HOKKAIDO UNIVERSITY

Title	電子ホログラフィに対する調節・輻輳応答測定
Author(s)	大原, 龍一
Degree Grantor	北海道大学
Degree Name	博士(情報科学)
Dissertation Number	甲第14576号
Issue Date	2021-03-25
DOI	https://doi.org/10.14943/doctoral.k14576
Doc URL	https://hdl.handle.net/2115/81103
Type	doctoral thesis
File Information	Ryuichi_Ohara.pdf

Hokkaido University Collection of Scholarly and Academic Papers : HUSCAP

-博士論文-

電子ホログラフィに対する調節・輻輳応答測定

Measurement of Accommodation and Vergence Responses to Electro-holographic Image

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

大原 龍一

2021 年 2 月

目 次

第 1 章　序論 **1**
1.1　立体表示技術 1
1.1.1　二眼式・多眼式 1
1.1.2　超多眼式・インテグラルフォトグラフィ 3
1.1.3　ホログラフィ 4
1.1.4　電子ホログラフィ 5
1.2　研究目的 7
1.3　本論文の構成 7

第 2 章　立体表示技術と調節・輻輳 **9**
2.1　調節・輻輳の特徴 9
2.1.1　調節 9
2.1.2　輻輳 10
2.1.3　調節・輻輳に影響を及ぼすもの 11
2.2　二眼式ディスプレイに対する調節・輻輳応答 13
2.3　二眼式以外の立体表示技術に対する調節・輻輳応答 14
2.4　電子ホログラフィに対する調節・輻輳応答 14
2.5　本研究での評価方法 15

第 3 章　計算機合成ホログラム **17**
3.1　ホログラム作成過程 17
3.2　計算手法 17
3.3　ホログラム再生における視野と視域 18
3.4　フーリエ変換光学系による視野の拡大 19
3.5　両眼視 26

第 4 章　評価システム **30**
4.1　ホログラム再生装置 30
4.2　調節・輻輳応答測定器 32
4.2.1　調節・輻輳の測定 32
4.3　評価システム全体の構成 36

第 5 章　実験 **40**
5.1　実験 1:奥行き主観評価 41
5.1.1　実験方法 41
5.1.2　実験結果 42
5.2　実験 2:静的な調節・輻輳応答測定 42
5.2.1　実験方法 42
5.2.2　実験結果 43
5.3　実験 3:動的な調節・輻輳応答測定 48
5.3.1　実験方法 48
5.3.2　実験結果 49

第 6 章　考察 **58**

第 7 章　結論 **61**

謝辞 **63**

参考文献 **63**

図 目 次

1.1 ヒトの立体視のおける生理的要因 2
1.2 調節輻輳矛盾 4
1.3 ホログラムの記録と再生 6

2.1 眼の近点と遠点 9
2.2 両眼視差とパナムの融像領域 10
2.3 透視図法を用いて描かれた画像の例 12
2.4 ゴースト像により影響を受けた輻輳の例 16

3.1 計算機合成ホログラムの作成から再生までの流れ 18
3.2 ホログラムにおける視野と視域 19
3.3 フーリエ変換光学系 21
3.4 フーリエ変換光学系における再生像の拡大計算 22
3.5 虚像の生成 24
3.6 両眼視用接眼型電子ホログラフィックディスプレイ 28
3.7 ワールド座標系とディスプレイ座標系 29

4.1 使用した光学系の配置 30
4.2 カメラにより測定した再生装置の調節・輻輳刺激 (出典: [41]) 32
4.3 角膜反射法を利用した眼球回転角の算出原理 34
4.4 オートレフラクトメータによる調節測定の原理 35
4.5 Shack-Hartmann 波面センサを用いた測定器の光学原理 36
4.6 使用した測定器 (出典: [47]) 36
4.7 測定システムの概略図 (出典: [41]) 38
4.8 作成した測定システム (出典: [47]) 38
4.9 各実験の際の測定システムの配置 39

5.1 使用した視標の一例 40
5.2 主観評価の様子 41
5.3 主観評価結果 42
5.4 静的な調節応答測定結果 1 44
5.5 静的な調節応答測定結果 2 45
5.6 静的な輻輳応答測定結果 1 46

5.7 静的な輻輳応答測定結果 2 47
5.8 各装置の接続 48
5.9 実視標に対するステップ応答測定 49
5.10 調節のステップ応答測定結果 1 51
5.11 調節のステップ応答測定結果 2 52
5.12 調節のステップ応答測定結果 3 53
5.13 輻輳のステップ応答測定結果 1 54
5.14 輻輳のステップ応答測定結果 2 55
5.15 輻輳のステップ応答測定結果 3 56

6.1 静的応答に対する同等性の検定の結果 (出典: [47]) 59

表 目 次

4.1 使用した光学系のパラメータ 31
4.2 眼球運動の測定法 33
4.3 使用した測定器の仕様 37

5.1 各応答の潜時 57

第1章　序論

1.1　立体表示技術

近年立体表示技術の普及が進み，映画やゲームなどで日常的に目にする機会が増えている．また，医療の分野では，奥行き感を把握することにより効率よく手術を行うことができるという利点から，内視鏡手術において立体表示技術の導入が進められている．

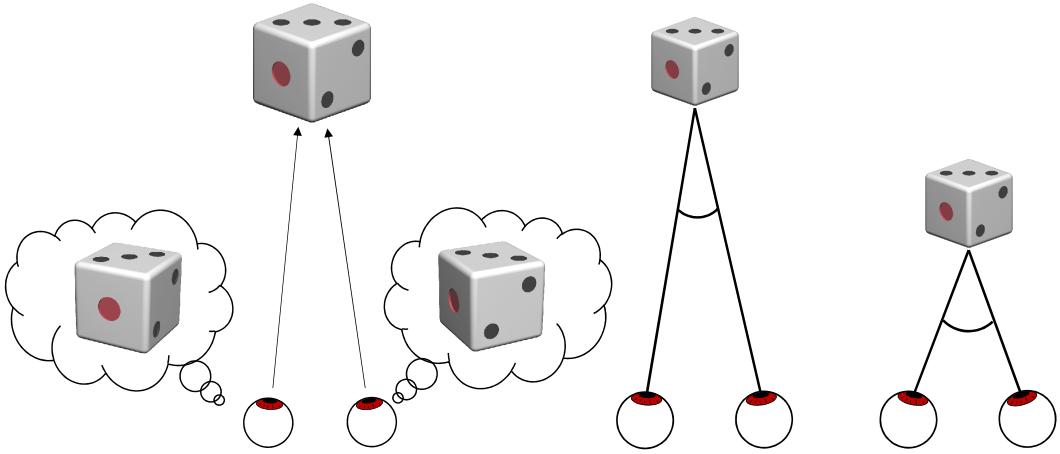
立体表示技術は，図 1.1 に示すヒトの立体視における生理的要因 [1] のいずれかもしくはすべてを満たすことにより観察者に立体感を与える．両眼視差は左右の眼球の位置が異なることにより生じる左右の眼球内で結像する網膜像の差異を指し，物体が眼球に近いほど両眼視差は大きくなることから奥行きを知覚する．輻輳は近くの物体を注視する際は眼球が鼻側に回旋し，遠くの物体を注視する際は眼球が耳側に回旋する動きを指し，その角度から奥行きを知覚する．調節は物体からの光を網膜上に結像させるため，眼球内の毛様体の筋肉を緊張・弛緩させることにより水晶体の厚みを変化させ，眼球全体としての屈折率を変化させる機能を指し，その度合いから奥行きを知覚する．

立体表示技術は，その再生原理によりいくつかの種類が存在し，その種類によって再生される映像の特性が異なる．本節ではその代表的な例と特徴について述べる．

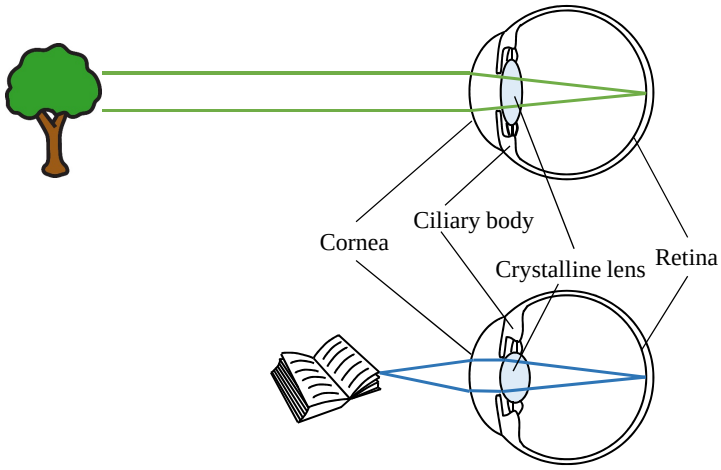
1.1.1　二眼式・多眼式

最も基本的な方式は二眼式とよばれるもので，左右それぞれの眼に別々の映像を表示することで両眼視差を観察者に与える方式である．二眼式はディスプレイに表示する映像自体は通常の平面映像を表示する際と同じであるため実現が容易であるという利点をもっているため，現在市販されている立体表示ディスプレイのほとんどがこの方式である．

二眼式において，映画やテレビなど 1 つのディスプレイで 2 枚の視差画像を表示する場合，左右それぞれの眼に 1 枚ずつの映像に分離する必要がある．この分離の方法にはいくつか種類が存在する [2]．かまぼこ状の特殊なレンズであるレンチキュラレンズによって光を屈折させるレンチキュラ方式や，ディスプレイの前にバリアを配置することで見える映像を制限するパララックスバリア方式は，裸眼



(a) 両眼視差　　(b) 輻輳



(c) 調節

図 1.1 ヒトの立体視のおける生理的要因

で視聴が可能であるという利点がある．しかし，正しく視聴可能な視点位置が制限され，位置によっては 2 種類の映像を同時に眼に移してしまうことや本来とは逆の眼に映像を写してしまう逆視とよばれる状況になり，奥行きが反転してしまうことに陥るという欠点がある．一方，シャッターや偏光フィルタ，カラーフィルタ等を備えたメガネによって映像を分離するメガネ式では，裸眼での視聴は不可能であるが，広い視域をもつ．また，眼鏡型やゴーグル型などに代表される，ディスプレイを頭部に装着するヘッドマウントディスプレイでは，両眼用のものではディスプレイ自体を左右の眼用にそれぞれ用意し，映像を表示する．

二眼式においては，2 つの映像のみを用いることから，視点が移動した際に生じる網膜像の変化である運動視差について基本的には表現することができない．ただし，ディスプレイとは別の位置に取り付けたカメラによる画像解析などにより，観察者の視点の位置を検出し，その位置に合わせた映像を表示することで擬似的に運動視差を表現することはできる．しかし，この方法では観察者が複数存在する場合には対応が難しい．そこで，この問題を解決できる，二眼式を発展させた多眼式という方式も提案されている．多眼式は，2 枚よりも多くの映像を同時に表示することで，運動視差を断続的に再現する方式である．多眼式では，映像を鉛直方向にも並べることで二眼式では不可能な鉛直方向の視差も表現することができる．

現状，二眼式や多眼式による映像を視聴し続けた場合，疲労感や不快感を覚えるという例も少なくない．これは，二眼式や多眼式ではヒトの立体視における生理的要因のうち，両眼視差のみを用いて観察者に立体感を与えていることから，図 1.2 に示すように調節と輻輳から観察者が得られる距離情報に矛盾が生じることが原因であると考えられている．この矛盾のことを一般に調節輻輳矛盾とよぶ．また，両眼視差のみで立体感を与える場合，観察者の瞳孔間距離によってもディスプレイ面からの飛び出し (もしくは引っ込み) 量は変化する．特に，ディスプレイ面よりも奥に表示する場合，視差量によってはディスプレイ上の視差が瞳孔間距離を越えてしまい，現実には存在しないものを観察する状態となってしまう．そのような映像を両眼視機能が発達しきっていない 6 歳以下の子どもが視聴した場合，両眼視機能の発達に影響を与えることがあるといわれている．このように二眼式や多眼式による立体表示は，視聴時の安全性に配慮する必要があるため，視聴時の調節，輻輳の応答測定や視聴と疲労との関係の調査が行われている [3–12]．そのため，次項以降で紹介する原理的に調節輻輳矛盾が生じない立体表示技術の提案もされている．

1.1.2　超多眼式・インテグラルフォトグラフィ

調節輻輳矛盾が生じない立体表示技術の一つである超多眼式は，多眼式よりもさらに視点数を増やすことで視点間隔を瞳孔径未満にし，視点よりも前の空間上の 1 点を通る光線が 2 本以上入射する状態を作り上げることで，その点に対して調

節を合わせることを可能にする方式である [13]．また，インテグラルフォトグラフィはレンズアレイとよばれる微小なレンズの集合を用いて，自然光下で物体から反射した光をレンズの数と同数の要素画像の集合として記録する．再生の際には反転させた要素画像を，レンズを通すことで立体像として観察することができる．これらの技術は原理的に調節についても表示される奥行きに合うことから，調節輻輳矛盾が生じない方式であり，実際に調節応答の測定も行われている [14–17]．しかし，どちらの技術も二眼式に比べて表示媒体が高解像度であることが要求される．また，インテグラルフォトグラフィにおいては，レンズアレイから離れた位置では結像特性が劣化するという欠点があり，表示できる奥行きが制限されることにつながる．

1.1.3　ホログラフィ

これまであげた立体表示技術は，すべて物体からの光線を再現する方式である．これに対して，物体からの光波を再現する方式としてホログラフィがある．ホログラフィは，1948 年にハンガリーの物理学者 Dennis Gabor によって考案された，光の干渉と回折を利用して立体物の記録・再生を行う技術である [18]．Gabor はこの功績により，1971 年のノーベル物理学賞を受賞している．ホログラフィの記録の過程を図 1.3 (a) に示す．ホログラフィにおいては，光源として干渉性のよいレーザが用いられる．光源から射出された光は，ビームスプリッタによって 2 つ

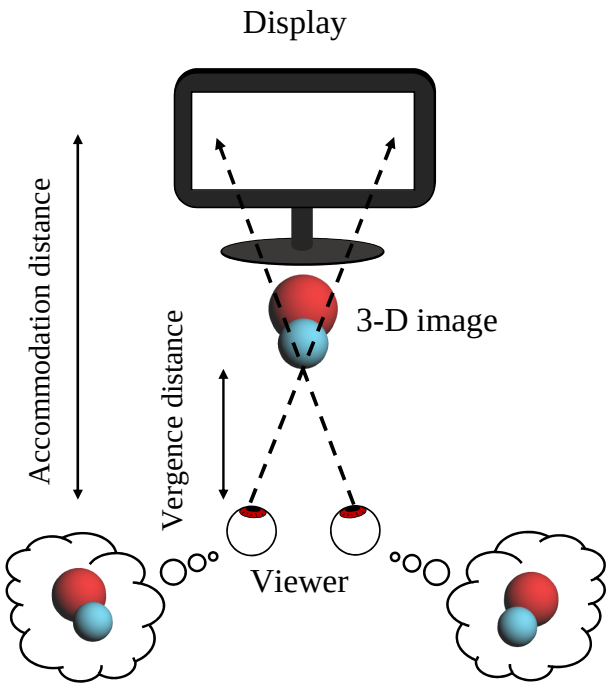


図 1.2 調節輻輳矛盾

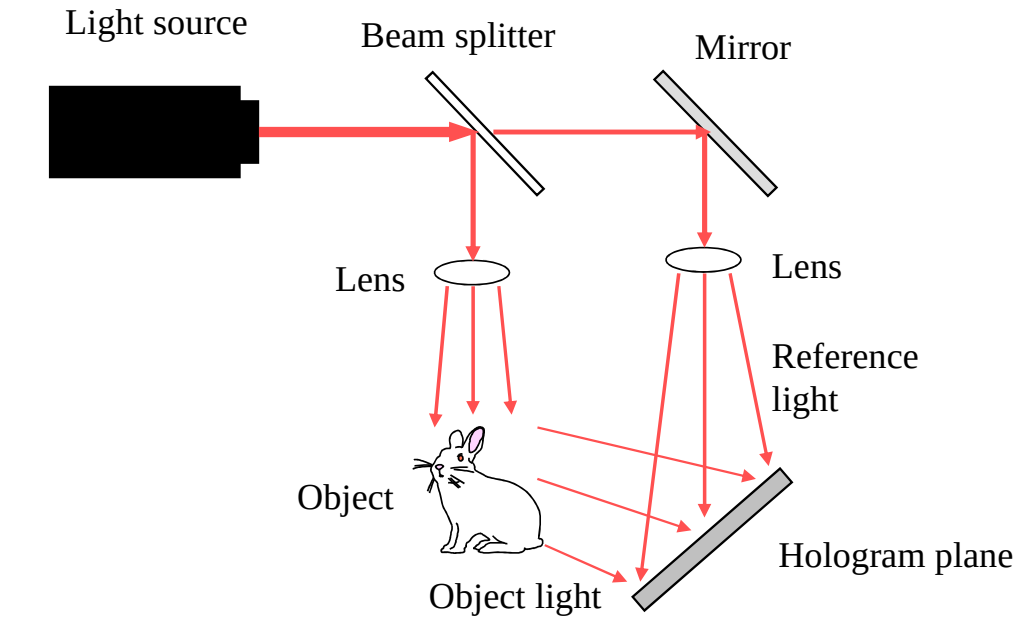
に分けられ，それぞれの光はレンズ等を用いて拡散される．一方は物体に照射させ，その反射光を記録媒体に照射する．この光を物体光とよぶ．もう一方は直接記録媒体に照射する光であり，この光を参照光とよぶ．物体光と参照光は記録媒体上で干渉し合い，干渉縞を形成する．これを記録したものがホログラムである．ホログラムの再生の過程を図 1.3 (b) に示す．再生の際は，記録の際の参照光と同等の性質をもった再生照明光をホログラムに対して参照光と同一の角度から入射することで，ホログラムが回折格子の役割を果たし，その回折光が記録時の物体光と同等の光を再生する．この再生された光は，理論的には物体光と同じものであり，ホログラムを通してこの回折光を観察することで，観察者は記録の際に配置した物体と同等の再生像を観察することができ，優れたホログラムでは実物と区別がつかないほどである [19]．そのため，この再生像は実物体同様立体視における生理的要因をすべて満たすと考えられる．

通常ホログラムの記録の際は，記録媒体として写真乾板やフィルム等が用いられ，光源以外からの光を遮断した暗室で行われる [20]．また，光の干渉を利用していることから光の波長単位の振動も影響を及ぼすため，除振台上で行われる．さらに，複製を行うためには同じ光学系を再現する必要があるため，手間が大きくなる．これらを解決するものとして，コンピュータ上で仮想の物体と光源を用意し，それらの伝搬，干渉のシミュレーションによって生成する計算機合成ホログラム (Computer generated hologram : CGH) がある．CGH では記録のための光学系そのものが不要であり，現実には存在しない物体のホログラムを作成することができる．また，ホログラムはディジタルデータとして扱うことができるため，複製や電気通信を容易に行うことができる．

