性を確かめるため、カメラによる客観評価実験および複数の被験者を動員した主観評価実験、複雑な形状を持つ立体を再生する光学再生実験の3つの実験を通した立体像の表示性能に関する評価実験を行う。

続いて、5章では、光源コヒーレンスが再生像品質に与える影響について述べ、ホログラム再生時の光源コヒーレンスは必ずしも高いほうがよいというものではなく、再生像品質に関する最適値が存在することを説明する。その上でコヒーレンスの最適値を調査するために提案する時間的コヒーレンスを無段階制御可能な光源装置について、その構造と原理、および実験を通して確認した光源としての各種性能を報告する。

その後6章で考察を加え、最後に7章にて結論としてまとめと今後の展望を述べる。

第2章 計算機合成ホログラム

2.1 計算機合成ホログラムの生成過程

計算機合成ホログラム (CGH) は、物体光や参照光などの光波伝播計算をすべて計算機内でシミュレートすることで生成されるホログラムであり、電子ホログラフィにより立体像を再生する際のホログラムデータとしてしばしば用いられる。生成時に LD を用いて実物体を記録対象とする従来型の写真乾板を用いるホログラフィと比較し、記録媒体に使用する薬品や LD の使用に伴う危険を回避でき、さらに余計な光を遮光するための暗室といった環境を整える必要がなくなることも CGH を用いる大きな利点である。

CGH 生成から立体像再生までの流れを図 2.1 に示す。CGH の生成では、まず再生する物体のモデルを作製し、必要なデータ形式に変換する。例えば後述の点充填法を用いた立体表現であれば、物体データを構成する点群の 3 次元座標を羅列したデータ形式への変換が必要となる。次に、使用する光源の波長と配置する 3 次元座標を決定した上で、物体光および参照光の伝播を計算する。この計算の際、物体光と参照光の角度差によりホログラム面上での干渉縞の空間周波数が決定されるため、周波数制限を行い不要な領域の計算を省略する。最後に、これらの光波同士のホログラム面上での干渉計算を行い、CGH を 2 次元画像として生成する。再生の際には、設定した参照光と同等の性質を持つ光源を再生照明光としてホログラムに照射することで、所望の立体像を観察することができる。

2.2 点充填法を用いた CGH 計算

点充填法は再生する物体の表面を小さな点光源の集まりとみなし、各点光源からホログラム面へ伝播する光波を重ね合わせることで物体光を再現する CGH 計算法である [19]。

図 2.2 に点充填法の概略図を示す。対象物体を N 個の点光源から成る点光源群であるとする、 i 番目の点光源 (x_i, y_i, z_i) とホログラム面上のある画素 $(x, y, 0)$ との間の距離 r_i は

$$r_i = \sqrt{(x_i - x)^2 + (y_i - y)^2 + z_i^2} \quad (2.1)$$

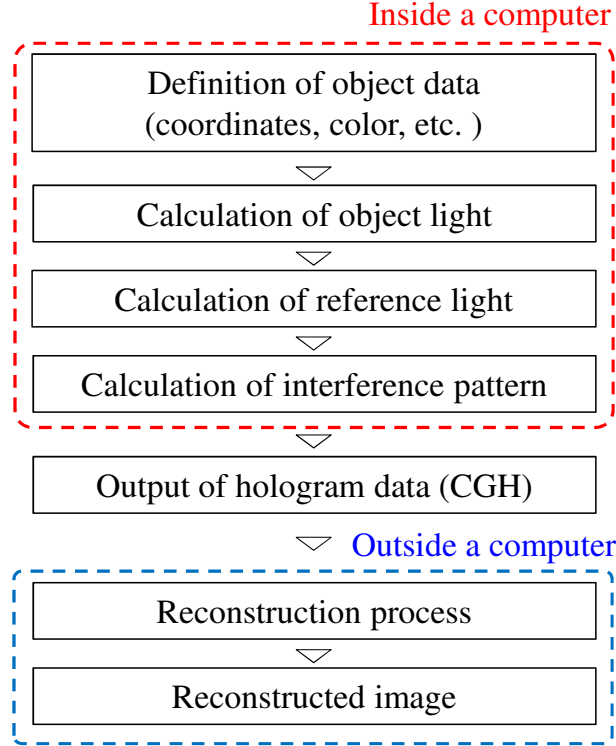


図 2.1 計算機合成ホログラムの生成から再生までの流れ

と表され，この点光源のホログラム面上での複素振幅 O_i は振幅 a_i および位相 ϕ_i を用いて

$$O_i(x, y) = \frac{a_i}{d_i} \exp\left\{-j\left(\frac{2\pi}{\lambda} r_i + \phi_i\right)\right\} \quad (2.2)$$

と表される．ホログラム面上での物体光の複素振幅 $O(x, y)$ は物体を構成するすべての点光源の重ね合わせであるため，以下の計算により導出される．

$$O(x, y) = \sum_{i=1}^N O_i(x, y) \quad (2.3)$$

参照光は，物体光と同一の波長を持ちホログラム面に直接照射する光として計算する．参照光の光源としては平面波を発する平行光源または球面波を発する点光源が用いられる．参照光に平行光を用いる場合，参照光のパラメータとして入射角を設定し，平行光の伝播方向を定義する．図 2.3 に示すように， x - y 平面に対する参照光の入射角を θ とすると，ホログラム面上での複素振幅 $R_p(x, y)$ は振幅 a_p を用いて

$$R_p(x, y) = a_p \exp\left\{-j\frac{2\pi}{\lambda}(x \sin \theta + y \cos \theta)\right\} \quad (2.4)$$

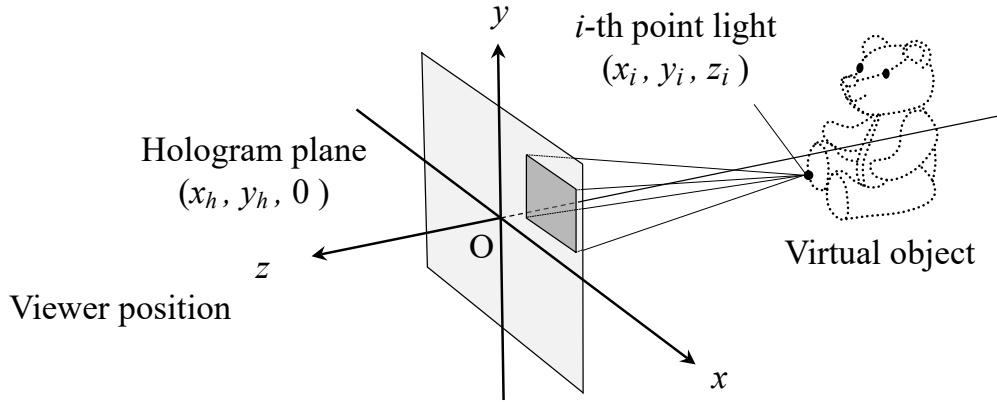


図 2.2 点充填法における物体光の伝播.

と表される. ここで, 生成したホログラムは物体の真の像とは別に共役像も同時に再生してしまうため, On-axis の状態, つまり $\theta = 0$ である場合にはそれら 2 つの像が重なって観察される. そのため, 通常は Off-axis な状態, つまり $\theta \neq 0$ とし, 参照光をある程度傾けた状態で CGH を生成することで, 2 つの像を分離させ, 真の像のみを観察できるようにする.

一方, 参照光に球面波を用いる場合, 参照光の座標 (x_r, y_r, z_r) とホログラム面上のある画素 $(x, y, 0)$ との間の距離 d_r は

$$d_r = \sqrt{(x_r - x)^2 + (y_r - y)^2 + z_r^2} \quad (2.5)$$

で計算され, ホログラム面上での参照光の複素振幅は $R_s(x, y)$ は, 振幅 a_s および位相 ϕ_r を用いて

$$R_s(x, y) = \frac{a_s}{d_r} \exp\left\{-j\left(\frac{2\pi}{\lambda}d_r + \phi_r\right)\right\} \quad (2.6)$$

と表される. 本装置には再生照明光として点光源を用いるため, 球面波の計算を適用する.

式 (2.2) および式 (2.6) を用いて, ホログラム面上での物体光 $O(x, y)$ と参照光 $R(x, y)$ の干渉縞強度 $I(x, y)$ は以下の式により求められる.

$$\begin{aligned} I(x, y) &= |O(x, y) + R(x, y)|^2 \\ &= |O(x, y)|^2 + |R(x, y)|^2 + O(x, y)R(x, y)^* + R(x, y)O(x, y)^* \\ &= |O(x, y)|^2 + |R(x, y)|^2 + 2\text{Re}[O(x, y)R(x, y)^*] \end{aligned} \quad (2.7)$$

式 (2.7) において, $O(x, y)^*$ および $R(x, y)^*$ は複素共役を, $\text{Re}[C]$ は複素数 C の実部をそれぞれ表す. また, $|O(x, y)|^2$, $|R(x, y)|^2$ はそれぞれ物体光および参照光の強度を表し, 立体像の再生には不要な項である. そのため, 干渉縞として $2\text{Re}[O(x, y)R(x, y)^*]$ を記録した CGH を再生することで所望の立体像を観察することができる.

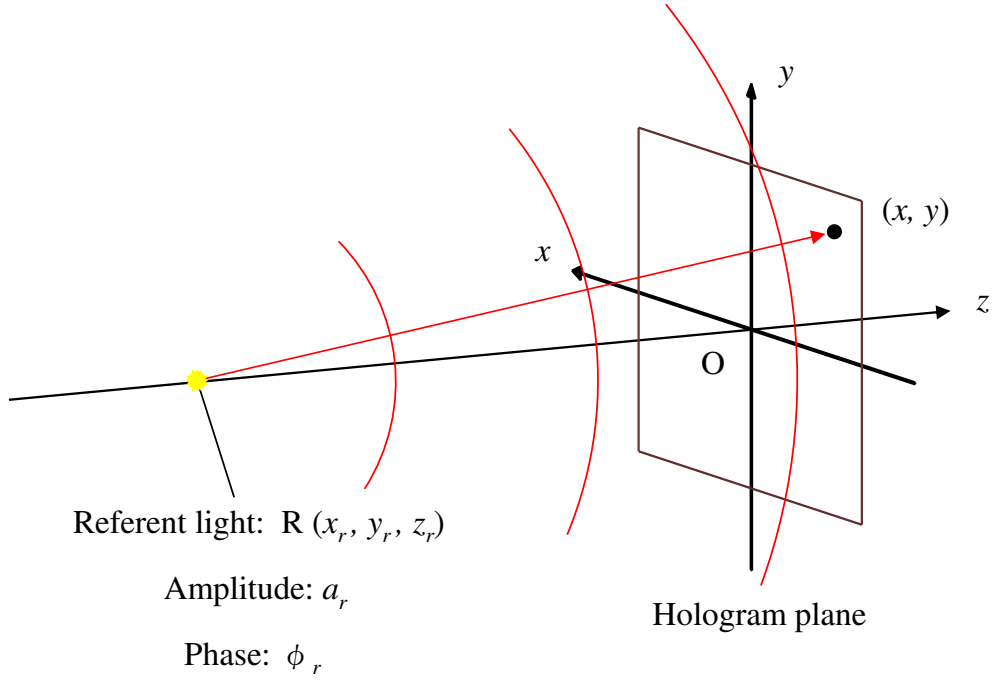


図 2.3 参照光の計算

2.3 点充填法における周波数制限

先に述べた干渉縞の空間周波数の高さと表示デバイスの分解能の低さに起因するエイリアシング問題は、CGH 計算時において表示デバイスの分解能を超える高周波数成分を持つ干渉縞の計算を省くことで対策可能である。したがって、周波数制限を行うことで高次回折光といった観察を阻害する迷光の発生を抑制し、計算時間を短縮することができる。

点充填法における周波数制限では、物体光と参照光の間の位相差の有無によって計算方法が異なる。まず、物体光と参照光に位相差がない場合を考える。この場合、周波数制限の閾値となる空間周波数は、位相の方向微分により求めることができる。ホログラム面上に x 軸と y 軸をとり、原点を通りホログラム面に垂直な直線として z 軸をとると、 x 軸方向と y 軸方向の空間周波数はそれぞれ同様の計算による求めることができる。ここでは x 軸方向の空間周波数に着目する。図 2.4 に示すような、 z 軸上のある点 $(0, 0, z)$ にある点物体を考えると、ホログラム面上のある画素 $(x, y, 0)$ における複素振幅 $O(x)$ は、2 点間の距離 $r = \sqrt{x^2 + y^2}$ 、位相 $\phi = -j2\pi/\lambda$ を用いて、

$$O(x) = \exp\{-j2\pi r/\lambda\} \quad (2.8)$$

と表される。ここで、 x 軸方向の空間周波数 f_x は $O(x)$ の位相項の微分であるた

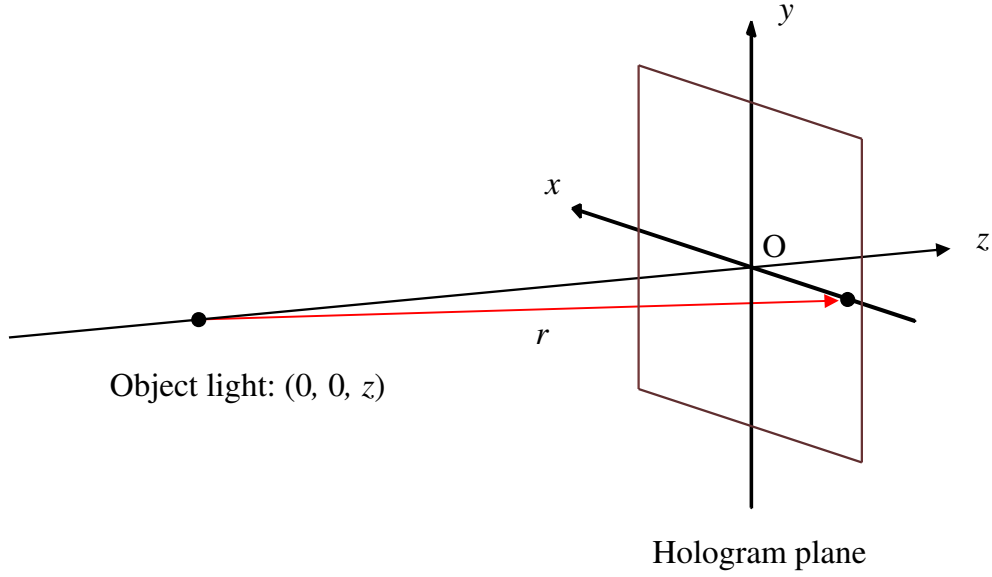


図 2.4 物体光と参照光に位相差が無い場合の周波数制限

め、以下の式で表される.

$$\begin{aligned} f_x &= \frac{1}{2\pi} \frac{d\phi}{dx} \\ &= -\frac{x}{\lambda\sqrt{x^2 + z^2}} \end{aligned} \quad (2.9)$$

このとき、空間周波数 f_x が表示デバイスの画素間隔 p のサンプリング周波数 f_p を超えなければエイリアシングは発生しないことから、 f_x は以下の関係式を満たせばよい.

$$|f_x| < f_{max} \quad (2.10)$$

$$\frac{x}{\lambda\sqrt{x^2 + z^2}} < \frac{1}{2p} \quad (2.11)$$

y 軸方向に関しても同様の条件を当てはめた計算処理を行うことで、周波数制限のかけられた CGH を得ることができる. また、式 (2.10) から、 $p < \lambda/2$ を満たすような画素間隔を持つ表示デバイスを用いれば周波数制限を行う必要がないことが分かる. しかし、可視光としては長波長である赤色光源の波長が 650nm 付近であることを考慮すると約 325nm という画素間隔の細かさが求められるが、現在ではそのような分解能を有する表示デバイスは存在しない.

次に、参照光に角度がつく場合や参照光として球面波を用いる場合など、物体光と参照光に位相差がある場合を考える. 2 光波間に位相差が生じる場合、それぞれの光源からホログラム面上の隣接する 2 つの画素までの光路差を用いて周波数制限を行う. 図 2.5 に示すようにホログラム面上の隣接する 2 つの画素をそれぞれ

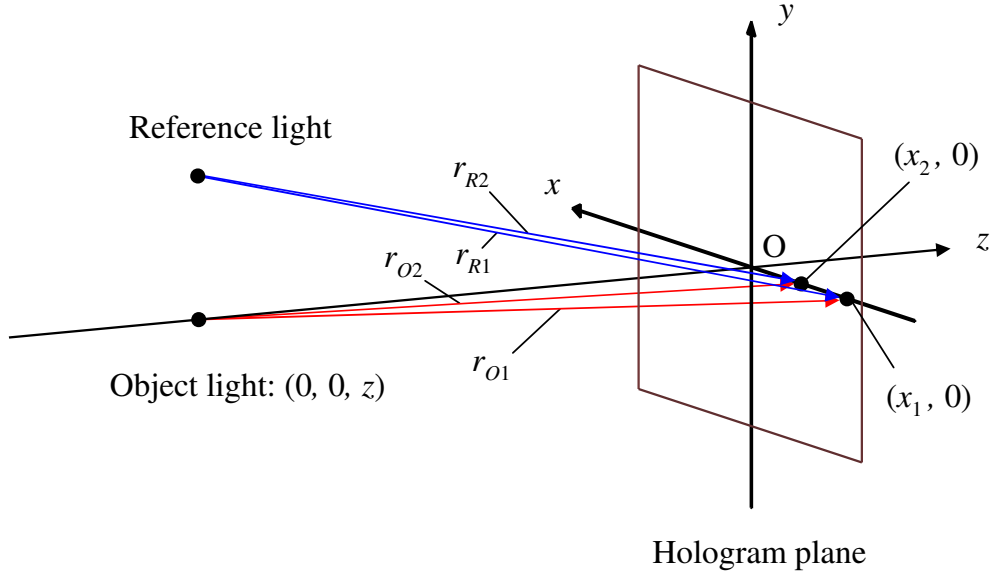


図 2.5 物体光と参照光に位相差が無い場合の周波数制限

$p_1(x_1, y)$, $p_2(x_2, y)$ とし, 点物体と p_1 , p_2 との間の距離を r_{O1} , r_{O2} , 参照光源と p_1 , p_2 との間の距離を r_{R1} , r_{R2} とすると,

$$\Delta r_1 = r_{R1} - r_{O1} \quad (2.12)$$

$$\Delta r_2 = r_{R2} - r_{O2} \quad (2.13)$$

で表される Δr_1 , Δr_2 を用いて周波数制限は以下のような条件に式により表現される.

$$|\Delta r_1 - \Delta r_2| < \frac{\lambda}{2} \quad (2.14)$$

第3章 電子ホログラフィ

3.1 視野と視域

電子ホログラフィは電子データとして記録された干渉縞をSLMに表示する構成のホログラフィである。電子ホログラフィにおける主要な問題点の1つに、SLMの画素密度が不十分であることが挙げられる。ホログラム表示用のSLMは、理想的には光の波長オーダーの分解能である必要があり、画素間隔で $1\text{ }\mu\text{m}$ 以下の細かさに相当する。これは現在プロジェクタなどに用いられる高分解能LCDの画素間隔である約 $10\text{ }\mu\text{m}$ と比較して一桁程度の乖離がある。したがって、現在一般的に入手可能な表示デバイスでは非常に高い空間周波数を持つホログラムの干渉縞を正確に表示することができず、干渉縞のうち表示デバイスの画素サンプリング周波数を超える空間周波数成分が原因でエイリアシングノイズが発生する。干渉縞の間隔は物体光と参照光の角度差が大きくなるほど狭くなるため、ホログラム記録時には物体光と参照光の角度差がエイリアシングを発生させない最大の角度差 θ_{max} を超えないよう配置する必要がある。このとき、物体光のうち参照光の進行方向を中心に $2\theta_{max}$ の範囲で広がる角度の波面が再生できることになり、この角度を視野角、再生像を表示できる空間範囲を視野と呼ぶ。 θ_{max} は再生照明光の波長 λ と表示デバイスの画素間隔 p を用いて次式で表される。

$$\theta_{max} = \sin^{-1} \left(\frac{\lambda}{2p} \right). \quad (3.1)$$

式(3.2)により求められる角度 θ_{max} は回折角と呼ばれる。物体光の広がる範囲内に視点を置くと再生像全体を観察できることからこの範囲を視域と呼び、視域の広がり角である視域角は視野角 $2\theta_{max}$ と一致する。図3.1にホログラフィ再生像における視野と視域の関係を表す概略図を示す。ホログラムに照射された平行光はホログラム面で最大 θ_{max} の角度で回折し、物体光を形成する。このとき、視野内に表示される再生像の全体像は視域内に視点を置くことで観察することができる。

例えば光の波長 λ を $632\text{ }\mu\text{m}$ 、使用する表示デバイスの画素間隔を分解能 500 本/mm のフィルムに相当する $1\text{ }\mu\text{m}$ とすると、視野角および視域角は約 36° である。このように画素間隔が十分狭い表示デバイスを用いて再生した場合には図3.2(a)に示すよう広い視域が確保しやすいため容易に両眼視でき、また視界の妨げとなる再生照明光の透過光や共役光と角度差がつけられるため観察者は物体光のみを観察しやすい。それに対して画素間隔を高分解能LCDに相当する $10\text{ }\mu\text{m}$ と

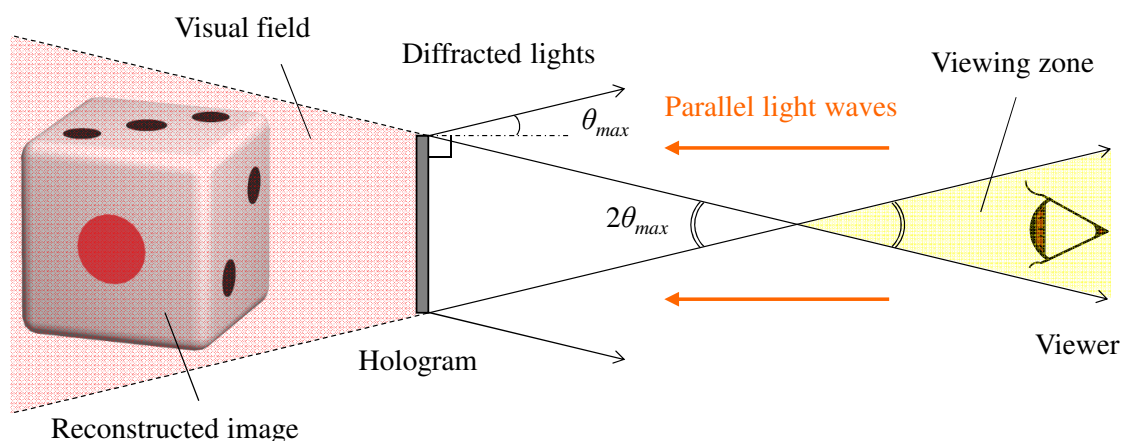


図 3.1 ホログラフィ再生像における視野と視域

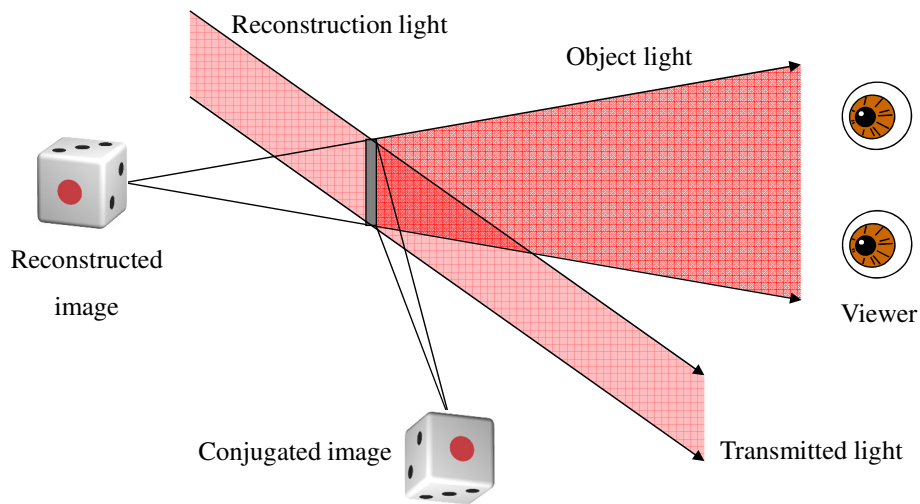
するとそれぞれの角度は 3.6° となり、画素間隔がフィルム相当の $1\ \mu\text{m}$ であった場合と比較して大幅に減少する．このような画素間隔の粗い表示デバイスを用いると、図 3.2(b) に示すよう視域が狭まるため再生像を両眼視することは困難となり、また妨害光が観察者の視界に入り易くなるため物体光観察の妨げとなる．

また、再生像はホログラムを通してのみ観察可能であるため、十分な回折角を得られてもホログラムの枠外では再生像を観察することはできない．したがって、大きな物体を広い視域・視野で観察するためには高い画素密度に加え、十分に高い解像度、すなわち画素数が必要である．例えば、図 1.3 に示したアナログホログラムを電子ホログラフィで再生する場合、サイズを A4、画素間隔を $1\ \mu\text{m}$ とすると、表示デバイスに求められる解像度は $297,000 \times 210,000$ 画素となる．これは解像度だけを取っても 4K 解像度の表示デバイス約 7,500 枚分に相当するため、単純に表示デバイスだけで解決するのは現実的ではない．

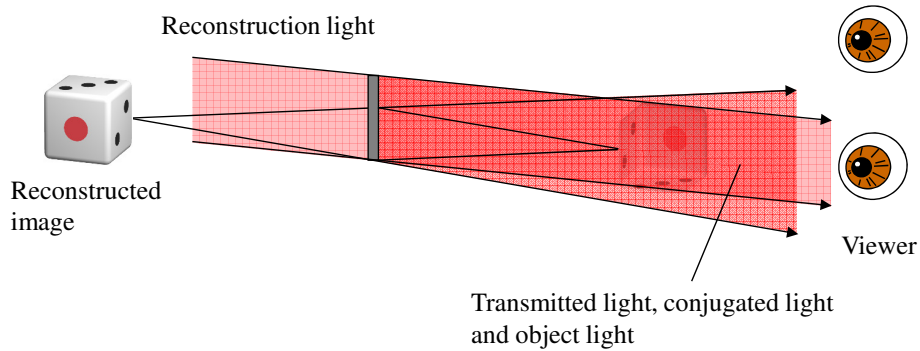
上述のような理由により、電子ホログラフィではアナログホログラフィに匹敵する視野と視域を確保することは困難である．したがって、限られた解像度と画素密度の中で、視野と視域を拡大する手法が必要である．

3.2 視野の拡大

上述の通り、現在入手可能な表示デバイスでは画素密度と解像度が不十分であることから、広い視野と視域を得ることが困難である．先行研究では、画素間隔 $4.8\ \mu\text{m}$ の 4K 解像度 SLM9 枚を光学的に 3×3 に平面充填させ、疑似的に 12K の解像度を持つ SLM を用いることで視野拡大を図った装置が提案されている [20]．これにより、実サイズ 63 mm、視域 7.5° での立体像表示が可能である．しかし、SLM を複数枚合成させるために複数のプリズムやレンズを使用する必要があり、また光束幅が大きくなる分使用するレンズ径も大きくする必要があるのであるため、光学系の



(a) 表示デバイスのピクセルピッチが狭い場合の各光路

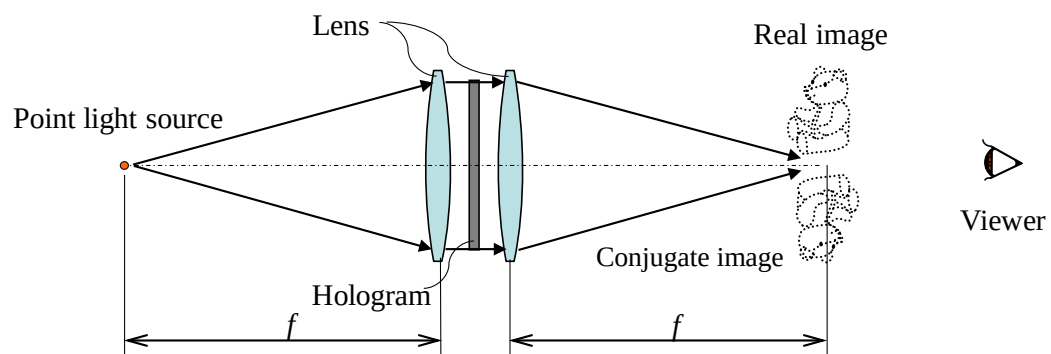


(b) 表示デバイスのピクセルピッチが広い場合の各光路

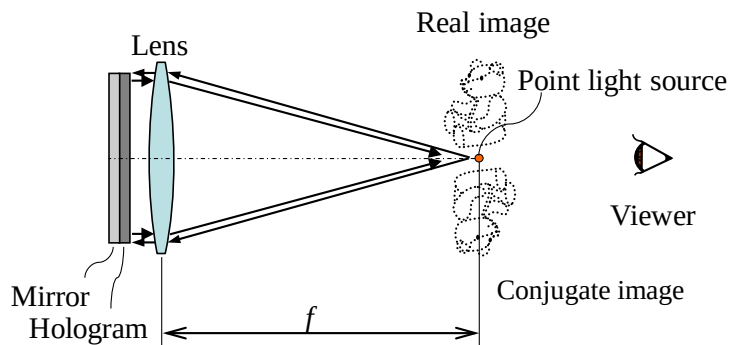
図 3.2 ピクセルピッチによる回折角の変化が再生像の観察に及ぼす影響

複雑化や増大を招いていた。

視野拡大の別のアプローチとして、再生装置を接眼型とする手法がある。接眼型再生装置は顕微鏡や双眼鏡のように視点の直前に装置を配置することができるため、SLMを視点に接近させることができる。したがって、実サイズの小さい高画素密度SLMを使用する場合においても、眼の直前に配置することで見かけ上の画各を大きくすることが可能である。本研究では、接眼型再生装置を構成する上で、フーリエ変換光学系を用いる。フーリエ変換光学系は表示デバイスと光源のほかにレンズを1枚しか用いないシンプルな構造を特徴とする光学系である。また、光源からの直接光である0次光や高次回折光といった観察の妨げとなる光はレンズの焦点位置に結像されるため、4f光学系 [21] といった長い光路長を必要とする妨害光除去法を使用せずともレンズ焦点位置に空間フィルタを配置することで妨害光を容易に除去できるという利点がある。従って、フーリエ変換光学系は接眼型による広い視野を比較的小型の再生装置で得る際に有効である。



(a) 透過型SLMを用いたフーリエ変換光学系



(b) 反射型SLMを用いたフーリエ変換光学系

図 3.3 フーリエ変換光学系の概略図

フーリエ変換光学系は、透過型 SLM とレンズを用いて図 3.3(a) のように構成される。焦点距離 f のレンズがホログラムを挟む形で隣接して備えられており、片方のレンズの焦点位置には点光源が配置されている。光源を点灯させると、光源から射出された光は平行光となってホログラムに入射する。ホログラムで回折した光は出射側レンズを通して物体光を再現し、焦点位置付近に記録物体の実像と共役像を結像する。これがフーリエ変換光学系における立体像の再生過程である。したがって、フーリエ変換光学系における記録時には、記録する対象物体がレンズの焦点位置に配置された状態となるため、物体光はレンズの効果でフーリエ変換された光波となってホログラムに記録される。

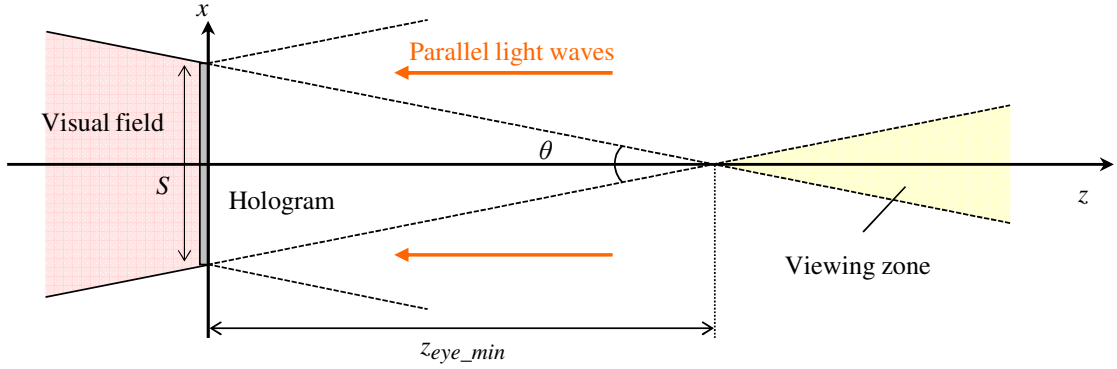
図 3.3(a) では、レンズの配置と光線の光路はホログラム面に対して対称であるため、反射型 SLM を用いるか、あるいはホログラムに隣接するようにミラーを配置することで、図 3.3(b) のような構成にすることができる。本研究では、扱うレンズの枚数を低減させるために、反射型ディスプレイを用いて図 3.3(b) のような光学系を用いる。

通常のフーリエ変換光学系では、再生像の位置がホログラム前面のレンズ焦点位置付近に制限され、ホログラム後方に再生像を表示できない。そこで、佐藤らが表示空間をホログラム後方へ拡大可能な計算法を提案した [22]。本計算法の詳細は 3.3 節以降で述べるが、ここでは本手法を適用したフーリエ変換光学系の視野と視域について、光源の他にホログラムのみを用いた従来型の光学系との比較を行いながら説明する。

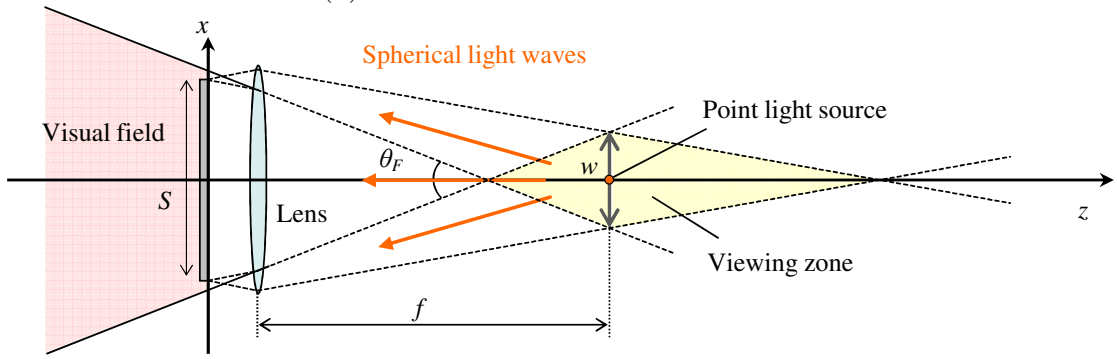
図 3.4(a) に、ホログラムのみを用いた従来型の光学系の概略図を示す。この光学系における視野角および視域角 θ は 3.1 節で述べた通り、式 (3.1) で与えられる回折角 θ_{max} の 2 倍となる。

$$\theta = 2\theta_{max} = 2 \sin^{-1} \left(\frac{\lambda}{2p} \right) \quad (3.2)$$

図 3.4(a) から分かる通り、視野と同じく視域においてもホログラムからの距離が離れるほど空間的に広がるため、視域内に両眼が収まる距離まで離れることで両眼視自体は可能である。ただし、立体を認識する際に観察者が得る焦点調節刺激および輻輳刺激は視点から対象物までの距離に反比例するため、表示可能なホログラムサイズが 15 mm 程度であるような高画素密度 SLM を用いる場合、視点の後方に広がる視域は無駄になっていると考えられる。一方、図 3.4(b) に示すフーリエ変換光学系における視域は最大幅 w を持つ領域内に制限されるが、視野はホログラムのみを用いた光学系と比較してレンズ効果により拡大される。本論文では便宜上 w を視域幅と呼び、視域において最大幅 w を持つ位置を観察窓と呼ぶこととする。ここで、視域とはホログラム全体を観察可能な範囲と定義したため、フーリエ変換光学系における視域は図 3.4(b) の黄色で示すような、ホログラムの両端点から $\pm\theta_{max}$ の角度で射出した 2 つの光波が重複する領域である。視域幅 w 、視域角および視野角の最大値 θ_{Fmax} 、レンズ焦点位置での視野角 θ_{Fw} はホログラムの



(a) ホログラムのみを用いた光学系



(b) フーリエ変換光学系

図 3.4 各再生光学系における視野と視域

大きさ S を用いてそれぞれ下記の式で表される.

$$w = \frac{\lambda f}{p} \quad (3.3)$$

$$\theta_{Fmax} = 2 \tan^{-1} \left(\frac{S + w}{2f} \right) \quad (3.4)$$

$$\theta_{Fw} = 2 \tan^{-1} \left(\frac{S}{2f} \right) \quad (3.5)$$

式 (3.2) および式 (3.4)–(3.5) から、ホログラムのみを用いた光学系における視野角 θ は再生に用いる照明光の波長 λ および表示デバイスの画素間隔 p のみに依存して一定値を取るのに対し、フーリエ変換光学系における視野の最大角 θ_F はホログラムの大きさ S が大きくなるほど、また、焦点距離 f が短くなるほど増加することが分かる. 反対に、式 (3.3) から視域幅 w は焦点距離 f の減少に応じて小さくなる.

本来であれば視野の増加に伴う視域の減少は欠点となり得るが、接眼型表示装置においては視域を瞳孔径まで狭めることは実用上問題とならない. したがって、フーリエ変換光学系は接眼型表示装置において視野を拡大させる際に有用であるといえる.

3.3 表示空間の拡大

前節で述べた通り，一般的なフーリエ変換光学系では再生像の位置がホログラム前面のレンズ焦点位置付近に制限され，奥行きの深い再生像を表現することはできない．そこで，本研究ではフーリエ変換光学系を用いながら再生像を自由な奥行に配置可能な計算法 [22] を適用する．これは，4.3 節で説明する提案装置 II，および 4.4 節で説明する提案装置 III に適用する計算法である．

本計算手法では，レンズレスフーリエ変換 [23] を基にした計算を行う．レンズレスフーリエ変換は，ホログラム面からある距離だけ離れた同一面内に記録物体と球面波参照光を配置し，近似的にフーリエ変換を行う手法である．ここでは簡単のため， x - z 平面に関して考えるが， y - z 平面に関して同様の考え方を適用することで計算可能である．また，計算には点充填法を適用するため，1 点の座標を持つ物体の場合について考えれば，複数の点物体で構成される複雑な物体についても適用可能である．

CGH 計算時の配置を図 3.5(a) に示すように参照光の座標を $R(0, f)$ ，仮想物体の座標を $O(x_O, z_O)$ とする．ここで， f は後に使用するレンズの焦点距離を表す．この配置で計算されたホログラムに平行光を照射すると，図 3.5(b) に示すように物体は直接像 $P(x_1, z_1)$ および共役像 $Q(x_2, z_2)$ として再生される．ここで， P ， Q の座標はホログラムの結像理論 [24] によりそれぞれ下記の式で表される．

$$z_1 = \frac{z_O f}{z_O + f} \quad (3.6)$$

$$x_1 = \frac{x_O}{z_O} z_1 \quad (3.7)$$

$$z_2 = -\frac{z_O f}{z_O + f} \quad (3.8)$$

$$x_2 = -\frac{x_O}{z_O} z_2 \quad (3.9)$$

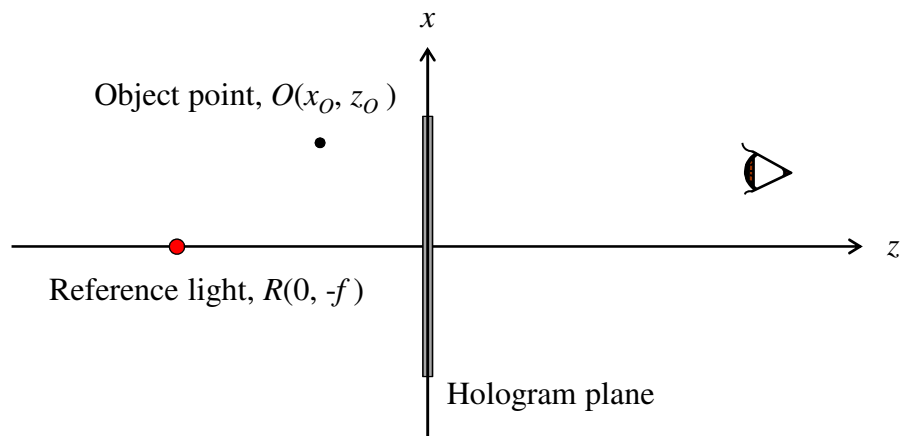
この再生光学系に図 3.5(c) に示すよう焦点距離 f を持つレンズを追加すると，再生像 P および Q の座標は $P'(x'_1, z'_1)$ および $Q'(x'_2, z'_2)$ へ移動し，それぞれの座標は下式で与えられる．

$$z'_1 = \frac{z_1 f}{z_1 + f} = \frac{z_O f}{2z_O + f} \quad (3.10)$$

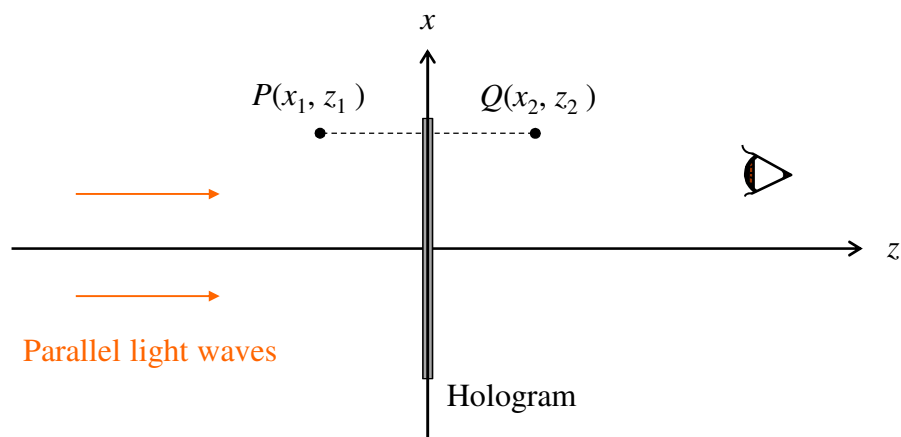
$$x'_1 = \frac{x_1 f}{z_1 + f} = \frac{x_O}{z_O} z'_1 \quad (3.11)$$

$$z'_2 = \frac{z_2 f}{z_2 + f} = -z_O \quad (3.12)$$

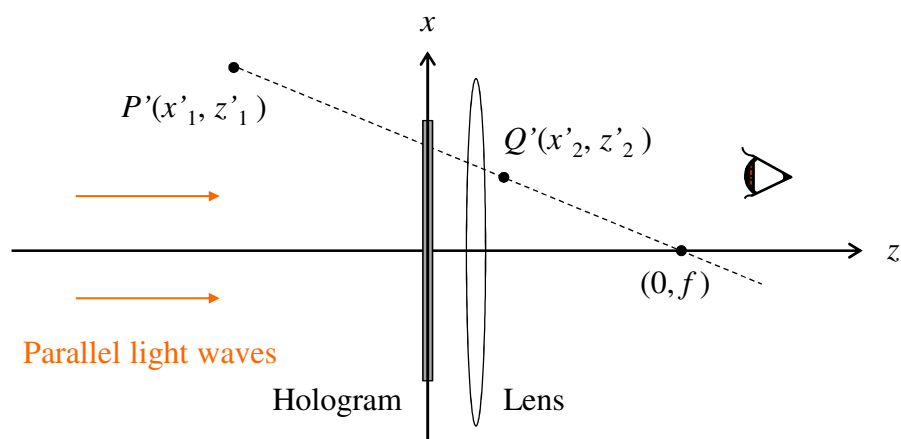
$$x'_2 = \frac{x_2 f}{z_2 + f} = x_O \quad (3.13)$$



(a) 計算時の配置



(b) ホログラムのみを用いた際の再生像の位置



(c) レンズを追加した際の再生像の位置

図 3.5 計算時の配置と再生像の位置関係

ただし、追加するレンズは理想的に薄いレンズであり、ホログラムとの距離は0とし、レンズの主平面はホログラム面に一致していると仮定する。

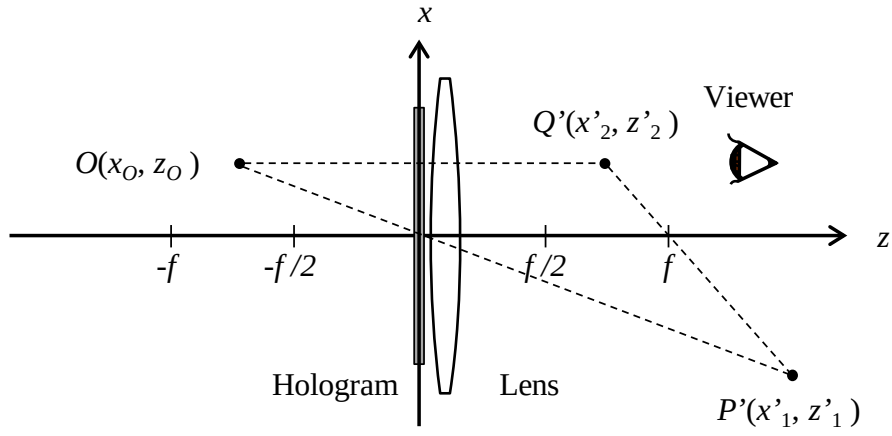
式3.10から、 z_1' は z_0 の値が $-f/2$ に対して大きい小さいかで符号が反転する。すなわち、この再生方式であれば計算時の物体座標 O の位置に応じて直接像 P' の再生位置をホログラム面を跨いで前方から後方にかけて拡大可能であることが分かる。記録時の物体座標ごとの直接像と共役像の再生位置関係を図3.6に示す。再生時の直接像 P' は計算時の物体座標を図3.6(a)のようにホログラム後方に $-f/2$ より離して配置することでホログラム後方に再生され、反対に図3.6(c)のように $-f/2$ より近づけて配置することでホログラム前方に再生される。なお、図3.6(b)のように物体をホログラムから $-f/2$ だけ離れた位置に配置して計算すると、直接像 P' は結像しない。