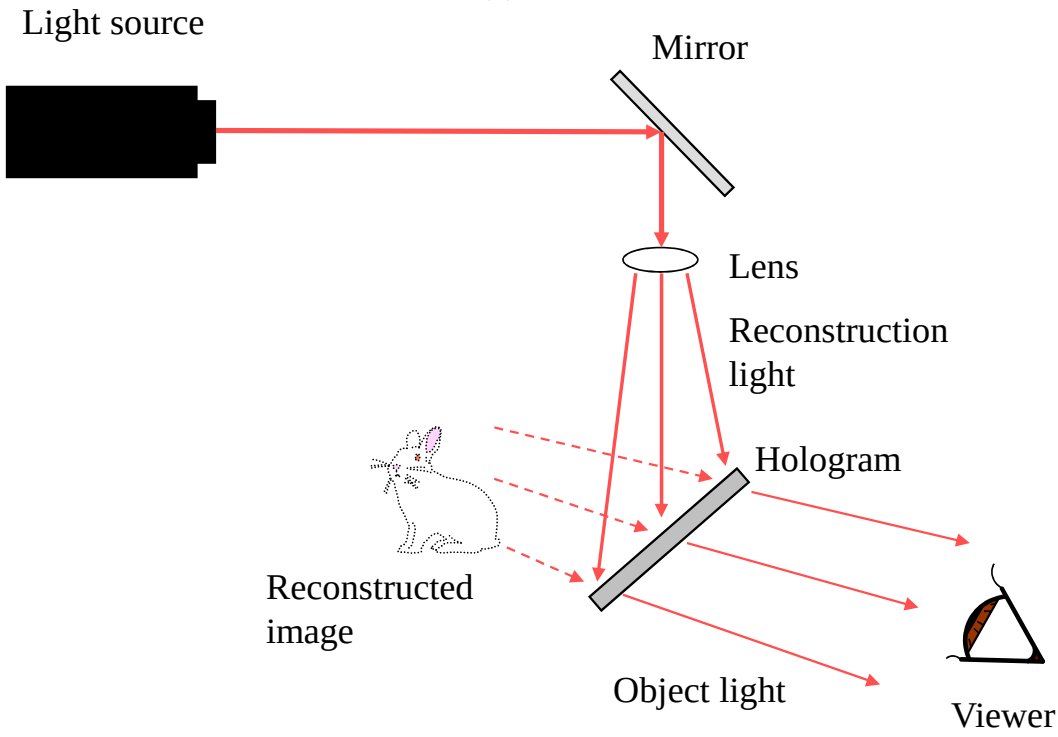
1.1.4 電子ホログラフィ

ホログラフィの中でも，電子的な手法を用いてホログラムを作成または再生するものは，電子ホログラフィとよばれる．電子ホログラフィでは，ホログラムの表示デバイスとして液晶ディスプレイ (Liquid Crystal Display : LCD) などの空間光変調器 (Spatial Light Modulator : SLM) を用いる．電子ホログラフィでは，通常のアナログホログラムでは実現が難しい動画の再生や時分割カラー表示が可能であり，CGH との組合せで様々な分野への応用も可能であることから，次世代の立体表示技術として注目されている [21]．

しかし，一方で電子ホログラフィにはまだ解決されていない課題が数多く存在する．その一つが再生像の視域および視野の狭さである．視野とは，再生像のすべてを観察することのできる視点の領域であり，視野とは視域や観察できる再生像の最大サイズである．この原因の一つとしてあげられるのが表示デバイスの画素間隔の広さである．理想的なホログラムに記録される干渉縞は非常に細かく，光の波長に近い縞を表現する必要があるため，画素間隔で 1μm 以下に相当する記録媒体が要求される．これに対して現在一般に普及している高分解能 LCD の画素間



(a) 記録



(b) 再生

図 1.3 ホログラムの記録と再生

隔は約 10μm であることから，正確な干渉縞を表現することができない．そのため，視野および視域が制限されてしまう．つまり，両眼で充分な大きさの再生像を観察することが困難であった．

1.2 研究目的

上記のとおり，従来の立体表示方式では立体映像の視聴は通常の平面映像の視聴時よりも視聴者に対して疲労や違和感を大きく与える可能性があるため，その再生装置が人間の生体に対してどのような影響を与えるか事前に把握しておくことは重要である．しかし，疲労や違和感といったものは主観的なものであり，定量的に評価することは難しい．そのため，立体視の生理的要因であり他覚的に測定が可能である調節および輻輳応答を測定し，疲労や違和感につながる特性を調べることが行われている [12]．電子ホログラフィは上述のとおり，実物体同様立体視における生理的要因をすべて満たすと考えられてきた．一方で，高次回折像によるゴーストの発生や干渉性の高い光源を用いることによるスペックルノイズの発生など，装置の作成方法によっては日常生活における実物体の観察とは異なる条件になることが考えられる．しかし，電子ホログラフィにおいては，先に述べた両眼での観察できる像の再生の難しさと，再生装置と測定系を組み合わせることの難しさなどから，実際に調節および応答を測定した報告は少ない．これまでに動画に対する応答を測定した例は存在せず，静止画を用いたものでも，水平方向の視差のみをもつ表示装置を使用した片眼での奥行き知覚に関する報告が一件と調節応答の測定が数件あるのみである [22,23]．そこで本研究では，両眼で観察可能かつ全方向視差をもつ電子ホログラフィの再生像に対する調節・輻輳応答の測定や簡単な奥行き知覚の実験を行うことを研究目的とする．これによって，電子ホログラフィが理論どおり，調節・輻輳の面から立体視の生理的要因を満たすかを確かめようとするものである．そのために，これまで提案されてきた再生光学系の中で実験に適すると考えられる，両眼視用の接眼型電子ホログラフィックディスプレイと応答の測定装置，さらに比較用の実物体を組み合わせた測定用光学系を作成する．その後，奥行き知覚の主観評価実験による測定光学系の検証を行った後，静止画を用いた静的応答の測定および基礎的な動的応答の測定を行い，実物体との違いの有無について検証を行う．

1.3 本論文の構成

本論文は 7 の章から構成される．第 1 章では簡単な研究背景と目的について述べた．第 2 章では測定対象である調節・輻輳について測定結果を解釈するうえで重要な特徴と，測定事例を紹介し，先行研究で改善すべきと考えられる点と本研究の方針について述べる．第 3 章では電子ホログラフィにおける重要な要素であ

る CGH について，測定に使用する光学系を含めて解説を行う．第 4 章では再生装置に加えて重要な応答の測定器の原理について選定理由を含めて説明を行う．第 5 章，第 6 章では行った測定実験の方法および結果とそれに対する考察を述べる．最後に第 7 章では全体の総括と今後の展望について述べる．

第2章　立体表示技術と調節・輻輳

本章では，本論文で測定を行う調節・輻輳の特徴と，前章で触れたその応答測定の事例について説明を行い，それらを踏まえた評価方法の方針について述べる．

2.1　調節・輻輳の特徴

2.1.1　調節

調節は，水晶体の厚みの変化による網膜像に対する焦点調節であり，像のぼけ具合によって焦点が合っているか判別することができる．しかし，厳密に焦点が合っていなかったとしても，焦点深度内であればそれを知覚することはできない．そのため，調節は注視対象の奥行きに対して焦点深度内で変動しうる [24]．焦点深度は瞳孔径によって変化し，瞳孔径が大きいほど焦点深度は浅くなる．理想的なレンズ系であれば波長に比例するが，人間の眼には歪みが存在し，網膜の感度も波長によって異なることから計算では求めることはできないため，主観評価による測定が行われている [25]．

また，調節を合わせられる範囲には個人差がある．図 2.1 に示すように，調節をはたらかせない場合に焦点の合う眼から遠方の位置を遠点，調節を最大限はたらかせた場合に焦点の合う眼から近くの位置を近点といい，両者の距離を調節域という．正視眼の場合遠点は無限遠であるが，近視眼の場合は有限であり，それより遠い位置にある物体には調節を合わせることができない．また，年齢が上がるにつれて起こる老視の場合は，調節域が狭くなり，遠点は変わらないが近点が近づく．これは，水晶体の弾性が低下もしくは毛様筋自体の加齢変化など原因は諸

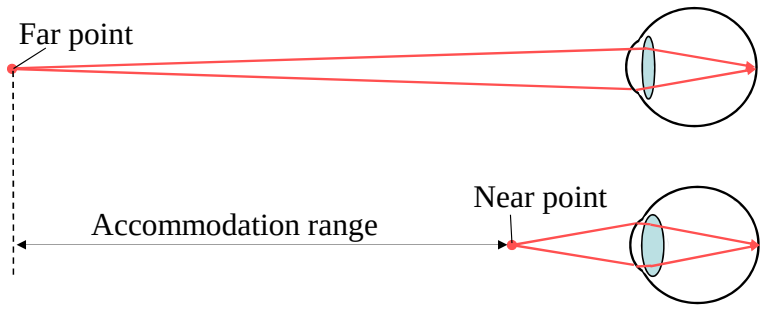


図 2.1 眼の近点と遠点

説あるが，いずれにせよ水晶体の形状が変化しにくくなることによるものであり，一定より近い位置に調節を合わせることができなくなることを意味する．このような眼で遠点と近点間の範囲外にあるものを観察する場合は，それが実在物体であっても刺激に対する調節応答は乖離することになる．

2.1.2 輻輳

立体視における輻輳の役割は，眼球の向きを変えることで注視する対象を網膜の中心で捉えることである．図 2.2 のように，注視点 A を中心窩でとらえるよう輻輳したとき，点 B のように左眼の網膜像上の位置 B_L と右眼の網膜像上の位置 B_R が対応する位置となる位置に存在する物体には両眼視差が生じない．このような点の集まりをホロプター円という [26]．一方でホロプター円上にない点 C では，左眼の網膜上の位置 C_L と右眼の網膜像上の位置 C_R は非対応の点となるため，両眼視差が生じる．理論上はすべてがホロプター円上にない物体を注視する場合，ホ

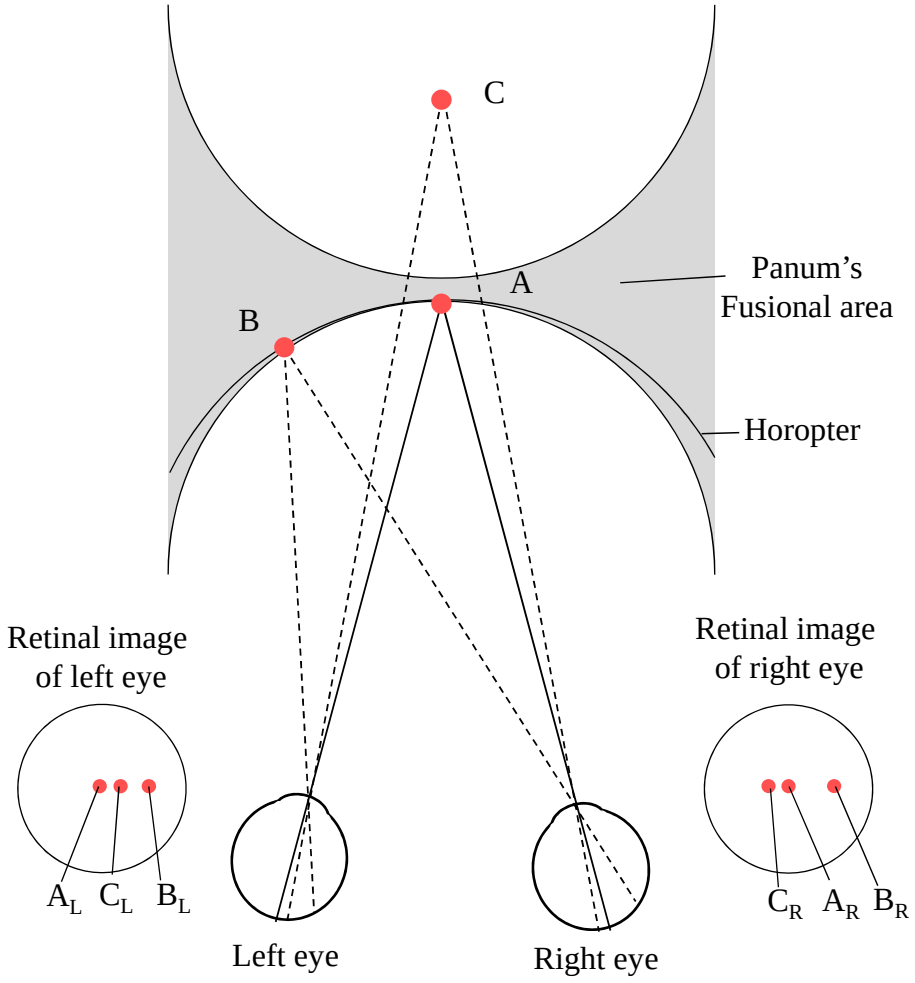


図 2.2 両眼視差とパナムの融像領域

ロプター円上以外の部分は像が二重になる複視となるが，ヒトはそれを単一視することができる．これは融像というヒトの経験からの機能によるものである．融像によって単一視可能な範囲をパナムの融像領域といい，物理的に求められる領域ではないためホロプター円前後で条件によって変動する．このことは，物体を注視している場合でも輻輳はパナムの融像領域内で変動する可能性があることを示唆するが，中心窩付近では視角で約 30 秒と調節に比べると小さい．単一視できていない物体を融像するための輻輳は融像性輻輳といわれる．

融像は立体視を行うために必要な要素であり，前段階の左右に映った映像を同時に見る同時視を含めて，最終的に立体視ができない立体視異常をもつ人は一定数存在する [27]．立体視異常の有無については臨床上チトマスステレオテストで行われることが多い．これは偏光メガネにより両眼視差のある画像を呈示し，正しく奥行きを知覚できるか確認するものである．

2.1.3 調節・輻輳に影響を及ぼすもの

調節と輻輳，瞳孔には密接な関係があることが知られている [28]．近くの物体を注視する際，焦点を合わせるために調節がはたらくと同時に縮瞳，融像性輻輳が起こる．それに加え，調節の制御量が輻輳の制御系に影響を与える調節性輻輳や，輻輳の制御量が調節の制御量に影響を与える輻輳性調節がはたらく．その影響の強さはそれぞれ個人差があり，輻輳制御系の調節制御系への影響の強さは Convergence Accommodation to Convergence 比 (CA/C 比)，その逆は Accommodative Convergence to Accommodation 比 (AC/A 比) とよばれ，斜視の治療方針を決定する目的などで臨床上使用されている [29]．

立体視においては，生理的要因以外にも以下の経験学習的要因 [1] とよばれるものがある．

- 大きさ
- 相対的位置
- 重なり
- 線状透視
- 大気透視
- きめの勾配
- 陰影の勾配
- 不均斉性
- 運動視差

これらは絵画的手がかりとよばれることもあるとおり，平面の絵画や写真，映像でも表現されるものであり，単眼で検知可能である．大きさについては対象の大きさが既知であれば 1 つの像から幾何学的な計算で絶対的な距離を求めることができるが，そうでなければ求めることは不可能である．そのほかにも大気透視は大気の状態，陰影の勾配は光源の方向や物体の反射率に依存するなど，同様に 1 つの像から絶対的な距離を算出することはできず，また要因を個別に取り出すこともできないことがほとんどである．しかしながら，条件によっては奥行き近くに大きな影響を与え，調節や輻輳にも影響を与えることが報告されている．例をあげると，文献 [30] からは線状透視による輻輳への影響をみることができる．用いられたのは，図 2.3 に示すような点透視図法を使用して描かれた箱の線画であり，方眼で上部の前方と思われる点と後方と思われる点を交互に見るよう指示した結果，輻輳に変動があったことが報告されている．また，文献 [31] では近景に人物，遠景に風景が描かれた絵画を注視した際に，注視対象が近景か遠景かによって調節応答が変化することが確認されている．

また，調節や輻輳応答は被験者の視覚的疲労や不快感の度合いによっても変化することが確認されている [32,33]．疲労や不快感が強く感じられるようになると，調節や輻輳の応答が起こるまでの時間が長くなり，変化量が小さくなるなどである．そのため，条件を変えて連続して応答測定を行いその結果比較をする場合などには被験者が疲労しないよう配慮する必要がある，

さらには，心理的要因も応答に影響を与えることが知られている．文献 [34] では，被検眼に対して 0.3mm のピンホールを使用し，焦点深度を増大させることで調節制御系を開ループにし，何も刺激のない状態の調節の値である調節安静位を測定している．その際，近いと思うよう，もしくは遠いと思うよう指示した場合，調節安静位の値が変化したと報告している．

以上のことから，調節や輻輳の応答がさまざまなものから影響を受けたものであり，純粋な刺激に対してのものではないことがわかる．そのため，測定結果を解釈する際には，応答を引き起こした要因についても一考する必要がある．

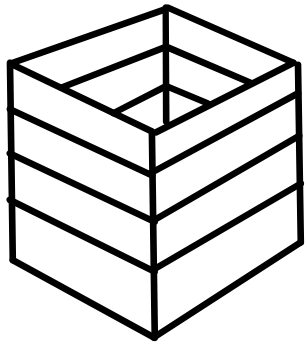


図 2.3 透視図法を用いて描かれた画像の例

2.2　二眼式ディスプレイに対する調節・輻輳応答

前章で述べたように，立体表示技術に対する人間の視覚特性についての研究は様々に行われている．特に二眼式ディスプレイは他の技術に比べて実用化が早かったこともあり，多くの研究報告がある．ここではその代表的な例を紹介する．なお，被験者については両眼視機能に問題ないことが確認されており，調節力を確認して視標の呈示位置は調節域の範囲内となるよう配慮されている．

奥山らによってパララックスバリア方式による立体映像に対するステップ応答の測定が行われた [3]．この実験ではディスプレイを 1.0D の位置に配置し，手前で 2.0D，奥で 1.0D の刺激を交互に与え，その間の調節と輻輳の応答を測定し LED で照明された実視標に対する応答と比較を行っている．ここで，[D] はレンズの屈折率，つまり調節力の単位であるディオプターを表し，$[\mathrm{m}^{-1}]$ に等しい．どちらの研究においても，測定結果から輻輳応答については実視標と立体映像に対する応答間で大きな差はみられなかった．また，二眼式による立体映像では調節刺激が変化しないにも関わらず，実視標と同様に調節応答も立体映像の位置に応じて変化することが確認された．この実験では用いた映像の視角は統一されていることなどから，心理的な要因が調節に与える影響は小さく，輻輳性調節によるものであると述べられている．しかし，立体映像に対する応答では不安定性やオーバーシュートがみられ，時間の経過とともに調節量が減少するなど実視標とは異なる部分も多い結果となっている．また，Inoue らによって液晶シャッター方式による立体映像に対するステップ応答の測定も行われた [4]．この実験ではディスプレイが 1.0D の位置に配置され，ディスプレイ面上にあった視標が視点から見て手前の位置に移動する際のステップ応答が測定されている．この実験においても，立体映像に対する応答にはオーバーシュートがみられ，調節値も視標の位置より小さいという結果となっている．特に視標の位置が 3.0D を超えてからは実物体と比較して統計的に有意差がみられた．

近年では，水科らによって偏光フィルタ方式とパララックスバリア方式による映像に対する静的な応答とステップ応答の測定が行われた [7]．この結果によると，立体映像に対する静的な調節応答は，視差が小さい場合は輻輳応答の差がみられないが，視差が大きくなるにつれて差も大きくなる．このことは個人差はあるもののステップ応答測定時の定常状態の値からも読み取れる．特に，調節と輻輳の応答の差が小さい範囲は眼の焦点深度と近いことから，調節の制御機構が調節範囲をこの範囲に制限している可能性が示唆されている．また，渋田らは実際に映画館で上映された作品の一部を用いて調節と輻輳の応答測定を行い，単純な視標を用いた場合の結果と同様視差が大きいシーンでは調節の値が輻輳に比べて小さくなるという結果が得られている [8]．しかし，塩見らによって行われた実験では，液晶シャッター方式で立体映像の奥行きを連続的に変化させ，その間の調節・輻輳応答を測定し，実物体とほぼ同様の結果を得ている [9]．しかし，呈示するボールのテクスチャのみを心理的な奥行き感が得られにくいものに変更して行った後の

実験では，視差が大きくなると立体映像に対する調節応答の変化は実物体に比べて小さいという結果となっていた [10].