ここまでの説明で再生像の表示空間拡大は達成される。しかし、図3.6(c)のように物体を $-f/2$ よりホログラム側に近づけて配置する場合、直接像と共役像が同時に観察者の視界に入るため、どちらか一方のみを観察可能な状態を作れず、鮮明な立体像を観察することができない。そこで、共役像の除去が必要となる。

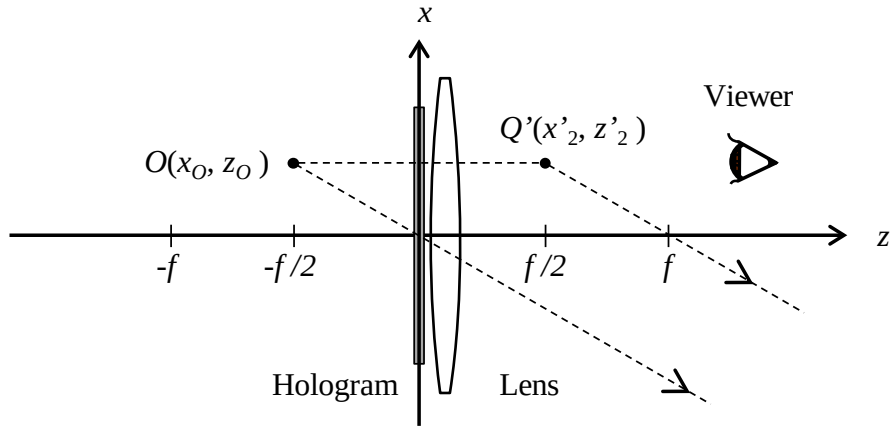
3.4 共役像の除去

上述の通り、表示空間拡大に伴い、直接像と共役像が視点から同時に観察できてしまう場合が発生する。この問題を解決するために、空間周波数フィルタリング法 [25] を基にした共役像除去を行う。本手法では、視点位置へ到達する直接像、共役像それぞれの光波を生成するホログラム領域に着目する。図3.7のように視点を置く領域を直線 $P'Q'$ の上下に分け、上側の領域を V_1 、下側の領域を V_2 とする。また、直線 $P'Q'$ とホログラムとの交点を y_{th} とし、ホログラムのうち y_{th} より上側の領域を A_1 、下側の領域を A_2 とする。すると、図3.7(a)のように視点を領域 V_1 に置く場合はホログラム領域 A_1 が直接像 P' を形成し、ホログラム領域 A_2 が共役像 Q' を形成することが分かる。反対に、図3.7(b)のように視点を領域 V_2 に置く場合はこの関係が逆転し、領域 A_1 が共役像 Q' を、領域 A_2 直接像 P' を形成する。したがって、例えば視点を領域 V_1 に置く場合にはホログラムの計算領域を A_1 のみとすることで、直接像のみを観察可能なCGHを生成することができる。これは、接眼型再生装置のように視点位置を狭い範囲に絞った装置で有用な共役像除去手法であるといえる。直線 $P'Q'$ がレンズの視点側焦点を通ること、およびホログラム面は $z = 0$ であることから、 y_{th} は次式により表される。

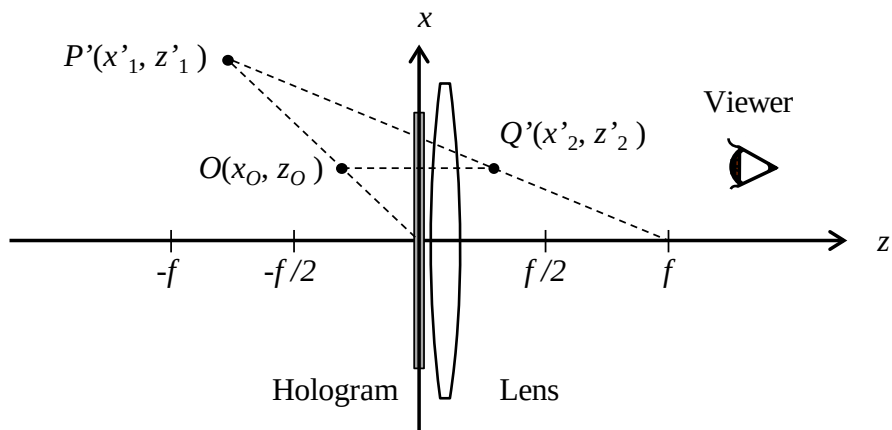
$$y_{th} = \frac{fy_0}{f + z_0} \quad (3.14)$$



(a) $z_O < -\frac{f}{2}$ の場合

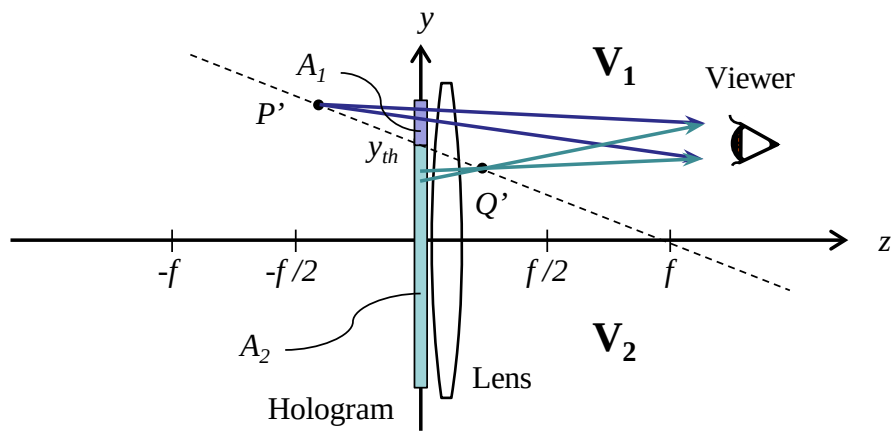


(b) $z_O = -\frac{f}{2}$ の場合

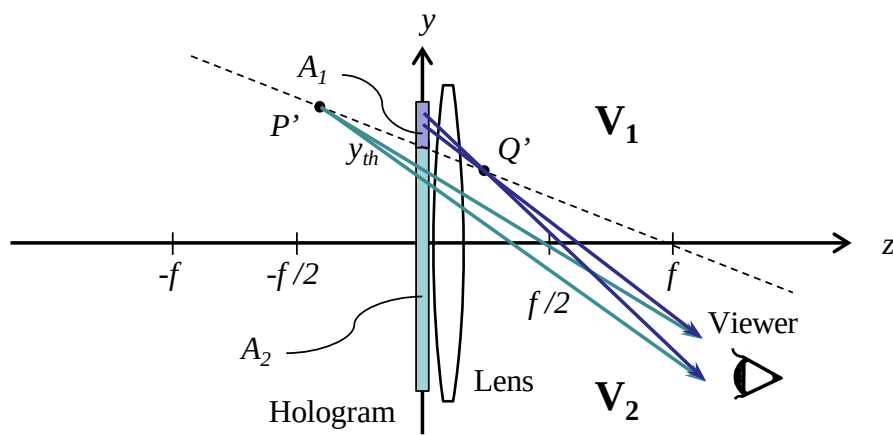


(c) $z_O > -\frac{f}{2}$ の場合

図 3.6 直接像と共役像の再生位置



(a) 視点が V_1 にある場合



(b) 視点が V_2 にある場合

図 3.7 視点と再生像を形成するホログラム領域の関係

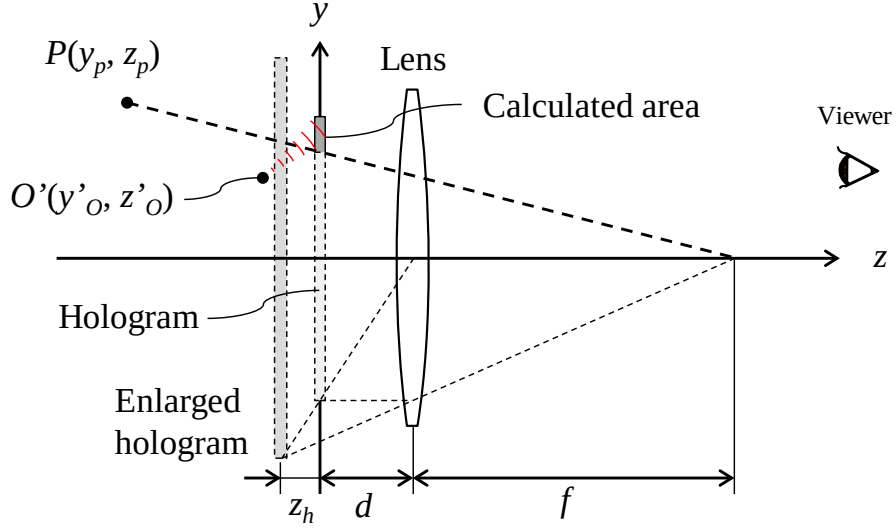


図 3.8 ホログラム-レンズ間の距離を考慮した場合

3.5 仮想物体の計算

3.3 節–3.4 節にかけてフーリエ変換光学系における表示空間拡大と共役像除去法を説明した．しかしながら，式 (3.10)–(3.13) から分かる通り，このままだと元の物体位置とは異なる位置に直接像が再生される．つまり，奥行きによって像が拡大縮されて歪みが生じるため，再生像が意図した位置に表示されるよう歪みを補正する必要がある．式 (3.10)–(3.13)，および y - z 平面は x - z 平面と同様に考えられることから，計算時の物体座標 $O(x_O, y_O, z_O)$ は下記の式により求められる．

$$y_O = \frac{y_1 z_1}{z_O} \quad (3.15)$$

$$z_O = \frac{z_1 f}{f - z_1} \quad (3.16)$$

$$x_O = \frac{x_1 z_1}{z_O} \quad (3.17)$$

したがって，再生像の表示位置が $P'(x_1, y_1, z_1)$ である場合，計算時の物体座標を式 (3.17)–(3.16) により求められる座標 $O(x_O, y_O, z_O)$ とすることで，上述の歪みが補正され，所望の位置に再生像を表示することができる．

ここまでの計算では，使用するレンズの主平面がホログラムに一致している場合を想定していた．しかし，実際の光学系ではレンズに厚みがあるため，ホログラムとレンズ間にも距離を設ける必要がある．そこで，次にホログラムとレンズ間の距離 d を考慮して式 (3.10)–(3.13) を修正する．

図 3.8 に示すように，レンズから焦点距離 f 内に配置されたホログラムはレンズとホログラムとの間の距離 d に応じてレンズにより拡大され， z 軸方向に z_h だけ

シフトする．このとき， z_h は

$$z_h = - \left(\frac{fd}{f-d} - d \right) \quad (3.18)$$

で表される．この影響を考えた場合，計算時の物体座標 $O'(x'_O, y'_O, z'_O)$ は再生像の座標 $P(x_p, y_p, z_p)$ を用いてそれぞれ以下のように表される．

$$z'_O = - \frac{fA}{f-d} \quad (3.19)$$

$$x'_O = x_p z'_O B \quad (3.20)$$

$$y'_O = y_p z'_O B \quad (3.21)$$

ただし， A ， B は次式で表される．

$$A = \frac{z_p(f-d) + d^2}{z_p - d - f}, \quad B = \frac{A + d - f}{Af} \quad (3.22)$$

以上の計算により，フーリエ変換光学系を用いて自由な奥行きに立体像を再生させることが可能である．まとめると，再生像を表示したい座標 $P(x_p, y_p, z_p)$ から，式 (3.19)–(3.21) を用いて計算時の物体座標 (x'_O, y'_O, z'_O) を求める．物体座標 (x'_O, y'_O, z'_O) からホログラム面上への光波伝搬計算を行う際，共役光を除去するため式 (3.14) から求められる y_th より上側の領域のみを計算する．これを図 3.3(b) のようなフーリエ変換光学系で再生することで，ホログラム後方に再生像 $P(x_p, y_p, z_p)$ のみを表示することができる．

3.6 2枚のレンズを用いた視野の拡大

ここまで，ホログラムの他にレンズを1枚用いることで視野と表示空間の拡大を図る手法について説明した．本節では，フーリエ変換光学系にさらに追加のレンズを1枚使用することでさらなる視野拡大を実現可能な手法 [26] について，光波の伝搬を2次元的に追跡していくことで視野拡大の原理を説明する．なお，本手法は4.2節にて説明する提案装置Iに適用する手法であり，前節までのレンズレスフーリエ変換光学系を基とした手法ではなく，図 3.3 のような従来型のフーリエ変換光学系による再生像を用いた手法である．3.2節で述べた通り，従来のフーリエ変換光学系では表示される再生像はホログラムよりも手前，つまり実空間上に形成するという特徴がある．この実空間上に表示された立体像は実像であり，本手法ではこれを追加のレンズにより拡大し，虚像として観察することでさらなる視野の拡大を図る．

フーリエ変換光学系と比較して扱うレンズが1枚増加するため、以降フーリエ変換光学系を構成するレンズをレンズ1、再生像を拡大するために用いる追加レンズをレンズ2と呼び区別することとする。レンズ2による視野角の変化は光の伝搬を表す光線の経路を追跡することで計算することができる。

z 軸の中心を通り、 z 軸に垂直に配置された薄いレンズに入射する高さ r_i 、傾き $r'_i (= dr_i/dz)$ の光線が、レンズにより屈折し、位置 r_o を通過する傾き r'_o の光線になった場合を考える。このとき、 r_i, r'_i, r_o, r'_o, f の関係は以下の行列で表される。

$$\begin{pmatrix} r_o \\ r'_o \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ -\frac{1}{f} & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} r_i \\ r'_i \end{pmatrix} \quad (3.23)$$

以下、式 (3.23) を用いてホログラムから伝播する回折光がレンズ群から受ける経路の変化を計算する。

ホログラム面の中心を原点とし、ホログラム面上に x 軸と y 軸、ホログラムの法線方向に z 軸を持つ3次元座標系を考える。 z - x 平面と y - z 平面における伝搬計算は同様に考えることができるため、以降は z - x 平面に関して記述する。

まず、 z - x 平面上でのレンズ1の位置 Z_{l1} と焦点距離 f_1 をパラメータとする、 z 軸上での再生像の最大の大きさを計算する。図 3.9(a) において、ホログラムの両端点から出た回折光の広がりをもつ4つの光線で表すと、

$$x = \frac{S_{obj}}{2} + z \tan \theta \quad (3.24)$$

$$x = \frac{S_{obj}}{2} - z \tan \theta \quad (3.25)$$

$$x = -\frac{S_{obj}}{2} + z \tan \theta \quad (3.26)$$

$$x = -\frac{S_{obj}}{2} - z \tan \theta \quad (3.27)$$

となる。ここで、 S_{obj} は再生像の大きさを表す。式 (3.24)~(3.27) に示す回折光とレンズとの交点をそれぞれ P_1, P_2, P_3, P_4 とすると、それらの x 座標 $X_{P1}, X_{P2}, X_{P3}, X_{P4}$ は、

$$X_{P1} = \frac{S_{obj}}{2} + Z_{l1} \tan \theta \quad (3.28)$$

$$X_{P2} = \frac{S_{obj}}{2} - Z_{l1} \tan \theta \quad (3.29)$$

$$X_{P3} = -\frac{S_{obj}}{2} + Z_{l1} \tan \theta \quad (3.30)$$

$$X_{P4} = -\frac{S_{obj}}{2} - Z_{l1} \tan \theta \quad (3.31)$$

となり，レンズ1を通過した後の光線は，式(3.23)を用いて以下のように計算される，

$$x = X_{P1} + (z - Z_{l1}) \left(\tan \theta - \frac{X_{P1}}{f_1} \right) \quad (3.32)$$

$$x = X_{P2} - (z - Z_{l1}) \left(\tan \theta + \frac{X_{P2}}{f_1} \right) \quad (3.33)$$

$$x = X_{P3} + (z - Z_{l1}) \left(\tan \theta - \frac{X_{P3}}{f_1} \right) \quad (3.34)$$

$$x = X_{P4} - (z - Z_{l1}) \left(\tan \theta + \frac{X_{P4}}{f_1} \right) \quad (3.35)$$

また，実像の両端点を P_5 , P_6 ，それらの x 座標を X_{P5} , X_{P6} とすると， z 座標が Z_{RI} である実像の最大の大きさ S_{RI} は，

$$S_{RI} = X_{P5} - X_{P6} \quad (3.36)$$

と表される．この大きさは z 座標により変化し， $Z_{l1} \leq z \leq Z_{l1} + f_1$ のとき，

$$X_{P5} = X_{P1} + (Z_{RI} - Z_{l1}) \left(\tan \theta - \frac{X_{P1}}{f_1} \right) \quad (3.37)$$

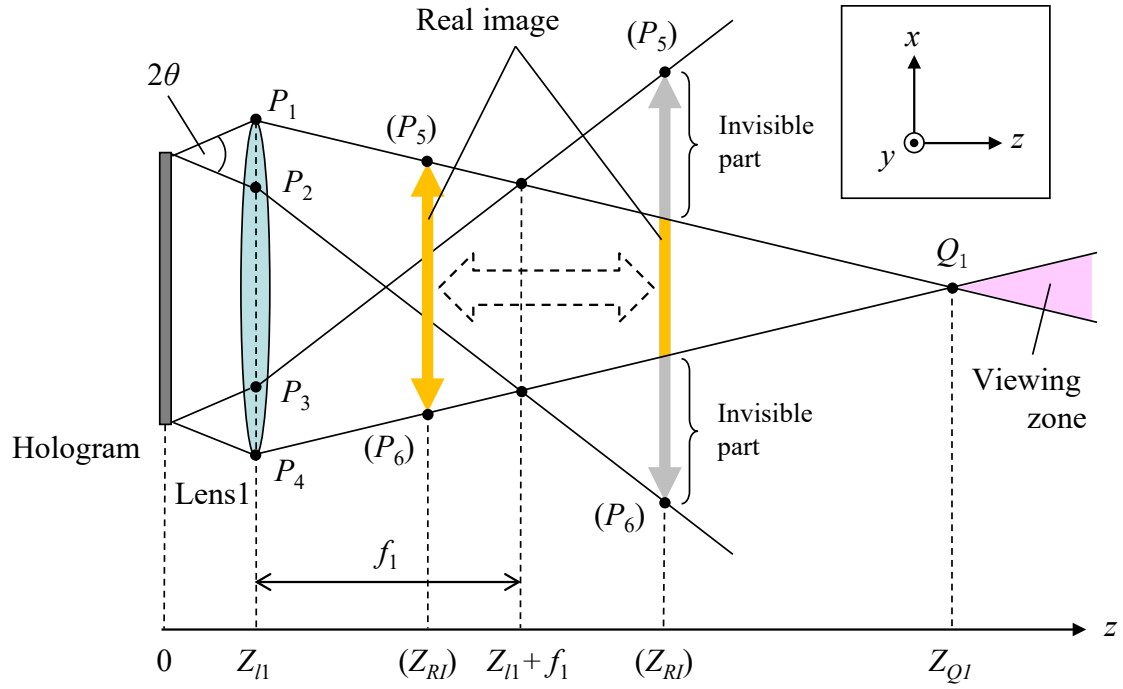
$$X_{P6} = X_{P4} - (Z_{RI} - Z_{l1}) \left(\tan \theta + \frac{X_{P4}}{f_1} \right) \quad (3.38)$$

であり， $z > Z_{l1} + F_1$ で

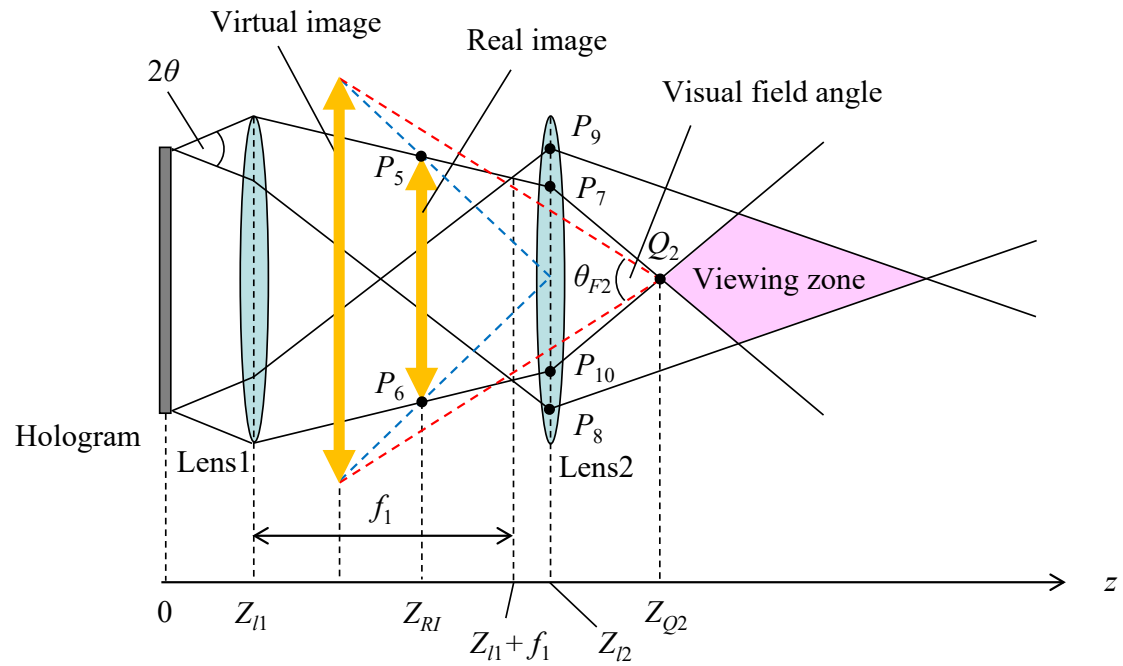
$$X_{P5} = X_{P3} + (Z_{RI} - Z_{l1}) \left(\tan \theta - \frac{X_{P3}}{f_1} \right) \quad (3.39)$$

$$X_{P6} = X_{P2} - (Z_{RI} - Z_{l1}) \left(\tan \theta + \frac{X_{P2}}{f_1} \right) \quad (3.40)$$

である．式(3.32)で表される光線 R_1 と，式(3.35)で表される光線 R'_1 の交点を Q_1 とする． $Z_{l1} \leq z \leq Z_{l1} + f_1$ における実像の大きさを S_{RI} とすると，視点を点 Q_1



(a) フーリエ変換光学系における実像の再生位置



(b) レンズ 2 を用いたフーリエ変換光学系における実像の拡大

図 3.9 フーリエ変換光学系を用いた再生像の拡大計算

に置くことで大きさ S_{RI} を持つ実像の全体を観察することが可能であるため、視域が存在するといえる。一方、 $z > Z_{l1} + f_1$ 上に表示される実像を大きさ S_{RI} で観察できる視点は存在しない。 $z > Z_{l1} + f_1$ 上に表示される実像を点 Q_1 から観察した場合、表示された実像の、光線 R_1 と R'_1 で切り取られた部分のみ観察できることになる。

そこで、レンズ2を追加することにより $z > Z_{l1} + f_1$ の範囲においても大きさ S_{RI} で表示される実像全体を観察可能とすることを考える。レンズ2の z 座標を Z_{l2} 、焦点距離を f_2 とすると、図3.10に示すようにレンズ2を $Z_{l2} - f_2 < Z_{RI} < Z_{l2}$ を満たすような位置に配置することで、 $z > Z_{l2}$ において実像が拡大された虚像を観察することが可能である。このとき、虚像の z 座標 Z_{VI} と大きさ S_{VI} は以下のようにして求められる。

凸レンズを用いて物体を拡大するとき、レンズの焦点距離 f 、レンズと物体との距離 a 、レンズと拡大された虚像との距離 b 、レンズの倍率 m の間には以下の関係式が成り立つ。

$$\frac{1}{a} - \frac{1}{b} = \frac{1}{f} \quad (3.41)$$

$$m = \left| \frac{b}{a} \right| \quad (3.42)$$

式(3.41)にレンズ2と実像、および虚像との関係を代入して Z_{VI} について解くと、

$$Z_{VI} = Z_{l2} - \frac{f_2}{f_2 - (Z_{l2} - Z_{RI})} (Z_{l2} - Z_{RI}) \quad (3.43)$$

となる。

また、レンズ2の倍率 m_{l2} に関しては、式(3.42)に式(3.43)を代入して整理すると、 $Z_{l2} - f_2 < Z_{RI} < Z_{l2}$ の場合を考えているため、 $0 < f_2 - (Z_{l2} - Z_{RI})$ であることから、

$$\begin{aligned} m_{l2} &= \left| \frac{f_2}{f_2 - (Z_{l2} - Z_{RI})} \right| \\ &= \frac{f_2}{f_2 - (Z_{l2} - Z_{RI})} \end{aligned} \quad (3.44)$$

となる。したがって、虚像の大きさ S_{VI} は以下の式で与えられる。

$$\begin{aligned} S_{VI} &= m_{l2} S_{RI} \\ &= \frac{f_2}{f_2 - (Z_{l2} - Z_{RI})} S_{RI} \end{aligned} \quad (3.45)$$

このとき、レンズ2により視域も変化する。図3.9において点 Q_1 、 Q_2 の z 座標 Z_{Q1} 、 Z_{Q2} を比較しても分かる通り、レンズ1のみを用いた場合にも視域の存在し

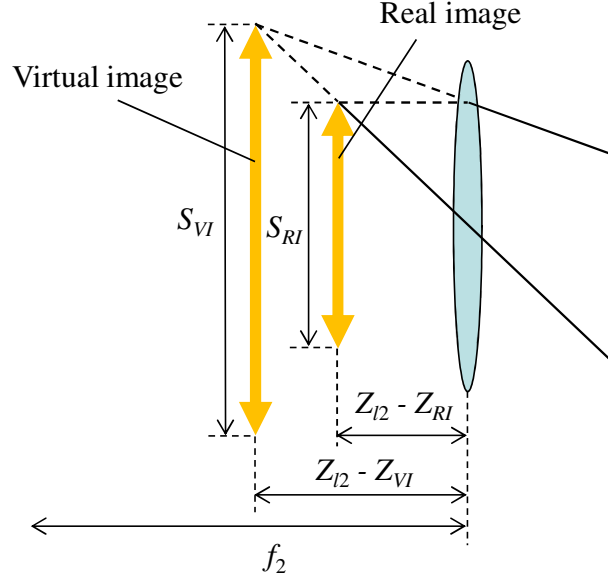


図 3.10 虚像の生成

ていた場合には，その視域はホログラムに近づく方向に移動する．また，レンズ1のみを用いた場合に実像全体が観察できる視域が存在しなかった場合でも，レンズ2として焦点距離が短いレンズを適用することで視域が存在するようになる．つまり，レンズ2を用いて再生像を虚像として拡大することでより近い位置で観察することが可能となり，視野角が拡大される．

図 3.9(b) に示すように，レンズ1を通過した後の4つの光線とレンズ2の軸との交点をそれぞれ P_7 , P_8 , P_9 , P_{10} とすると，それらの x 座標 X_{P7} , X_{P8} , X_{P9} , X_{P10} は，

$$X_{P7} = X_{P1} + (Z_{l2} - Z_{l1}) \left(\tan \theta - \frac{X_{P1}}{f_1} \right) \quad (3.46)$$

$$X_{P8} = X_{P2} - (Z_{l2} - Z_{l1}) \left(\tan \theta + \frac{X_{P2}}{f_1} \right) \quad (3.47)$$

$$X_{P9} = X_{P3} + (Z_{l2} - Z_{l1}) \left(\tan \theta - \frac{X_{P3}}{f_1} \right) \quad (3.48)$$

$$X_{P10} = X_{P4} - (Z_{l2} - Z_{l1}) \left(\tan \theta + \frac{X_{P4}}{f_1} \right) \quad (3.49)$$

と表される．これら4つの点はレンズ2の径内に収まらなければならない．また，レンズ2を通過した後のそれぞれの光線の式は，

$$x = X_{P7} + (z - Z_{l2}) \left(\tan \theta - \frac{X_{P1}}{f_1} - \frac{X_{P7}}{f_2} \right) \quad (3.50)$$

$$x = X_{P8} - (z - Z_{l2}) \left(\tan \theta + \frac{X_{P2}}{f_1} + \frac{X_{P8}}{f_2} \right) \quad (3.51)$$

$$x = X_{P9} + (z - Z_{l2}) \left(\tan \theta - \frac{X_{P3}}{f_1} - \frac{X_{P9}}{f_2} \right) \quad (3.52)$$

$$x = X_{P10} - (z - Z_{l2}) \left(\tan \theta + \frac{X_{P4}}{f_1} + \frac{X_{P10}}{f_2} \right) \quad (3.53)$$

となる．ここで，式 (3.50) で表される光線 R_2 と式 (3.53) で表される光線 R'_2 が点 Q_2 という交点を持てば，虚像の全体を観察できる視域が存在することになり，点 Q_2 が視域の中で一番虚像に近い位置となる．光線 R_2 と R'_2 は z 軸に関して対象なので，点 Q_2 の x 座標は 0 である．したがって，光線 R_2 と R'_2 の x 座標が 0 となる z 座標を求めることで最大の視野角を得られる視点の z 座標 Z_{Q2} が求められ，このときの Z_{Q2} は以下の式により表される．

$$\begin{aligned} Z_{Q2} &= Z_{l2} - \frac{X_{P7}}{\tan \theta - \frac{X_{P1}}{f_1} - \frac{X_{P7}}{f_2}} \\ &= Z_{l2} + \frac{X_{P10}}{\tan \theta + \frac{X_{P4}}{f_1} + \frac{X_{P10}}{f_2}} \end{aligned} \quad (3.54)$$

また，視域内で最も虚像から近い位置では再生像全体を最大視野角 θ_{F2} で観察することができ， θ_{F2} は次式で求めることができる．

$$\theta_{F2} = 2 \tan^{-1} \frac{S_{VI}}{2(Z_{Q2} - Z_{VI})} \quad (3.55)$$

第4章 電子ホログラフィ再生装置の開発

4.1 電子ホログラフィ再生装置

電子ホログラフィを用いた立体映像表示装置は1990年にマサチューセッツ工科大学 (MIT; Massachusetts Institute of Technology) の Benton らによって初めて報告された [16, 17]. 本機はSLMとしてAOMを採用しており, 表示データ量削減のために垂直方向の視差をなくし, 水平方向の1次元ホログラムを垂直方向に走査することで立体像を表示するというものであった. 電子ホログラフィ再生装置はこれに端を発し, 現在までにLCDやDMDといったSLMを用いて種々の形態での開発例が報告されている [27–31] が, 未だ実用化には至っていない. ここでは, これらの再生装置を視聴人数や視点数に着目して大別し, それぞれの装置について簡単な特徴を挙げる.

多人数向け据え置き型再生装置

多人数での視聴を想定した据え置き型電子ホログラフィ再生装置として文献 [27] で開発された装置が挙げられる. この再生装置では, 複数のカラーLDを用いて立体像のカラー再生が可能であることや, 複数の高画素密度LCDを用いて広視野な再生像を得られ, 複数枚のレンズを使用することで歪みの少ない光波を再現可能であるなど, 据え置き型ならではの利点がある. しかし, 再生装置の大きさが2 m² 程度と大規模である点や, 量産に向かない複雑な光学系を使用している点, 非常に高価な高画素密度LCDを3枚用いている点など, 現実的には実用化が困難な装置であるといえる.

個人向け単眼視用再生装置

個人使用を目的とした据え置き型単眼用電子ホログラフィ再生装置として, 文献 [28, 29] などが報告されている. 文献 [28] 装置で報告された装置では視野角が5.7°程度と比較的大きな再生像が得られるが, 据え置き型再生装置の視野角としては狭く, また赤単色の立体像しか再生できないという欠点がある. 一方, 文献 [29] で開発された装置は頭部装着型の単眼視用再生装置であり立体像のカラー再生が

可能であるが、使用しているディスプレイサイズが7.5 mm 四方と小さいため、視野角もそれに準じて非常に狭いという欠点がある。いずれも単眼視用の再生装置であるため、再生像の観察窓が単一であるため1.1.2節で述べた生理的要因のうち焦点調整しか満足せず、電子ホログラフィの利点を活かしきれていないといえる。

個人向け据え置き型両眼視用再生装置

個人使用を目的とした据え置き型両眼視用電子ホログラフィ再生装置として、文献 [30] で開発された装置が挙げられる。この装置では上述の装置と違い、テレビモニタなどとして用いられる通常の画素サイズのディスプレイを使用しているという特徴がある。そのため、ディスプレイからある程度離れて観察することを目的として作製されており、画素間隔が広いことによる視域の狭さはカメラを用いた視点の追跡により、視域の位置を変化させることで補っている。しかし、単色の立体像しか再生できないことやアイトラッキング用カメラおよび大規模なレンズアレイなどコストと大きさを伴う装置が組み込まれているため量産や普及には向かず、実用性の向上が望まれる。

個人向け装着型両眼視用再生装置

個人使用を目的とした装着型電子ホログラフィ再生装置として、文献 [31] で報告された装置が挙げられる。本装置では小型の高画素密度LCDを2枚用いた両眼視化を行っており、視聴者の瞳孔間距離にあわせて視点間の距離を変更可能である。しかし、本装置では赤単色の立体像しか再生できず、フルカラーの立体表現には対応していない。また、従来型のフーリエ変換光学系を用いているため、左右の光学系において立体を表示可能な奥行きは視点から約400 mmの位置に固定されるため、立体を表示可能な空間が限られる。さらに、調節、輻輳を含めた奥行き表示精度は未確認であった。これらの理由により、電子ホログラフィを実用化するための装置としては不十分であったといえる。

上述の通り、各装置はその用途に応じて様々な形態を取り得るが、主な指標である視野、視域、フルカラー表示、装置の大きさ、奥行き表示精度の5項目において十分な性能を備えた装置は未だ報告されていない。

4.2 両眼視用接眼型広視野再生装置（提案装置I）

電子ホログラフィ再生装置の実用性向上に向けた第一ステップとして、広い視野角を持つ両眼視用接眼型広視野再生装置 [32]（提案装置I）の開発を試みた。本機は3.2節で述べた2枚のレンズを用いたフーリエ変換光学系により視域を瞳孔程

度の範囲まで絞ることで視野拡大を図った接眼型の再生装置であり、左右の視点に対して1台ずつ再生光学系を配置し、視点間の距離を調整可能な機構を設けることで両眼視に対応させる。両眼視用接眼型再生装置の開発事例は少なく、さらに観察者の瞳孔間距離を考慮して適切な奥行きを提供可能な装置は未だ報告されていない。

そこで、提案装置Iでは視野の拡大を図りながら、瞳孔間距離によらず奥行き、大きさ、形状など意図した立体像を表示可能な装置の開発を目指す。

4.2.1 提案装置Iの構造

提案装置Iの概略図を図4.1に、実際の写真を図4.2に示す。提案装置Iでは、スペックル抑制と安全性確保の観点から、再生照明光として赤色LED(Light Emitting Diode)を用いる。

提案装置Iは3.2節で述べた2枚のレンズを用いたフーリエ変換光学系を左右の視点に対して各1台ずつ配置する。1組のフーリエ変換光学系は反射型LCDと焦点距離がそれぞれ f_1 , f_2 であるレンズ1, レンズ2, および光源の赤色LEDから構成される。LCDとレンズ1との間の距離を d_{L1} , レンズ1と点光源LEDとの間の距離を f_1 , LEDとレンズ2の間の距離を d_{L2} とし、それぞれの光学部品を直線上に配置する。このとき、観察窓の位置とレンズ2との距離を d_V とし、以下、この位置を視点の位置とする。LEDはレンズ1の焦点位置に配置されているため、0次光などの妨害光は集光先のLEDによって遮光され、視点からは再生像のみを観察することができる。また、瞳孔間距離PDは観察者によって異なるパラメータであり、左右の光学系の配置はPDに応じて調整する必要がある。そこで、右眼光学系は左右の視点を結んだ線分に沿って平行移動可能な機構を設けた。さらに、右眼光学系のレンズ2-LED間にプリズムミラーを配置して光路を曲げることで、各光学系におけるLCD同士の物理的干渉を防いでいる。PDは再生像に対する視差量のパラメータでもあることから、観察者の瞳孔間距離に応じて正しい視差量を持つデータを表示させる必要がある。

また、左右の光学系の光軸を傾けることで、再生像を両眼視可能な最小の奥行きを調整することができる。視点間の中心を原点とし、左右のLCDの中心から視点の中心へ向かう方向に z 軸をとると、視点から再生像を両眼視できる奥行きの最小値 Z_{min} は図4.3に示す左眼光学系と右眼光学系の光軸が成す角 α をパラメータとする距離である。単眼視野角を θ_M , 両眼視野角を θ_B とすると、 Z_{min} および θ_B は左右の光学系における単眼視野の限界を表す直線同士が交差する奥行き Z_d を用いて以下の式で与えられる。

$$Z_{min} = \frac{PD}{2 \tan \left(\frac{\theta_M + \alpha}{2} \right)} \quad (4.1)$$

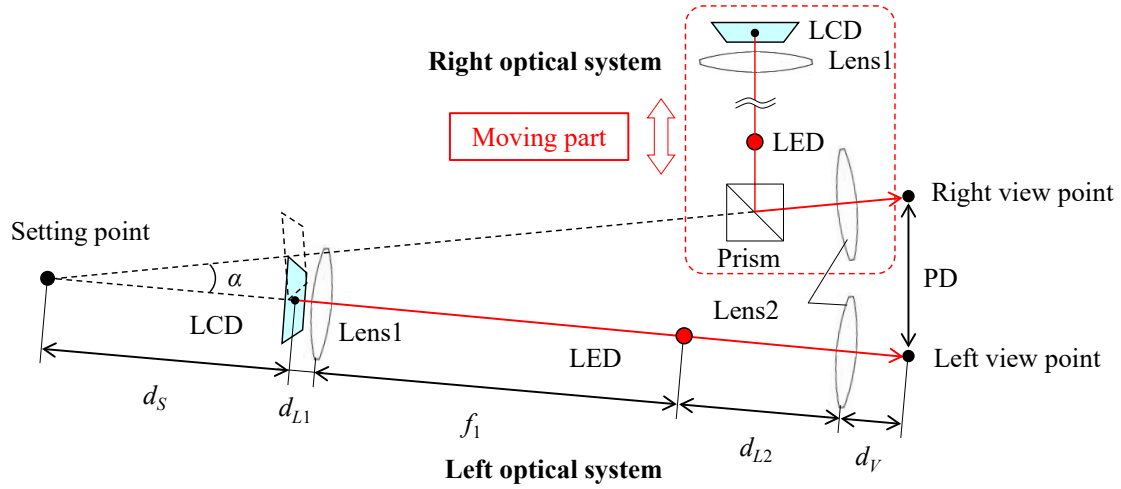


図 4.1 提案装置 I の概略図

$$\theta_B = \begin{cases} \theta_M + \alpha, & (Z_d \leq z \leq Z_{min}) \\ \theta_M - 2\alpha, & (z < Z_d) \end{cases} \quad (4.2)$$

式 (4.1) から、 α が大きい程 Z_{min} は小さくなるため、光学系の配置角度を大きくするほど再生像をより近傍から両眼観察可能である。しかし、式 (4.2) から単眼視野角 θ_M および左右の光学系の配置角度 α が大きい場合、両眼視野 θ_B は奥行き Z_d を境に減少する。従って、左右の光学系の配置角度 α は再生像を表示する目的に応じて調整すべきパラメータであることが分かる。

人間が苦勞せず物体を持続的に観察可能な最短距離を明視距離という。明視距離は一般的に 250–300 mm とされることから、実使用上の α は Z_{min} が明視距離より遠くなるような値に設定するとよい。図 4.3 において、左右の光学系における光軸の交点を調整位置 Z_{base} とすると、 α は PD と Z_{base} によって決定される。

4.2.2 物体モデルデータの座標計算

観察者が左右の眼に対して配置された再生光学系を通して同じ物体を表す立体像を視るとき、その立体像は正しい視差と輻輳、運動視差を誘発しなければならない。そのためにはそれぞれの再生光学系における表示デバイスには、左右で整合のとれたホログラムを表示する必要がある。そこで、左右の光学系に表示するホログラム同士に整合性を持たせるため、図 4.3 に示すように左右の視点の中央に原点 O_W を持つワールド座標系と、左眼用表示デバイスの中心に原点 O_L を持つ左ディスプレイ座標系、および右眼用表示デバイスの中心に原点 O_R を持つ右ディスプレイ座標系をそれぞれ定義する。ワールド座標系で (x_W, y_W, z_W) に位置する物体データを左ディスプレイ座標系における座標 (x_L, y_L, z_L) と右ディスプレイ座標系における座標 (x_R, y_R, z_R) に変換する場合、ワールド座標系において y 軸周り

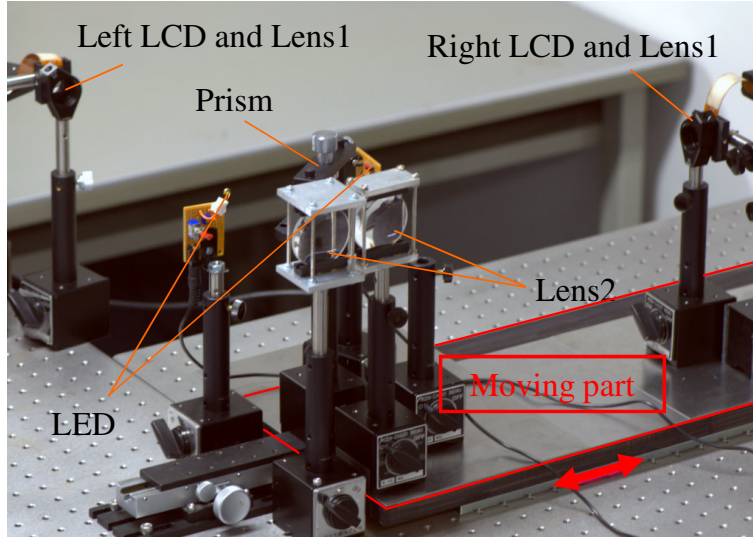


図 4.2 提案装置 I の実際の写真

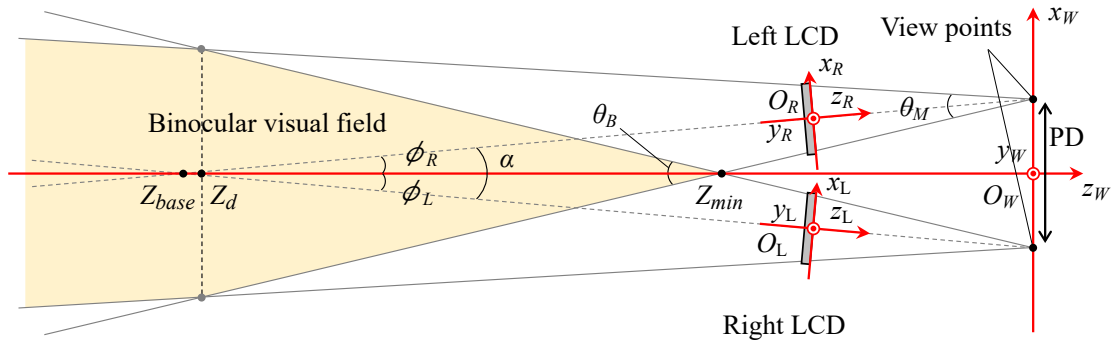


図 4.3 両眼視用再生装置の座標系

に ϕ だけ回転させる回転変換 $\mathbf{R}_y(\phi)$ と, (x, y, z) 軸方向に $\mathbf{d} = (t_x, t_y, t_z)$ だけ平行移動させる平行移動変換 $\mathbf{T}(\mathbf{d})$ をそれぞれ

$$\mathbf{R}_y(\phi) = \begin{pmatrix} \cos \phi & 0 & -\sin \phi & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ \sin \phi & 0 & \cos \phi & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4.3)$$

$$\mathbf{T}(\mathbf{d}) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & t_x \\ 0 & 1 & 0 & t_y \\ 0 & 0 & 1 & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4.4)$$

として, 下記のようなアフィン変換により計算される.

$$\begin{pmatrix} x_L \\ y_L \\ z_L \\ 1 \end{pmatrix} = \mathbf{T}(-O_{WL})\mathbf{R}_y(\phi_L) \begin{pmatrix} x_W \\ y_W \\ z_W \\ 1 \end{pmatrix} \quad (4.5)$$

$$\begin{pmatrix} x_R \\ y_R \\ z_R \\ 1 \end{pmatrix} = \mathbf{T}(-O_{WR})\mathbf{R}_y(-\phi_R) \begin{pmatrix} x_W \\ y_W \\ z_W \\ 1 \end{pmatrix} \quad (4.6)$$

ここで、 ϕ_L はワールド座標系と左ディスプレイ座標系それぞれの z 軸同士が成す角を、 ϕ_R はワールド座標系と右ディスプレイ座標系それぞれの z 軸同士が成す角を表し、

$$\phi_L + \phi_R = \alpha \quad (4.7)$$

を満たす。また、 O_{WL} , O_{WR} はそれぞれワールド座標系における O_L および O_R の座標を表す。この計算を、物体を表す点群すべてに対して行うことで、左右の各光学系用に視点変換することができる。

式 (4.5), (4.6) はいずれも基となる瞳孔間距離 PD に対して計算されるものであり、PD は観察者の瞳孔間距離に応じて変化する距離である。本研究における提案装置は、右眼用光学系をワールド座標系の x 軸方向に平行移動可能な構造であるため、PD に応じて左右のディスプレイが $2\Delta d$ だけ増加した場合、ワールド座標系における左右各光学系の原点は x 軸方向にそれぞれ $-\Delta d$, $+\Delta d$ だけ平行移動された後、式 (4.5), (4.6) が適用される。