これらの実験結果から，一般的に二眼式による立体映像に対しては，眼の焦点深度程度に収まるほどの視差であれば調節と輻輳は連動してはたらくことが示唆される．しかし，観察する映像の質や観察者によってこの範囲外での応答の差は変動することがあり，必ずしも両者の乖離が起こっていると断定することはできない.

また，調節と輻輳の応答の乖離と視覚疲労に関する直接的な関係を示すに至った報告は少ない．江本らによる報告では，クロストークなど視覚疲労を引き起こす原因を取り除くため，プリズムによる二眼式ディスプレイを用いて視聴前後の疲労度合いを，主観評価と 3 つの客観評価指標 (融像幅，調節のステップ応答，Transient 型フラッシュ刺激に対する視覚誘発電位の P100 成分の出現潜時) により 2D 映像視聴時と比較評価が行われた [11]．この結果から，融像幅に関しては 3D 条件が 2D 条件に対して有意な減少がみられたが，それ以外の評価指標ではそれほど大きな違いはみられなかった.

2.3 二眼式以外の立体表示技術に対する調節・輻輳応答

ここまで二眼式に対する視覚的な特性について述べたが，他の立体表示技術に対しても視覚特性の調査が行われている．まず，超多眼方式に関しては，名手 [14] や中村 [15] によって静的な調節応答の測定が行われている．どちらの報告においても，超多眼表示に対する応答は二眼式に比べて実視標の応答に近い挙動を示すことが確認されている.

また，インテグラルフォトグラフィに関しては，Hiura らによって静的な調節応答と奥行き知覚の主観評価実験が行われている [16,17]．この実験結果から，立体像が主観的に知覚された奥行きは，実際に像を呈示した奥行きと概ね一致していることが確認できる．また，ディスプレイ面の焦点深度外の位置でも，立体像の調節応答は，実物体に対する応答に対して眼の焦点深度である 0.2D の誤差の範囲に収まっており，正しく調節がはたらいていることが示された．ただし，立体像の表示位置は表示方式による解像度の限界から，ディスプレイ面から前後 200mm までに制限されている.

2.4 電子ホログラフィに対する調節・輻輳応答

これに対して電子ホログラフィにおいても，調節や輻輳の応答測定が行われている [22,23]．Takaki らによる実験 [22] では，スクリーンから 400mm 以内であれば再生像に対する静的な調節応答が実視標に対する応答と同等であるという結果に至っている．しかし，用いた再生装置の特性から，スクリーンに対して 400mm

以上離れた位置に像を表示すると，像がぼやけてしまうという問題があった．また，水科らによる実験では静的な調節と輻輳応答の同時測定を行っているが，再生像に対する輻輳応答と実視標に対する応答との間に差が生じる場合があった．これは再生の際に高次回折像によるゴースト像が発生してしまい，図 2.4 のように輻輳が影響を受けたことが原因と述べられている．また，使用された再生装置では鉛直方向の視差を表現できていない．鉛直方向の視差は輻輳角を決定するための手がかりにはならないが，奥行きの推定には影響を与えることが確認されている [35] が，その情報がないことについても確認されていない．

2.5 本研究での評価方法

これらの報告を踏まえ，特に電子ホログラフィはまだ他の立体表示技術に比べ測定例が少ないため，基礎的な測定である静的な調節・輻輳応答の測定から行う必要があると考える．さらに，実用化を視野に入れるうえでは，前例のない動的な応答測定も必要である．測定の際，経験学習的要因が含まれてしまうと，電子ホログラフィとしての特性を判断することが難しくなるため，こうした要因をできる限り排除した環境での測定が望ましいと考える．また，調節・輻輳の個人差から，先行研究同様電子ホログラフィ単体でなく，実物体との比較を行う必要がある．

再生装置については，鉛直方向の視差の有無の影響電子ホログラフィ本来の特性である全方向の視差をもつことが望ましく，輻輳の妨げとなる高次回折像が発生しない広視野のものを使用する必要がある．そこで本研究では，高次回折像の影響を受けず，全方向の視差をもった像を再生することができる再生装置として，次章で紹介するフーリエ変換光学系を基にした再生装置が適切であると考え，その再生像に対する調節・輻輳応答測定を行う．

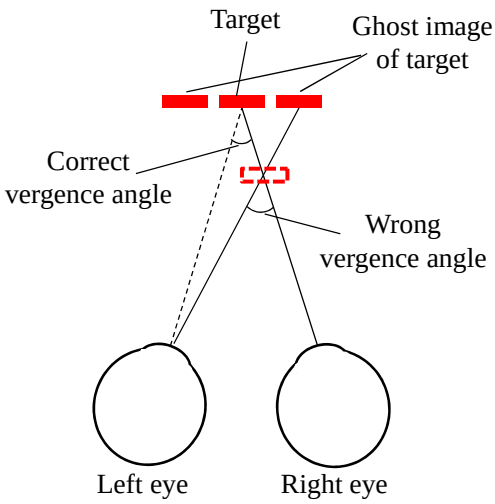


図 2.4 ゴースト像により影響を受けた輻輳の例

第3章　計算機合成ホログラム

3.1　ホログラム作成過程

CGH における対象物体作成から物体像再生までの流れを図 3.1 に示す．一般的なホログラムは，干渉性の高い光源を用いて，物体光と参照光の干渉により生じる干渉縞を記録媒体に記録することで得られる．それに対して CGH では，干渉縞を計算機上で作成するため，必要な物体データの作成や物体光と参照光の計算，干渉縞の計算を行う．再生像は，計算された干渉縞を表示デバイスに出力し，再生照明光を照射することで観察することができる．干渉縞の表示の際には，画素間隔で干渉縞をサンプリングするため，干渉縞の空間周波数成分のうち，サンプリング周波数の半分を超える部分が折り返しとなることから，エイリアシングが発生する．エイリアシングによって発生するゴースト像は先行研究において正常な輻輳を阻害した要因として示唆されている．これを除去するため，エイリアシングが起こりうる領域については，干渉縞の計算を行わないことで周波数制限を行う．

3.2　計算手法

ホログラムデータを得るための計算方法については，CGH においてさまざまな手法が提案されている．本研究では，最も汎用的な手法である点充填法 [36] を用いて計算を行った．点充填法は，物体の表面を点光源の集まりとして，各点光源からの伝搬される光波を計算し，それらを重ね合わせることで物体光を表現する手法である．そのため，入力する物体に制限がなく，どんな物体でも表現することができる．物体を構成する N 個の点光源のうち，i 番目の点光源の振幅を a_i，位相を ϕ_i ホログラム面までの距離を r_i，波長を λ とすると，ホログラム面上の点 (x_h, y_h) における複素振幅分布 $O(x_h, y_h)$ は以下の式で与えられる．

$$O(x_h, y_h) = \sum_{i=1}^{N} \frac{a_i}{r_i} \exp\left\{-j\left(\frac{2\pi}{\lambda} r_i + \phi_i\right)\right\} \tag{3.1}$$

一方参照光は，物体光と同一の波長をもちホログラム面に直接入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のいずれかが用いられるが，本研究では点光源とする．参照光とホログ

ラム面上の点 (x_h, y_h) との距離を d_r とすると，ホログラム面上での参照光の複素振幅 $R(x_h, y_h)$ は振幅 a_s および位相 ϕ_r を用いて以下の式で表される．

$$R(x_h, y_h) = \frac{a_s}{d_r} \exp\left\{-j\left(\frac{2\pi}{\lambda} d_r + \phi_r\right)\right\} \tag{3.2}$$

これらの式を用いて，ホログラム面での干渉縞強度 $I(x_h, y_h)$ は以下の式で求められる．

$$\begin{aligned} I(x_h, y_h) &= |O(x_h, y_h) + R(x_h, y_h)|^2 \\ &= |O(x_h, y_h)|^2 + |R(x_h, y_h)|^2 + 2\mathrm{Re}[O(x_h, y_h)R(x_h, y_h)^*] \end{aligned} \tag{3.3}$$

ここで，$|O(x_h, y_h)|^2$ や $|R(x_h, y_h)|^2$ 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であることから，干渉縞として $2\mathrm{Re}[O(x_h, y_h)R(x_h, y_h)^*]$ を記録した CGH を再生することで所望の立体像を再生することができる．

3.3 ホログラム再生における視野と視域

ホログラムによる再生像を観察する上で重要となるパラメータとして，視域と視野がある．視野と視域については分野により定義が異なるが，本論文における視域は，ある再生像を表示した際に，その像のすべてを観察可能な視点を置くことのできる領域とし，その領域の広がりを表す角度を視域角する．また，視野は，観察することのできる像の最大の大きさとし，最大の再生像の視角を視野角とする．

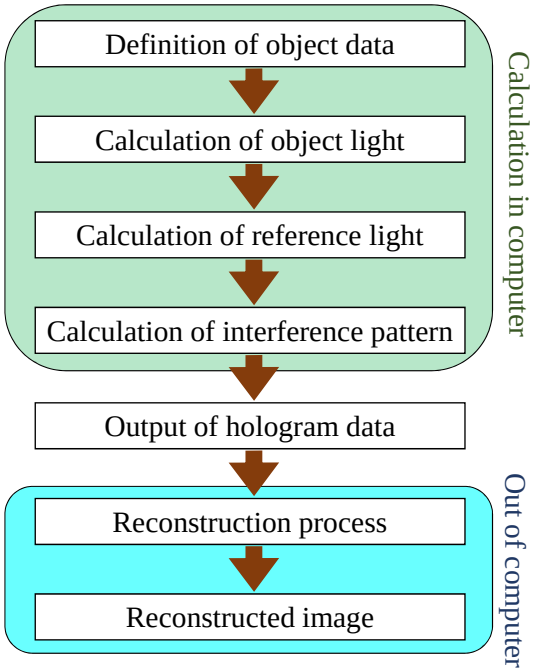


図 3.1 計算機合成ホログラムの作成から再生までの流れ

図 3.2 のとおり，ホログラムにおける視域角や視野角は，光の回折角 θ の 2 倍となる．回折角 θ は，表示デバイスの画素間隔を p，光の波長を λ とすると，次式で与えられる．

$$\theta = \sin^{-1}\left(\frac{\lambda}{2p}\right) \tag{3.4}$$

視野角や視域角が大きければ大きいほど，物体や視点の配置できる範囲が広がる．しかし，元来のホログラフィの記録媒体として用いられるフィルムの粒子間隔が約 1 μm であるのに対して，現在入手できる電子表示デバイスの画素間隔は 10 μm 程度であるため，電子ホログラフィでは，元来のホログラフィと比較して十分な視野角，視域角を得ることができない．上述の水科らの実験の際には，画素間隔が 4.8 μm，解像度が 3840 × 2400 ピクセルと比較的狭い画素間隔かつ高解像度の SLM を使用することで，水平視域角 11 °を実現している．これにより両眼での観察が可能であったが，鉛直方向の視差はもっていなかった．そこで，この問題を改善することを目的とした両眼視用接眼型電子ホログラフィックディスプレイ [37, 38] が報告されている．

3.4 フーリエ変換光学系による視野の拡大

両眼視用接眼型電子ホログラフィックディスプレイでは，フーリエ変換光学系による視野の拡大法 [38] を利用している．フーリエ変換光学系は，透過型ディスプレイとレンズを用いて図 3.3(a) のように構成される．ホログラムに隣接するレンズを L_1，その焦点距離を f_1 とすると，光源を L_1 から f_1 離れて配置した場合，再生像はもう 1 枚の L_1 から f_1 離れた位置に再生される．この光学系では，L_1 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ことから，反射型ディスプレイを用いて図 3.3(b) のような構成にすることができる．再生された実像を，L_1 とは別のレンズである L_2 を用いて図 3.3(c) のように拡大することで，観察者は広視

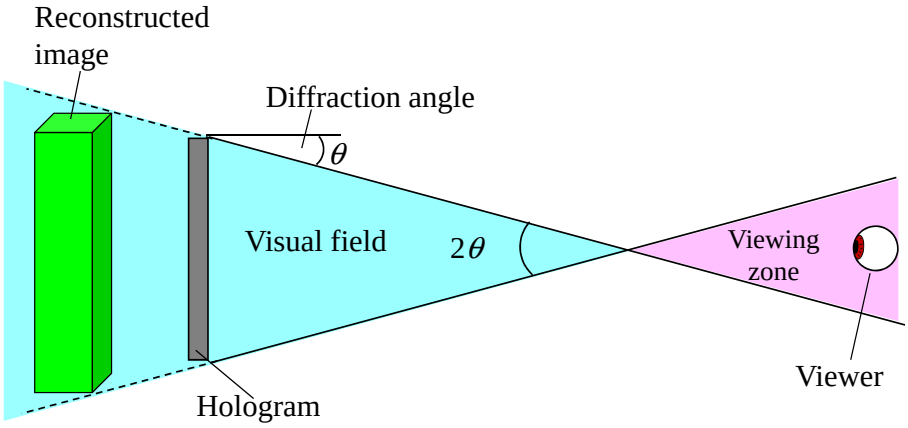


図 3.2 ホログラムにおける視野と視域

野な虚像を観察できる．このときの視野角は，光の伝搬を表す光路を辿ることで計算することができる [39].

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，高さ r_i の位置を通過する傾き $r_i'(= dr_i/dz)$ の光線がレンズを通過した後屈折し，位置 r_o を通過する傾き r_o' の光線になったとする．このとき，r_i, r_i', r_o, r_o', f の関係は以下の式で表される．

$$\begin{pmatrix} r_o \\ r_o' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ -\dfrac{1}{f} & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} r_i \\ r_i' \end{pmatrix} \tag{3.5}$$

この式を利用することで，ホログラム面から広がる回折光の，レンズを通過することによる軌道の変化を計算することができる．

ホログラム面の中心を原点，ホログラム面上に x 軸と y 軸，ホログラム面の法線方向を z 軸とする座標系を考えると，z-x 平面上での計算と y-z 平面上の計算は同様に考えることができる．そこで，これ以降は z-x 平面上の計算を記述する (図 3.4).

まず，z-x 平面上での L_1 の位置 Z_{l1} と焦点距離 f_1 をパラメータとしたときの，z 軸上での実像の最大の大きさを計算する．図 3.4(a) において，ホログラムの両端から出た回折光の広がりを 4 つの光線で表すと，実像の大きさを S_{obj} としてそれぞれ以下の式のように記述することができる．

$$x = \frac{S_{obj}}{2} + z\tan\theta \tag{3.6}$$

$$x = \frac{S_{obj}}{2} - z\tan\theta \tag{3.7}$$

$$x = -\frac{S_{obj}}{2} + z\tan\theta \tag{3.8}$$

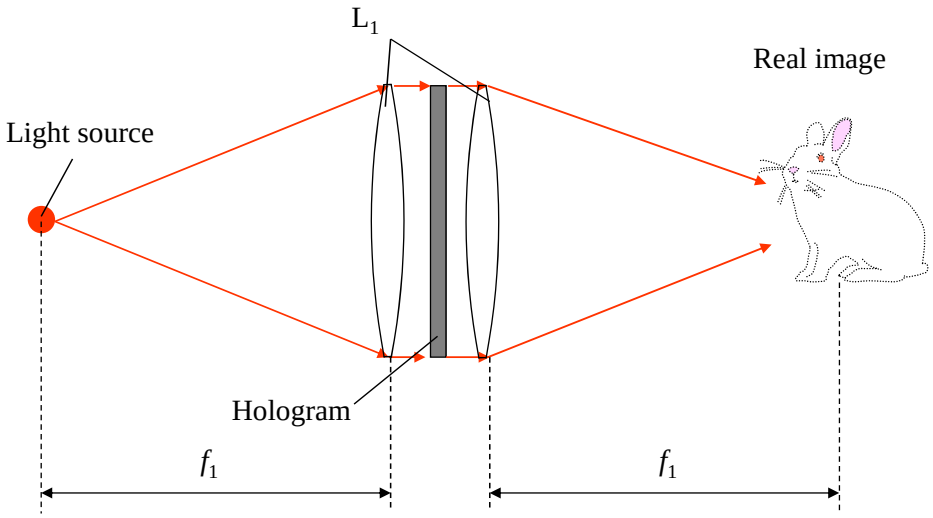
$$x = -\frac{S_{obj}}{2} - z\tan\theta \tag{3.9}$$

ここで，式 (3.6) から式 (3.9) 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，

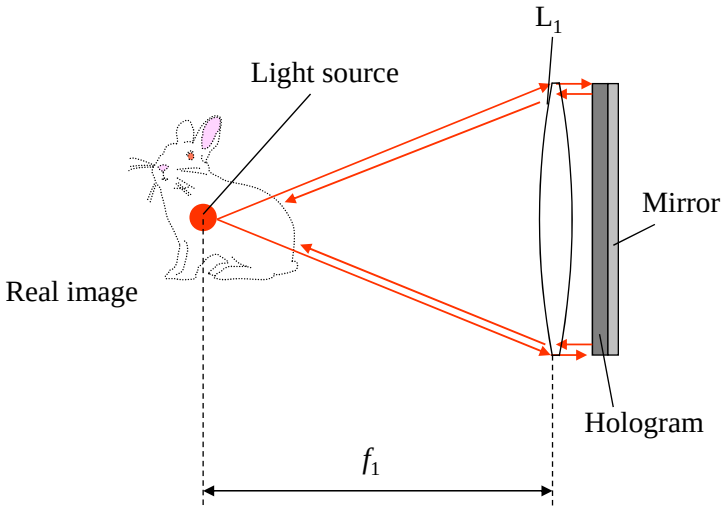
$$X_{P1} = \frac{S_{obj}}{2} + Z_{l1}\tan\theta \tag{3.10}$$

$$X_{P2} = -\frac{S_{obj}}{2} - Z_{l1}\tan\theta \tag{3.11}$$

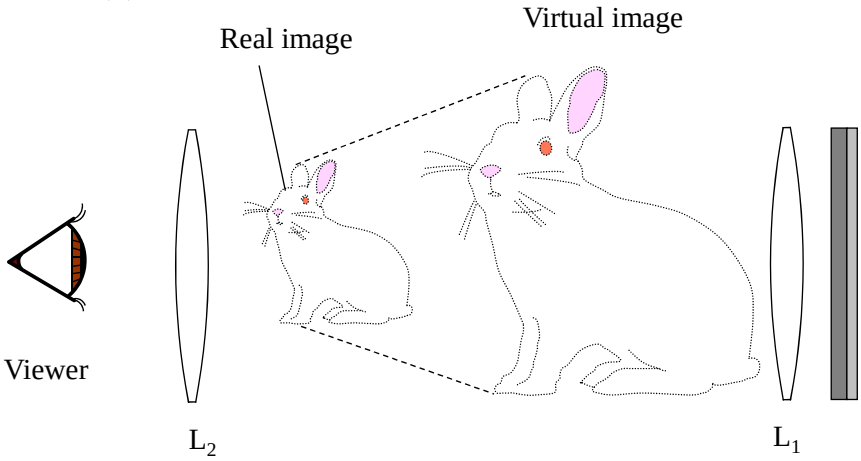
$$X_{P3} = \frac{S_{obj}}{2} + Z_{l1}\tan\theta \tag{3.12}$$