4.2.3 提案装置 I の性能評価実験

提案装置 I の性能を評価するために、実験 1–4 ではカメラを用いた客観的な視野角および奥行き測定実験を実施し、実験 5–7 では被験者による再生視標の奥行きと大きさ、形状に関する主観評価実験を行う。最後に、実験 8 にて複雑な形状の物体の再生実験を通したパフォーマンステストを実施する。

提案装置 I に関する光学パラメータを表 4.1 に示す。視点間の距離の調整可能範囲は、日本人の平均瞳孔間距離が 65.7 mm [33] であることから 60–70 mm とした。再生像を両眼視野可能な最短距離 Z_{min} は明視距離約 300 mm に設定する、このときの左右光学系の光軸の交点 Z_{base} は視点間の中心から 800 mm 先である。本装置では光学部品の配置誤差による実像への影響抑制のため、300 mm という比較的長めの焦点距離を持つレンズをレンズ 1 として使用する。ホログラムには CGH を使用し、前節に示した流れで点充填法により計算した。

また、奥行きに関連する評価実験では測定結果の誤差がどこまで許容されるかを定義しておく必要がある。本論文では焦点調節における奥行き測定値の許容誤

表 4.1 提案装置 I に関するパラメータ

LCDs	
Pixel pitch	8.0(H) $\times$ 8.0(V) μm
Resolution	1920(H) $\times$ 1080(V) pixels
Active area	15.4(H) $\times$ 8.6(V) mm
Refresh rate	60 Hz
LEDs	
Wavelength	650 nm
Lens 1	
Focal length	300 mm
Diameter	25 mm
Lens 2	
Focal length	100 mm
Diameter	50 mm
Others	
d_{L1}	10 mm
d_{L2}	150 mm
d_V	128 mm
d_S	220 mm (when PD = 60 mm)
Z_{base}	-800 mm
Adjustable PDs	60–70 mm
Size of the system	50(H) $\times$ 750(W) $\times$ 800(D) mm

差量を，レンズの屈折力を表す [D] (Diopter) を用いて 0.25 D とする．これは 0.25 D が眼科で処方される眼鏡やコンタクトレンズの度数の刻み幅であり，これを超えない強度の屈折力は無視できる程度の大きさであると認識されるためである．つまり，人間の眼には 0.25 D より小さい焦点調節刺激はほとんど知覚されないとみなすことができる．輻輳に関する許容誤差量も焦点調節に合わせて 0.25 MA (Meter angle) とする．[D] および [MA] はいずれも $[m^{-1}]$ に等しく，奥行き刺激に対する生体応答の単位として用いられる．

実視標と再生視標との比較は，図 4.4 に示すように視点とレンズ 2 との間にハーフミラーを設け，各視標を同時に観察可能な状態で行う．

実験 1: 視野角測定実験

提案装置の視野を測定するために，視覚的に視野角を測定できるパターンを再生させることで視野角を測定した．使用した物体は同心円状に配置された円群であり，一番内側の円を視点から 600 mm の距離において視野角 2° に対応する円とし，その円から外側に向かって対応する視野角を 2° ずつ増加させている．

実験によって得られた視野角測定結果は 15° であった．これは，提案装置 I に使用した LCD と光源のみを用いて再生させた場合の視野角である 4.7° と比較し

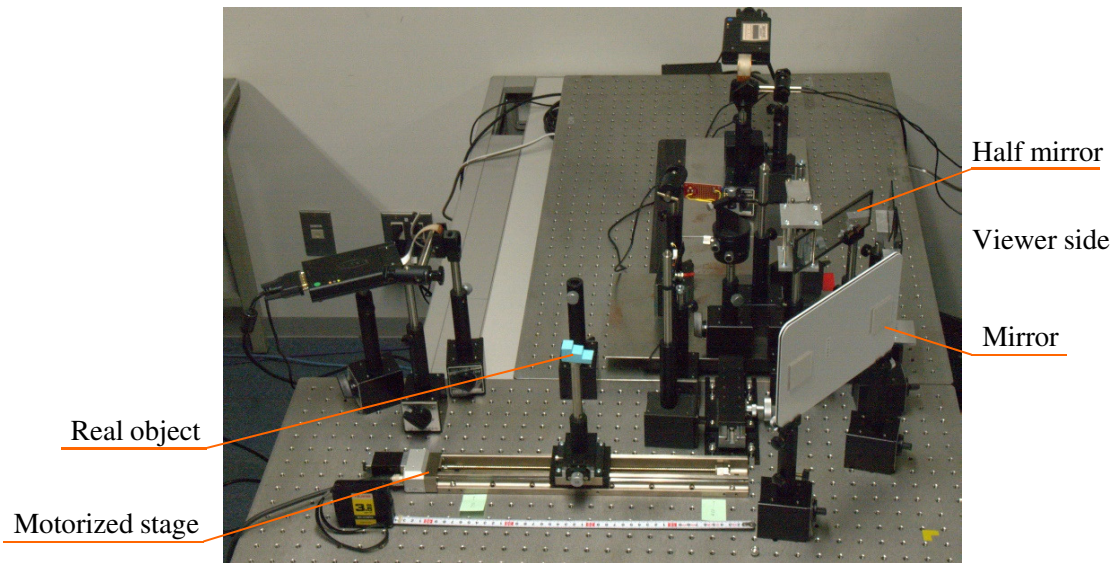


図 4.4 実視標と再生視標の比較実験時における光学配置

て、およそ 3.2 倍の拡大率に相当する．このことから，提案光学系の視野拡大における有用性が示された．

実験 2: 再生像の客観的な奥行き評価実験

実験 2 では再生された立体像が設定した奥行きに再生されているかを客観的に評価するため，カメラの焦点調節を用いた再生像の奥行き評価実験を行った．実験手順は下記の通りである．まず，撮像面が視点位置に一致するように配置したカメラを用いて，再生された視標に焦点を合わせる．次に，ハーフミラーを介して実物体の視標（以下，実視標）の奥行きを前後させ，カメラの焦点が実視標に合う位置を探す．最後に，焦点の合った実視標までの奥行きを読み取る．この操作を 3 回繰り返して行い，その平均値を測定値とする．再生視標には図 4.5 に示すような 50 mm 四方の Siemens Star を使用し，視標の奥行きは 450–750 mm の範囲において 30 mm 間隔で設定した．

実験結果を図 4.6 に示す．図 4.6(a) は視標の表示奥行きに対する実測値を示し，(b) は各提示位置における設定奥行きと実測値との差異を示すグラフである．測定誤差による多少のばらつきはみられるが，左右の再生装置ともに理想値に近い測定結果が得られた．最大の誤差は左眼用光学系の 1.75 D における -0.10 D であった．これは誤差の許容量である 0.25 D より少ないため，再生像への焦点合わせが正しく行われていると言える．以上により，提案装置による再生像は正しい焦点調節刺激を誘発可能であることが客観的に示された．

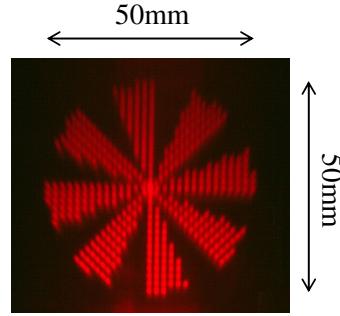


図 4.5 実験 2: 使用した再生視標

実験 3: 異なる瞳孔間距離に対する輻輳刺激の評価実験

実験 3 では、提案装置 I が備える視点間距離調整機構により左右の視点間距離を変化させた場合において、それぞれ正しい輻輳刺激を提供できるかを確認する。輻輳刺激の測定は以下の写真測量による方法で実施した [34]。まずカメラを左眼用の視点位置に配置し、ワールド座標系の z 軸に平行な方向に向けて再生視標を撮影する。次に、カメラを右眼用視点位置まで距離 PD だけ x 軸方向に平行移動させ、右眼用の視点位置から再生視標を撮影する。左右の各視点位置から撮影された画像において、画像左端から再生視標中心までの画素数がそれぞれ x_L , x_R である場合、再生視標の奥行き z は撮像素子の画素間隔 p 、カメラレンズの焦点距離 f を用いて次式で導かれる。

$$z = \frac{f}{p(x_L - x_R)} PD \quad (4.8)$$

視点間距離は 60–70 mm の範囲で 2 mm 刻みで設定し、再生視標は視点から 700 mm の奥行き位置とした。

実験結果を図 4.7 に示す。グラフの横軸は瞳孔間距離、縦軸は左右各視点からの撮影画像を式 (4.8) で奥行きに変換したときの、設定値との差異である。この結果における最大の奥行き誤差は視点間の距離が 60 mm における -0.018 D であった。これは許容誤差量である 0.25 D と比較し十分小さい誤差であるため、提案装置 I は観察者の瞳孔間距離 60–70mm の範囲において正しい視差量を持つ再生像を表示可能であることが確かめられた。

実験 4: 奥行きごとの視差量の評価実験

前述の実験 3 では 1 つの奥行きに対して 1 枚のホログラムで視標を再生していたが、実験 4 では複数の奥行きに対して 1 枚のホログラムで視標を再生し、左右の各光学系において正しい視差が得られるかを確認する。再生視標は図 4.8 に示すような奥行き方向に整列した鉛直方向の線分群であり、線分は視点から距離 450 mm

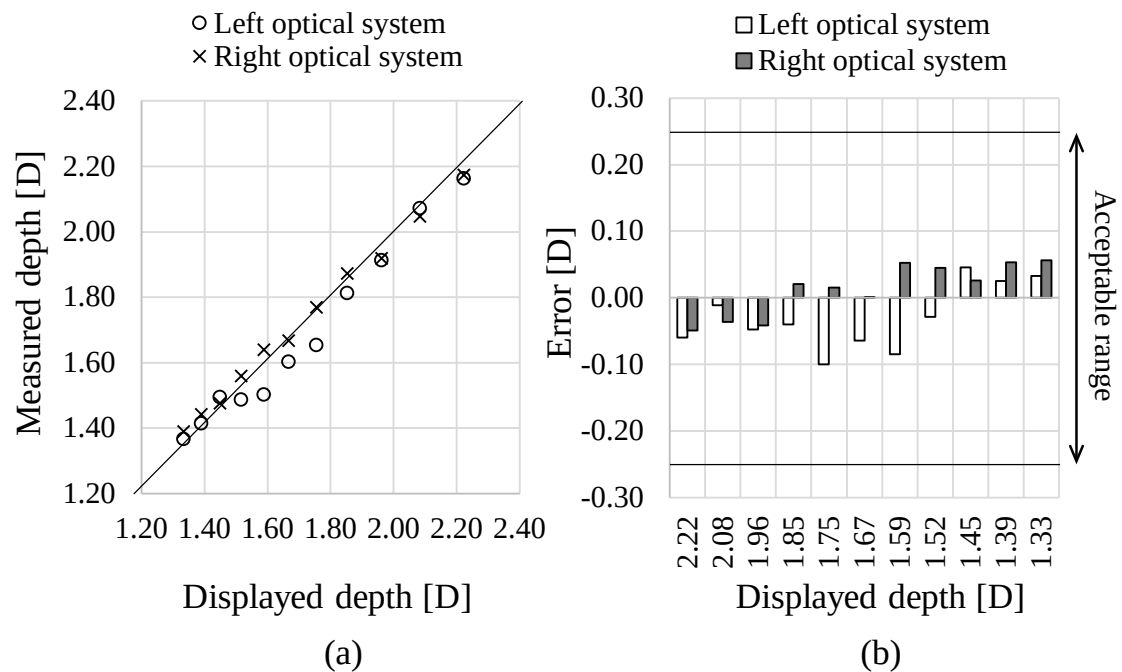


図 4.6 実験 2: カメラの焦点調整による左右光学系の再生像測定距離 (a) 視標の表示奥行き vs 実測値 (b) 視標の表示奥行き vs 実測との差異

離れた地点から 30 mm 間隔で 750 mm 地点まで計 11 本配置されている。瞳孔間距離は日本人の平均瞳孔間距離である 65.7 mm で固定した。実験 3 と異なり、1 枚の撮影画像から複数の視差量を取得できるため、左右それぞれの光学系における奥行き換算が可能である。

横軸に視標の設定奥行き、縦軸に測定した視差量から求めた奥行きをプロットしたグラフを図 4.9 に示す。最大の誤差は左眼用光学系の 1.33 D における -0.06 D であった。これは誤差の許容量である 0.25 D より十分小さいため、再生像の持つ視差量は正しく表示されているといえる。このことから、提案装置 I は異なる奥行きを持つ再生像に対して正しい視差量を表現可能であることが示された。

実験 5: 再生像の主観的な奥行き評価実験

ここまでの実験 2-4 により提案装置 I が客観的に正しい焦点調節および輻輳刺激を誘発する再生像を表示可能であることが示された。そこで次に、再生像が人間の視覚的に正しい奥行きに知覚されるかを確かめるため、実験 5 では被験者を動員した奥行き主観評価を行った。再生視標は実験 2 と同一の視標を使用し、実視標は LED で照らすことで提示した。提示する奥行きは、実験 2 における表示可能範囲の前後端を除く 480-720 mm の範囲とし、60 mm 間隔で設定した。被験者は 20 代の男性 9 名とし、矯正を含みいずれの被験者も視力 1.0 以上を有すること

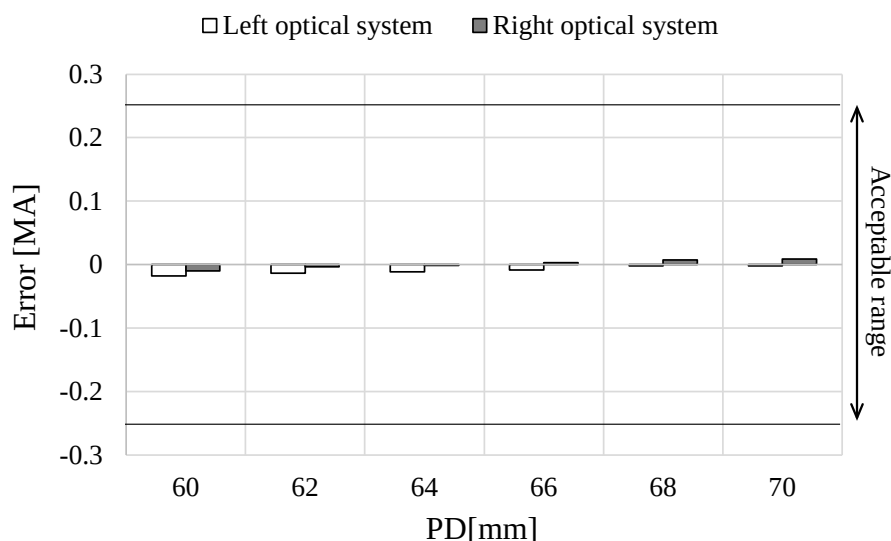


図 4.7 実験 3: 瞳孔間距離 vs カメラによる測定視差量の奥行き換算値と設定値との差異 (再生視標位置 700 mm, 1.43 D)

を確認した。ホログラムはあらかじめ各瞳孔間距離ごとに計算されており、被験者の瞳孔間距離に応じて対応するホログラムを提示した。瞳孔間距離の測定は被験者を正面から撮影した画像と、撮影時の被験者の視点と同じ奥行きに配置したスケールの撮影画像とを画素単位で比較することで行った。この画像比較による測定分解能は約 0.036 mm/pix. であった。

また、実験時の視点移動を抑制するため、実験を通して被験者の頭部をあご台に乗せた状態で行った。

評価の流れは次の通りである。まず、提案装置 I を用いて被験者が立体像を正常に視認できることを確認する。続いて、実験者は奥行きの異なる再生像を 7 つの奥行きからランダムに 1 つ提示する。このとき、観察者は再生像と同時にハーフミラーを通して LED に照らされた実視標を目視することができる。被験者は手元のコントローラで電動レール上に固定された実視標を移動させ、知覚した再生像と奥行きを一致させる。このとき、特に制限時間は設けない。被験者が操作完了の宣言をした後、実験者はレールの移動量を読み取り、視点から実視標までの距離を記録する。これをすべての設定奥行きに対して繰り返し行う。

なお、実視標の移動に用いた電動レールの長さは 300 mm であり、レール上の台座は 1 step あたり約 3.95 μm の分解能を持つステッピングモーターで移動する。また、レールの移動量に応じて実視標の見かけの大きさが変化するため、実験者は被験者にあらかじめ再生像と実視標の形は同一だが、再生像と実視標が同じ大きさとは限らない旨を伝えている。

実験結果を図 4.10 に示す。図 4.10(a) は視標の提示位置と被験者の測定位置をプロットしたグラフであり、いずれの結果も理想直線に沿ってプロットされている

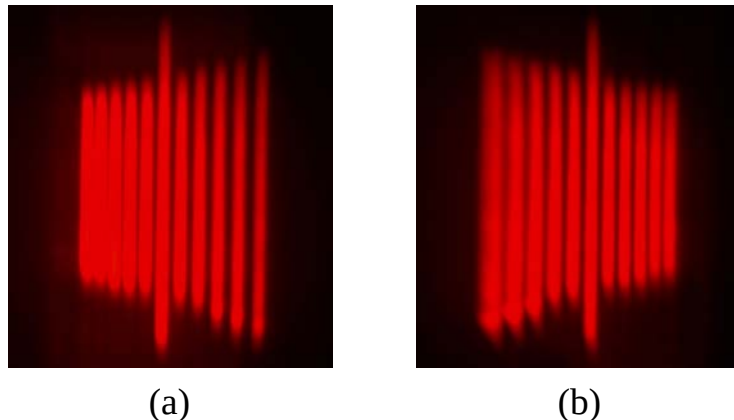


図 4.8 実験 4: 視差測定用再生視標 (a) 左眼用光学系からの撮影写真 (b) 右眼用光学系からの撮影写真

ことが分かる．図 4.10(b) は各提示位置における測定結果と設定位置との差異をプロットしたグラフである．知覚位置の差異ばらつきは設定奥行きによらず同程度であるが，視標の表示奥行きと奥行き視認差異の間に線形性の相関が現れていることが分かる．この相関は提案装置 I が持つ特性の傾向であると言える．ただし，これらのうち最大の誤差は被験者 7 の 2.08 D における差異 -0.24 D であり，すべての測定点は許容誤差の範囲内に知覚されていることから，再生装置 I は視標を設定した奥行き範囲において，人間の主観的にも正しい奥行きを持つ再生像を表示可能であることが示された．

実験 6: 奥行きの深い再生像に対する主観的な奥行き評価実験

実験 5 ではある単一の奥行きに平面状の視標を再生して行っていたが，実験 6 では深い奥行きを持つ再生視標を用いて奥行き主観評価を行った．実験に使用した再生視標の配置を図 4.11 に，実際に左眼および右眼用視点から撮影した再生視標の写真を図 4.12(a), (b) に示す．丸，四角，三角の図形は視点からそれぞれ 500, 600, 700 mm の奥行きに表示される．これらの図形は同一のホログラムから再生される視標であり，奥行き 200 mm を持つ立体像である．

被験者は実験 5 と同一の 9 名に対して，同様の設備にて行った．評価の流れは以下の通りである．実験者は図 4.11 の再生像を提示する．このとき，観察者は再生像と同時にハーフミラーを通して LED に照らされた実視標を目視することができる．被験者は手元のコントローラで電動レール上に固定された実視標を移動させ，まだ奥行きを一致させていない任意の図形の再生像と奥行きを一致させる．このとき，特に制限時間は設けない．被験者が，実視標を合わせた再生像の形状と操作完了の宣言をした後，実験者は再生像の形状とレールの移動量を読み取り，視

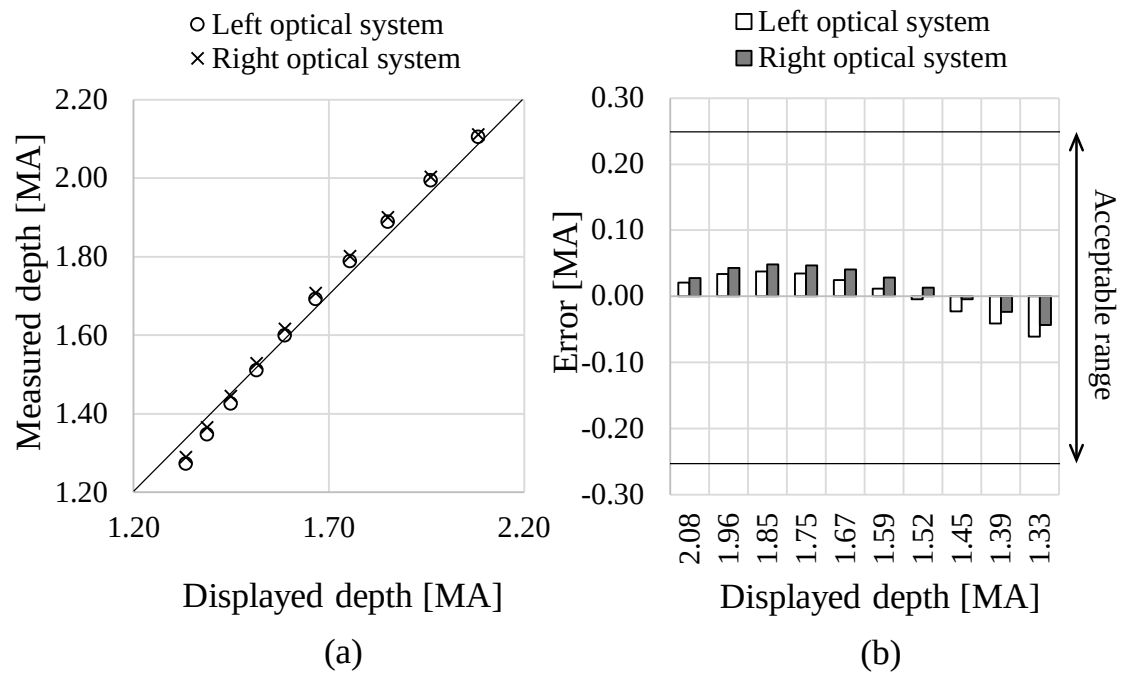


図 4.9 実験 4: カメラによる視差量の測定結果 (a) 表示奥行き vs カメラによる測定視差量の奥行き換算値 (b) 表示奥行き vs カメラによる測定視差量の奥行き換算値との差異 [MA]

点から実視標までの距離を記録する．これを再生像が持つ 3 の図形に対して評価が終了するまで繰り返し行う．

実験結果を図 4.13 に示す．図 4.13(a) はそれぞれの図形の表示位置に対する測定位置をプロットしたグラフであり，図 4.13(b) は表示位置に対する測定値の差異をプロットしたグラフである．これらの測定結果のうち最大の誤差は被験者 9 の 2.0 D における -0.10 D であり，すべての測定位置は許容誤差内に存在していることが確認された．この結果から，被験者は各図形の再生像から正しい奥行きの知覚刺激を得られていることが分かる．

また，図 4.14 は同一の測定結果を被験者の瞳孔間距離別に分けてプロットしたグラフであり，横軸に各被験者を並べたものとみることにもできる．図 4.14(a) は縦軸に測定結果を，図 4.14(b) は縦軸に設定位置に対する測定位置の差異を取ったものである．図 4.14(a) によると，瞳孔間距離による明確な差異は見受けられない．また，図 4.14(b) からは，各図形の再生視標の奥行き知覚差異は瞳孔間距離によらず，また各被験者で同程度の範囲でばらついていることが分かった．

以上の結果から，提案装置 I は観察者の瞳孔間距離によらず，奥行きの深い立体像の奥行き感を正しく表現可能であることが示された．

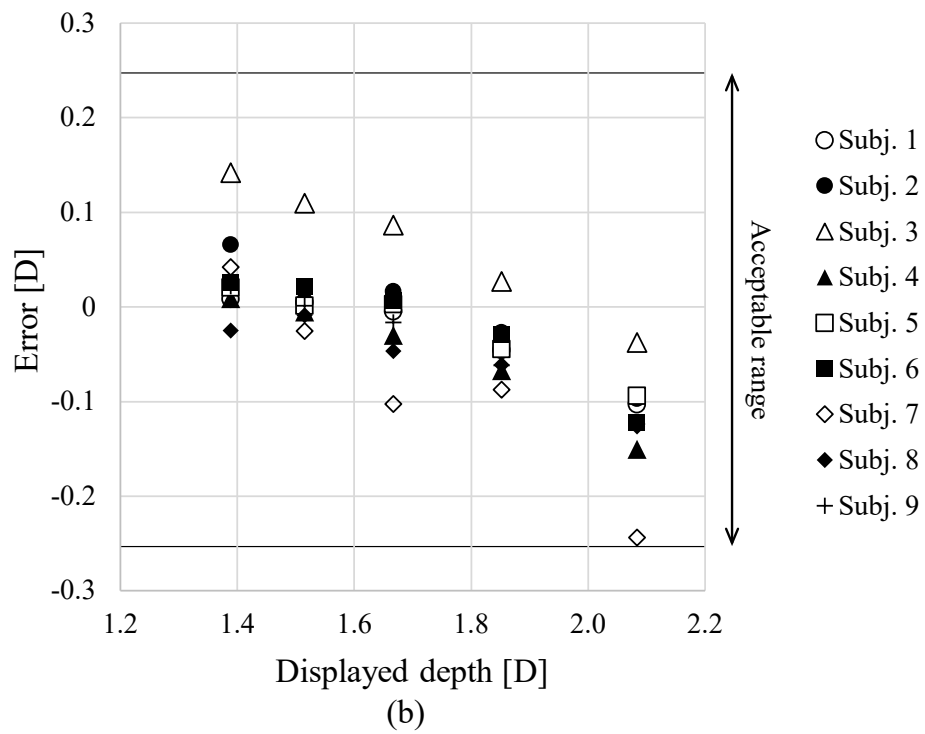
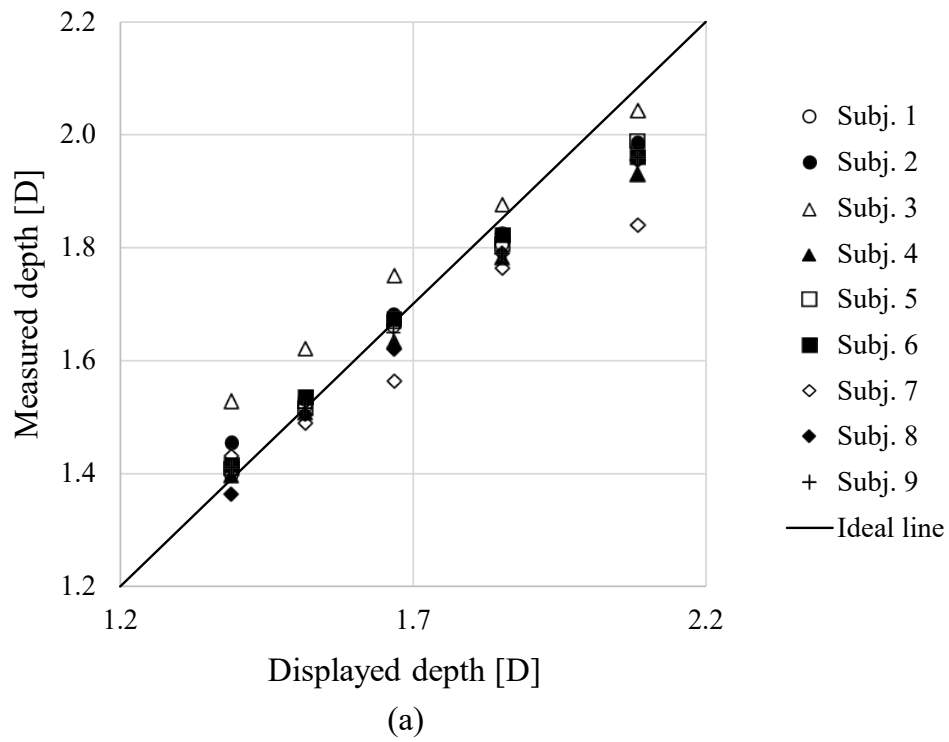


図 4.10 実験 5: 再生像の奥行き主観評価結果 (a) 表示奥行き vs 測定奥行き (b) 表示奥行き vs 測定奥行きとの差異

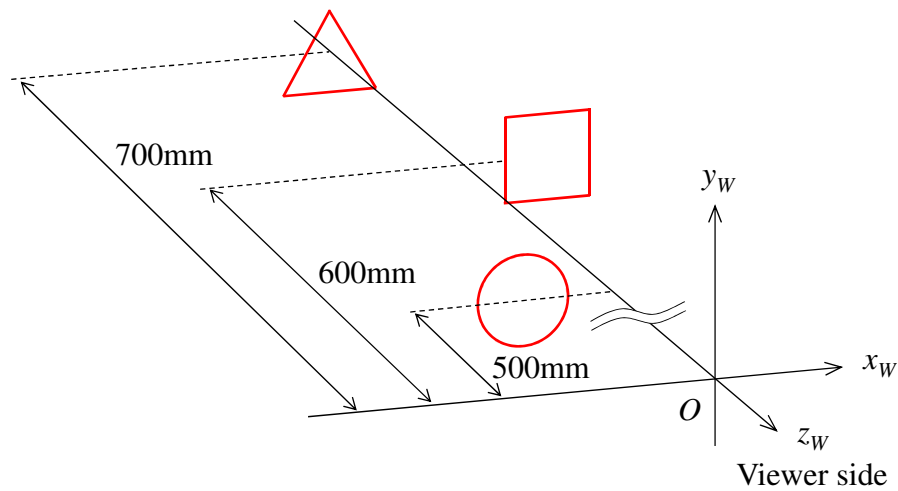


図 4.11 実験 6: 奥行きのある再生像

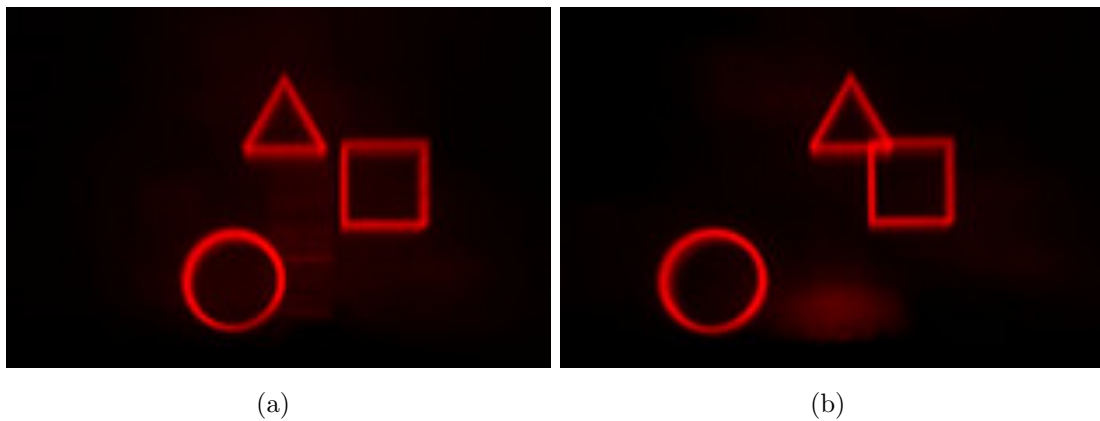
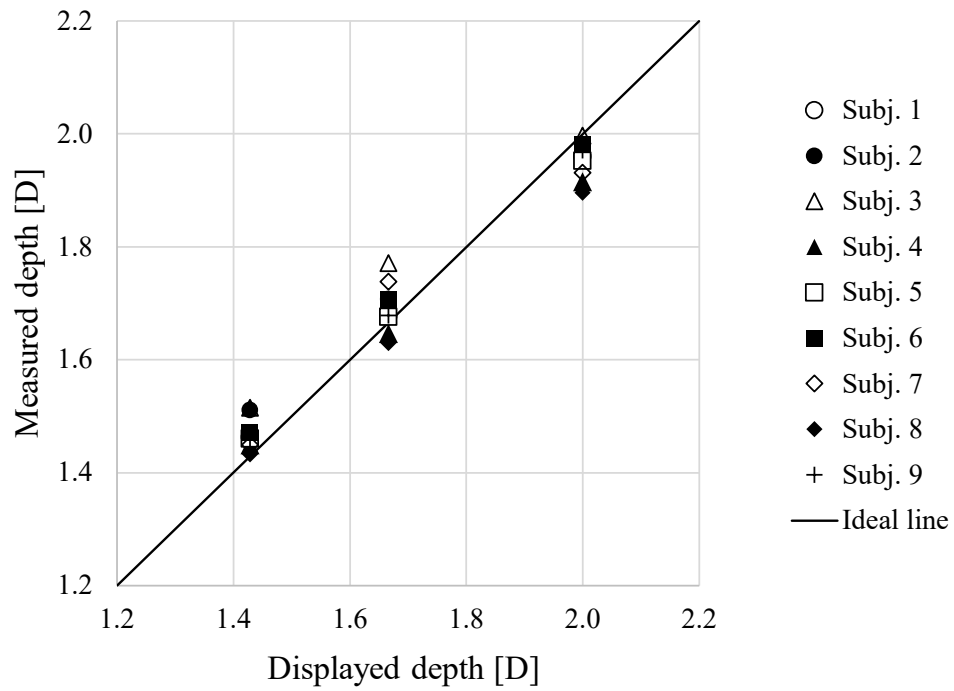


図 4.12 実験 6: 実際の再生視標 (a) 左眼用視点から撮影した再生視標 (b) 右眼用視点から撮影した再生視標

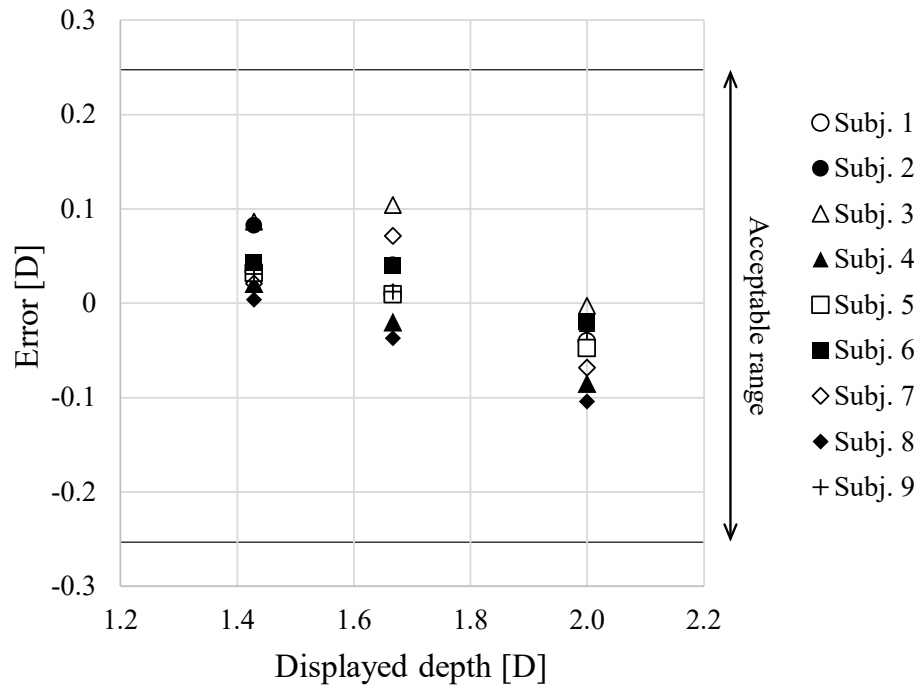
実験 7: 再生像の主観的な大きさおよび形状評価実験

ここまでの実験 2-6 では再生像の奥行きに関する評価実験を行ったが、再生像の大きさおよび形状については考慮されていなかった。そこで実験 7 では再生像の大きさおよび形状に対して主観評価実験を行った。被験者は実験 6 と同一の対象者 9 名を動員し、評価に用いる再生視標は次の実験 8 で用いる再生像の一部であるステップとした。再生視標であるステップの形状は図 4.17 右上に示す通りであり、図 4.4 はこの視標を配置した実験環境、図 4.15 はこの状態で視点位置からカメラにて左眼および右眼用視点から撮影した写真である。

実験環境は実験 5, 6 と同じ環境で行い、ホログラフィの再生像に関して、用意した実物体モデルとの比較を行う。主観評価の手順は映像メディア関連の主観評価法として用いられる DCR (Degradation Category Rating) 法 [35] を参考に実



(a)



(b)

図 4.13 実験 6: 同一再生像内の奥行き評価結果 (a) 表示奥行き vs 測定奥行き (b) 表示奥行き vs 測定奥行きとの差異

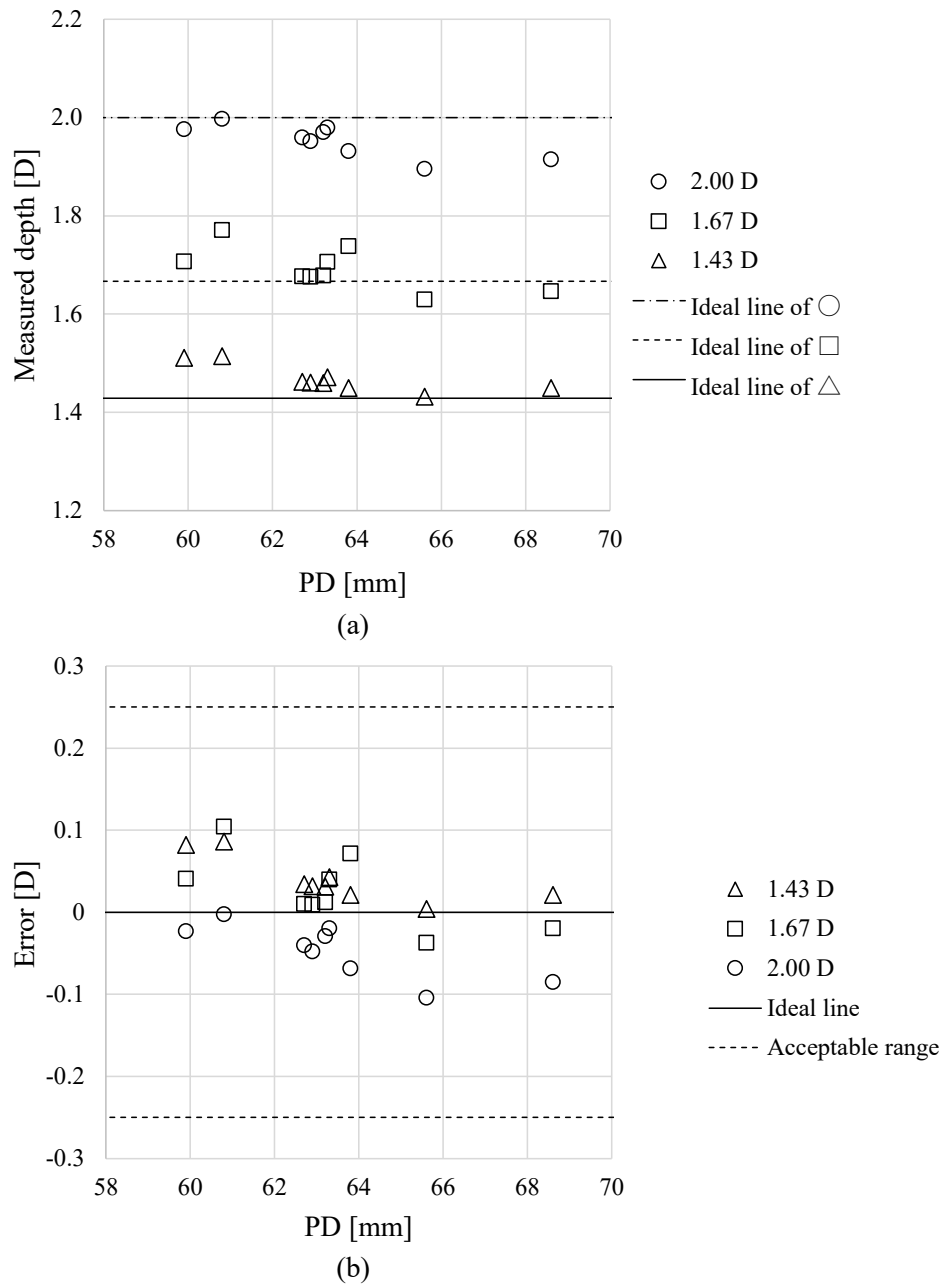


図 4.14 実験 6: 被験者の瞳孔間距離別奥行き知覚位置 (a) 瞳孔間距離 vs 測定奥行き (b) 瞳孔間距離 vs 測定奥行きとの差異

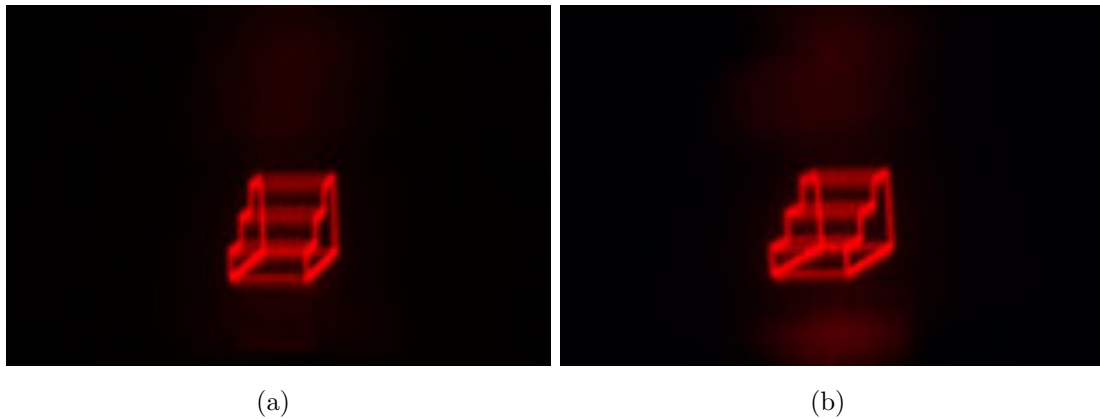


図 4.15 実験 7: 実際の再生視標 (a) 左眼用視点から撮影した再生視標 (b) 右眼用視点から撮影した再生視標

表 4.2 大きさおよび形状に関する評価値

(a) 大きさに関する評価値		(b) 形状に関する評価値	
評価値	説明	評価値	説明
5	1 辺が 2 割ほど大きい	5	完全に等しい
4	1 辺が 1 割ほど大きい	4	概ね等しい
3	等しい	3	多少異なる部分がある
2	1 辺が 1 割ほど小さい	2	明らかに異なる部分がある
1	1 辺が 2 割ほど小さい	1	全く異なる

施した。DCR 法は基準映像と評価映像を対にして被験者に提示し、5 段階の尺度により評価を行う手法である。本実験においては再生像を 10 秒間提示した後 3 秒間のインターバルを設け、10 秒間実物体を提示する。これを 1 セットとし、大きさ、形状それぞれの項目に対して 1 セットずつ行った。なお、各評価項目の間は 11 秒間のインターバルを設け、前半の評価が後半の評価に影響しないよう配慮した。被験者は各評価項目に対し、表 4.2 に示す 5 段階の尺度により点数付けを行う。大きさに関しては大小によって評価値が前後するため、最も良好な評価値は 5 ではなく 3 としている

図 4.16(a) に再生像の大きさの評価値に関するヒストグラムを、図 4.16(b) に再生像の形状の評価値に関するヒストグラムをそれぞれ示す。大きさに関しては過半数以上である 6 名が最も良好な評価値である 3 を選択しており、残りの 4 名も前後の評価値を選択していることから、再生像は正しい大きさで表示されていることが分かる。また、形状に関しても最も良好な評価値である 5 を 4 名、それに準じる評価値である 4 を 6 名が回答した。以上の結果から、再生像は形状に関しても正しく表現されていることが確認できた。

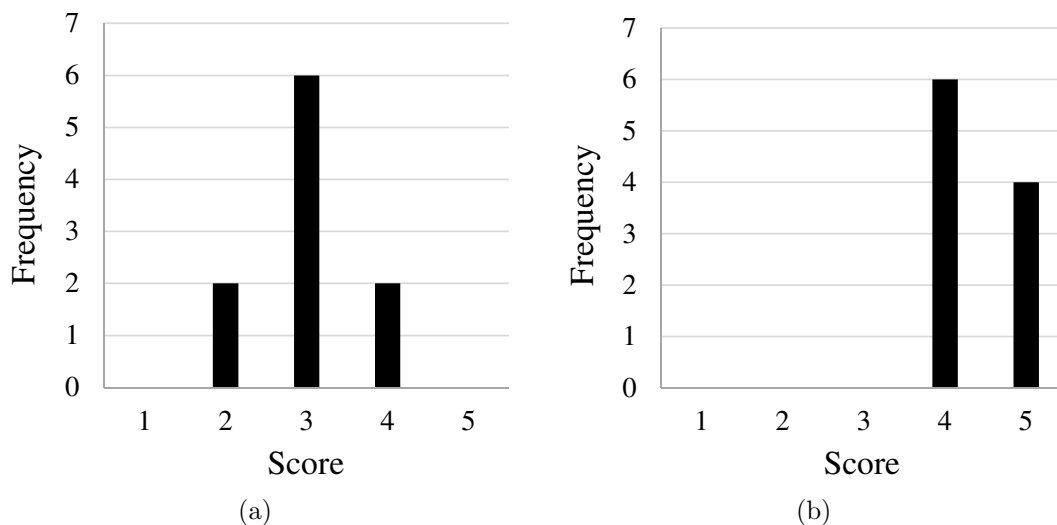


図 4.16 実験 7: 大きさおよび形状に関する主観評価結果: (a) 大きさに関する評価結果 (b) 形状に関する評価結果

実験 8: 複雑な形状を持つ立体の再生実験

これまでの奥行き評価に関する実験では再生視標として最低限必要な情報を持つ簡単な形状の物体を用いたが、本装置は任意形状の物体を再生可能である。そこで実験 8 では複雑な形状を持ち、奥行きの深い立体の再生を試みた。

再生する立体像の物体モデルを図 4.17 に、再生結果を図 4.18 にそれぞれ示す。ここで、図 4.18(a) は左眼用再生装置による再生結果、図 4.18(b) は右眼用再生装置による再生結果である。

これまでの実験から、提案装置 I により再生される立体像は視差量、奥行き感ともに 0.25 D 以内で立体表現可能であり、大きさや形状も高い精度で再現可能であることが確認されている。図 4.18 に示す再生像もまた意図した大きさ、形状で再生され、自然な奥行き表現を伴い高臨場感な立体像として知覚することができた。

4.2.4 結論

提案装置 I では、接眼型再生装置として左右の眼に対して 2 枚のレンズを用いたフーリエ変換光学系を配置することで、視野の拡大と両眼観察の両立に成功した。また、左右の視点間距離を調整可能な機構を設けることで、観察者の瞳孔間距離の違いに関わらず、立体像を提供可能である。

実験 1 では視野角が 15° であることを確認した。これは本装置に使用した LCD と光源のみを用いた従来型の再生装置と比較して 3.2 倍の拡大率である。実験 2 ではカメラの焦点調整を用いた客観評価にて、左右の光学系それぞれが 0.10 D 以下の誤差で奥行き表現可能であることを確認した。実験 3 ではカメラを用いた客

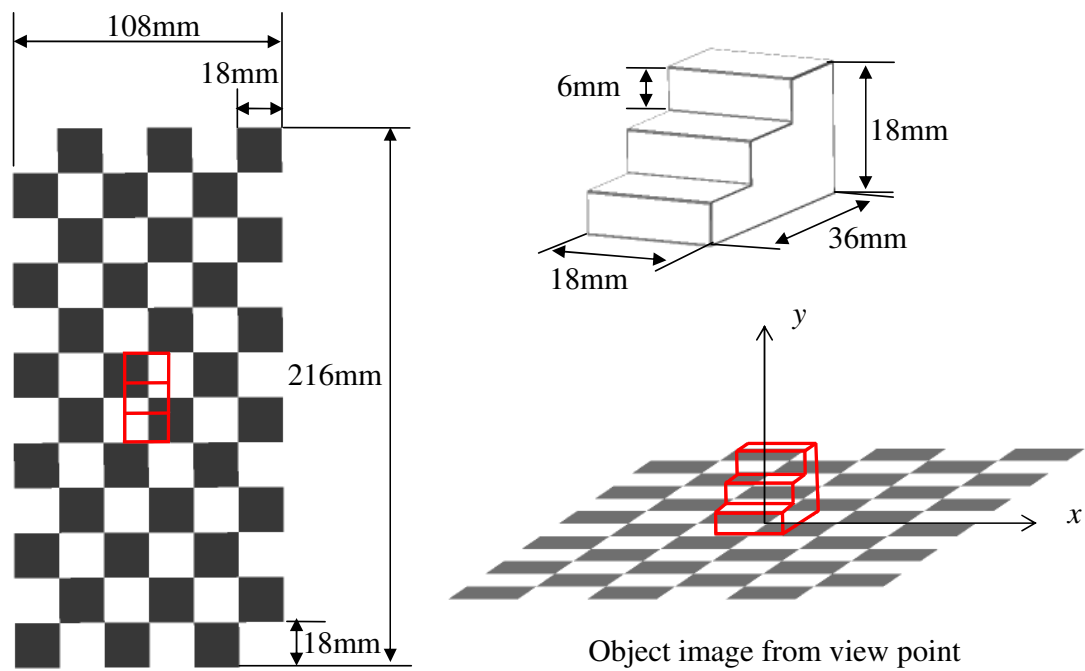
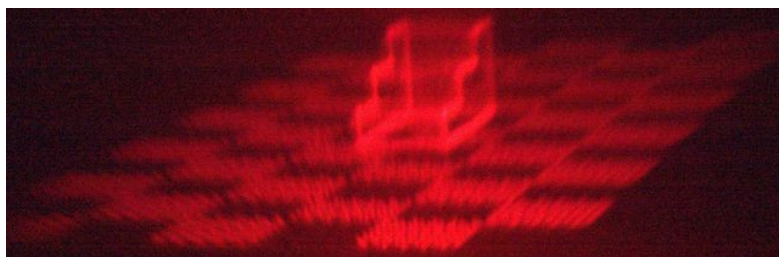


図 4.17 実験 8 における入力物体モデル



(a) 左眼用再生像



(b) 右眼用再生像

図 4.18 実験 8: 左右の視点から観察される再生像 (出典: [32])

観評価にて、異なる瞳孔間距離における輻輳刺激が 0.02 MA 以下の誤差で表現できていることを確認した。実験 4 ではカメラを用いた客観評価にて、視差による奥行きが 480–750 mm の範囲で 0.06 D 以下の誤差で表現できていることを確認した。実験 5 では矯正を含め視力 1.0 以上を持つ被験者 9 名を動員した主観評価にて、480–720 mm の範囲に設定した奥行きを持たない平面視標に対し、すべて 0.25 D 以下の誤差で奥行きが知覚されていることを確認した。実験 6 では実験 5 と同一の被験者 9 名を動員した主観評価にて、奥行き 200 mm の再生像に対して 0.10 D 以下の誤差で奥行き知覚されていることを確認した。また、瞳孔間距離別でプロットした評価結果からは、瞳孔間距離に依らず再生像は意図した奥行に知覚されていることを確認した。実験 7 では大きさと形状を DCR 法に準じた方法により 5 段階の尺度で評価し、すべての被験者が両項目に対して最も良好な評価値、およびその次に良好な評価値のみを回答したことから、再生像は大きさ、形状に関して正しく表現可能であることが確認された。実験 8 では複雑な形状を持つ再生像の再生も問題なく行えてることを確かめた。

以上の結果から、提案装置 I は両眼視野が広く、また再生像は奥行き知覚刺激誤差 0.25 D 以下の精度で奥行き表現可能であり、大きさおよび形状も正しく表現可能な装置であることが示された。

しかし、再生装置の大きさが光学系だけでも 50(H)×750(W)×800(D) mm と大きめのサイズであることや、再生像の解像度が低めであり、物体を構成する点が視認されてしまうこと、表現可能な色が赤単色であるためリアリティに欠けることなど、提案装置 I には改善すべき点は未だ多く存在する。そこで、次節ではこれらの点を改善可能な再生装置について、その詳細を述べる。

4.3 両眼視用小型カラー再生装置（提案装置Ⅱ）

4.3.1 研究目的

提案装置Ⅰでは、表示デバイスの他にレンズ2枚を用いた視野拡大光学系を両眼用に計2台用いることで両眼視可能な広視野再生装置が実現できることを確認した。しかし、再生される立体像が赤単色であることで単調な再生像しか表示できないことや、レンズ1として焦点距離の長いレンズを使用していることから据え置き型の大きな装置になってしまうことなど、提案装置Ⅰには改善すべき課題がいくつか挙げられる。

そこで、それらの課題を解決すべく、提案装置Ⅰの改良型電子ホログラフィ再生装置である提案装置Ⅱを開発した [36–39]。提案装置Ⅱでは光学系に使用するレンズの枚数や焦点距離を最適化することで装置の小型化を図っており、持ち運び可能なサイズを目指した。短い焦点距離のレンズを使用することでより厳密な配置が要求されるようになった課題に対しては、配置誤差の補正方法を新たに提案することで、正確な奥行きと輻輳量を持つ立体像を再生することが可能である。

本章では電子ホログラフィ再生像のカラー化原理と提案装置Ⅱの構造、配置誤差の補正方法について説明し、実験では再生像の奥行き表示精度と混色を含むカラー画像の再生を行った結果を報告する。

4.3.2 電子ホログラフィ再生像のカラー化

電子ホログラフィによる再生像は、テレビやプロジェクタなどのように表示画像を構成する各画素の色を独立して発光させることはできず、基本的に全体が再生照明光の色のみをもつ立体像として再生される。そのため、電子ホログラフィのカラー化では大きく分けて各基本色の再生像を空間多重させることによるカラー化手法と、時分割多重させることによるカラー化手法が用いられる。本章ではこれらの手法の原理・特徴と、カラー再生する上で重要な再生照明光源について説明する。

空間多重によるカラー化

空間多重によるカラー化では、赤、青、緑などの基本色で再生した立体像を空間的に重ね合わせ、観察者にフルカラーの立体像を知覚させる。

図 4.19 に空間多重カラー化手法を適用した再生装置の一例を示す。空間多重によるカラー化では各基本色ごとに立体像を再生させる表示装置を別々に設け、再生された単色の立体像を空間的に重畳させることで観察者にカラー立体像を提供する [40–43]。

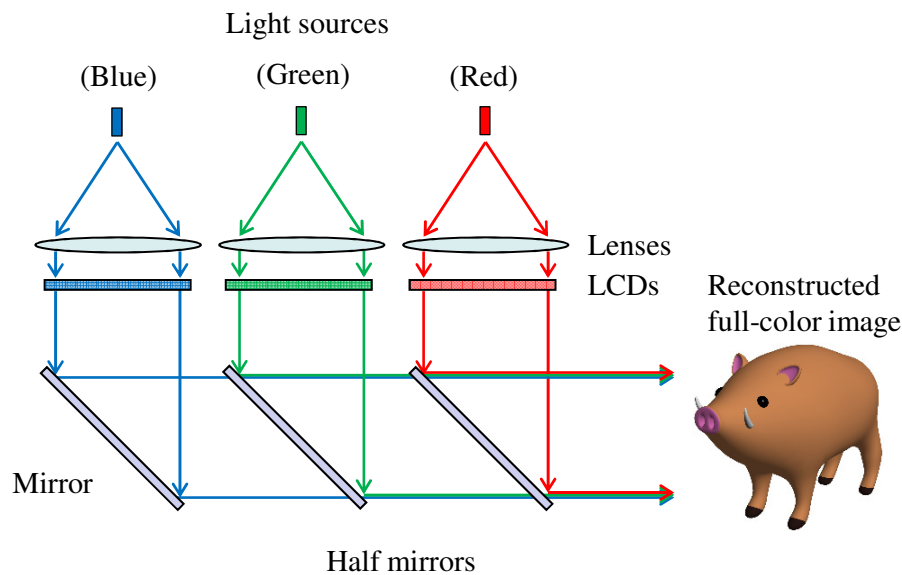


図 4.19 空間多重を用いたカラー電子ホログラフィ再生装置の構成例

空間多重カラー化手法では、各色の立体像は時間的に分割されることなく連続的に再生されることから、低リフレッシュレートの表示デバイスを使用しても再生される立体像の色表現には影響がないという特徴がある。この特徴は電子表示デバイスの解像度とリフレッシュレートを両立する必要がないことを意味するため、比較的安価な装置で高解像度なカラー立体像を再生する際に有効である。一方、本手法は後述の時分割多重によるカラー化に比べて装置が大きくなるというデメリットがある。

時分割多重によるカラー化

時分割多重によるカラー化は、カラー化のために使用する各基本色による立体像を連続的に短い時間で順次再生することで観察者にフルカラーの立体像を知覚させる手法であり、カラー映像の分野ではフィールドシーケンシャルカラー (field sequential color) 方式として知られている。各基本色の立体像を正しく再生するためには、表示デバイスに表示されるホログラムは発光している再生照明光の色のものでなくてはならない。そのため、表示デバイスに表示する各基本色用のホログラムと再生照明光の色は同期して切り替えられていく必要があることから、基本的に表示デバイスと再生照明光の間に同期回路を組み込む。

時分割多重によるカラー化手法を用いた立体表示装置の例を図 4.20 に示す。各色の立体像は同一の再生装置により再生されるため、前述の空間多重によるカラー化と比較して小型・軽量化された装置が報告されている [44, 45]。

しかし、使用する表示デバイスには高いリフレッシュレートが求められ、十分なリフレッシュレートが確保できない場合には立体像に色のちらつきが伴い、観察

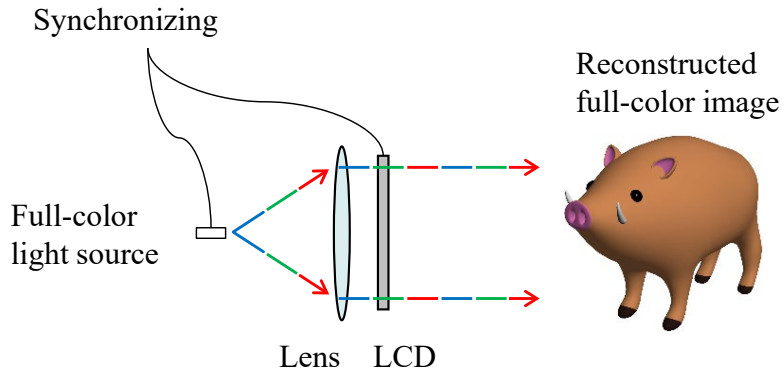


図 4.20 時分割多重を用いたカラー電子ホログラフィ再生装置の構成例

の妨げとなる．このちらつき現象はフリッカーと呼ばれ，各色の表示周期が人間の視認できる時間分解能を下回っており，前後のフレームを区別して視認できてしまうことが発生原因である．人間が時分割多重による混色をちらつきなく知覚するのに必要な色の切り替え周波数は 60 Hz であることが知られている [46]．したがって再生に使用する基本色が n 色の場合， $60n$ [Hz] 以上のリフレッシュレートを有する表示デバイスが必要である．例えば基本色が 3 色の場合，180 Hz のリフレッシュレートを有する表示デバイスで再生された立体像は 3 色 1 組の表示周波数が 60 Hz となるため，観察者にはフリッカーのないフルカラー立体像として知覚される．

電子ホログラフィにおける代表的なカラー化手法は上述の 2 種類である．本研究では目的の 1 つとして再生装置の小型化を挙げているため，提案装置 II では再生像のカラー化手法として時分割多重による方式を実装することとした．

時分割カラー化の実装

ホログラフィの再生過程では再生照明光の精度が再生される立体像の品質に直接影響を及ぼすことから，再生照明光として用いる光源の性能はホログラムの再生時に重要視される要素の 1 つである．4.3.2 節で述べたカラー化手法では基本色の数だけ光源が必要であるため，それぞれの光源の位置を CGH 計算時の光源設定位置と正確に一致するように配置しなければ立体像が基本色ごとに空間的なずれを持って再生されてしまい，1 つのカラー立体像として観察することができなくなる．

カラー再生可能な装置に用いられる再生照明光の扱いは大きく 2 種類に分けられる．ひとつは再生照明光として使用する基本色光源間のずれを正確に測定し，それらの位置を CGH 生成時の参照光パラメータ設定に反映することで CGH を作製する方法 [47] である．この方法では各光源間の距離を正確に測定するために多

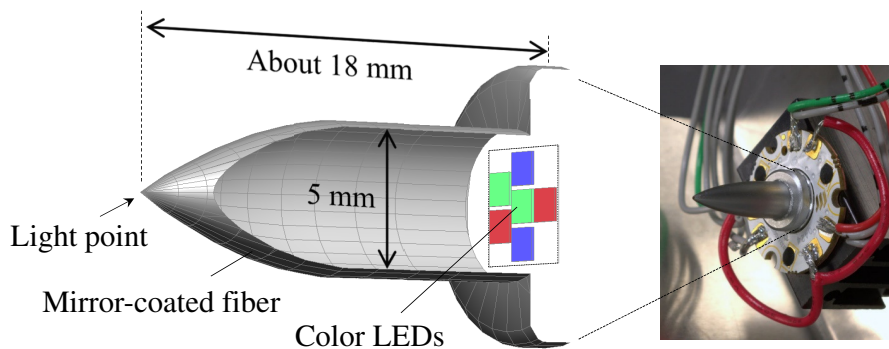


図 4.21 開発したフルカラー点光源の構造と実際の写真 (出典: [38])



図 4.22 高輝度カラー LED(NT-43F0-0424, Lighting Science Group)

くの試行が必要とされる上，生成された CGH はその配置の光源のみでしか正確なカラー立体像を再生することができないため，汎用性の低さが問題点として挙げられる。

もうひとつの方法は，各基本色の再生照明光として各光源から射出された光をハーフミラーやプリズム等で正確に一箇所に合成し，その合成光を用いてカラー立体像を再生する方法 [40–44] である．このような方法を用いた装置に使用する CGH の計算は，各基本色の参照光を同一の座標に配置して行われる．この方法では一旦正確な基本色の合成光波を作ることができれば，このような光源を採用する装置間で同一の CGH を使用してカラー立体像を再生することが可能であるため，前述の方式より汎用性が高く，実用的であるといえる。

そこで，提案装置Ⅱではカラー再生照明光として各基本色が 1 点でのみ発光する点光源を開発し，再生像のカラー化を図った．本章で提案・開発したカラー点光源を図 4.21 に示す．光源には前述のスペックルノイズ低減の効果や小型で安全性が高いといった理由から，光源には LD ではなく LED を使用する．また，光源の明るさは再生される立体像の明るさに直接影響するため，使用する LED には図 4.22 に示す高輝度フルカラー LED を採用した．本 LED は赤，緑，青計 3 色の発光点を備え，発光強度を向上させるために各色に対して発光点を 2 箇所ずつ持つ．したがって各色の発光面積が大きくなり，また発光位置も異なるため，この状態のまま再生照明光として利用すると再生像の解像度の低下を招く．そこで各色の発光面積を絞り同一点で発光させるため，半径 5 mm，長さ約 18 mm の透明なアクリル棒の先端を尖らせ，その内側表面を鏡面加工した素子を，すべての発光点

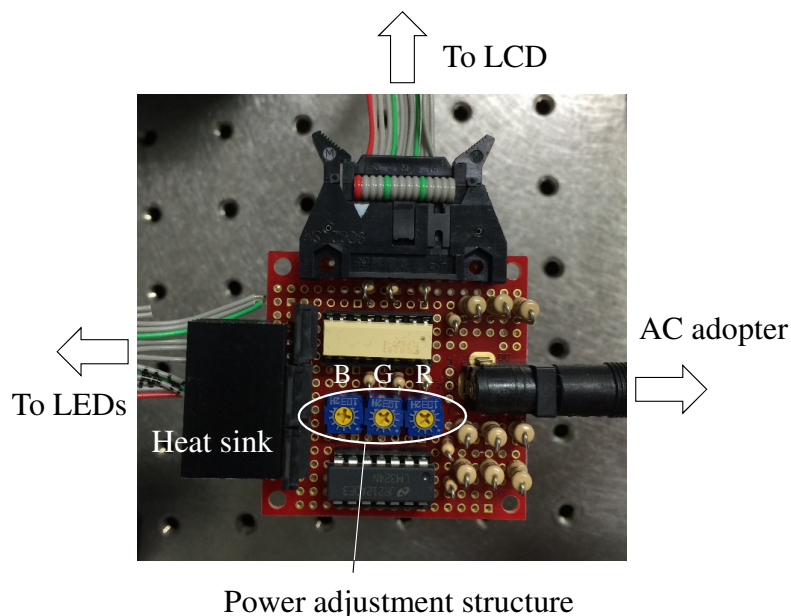


図 4.23 作製した同期回路

が覆われるように配置した．この素子は先端部分のみ鏡面加工されておらず，素子内を伝播するすべての光は先端部の開口約 $\phi 0.2 \text{ mm}$ から射出される．本光源装置には半値角 10.8° ほどのわずかな指向性があるが，次節で述べる提案装置Ⅱの構造では表示デバイス全体を半値角内で照明することができる程度の指向性であるため，問題にはならない．

また，作製した光源装置と表示デバイスとの間に同期回路を組み込むことで，時分割多重によるカラー再生方式を実現した．作製した同期回路を図 4.23 に示す．使用する LCD のドライバは画面に表示されたカラー画像を赤，緑，青の順に 180Hz で時分割表示することで， 60Hz のカラー映像を表示可能である．このとき表示されている色は基盤から出たピンにより取得可能であるため，LCD ドライバから出力される色信号を回路で受け取り，対応した色の LED に電流を流すことで LCD-LED 間の同期をとることが可能である．本回路は各色の LED に流れる電流の量を半固定抵抗により独立して調節可能なため，再生される立体像のカラーバランスを調節する際にも有効である．今回は 5 cm 四方程度の大きさで実装したが，プリント基板の使用等によりさらなる小型化も容易である．

4.3.3 誤差補正の提案手法

光学系は一般に配置誤差やレンズの収差による誤差を含んでおり，これらの誤差補正は実用化する上で必須である．再生光学系における表示位置の誤差はレンズの屈折力に比例し，提案装置Ⅱのような焦点距離の短いレンズを用いた再生光学系の場合には光学部品のわずかな配置誤差による歪みが再生される立体像に大

きな影響を与えてしまう。しかし、正確な配置を実現することは困難を極める。そこで、これらの誤差による再生像の位置ずれを打ち消すような歪みを CGH 計算時に予め与えることで、焦点距離の短いレンズを使用した光学系でも配置誤差の影響を低減し、立体像を正確な位置に再生可能な補正手法を提案する。本手法は以下に示す3つの段階からなる。

1. 焦点調節に関する奥行き補正

奥行き方向 (z 軸方向) に物体を歪ませることで、物体にピントの合う位置を正しい距離に補正する。

2. 大きさの補正

奥行き方向に歪ませた物体を本来の大きさに戻すため、第1段階で加えた歪みの量に応じて大きさを補正する。

3. 輻輳量に関する奥行き補正

水平方向 (x 軸方向) に物体を歪ませることで、物体を注視したときの輻輳量を正しい値に補正する。

それぞれの補正は以下の手順で行われる。まず座標 $p_i(x_i, y_i, z_i)$ を持つ物体をある奥行き範囲において短い距離間隔で再生し、それぞれの測定地点における必要な奥行き量を測定する。必要な奥行き量は第1段階においては物体に焦点の合う z 軸方向の奥行きに、第3段階においては左右の光学系で再生した際の物体間の x 軸方向のずれにそれぞれ対応する。ここではまず、第1段階における z 軸方向の奥行き補正を行うものとする。 N 個の測定箇所 $z_1, z_2, \dots, z_N$ のうち、 i 番目の奥行き z_i を持つ物体の奥行きを測定したときの測定値を z_{ei} とする。各奥行きにおける測定値 $z_{e1}, z_{e2}, \dots, z_{eN}$ を、設定距離対測定距離のグラフにプロットする。プロットした点群との距離が最小となるような曲線 $F(z)$ を、最小二乗法により求める。ここで、近似曲線 $F(z)$ を

$$F(z) = \sum_{k=1}^{n+1} a_k z^{k-1} \quad (4.9)$$

で表される z の多項式関数とし、 $a_1, a_2, \dots, a_n$ を定数としたとき、 $F(z)$ は以下の和 S_1 を最小とする $a_1, a_2, \dots, a_n$ を求めることで得られる。

$$S_1 = \sum_{i=1}^N \{z_{ei} - F(z_i)\}^2 \quad (4.10)$$

求めた関数 $F(z)$ は物体の含む誤差の傾向を表すため、物体の奥行きを $F^{-1}(z)$ に従い上書きし、再度 CGH 計算を行うことで正しい奥行きを持つ立体像を再生することができる。従って、第1段階の補正を行った後の物体座標は $p'_i(x'_i, y'_i, z'_i)$ は

$$x'_i = x_i, \quad y'_i = y_i, \quad z'_i = F^{-1}(z_{ei}) \quad (4.11)$$

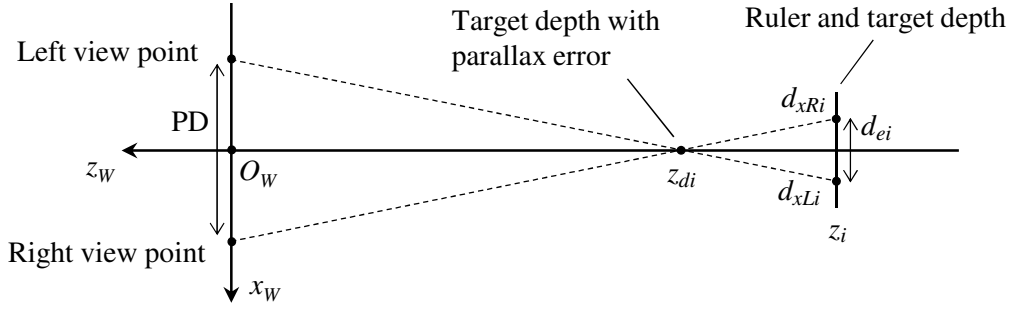


図 4.24 視差量 d_{ei} の測定とそれに対応する奥行き値 z_{di} の関係

となる．

続いて第 2 段階では，第 1 段階の奥行き補正において物体を奥行き方向にシフトさせた結果生じる，物体の見た目の大きさの変化を補正する．第 1 段階補正後における物体の見た目の大きさ H'_i は，第 1 段階補正前における物体の見た目の大きさ H_i と補正前後の奥行き比 $z_i/F(z_i)$ を用いて

$$H'_i = \frac{z_i}{F(z_i)} H_i. \quad (4.12)$$

と表される．この見た目の変化を打ち消すため，以下の通り物体データの x 座標および y 座標に式 (4.12) を乗ずることで見た目の大きさが補正された物体の座標 $p''_i(x''_i, y''_i, z''_i)$ を得ることができる．

$$x''_i = \frac{F(z_i)}{z_i} x_i, \quad y''_i = \frac{F(z_i)}{z_i} y_i, \quad z''_i = F^{-1}(z_{ei}) \quad (4.13)$$

第 3 段階では，再生像の持つ輻輳量に関する奥行き補正を行うため，第 1 段階の補正と同様の手順で再生像の持つ輻輳量を補正する．図 4.24 に示す通り，輻輳量のずれ d_{ei} はワールド座標系における右眼用および左眼用光学系により表示された再生像の x 軸方向の差として測定される．ここで， d_{ei} は設定した i 番目の測定位置 z_i において右眼用光学系で測定した物体の x 座標 d_{xRi} および左眼用光学系で測定した物体の x 座標 d_{xLi} を用いて，

$$d_{ei} = d_{xRi} - d_{xLi} \quad (4.14)$$

と表される．各奥行きにおいて測定した差 d_{ei} の近似曲線 $G(z)$ が定数 $b_1, b_2, \dots, b_n$ を用いた線形関数

$$G(z) = \sum_{k=1}^{n+1} b_k z^{k-1} \quad (4.15)$$

として表されるとき，関数 $G(z)$ は以下の和 S_2 を最小とする $b_1, b_2, \dots, b_n$ を求めることで得られる．

$$S_2 = \sum_{i=1}^N \{d_{ei} - G(z_i)\}^2 \quad (4.16)$$

輻輳量の誤差 d_{ei} を含んだ再生像を視界で融像させたとき、輻輳に関して知覚される奥行き z_{di} は誤差 d_{ei} と瞳孔間距離 PD を用いて

$$z_{di} = \frac{PD}{PD - d_{ei}} z_i \quad (4.17)$$

と表される．式 (4.17) から、輻輳に関して知覚される奥行き z_{di} が設定した奥行き z_i に等しいとき、誤差 d_{ei} は 0 であることが分かる．従って、第 3 段階では物体の x 座標から誤差 $G(z_i)$ を引くことで輻輳量が補正される．

以上をまとめると、最終的に奥行きが補正された物体の座標 $p_i'''(x_i''', y_i''', z_i''')$ は以下のように表すことができる．

$$x_i''' = \frac{F(z_i)}{z_i} x_i - G(z_i), \quad y_i''' = \frac{F(z_i)}{z_i} y_i, \quad z_i''' = F^{-1}(z_{ei}) \quad (4.18)$$

本提案手法では例えば複数枚のレンズを用いた再生光学系の場合においても、それぞれのレンズの配置誤差を別々に考える必要がなく一度に補正できるため、非常に実用的な補正法であるといえる．また、近似曲線の次数が少なかった等の理由で誤差を補正しきれなかった場合にも、上記補正を再帰的に行うことで良好な結果を得ることができる．

4.3.4 提案装置 II の構造

提案装置の実際の写真と概略図を図 4.25 に、構造を図 4.26 に示す．表示デバイスには提案装置 I と同じく反射型 LCD を用い、使用するレンズの枚数はひとつの再生光学系に対し 1 枚のみ使用する代わりに提案装置 I に比べて短い焦点距離のレンズを使用する．また、LCD やレンズ、カラー再生照明光源といった光学部品は左右の再生光学系ごとにアルミフレームに固定されているため、必要な固定具の数が低減されている．これらの変更点により装置全体の小型化を図り、光学系は高さ 210 mm、幅 135 mm、奥行き 130 mm のサイズであった．これは両眼視用電子ホログラフィ再生装置としては現在報告されている装置の中で最小の大きさである．LCD およびレンズはフレームにあいた長穴にねじ止めすることで上下方向に微調整可能であり、また光源装置は磁石でフレーム底面に固定されているため、フレーム底面での 2 次元的な微調整が可能である．また、左右の再生光学系同士が独立していることにより、提案装置 I と同じく観察者の瞳孔間距離の個人差による影響をなくすることができる構造を実装した．具体的には右眼用光学系の下に x 軸レールを組み込むことで、右眼用の視点位置を横方向に平行移動することができる．左右それぞれの再生装置を正面から向かって左右方向に倒れるような回転調節構造を取り入れることで、4.2.1 節で述べた両眼視野の調節も可能である．

また、提案装置 I ではレンズの焦点位置に集光する妨害光を光源自体で遮断していたのに対し、提案装置 II では視点の直前にアイピースとして物理的なバリアを

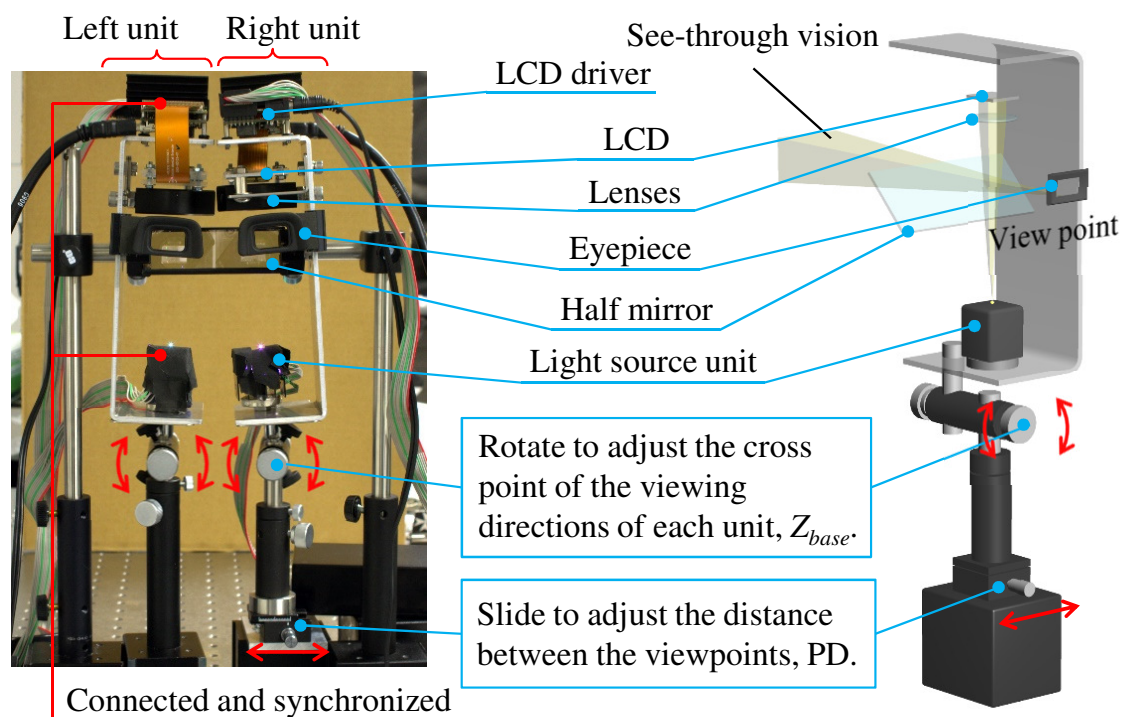


図 4.25 提案装置 II の実際の写真と概略図 (出典: [39])

設置し、妨害光を遮断する構成とした。バリアとしてアイピースを用いていることから、狭い視域内への視点の誘導も容易に行うことができる。

さらに、提案装置 II ではレンズ-光源装置間にハーフミラーを介在させることで、実空間とともに立体像を観察可能な構造とした。これによりシースルー表示を行うことができ、例えば再生像の奥行きを実際に実物体と比較しながら評価する実験が容易に行える、高臨場感 AR の視覚情報提示用デバイスとして扱うことができるなどの利点がある。ハーフミラーは左右の再生装置とは独立して固定されており、それぞれの再生装置の傾きや x 軸方向の位置が変化しても絶対位置が変わらない構造とした。

再生原理に関しては、使用するレンズを 1 枚としたことから 3.2 節で説明したフーリエ変換光学系そのものである。従って、CGH の計算では 2.2 節で説明した点充填法および 3.3 節で説明したフーリエ変換光学系における再生像の表示空間拡大手法を適用した。

4.3.5 提案装置 II の性能評価実験

本節では、提案装置 II の再生精度に関する評価実験を行った結果を報告する。実験では 4.3.3 節で述べた誤差補正法の検証と、奥行きが補正された再生像に対する客観的、および主観的な奥行き評価実験を行った。各実験における視標の設定位置と測定位置の許容差異は、4.2.3 節で述べたものと同様の理由から 0.25 D とする。

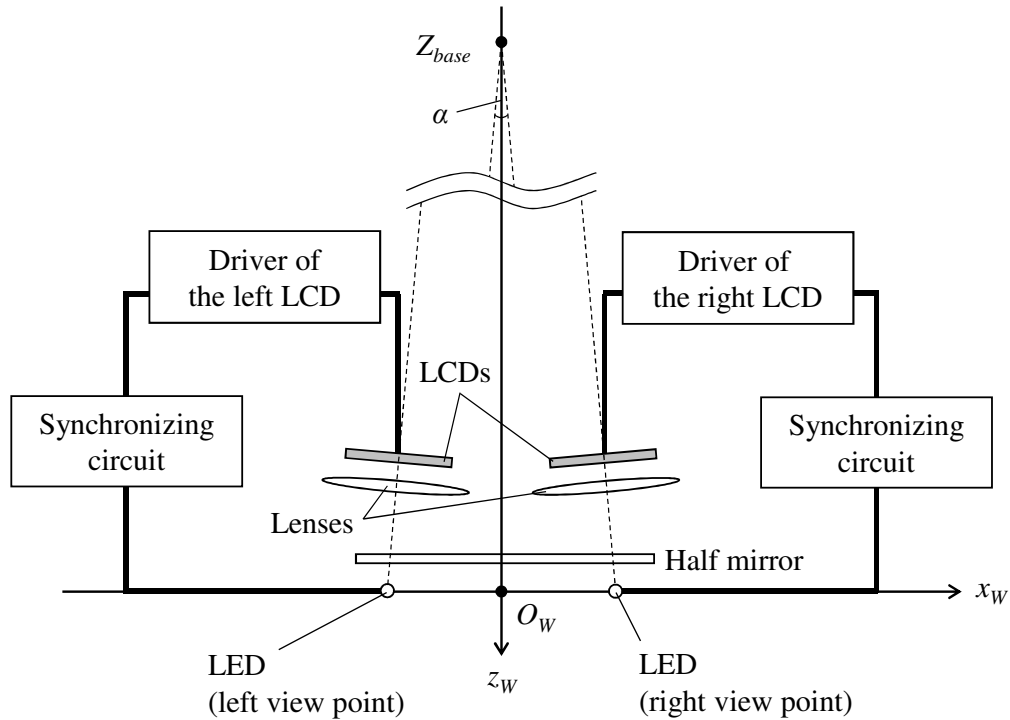


図 4.26 提案装置 II の構造

提案装置 II に関する光学パラメータを表 4.3 に示す. 調整可能な視点間の距離および両眼視野に影響する基準点 Z_{base} の設定距離は, 提案装置 I と同様の理由により同じ範囲および距離とした. また, CGH の計算も提案装置 I と同じく点充填法を用いた. 単眼視野角 7.1° および両眼視野角 11.4° はレンズを 2 枚用いた提案装置 I には劣るが, レンズを使用せず表 4.3 に記載の LCD のみを用いた構成における視野角 3.1° と単眼視野角同士で比較すると, 約 2.3 倍の拡大を実現している. また, 固定具を除く装置全体の大きさである高さ 210 mm, 幅 135 mm, 奥行き 130 mm は提案装置 I と比較し占有面積約 $1/34$ 倍, 体積約 $1/8$ 倍という小型化を実現している.

実験 I: 再生像の奥行き補正実験

実験 I では 4.3.3 節で説明した表示位置補正法の有効性を確かめるため, 補正前後における物体の焦点調節および輻輳量に関する奥行き測定を行った. 視標の配置を図 4.27(a) に示す. 測定する奥行き数 N は 7 箇所とし, 各奥行き $z_1, z_2, \dots, z_N$ は 300–1500 mm の間に 200 mm 間隔で設定した. 再生視標は図 4.27(b) に示す 3 cm 四方の白い十字視標を用いた. 奥行きの測定は, シースルー表示を利用して実視標と比較することにより行った. 測定にはカメラを用い, 再生視標と実視標に同時に焦点が合う距離を物体の奥行きとして測定した.

実験 I 結果を図 4.28 に示す. 図 4.28(a) は左眼用光学系における測定結果を表し,

表 4.3 提案装置 II に関するパラメータ

LCDs	
Pixel pitch	9.6(H) $\times$ 9.6(V) μm
Resolution	1280(H) $\times$ 768(V) pixels
Active area	12.3(H) $\times$ 7.4(V) mm
Refresh rate	180 Hz
Wave length and power of LEDs	
Red	625 nm
Green	525 nm
Blue	465 nm
Power consumption	1 W/color
Lenses	
Focal length	100 mm
Diameter	25 mm
Visual field angles	
Monocular visual field	7.1°
Binocular visual field	11.4°
Others	
Distance between LCD and lens	5 mm
Z_{base}	-800 mm
Adjustable PDs	60–70 mm
Size of the system	210(H) $\times$ 135(W) $\times$ 130(D) mm

図 4.28(b) は右眼用光学系における測定結果を表す。それぞれのグラフにおいて、横軸は設定した測定位置 z_i [mm]、縦軸は測定位置 z_{ei} [mm] である。また、補正前の測定値を +、近似曲線 $F(z)$ を一点鎖線で表し、これらの奥行きを式 (4.18) により補正した後の測定結果を $\times$ 、物体の設定位置 z_i と測定位置 z_{ei} が一致する理想直線を破線で表す。これらのグラフから、左右どちらの光学系もほぼ理想直線状に測定されていることが分かる。

図 4.28(c) は左眼用光学系、図 4.28(d) は右眼用光学系における、補正前後の設定位置と測定位置の差を表す。これらの結果から、補正前の測定位置は大きく許容誤差を逸脱していたものの、補正後はすべての奥行きに対して許容誤差内に収まっていることがわかる。誤差の最大値は右眼用光学系の 300 mm 地点における +0.20 D であった。これは許容誤差である 0.25 D に比べて小さな値であることから、再生視標は正しい焦点調節刺激を誘発できることが確かめられた。

次に、輻輳量に関する再生視標の奥行き補正を行った。それぞれの光学系を用いて測定された i 番目の測定位置 z_i における再生視標の x 座標 d_{xRi} および d_{xLi} は、図 4.24 に示す通り奥行き z_i に z 軸と垂直に交わるように定規を配置し、それぞれの視点から撮影した写真を用いて再生視標の x 座標に関する位置ずれを読み取ることで測定した。

評価結果を図 4.29 に示す。図 4.29 の横軸は視標の奥行き、縦軸は式 (4.17) を用いて輻輳量のずれ d_{ei} から輻輳に関する奥行き z_{di} に変換した値と設定値との差異

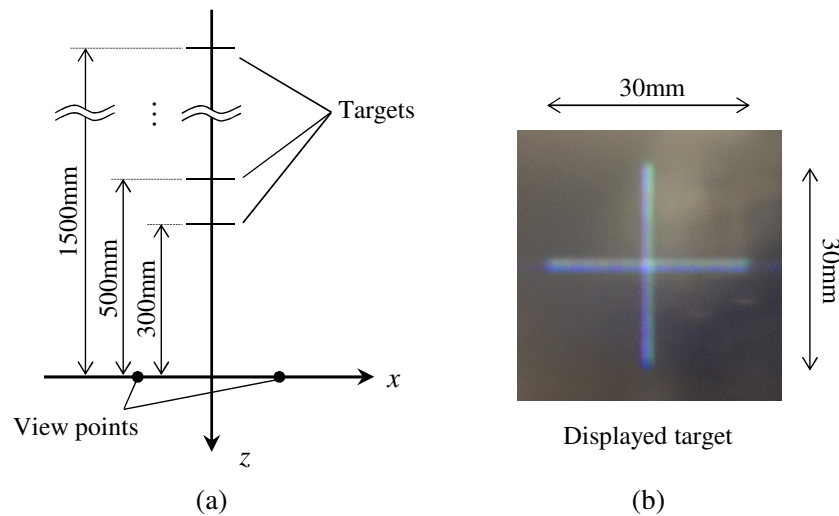


図 4.27 実験で用いた再生視標：(a) 実験 I における視標の配置 (b) 実際の視標の写真 (出典: [39])

である．誤差の最大値は 800 mm 地点における -0.03 MA であった．これは許容誤差である 0.25 D と比較して十分小さな値であることから，再生視標は高精度で輻輳刺激を誘発可能であることが分かる．従って，本実験の結果から輻輳に関する奥行き補正は適用不要と判断した．

実験 II: 再生像の奥行き主観評価実験

実験 II では，実験 I により高精度に位置補正された再生視標が人間の視界においても同等の精度で知覚されるかを確かめるため，補正後の視標を用いて 6 人の被験者による奥行き主観評価を行った．被験者は 6 人とも 20 代の男性であり，1.0 以上の視力と正常な立体視能力を有することを確認した．実験方法は 4.2.3 節の実験 5 と同様の手順にて行い，被験者が実視標を移動するのに用いる電動レールは可動範囲が 1000 mm のものを用いた．視標の再生位置は実験 I の結果から補正後範囲の上限および下限に余裕を持たせた 500–1100 mm の範囲における 100 mm 間隔の位置に設定し，再生視標は実験 I と同一のものを用いた．

実験 II-1: 主観評価結果

実験結果を図 4.30 に示す．図 4.30(a) は視標の提示位置と被験者による回答位置の関係を示したグラフであり，図 4.30(b) はそれらを瞳孔間距離で整理したグラフである．図 4.30(a) から，実線で示された視標の設定位置と測定位置が一致する理想直線上に測定点がプロットされており，特定の傾向は見られない．図 4.30(b) からは，被験者が有する個々の瞳孔間距離 PD の値に関わらず，被験者が再生視標から知覚した刺激は設定値と同等の強度であることが分かる．図 4.30 の (c)，(d) は

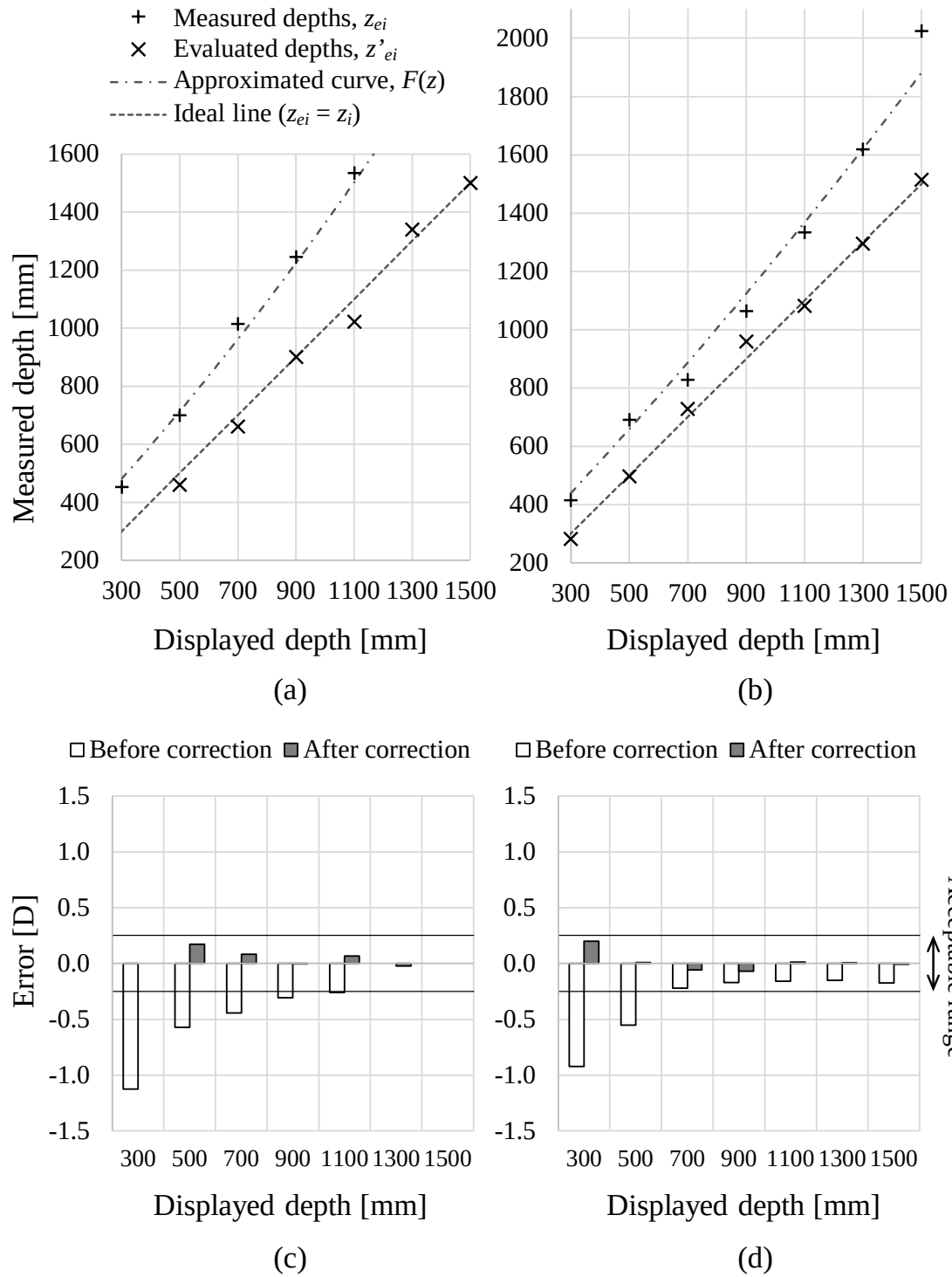


図 4.28 実験 I: 誤差補正適用前後における再生像の焦点調節に対する奥行き測定位置：(a) 左眼用光学系における測定結果 (b) 右眼用光学系における測定結果 (c) 左眼用光学系における測定値と設定値との差異 (d) 右眼用光学系における測定値と設定値との差異