(a) 透過型ディスプレイを用いたフーリエ変換光学系

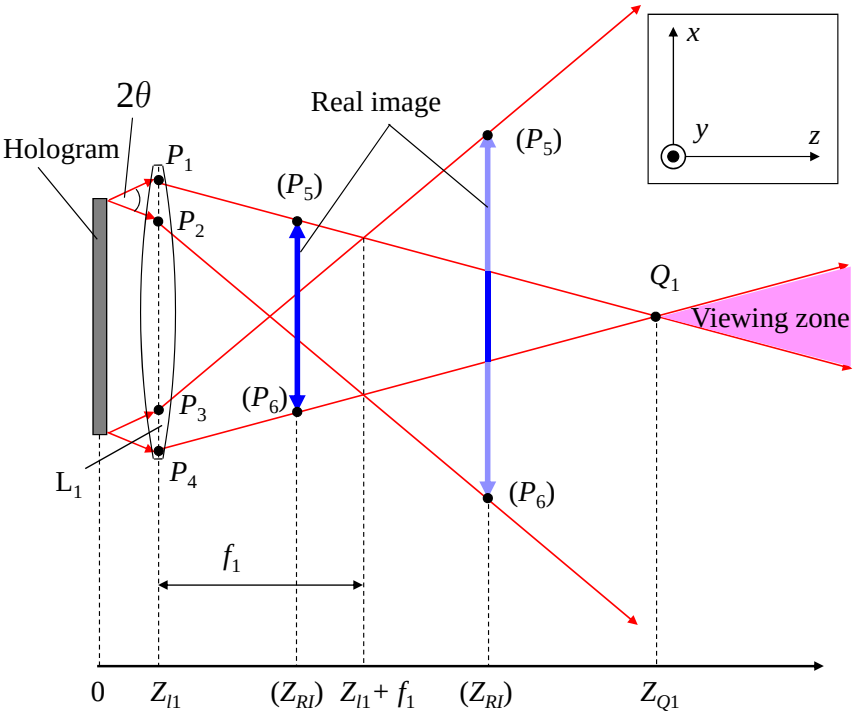


(b) 反射型ディスプレイを用いたフーリエ変換光学系

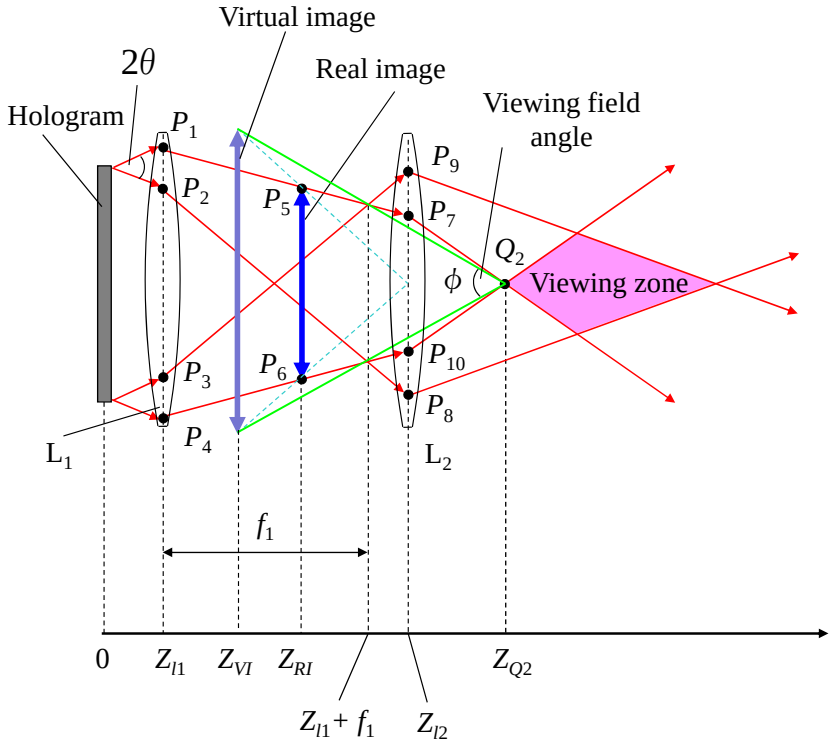


(c) フーリエ変換光学系を用いた視野の拡大

図 3.3 フーリエ変換光学系



(a) フーリエ変換光学系における実像の再生



(b) L_2 を用いたフーリエ変換光学系における実像の拡大

図 3.4 フーリエ変換光学系における再生像の拡大計算

$$X_{P4} = -\frac{S_{obj}}{2} - Z_{l1}\tan\theta \tag{3.13}$$

となり，L_1 を通過した後の光線は，式 (3.5) を用いて計算すると，

$$x = X_{P1} + (z - Z_{l1})\left(\tan\theta - \frac{X_{P1}}{f_1}\right) \tag{3.14}$$

$$x = X_{P2} - (z - Z_{l1})\left(\tan\theta + \frac{X_{P2}}{f_1}\right) \tag{3.15}$$

$$x = X_{P3} + (z - Z_{l1})\left(\tan\theta - \frac{X_{P3}}{f_1}\right) \tag{3.16}$$

$$x = X_{P4} - (z - Z_{l1})\left(\tan\theta + \frac{X_{P4}}{f_1}\right) \tag{3.17}$$

となる．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} は以下の式で求めることができる．

$$S_{RI} = X_{P5} - X_{P6} \tag{3.18}$$

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，

$$X_{P5} = X_{P1} + (Z_{RI} - Z_{l1})\left(\tan\theta - \frac{X_{P1}}{f_1}\right) \tag{3.19}$$

$$X_{P6} = X_{P4} - (Z_{RI} - Z_{l1})\left(\tan\theta + \frac{X_{P4}}{f_1}\right) \tag{3.20}$$

であり，$z > Z_{l1} + f_1$ のとき

$$X_{P5} = X_{P3} + (Z_{RI} - Z_{l1})\left(\tan\theta - \frac{X_{P3}}{f_1}\right) \tag{3.21}$$

$$X_{P6} = X_{P2} - (Z_{RI} - Z_{l1})\left(\tan\theta + \frac{X_{P2}}{f_1}\right) \tag{3.22}$$

である．式 (3.14) で表される光線 R_1 と，式 (3.17) で表される光線 R_1' の交点を Q_1 とする．$Z_{l1} \leq z \leq Z_{l1} + f_1$ において実像を大きさ S_{RI} で表示する場合，視点を Q_1 とすれば観察することができるため，視域が存在する．一方，$z > Z_{l1} + f_1$ において，大きさ S_{RI} で表示される実像をすべて観察できる視点は，このままでは存在しない．$z > Z_{l1} + f_1$ で表示される実像を点 Q_1 から観察した場合，表示された実像のうち，光線 R_1 と R_1' で切り取られた部分だけしか観察することができない．そこ

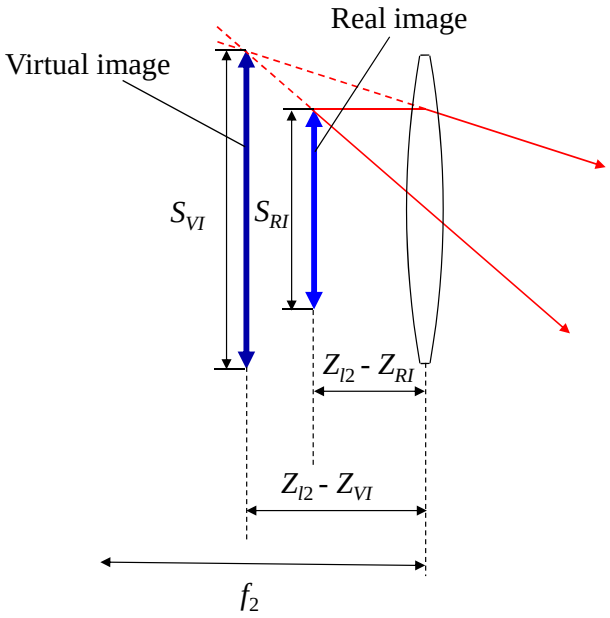


図 3.5 虚像の生成

で，$z > Z_{l1} + f_1$ に大きさ S_{RI} で表示される実像全体を観察するため，L_2 を用いる．図のように，L_2 の z 座標を Z_{l2}，焦点距離を f_2 とし，L_2 を $Z_{l2} - f_2 \leq Z_{RI} \leq Z_{l2}$ を満たすように配置すると，$z > Z_{l2}$ において実像が拡大された虚像を観察することができる．このときの虚像の z 座標 Z_{VI} と大きさ S_{VI} は以下のように計算される．

凸レンズによって物体を拡大するとき，レンズの焦点距離を f，レンズと物体との距離を a，レンズと拡大された虚像との距離を b，レンズによる像の倍率を m とすると，f，a，b，m の間には以下の関係式が成り立つ．

$$\frac{1}{a} - \frac{1}{b} = \frac{1}{f} \tag{3.23}$$

$$m = \left| \frac{b}{a} \right| \tag{3.24}$$

図 3.5 における L_2 と実像，虚像との関係を式 (3.23) に代入し，Z_{VI} について解くと，

$$Z_{VI} = Z_{l2} - \frac{f_2}{f_2 - (Z_{l2} - Z_{RI})}(Z_{l2} - Z_{RI}) \tag{3.25}$$

となる．また，L_2 による像の倍率 m_{l2} に関しては，式 (3.24) に式 (3.25) を代入して整理すると，$Z_{l2} - f_2 < Z_{RI} < Z_{l2}$ の場合には $0 < f_2 - (Z_{l2} - Z_{RI})$ であること

から，

$$\begin{aligned} m_{l2} &= \left| \frac{f_2}{f_2 - (Z_{l2} - Z_{RI})} \right| \\ &= \frac{f_2}{f_2 - (Z_{l2} - Z_{RI})} \end{aligned} \tag{3.26}$$

となる．したがって，虚像の大きさ S_{VI} は以下の式で求められる．

$$\begin{aligned} S_{VI} &= m_{l2} S_{RI} \\ &= \frac{f_2}{f_2 - (Z_{l2} - Z_{RI})} S_{RI} \end{aligned} \tag{3.27}$$

L_2 を用いることにより，視域も変化する．図 3.4 において点 Q_1，Q_2 の z 座標である Z_{Q1}，Z_{Q2} を比較することでもわかるように，L_1 のみを用いた場合にも視域が存在していた場合には，L_2 を用いることでその視域はホログラムに近づく方向に移動する．また，L_1 のみを用いた場合に視域が存在していなかった場合でも，焦点距離が短いレンズを L_2 として用いることで視域が存在するようになる．つまり，L_2 を用いて再生像を虚像として拡大することで，像をより近い位置で観察することができ，その結果視野角が広がることになる．

図 3.4b に示すように，L_1 を通過した後の 4 つの光線と L_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，

$$X_{P7} = X_{P1} + (Z_{l2} - Z_{l1}) \left(\tan\theta - \frac{X_{P1}}{f_1} \right) \tag{3.28}$$

$$X_{P8} = X_{P2} - (Z_{l2} - Z_{l1}) \left(\tan\theta - \frac{X_{P2}}{f_1} \right) \tag{3.29}$$

$$X_{P9} = X_{P3} + (Z_{l2} - Z_{l1}) \left(\tan\theta - \frac{X_{P3}}{f_1} \right) \tag{3.30}$$

$$X_{P10} = X_{P4} - (Z_{l2} - Z_{l1}) \left(\tan\theta - \frac{X_{P4}}{f_1} \right) \tag{3.31}$$

と表される．これら 4 つの点は L_2 の径内である必要がある．また，L_2 を通過した後のそれぞれの光線の式は，

$$x = X_{P7} + (z - Z_{l2}) \left(\tan\theta - \frac{X_{P1}}{f_1} - \frac{X_{P7}}{f_2} \right) \tag{3.32}$$

$$x = X_{P8} - (z - Z_{l2}) \left(\tan\theta + \frac{X_{P2}}{f_1} + \frac{X_{P8}}{f_2} \right) \tag{3.33}$$

$$x = X_{P9} + (z - Z_{l2}) \left(\tan\theta - \frac{X_{P3}}{f_1} - \frac{X_{P9}}{f_2} \right) \tag{3.34}$$

$$x = X_{P10} - (z - Z_{l2}) \left(\tan\theta + \frac{X_{P4}}{f_1} + \frac{X_{P10}}{f_2} \right) \tag{3.35}$$

となる．ここで，式 (3.32) で表される光線 R_2 と式 (3.35) で表される光線 R_2' が点 Q_2 という交点をもったとき，視域が存在することになり，点 Q_2 が視域の中でもっとも虚像に近い点となる．光線 R_2 と R_2' は z 軸に関して対称なので，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 座標を求めることにより，Z_{Q2} は以下のように求めることができる．

$$\begin{aligned} Z_{Q2} &= Z_{l2} - \frac{X_{P7}}{\tan\theta - \dfrac{X_{P1}}{f_1} - \dfrac{X_{P7}}{f_2}} \\ &= Z_{l2} + \frac{X_{P10}}{\tan\theta + \dfrac{X_{P4}}{f_1} + \dfrac{X_{P10}}{f_2}} \end{aligned} \tag{3.36}$$

また，視域内で虚像からもっとも近い位置では，虚像全体を最大の視野角で観察することができ，このときの視野角 ϕ は以下のようになる．

$$\phi = 2\tan^{-1}\frac{S_{VI}}{2(Z_{Q2} - Z_{VI})} \tag{3.37}$$

3.5 両眼視

両眼視用接眼型電子ホログラフィックディスプレイの概略図を図 3.6 に示す．両眼視用接眼型電子ホログラフィックディスプレイでは，フーリエ変換光学系による視野の拡大を行ったことで視域が狭くなるという問題があるため，接眼型を採用している．さらに，左右の眼に別々の光学系を適用することで，拡大された視野で両眼視を可能としている．ここで，視点から向かって右側に配置されたディスプレイを右ディスプレイ，左側に配置されたディスプレイを左ディスプレイとする．この場合，左右のディスプレイで，物体の奥行きに合わせて正しい位置に再生像を表示させる必要がある．そこで，全体としてあるひとつのワールド座標系を考え，ワールド座標系上に配置した物体を各ディスプレイ座標系へアフィン変換を施すことで，それぞれのディスプレイにおいて正しい位置に再生像を表示させる．

本論文では，ワールド座標系の原点を 2 枚のディスプレイの重心とし，原点から左右の視点の中心に向かう直線を z 軸，原点を通る垂直上向きの直線を y 軸，原点から右ディスプレイの中心に向かう直線を x 軸とする (図 3.7)．また，右および

左ディスプレイにおける座標系をそれぞれ右ディスプレイ座標系，左ディスプレイ座標系とする．各ディスプレイ座標系は，ディスプレイの中心を原点とし，原点を通り左右の視点の中心へ向かう直線を z 軸，垂直上向きの直線を y 軸とし，y 軸，z 軸とともに右手系を構成する軸を x 軸とする．

左右のディスプレイ間の距離を $2d$，各ディスプレイ座標系におけるディスプレイの y 軸回りの回転を θ とすると，ワールド座標系 $W(x, y, z)$ から左ディスプレイ座標系 $L(x_{\mathrm{L}}, y_{\mathrm{L}}, z_{\mathrm{L}})$ への座標変換を以下の式によって行う．

$$\begin{pmatrix} x_{\mathrm{L}} \\ y_{\mathrm{L}} \\ z_{\mathrm{L}} \\ 1 \end{pmatrix} = R_y(\theta)\, T_x(d) \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix} \tag{3.38}$$

ここで，R_y は y 軸回りの回転，T_x は x 軸方向の平行移動を行う行列であり，以下の式で表される．

$$R_y(\theta) = \begin{pmatrix} \cos\theta & 0 & \sin\theta & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin\theta & 0 & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \tag{3.39}$$

$$T_x(d) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & d \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \tag{3.40}$$

また，右ディスプレイ座標系 $R(x_{\mathrm{R}}, y_{\mathrm{R}}, z_{\mathrm{R}})$ への変換も同様に，以下の式によって行う．

$$\begin{pmatrix} x_{\mathrm{R}} \\ y_{\mathrm{R}} \\ z_{\mathrm{R}} \\ 1 \end{pmatrix} = R_y(-\theta)\, T_x(-d) \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix} \tag{3.41}$$

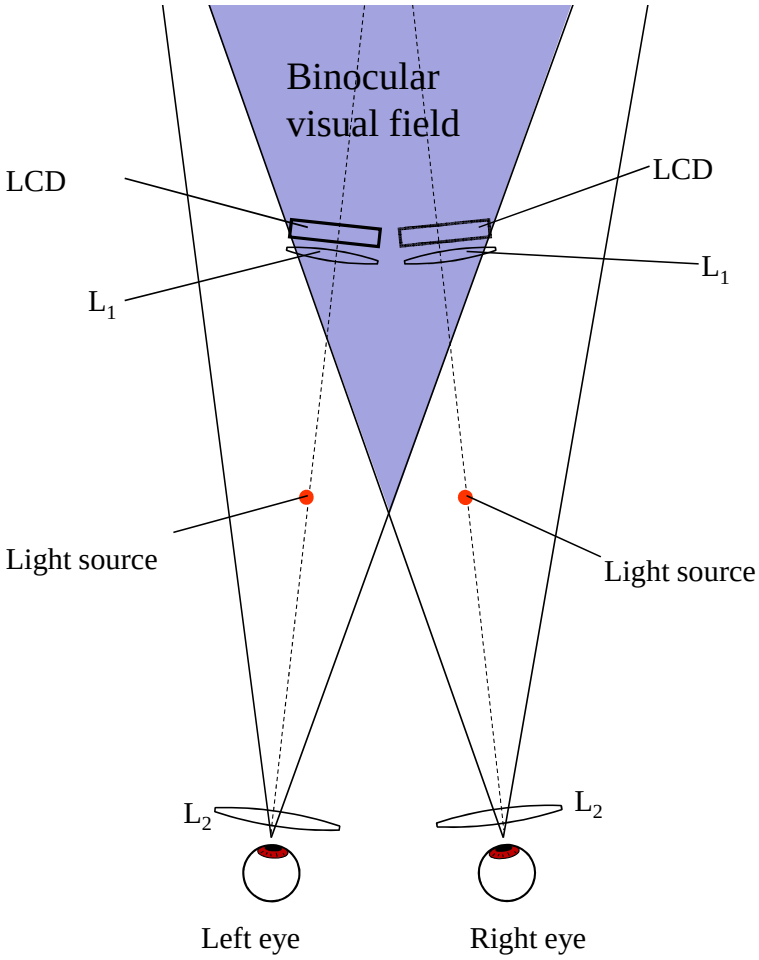


図 3.6 両眼視用接眼型電子ホログラフィックディスプレイ

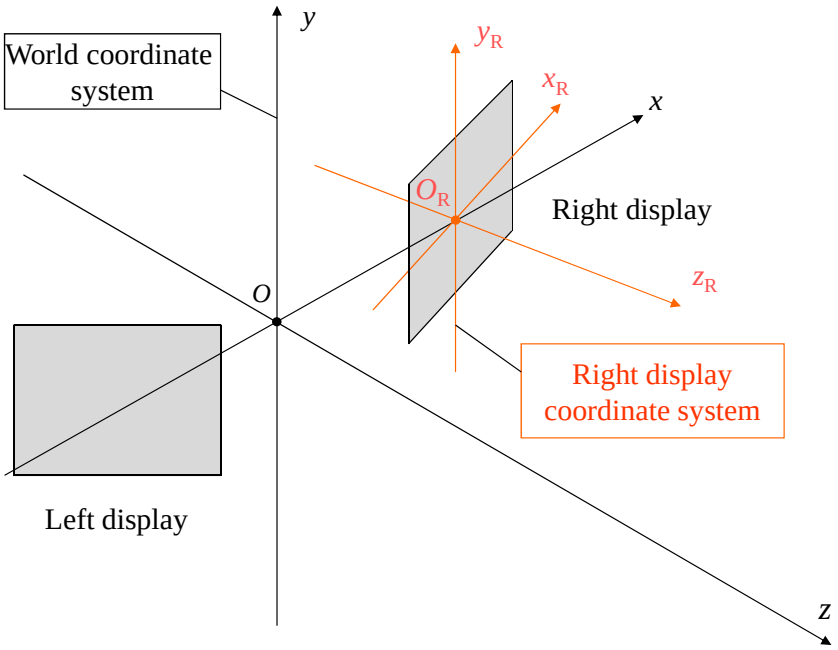


図 3.7 ワールド座標系とディスプレイ座標系

第4章　評価システム

4.1　ホログラム再生装置

本研究の目的である全方向視差をもつ電子ホログラフィの再生像に対する奥行き知覚の評価を行うためには，視野角が大きく，両眼視が可能な再生装置が必要なため，前述の両眼視用接眼型電子ホログラフィックディスプレイを用いる．表示装置は図 4.1 に示す構成で作成した．図 4.1 中の d_V は視点から L_2 までの距離，d_{L_2} は L_2 から再生照明光用の LED までの距離，d_{L_1} は L_1 から表示デバイスである LCOS(Liquid Crystal on Silicon) までの距離を表す．表 4.1 にそのパラメータを示す．この設計は，視標の呈示位置を眼に負担のかかりにくい 500 mm から，焦点調節の有効な範囲の上限である 2000 mm までの間が有効であると考え [2]，その範囲で両眼視野を得ることができるよう決定した．その際，右眼用の光学系と左眼用の光学系をそのまま観察者の正面に配置してしまうと，光学系同士が物理的に干渉してしまうため，本光学系では右眼用の光学系の L_2 を除いた光路をプリズム