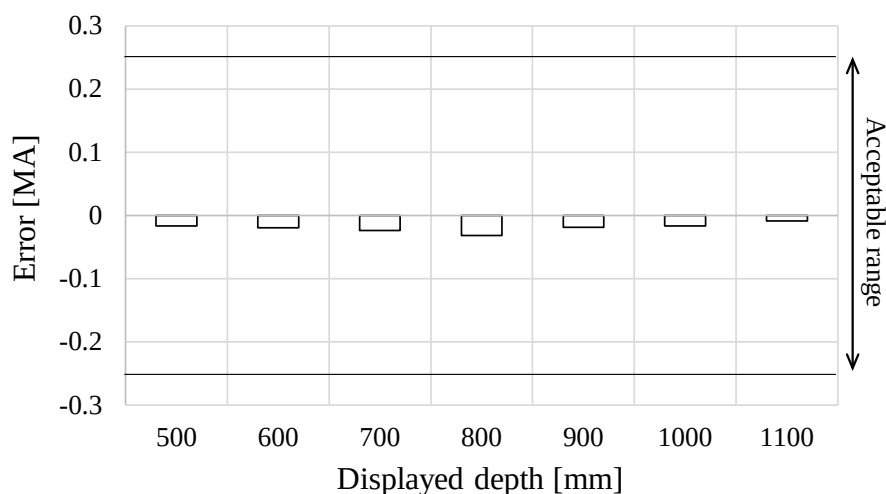


図 4.29 実験 I: 再生像の輻輳に対する奥行き測定位置と設定値との差異

それぞれ (a), (b) の縦軸を設定値との差異としたグラフである。図 4.30(c) の結果から、設定値との最大のずれは被験者 S.S. の 1.67 D 刺激における +0.13 D のずれであり、許容誤差 0.25 D に比べて十分小さな誤差で視認されていることが確かめられた。また、図 4.30(c) は横軸に各被験者を並べたグラフとみることが出来る。この結果から、瞳孔間距離に対する測定差異の傾向は見られないものの、誤差のばらつきは被験者に依存性する傾向であることが分かった。

以上の結果から、提案装置 II は観察者ごとの瞳孔間距離の影響を受けず、正しい奥行きに立体像を再生することが可能であることが示された。

実験 II-2: 主観評価結果の統計的な分析

実験 II-1 で得られた被験者による再生像の奥行き主観評価結果が設定した奥行きに対して統計的に等しいと判断できるかを確かめるため、 t 検定および同等性の検定を行った [付録]。

評価対象の 2 つの関連母集団は、実験 II-1 で得られた 7 通りの奥行きを 6 人の被験者によって主観評価した結果と、評価における奥行き設定値の各 42 サンプルである。これら 2 つの関連母集団の差から得られるヒストグラムは図 4.31 の通り正規分布に近い形で分布しているため、 t 検定を行う前提条件を満たす。自由度 41、有意水準 5% (両側) である場合の t 境界値は 2.020 である。

この条件で算出した t 値は 0.065 であった。これは、 t 境界値 2.020 を大きく下回り、またこの時の p 値 0.949 は設定した有意差の 5% を上回る。したがって t 検定からは積極的な有意差は認められないという結果が得られた。

しかし、 t 検定で帰無仮説が採択されたとしても、差の平均値が 0 であることが裏付けられるものではない。そこで、次に同等性の検定を行う。同等性の検定における同等性マージン Δ は前述の理由により 0.25 D とする。 t 検定同様サンプル

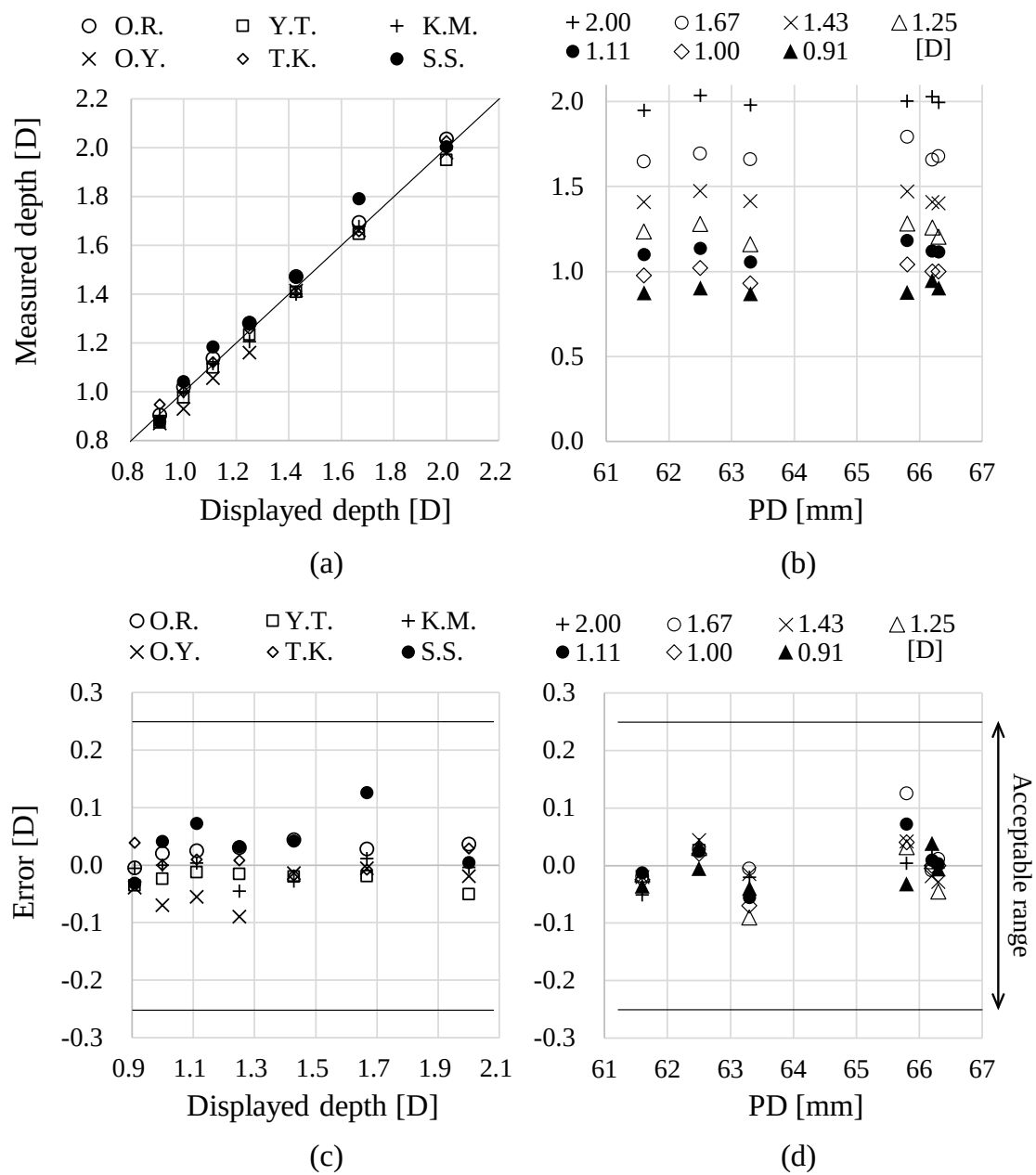


図 4.30 実験 II-1: 再生像の奥行き主観評価結果： (a) 表示奥行き vs 測定奥行き (b) 瞳孔間距離 vs 測定奥行き (c) 表示奥行き vs 奥行き知覚差異 (d) 瞳孔間距離 vs 奥行き知覚差異

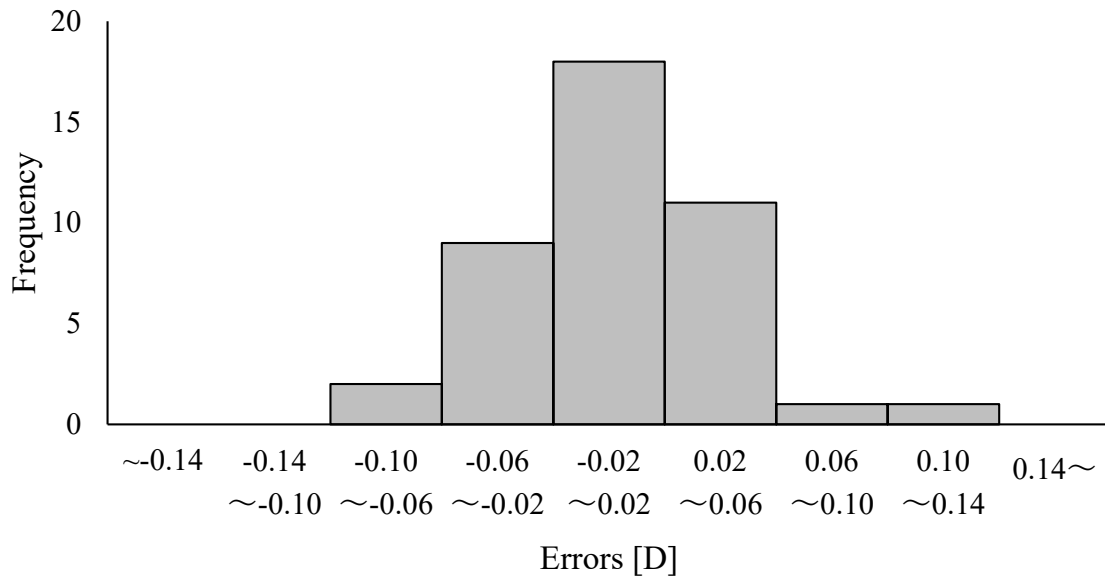


図 4.31 実験Ⅱ-2: 測定した奥行きの誤差に関するヒストグラム

数は 42 で、有意水準は 5% とする。このとき、信頼区間は測定値と設定値の差が信頼水準 95% で含まれる範囲を表す。

本条件で算出した 95% 信頼区間は -0.013 D – 0.012 D であった。この範囲は 0 を跨ぎ、許容誤差 0.25 D より十分小さな値である。

以上の結果から、提案装置Ⅱにより再生される立体像は統計的に高い位置精度で視認されていることが示された。

実験Ⅲ: 光学再生実験

実験Ⅲでは、提案装置Ⅱの特徴であるシースルー型の視野およびカラー再生能力を用いた光学再生実験を行った。ここでは実空間と整合性を持った立体像の再生実験、実物体と同形状の立体像の再生実験、複雑な色情報を持つ物体のフルカラー再生実験の 3 つの実験結果を報告する。

実験Ⅲ-1: 再生像と実物体の同時再生実験

まず、シースルー表示を利用して、実空間と整合性を持った立体像の再生実験を行った。物体の配置を図 4.32(a) に示す。再生像は前後に 500 mm の奥行きを持つ立体像であり、後方の仮想金属球に隣接して実物体のガラス球が配置されている。このような AR 表現を行うためには実空間と視野が整合している必要がある。そこで、4.2.2 節で述べた再生像の座標計算において実物体のワールド座標を加味することで、実物体と再生像の整合を図った。

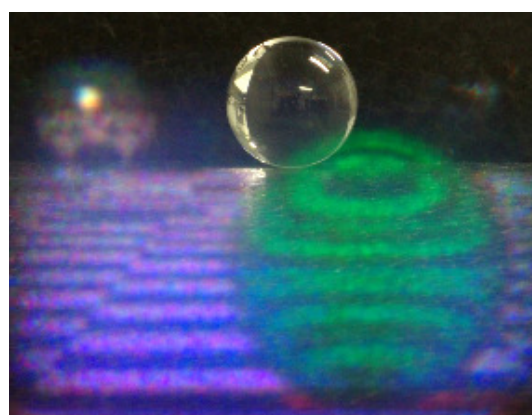
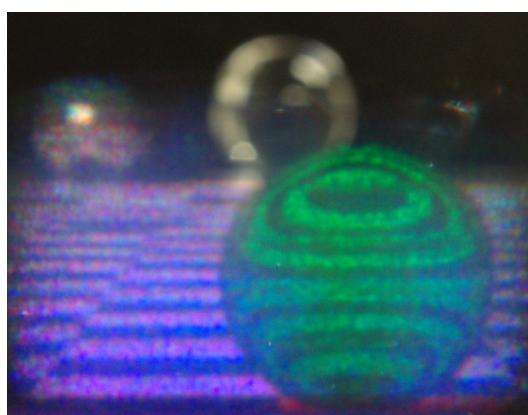
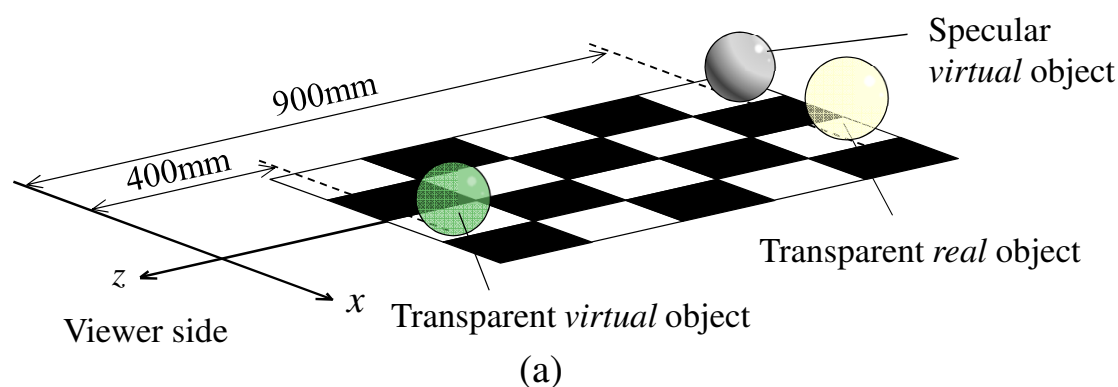


図 4.32 実験Ⅲ-1: 実物体と再生像の同時再生：(a) 各物体の配置 (b) 手前の物体に焦点を合わせた場合 (c) 遠方の物体に焦点を合わせた場合 (出典: [39])

再生結果を図 4.32(b) および (c) に示す. 図 4.32 において, (b) は前方に配置した仮想の緑ガラス球に焦点を合わせており, 後方の仮想金属球および実物体のガラス球にボケが生じていることが分かる. 一方, (c) は後方に配置した仮想金属球および実物体に焦点を合わせており, 前方に配置した仮想の緑ガラス球にボケが生じている. これらの結果から, 焦点調節により生じる再生像のボケは実物体と同様の挙動を示すことが確認められた.

実験Ⅲ-2: 実物体と同一の大きさや形状を持つ仮想物体再生実験

次に, 再生像の大きさと形状に関する表示性能を確かめるため, 実物体と同形状の立体像の再生実験を行った. 使用する物体モデルは 4.2.3 節で用いたステップとし, 奥行きは視点から 500 mm 地点とした.

図 4.33 に結果を示す. 図 4.33(a) は物体モデルと同様の寸法で作製したステップの実物模型であり, (b) がステップのワイヤーフレームモデルの再生像, (c) が実物模型を重ねて撮影したワイヤーフレーム再生像である. 再生像と実物体の輪郭

は正確に一致しており、物体の大きさ、形状および再生位置は意図した通りに表現されていることが確認できる。

ここまでの結果から、再生像の表示奥行き誤差は無視できるほど小さく、意図した大きさ、形状で再生されていることが確かめられた。したがって、再生された立体像の実在感が高い。図 4.34 は視点から奥行き 300 mm の位置に表示したカラーステップの再生像であり、被験者は手の届く距離に表示された再生像を容易に摘もうとすることができる。

実験 III-3: 様々な混色を含むフルカラー再生実験

最後に、混色を含む複雑な色情報を持つ物体の再生実験を行った。実験には図 4.35–4.37 の (a) に示すような一般的な画像を使用し、いずれも単一の奥行きを持つ平面物体として再生した。それぞれの平面物体は入力画像を約 4000 画素の画像にリサンプリングし、1 画素を 1 つの点物体として表現される。参考までに、入力画像を約 4000 点の点群にリサンプリングした画像を図 4.35–4.37 の (b) に示す。ここで、各リサンプリング後の画像 (b) には画像縮小に伴うブロック状のノイズが確認できるが、CGH の計算過程においては 1 画素を 1 つの物体点として計算し、再生時においては 1 つの物体点は光源の発光形状に集光するため、矩形ノイズとしては現れない。

実験結果を図 4.35–4.37 の (c) に示す。色再現性やカラースペckルのような斑点模様については改善すべき点が見受けられるものの、物体の持つ色情報に従って混色が表現されていることが分かる。解像感に関しては Lenna の毛髪や Parrots の顔のディテールなど、高周波数成分を含む箇所もほぼリサンプリング後の画像と同程度にまで再現されていることが確認できる。

一方、図 4.35–4.37 すべての再生像において、同一再生像内で色の偏りが確認できる。例えば Parrots や Crayon に含まれる白い背景部は、再生像では赤や青の色味を帯びて観察される。この色の偏りは 4.3.2 節で述べた光源の持つ基本色ごとの指向性が原因で生じるものだと考えられる。従って、4.3.2 節で述べた光源に用いるアクリルパーツを延長し各基本色がアクリルの先端から等分散で射出するよう促す、あるいは光の導波路をアクリルでなく先端を滑らかに尖らせやすいガラスとしより適した形状を模索するなど、色ごとの指向性を低減するための改良が必要であると考えられる。

4.3.6 結論

提案装置 II では、光源に RGB LED を使用し、LCD の表示と同期させて対応する光源色を発光させることで混色を表現する時分割カラー表示機能を実装し、ハーフミラーを用いてシースルー表現に対応させた。また、提案装置 I と比較してレンズ枚数を 1 枚減らした上で屈折力の強いレンズを用いることで、光学系の小型化

と視野の広さを同時に実現した。その際、光学部品の配置誤差による奥行き表示誤差は大きくなるが、提案した補正手法を適用することで正しい奥行きに表示可能であることを確かめた。

実験Ⅰでは焦点奥行きの誤差について、補正前の最大 1.13 D の誤差から補正を適用することで 0.07 D 以下の誤差に精度が向上されたことを確認した。また、輻輳量に対する奥行き評価をし、補正前の段階で 0.03 D の誤差と補正の必要がないほどの精度で輻輳刺激を誘発できていることを確認した。実験Ⅱ-1 では実験Ⅰで奥行き補正した再生像について、視力 1.0 以上の被験者 6 人を動員した奥行きに関する主観評価実験を行い、500–1100 mm の範囲で 0.09 D の誤差で知覚されていることが確認した。また、瞳孔間距離ごとに評価結果をプロットした結果からは、瞳孔間距離に係わらず正しい奥行に知覚されていることを確認した。実験Ⅱ-2 では実験Ⅱ-1 で得られた結果に対して t 検定および同等性の検定を行い、 t 検定では有意差 5% 下にて測定値と設定値の間に明確な差異が無いことを、同等性の検定では 95% 信頼区間が -0.013–0.012D であることが示された。実験Ⅲ-1 では、シースルー表示を利用して実物体と仮想物体との同時撮影を行い、仮想物体が実物体同様、自然に焦点調節や焦点ボケが表現できていることを確認した。実験Ⅲ-2 では、実物体と同形状の仮想物体を再生し、位置や大きさ、形状が高い精度で一致していることを確認した。実験Ⅲ-3 では、約 4000 点の点群で構成された 3 枚のフルカラー画像の再生実験を行い、混色が表現可能であることを示した。

以上により、提案装置Ⅱによる再生像は正確な奥行き知覚刺激を誘発でき、また高い実在感の立体を再生できることが示された。

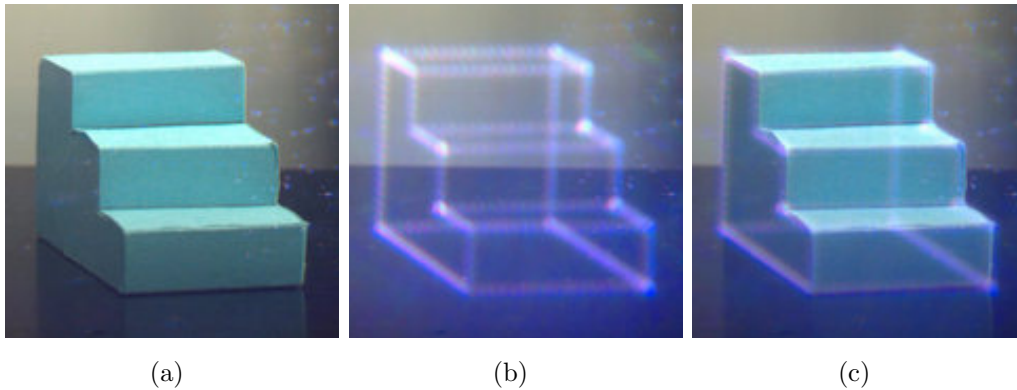


図 4.33 実験Ⅲ-2: 実物体と同一の形状および位置情報を持つ立体像の再生: (a) Step の実寸大模型 (b) Step のワイヤーフレームモデル再生像 (c) 実物模型と重ねて表示したワイヤーフレームモデル再生像 (出典: [36])

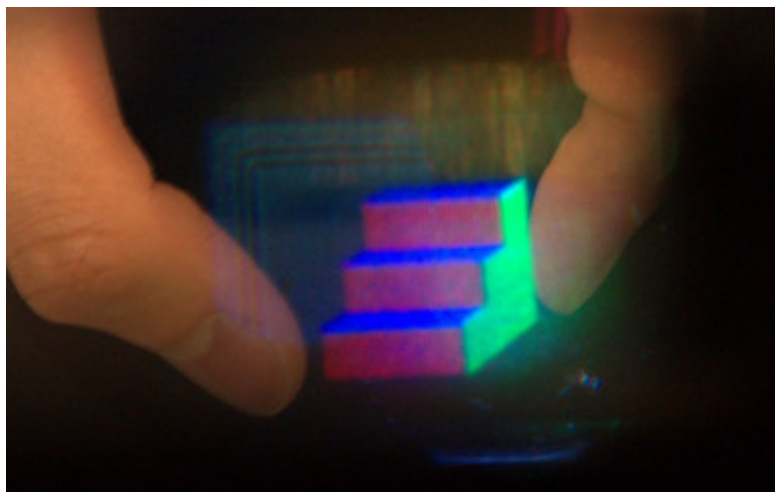
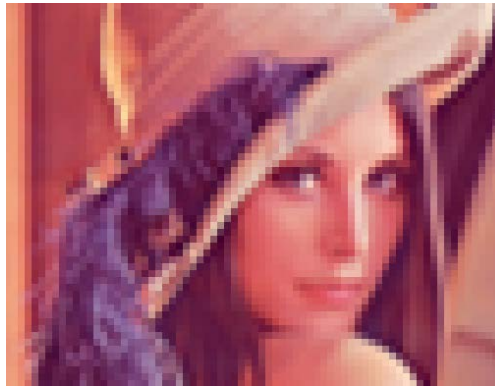


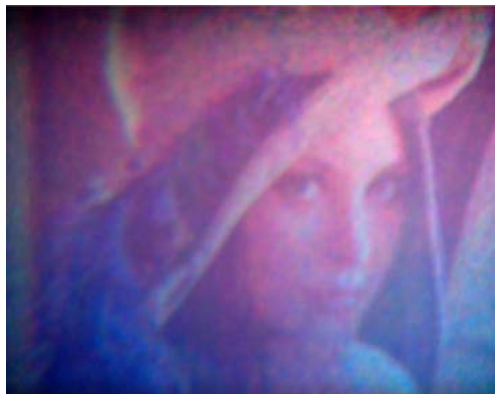
図 4.34 実験Ⅲ-1: 実空間中に再生したフルカラー立体像 ”Color step”



(a)



(b)

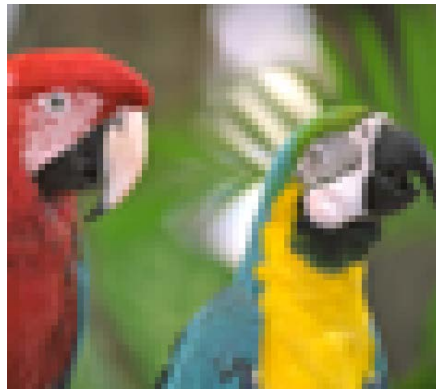


(c)

図 4.35 実験 III-3: "Lenna" (a) 入力画像, (b) 約 4,000 画素にリサンプリングされた画像, (c) 提案装置 II による再生像 (出典: [37])



(a)



(b)



(c)

図 4.36 実験 III-3: "Parrots" (a) 入力画像, (b) 約 4,000 画素にリサンプリングされた画像, (c) 提案装置 II による再生像 (出典: [37])



(a)



(b)



(c)

図 4.37 実験 III-3: "Crayon" (a) 入力画像, (b) 約 4,000 画素にリサンプリングされた画像, (c) 提案装置 II による再生像 (出典: [36])

4.4 ホログラフィック HMD（提案装置Ⅲ）

4.4.1 研究目的

提案装置Ⅱでは、小型サイズの両眼視用カラー再生装置でも十分な奥行き再現精度が実現可能であることを確認した。しかしながら、提案装置Ⅰから飛躍的な小型化を遂げてはいるものの、再生装置は光学定盤に固定されており、使用場所や用途が限定されるという問題点があった。この問題を解決すべく、基本的な光学構成や CGH 計算手法、および誤差補正方法は提案装置Ⅱを踏襲した上で、再生装置全体をヘルメットに固定することで頭部装着型ディスプレイとした、ホログラフィック HMD（提案装置Ⅲ）化を目的に開発を行った [48]。再生装置を HMD 化することで観察者は自由に立ち歩いて移動することが可能であり、ウェアラブルディスプレイとして機能するため、実用性が格段に向上すると考えられる。

提案装置Ⅲでは、使用するレンズを短焦点化することで光学系の更なる小型化を狙う。その反面、レンズの短焦点化により再生像の表示奥行き誤差および解像度の悪化を招くため、慎重な調整が必要である。提案装置Ⅲでは実験において簡易的なチャートを用いておおよそその解像度を求め、理論値との比較を行う。そこで、次節ではフーリエ変換光学系における再生像の解像度を簡単に定式化する。

4.4.2 再生像の解像度

再生像のボケ感を観察者に知覚させないためには、再生像の解像度がヒトの眼の分解能を上回る必要がある。フーリエ変換光学系では、式 (3.3) によって求められる視域幅 w と再生照明光の発光サイズによって再生像の解像度が決まる。

視域幅 w が観察者の瞳孔径より小さい場合、ホログラムは観察者の眼球の開口全域に十分な光を供給できないため、解像度はヒトの眼の分解能よりも低くなる。このような状況下では、視点から z_{obj} だけ離れた位置に表示された再生像の解像度、つまり再生像を構成する点群のうち隣接した 2 点を観察者が区別できる最小の点間距離 δ_x は次の式で表される。

$$\delta_x = \frac{\lambda z_{obj}}{w} \quad (4.19)$$

式 (3.3) によると、画素間隔の狭い表示デバイスを用いることで w を大きくすることができ、式 (4.19) で表される解像度 δ_x をより細かくするためには高解像度の表示デバイスが必要であることが分かる。

また、再生光は理想的な点光源であることが望ましいが、実際に用いる光源は有限の発光サイズを有している。光源の発光サイズを d_A とすると、この場合の再生像の解像度 δ_{x_A} は次式で表される。

$$\delta_{x_A} \approx \frac{z_{obj} d_A}{f} \quad (4.20)$$

フーリエ変換光学系では、式 (4.19) および式 (4.20) の解像度のうちどちらか低い方の値が再生像の解像度となる。

提案装置ⅢはRGBの3色LEDを使用しており、個々のLEDはスペクトル帯域幅が広いいため、再生像はCGH計算時の狙いの波長との差分だけ結像位置が奥行き方向にずれる。ホログラム面における回折角は波長にほぼ反比例するため、LEDの帯域幅を $\delta\lambda$ 、LEDの中心波長を λ_o とすると、再生像の奥行きは次式で表される δz_L だけ変化する。

$$\delta z_L \approx \frac{z_{obj} \delta \lambda}{\lambda_o} \quad (4.21)$$

その結果再生像にはボケが生じ、そのときの解像度は次式で表される。

$$\delta x_{\delta \lambda} \approx \frac{w \delta \lambda}{\lambda_o} \quad (4.22)$$

4.4.3 提案装置Ⅲの構成

提案装置Ⅲのパラメータを表4.4に、実際の装着時の写真と側面から見た各部品の配置図を図4.38にそれぞれ示す。電気的な接続および基本的な光学構成は4.3.4節で説明した提案装置Ⅱと同様であり、図4.26で示した通りである。

提案装置Ⅲは、ヘルメット前面にフェイスシールドのように固定したベースプレート部で光学系を保持している。光学部品保持部の構造説明図を図4.39に示す。反射型LCDおよびレンズ、光源ユニットは、右眼用と左眼用がそれぞれ独立で長方形のアルミプレートに固定されており、各アルミプレートは黒の亚克力ベースプレートに瞳孔間距離調整用のスライド機構を介して固定されている。図4.39では、ベースプレートを黄色で、スライド機構による可動部を水色で示す。同図の側面図に示す通り、可動部は黄色で示すベースプレートで緩く挟まれた状態で保持されており、可動部の下部に設けられたタップ穴を有する突起部を介して瞳孔間距離調整用ねじで固定されている。瞳孔間距離調整用ねじは黄色で示すベースプレート部に空転するように保持されており、このねじの回転量に応じて水色の可動部が左右に移動する。この機構が左右の光学系に対して設けられており、観察者は双眼鏡の要領で自身の瞳孔間距離に応じて左右の光学系における観察窓の位置を調整することができる。ハーフミラーはアルミプレートとは独立で黒の亚克力ベースプレートに固定されているため、左右それぞれの光学系の位置が変化してもハーフミラーの保持に影響が出ない構造となっている。このベースプレートを白のヘルメット部に締結することでHMD型の再生装置が構成されている。LCDドライバはスライド部ではなくベースプレートに固定されているため瞳孔間距離を調整する際にもLCDのドライバは移動しないが、ドライバとLCDを接続するフレキシブルケーブルには十分な余裕を持たせているためケーブルの脱落や接触不良を招く原因にはならない。左右の光学系における光軸交点から視点までの距離 Z_{base} を調整するための傾き調整機構は、左右の各アルミプレートに設けられた

回転軸を中心に、85 mm 離れた位置に設けられた円弧状の長穴に沿って回転させることで実装しており、回転角度の保持は長穴に通したネジをナットで締結することで行う。光源は図 4.39 にて赤色で示す光源用リフトを介してスライド部に固定されており、光源用リフトはスライド部に設けられた 10 mm の可動域を持つ長穴で固定されている。部品の仕上がり等で光源の高さ方向にばらつきが生じた場合でも、光源リフトの固定高さを調整することレンズ-光源間を狙いの距離に調整可能である。

提案装置Ⅲでは表 4.4 に記載の通り、提案装置Ⅱからレンズの焦点距離をさらに短縮し、光学系の小型化および視野の拡大を図った。水平方向視野角においては 7.1° から 9.4° に約 32% 拡大しているが、その反面光学部品の配置誤差による影響はさらに大きくなっているため、4.3.3 節で述べた奥行き補正手法の重要性が一段と高まる。また、レンズの焦点距離を短くすることで光路長が短縮されることは、光源から広がりながら伝播する球面波の損失を抑えて明るさを向上させることにも貢献している。再生像の明るさは、シースルー型ディスプレイにおいて再生像と実風景とを重ねて表示する上で重要な特性である。調整可能な瞳孔間距離は両眼視可能なユーザーを増加させる目的で、提案装置Ⅱでは 60–70 mm であったところを 50–70 mm まで広げた。

式 (3.3) で求められる視域幅 w は、3 色のうち視域が最も狭い青 LED の波長においても 3.6 mm であり、これは一般的な屋内シアターにおける明るさ [49] の映像を視聴する際の瞳孔径 3.2 mm を覆うことができるサイズである。使用した光源および同期回路は 4.3.2 で述べたものと同一のものを使用しており、図 4.40 に示すようにファイバー先端の開口サイズは約 0.2 mm である。

4.4.4 提案装置Ⅲの性能評価実験

実験では、まず装置のキャリブレーションとして再生像の奥行き補正実験を行い、次にカメラを用いた視野角の測定と解像度チャート再生による解像度の簡易評価を行った。続いて被験者を動員した再生像の奥行きに対する主観評価実験を通して実使用時の奥行き再現性能を確認し、最後に複雑なテクスチャを持つ立体像の再生実験により総合的な立体像表示能力を確認した。

また、左右の光学系における光軸の交点から視点までの距離（図 4.26 における Z_{base} ）は、4.2.3 節で述べた内容と同様の理由で 800 mm とした。

実験 a: 視野角測定実験

まず、提案装置Ⅲの視野角を確認するため、簡易的な視野角測定用チャートを再生した。チャートは水平方向と垂直方向に 1.0 度の間隔で点をプロットした白色の点群である。図 4.41 に示す再生像の写真からは、左右に ± 5 度、上下に ± 3 度の点まで確認できるが、それぞれ最外部の点は薄い。これらは、式 (3.5) から求めら

表 4.4 提案装置Ⅲに関するパラメータ

Parts of optical system			
SLMs	Pixel pitch	9.6	μm
	Resolution	1280×768	pix.
	Refresh rate	180	Hz
LEDs	Wavelength of Red	625	nm
	Wavelength of Green	525	nm
	Wavelength of Blue	465	nm
	Power consumption	1	W/color
Lenses	Focal length	75	mm
	Distance from SLM	7	mm
HMD			
Monocular visual field	Horizontal	9.4	$^{\circ}$
	Vertical	5.6	$^{\circ}$
Viewing zone (Viewing window w)	Red	4.9	mm
	Green	4.1	mm
	Blue	3.6	mm
Adjustable PDs		50–70	mm
Overall	Size (H $\times$ W $\times$ D)	$350 \times 200 \times 200$	mm^3
	Weight	1480	g

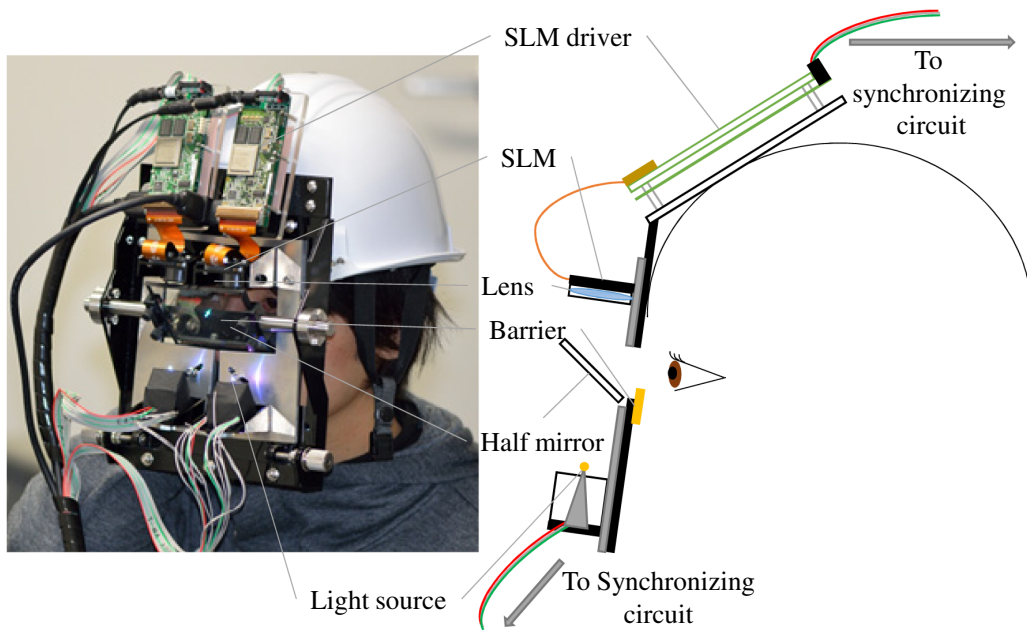


図 4.38 提案装置Ⅲの装着イメージと概構成 (出典: [48])

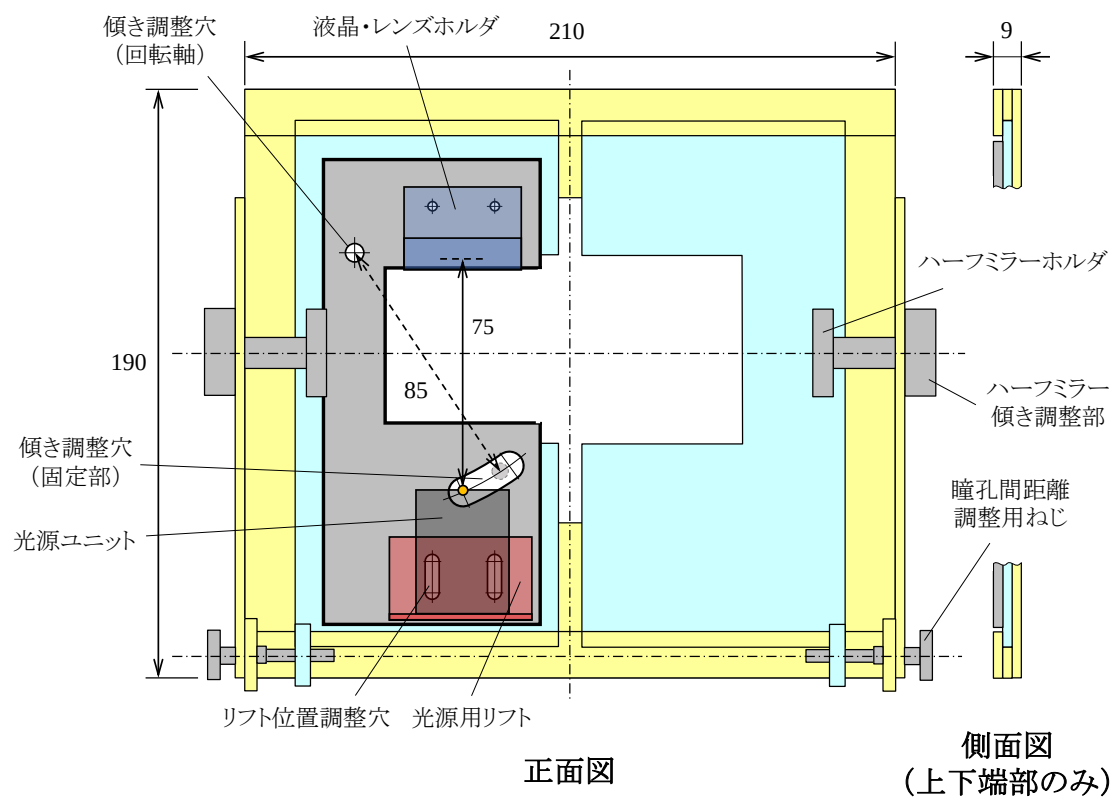


図 4.39 提案装置 III の構造

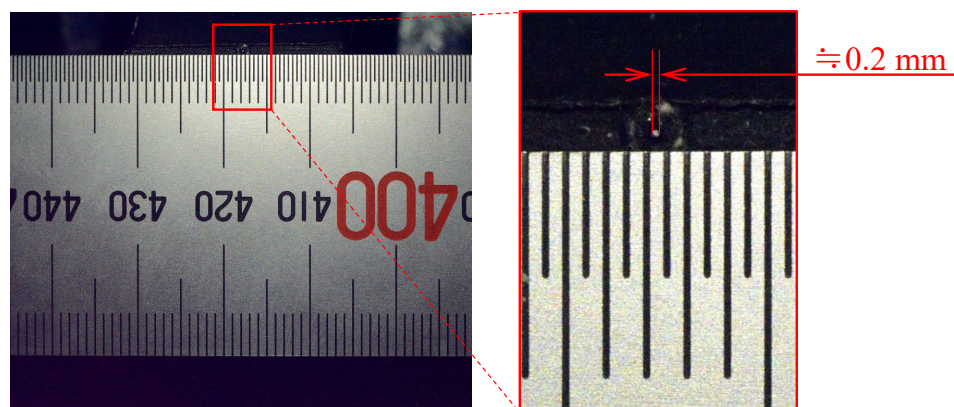


図 4.40 LED ファイバー先端部の写真 (出典: [48])

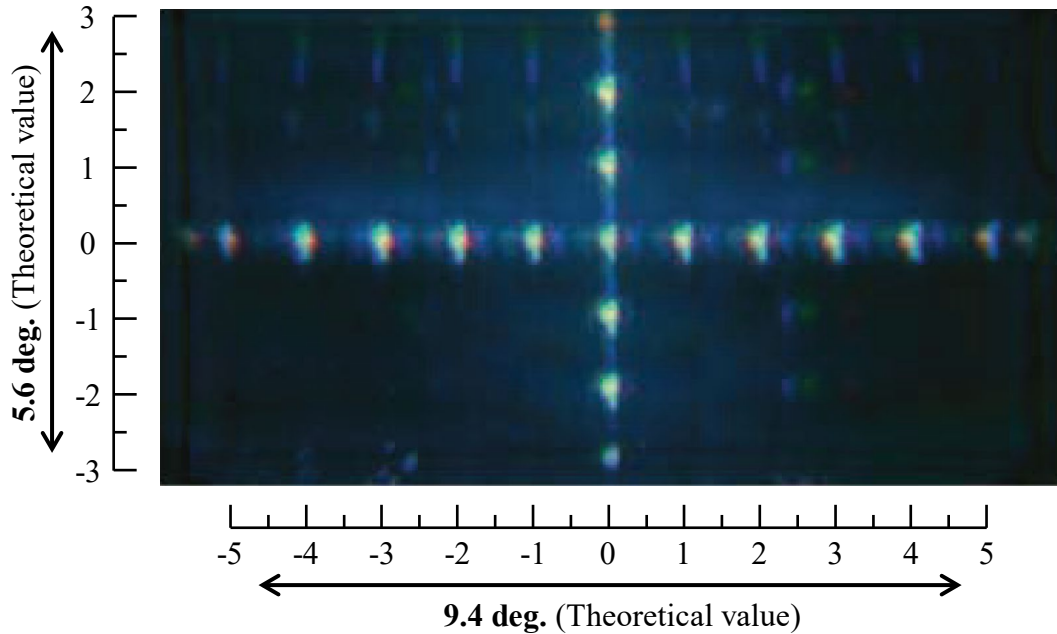


図 4.41 実験 a: 視野測定用チャートの再生像写真 (出典: [48])

れる視野角の理論値 H: 9.4° , V: 5.6° にほぼ一致していると考えることができる. これは, 式 (3.2) から求められる従来型のフレネルホログラムの視野角と比較して約 3.0 倍の拡大率に相当する.

実験 b: 解像度測定実験

次に, 再生像の解像度を調べるために, 簡易的な解像度チャートの再生を行った. 図 4.42(a), (b) にそれぞれ水平, 垂直方向用の入力チャートを示す. 数値の横に表示された 3 本のラインは数値分の間隔 [mm] だけ空いていることを示しており, ライン間の距離は 1.0, 1.5, 2.0, 3.0, 5.0 mm の 5 種類とした. チャートの奥行きは 500 mm とし, 再生色は白色とした. ここで, ランドルト環を用いた視力の定義 [50] から, 視力が 1.0 である観察者は 500 mm 先の視標に対して約 0.145 mm の分解能を持つ. したがって, 視力 1.0 の観察者は本チャートにおける最小のライン間距離である 1.0 mm の隙間を容易に検出することができる.

水平, 垂直方向用チャートの再生像の写真を図 4.42(c), (d) にそれぞれ示す. これらの再生結果から, 解像可能な線間隔は水平, 垂直方向とも 1.0 mm より大きく, 1.5 mm より小さいことが読み取れた.

ここで, 提案装置 III の視域幅 w は瞳孔径よりも大きいため, 本装置の解像度は式 (4.20) により決定される. 式 (4.20) に本装置のパラメータを代入すると $\delta x_A \approx 1.33$ mm となることから, 実験結果は理論値に整合する結果であることが確かめられた.