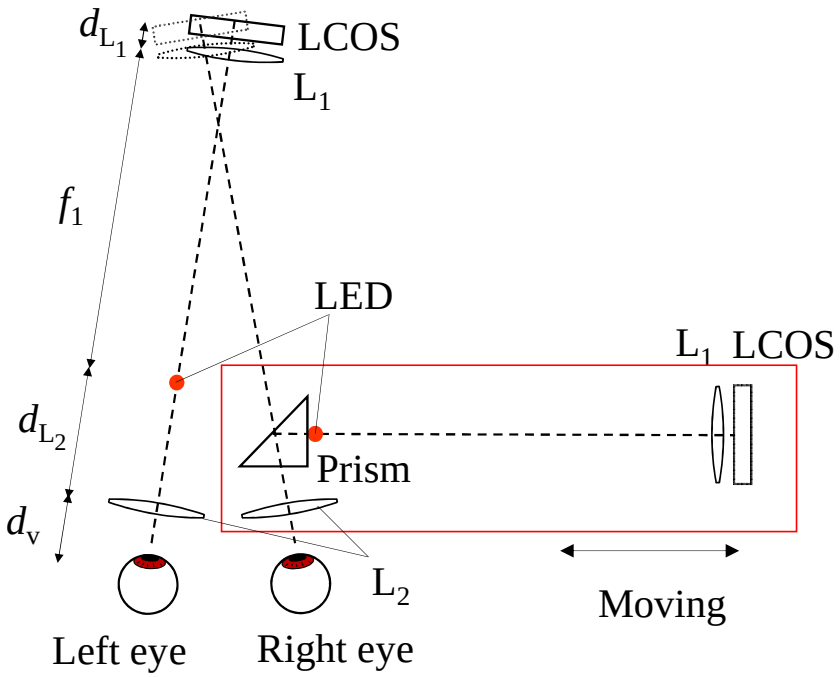


図 4.1 使用した光学系の配置

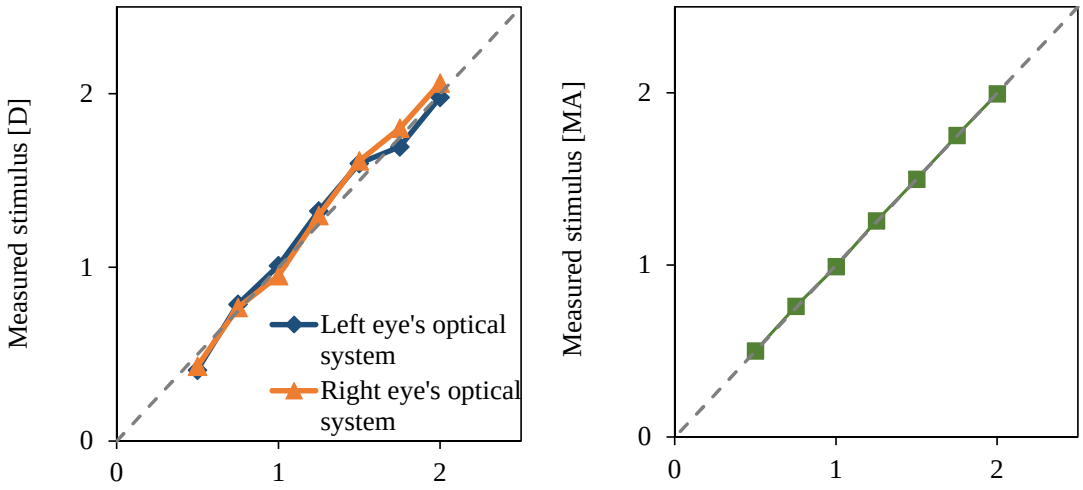
によって曲げることとした．また，本光学系は視域が狭くなってしまうため，観察者の瞳孔間距離によっては光学系を配置し直す必要がある．そこで，右眼用の光学系を可動式の台上にすべて配置することで，光学系全体を平行移動できる構造とした．これにより観察者の瞳孔間距離に応じて少ない手間で光学系を変更することができる．ただし，L_2 の物理的な干渉の影響から，対応可能な最小瞳孔径は 58mm である．また，右眼用の光学系の平行移動量に応じて，ホログラムの再計算が必要になる．

光学系の作成時には，一般的には位置誤差やレンズの収差による誤差が存在しており，これらによる影響が大きいと正しい位置や形状で像が再生されないため，正しい調節や輻輳の刺激を被験者に与えることができなくなってしまう．特に本再生装置では，表示位置の誤差がレンズの屈折率に比例するため，レンズや光源のわずかな配置誤差でも再生像の位置誤差は大きいものとなってしまう．そこで実験の前に，調節，輻輳の刺激をカメラを用いて測定し，補正を行った．

調節刺激の測定に関しては，以下の手順で測定を行った．まず再生像を設定した位置に表示し，その再生像に対してカメラのピント調節を行う．そのカメラのピントを動かさずにカメラの位置を変更し，実物体の視標に向ける．続いて，実物体の視標をカメラのモニタ上でピントが合っていると判断される位置に移動する．最後に実物体とカメラとの距離を測定することで，再生像からカメラまでの距離を間接的に求める．これを設定値が 0.5 D から 2.0 D まで 0.25 D 刻みで表示した再生像に対して行い，最小二乗法によりその測定値と設定値に関する 2 次の近似曲線を求める．この近似曲線の逆関数を誤差補正関数として用いて補正を行った．この方法を用いて補正した再生像に対して，再度同様の手順で調節刺激を測定した結果を図 4.2 (a) に示す．横軸は設定した奥行き位置，縦軸は測定により得られた表示位置であり，破線は両者が一致する位置である．この結果において破線付近に点がプロットされていることから，補正が正しく行われ，本再生装置が正し

表 4.1 使用した光学系のパラメータ

Display	Display resolution	1920 ×1080 pixels
	Display size	15.4 × 8.6 mm
	Pixel pitch	8.0 μm
L_1	Focal length	300 mm
	Lens diameter	25 mm
L_2	Focal length	100 mm
	Lens diameter	50 mm
Wave length		650 nm
d_{L_1}		10 mm
d_{L_2}		150 mm
d_V		150 mm



(a) 調節刺激　　(b) 輻輳刺激

図 4.2 カメラにより測定した再生装置の調節・輻輳刺激 (出典: [41])

い調節刺激を与えることができることを確認できる．

また，輻輳刺激に関しては，以下の写真測量の方法で測定を行った [40]．まず左眼の視点位置にカメラを配置し，表示された再生像の写真を撮影する．次に，カメラを視点間の距離 PD だけ平行移動させ，右眼用の視点位置から再生像の写真を撮影する．左眼用および右眼用の視点で撮影された写真中で再生像の中心にあたる画素の左端から数えた画素数をそれぞれ x_{L}，x_{R} とすると，再生像の奥行き z は，撮影写真の水平方向の全画素数 n_p と画素間隔 p，カメラの焦点距離 c を用いると次式で算出される．

$$z = \frac{n_x}{p} \frac{c}{x_{\mathrm{L}} - x_{\mathrm{R}}} \mathrm{PD} \tag{4.1}$$

この方法を用いて再生像の輻輳刺激を測定した結果を図 4.2 (b) に示す (PD $=$ 60mm)．グラフの見方は図 4.2 (a) と同様である．この結果から，本再生装置は輻輳に関して補正を行わなくても正しい刺激を与えることができることを確認できる．

4.2 調節・輻輳応答測定器

4.2.1 調節・輻輳の測定

まず輻輳については，眼球運動の一種であることから，表 4.2 に示す眼球運動の測定法 [42] を用いて測定することができる．これらの測定法のうち，接触型に分類されるものについては，一般的に高精度な測定を行うことができるが，被験者

表 4.2 眼球運動の測定法

測定法	分類	説明
眼球電位法	接触型	角膜部が網膜部に比べて 1 mV 弱の正の電位を有することを利用．眼の周りに皮膚電極を取り付けることでこの電位差を検出する．
オプティカル・レバー法	接触型	端に小さな鏡を取り付けたコンタクトレンズを角膜に装着．鏡による光線の反射光を画像解析または光電変化で取り出す．
サーチコイル法	接触型	周りにコイルを取り付けたコンタクトレンズを装着し，被験者の眼を一様な交流磁場内に置くことで，眼球の回転に比例した誘導電流を得る．
強膜反射法	非接触型	角膜と強膜の反射率が異なることを利用．角膜輪部に微弱な赤外線を照射し，その反射光の強度変化を測定する．
角膜反射法	非接触型	点光源照明を角膜に照射した際に明るく現れる角膜反射像を利用．眼球運動によって変化する位置を測定する．
画像処理による計測法	非接触型	眼球をビデオカメラで撮影し，その画像から瞳孔や虹彩を抽出する．

の眼に装置を装着する必要があるため，被験者の負担になり，長時間の測定が困難である．これに対して，非接触型による測定では，被験者の眼に直接の影響を及ぼすことなく測定を行うことができる．図 4.3 は角膜反射を利用する場合の原理図を模したものである [43]．極端に近視もしくは遠視でない眼であれば角膜は眼球の半径とは異なる曲率半径をもつ球の一部とみなすことができる．ここに平行光を入射すると，角膜は凸鏡面としてはたらき，曲率半径の半分の位置に入射光の虚像 P をつくる．眼球の中心を C とし，それを中心に角度 θ だけ回転すると，角膜の曲率中心は O から O' へ移動し，角膜反射像は P' へ移動する．P から P' への移動距離は眼球の正面から見た場合，OCsinθ となる．OC は約 6mm であることから，眼球回転角度 1 度につき約 0.1mm の関係になるため，回転角を求めることができる．また，画像処理による計測法では，瞳孔を検出して楕円近似したパラメータから角度を求める方法が提案されている [44]．しかし，角度が小さい場合は楕円が円に近くなり，精度が低くなるというため改善が続いている分野である．

一方，調節の測定は眼科で用いられているオートレフラクトメータを用いて行うのが一般的である．オートレフラクトメータでは，赤外線の測定用視標を被験者の眼に投影し，眼底に生じる像の大きさを検出することによって測定を行う (図

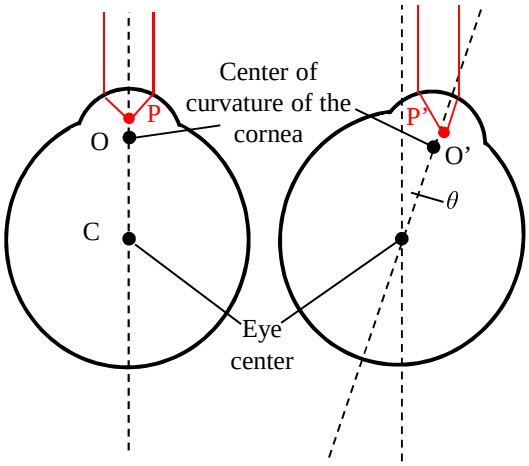
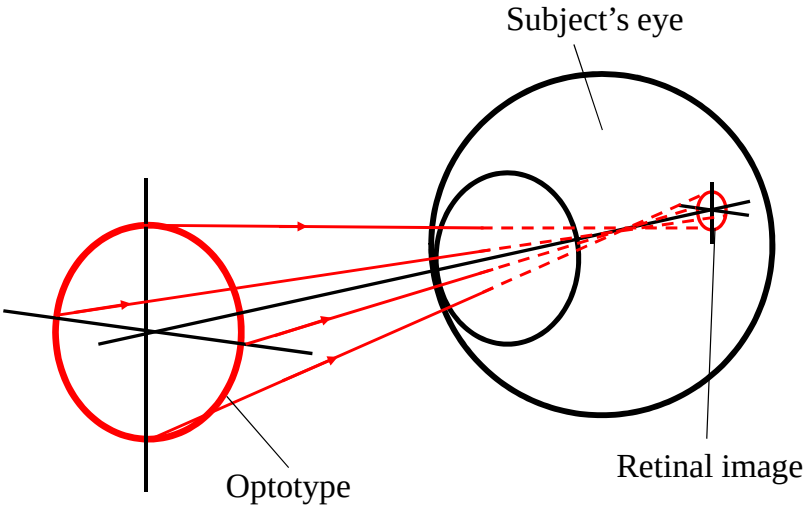


図 4.3 角膜反射法を利用した眼球回転角の算出原理

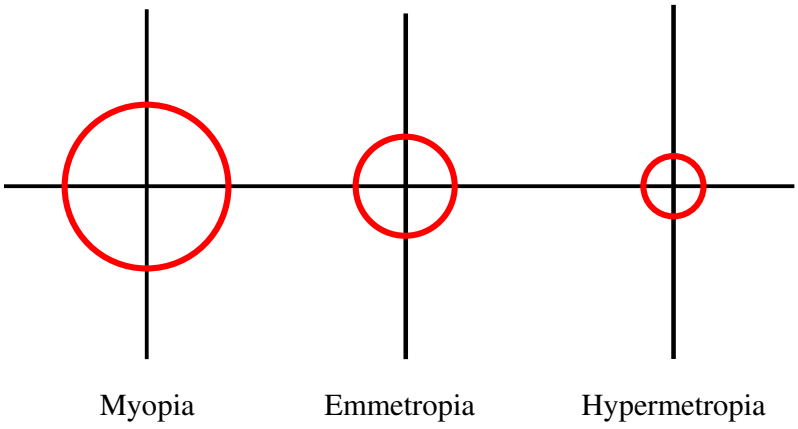
4.4)．被験者が近視の場合，眼底よりも手前側で像を結ぶため，眼底に写る像は正視の場合と比較すると大きくなる．逆に，被験者が遠視の場合，眼底よりも奥側で像を結ぶため，正視の場合と比較して像の大きさは小さくなる．この眼底に写る像をセンサで検出し，画像解析によりおおよその大きさを求め，それが正視の場合と概ね同等となるように内部のレンズを移動させて調節する．その後，センサに写った像を画像解析して楕円近似する．このときの内部レンズの移動量および楕円近似によって求めた像の短径，長径とその方向から，眼の調節および乱視軸を測定することができる．

また，近年では Shack-Hartmann 波面センサを用いた測定器も開発されている [45]．Shack-Hartmann 波面センサを用いた測定器の光学原理図を図 4.5 に示す．レーザダイオードなどの高輝度な光源から照射された光をレンズによって細い光束として眼に入射すると，眼底上に二次的な光源ができる．この光源からの散乱光は瞳全体に広がるように反射され，眼球内の収差の影響を受けゆがみながら眼の外へ射出される．この射出された光を Hartmann プレートとよばれる多数並べられたレンズで曲げ，光軸からのずれをセンサで検出し，波面の形状を計算する．これにより眼球内の収差などの情報を取得することができる．この方式は，先行研究 [23] で使用されている．

さらに，もう一つの測定法として，小児の屈折率検査に用いられるフォトレフラクション法 [46] がある．この測定法は，光源より照らされた被験者眼をカメラにより撮影する．カメラのレンズ中心と被験者の瞳孔中心を結んだ測定光軸から偏心させた光源により被験者眼を照らすことで，撮影された写真の瞳孔中に，被験者が近視であれば光源と同側に，遠視であれば反対側に明るく写る部分が現れる．この明るい部分の長さと屈折異常の度合いは線形の関係があることから，画像解析により被験者眼の屈折状態を知ることができる．フォトレフラクション法では，測定精度に被験者の瞳孔径が影響するため，一定以上の瞳孔径を必要とする．また，この応用で動画を撮影しながら計算も行うことで実時間測定を可能と



(a) 測定光束と眼底像



(b) 眼底像の違い

図 4.4 オートレフラクトメータによる調節測定の原理

したビデオレフラクション法も提案されている．

オートレフラクトメータや Shack-Hartmann 波面センサを用いた測定器は，一般に精度よく測定ができ，測定可能な最小瞳孔径も小さい．一方，オートレフラクトメータは被験者の視線方向を固定し，機器と瞳孔との間の位置調整を行ったうえで測定を行う必要があり，輻輳が起こる状況では視標呈示後から測定開始可能までの時間が不定になってしまうため，不向きである．また，オートレフラクトメータと Shack-Hartmann 波面センサを用いた測定器に共通して，被験者眼に対して近い位置に配置して使用しなければならないという制約がある．今回用いる再生装置は視域が狭いため，レンズと被験者眼の距離を十分にとることができないことから，これらと組み合わせるのは困難である．これに対して，ビデオレフラクション法を用いた測定器では，被験者眼から離れた位置から測定を行うことができ，別に輻輳測定用の器械を用意する必要もない．そこで，本研究では後者の方式を用いた測定器である PowerRef 3 (Plusoptix 社製) を用いる (図 4.6)．そ

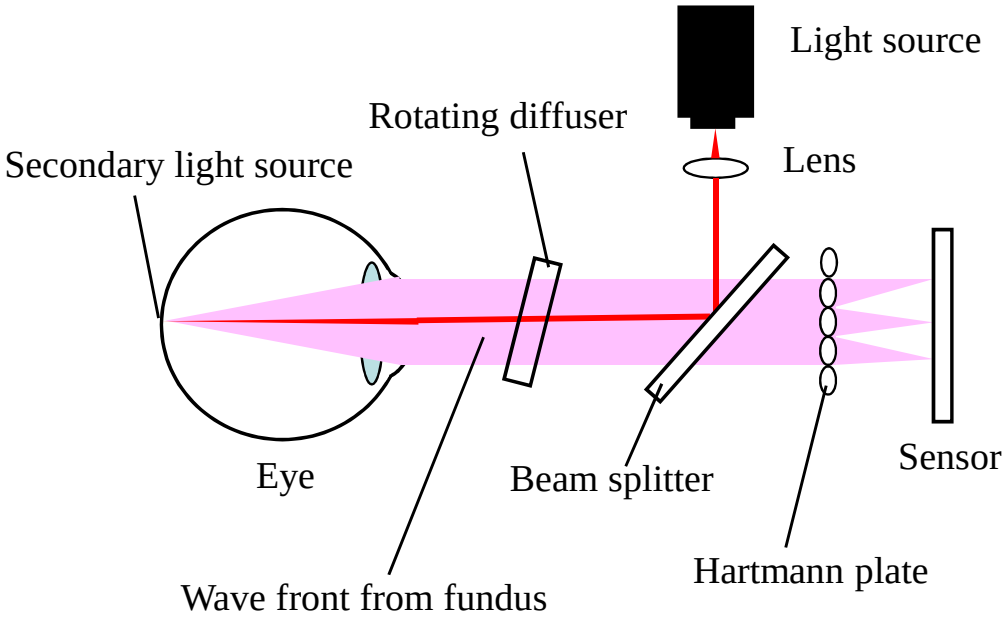


図 4.5 Shack-Hartmann 波面センサを用いた測定器の光学原理



図 4.6 使用した測定器 (出典: [47])

の仕様を表 4.3 に示す．この測定器は赤外 LED とカメラを搭載しており，被験者から 1 m 離れた位置から測定を行う．眼球運動の測定は，調節測定と同じ画像から角膜反射法を使用して行われる．サンプリングレートは 50Hz であり，サッケードのような高速な眼球運動の測定には向かないが，最大でも 30 度/s ほどである輻輳の測定には十分である．

4.3 評価システム全体の構成

本研究では電子ホログラフィの再生像と実物体に対する調節・輻湊応答の測定と再生像と実物体の比較による奥行きの主観評価を行う．そのためには，再生装

表 4.3 使用した測定器の仕様

Spherical range	-7.00 – 5.00 D in 0.01 D steps
Pupil size	4.0 – 8.0 mm in 0.1 mm steps (± 10 %)
Pupil distance	1.0 mm steps (± 10 %)
Time per measurement	0.02 s (50 Hz sampling rate)

置と実視標，測定器をすべて組合せる必要がある．これには，ハーフミラーを 2 枚用いて 3 方向からの光を被験者の眼に入射させる方法が考えられる．しかし，測定器からの光がハーフミラーを経由すると，眼底での反射光が減衰してしまい測定が不可能となる．今回の実験では，3 方向すべて同時に被験者の眼に入射させる必要はなく，それぞれの実験で 2 方向ずつで良い．そこで，測定系全体を図 4.7 のような構成とした．この構成では，被験者の眼前にあるミラー (M_1) を変更することにより，3 種類の実験すべてを行うことができる．ここで，ホットミラーは赤外光を反射し可視光を透過するもの，コールドミラーは赤外光を透過し可視光を反射するものであり，どちらもダイクロイックミラーの一種である．図 4.8 に実際に作成した測定システム全体を示す．また，各実験の際の光学系を CG モデル化し，各装置からの光路を示したものを図 4.9 に示す．

まず主観評価実験の際には，再生像と実物体の光路を確保する必要があるため，図 4.9(a) のように M_1 にハーフミラーを配置する．この場合，実物体からの光はコールドミラーとハーフミラーによって反射されて，再生像からの光はハーフミラーを透過して被験者の眼に届く．

次に，再生像に対する応答測定の際には，再生像と測定器の光路を確保する必要があるため，図 4.9(b) のように M_1 にホットミラーを配置する．この場合，測定器からの光は最上部のミラーに反射され，コールドミラーを透過し，ホットミラーに反射されることで最小限の減衰で被験者の眼に届く．また，再生像からの光はホットミラーを透過して被験者の眼に届く．

最後に実物体に対する応答測定の際には，実物体と測定器の光路を確保する必要があるため，図 4.9(c) のように M_1 にミラーを配置する．この場合，測定器からの光は図 4.9(b) の場合と同様に最小限の減衰で被験者の眼に届く．また，実物体からの光はコールドミラーとミラーに反射されて被験者の眼に届く．

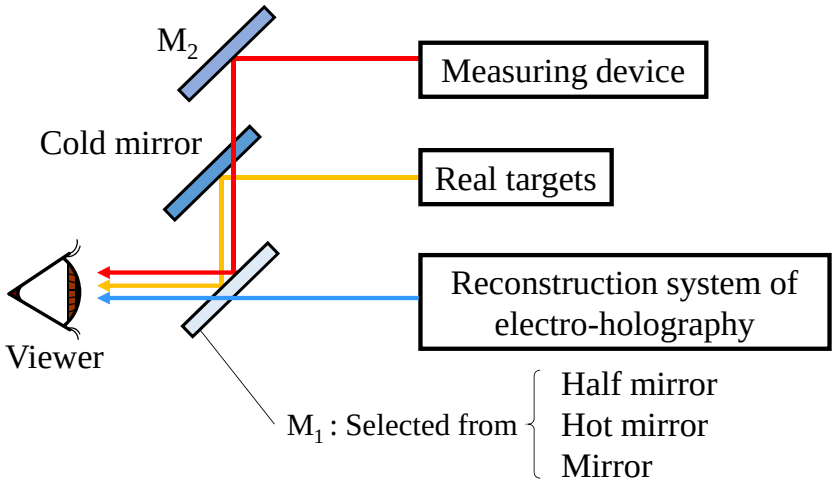


図 4.7 測定システムの概略図 (出典: [41])

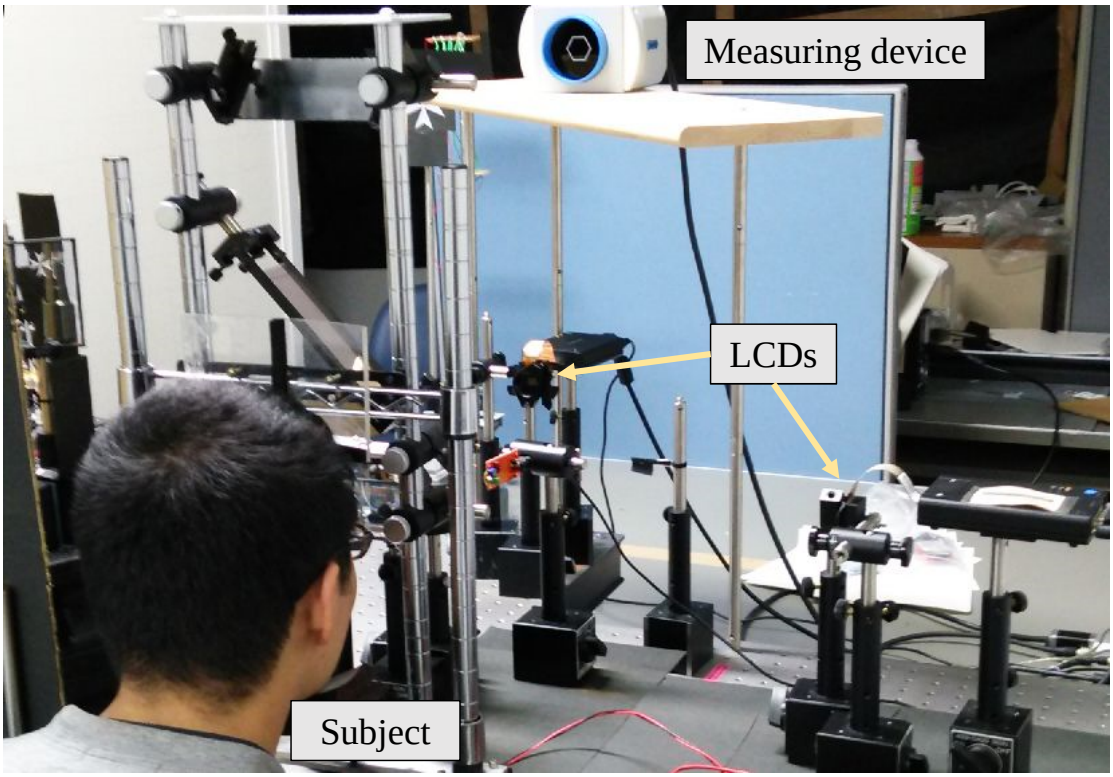
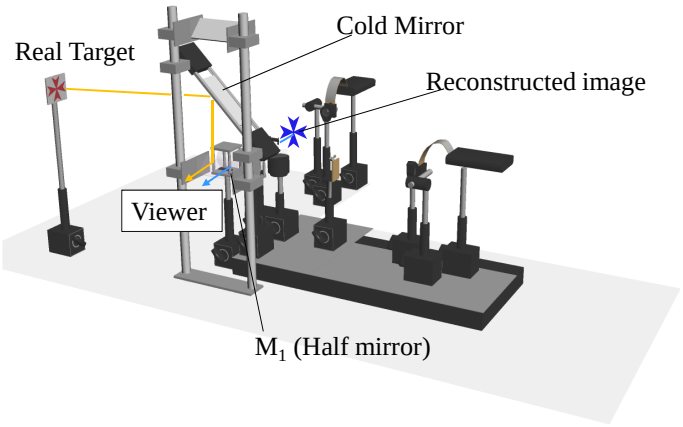
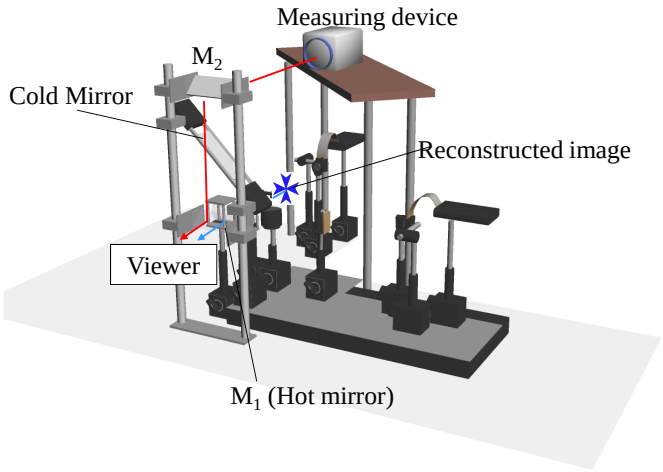


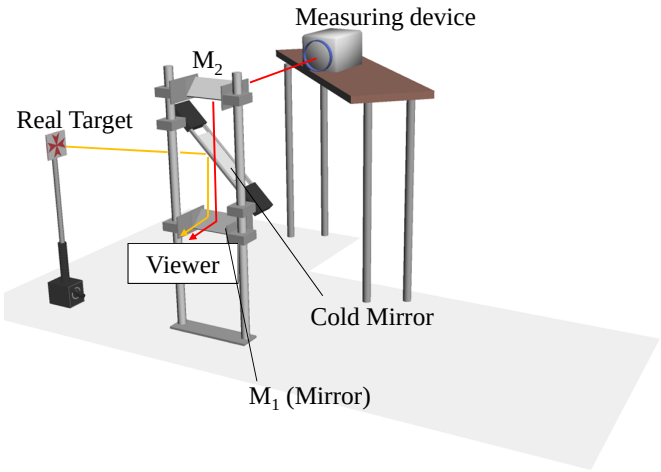
図 4.8 作成した測定システム (出典: [47])



(a) 主観評価の際の光学系



(b) 再生像に対する応答測定の際の光学系



(c) 実視標に対する応答測定の際の光学系

図 4.9 各実験の際の測定システムの配置

第5章　実験

本章では実験内容の説明とその結果について述べる．本研究では実験 1 から 3 の 3 つの実験を行った．実験 1 では，他覚的な測定結果と関連付ける主観評価として，再生像の呈示位置と知覚位置について，実物体と比較を行うものである．実験 2 は，最も基本である呈示した実物体や再生像に対して安定して観察できている状態に対して調節・輻輳応答を行う静的な測定を行い，再生像に対する基本的な特性を調べる．実験 3 はより実用に近い状況として，基礎的な動的応答の一つである，ステップ応答の測定を行い，再生像に対する特性を調べる．

すべての実験は視標以外の物体からの影響を最小限に抑えるため照度が 0.1 lx 以下の暗室で行った．これにより，測定に必要な瞳孔径を確保するため散瞳を促すことも可能である．散瞳剤は調節機能を麻痺させる効果もあるため使用しなかった．実視標の呈示は紙に視標の形状を印刷し，それを LED 光源で照らすことにより行った．視標には 2.5 節でも述べたとおり経験学習的要因が影響しないよう，平面のマルタ十字 [48] を使用し，奥行きによって見かけの大きさが変化しないよう，視角で大きさを統一した．視標の輝度は約 10 $\mathrm{cd/m^{-1}}$ であった．使用した視標を図 5.1 に示す．図 5.1 (a) は実視標の写真であり，図 5.1 (b) は電子ホログラフィにより再生した視標の写真である．再生するホログラムはあらかじめ瞳孔間距離 1mm きざみで計算したものを用意しておき，あらかじめ測定しておいた被験者の瞳孔距離に合わせて表示するホログラムの変更および光学系の移動を行った．



(a) 実視標　　(b) 電子ホログラフィにより再生した視標

図 5.1 使用した視標の一例

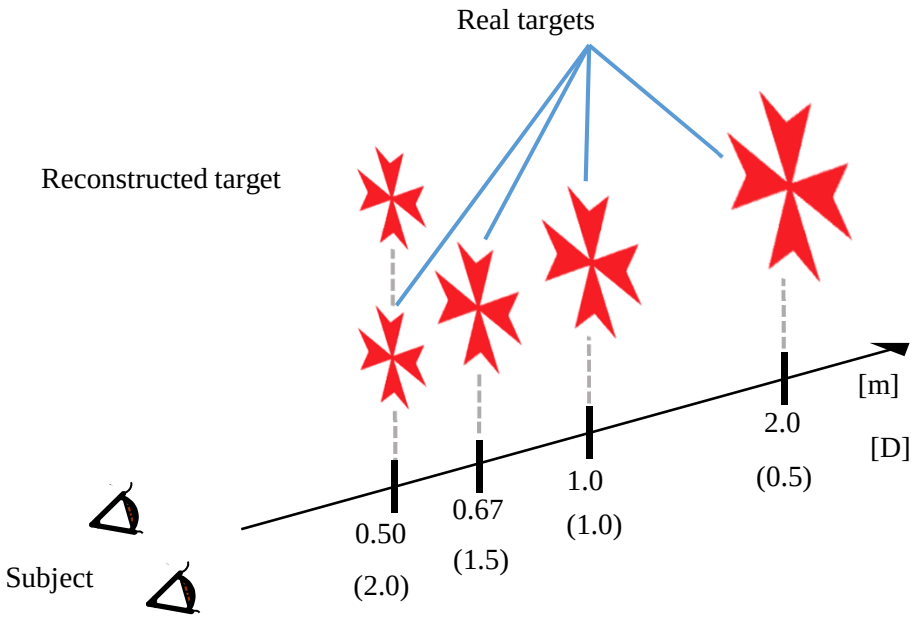


図 5.2 主観評価の様子

5.1 実験 1:奥行き主観評価

5.1.1 実験方法

実験 1 では，再生像と実視標を比較することにより知覚される奥行きの主観評価を行った．視標の呈示位置は 0.5 D，1.0 D，1.5 D，2.0 D の 4 種類，大きさは視角で 1.5 度とした．

実験方法は，まずあらかじめ設定した位置に視角で大きさを統一した実視標をすべて配置しておく．その後，設定した 4 つの距離からランダムで表示位置を決め，再生像を表示する．被験者は図 5.2 のようにホログラムによる再生像と実視標とを比較し，最も奥行きが近いと思われる実視標を回答する．回答された実視標の位置を再生像の知覚された位置とする．これをすべての呈示位置に対して繰り返し行う．この実験を屈折以外に眼に疾患がなく充分に調節力のある 18 歳から 20 歳の 14 名の被験者に対して行った．すべての被験者は裸眼もしくはコンタクトレンズによる矯正を行った状態で視力が 1.0 以上であること，すべての実視標に対して主観的に焦点を合わせることができること，またチトマスステレオテストにより両眼視に問題がないことを確認した．なお，再生装置の設計上，瞳孔間距離は 58mm 以上である．

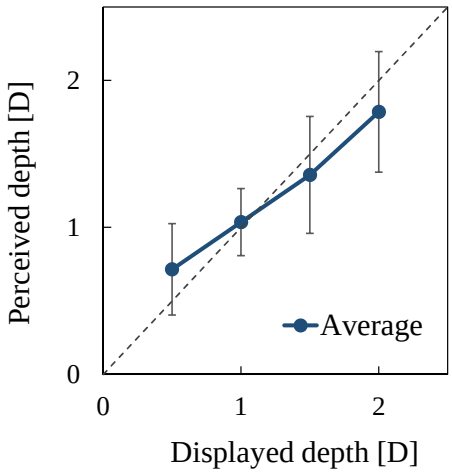


図 5.3 主観評価結果

5.1.2 実験結果

実験 1 の結果を図 5.3 に示す．このグラフにおいて，横軸は再生像を表示した奥行き位置，縦軸は被験者によって知覚された奥行き位置を示す．破線は両者が一致する理想的な位置であり，各点はすべての被験者の平均値，エラーバーは標準偏差を表す．この結果から，平均値はどの奥行きでも理想直線に対して標準偏差内に収まっていることがわかる．そのため，多くの被験者は再生像を表示した奥行きに知覚できているといえる．しかし，一部の被験者は正しい奥行きに知覚できていなかったこともわかる．

また，今回の実験では真の知覚位置と実験により得られる知覚位置では最大 0.25 D の誤差が生じている．この誤差は，眼の焦点深度を踏まえると調節での奥行き知覚に関しては大きいとはいえないが，輻輳に関してはこれよりはるかに小さな誤差で奥行きを知覚することができる．さらに，たとえば 0.5 D の位置に再生像が呈示された際に，被験者が再生像の奥行きをこれよりはるかに遠くに感じたとしても，感じた奥行きにもっとも近い実視標は 0.5 D の位置にあるものであるため，結果的に正しく知覚できたとみなさる．これらのことから，再生像の主観的な奥行きをより詳細に調べるためには，実験方法にさらなる工夫が必要である．

5.2 実験 2:静的な調節・輻輳応答測定

5.2.1 実験方法

実験 2 では，再生像と実視標に対する静的な調節・輻輳応答の測定を行う．呈示位置は実験 1 のときと同様の 4 種類とし，大きさも実験 1 と同様に視角 1.5 度で統一して行った．被験者も実験 1 と同じ 14 名とした．

実験方法は以下のとおりである．まず，被験者はあご台に頭を乗せて視点位置を固定し，実験者は設定した 4 つの呈示位置からランダムで 1 つを選び，視標を呈示する．被験者は視標を両眼で観察できていること，視標に焦点が合っていることを確認し，実験者に伝える．その後測定を開始し，4 秒間の応答を測定する．この 4 秒間の測定のうち，瞬きなどにより測定が失敗した時間を除き，もっとも安定していると考えられる 1 秒間の応答を測定結果として用いる．測定が終わってから 15 秒以上の休憩時間を設け，その間被験者は眼を閉じることで疲労が実験に影響を与えないよう配慮する．休憩の後は同様の手順で実験を繰り返していく．測定は各呈示位置で 3 回行う．はじめに電子ホログラフィによる再生像に対する応答の測定を行い，それがすべて終了してから実視標に対する応答の測定を行う．

5.2.2 実験結果

実験 2 の結果は図 5.4–5.7 に示す．図 5.4 および 5.5 は調節応答の測定結果を示し，図 5.5 最下部は全体の平均を示す．被験者ごとのグラフは 3 回の測定の平均を測定結果としてプロットしている．横軸には視標刺激，縦軸には応答をとっている．実線が実視標に対する応答，破線が再生像に対する応答を表し，図 5.5 のエラーバーは標準偏差を表す．刺激と応答が一致する場合，黒の破線上に点がプロットされる．また，図 5.6 および 5.7 は輻輳応答の測定結果であり，調節同様図 5.7 最下部は全体の平均を示す．グラフの見方も調節と同様である．ここで，輻輳応答の単位は [MA] (Meter Angle) としており，[D] と同様 [m^{-1}] に等しい単位である．