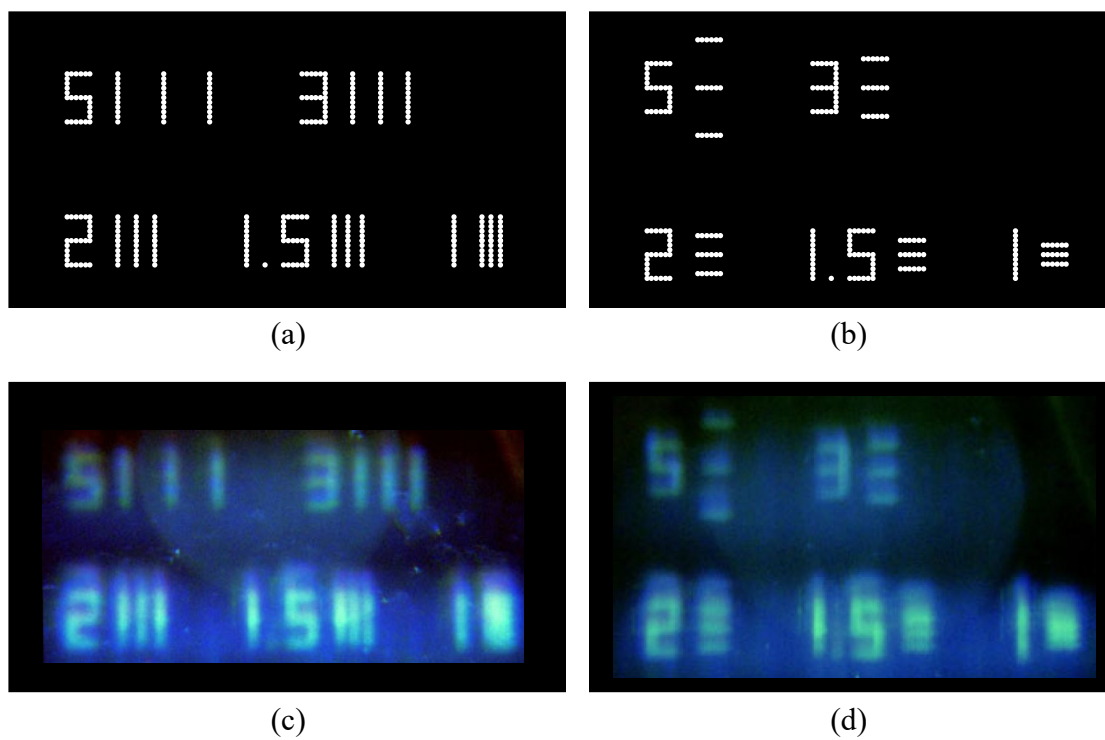


図 4.42 実験 b: 解像度測定用チャートの再生像写真: (a) 水平方向用チャート元データ, (b) 垂直方向用チャート元データ, (c) 水平方向用チャート再生写真, (d) 垂直方向用チャート再生写真 (出典: [48])

実験 c: 再生像の奥行き補正実験

続いて、4.3.3 節で説明した表示位置補正法を用いて、4.3.5 節の実験 I と同様の手順で再生像の奥行き補正を行った。

測定は、奥行き数 N を 7 箇所とし、測定位置 $z_1, z_2, \dots, z_N$ は 400–1000 mm の範囲に 100 mm 間隔で設定し、測定視標はマルタ十字 [51] を使用した。実際の再生視標を図 4.43 に示す。図 4.43(a) は左側の視標に、図 4.43(b) は右側の視標にそれぞれ焦点を合わせて撮影した写真であり、再生像の奥行きはカメラを用いて再生視標と実視標に同時にピントが合う距離として測定した。

光源には RGB LED を使用しており、中心波長/帯域幅はそれぞれ R: 625 nm/17 nm, G: 525 nm/34 nm, B: 465 nm/23 nm である。光源の帯域幅による分解能は、G において奥行き 1000 mm の場合で 0.24 mm であり、光源の開口サイズによる分解能よりも小さく、測定結果には影響しない。

実験 I 結果を図 4.44 に示す。図 4.44(a) および図 4.44(b) は、それぞれ左眼用光学系、右眼用光学系における測定結果である。各グラフの横軸は設定した測定位置 z_i [mm] を、縦軸は測定位置の奥行きを持つ物体として再生された視標の測定位置 z_{ei} [mm] を表す。補正前の測定値を + で表し、この測定値の近似曲線 $F(z)$ を一点鎖線で表す。また、これらの奥行きを式 (4.18) により補正した後、同様にして行ったカメラによる奥行き測定結果を $\times$ で表し、物体の設定位置 z_i と測定により得られた位置 z_{ei} が一致する理想直線を点線で表す。これらのグラフから、補正適用後の奥行きは左右どちらの光学系もほぼ理想直線上にプロットされていることが分かる。図 4.44 の (c), (d) は、(a), (b) の縦軸を設定値と測定値の差異 [D] としたものである。この結果から、補正後の誤差の最大値は左眼用光学系の 800 mm における -0.21 D であり、許容誤差である 0.25 D よりも小さいことから、再生視標は正しい焦点調節刺激を誘発できることが確かめられた。

次に、輻輳量に関する再生視標の奥行き補正を行った。それぞれの光学系を用いて測定された i 番目の測定位置 z_i における再生視標の x 座標 $d_x Ri$ および $d_x Li$ は、図 4.24 に示す通り奥行き z_i に z 軸と垂直に交わるように定規を配置し、それぞれの視点から撮影した写真を用いて再生視標の x 座標に関する位置ずれを読み取ることで測定した。

図 4.45(a) に設定奥行きに対する測定奥行きとの差分をプロットした結果を示す。誤差の最大値は 1000 mm 地点における 0.17 MA の輻輳刺激に相当する。また、図 4.45(b) には 1000 mm の位置に再生した視標に対して瞳孔間距離 PD を 58–70 mm の範囲で変化させた際の、設定奥行きに対する測定奥行きの差を示す。誤差の最大値は PD=58 mm における +0.07 MA であった。

これらのずれによる刺激は許容誤差である 0.25 MA より小さな値であり、再生視標は高い精度で輻輳刺激を誘発できることが確認されたため、今回のケースでは輻輳に関する奥行き補正は適用不要であると判断した。

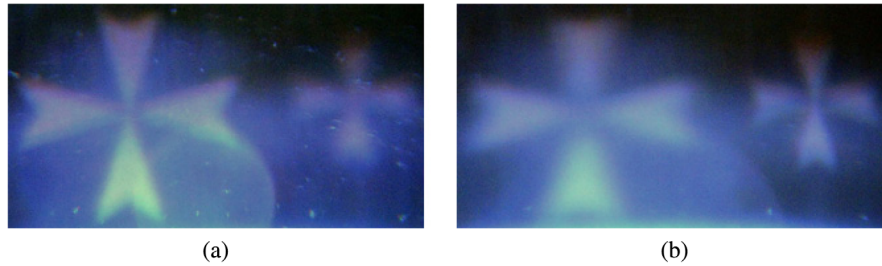


図 4.43 実験 c: 奥行き異なる再生像に対する焦点調節 (a) 左側の物体に焦点を合わせた場合 (b) 右側の物体に焦点を合わせた場合 (出典: [48])

実験 d: 再生像の奥行き主観評価実験

実験 a-c にて行ったカメラによる客観評価の結果，提案装置Ⅲはキャリブレーションにより再生像を狙いのサイズと奥行きで表示可能であることを確かめた．そこで，実験 d では人間が再生像を意図した奥行きに視認可能であることを確認するため，5 人の被験者を動員した奥行き主観評価を実施した．被験者は 5 人とも 20 代の男性もしくは女性であり，1.0 以上の視力と正常な立体視能力を有することを確認した．実験系の概略図を図 4.46 に示す．視標の再生位置は 400–1000 mm の範囲において 100 mm 間隔で設定し，再生視標は実験 c と同一の視標を用いた．実験は被験者が奥行きを操作可能な可動域 1000 mm の電動レールに実視標を配置し，4.2.3 節で述べた提案装置Ⅰでの実験 5 と同様の手順で行った．

実験結果を図 4.47 に示す．図 4.47(a) の横軸は設定した奥行きにある物体が人間の眼に与える刺激 Z_i [D] を，縦軸は被験者が知覚した奥行きにある物体が人間の眼に与える刺激 Z_{ei} [D] を表し，実線は刺激 Z_i と Z_{ei} が一致する点を結んだ理想直線を表す．この結果から，実線で示された視標の設定位置と測定位置が一致する理想直線上に測定点がプロットされており，特定の傾向は見受けられないことが確認できる．また，図 4.47(b) は図 4.47(a) に示した測定結果に対して被験者の瞳孔間距離 PD を横軸とし，被験者が再生視標から知覚した刺激 Z_{ei} を縦軸としてプロットし直したグラフである．図 4.47(b) からは，被験者ごとに異なる瞳孔間距離 PD の値に関わらず，被験者が再生視標から知覚した刺激は設定値と同等の強度であることが分かる．図 4.47 の (c)，(d) はそれぞれ (a)，(b) の縦軸を設定値との差異としたグラフである．図 4.47(c) の結果から，設定値との最大のずれは被験者 S.T. の 1.11 D における +0.19 D のずれであり，許容誤差 0.25 D より小さな誤差で視認されていることが確かめられた．また，図 4.47(c) は横軸に各被験者を並べたグラフとみることが出来る．この結果から，提案装置Ⅱでの主観評価結果と同様，瞳孔間距離に対する測定差異の傾向は見られないものの，誤差のばらつきは被験者に依存する傾向であることが分かった．

以上の結果から，提案装置Ⅲは観察者ごとの瞳孔間距離に関わらず，正しい奥行きの知覚刺激を誘発可能であることが確かめられた．

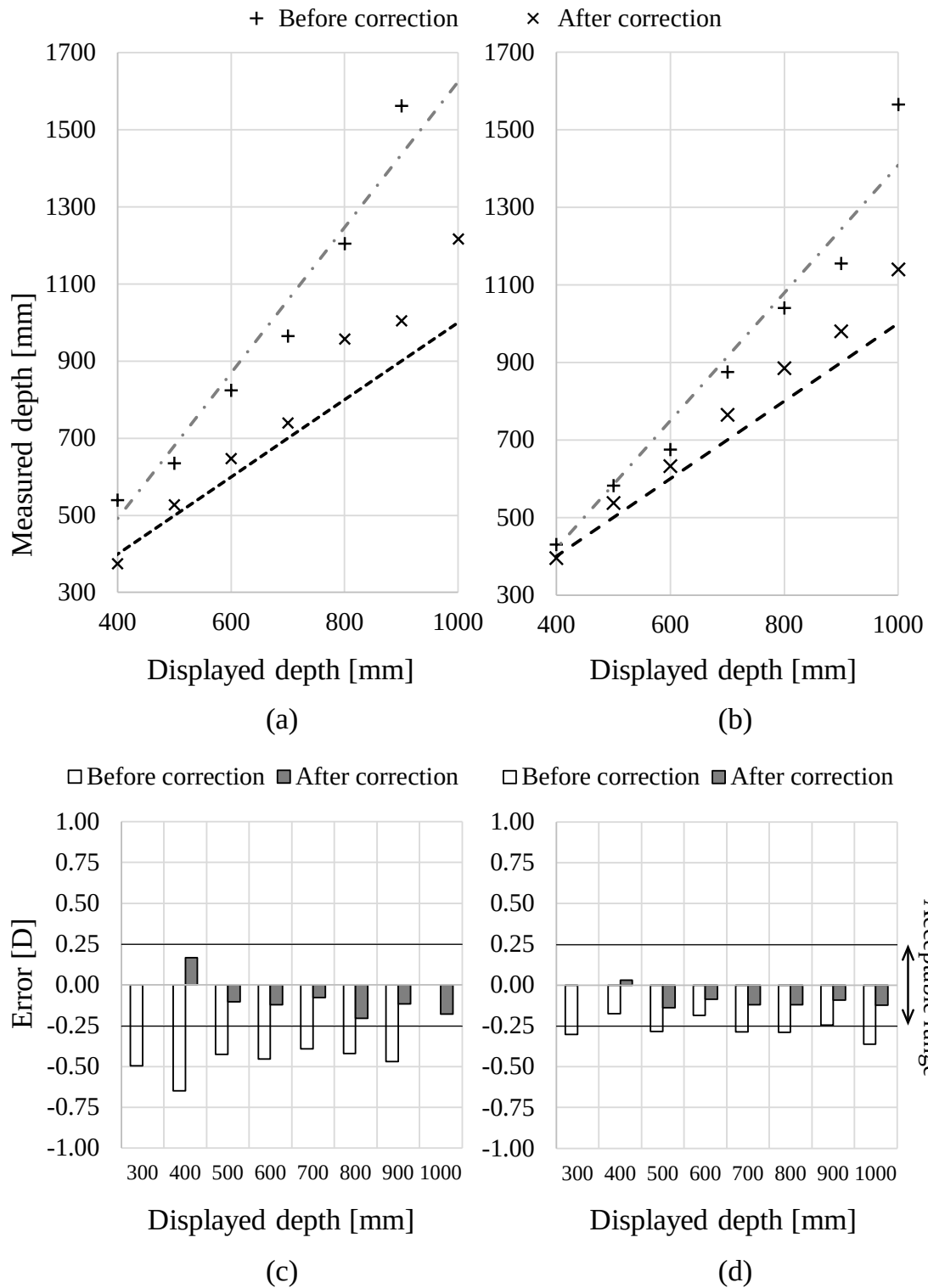


図 4.44 実験 c: 再生像の焦点調節に対する奥行き補正 (a) 左眼用光学系における補正結果 (b) 右眼用光学系における補正結果 (c) 左眼用光学系における設定値との差異 (d) 右眼用光学系における設定値との差異 (出典: [48])

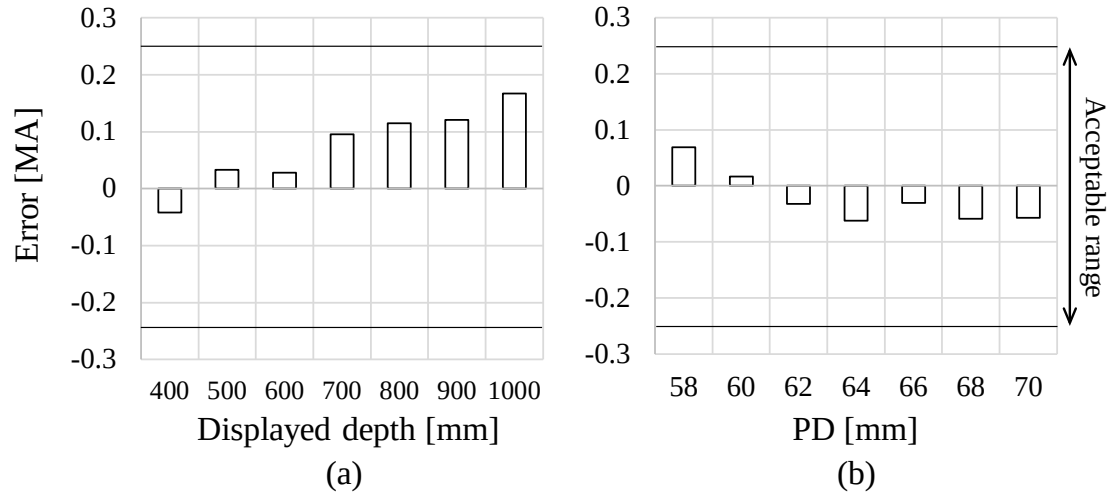


図 4.45 実験 c: 再生像の測定輻輳量 d_{ei} から推定した奥行き z_{ei} の設定値との差異
 (a) 瞳孔間距離を 60 mm に固定して再生奥行きを変化させた場合 (b) 再生奥行きを 0.5 D に固定して瞳孔間距離を変化させた場合

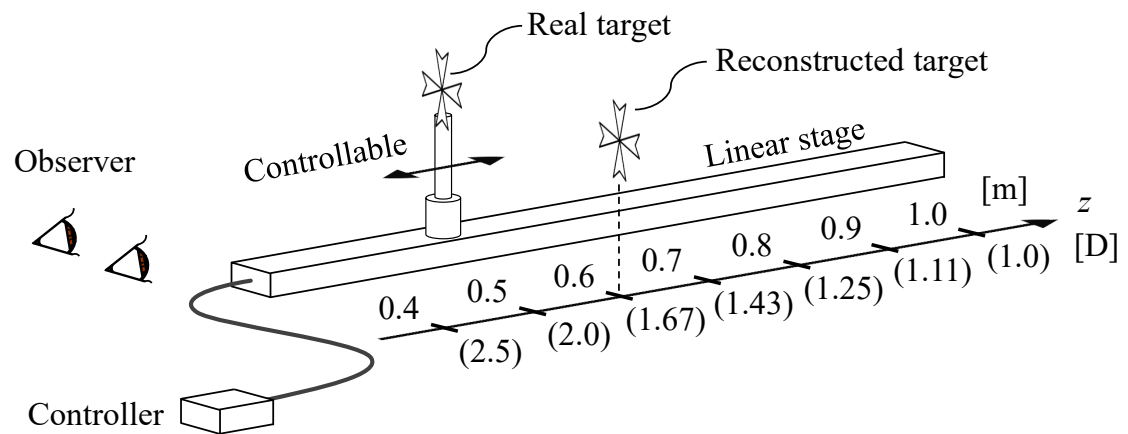


図 4.46 実験 d: 実視標と再生視標の奥行比較時の実験系概略図

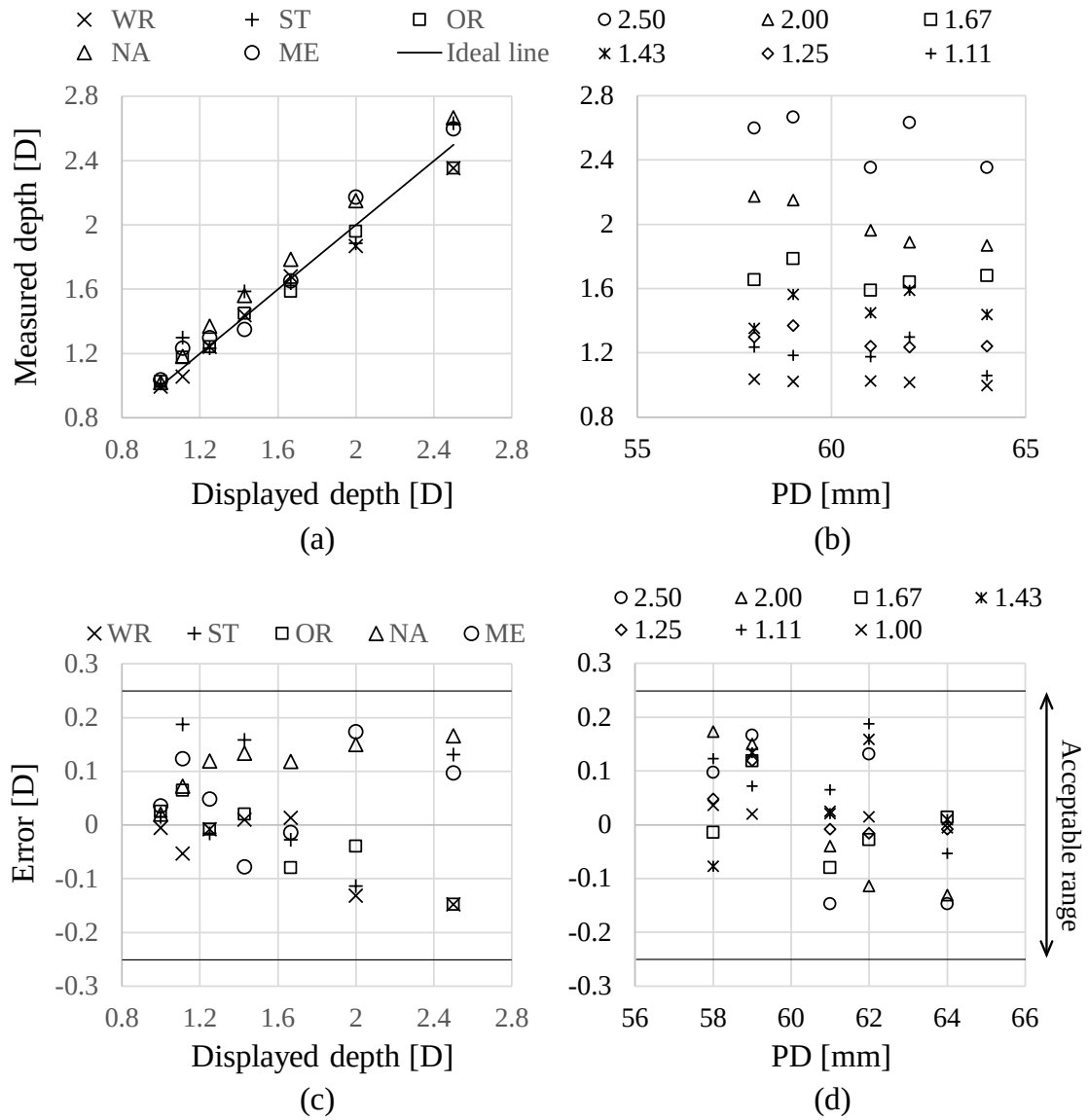


図 4.47 実験 d: 再生像の奥行き主観評価結果 (a) 表示奥行き vs 測定奥行き (b) 瞳孔間距離 vs 測定奥行き (c) 表示奥行き vs 奥行き知覚差異 (d) 瞳孔間距離 vs 奥行き知覚差 (出典: [48])

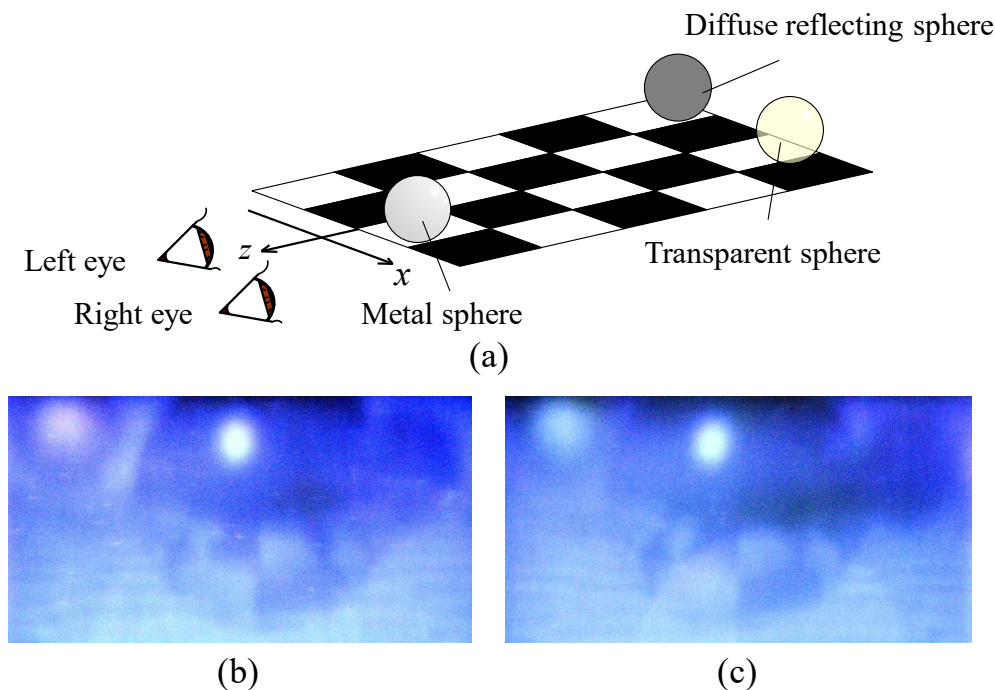


図 4.48 実験 e: 複雑なテクスチャを持つ立体像の再生 (a) 物体の配置 (b) 左眼用光学系からの撮影写真 (c) 右眼用光学系からの撮影写真 (出典: [48])

実験 e: 複雑なテクスチャをもつ立体像の再生実験

最後に、透過や反射、拡散といった異なる表面特性を持つ物体の再生実験を行った。図 4.48(a) に物体の配置を示す。視点から 400–900 mm にかけて 500 mm の奥行きを持つチェッカーボード上に球体が 3 つ配置されており、手前の球体は反射、奥の球体は左が拡散、右が透過の特性を持つ。

図 4.48(b) および (c) はそれぞれ左眼用光学系と右眼用光学系から撮影した再生像の写真であり、それぞれ視差を持っている。再生像の写真を見ると、手前の金属球の下部には底面のチェッカーボードパターンが映し出されており、また奥に表示された球もガラスや拡散加工された金属球を想起させる高い実在感があることが分かる。

4.4.5 結論

提案装置 III では、基本的な光学構成や CGH 計算手法は提案装置 II を踏襲し、装置全体を頭部に装着可能な構造とすることで、ホログラフィック HMD 化を図った。

実験 a では、視野角が理論値の水平方向 9.4° 、垂直方向 5.6° と一致していることを確認した。これは本装置の LCD と光源のみを用いた従来構成の再生装置における視野角と比較して約 3.0 倍の拡大率である。実験 b では、解像度チャートを用いて解像可能な線間隔が水平、垂直方向とも 1.0–1.5 mm の範囲内であることを確認

し、理論値である約 1.33 mm と整合する結果が得られていることを確認した．実験 c では、再生像の奥行き補正を行い、補正前の -0.65 D の誤差が補正により -0.21 D の誤差まで抑制されていることを確認した．これにより、誤差補正手法の有用性が確かめられた．また、輻輳量や瞳孔間距離に関する奥行き誤差は補正前の段階で 0.17 MA であり、補正を必要としない精度であることを確認した．実験 d では、視力 1.0 以上の被験者 5 名を動員した奥行き主観評価により、400–1000 mm の奥行き設定範囲で 0.19 D 以下の誤差で視認されていることを確認した．また、瞳孔間距離ごとに評価結果をプロットした結果からは、瞳孔間距離によらず再生像が意図した奥行きに知覚されていることを確認した．実験 e では、複雑なテクスチャを持つ立体像の再生を行い、物体の質感や実在感の高い映像を再生できていることを確認した．

以上の結果から、提案装置 II と同様、奥行き表示誤差 0.25 D 以下の高い表示精度を有したまま、HMD 化することに成功したことが示された．

4.5 提案装置 I–III に関するまとめと考察

本章では提案装置 I–III の開発を通して、再生装置に関する問題の解決を図った．具体的には、4 節で挙げた電子ホログラフィ再生装置の主な指標である視野、視域、フルカラー表示、装置の大きさ、奥行き表示精度の 5 項目に対して、次のアプローチで解決を図った．

視野の拡大においては、フーリエ変換光学系を用いた接眼型表示装置とし、小型の高画素密度 SLM を眼前に配置することで視野角の拡大を達成した．フーリエ変換光学系では視域が縮小するため両眼視が困難であるが、フーリエ変換光学系を左眼用と右眼用で各 1 台ずつ配置することで縮小された視域のまま両眼視に対応し、視域縮小の問題を解決した．また、光源に 3 色 LED を採用し、SLM にリフレッシュレート 180 Hz の LCOS と同期させることでフルカラー 60 Hz の時分割カラー表示に対応させた．視野拡大にフーリエ変換光学系を利用し、カラー化に時分割多重によるカラー化を採用したことにより、HMD 化を図れるほどの装置の小型化を達成できた．また、奥行き評価実験では知覚刺激誤差 0.25 D を下回る高い表示位置精度で立体を再生可能であることが示された．HMD 型で両眼による奥行き表示精度を確認した、という項目だけを取っても本提案再生装置は開発当時 [48] としては例がなく、ましてこれらすべての性能を備えた装置を開発したことは、電子ホログラフィ再生装置の進展に大きく貢献したものと考えられる．

上記の機能を有した提案装置で実空間に仮想物体を重ねた AR 表示を行うと、その高い実在感から、図 4.34 のように仮想立体物を触ろうと手を伸ばす観察者は多い．仮想物体の実在感を高める他のアプローチとして、様々な外部刺激を利用してあたかも仮想物体表面から反力を受けているように感じさせる触覚再現装置がある．いくつか例を挙げると、指型の装着具に繋がった 4 本の糸の張力を制御することで物体表面からの触覚をフィードバックする触覚再現装置 [52, 53] や、超音波

による圧力を利用した圧覚再現装置 [54], Diver-X 社の Contact Glove や bHaptics 社の TACTGLOVE といったグローブ型の触覚再現装置がある. このような触覚再現装置と本章の提案装置を組み合わせることで実在感を押し上げることができれば, 冒頭に述べたゲーミング用途や遠隔医療などにおけるステレオグラムを用いた立体表示装置に取って代わる可能性も見込める.

さて, ここまで述べた提案装置は HMD 化を達成できるほど小型であり, また異なる瞳孔間距離に対応できるという高いユーザビリティを有しつつ, 再生像においては複雑な色や質感を持つ物体を正確な奥行で表示できることを示した. しかしながら, 再生した立体像が映像作品の視聴に耐え得るほどの高い品質を有しているかという観点でみると, 色再現性や解像度など改善を要する点が見られる. そこで, 次のステップとして再生像の品質改善に着手する必要があると考えられる.

再生像の色再現性や解像度は, その多くの要因が光源に起因する. 具体的には 4.3.5 節の実験 III-3 では色再現性の低さやカラスペックルのような斑点模様が確認できたり, 4.4.4 節の実験 b において測定した解像度は人間の眼の分解能を下回っていることが分かっている. また, 図 4.34 においては表示デバイスからの反射光が迷光として写り込む程度の輝度しかないことから, 明るさが不足しているといえる. 明るさが不十分である場合, 薄暗い部屋での視聴であれば問題となることは少ないが, 明室環境や屋外での使用は難しくなるため, 使用場所が限定される要因となる. したがって, 明るさも光源に求められる重要な要素のうちの 1 つである.

そこで, 本研究では上述のような光源に関する問題を解決するため, 次章で述べる再生用光源装置の開発に取り組んだ.

第5章 ホログラフィ再生用光源の開発（提案光源装置）

4章で報告した提案装置では、視野の拡大や小型化、カラー化といった電子ホログラフィ再生装置としての必要機能を実装することに成功した。その一方で、CGH再生実験では再生像の品質について、明るさの向上やスペックルノイズの抑制といった光源に起因する課題が残されていることが明らかになった。そこで電子ホログラフィ実用化へ向けた装置開発の次のステップとして再生用光源に着目し、光源の有する課題解決に寄与する光源装置の開発に取り組んだ。本章ではその詳細を報告する。

5.1 研究背景と研究目的

LDは色純度の高さやコヒーレンスの高さなどの優れた特性から、レーザーディスプレイやプロジェクタなど様々な映像表示機器に用いられている。しかし、コヒーレント光源を利用する映像表示機器には目的の映像とは無関係にスペックルノイズと呼ばれる視覚的ノイズが発生し、再生像品質を著しく損なうことが知られている [55]。これは理想的な立体像表示技術として知られる電子ホログラフィにおいても同様の課題であり、電子ホログラフィを実用化する上での大きな障壁となっている。したがって、これまでスペックルノイズの抑制に関する研究が盛んに行われてきた [56–65]。スペックルノイズの低減手法は大きく分けてハードウェアによる方法とソフトウェアによる方法に分けられる。ハードウェアによる抑制方法は光源や表示デバイスといった光学系に変更を加えることでスペックルを抑制する方法を指し、表示データに変更を加える必要がないことが特徴である。反対にソフトウェアによる方法は光学系ではなくホログラムデータの計算時や表示方法を工夫することでスペックルを抑制する手法を指す。ソフトウェアによる抑制方法は、電子ホログラフィなど、表示させる映像に伴いスペックルパターンが変化する映像表示方式に特有の方法であるといえる。

ソフトウェアによる抑制方法としては、CGH計算時に物体光に位相乱数を付与せず物体光を観測点へ向けて集光させる手法 [56] や、位相限定ホログラムにおける Gerchberg–Saxton (GS) アルゴリズム [57] などが挙げられる。これらの手法は再生時に伴うスペックルを低減可能なホログラムを計算することができる反面、他

のCGH計算手法と併用できず、また計算コストが大きいため計算に多くの時間を要するといった問題点がある。その他の手法として、再生する立体像をいくつかのパートに分けてそれぞれのCGHを作成し、それらを連続的に表示することで目的の立体像を得ながらスペックルを平均化して視認しづらくする時分割多重方式が挙げられる [58–61]。この方式はヒトの眼で判別できない程度の速度で映像を切り替えていく必要があり、また動画再生や4.3.2節で述べた時分割カラー化を併用しようとするとき1コマに相当する映像をより多くのフレームで構成する必要があるため、高フレームレートの表示デバイスを採用する必要がある。このように、ソフトウェアによる抑制方法の多くはその手法に合わせて事前にデータを計算しておく必要があることや、高フレームレートの表示デバイスが求められることなどにより汎用性が低いことが問題点として挙げられる。

そこで、本研究では再生用のCGHデータを再計算する必要がなく、また表示デバイスのフレームレートによる制約を受けないといった汎用性の高さから、ハードウェアによるスペックル抑制手法に着目した。ハードウェアによる抑制方法としてはマイクロミラーを用いたLD光走査による角度多重化を用いた方法 [62] や、誘電エラストマーにより振動する拡散板を透過させる方法 [63]、音叉による振動 [64] または回転 [65] するすりガラスを透過させる方法などがある。これらの手法はいずれもCGHデータを再計算する必要が無く、単純に光源を置き換えることで適用可能である。

ハードウェアによるスペックル抑制手法の多くは、光源のコヒーレンスを何らかの手段で低下させている。しかし、一般に光源のコヒーレンスを低下させると、スペックルノイズが抑制される一方でCGH再生像の解像感も低下する [66]。したがって、総合的な映像品質を向上させるためには光源のコヒーレンスを再生像の解像感が損なわれず、さらにスペックルを視認しづらいようなバランスの取れた値に調整する必要がある。

そこで、これまでに光源のコヒーレンスとスペックルノイズの関係が調査されてきた。詳細は次節で述べるが、光のコヒーレンスには空間的コヒーレンスと時間的コヒーレンスの2種類がある。それぞれ独立に定義され、どちらもスペックルノイズと相関関係があり、いずれのコヒーレンスも高いほどスペックルノイズが強く発現する。先に述べた移動拡散板を用いる方法 [62–65] は空間的コヒーレンスを低下させる方法であり、他にも光ファイバーといった導波路を振動させる方法 [67] などがある。一方、時間的コヒーレンスを低下させる方法としては中心波長の異なるLDを複数本用いる方法 [68] や帯域幅の広い光源を利用する方法がある [66, 69]。例えば先行研究 [66, 69] ではいずれもLDやLED、sLED (super luminescent light emitting diode) といった異なる帯域幅の光源を使用した際のスペックルノイズの比較が行われている。これは再生光源の半値全幅 (FWHM; full width at half maximum) や発光面積、つまり時間的および空間的コヒーレンスを変えた際のスペックルノイズの変化を観察したものである。しかし、光源の選択肢が少ないためコヒーレンスの調整自由度が低く、上述のスペックルと解像度の

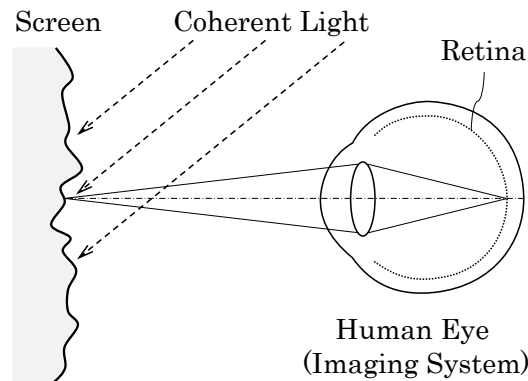


図 5.1 スペックル視認の概略図

バランスが最適となるコヒーレンス値を実験的に明らかにするためには不十分であった。

そこで本研究では、電子ホログラフィ再生用光源としての最適コヒーレンス値を明らかにするため、時間的コヒーレンスを自由に調整可能な光源装置 [70] を開発した。本章ではその詳細について報告する。

5.2 スペックルノイズ

光のコヒーレンスには空間的コヒーレンスと時間的コヒーレンスの2種類があり、それぞれ次のように説明される。空間的コヒーレンスとは、ある同時刻に同一の発光面内における異なる輝点から出射した光同士の秩序性の高さである。理想的な点光源の場合、輝点間の距離は0となるため空間的コヒーレンスは最大となるが、発光面が有限の大きさを持つ光源の場合には2点間の距離が離れるほど干渉しづらく、コヒーレンスが低くなっていく。一方、光の時間的コヒーレンスは、同一の点から異なる時間に出射した光同士の秩序性の高さである。これは、出射した光に含まれる波長が単一である場合に最大となり、異なる波長の光が多く含まれるほど低くなることを表す。つまり、波長帯域が狭いほど干渉しやすく、逆に波長帯域が広いほど干渉しづらい。

粗面に照射されたコヒーレント光を観察すると、照射部に微小な粒子状のノイズであるスペックルノイズが現れる。これは、粗面の凹凸部で反射された光が疑似的に多数の微小コヒーレント光源とみなすことができ、各光源から伝搬した波面が網膜上で互いに干渉しあうことで強弱パターンが出現するために起こる現象である。

図 5.1 にスペックルを視認する際の原理的な模式図を示す。LD 光を使用した再生像にスペックルが伴う場合、スペックルは再生像に重なるようにして観測される。しかし、再生像はその表面に実際の強度分布が存在しているのに対し、スペッ

クルは再生像表面には存在せず、干渉によって空間的に形成されるため、両者の形成過程は本質的に異なる [71]. ヒトの眼は被写体を水晶体により網膜上に結像させる結像系であるため、再生像を注視することでその形状を一意に視認することができる. 一方、スペックルは網膜に到達する光の波面が異なるとそのパターンも変化するため、例えば瞳孔径、すなわち光の取り込み角によっても網膜上で形成される干渉パターンが異なる.

スペックルを定量評価する場合、スペックルの強度を示す指標として次式で表されるスペックルコントラスト C_s が用いられる.

$$C_s = \frac{\sigma_n}{\langle I \rangle} \quad (5.1)$$

σ_n と $\langle I \rangle$ はそれぞれ再生像における標準偏差および平均値である. C_s は照明光が完全なコヒーレント光であり、かつ対象物の表面が完全散乱の場合に 1 となり、十分に発達したスペックルと呼ばれる. また、 C_s が 0 である場合はスペックルが無い場合を表す. C_s と帯域幅 W との関係は W を照明光の帯域幅、 σ を表面粗さとする、下記の式で表される [72].

$$C_s \propto \frac{1}{\sqrt[4]{1 + (2W\sigma)^2}} \quad (5.2)$$

ここで、同一の粗さの面において W , W' の帯域幅を持つ照明光に対するスペックルコントラスト C , C' の比は、(5.2) 式において $1 \ll W\sigma$ である場合を考えると、次のように表すことができる.

$$\frac{C'}{C} \propto \sqrt{\frac{W\sigma}{W'\sigma'}} \quad (5.3)$$

この場合、スペックルコントラストの比と帯域幅の比は反比例の関係となる. したがって、帯域幅を無段階に調整することができれば、スペックルコントラストを自由に制御できると考えられる.

5.3 光源コヒーレンスと再生像品質

ホログラフィにおいて、再生像の解像感と光源のコヒーレンスには密接な関係がある [66]. まず、通常のホログラムでは回折限界により光源の発光サイズ以下の輝点を結像できない. したがって、光源サイズを小さくし、空間的コヒーレンスを上げることは再生像の解像感を向上させることに直結する. また、CGH は特定の波長に対して計算を行い、再生用の光源も当該の波長であることが前提となる. ここで、特定の波長で計算された CGH をそこからわずかに異なる波長で再生した場合を考えると、その分狙いの空間座標から外れた位置で結像する. これが帯域幅の広い波長を持つ光源の場合、連続的に空間結像位置が異なる点が集合す

ることでボケ感が生じ、解像感を落とすことになる。つまり、時間的コヒーレンスを上げるほどこのボケ感が解消され、結果として再生像の解像感が向上する。

以上のことから、空間的にも時間的にもコヒーレントな光を用いることで再生像の解像感は向上する。しかし、前節で述べた通りコヒーレントな光は強いスペックルを形成するため、ホログラフィ再生光源としては一概にコヒーレンス性が高いほど良い光源であるとはいえず、再生像品質を確保する上ではスペックルの視認性を下げつつ、解像感のためにある程度のコヒーレンスを確保したような、バランスの取れた光源が望まれる。

5.4 帯域幅調整

5.2 節でも述べた通り、光源の時間的コヒーレンスは帯域幅の広さと相関関係があり、帯域幅が狭いほど時間的コヒーレンスは高くなる。そこで、本装置では帯域幅を調整することで光源コヒーレンスを制御する構造を導入した。ここでは、提案光源装置における帯域幅調整機構について説明する。

帯域幅の広い光からバンドパスフィルタで所望の帯域をトリミングする手法としては、誘電体多層膜による BPF を用いる手法の他にもブレード回折格子 [73] や液晶を用いた回折格子 [74]、またはプリズムを用いて分光した光を利用する手法がある。ただし、回折格子やプリズムを用いた分光方式だと光束幅の太い光は扱いづらく、またある程度の光路長が必要であるため装置が大型化しやすいという問題点がある。今回は高出力光源として光束幅が 20–30 mm 程度のプロジェクタ出射光を用いるため、誘電体多層膜による BPF を用いた。

帯域幅調整部では長波長透過フィルター (LPF; Long Pass Filter) および短波長透過フィルター (SPF; Short Pass Filter) として 2 種類のダイクロイックミラーを配置する。表面に誘電体多層膜を形成したダイクロイックミラーは各層を往復する際に生じる光の位相差を利用し、特定の波長帯域を選択的に透過または反射させる特性を持つ。BPF を形成する上では、ダイクロイックミラーの透過率特性は半値前後において立ち上がりが急峻であるほど所望の帯域外の光を除去できることから、透過率特性の立ち上がりの急峻さが望まれる。この特性を良好にするためには、ダイクロイックミラーの入射光角度特性と偏光特性を理解する必要がある。これらは誘電体多層膜を設計する上で重要な特性の内の 1 つである [75]。

5.4.1 ダイクロイックフィルタの角度および偏光依存性

ダイクロイックミラーは屈折率の異なる誘電体を蒸着等で薄い膜状に形成し、屈折率の高い膜と低い膜が交互に積層した構造をしている。この構造により各界面で反射した光がそれぞれ異なる位相差を持ち、それらが干渉することで特定の波長を選択的に反射または透過させる特性を持たせることが出来る。ここで、各層

に斜入射した場合の光は垂直入射した光と比較して界面間を往復した際の位相差は小さくなる。換言すると、ダイクロイックミラーへの入射光角度が変化するとそれに応じて前述の位相差が変化し、透過率特性が変化する。この現象は、一般にダイクロイックミラーへの入射角度が大きい光ほど半値が短波長側にシフトした特性を受けることから、ブルーシフトと呼ばれる [76]。これがダイクロイックミラーの入射光角度依存性である。

ここで、光がダイクロイックミラーへ斜入射した場合に受ける分光透過率スペクトル T_A は、ダイクロイックミラーへの入射角度が θ_i の場合の分光透過率スペクトル $T(\theta_i)$ と、和が 100% となるよう正規化された入射光強度の角度分布 $P(\theta_i)$ について、所望の角度範囲 $\theta_0 \leq \theta_i \leq \theta_n$ において積和を計算することで求められる。

$$T_A = \sum_{i=0}^n T(\theta_i) P(\theta_i) \quad (5.4)$$

具体的には図 5.2(a) に示すように 40 度、45 度、50 度の入射光に対する半値がそれぞれ 500nm, 525 nm, 550 nm であるような分光透過率スペクトルを持つダイクロイックミラーに各角度光の割合がそれぞれ 25%, 50%, 25% であるような光が入射する場合、入射光はダイクロイックミラーからそれらの積和として図 5.2(a) に示す実線のような特性を受ける。ここで、分光透過率スペクトルや入射角度は本来連続値であるため、目的に応じて計算時のサンプリング間隔を定める必要がある。

入射光の角度がこれらの角度に完全に一致する成分のみであるような平行光はダイクロイックミラーからこれらの透過率特性そのものを受けることは自明である。したがって、入射光の配光分布が広い角度で分布している場合（実線）と平行光である場合（破線）とを比較すると、半値こそ 525 nm で一致しているものの、入射光が平行光である場合（破線）の方が透過率特性の立ち上がりが急峻であることが分かる。このような理由から、ダイクロイックミラーへの入射光は平行光に近いことが望ましい。

斜入射の場合は入射面に対する電場の振動方向の違いにより s 波と p 波を定義できる。この偏光状態によって空気や多層膜同士の各境界面における透過・反射率を決めるフレネル係数が異なるため、入射光の偏光状態によっても半値および透過・反射率特性が波長軸方向にシフトしたような特性を持つ。こちらは前述の入射光角度特性と異なり s 波と p 波の 2 値に対する特性しか持たないため、実際の斜入射時にはダイクロイックミラーの各偏光に対する分光透過率スペクトル T_s, T_p と入射光の s 波, p 波の混合比率 P_s, P_p ($P_s + P_p = 1$) との積和 $T_s P_s + T_p P_p$ により求められる。こちらも具体例を図 5.2(b) に示す。s 波および p 波の各半値がそれぞれ 500 nm, 550 nm であるようなダイクロイックミラーに各偏光の割合が 50% ずつであるような平行光が入射する場合、入射光はダイクロイックミラーによりそれらの畳み込み和として得られる実線の特性を受ける。ダイクロイックミラーの偏光特性は 2 値で固定であるため、2 偏光が混在する光がダイクロイックミラーか