これらの結果から，グラフのほとんどの場合において応答は刺激に応じて変化しており，実視標に対する応答と再生像に対する応答の差は標準偏差内に収まっていることがわかる．しかし，ほとんどの被験者では黒の破線付近に点がプロットされておらず，全体平均のグラフからわかるとおり調節・輻輳ともに刺激に対してマイナス側に値が寄っている．また，被験者 IM の調節・輻輳のように刺激に対して応答が大きく下回っている例や，被験者 SU の調節・輻輳にように比較的刺激と応答が近い例があるなど，調節・輻輳ともに値に個人差がある．先行研究でも，実物体に対する調節応答が視標刺激に対して一致しないことが確認されているが [23]，本研究での不一致はこれよりも非常に大きい場合が多い．特に，応答が 0 未満となる結果が多く存在しているが，これは本来被験者が遠視であり，調節がはたらいていない状態でなければ起こらない．しかし，遠視の被験者は 1 名しか存在していなかったことから，真の応答値とは異なっていることがわかる．また，輻輳応答については正常な眼位の被験者でこのような不一致が生じることは確認されていない．これらのことから本研究で用いた測定器は，真の応答値からは被験者ごとに一定量のずれが生じると考えることができる．したがって，被験者ごとの再生像に対する応答と実視標に対する応答とで比較すると，値が大きく異なる例は少ないことがわかる．調節よりも輻輳のほうが応答の差は小さいことが多いが，同一条件における応答の標準偏差も小さい．

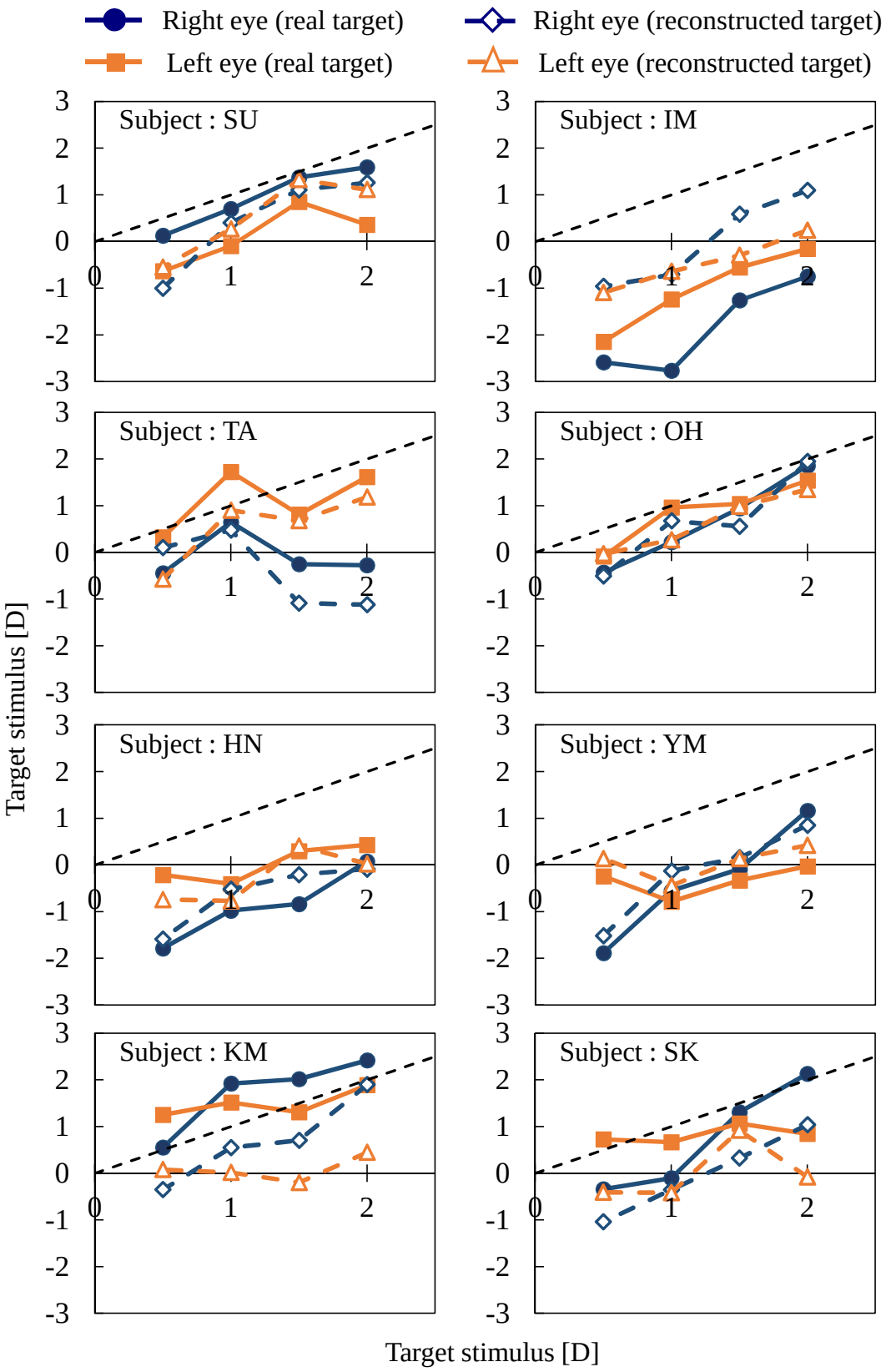


図 5.4 静的な調節応答測定結果 1

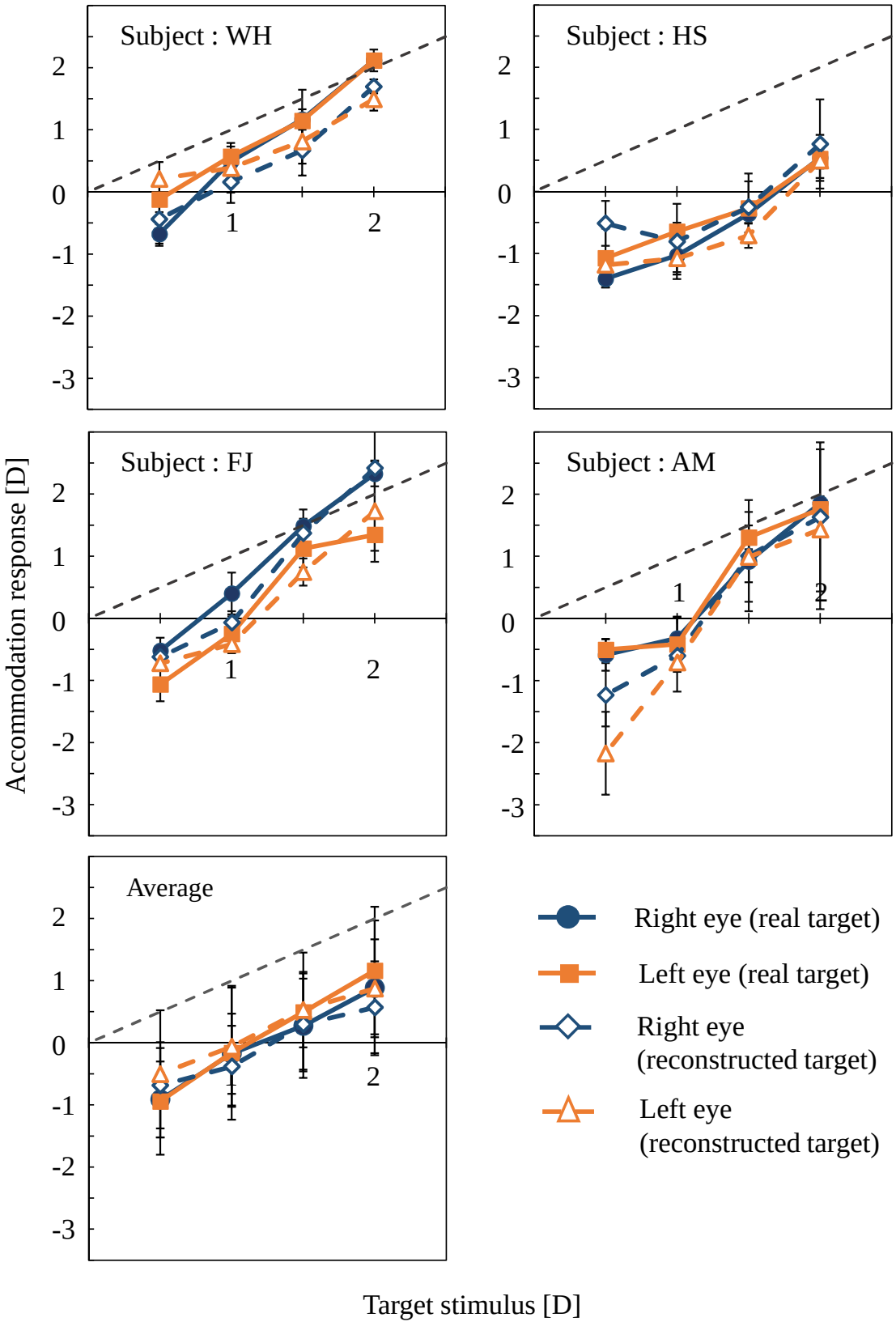


図 5.5 静的な調節応答測定結果 2

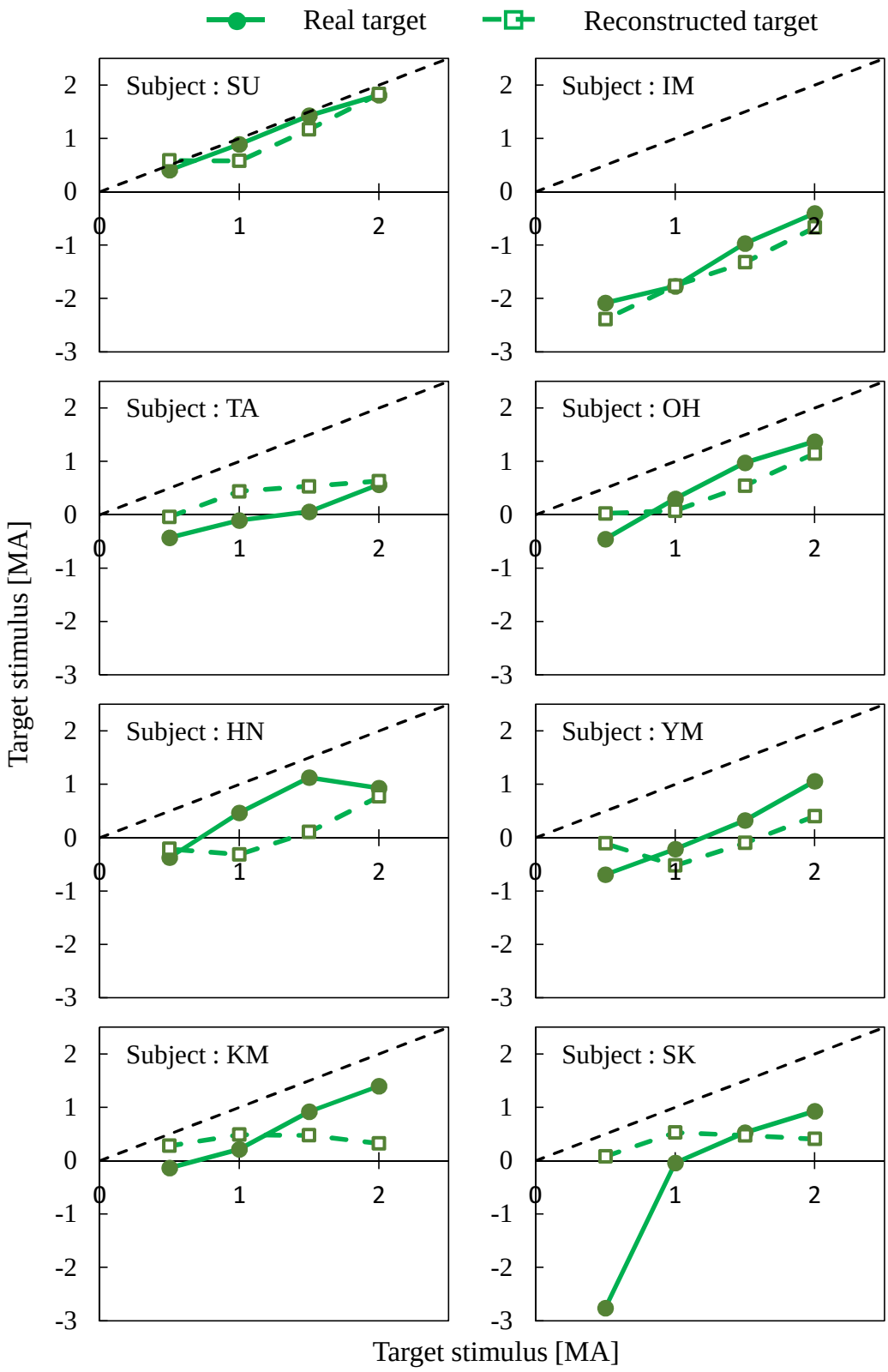


図 5.6 静的な輻輳応答測定結果 1

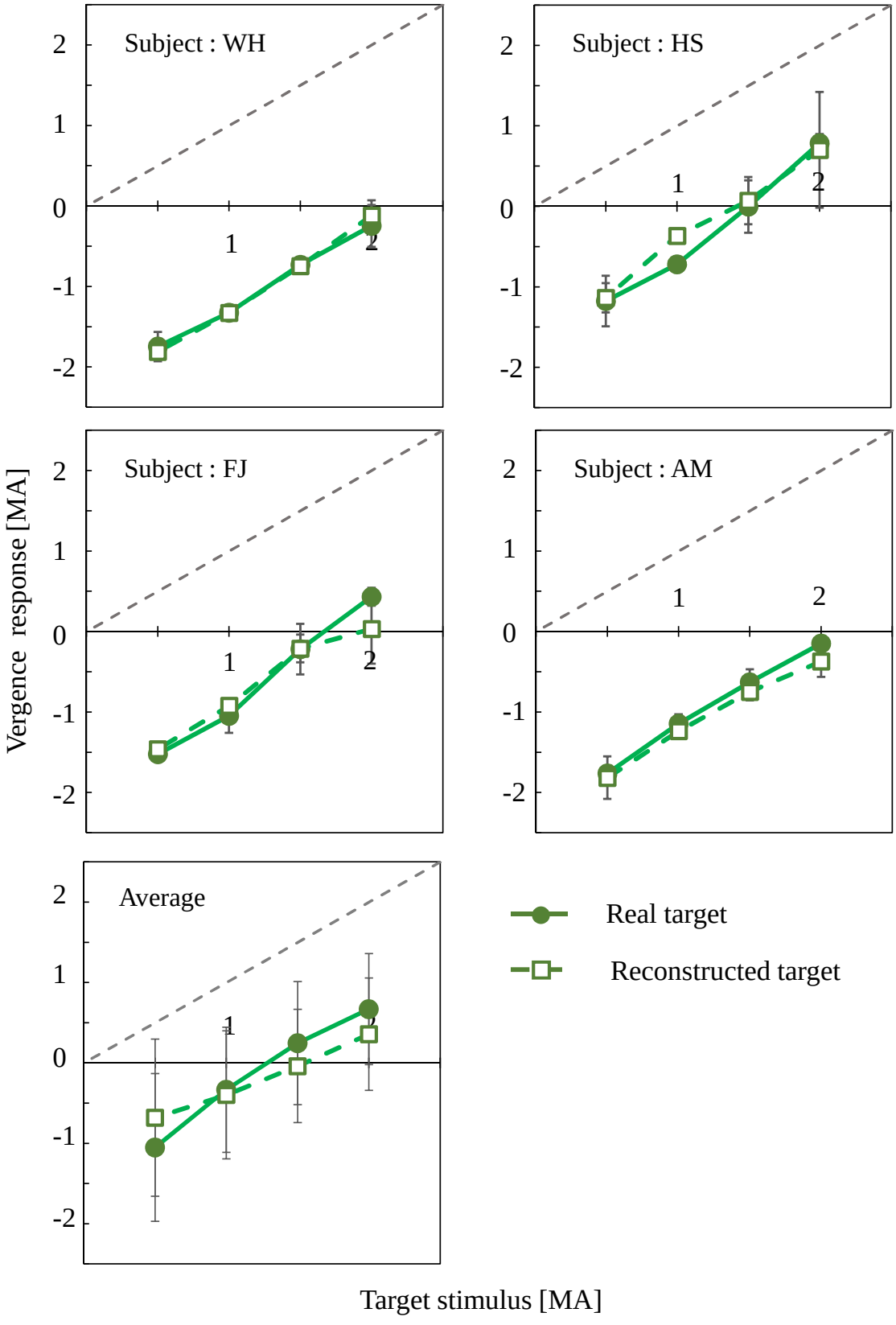


図 5.7 静的な輻輳応答測定結果 2

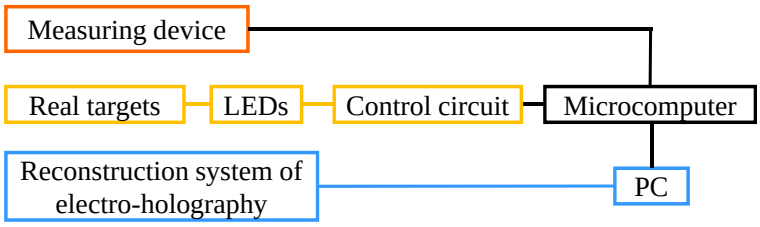


図 5.8 各装置の接続

5.3 実験 3:動的な調節・輻輳応答測定

5.3.1 実験方法

実験 3 では，現在まで測定された事例のない，電子ホログラフィによる再生像に対する動的な調節・輻輳応答を測定する．特に，本研究では基礎的な動的応答の一つである，ステップ応答の測定を行う．ステップ応答とは，ステップ状に変化する視標刺激に対する応答であり，奥行きが切り替わる瞬間の応答から，定常状態に至るまでの経緯を知ることができる．

本研究では，視標刺激は 1.0 と 2.0 D の 2 種類，大きさは視角で 2 度とした．実視標は図 5.9 のようにハーフミラーを挟んで左眼の視軸上の 2 つの位置に配置され，視標を照らす LED を交互に点灯することで視標の奥行きをステップ上に変化させることができる．また，再生像の場合，接続するコンピュータにより LCOS に表示する干渉縞を変更することで，表示する奥行きもステップ状に変化させることができる．実視標を照明する LED や LCOS の表示を制御するコンピュータ，測定器は，すべてマイクロコンピュータに接続され，このマイクロコンピュータが同時に信号を送ることで視標の呈示開始時刻と測定開始時刻を同期させた．視標は，はじめ 1.0 D の位置に呈示され，5 秒後に 2.0 D の位置に，またさらに 5 秒後に 1.0 D の位置に呈示されるといったように，合計 15 秒間呈示され，その間の応答を測定する．被験者には視標が呈示されるとできるだけ早く両眼融像するように視標を見るよう指示した．各被験者で再生像，実視標に対する応答をそれぞれ 4 回ずつ測定し，はじめの 1 回を練習として除いた 3 回分を実験結果として使用した．なお，測定中瞬きの影響などで測定が不可能であった時間の応答は除外した．また，そのままのデータでは雑音が多いため，0.2 秒間の移動平均をとったものを使用した．再生像に対する応答をはじめに測定し，それがすべて終了してから疲労による影響を軽減するために 5 分間の休憩時間を設けた後，実視標に対する応答の測定を行った．被験者は 18 歳から 25 歳の 11 名で，すべての被験者は矯正を行った状態で視力が 1.0 以上であること，またチトマスステレオテストにより両眼視に問題がないことを確認した．