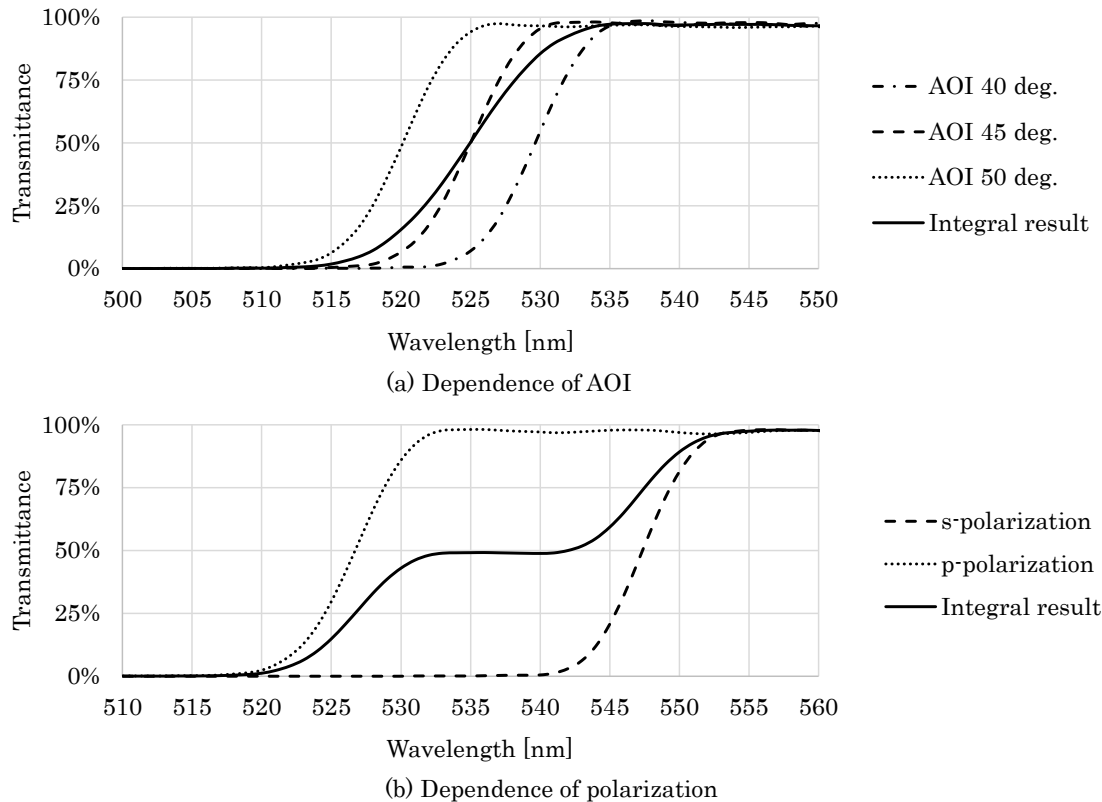


図 5.2 ダイクロイックフィルターの入射光角度特性と偏光依存性 (出典: [70])

ら受ける分光透過率は階段状の特性となる。したがって、例えばs波が100%である光がダイクロイックミラーから受ける特性（破線）と比較した場合には立ち上がり特性が鈍り、フィルターとして用いる際にはその分不要光が混入する。

5.4.2 バンドパスフィルタの実装

帯域幅調整部は図 5.3 に示すように回転台による角度調整機構を有した LPF および SPF で構成されている。LPF で波長の短い光をカットし、SPF で波長の長い光をカットすることでその間の帯域の光を透過させる。ここで、上述の特性により、ダイクロイックミラーをカットフィルタとして用いる場合、入射光の平行度が崩れるほど、また斜入射の場合は偏光が直線偏光から崩れるほど透過率の立ち上がり特性が鈍ってしまう。したがって、フィルターへの入射光は平行であり、なおかつ単一の直線偏光であることが重要である。このような特性を踏まえ、このユニットに偏光の揃った平行光を通すことで、各ダイクロイックミラーの入射光角度特性によりこのユニットは透過帯域幅可変の良質なカット特性を持つ BPF として機能する。

なお、LPF と SPF の回転方向が同じ向きである場合、入射光は各ダイクロイック

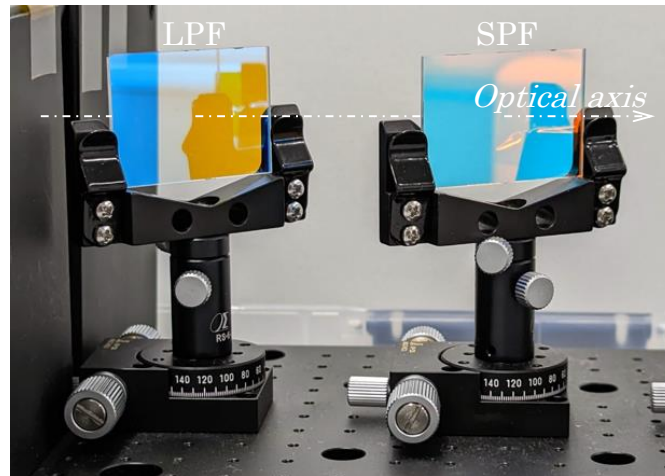


図 5.3 帯域幅調整部の実際の写真 (出典: [70])

クミラーの厚み分屈折するため、光軸が意図せずずれてしまう。この影響で有効光束が増減してしまう場合には、各ダイクロイックミラーの光軸に対する傾き方向を逆にすることで、1枚目と2枚目のミラーにおける光軸ずれ影響を相殺させ、光軸ずれ量を最小限にとどめることができる。本装置では光束幅に対してダイクロイックミラーの厚みは十分薄く、光軸ずれによる有効光束の増減は確認されなかったため、2枚のミラーは同一方向に回転させる配置とした。

また、各ダイクロイックミラーの45度入射時におけるカットオフ波長は、LPFよりSPFの方が長い方が好ましい。これは、今回のようなLPFとSPFを組み合わせたBPFにおいては、入射光角度依存性を加味した透過波長帯域の調整幅を大きくすることができるためである。仮にこの関係が逆転してしまうと、各ミラーを45度傾斜させた状態のBPFにおいて光はほぼ透過せず、回転による調整幅が無駄にすることになる。

5.5 高出力蛍光体光源としてのプロジェクタ利用

上述のようなBPFによる帯域幅調整機構を採用する場合、BPFによるカット量が多くなるほど明るさが低下し、再生像が暗くなってしまうという問題点がある。そこで、本研究では時間的にはインコヒーレントだが単位面積当たりの強度が高い光源として、黄色蛍光体を高出力青色LDで励起するプロジェクタ光源に着目した。

プロジェクタ内で黄色蛍光体を発光させる際の光学系の模式図を図5.4に示す。現在、高光束プロジェクタで固体光源を搭載している製品の多くは光源として複数の高出力青色LDを搭載しており、そのうち半分以上の光を蛍光体励起光として黄色蛍光体上の1点に集光させることで黄色光を励起する [77]。黄色蛍光体で蛍

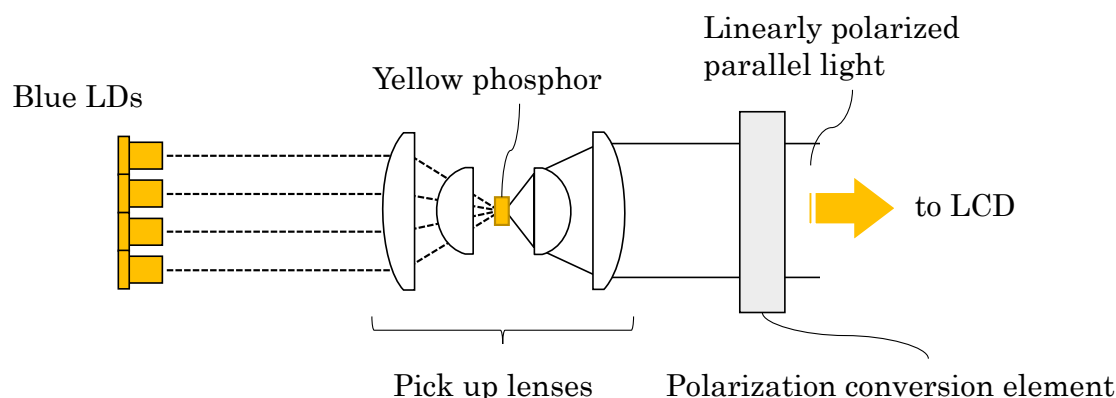


図 5.4 プロジェクタにおける黄色蛍光体励起構造の概略図

光変換された光は緑帯域を中心とする半値幅が 100 nm 程度の光であり、帯域幅が適度に広い。また数 W～数十 W 程度の高出力光であるため、今回の目的である時間的コヒーレンスを調整するために適した光源であるといえる。

表示デバイスに液晶パネルを用いた液晶プロジェクタでは、1 画素ごとに光の偏光状態を制御して階調を表現するため、偏光変換素子を通して偏光が直線偏光に整列された状態の光を液晶パネルへ入射させる。さらに、プロジェクタでは光利用効率を上げるために表示デバイスへ略平行化した光を照射する。これらを踏まえると、液晶プロジェクタから液晶パネル以降の部品（具体的には入射側偏光板から投射レンズまで）を取り除くことで、偏光が直線偏光に揃った高輝度平行光を容易に得ることが出来る。これらの特性は、5.4 節で説明した帯域幅調整部において良質なカット特性を得るために重要な特性である。

前述の通り、電子ホログラフィの再生には空間的にも時間的にもコヒーレントな LD 光源が広く用いられる。しかし、LD はそのコヒーレンスの高さからスペックルノイズによる映像品質の低下が著しいため、適度に帯域幅が広いという理由から時間的コヒーレンスを下げる目的で高輝度 LED がしばしば用いられる。しかし、LED は単位面積当たりの発光強度が低いため、空間的コヒーレンスを確保するために発光面サイズを絞ると十分な明るさを確保することが難しい。したがって、電子ホログラフィではコヒーレンスに調整の余地がある高出力光源が強く望まれてきた。本光源装置は光源としてプロジェクタを用いているが、単位面積当たりの明るさやコヒーレンスの調整自由度はもちろん、市場での入手性やコストを考慮に入れても sLED といった他の高出力光源と比較して優位性が高く、電子ホログラフィを研究する上での有用性は高いと考えられる。

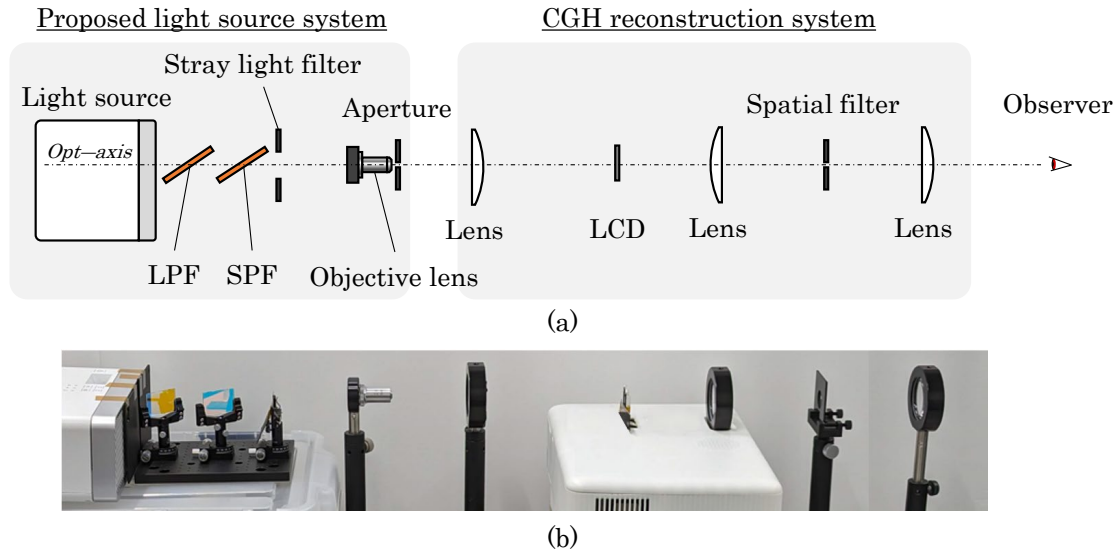


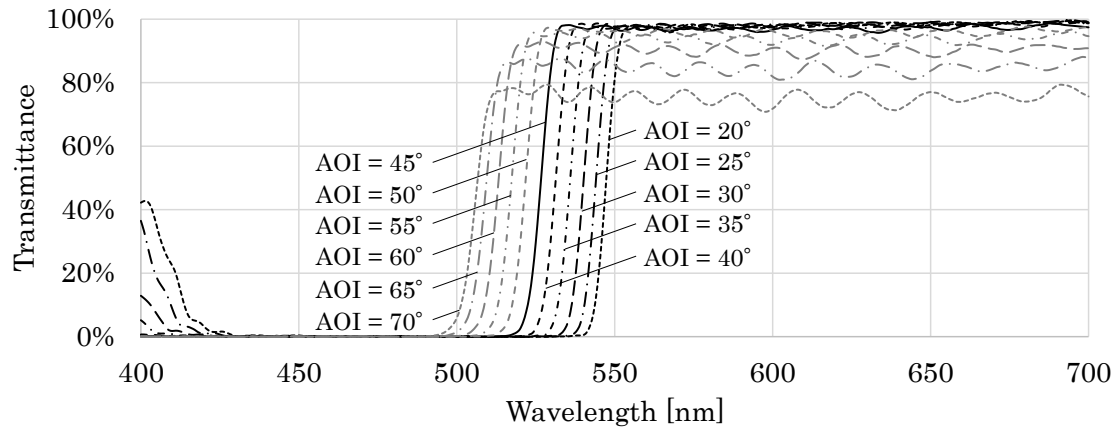
図 5.5 提案光源装置を用いた CGH 再生光学系の全体図 (a) 概略図 (b) 実際の見た目 (出典: [70])

5.6 提案光源装置

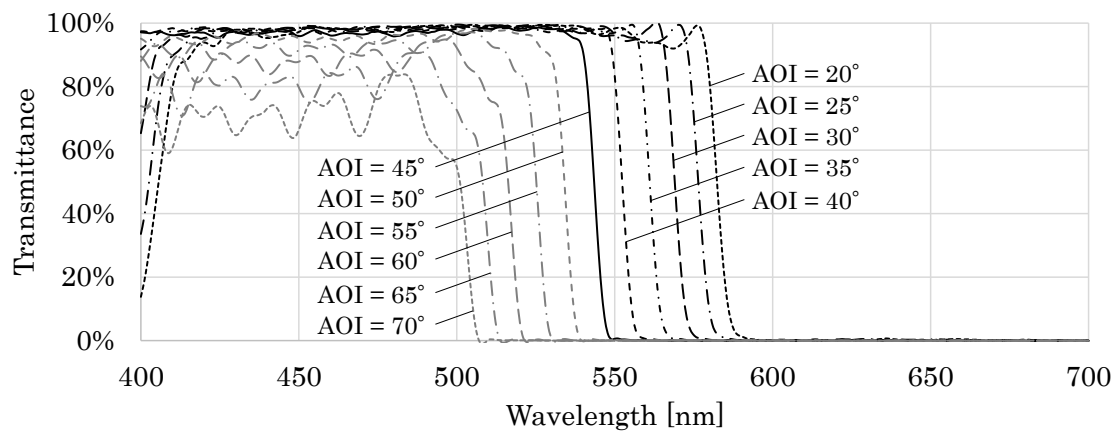
5.6.1 提案光源装置の構造

提案光源装置を適用した CGH 再生光学系のレイアウトを図 5.5(a) に、実際の写真を図 5.5(b) に示す。提案装置はその機能ごとに平行光生成部、帯域幅調整部、点光源生成部に大別される。平行光生成部では高輝度な平行光を得るための 3LCD プロジェクタ (EF-100W, EPSON) に 5.5 節の改造を施したものを配置した。光源は青 LD + 黄色蛍光体で、最大明るさは 2,000 lm である。これにより直線偏光に揃った高輝度平行光を生成可能である。この光を帯域幅調整部へ入射させることで、ダイクロミックミラーから良質なカット特性を得る。本装置に用いた LPF および SPF は Edmund Optics 社の Fluorescence Dichroic Filter (Cut-off wavelength = 525nm, #67-081) および Dichroic Short Pass Filter (Cut-off wavelength = 550nm, #69-215) であり、これらを分光光度計 (UH4150, 日立) で測定した S 偏光透過率特性は図 5.6 の通りである。なお、回折格子やプリズムとスリットを採用した走査型分光計では、使用するスリット幅に応じて測定対象のフィルターの立ち上がり特性が変化する [73] が、図 5.6 中のラインはスリット幅を 5 nm で測定した結果である。

点光源生成部には対物レンズを配置し、帯域幅が調整された平行光を後ろ側焦点位置に結像する。この結像点位置にアパーチャを配置することで、本光源装置はアパーチャの開口を発光面とする光源として機能する。ここで、今回用いたプロジェクタは公称明るさが 2,000 lm であるが、本装置では対物レンズやアパーチャと



(a) LPF



(b) SPF

図 5.6 使用したダイクロイックミラーのS 偏光透過率に関する入射光角度依存性

いった集光部付近の光学部品の熱影響を考慮して出力 50%モード，すなわち 1,000 lm 相当の出力で使用した．また，提案光源装置の後段には一般的な位相型電子ホ

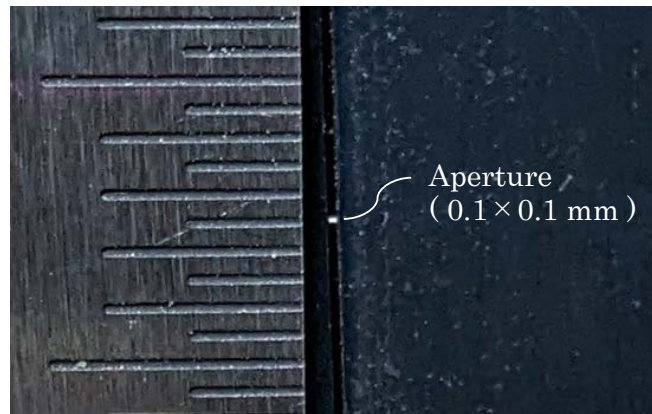


図 5.7 点光源生成部で使用したアパーチャ開口部の写真

ログラフィ再生用の光学系を配置している．この再生光学系には 4f 光学系が配置されており，直接光の 0 次光や高次回折光といった再生像の視聴を阻害する光を除去することができる [21]．提案光源装置のアパーチャを出射した光はその後の平行化レンズで平行化され，ホログラムが表示される LCD へ入射する．LCD で回折した光は直接光とともに 4f 光学系へ入射する．この光のうち直接光は f4 光学系の前段レンズの焦点位置で集光し，ここに配置されたマスク部で遮断される．その後，後段レンズによって再び平行化され，立体像の構築に必要な物体光のみが観測者へ到達する．このような経路により観測者は帯域幅が調整された再生像を観測することができる．

5.6.2 提案光源装置の性能評価実験

本提案装置の特徴として，帯域幅を自由に調整可能であること，および高出力光源を備えているため高輝度であることが挙げられる．そこで，まずはこの 2 つの性能を確かめるために，帯域幅を変化させた際の液晶パネル面での分光スペクトルおよびマスク直後の照度を測定した．実験における光源装置のパラメータは表 5.1 の通りである．測定器には照度計（T10A, konicaminolta），分光放射輝度計（CS2000A, konicaminolta）を使用し，分光スペクトル測定時には測定面に標準白色板を配置した．スペクトル，照度の測定位置は図 5.8 に示す通りである．また，光源スペクトルは比視感度曲線のピークとなる 555 nm を中心として透過帯域幅調整した．

表 5.1 提案光源装置に関するパラメータ

Light source system		
Light source (projector)		EF-100W / modified ※ 50% brightness mode
LPF	Cut-off wavelength (TS=50%)	526.7 nm
SPF	Cut-off wavelength (TS=50%)	543.5 nm
Objective lens	NA	0.4
	Magnification	x 20
	Focal length	10 mm
Aperture size		□ 0.1 mm

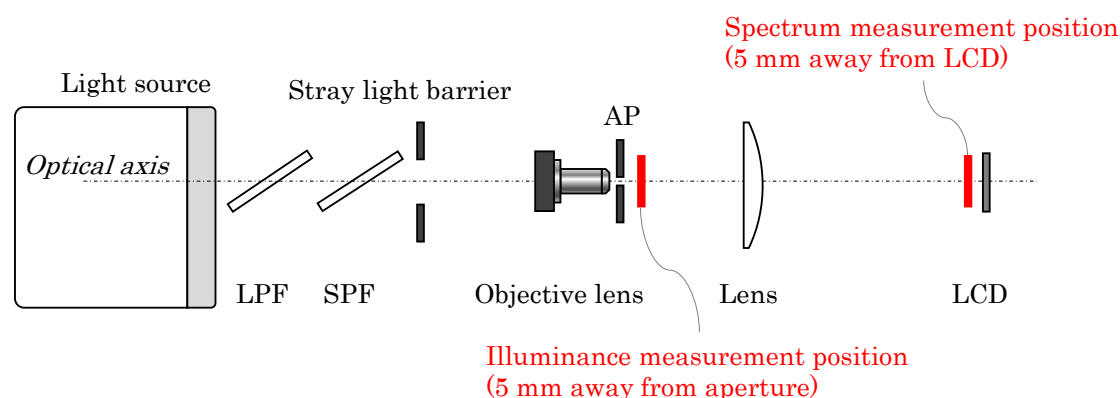


図 5.8 提案光源装置の分光スペクトルおよび照度の測定位置

実験 I: 帯域幅調整能力と明るさ

まず、BPF の透過帯域幅を変化させた際の透過光スペクトルの測定結果を図 5.9 に示す。ここで、FWHM が 60 nm から 6 nm まで変化する間、LPF への入射光角度は徐々に小さく、逆に SPF への入射光角度は徐々に大きくなるように変化させている。

今回の構成による BPF では FWHM が 6 nm を下回ると極端に出射光強度が減少してしまったことから、本装置における FWHM の調整幅下限は 6 nm であった。逆に、SPF への入射角度を 0 度にしてもこれ以上カットオフ波長が長波長側へシフトすることができなかったため、本装置における FWHM の調整幅上限は 60 nm であった。また、透過光の中心波長は 555 nm とする光となっており、BPF は透過帯域を上述の範囲で狙い通り調整可能であることが確認できた。

次に、照度の測定結果を図 5.10 に、参考として現在市場で入手可能な緑 LD (532 nm)、高輝度緑 LED とともに示す。ここで、図中に記載の LD および高輝度 LED の照度は今回実測しておらず、市販されている光源の一例を記載している。また、

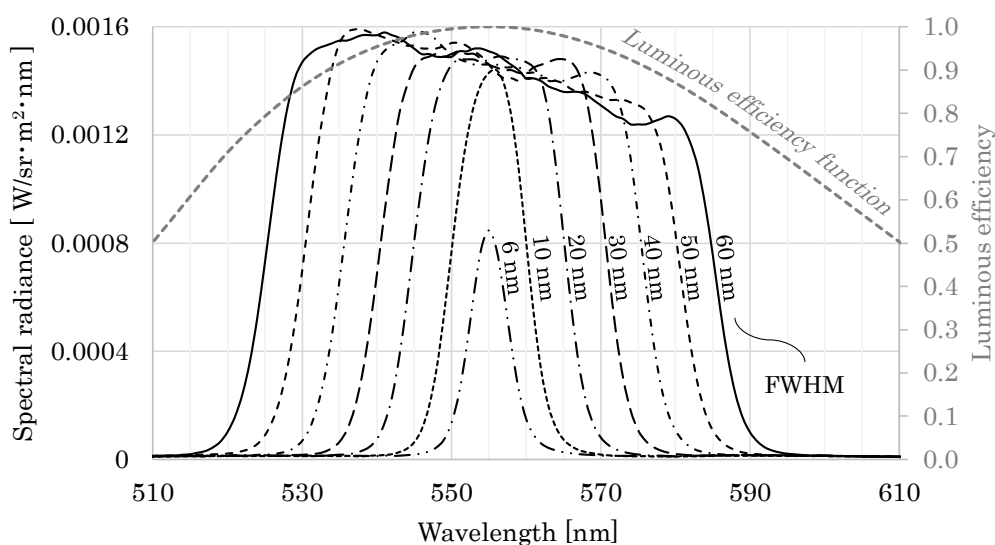


図 5.9 実験 I: 帯域幅調整時の分光スペクトル評価結果 (出典: [70])

グラフに記載の照度は提案装置との比較をしやすいよう、いずれも発光面積、立体角および偏光状態について今回の測定条件に合わせた場合の換算値で記載している。図 5.10 の結果から時間的コヒーレンスを上げていくとそれに伴い明るさは下がっていくことが確認できる。これはスペクトルの積分値が出射光エネルギーとなるためであり、この結果も帯域幅調整機構が正しく機能していることを裏付けていると考えることが出来る。また、結果から、 0.01 mm^2 あたりの照度は LD には及ばないものの、FWHM を最も狭帯域である 6 nm に調整した際の照度においても高輝度 LED と同等の明るさであり、また FWHM が 30 nm 以上の照度は高輝度 LED と比較して 1 桁程度明るい光源として使用できることが確かめられた。

実験 II: 光源帯域幅と再生像スペックル

提案装置を用いて帯域幅を調整した光で CGH を再生させてカメラによる撮影を行い、その結果をもとに FWHM とスペックルコントラスト値との関係を確認めた。スペックルコントラストの算出には多くの場合カメラで撮影した画像を用いる。その際、5.2 章で述べた通りスペックルパターンは光の取り込み角に依存するため、撮影光学系がヒトの眼と等価な MTF (Modulation Transfer Function) となるようにカメラの F 値を視聴環境下での瞳孔径に対応する値に調整する必要がある [49]。ここで、瞳孔径は周囲の明るさや再生映像の明るさを受けて変化するパラメータである [78]。したがって、ヒトの眼で見えるスペックルを忠実に再現するのであれば再生像の明るさごとにカメラの F 値を変化させるべきであるが、今回は光源のコヒーレンスのみの影響を確認することが目的であるため F 値は 7.1 で固定値とした。これは、一般的な屋内シアターにおける明るさ [49] の映像を視聴

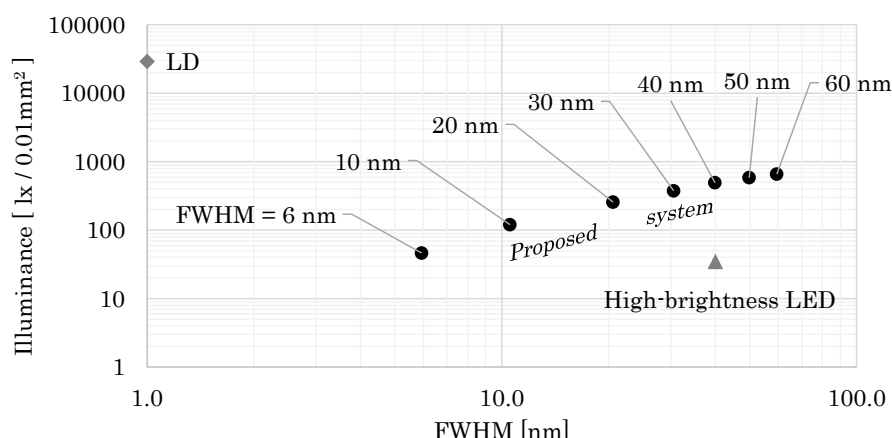


図 5.10 実験 I: 帯域幅調整時の明るさ評価結果

表 5.2 実験 II: CGH 再生実験に関するパラメータ

CGH reconstruction system		
Lens	Focal length	100 mm
LCD	Resolution	1920 x 1080 px.
	Pixel pitch	7.0 μ m
CGH object		
Object shape		Teapot
CGH calculation method		Point-based method
Distance from observer		450 mm
Size		9 mm

する際の瞳孔径 3.2 mm に相当する F 値である [79]. したがって、再生像の撮影画像と式 (5.1)-(5.3) の関係式を用いることで、CGH 再生像の撮影画像からスペクル強度と光源帯域幅の関係を定量的に評価することができる。

再生実験における装置および CGH 計算時のパラメータは表 5.2 に記載の通りである。CGH の計算には、点充填法を用いた [80]. この手法は、対象物体の表面を微小な点光源の集まりとみなし、各点光源からホログラム面へ伝播する光波と参照光とが記録面上で形成する干渉縞を計算し、ホログラムとして記録する手法である。図 5.11 に再生像を撮影した写真を示す。図 5.11(a) は CGH 計算前の入力物体であり、図 5.11(b)-(h) は BPF の半値幅を 6 nm から 60 nm まで変化させた場合の再生像写真である。これらの再生像にはスペクルノイズを観察することができるが、時間的コヒーレンスの違いにより例えば図 5.11 (b) と比較して図 5.11 (h) の方が解像感が悪化している一方、スペクルノイズが低減されていることが見て取れる。

次に、これらの画像の一部を用いて式(5.1)により C_s を計算し、各場合の FWHM との関係プロットしたグラフを図 5.12 に示す。 C_s の計算範囲は図 5.13-図 5.15 に示す枠内の領域であり、それぞれ 512×512 , 256×256 , 128×128 画素領域とし、領域の広さで C_s の計算結果に差異が出るかを確認した。破線は式(5.3)において基準の FWHM を 30 nm, 比例定数を 1.05 とした場合の理論曲線である。この結果から、破線で示す理論曲線からは FWHM が狭い場合に顕著な乖離が認められるものの、いずれの計算範囲においても FWHM が狭いほどスペックルコントラストが高く、スペックルノイズが強く発現していることが確認できる。これは、FWHM の調整によって時間的コヒーレンスが制御されていることを示している。また、 C_s の計算結果は計算領域の広さに依らず 1 ポイント以内の範囲で一致しているが、理論曲線に最も近いのは計算範囲が 512×512 画素の場合であった。これは、スペックルが像面で均一に形成されておらず、計算範囲が狭いほど不均一性による誤差の影響を受けやすいためだと考えられる。理論曲線からの乖離については 5.7.1 節にて考察を加える。

以上の結果から、提案光源装置により光源の帯域幅を調整することで、時間的コヒーレンスが制御し、スペックルノイズの強度を調整可能であることが確かめられた。

5.7 提案光源装置に関する考察

5.7.1 スペックルコントラストに関して

図 5.12 に示した帯域の半値幅 FWHM とスペックルコントラストとの関係は式(5.3) から導かれる理論曲線と乖離がみられ、その差は FWHM が狭い場合において顕著である。その原因として、大きく次の 2 つの理由が考えられる。1 つは今回の実験で用いた開口のサイズが 0.1×0.1 mm で一定であるため、空間的コヒーレンスが固定されていることである。したがって、FWHM が狭く、時間的コヒーレンスが十分高い場合には、空間的コヒーレンスが相対的に低いことによって空間的コヒーレンスの影響度が高まり、スペックルコントラストが上がりきらない可能性が考えられる。この問題を調査するためには、空間的コヒーレンスを自由に調整可能な構造を有する装置が必要である。もう 1 つは図 5.16 に示す通り、各 FWHM の場合で FWHM およびピーク強度について正規化したスペクトルを重ねて比較した場合、スペクトル形状が異なることである。FWHM とスペックルノイズの関係を考察した他の先行研究 [65, 68, 81] においても、光源のスペクトル形状はガウシアンスペクトルであることが前提とされている場合が多い。これにより、今回の提案装置で帯域幅の指標として用いた FWHM が必ずしも時間的コヒーレン스에正比例している訳ではない可能性が考えられる。これら 2 つの要因は調整された光源コヒーレンスと C_s との関係を調査する上で考慮されるべき重要な要素であるため、今後さらなる研究が望まれる。



(a) Input object data



(b) FWHM = 6 nm



(c) FWHM = 10 nm



(d) FWHM = 20 nm



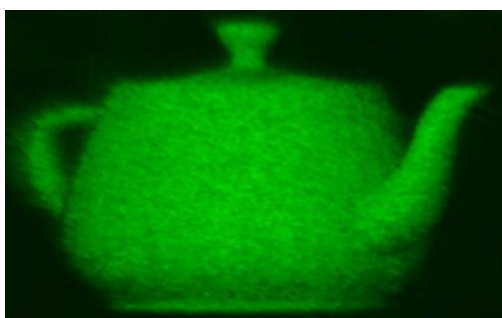
(e) FWHM = 30 nm



(f) FWHM = 40 nm



(g) FWHM = 50 nm



(h) FWHM = 60 nm

図 5.11 実験 II: CGH 再生結果 (a) CGH 計算時の入力モデル ”Tea cup” (b)–(h) 光源の帯域幅調整部にて FWHM を変化させた場合の再生像の写真

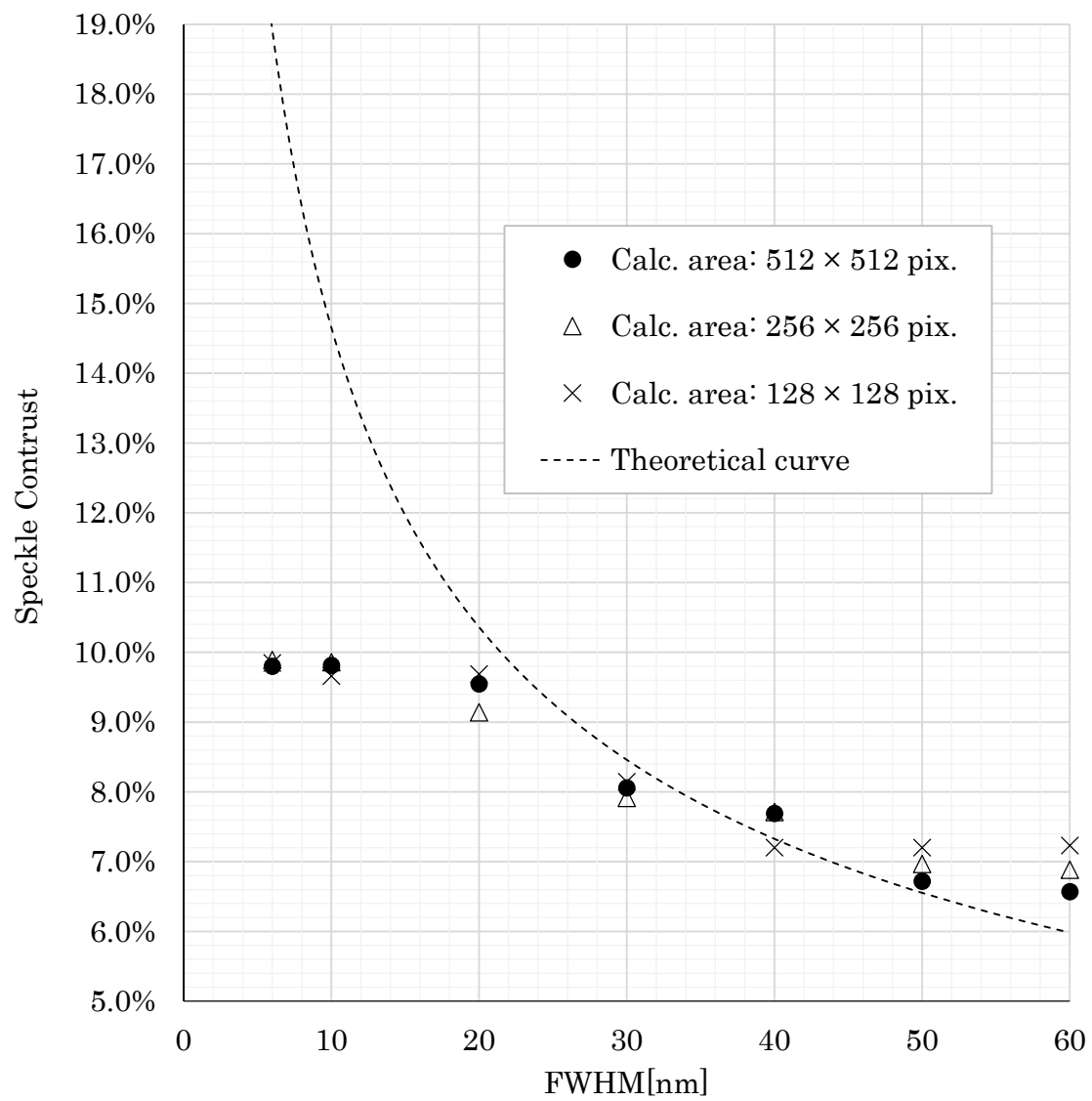


図 5.12 実験 II: FWHM に対するスペックルコントラスト C_s (破線は FWHM=30 nm を計算基準とした際の理論曲線)

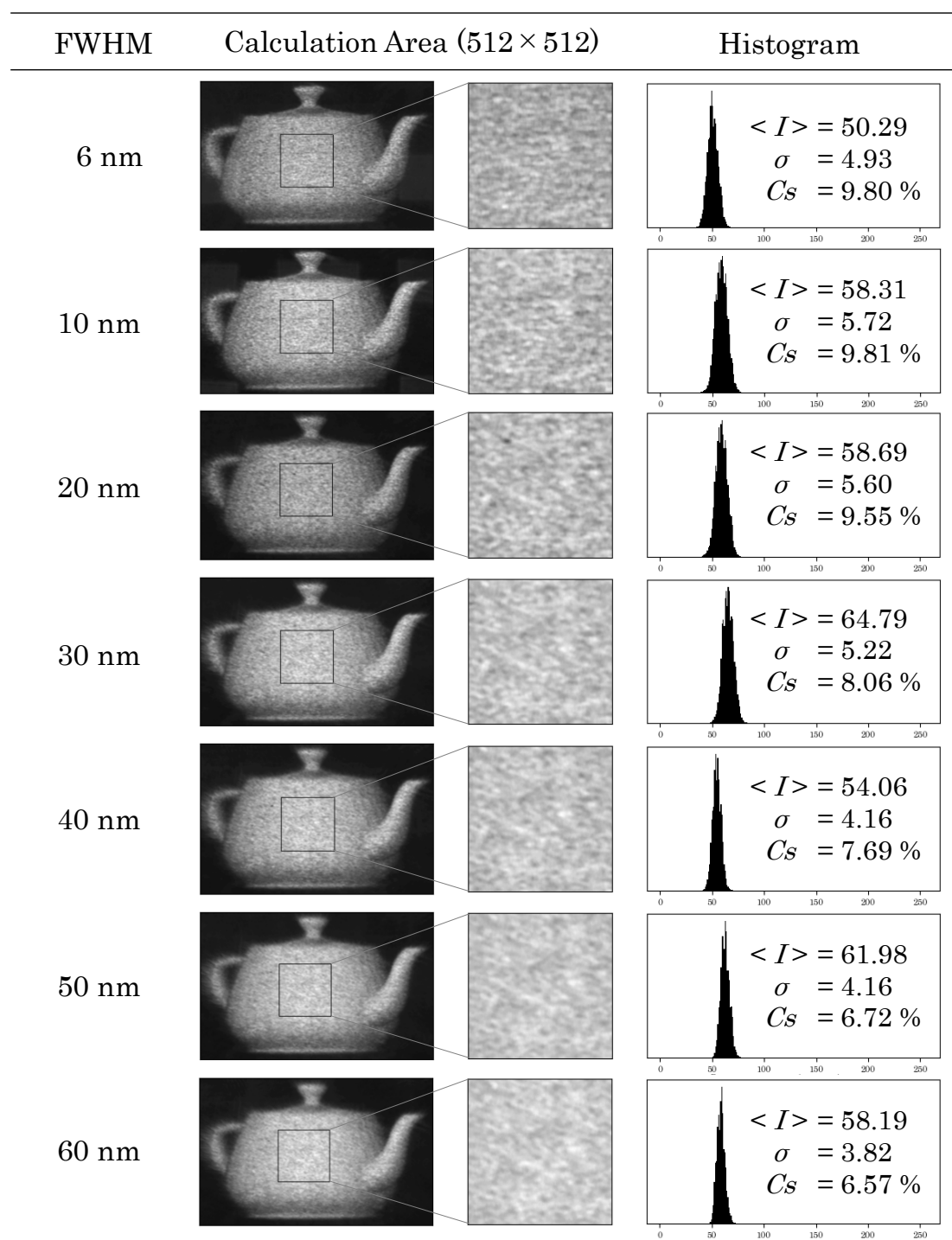


図 5.13 スペックルコントラスト計算範囲が 512×512 画素の場合の計算位置と輝度値のヒストグラム

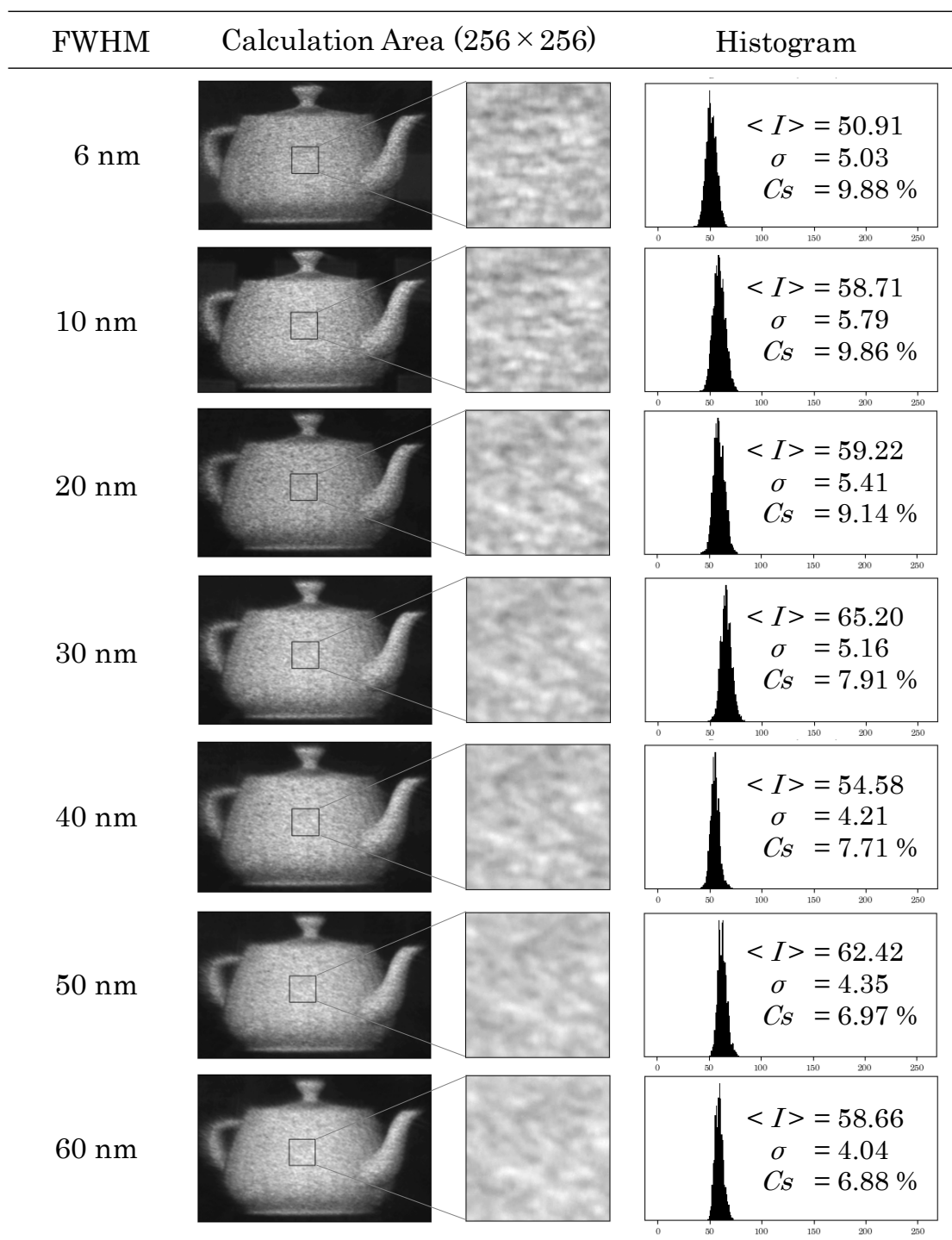


図 5.14 スペックルコントラスト計算範囲が 256×256 画素の場合の計算位置と輝度値のヒストグラム

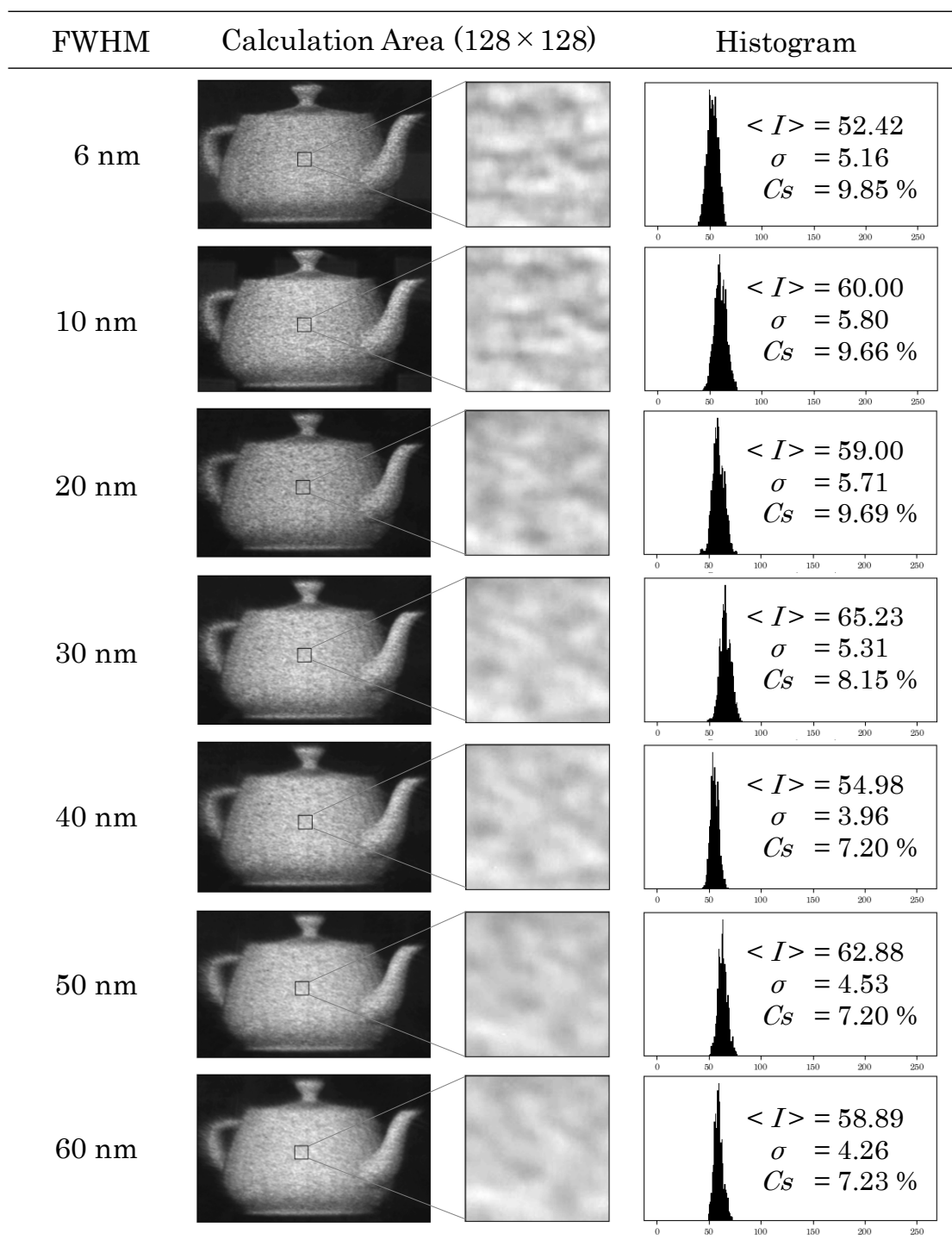


図 5.15 スペックルコントラスト計算範囲が 128×128 画素の場合の計算位置と輝度値のヒストグラム

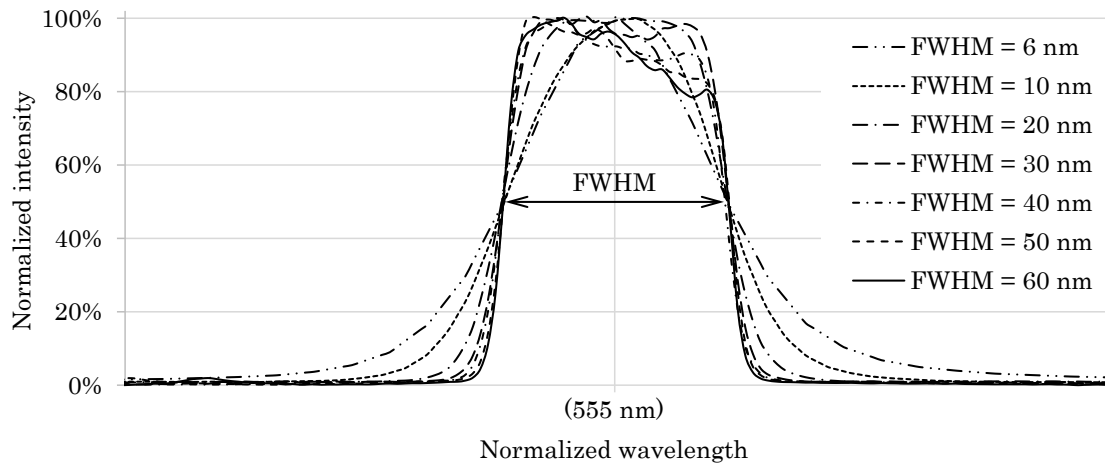


図 5.16 実験 I の分光スペクトル測定結果を強度 (縦軸) および FWHM(横軸) で規格化した結果

5.7.2 明るさに関して

本稿で示した明るさの測定結果は図 5.9 に示した通りであるが、提案装置の明るさは使用する光源、つまりプロジェクタの実力によって大きく異なる。今回光源部に使用した EF100W は公称明るさが 2,000 lm のプロジェクタであり、さらに光学部品類の熱的安全性を考慮して明るさ 50% モード、すなわち 1,000 lm 程度の出力で使用していたため、本構成での最大実力値はこの 2 倍程が見込める。さらに、例えば 10,000 lm のプロジェクタを同じように組み込んだ構成であれば、その場合の明るさは今回測定した結果の 10 倍程度まで見込めることとなる。すると、明るさの差はさらに広がり、高輝度 LED と比較して 2 桁程度明るい光源を実現することも可能である。このことから、部品の耐熱性能を確保した上で高出力プロジェクタを導入する場合、飛躍的な明るさ向上が望める。

5.7.3 結論

本章では電子ホログラフィ再生像のスペックルノイズと解像度に影響を与える光源コヒーレンスのうち、スペクトル帯域幅を LPF および SPF から構成される BPF により調整することで時間的コヒーレンスを制御可能な光源装置を提案し、構造と実験結果を報告した。スペクトル帯域幅を狭めていくと出射光量が減少し明るさが低下するため、青色 LD で黄色蛍光体を励起するプロジェクタを高出力光源として利用した。

実験 I では帯域幅調整の調整能力を確認し、FWHM を 6 nm–60 nm の範囲で制御可能であること、および単位面積あたりの出力が高輝度 LED より高いことを確かめた。実験 II では FWHM を 6 nm–60 nm の範囲で変化させた際の CGH 再生像

の様子を観察し、FWHMがスペックルコントラスト C_s と負の相関を持ち、 C_s を約 6.5%-10% の範囲で任意に制御可能であることを確かめた。また、肉眼および撮影画像からは FWHM と解像度も負の相関を持っていることが分かった。

以上により、提案光源装置はスペクトル帯域幅を調整することで光源コヒーレンスを制御可能であり、解像度とスペックル間でバランスの取れた光源コヒーレンスを探索するための光源として有用であることが示された。

第6章 考察

4章では提案装置Ⅰ-Ⅲの開発を通して、奥行きやサイズといった再生精度が良好であり、視野の拡大や両眼視化、カラー化、小型化といった実用化に向けて必要な項目を実装してきた。本装置では表示デバイスとして解像度 1280×768 、画素間隔 $9.6 \mu\text{m}$ の反射型 LCD を用いたが、使用する SLM の性能を向上することでさらに高性能な再生装置が実現できると考えられる。

ここで、液晶テレビにおける好ましい観視距離について評価した報告 [82] によれば、解像度 FHD、画面サイズ 50 inch の場合における最適視聴距離は 4,230 mm である。これは、水平視野角 14.9° に相当し、提案装置Ⅲにおいて解像度 FHD、画素間隔 $7.4 \mu\text{m}$ の表示デバイスを用いた場合に相当する。当然、電子ホログラフィにおける再生像の解像度は直視型ディスプレイの解像度を下回るため映像品質としては参考にはできないが、画素間隔 $7.4 \mu\text{m}$ という画素密度は一般的なプロジェクタに用いられている対角 0.62 inch、解像度 FHD の液晶パネルにおける画素間隔 $7.1 \mu\text{m}$ より粗いため、こと映像視聴用途の視野の広さに絞ればすでに実用レベルに達していると見ることもできる。したがって、提案装置Ⅲのような視域が瞳孔の移動を含めた範囲だけ確保できていればよい接眼型電子ホログラフィ再生装置にとって、今後画素密度の向上というデバイス性能の発展は再生像の解像度向上に対して期待するものであるといえる。

再生像の解像度に関しては、5章で述べた通り光源コヒーレンスも重要な要素のうちの1つである。提案装置Ⅲが形になってからも 2023 年現在までに多くの装着型のホログラフィックディスプレイが報告されきており [83–85]、電子ホログラフィ再生装置は実用化への一途をたどっている。本研究はそれらの基礎となる研究であったといえるが、これらの研究の中においても実際の使用環境を想定したうえで光源の最適コヒーレンスを調査したような、実用化にもう一段階踏み込んだ研究報告は未だ見受けられない。

提案装置Ⅲのようなホログラフィック HMD では、使用される環境として 5.6.2 節で想定したホームシアター環境のような暗室または準暗室環境であったり、あるいは遠隔医療手術のような明室環境であったり、さらには自動車の運転や建設現場での作業補助のような屋外環境といったように様々な外光環境が想定される。その際、ヒトの瞳孔径は周囲の明るさや再生映像の明るさを受けて変化するパラメータであり [78]、同じ再生像を同一の装置で表示しても視認されるスペックルは異なるため、各環境下における最適光源コヒーレンス値も異なることになる。

また、本研究においては光源が緑帯域の場合のスペックルについて評価を行っ

たが、スペックルは波長依存性を有し、同じスペックルコントラストでも緑や赤に比べて青のスペックルは視認性が低いことが知られている [86]. したがって、光源の波長帯域によるスペックル視認性の違いを明らかにするためには、今後赤および青帯域において提案光源装置と同様のコヒーレンス調整機構を備えた光源を作成する必要がある。

CGH 計算を同一の手法で行い、再生も同一の装置で行う限り、光源の最適コヒーレンスは瞳孔径と再生光源の波長をパラメータとする関数で表されると予想できる。その際、とりわけ再生像の明るさおよび色（波長帯域）は映像の中で常に変化し続ける要素である。したがって、例えば将来的に電子ホログラフィを TV 放送やインターネットでの動画コンテンツなどといったデータ配信に適用することを考えた場合、送受信されるデータとしてホログラムデータの他に再生像の明るさと色から推定した最適な光源の中心波長および FWHM 情報を含めることで、受信側の再生光源コヒーレンスを動的に調整し、ユーザーが観察する再生像の品質を送信者の意図した程度に維持するなどの応用が考えられる。送信データにあらかじめ光源のコヒーレンス情報を付与しておくのは、受信側で受け取ったホログラムデータから光源の最適コヒーレンスを求める計算を省くためである。

このように、提案装置Ⅲと提案光源装置を組み合わせ、視聴環境および再生像の明るさと色を変化させた際の光源の最適コヒーレンスを主観評価により明らかにすることで、ユーザーが観察する再生像の品質が保たれた実用的なホログラム視聴環境を整えることにも繋がり、電子ホログラフィ実用化へ大きく前進することができると考えられる。

第7章 結論

7.1 まとめ

本研究では立体表示技術としての電子ホログラフィの実用化を目指し、再生装置の実用性向上を目的に3種類の再生装置の開発と再生像の表示位置に関する誤差補正法の提案、および再生用光源装置の開発を行い、実験を通してそれらの有用性を検証した。

4.2章で報告した提案装置Ⅰではフーリエ変換光学系を適用した再生装置を両眼用に1組ずつ独立に配置することで両眼視化を図るとともに、これまで報告されていなかった瞳孔間距離に関わらず正しい奥行き表現の行える電子ホログラフィを用いた接眼型立体表示装置を実現した。また、レンズを2枚用いることでホログラムのみを用いて再生した場合と比べ3.2倍の視野角拡大に成功した。実験では被験者による主観評価により瞳孔間距離によらず正しい設定位置に再生像を観察可能であることが確かめられ、また、物体データの座標変換により正確な視差を表現可能であることを確かめた。このような特徴を持つ提案装置Ⅰにより、フーリエ変換光学系を用いた両眼視用電子ホログラフィ再生装置の実用化の可能性を示した。

4.3章で報告した提案装置Ⅱでは提案装置Ⅰと同様の構造により両眼視化を行うとともに、時分割重畳方式によるカラー再生の実装、レンズ枚数や固定具数の低減、焦点距離の短いレンズの使用などによる小型化を図り、高さ210 mm、幅135 mm、奥行き130 mmという製作当時としては世界最小の両眼用カラー電子ホログラフィ再生装置を実現した。さらにハーフミラーを用いてディスプレイのシースルー化を行うことでAR表現に対応し、再生像の臨場感向上に成功した。また、再生光学系の含む配置誤差等による再生像表示位置の誤差補正法を提案し適用することで、観察者が再生像を知覚した際に得られる焦点調節刺激および輻輳刺激に関する誤差を補正した。実験ではカメラによる客観評価実験および被験者による主観評価実験を行い、提案装置Ⅱが高精度な奥行き表現を行えることを確認した。主観評価実験結果の統計分析では、再生像の有する奥行き誤差が約0.015 Dという極めて微小な量であることを確認した。

4.4章で報告した提案装置Ⅲでは、基本的な構成を提案装置Ⅱから踏襲しつつさらなる光学系の小型化を図り、頭部装着型とすることでHMD化を実現した。提案装置Ⅱと同じく再生像表示位置の誤差補正法を適用することで、カメラによる客観評価実験および被験者による主観評価実験では高い奥行き再現精度を有して

いることを確認した。

また、本文中では割愛したが、提案装置Ⅰ、Ⅱ、Ⅲはいずれもプリレンダによる立体映像表現が可能であり、特に提案装置ⅡおよびⅢでは60 fpsのカラー立体映像を再生することができる[80]。以上の研究成果により電子ホログラフィ再生装置の実用性は格段に向上したと考えられる。このようなモバイル型の両眼視用電子ホログラフィ再生装置が実用化された場合、3Dテレビや3D映画などの3次元映像コンテンツの視聴用デバイスとしてはもちろん、AR技術における高臨場感な視覚情報提示デバイスや、高臨場感な一方向、あるいは双方向通信における映像表示デバイスとしての使用が期待され、距離を気にせずシームレスな作業やコミュニケーションを行うことができるようになると思われる。

しかし、提案装置Ⅲはその機能やサイズ、再生能力などから未だ実用的であるとはいえない。例えば場所を気にせず着用できるようなHMDを作製するためには、光学系の工夫などにより、眼鏡に違和感なく搭載できるようなサイズまで小型化することが望まれる。また、再生像の解像度や色の再現性の向上、用途によっては再生装置への加速度センサの組み込みによる姿勢検知機能の実装など、着手しなければならない課題は多い。さらに、現段階ではLCDにホログラムを表示するためにLCD-PC間の通信をHDMI (High-Definition Multimedia Interface) ケーブルを介して行っているため、完全なモバイル化は難しい。従って、モバイル性を持たせるためにはこれを無線通信により行うか、あるいは再生装置自体にホログラムデータを保持する記憶領域を搭載させるなどにより行う必要がある。このような再生装置側の改良に加え、LCDの解像度の向上や画素サイズの縮小など、表示デバイスのさらなる発展も電子ホログラフィの実用化においては不可欠である。

5章では、プロジェクタの黄色蛍光体光源を利用して、時間的コヒーレンスを調整可能な高輝度光源装置を開発し、その有用性を報告した。帯域幅調整実験では帯域幅が6 nm-60 nmの範囲で調整可能であり、その範囲内で時間的コヒーレンスを無段階に制御できること、および単位面積当たりの明るさは高輝度LEDより明るいことを確認した。CGH再生実験では時間的コヒーレンスの制御によりスペックルノイズが約6.5%-10%の範囲で制御可能であることを確認した。また、肉眼や撮影画像からも時間的コヒーレンスを変化させて再生させた立体像はコヒーレンスが高いほどスペックルコントラストが上昇し、逆に時間的コヒーレンスが低いほどスペックルコントラストが低減されることを確認した。さらに、解像感の高さに関しても撮影画像の見た目からスペックルコントラストと同様の挙動を示していることを確認した。

以上の結果から、本提案光源装置はホログラフィ再生像の解像感とスペックルノイズの強さとの最適バランスを探索するための光源として有用であるといえる。また、視聴者の主観に応じた、あるいは立体像提供者の目的に応じた像品質の立体像を提供することができることから、ユーザビリティの高いホログラフィ再生光源であるといえる。

今後の研究課題として、赤や青帯域においても帯域幅調整可能な光源装置の開

発や、5.7.1 節で述べた空間的コヒーレンスの調整機構を加えることでコヒーレンスの調整自由度を向上させた光源装置の開発、照明光のスペクトル形状と時間的コヒーレンスとの関係の明確化が挙げられる。そのうえで、被験者を動員した主観評価実験を通し、CGH 再生像を視聴する際のさまざまな状況に応じた最適なコヒーレンス値の明確化が望まれる。

7.2 今後の展望

AR や VR が流行している昨今の状況を鑑みると、今後はよりリアリティの高い立体表示技術のニーズが高まると考えられる。その場合、電子ホログラフィが注目を浴びる可能性は高い。

現在では一般的な家庭用 TV でも 4K 化が進み、家電量販店では 8K といった高精細ディスプレイもよく見かけるようになった。PC やスマートフォン、タブレットにおいても 1 家に 1 台以上のペースで普及しており、いずれもディスプレイの高精細化には目を見張るものがある。また、近年の e スポーツの盛り上がりやコロナ禍を受けた巣ごもり需要の増加から勢いを増しているゲーミング市場拡大の影響により、300 Hz 超の高リフレッシュレートモニタが各社から競うように発売されている。

このような高精細、高リフレッシュレートな表示デバイスを本論文のフーリエ変換光学系を用いた再生光学系に組み込むことで、さらなる視野や解像度の向上が見込まれ、また時分割カラー化を適用した際のカラー周波数 60 Hz 以上という性能も一般的なスペックとなり、動きの激しいスポーツ観戦やアクション要素の高い e スポーツでの使用時においても滑らかな立体映像表示を行えるなど、展開の幅が広がり、電子ホログラフィの実用化と普及の加速が見込まれる。

ただし、ホログラムはその情報量の多さから、提案装置Ⅲのような無線通信が望まれる移動型を想定したディスプレイにおいては Beyond 5G [87] に代表される大容量無線通信手法の発展も不可欠である。また生放送やリアルタイム中継、遠隔医療といった事前計算ができない類の映像コンテンツでは GPU を用いた CGH の高速計算手法 [88] など、計算のリアルタイム性の確保も達成しなければならない重要な課題のうちの 1 つである。

これらの土台が固まれば、電子ホログラフィ実用の機運は高まっていくと考えられる。近年の急速に発展していく科学・技術力に加え、立体表示技術が世界的に注目されている現在の動向から、近い将来電子ホログラフィによる立体表示技術が実用化されることを期待したい。

謝辞

本論文をまとめるにあたり，本研究を行う貴重な機会を与えてくださり，さまざまな助言とご指導をして頂いた本学情報科学研究院メディアネットワーク部門情報メディア学分野メディア創生学研究室の坂本雄児教授並びに，本学情報科学研究院メディアネットワーク部門情報メディア学分野言語メディア学研究室荒木健治教授，メディアダイナミクス研究室長谷山美紀教授，情報メディア環境学研究室土橋宜典教授に深く感謝致します。

また，研究を進めるにあたり日頃からご意見・ご協力をしてくださった本研究室の姜錫助教および先輩，同輩，後輩の皆さんに深く感謝致します。特に，市川翼先輩，佐藤裕典先輩，ヤンチャンヨン先輩，また，後輩の大原龍一君，栗田正伸君，村上瑛心君，大黒祐揮君，久保響君には本研究を行うにあたり大変多くのご協力を頂きました。この場を借りて厚くお礼申し上げます。

参考文献

- [1] C.Y. Yeh, Y.C. Wang, and C.R. Sheu, “An apparatus with easy processes used to visually evaluate imaging performance with respect to color subpixel arrangements in autostereoscopy via lenticular lenses,” 20th International Display Workshops 2013 (IDW’13), International Display Workshops, pp.1054–1057 (2013).
- [2] C. Lee, S.H. Yoo, K. Mugeon, and H.R. Kim, “Top-down aligned reactive mesogen layer for polarization-dependent lenticular lens in 2D/3D switchable,” 20th International Display Workshops 2013 (IDW’13), International Display Workshops, pp.231–232 (2013).
- [3] S.M. Jung, Y.B. Lee, H.J. Park, J.W. Park, W. Jeon, S.K. Choi, D.H. Lee, W.N. Jeong, and J.H. Kim, “14.4: polarizer glasses type 3-D TVs having high image quality with active retarder 3-D technology,” SID Symposium Digest of Technical Papers, **42**Wiley Online Library, pp.168–170 (2011).
- [4] P. Boher, T. Leroux, V.C. Patton, and T. Bignon, “Optical characterization of shutter glasses stereoscopic 3D displays,” Stereoscopic Displays and Applications XXII, **7863**SPIE, pp.335–346 (2011).
- [5] 北村喜文, 小西孝重, 山本澄彦, 岸野文郎, “多人数共有型立体ディスプレイ IllusionHole,” 映像情報メディア学会誌, **57**, 10, pp.1320–1327 (2003).
- [6] S. Maeso, M. Reza, J.A. Mayol, J.A. Blasco, M. Guerra, E. Andradadas, and M.N. Plana, “Efficacy of the Da Vinci surgical system in abdominal surgery compared with that of laparoscopy: a systematic review and meta-analysis,” Annals of surgery, **252**, 2, pp.254–262 (2010).
- [7] 天目隆平, 神原誠之, 横矢直和, “ウェアラブル拡張現実感のための現実環境の三次元モデルを利用した情報提示,” 電子情報通信学会技術研究報告, PRMU2004-257, pp.151–156 (2005).
- [8] “Bread Crumbs: a technique for modelling large outdoor ground features, author=Piekarski, Wayne and Thomas, Bruce H, booktitle=Proc. International

Symposium on Mixed and Augmented Reality, , pages=269–321, year=2002, organization=IEEE,” ●●.

- [9] P. Dahne and J.N. Karigiannis, “Archeoguide: System architecture of a mobile outdoor augmented reality system,” Proc. International Symposium on Mixed and Augmented Reality, IEEE, pp.263–264 (2002).
- [10] 辻雄太, 鈴木広隆, “両眼立体視における立体感の支配要因に関する研究: 瞳孔間距離, テクスチャー, 図形の複雑さの立体感への効果,” 日本建築学会環境系論文集, **71**, 605, pp.111–117 (2006).
- [11] 杉原敏昭, 宮里勉, 中津良平, “3次元ディスプレイにおける疲労の定量的評価 輻輳刺激と調節刺激間の矛盾に着目した評価手法の試み,” 映像情報メディア学会誌, **53**, 8, pp.1159–1166 (1999).
- [12] D.M. Hoffman, A.R. Girshick, K. Akeley, and M.S. Banks, “Vergence–accommodation conflicts hinder visual performance and cause visual fatigue,” Journal of vision, **8**, 3, p.33 (2008).
- [13] D. Gabor, “A new microscopic principle,” Nature, **161**, 4098, pp.777–778 (1948).
- [14] 瑞慶覧圭佑, 岡本淳, 高林正典, 渋谷敦史, 富田章久, “2重参照型ホログラフィックメモリにおける38値空間直交振幅変調信号の記録再生 (コンシューマ機器および一般),” 映像情報メディア学会技術報告, 第37巻一般社団法人映像情報メディア学会, pp.1–7 (2013).
- [15] 白木厚司, 谷口雄祐, 下馬場朋禄, 増田信之, 伊藤智義, “ポータブルデジタルホログラフィック顕微鏡の高分解能化,” IEICE Conferences Archives, The Institute of Electronics, Information and Communication Engineers (2012).
- [16] P. St-Hilaire, S.A. Benton, M.E. Lucente, M.L. Jepsen, J. Kollin, H. Yoshikawa, and J.S. Underkoffler, “Electronic display system for computational holography,” Practical Holography IV, **1212**SPIE, pp.174–182 (1990).
- [17] J.S. Kollin, S.A. Benton, and M.L. Jepsen, “Real-time display of 3-d computed holograms by scanning the image of an acousto-optic modulator,” Holographic Optics II: Principles and Applications, **1136**SPIE, pp.178–185 (1989).
- [18] M.L. Huebschman, B. Munjuluri, J. Hunt, and H.R. Garner, “Holographic video display using digital micromirrors,” Practical Holography XIX: Materials and Applications, **5742**SPIE, pp.1–14 (2005).

- [19] J.P. Waters, “Holographic image synthesis utilizing theoretical methods,” *Applied physics letters*, **9**, 11, pp.405–407 (1966).
- [20] K. Yamamoto, Y. Ichihashi, T. Senoh, R. Oi, and T. Kurita, “3d objects enlargement technique using an optical system and multiple slms for electronic holography,” *Optics express*, **20**, 19, pp.21137–21144 (2012).
- [21] T. Kurihara and Y. Takaki, “Improving viewing region of 4f optical system for holographic displays,” *Optics Express*, **19**, 18, pp.17621–17631 (2011).
- [22] Y. Sato and Y. Sakamoto, “Calculation method for reconstruction at arbitrary depth in CGH with fourier transform optical system,” *Practical Holography XXVI: Materials and Applications*, **8281**SPIE, pp.202–209 (2012).
- [23] G.W. Stroke, “Lensless fourier-transform method for optical holography,” *Applied Physics Letters*, **6**, 10, pp.201–203 (1965).
- [24] 大越孝敬, ホログラフィ, コロナ社 (1977).
- [25] 坂本雄児, “空間周波数フィルタリング法による計算機合成ホログラムの共役像除去,” *映像情報メディア学会誌*, **59**, 4, pp.588–591 (2005).
- [26] C. Yang, T. Yoneyama, Y. Sakamoto, and F. Okuyama, “Calculation method of CGH for binocular eyepiece-type electro holography,” *Journal of Physics: Conference Series*, **415**IOP Publishing, p.012043 (2013).
- [27] T. Senoh, T. Mishina, K. Yamamoto, R. Oi, and T. Kurita, “Viewing-zone-angle-expanded color electronic holography system using ultra-high-definition liquid crystal displays with undesirable light elimination,” *Journal of display technology*, **7**, 7, pp.382–390 (2011).
- [28] M. Kitamura, A. Kitamura, T. Yasuda, and M. Watanabe, “Depth perception with see-through holographic display,” *Digital Holography and Three-Dimensional Imaging*, Optica Publishing Group, p.DWC17 (2011).
- [29] W.C. Su, L.P. Chen, and H.T. Lin, “Full color image in a holographic head-mounted display,” *20th International Display Workshops 2013 (IDW’13)*, International Display Workshops (2013).
- [30] M. Park, H. Kim, B.G. Chae, J. Hahn, H. Kim, C.H. Park, K. Moon, and J. Kim, “Large-Scale Digital Holographic Display with Wide Viewing Angle,” *Proc. The International Display Workshops*, **20**, pp.1102–1105 (2013).

- [31] T. Takemori, “3-dimensional display using liquid crystal devices —fast computation of hologram—,” *HODIC Circular*, **17**, 3, pp.13–19 (1997).
- [32] 米山拓応, ヤンチャンヨン, 坂本雄児, “両眼視用接眼型電子ホログラフィックディスプレイの開発,” 3次元画像コンファレンス 2012, 3次元画像コンファレンス, p.18 (2012).
- [33] 人間生活工学研究センター: 日本人の人体計測データ– Japanese Body Size Data 1992–1994, 社団法人人間生活工学研究センター (1997).
- [34] 村井俊治, 近津博文, デジタル写真測定の理論と実践, 公益社団法人日本測量協会, (2004).
- [35] I. Rec, “P. 910: Subjective video quality assessment methods for multimedia applications,” International Telecommunication Union, Geneva (2021).
- [36] T. Yoneyama, C. Yang, Y. Sakamoto, and F. Okuyama, “Eyepiece-type full-color electro-holographic binocular display with see-through vision,” *Digital Holography and Three-Dimensional Imaging*, Optica Publishing Group, pp.DW2A–11 (2013).
- [37] T. Yoneyama, C. Yang, Y. Sakamoto, and F. Okuyama, “Eyepiece-type full-color electro-holographic display for binocular vision,” *Practical Holography XXVII: Materials and Applications*, **8644**SPIE, pp.251–258 (2013).
- [38] T. Yoneyama, T. Ichikawa, Y. Sakamoto, and F. Okuyama, “Semi-portable full-color electro-holographic display with see-through vision,” 20th International Display Workshops 2013 (IDW’13), *International Display Workshops*, pp.3Dp–17L (2013).
- [39] T. Yoneyama, T. Ichikawa, and Y. Sakamoto, “Semi-portable full-color electro-holographic display with small size,” *Practical Holography XXVIII: Materials and Applications*, **9006**SPIE, pp.258–267 (2014).
- [40] T. Senoh, T. Mishina, K. Yamamoto, R. Oi, Y. Ichihashi, and T. Kurita, “Full-color wide viewing-zone-angle electronic holography system,” *Digital Holography and Three-Dimensional Imaging*, Optica Publishing Group, p.DTuA3 (2011).
- [41] H. Nakayama, N. Takada, Y. Ichihashi, S. Awazu, T. Shimobaba, N. Masuda, and T. Ito, “Real-time color electroholography using multiple graphics processing units and multiple high-definition liquid-crystal display panels,” *Applied Optics*, **49**, 31, pp.5993–5996 (2010).

- [42] F. Yaraş, H. Kang, and L. Onural, “Real-time phase-only color holographic video display system using LED illumination,” *Applied optics*, **48**, 34, pp.H48–H53 (2009).
- [43] Y. Shimozato, Y. Ito, T. Tahara, T. Kakue, Y. Awatsuji, S. Ura, K. Nishio, T. Kubota, and O. Matoba, “Four-primary-color digital holography,” *Digital Holography and Three-Dimensional Imaging*, Optica Publishing Group, p.DTuC19 (2011).
- [44] T. Shimobaba, A. Shiraki, N. Masuda, and T. Ito, “An electroholographic colour reconstruction by time division switching of reference lights,” *Journal of Optics A: Pure and Applied Optics*, **9**, 7, p.757 (2007).
- [45] T. Shimobaba and T. Ito, “A color holographic reconstruction system by time division multiplexing with reference lights of laser,” *Optical review*, **10**, pp.339–341 (2003).
- [46] 藤掛英夫, 佐藤弘人, 菊池宏, 栗田泰市郎, 佐藤史郎, “フレキシブル液晶素子の時分割カラー表示動作,” *レーザー研究*, **32**, 9, pp.596–599 (2004).
- [47] T. Ito and K. Okano, “Color electroholography by three colored reference lights simultaneously incident upon one hologram panel,” *Optics Express*, **12**, 18, pp.4320–4325 (2004).
- [48] T. Yoneyama, E. Murakami, Y. Oguro, H. Kubo, K. Yamaguchi, and Y. Sakamoto, “Holographic head-mounted display with correct accommodation and vergence stimuli,” *Optical Engineering*, **57**, 6, pp.061619–061619 (2018).
- [49] S. Roelandt, Y. Meuret, G. Craggs, G. Verschaffelt, P. Janssens, and H. Thienpont, “Standardized speckle measurement method matched to human speckle perception in laser projection systems,” *Optics express*, **20**, 8, pp.8770–8783 (2012).
- [50] 池田紘一, 野田貢次, 山口昌一郎, “均一な背景の下における順応輝度とランドルト環視力,” *照明学会誌*, **64**, 10, pp.591–597 (1980).
- [51] T. Takeda, K. Hashimoto, N. Hiruma, and Y. Fukui, “Characteristics of accommodation toward apparent depth,” *Vision Research*, **39**, 12, pp.2087–2097 (1999).
- [52] 佐藤誠, 平田幸広, 河原田弘, “空間インタフェース装置 spidar の提案,” *電子情報通信学会論文誌 D*, **74**, 7, pp.887–894 (1991).

- [53] 田付航, 和田洸一, 田島優輝, 柴田史久, 木村朝子他, “タブレット型ハプティックデバイス spidar-pad の開発,” 研究報告コンピュータビジョンとイメージメディア (CVIM), **2023**, 32, pp.1–2 (2023).
- [54] T. Morisaki, M. Fujiwara, Y. Makino, and H. Shinoda, “Non-vibratory pressure sensation produced by ultrasound focus moving laterally and repetitively with fine spatial step width,” *IEEE Transactions on Haptics*, **15**, 2, pp.441–450 (2021).
- [55] J.W. Goodman, *Speckle phenomena in optics: theory and applications*, Roberts and Company Publishers (2007).
- [56] Y. Sakamoto, T. Oshinomi, and K. Matsuno, “Method of calculating speckle-reduced hologram data using a convergence light wave for a computer-generated hologram,” *Applied Optics*, **62**, 8, pp.1970–1976 (2023).
- [57] F. Wyrowski and O. Bryngdahl, “Iterative Fourier-transform algorithm applied to computer holography,” *JOSA A*, **5**, 7, pp.1058–1065 (1988).
- [58] Y. Takaki and M. Yokouchi, “Speckle-free and grayscale hologram reconstruction using time-multiplexing technique,” *Optics express*, **19**, 8, pp.7567–7579 (2011).
- [59] Y. Mori, T. Fukuoka, and T. Nomura, “Speckle reduction in holographic projection by random pixel separation with time multiplexing,” *Applied optics*, **53**, 35, pp.8182–8188 (2014).
- [60] B. Lee, D. Yoo, J. Jeong, S. Lee, D. Lee, and B. Lee, “Wide-angle speckleless DMD holographic display using structured illumination with temporal multiplexing,” *Optics letters*, **45**, 8, pp.2148–2151 (2020).
- [61] M. Makowski, “Minimized speckle noise in lens-less holographic projection by pixel separation,” *Optics express*, **21**, 24, pp.29205–29216 (2013).
- [62] M.N. Akram, Z. Tong, G. Ouyang, X. Chen, and V. Kartashov, “Laser speckle reduction due to spatial and angular diversity introduced by fast scanning micromirror,” *Applied optics*, **49**, 17, pp.3297–3304 (2010).
- [63] C. Graetzel, M. Suter, and M. Aschwanden, “Reducing laser speckle with electroactive polymer actuators,” *Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD) 2015*, **9430**SPIE, p.943004 (2015).

- [64] S. Kubota and J.W. Goodman, “Very efficient speckle contrast reduction realized by moving diffuser device,” *Applied optics*, **49**, 23, pp.4385–4391 (2010).
- [65] T. Iwai and T. Asakura, “Speckle reduction in coherent information processing,” *Proceedings of the IEEE*, **84**, 5, pp.765–781 (1996).
- [66] S. Lee, D. Kim, S.W. Nam, B. Lee, J. Cho, and B. Lee, “Light source optimization for partially coherent holographic displays with consideration of speckle contrast, resolution, and depth of field,” *Scientific reports*, **10**, 1, p.18832 (2020).
- [67] Y. Ito and Y. Sakamoto, “Method for reducing speckle contrast in electro-holography illuminated by multimode optical fiber,” *Practical Holography XXXVI: Displays, Materials, and Applications*, **12026**SPIE, pp.84–92 (2022).
- [68] D.V. Kuksenkov, R.V. Roussev, S. Li, W.A. Wood, and C.M. Lynn, “Multiple-wavelength synthetic green laser source for speckle reduction,” *Non-linear Frequency Generation and Conversion: Materials, Devices, and Applications X*, **7917**SPIE, pp.87–98 (2011).
- [69] Y. Deng and D. Chu, “Coherence properties of different light sources and their effect on the image sharpness and speckle of holographic displays,” *Scientific reports*, **7**, 1, p.5893 (2017).
- [70] 米山拓応, 坂本雄児, “プロジェクタ用黄色蛍光体光源を用いた電子ホログラフィ用高輝度光源装置の開発,” *映像情報メディア学会技術報告*, **47**, 6, pp.59–64 (2023).
- [71] K. Kuroda, “Laser Speckle Noise,” *The Review of Laser Engineering*, **39**, 6, pp.390–394 (2011).
- [72] G. Parry, “Speckle Patterns in Partially Coherent Light,” *Laser Speckle and Related Phenomena*, ed. by J.C. Dainty, pp.77–121, Springer Berlin Heidelberg (1975).
- [73] M. Ziter, G. Carver, S. Locknar, T. Upton, and B. Johnson, “Laser-based assessment of optical interference filters with sharp spectral edges and high optical density,” *Surface and Coatings Technology*, **241**, pp.54–58 (2014).
- [74] K.A. Rutkowska and A. Kozanecka Szmigiel, “Design of tunable holographic liquid crystalline diffraction gratings,” *Sensors*, **20**, 23, p.6789 (2020).

- [75] R. Pegis, “An exact design method for multilayer dielectric films,” *JOSA*, **51**, 11, pp.1255–1264 (1961).
- [76] J. Reichman, *Handbook of optical filters for fluorescence microscopy*, Chroma Technology Corporation (2000).
- [77] C.T. Yeh, Y.I. Chou, K.S. Yang, S.K. Wu, and C.C. Wang, “Luminescence material characterizations on laser-phosphor lighting techniques,” *Optics Express*, **27**, 5, pp.7226–7236 (2019).
- [78] C.H. Graham, *Vision and visual perception*, John Wiley & Sons Inc (1965).
- [79] J. Pokorny and V. Smith, “How much light reaches the retina?,” *Colour Vision Deficiencies XIII: Proceedings of the thirteenth Symposium of the International Research Group on Colour Vision Deficiencies*, Springer, pp.491–511 (1997).
- [80] T. Ichikawa, T. Yoneyama, and Y. Sakamoto, “CGH calculation with the ray tracing method for the fourier transform optical system,” *Optics express*, **21**, 26, pp.32019–32031 (2013).
- [81] J.G. Manni and J.W. Goodman, “Versatile method for achieving 1% speckle contrast in large-venue laser projection displays using a stationary multimode optical fiber,” *Optics express*, **20**, 10, pp.11288–11315 (2012).
- [82] 窪田悟, 岸本和之, 合志清一, 今井繁規, 五十嵐陽一, 松本達彦, 芳賀秀一, 中枝武弘, 馬野由美, 小林雄二, “液晶テレビの好ましい観視距離,” *映像情報メディア学会誌*, **65**, 8, pp.1215–1220 (2011).
- [83] A. Maimone, A. Georgiou, and J.S. Kollin, “Holographic near-eye displays for virtual and augmented reality,” *ACM Transactions on Graphics (Tog)*, **36**, 4, pp.1–16 (2017).
- [84] K. Furuta and Y. Sakamoto, “Compact binocular holographic head-mounted display using viewing zone expansion method with multiple light sources,” *Proceedings of the International Display Workshops (Web)*, **26**, p.1 (2019).
- [85] C. Chang, K. Bang, G. Wetzstein, B. Lee, and L. Gao, “Toward the next-generation vr/ar optics: a review of holographic near-eye displays from a human-centric perspective,” *Optica*, **7**, 11, pp.1563–1578 (2020).
- [86] *スペックルに関するガイドライン 第2版*, 可視光半導体レーザー応用コンソーシアム (2019).

- [87] J. Zhang, E. Björnson, M. Matthaiou, D.W.K. Ng, H. Yang, and D.J. Love, “Prospective multiple antenna technologies for beyond 5G,” *IEEE Journal on Selected Areas in Communications*, **38**, 8, pp.1637–1660 (2020).
- [88] R. Watanabe, T. Nakamura, M. Mitobe, Y. Sakamoto, and S. Naito, “Fast calculation method for viewpoint movements in computer-generated holograms using a fourier transform optical system,” *Applied optics*, **58**, 34, pp.G71–G83 (2019).

研究業績

筆頭著者

論文

- T. Yoneyama, E. Murakami, Y. Oguro, H. Kubo, K. Yamaguchi, Y. Sakamoto, “Holographic head-mounted display with correct accommodation and vergence stimuli,” Optical Engineering 57(6), 061619 (2018). <https://doi.org/10.1117/1.0E.57.6.061619>

国際学会

- T. Yoneyama, C. Y. Yang, Y. Sakamoto, F. Okuyama, “Eyepiece-type full-color electro-holographic display for binocular vision,” SPIE PhotonicsWest 2013, 8644-38, Feb. 2013.
- T. Yoneyama, C. Y. Yang, Yuji Sakamoto, Fumio Okuyama, “Eyepiece-type Full-color Electro-holographic Binocular Display with See-through Vision,” Digital Holography and Three-Dimensional Imaging (DH2013), OSA Technical Digest (Optical Society of America), DW2A.11, Apr. 2013
- T. Yoneyama, T. Ichikawa, and Yuji Sakamoto, “Semi-portable Full-color Electro-holographic Display with See-through Vision,” The 20th International Display Workshop, 3Dp-17L, Dec. 2013.
- T. Yoneyama, T. Ichikawa, and Yuji Sakamoto, “Semi-portable full-color electro-holographic display with small size,” SPIE PhotonicsWest 2014, 9006-42, Feb. 2014.

国内学会ほか

- 米山拓応, ヤンチャンヨン, 坂本雄児, “両眼視用接眼型電子ホログラフィックディスプレイの開発,” 3次元画像コンファレンス2012, pp. 18, 2012年7月.

- 米山拓応, 坂本雄児, “ プロジェクタ用黄色蛍光体光源を用いた電子ホログラフィ用高輝度光源装置の開発,” 映像情報メディア学会技術報告= ITE technical report, Vol. 47, No. 6, pp. 59-64, 2023 年 2 月.

共著

論文

- T. Ichikawa, T. Yoneyama, Y. Sakamoto, “CGH calculation with the ray tracing method for the Fourier transform optical system,” Optics Express, Vol. 21 Issue 26, pp. 32019–32031, Dec. 2013.
- 大原龍一, 米山拓応, ヤンチャンヨン, 坂本雄児, 奥山文雄, ” 電子ホログラフィの再生像の奥行きに対する静的輻輳・調節応答の測定,” 映像情報メディア学会誌, Vol. 68, No.4, 2014 年 4 月.
- R. Ohara, T. Yoneyama, M. Kurita, Y. Sakamoto and F. Okuyama, ”Response of accommodation and vergence to electro-holographi images,” Applied Optics, Vol. 54, Iss. 4, pp. 615-621, Jan. 2015.

国際学会

- C. Y. Yang, T. Yoneyama, Y. Sakamoto, F. Okuyama, “Calculation method of CGH for Binocular Eyepiece-Type Electro Holography,” ISDH2012, Jun. 2012.
- T. Ichikawa, T. Yoneyama, Y. Sakamoto, “Full color realistic 3D image reconstruction in CGH with binocular vision,” Three Dimensional Systems and Applications (3DSA2013), S6-3, Jun. 2013.
- R. Ohara, T. Yoneyama, M. Kurita, Y. Sakamoto and F. Okuyama, ”Static responses of accommodation and convergence to holographic images and real objects,” SPIE Photonics West 2014, 9006-35, Feb. 2014.

国内学会

- 大原龍一, 米山拓応, ヤンチャンヨン, 坂本雄児, 奥山文雄, ” 両眼視用電子ホログラフィの再生像に対する調節・輻輳応答測定,” 3次元画像コンファレンス 2013, 1-4, 2013 年 7 月.

- 大原龍一, 米山拓応, 坂本雄児, 奥山文雄, ”電子ホログラフィによる視標の調節・輻輳応答,” 第49回日本眼光学学会総会, O-40, 2013年9月.
- 市川翼, 米山拓応, 坂本雄児, ”光線追跡法を用いたCGH計算法による写実的表現手法の開発,” ホログラフィック・ディスプレイ研究会, HODIC Circular, Vol.33, No.4, pp.12-17, 2013年10月.
- 栗田正伸, 大原龍一, 米山拓応, 坂本雄児, 奥山文雄, ”電子ホログラフィの視覚的特性に対する統計的検証 –ホログラフィは理想的なのか–,” ホログラフィック・ディスプレイ研究会, 2014年3月.

付録

統計的な分析

提案装置Ⅱによる再生像の奥行き主観評価実験で得られる結果について、より客観的な評価を行うことを目的に t 検定および同等性の検定を用いた統計的な分析を行った。ここでは t 検定および同等性の検定について簡単に述べる。

t 検定

t 検定は母集団が正規分布に従うと仮定するパラメトリックな検定法であり、検定の目的に応じて計算手順が数種類に分かれる。本論文にて扱う t 検定は関連2組の差の平均値に関する両側検定であり、以下の手順に従って行われる。

まず、棄却されるべき仮説である帰無仮説と、これに対立する仮説である対立仮説を立てる。ここでは比較する2つの母集団について、対応するそれぞれの標本間の差の平均値 μ に対し、帰無仮説を「 $\mu = 0$ 」とおき、対立仮説を「 $\mu \neq 0$ 」とおく。次に、対応する2標本群間の差の平均 d_m および分散 σ を用いて、下式に従い t 値を算出する。

$$t = \frac{d_m}{\sqrt{\frac{\sigma^2}{n'}}} \quad (\text{A.1})$$

ただし、 n' は t 検定における標本数の自由度であり、標本数 n を用いて下式により求められる。

$$n' = n - 1 \quad (\text{A.2})$$

最後に、自由度 n' における t 分布において、式 (A.1) から求めた t 値が帰無仮説の棄却域内に含まれるかを t 分布から判定する。なお、帰無仮説の棄却域は設定した有意水準により決定され、有意水準は慣習的に1%もしくは5%が用いられる。

t 値が棄却域に含まれる場合、帰無仮説が棄却され対立仮説が採択される。この場合、2標本間に差が認められ、統計的に異なるものであると結論付けられる。一方、 t 値が棄却域に含まれない場合、帰無仮説が採択され対立仮説が棄却される。この場合、2標本間には明らかな差がなかったと結論付けることができる。

同等性の検定

t 検定において帰無仮説が棄却された場合でも、2つの母集団についてそれらの同等性が保証される訳ではなく、「2つの母集団間に明らかな差は確認できなかった」という消極的な解釈しかできない。そこで、積極的に同等性を示すためには以下に説明する同等性の検定を行う必要がある。

まず2つの母集団に対し、それぞれの平均値 u および v に差がないといえる閾値 Δ を定める。このとき、帰無仮説は

$$|u - v| \geq \Delta, \quad (\text{A.3})$$

対立仮説は

$$|u - v| < \Delta, \quad (\text{A.4})$$

である。

ここで、平均値の差 $|u - v|$ は真の値ではなく測定により得られた値を用いているため、式 (A.3) に示す帰無仮説が採択されたとしても測定による誤差を考慮する必要がある。そこで、以下に示す信頼区間を用いる。

$$a - t \times \frac{w}{\sqrt{n}} \leq \bar{x} \leq a + t \times \frac{w}{\sqrt{n}} \quad (\text{A.5})$$

ただし、 a は標本平均、 w は標本分散、 $\bar{x}$ は母平均をそれぞれ表す。

例えば有意水準を 5% と設定し、あらかじめ同等とみなすことができると定めた範囲が式 (A.5) の範囲内に存在する場合、母平均の真値は 95% の確率で信頼区間内に存在するといえることができる。

以上により、統計的に積極的に2つの母集団の同等性を示すことができる。