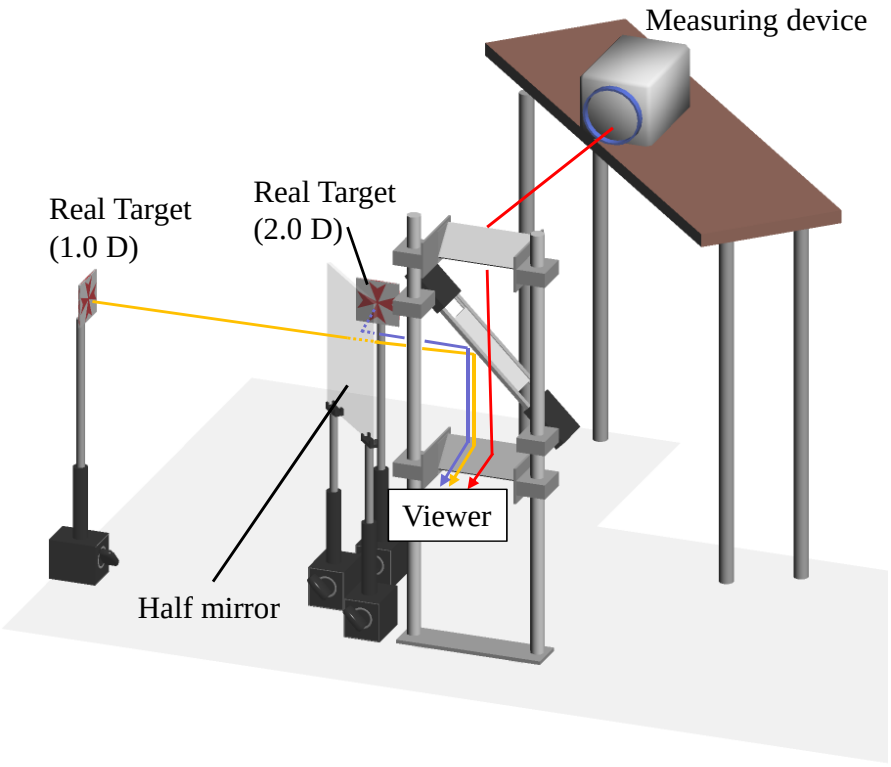


図 5.9 実視標に対するステップ応答測定

5.3.2 実験結果

実験 3 の測定結果を図 5.10–5.15 に示す．図 5.10–5.12 は調節応答を，図 5.13–5.15 は輻輳応答を示し，それぞれ最後のグラフは全体の平均である．なお，調節は左眼の応答を示す．グラフの横軸は測定開始からの経過時間，縦軸は応答である．黒の実線は視標の刺激位置を示しており，刺激に対して応答が時間的にも量的にも差異がなければ，この上にプロットされる．被験者ごとの応答のグラフは，3 回の測定をすべて平均したものを示す．これらのグラフからわかるとおり，実験結果は被験者によって異なり，大きく 3 種類に分けられた．それぞれの被験者の集まりをグループ 1，グループ 2，グループ 3 とする．グループ 1 は被験者 AM のように，再生像と実視標のどちらの条件でも刺激に応じて応答が変化し，応答の値も両者で近い被験者である．グループ 2 は被験者 YM のように，再生像と実視標のどちらの条件でも刺激に応じて応答が変化するが，応答の値で両者に違いが見られるもしくは変化が一部しかみられない被験者である．グループ 3 は被験者 MS のように，実視標を観察した場合刺激に応じて応答が変化するが，再生像を観察した場合刺激が変化しても応答にほとんど変化がみられない被験者である．それぞれのグループに分類された人数は以下のとおりである．調節応答は，グループ 1 が 5 名，グループ 2 が 3 名，グループ 3 が 3 名，輻輳応答については，グループ 1 が 6 名，グループ 2 が 3 名，グループ 3 が 2 名である．

また，被験者のうち，調節，輻輳ともにグループ 1 および 2 に分類された被験者 7 名に関して，視標の刺激が変化してから実際に応答が変化するまでの時間 (潜時) を算出し，平均したものを表 5.1 に示す．表中の「FN」は視標が近接する場合，「NF」は視標が離反する場合を指す．この表から，再生像を観察する場合のほうが，実視標を観察する場合よりも 0.12 から 0.17 s 程度潜時が大きいことがわかる．

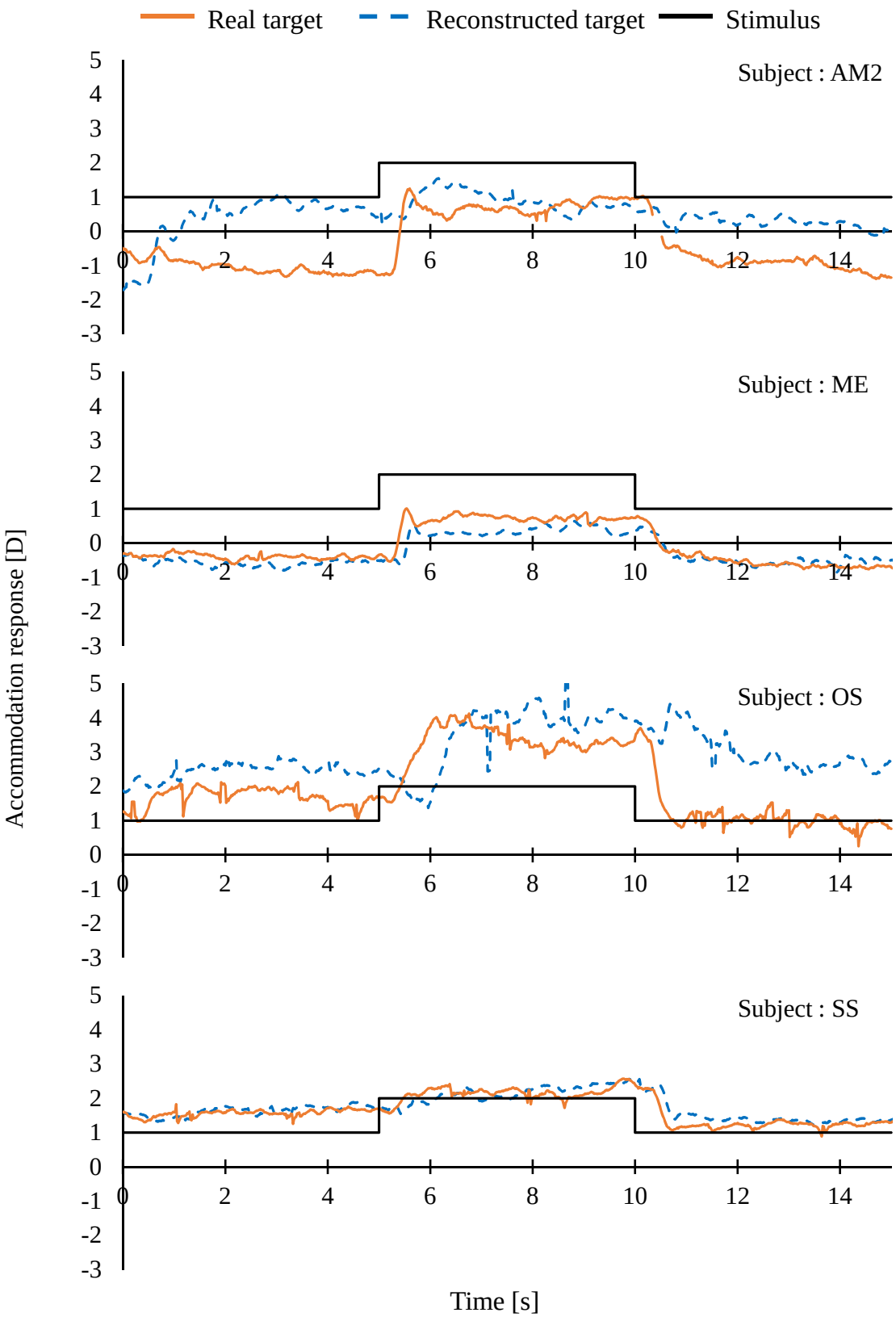


図 5.10 調節のステップ応答測定結果 1

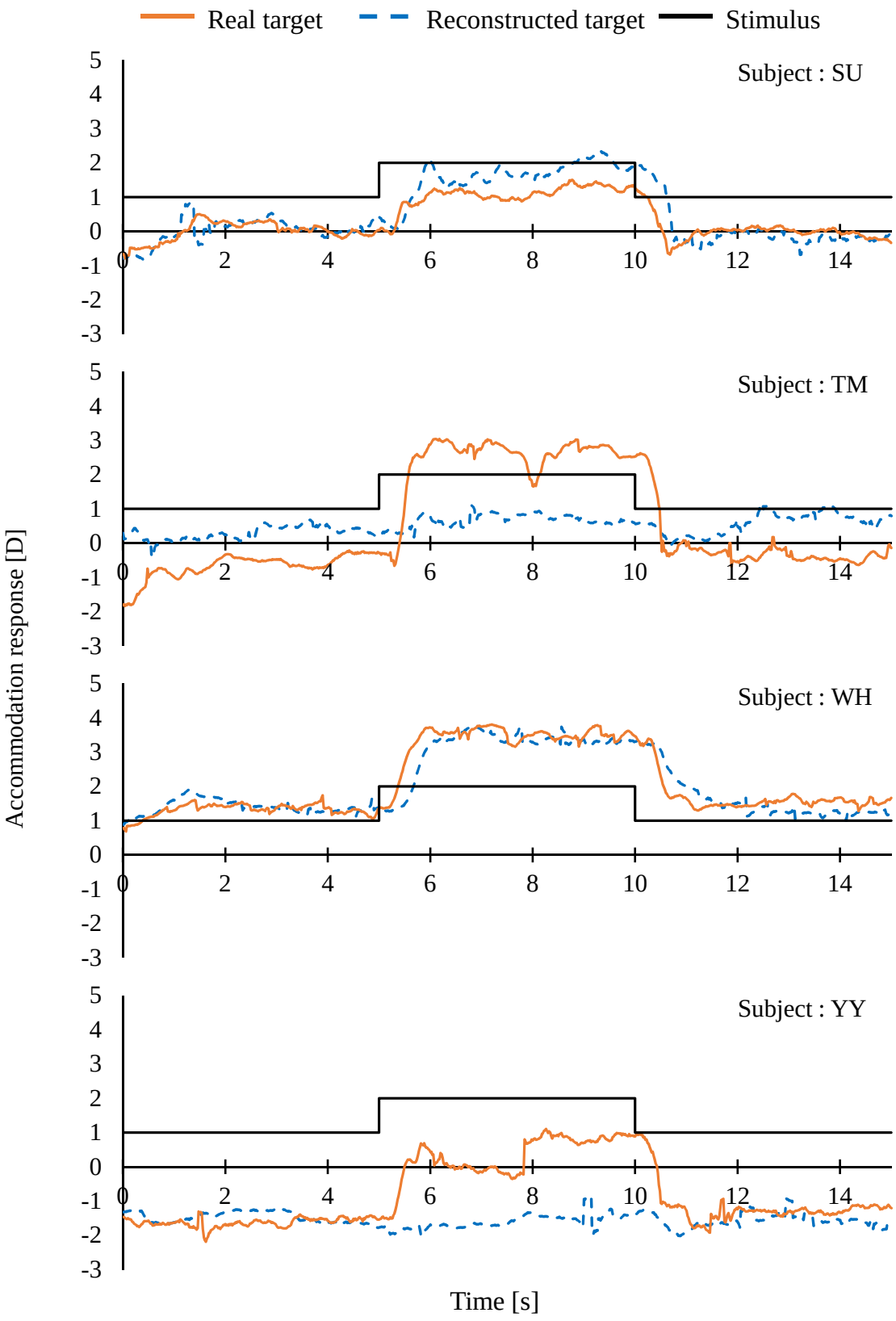


図 5.11 調節のステップ応答測定結果 2

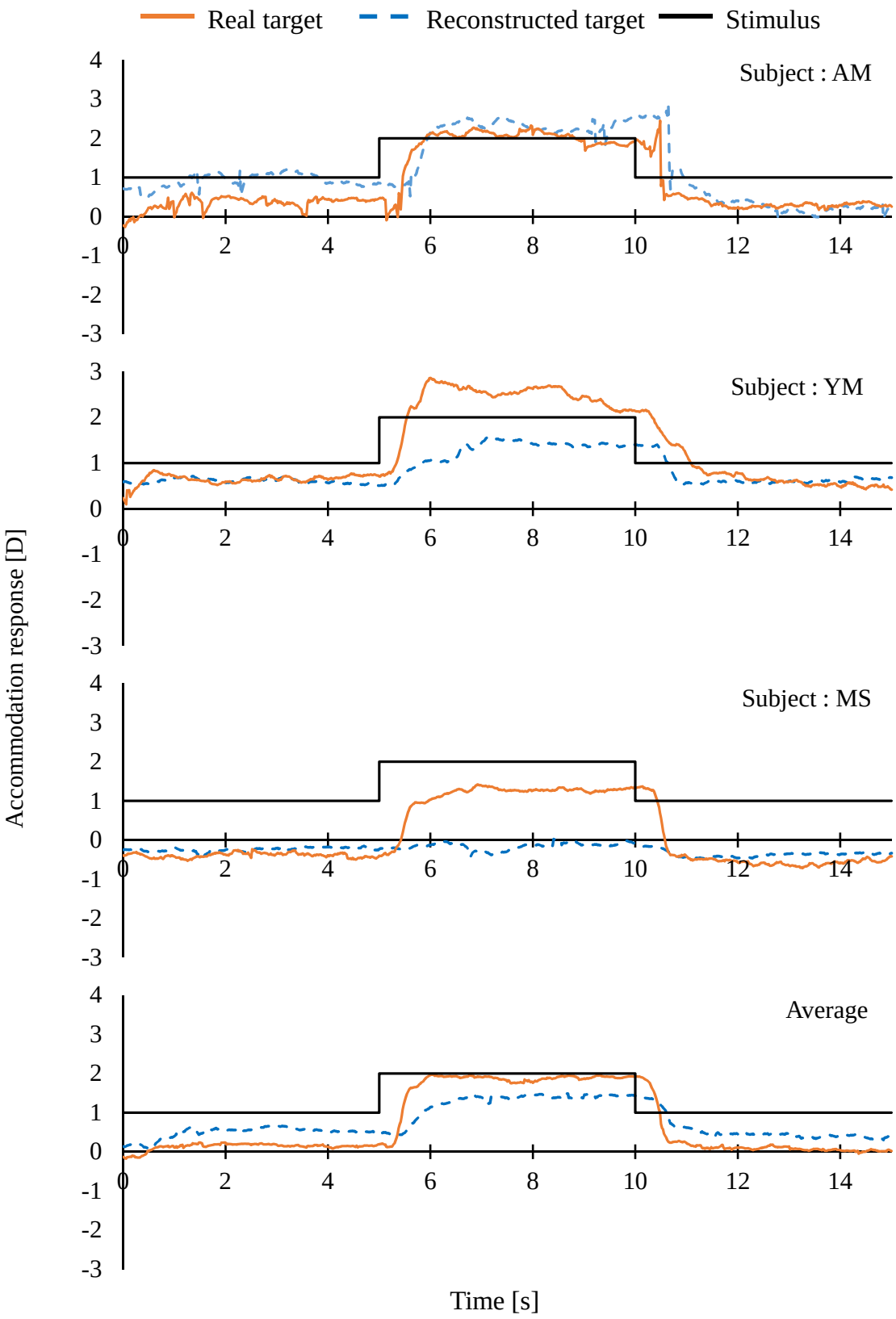


図 5.12 調節のステップ応答測定結果 3

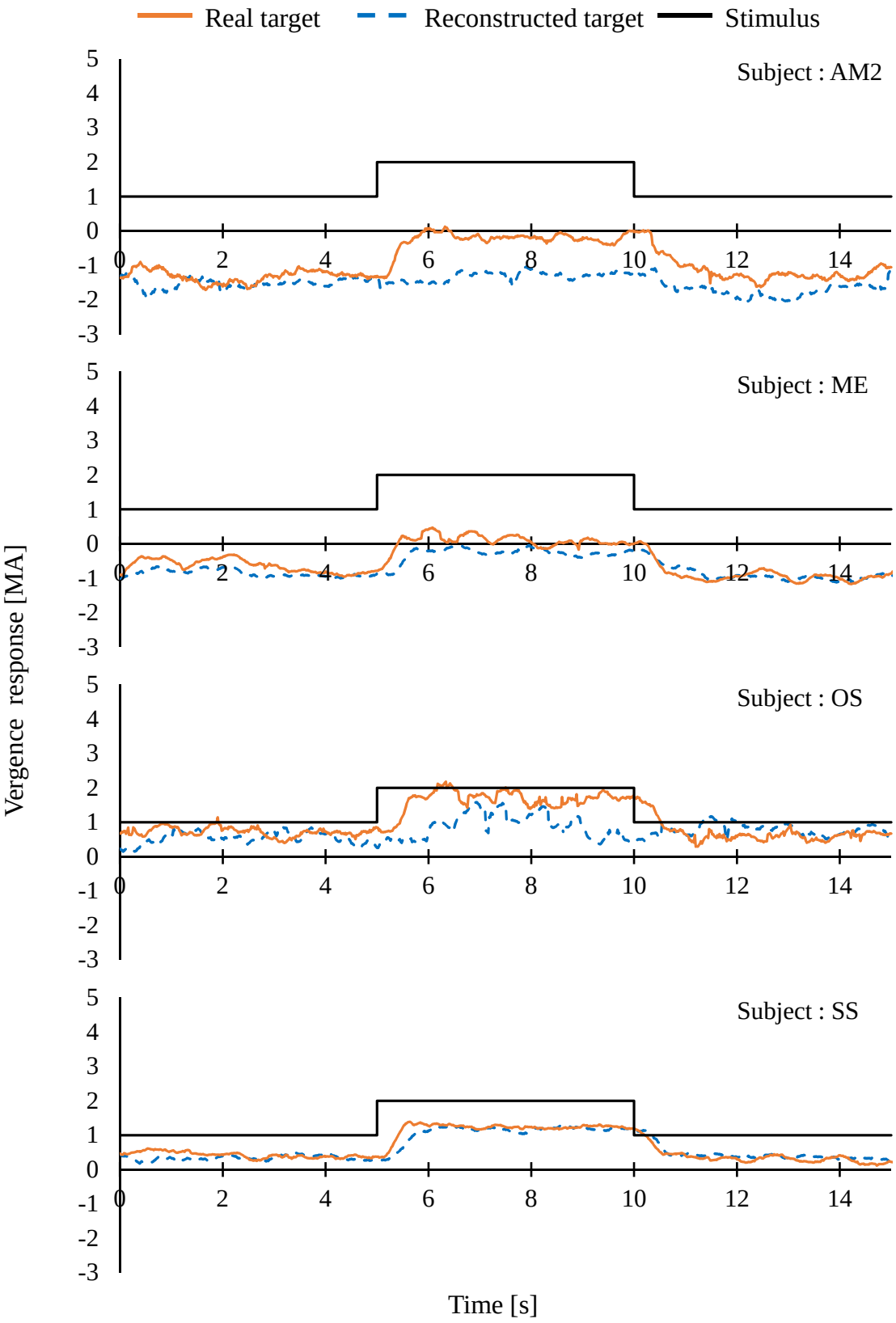


図 5.13 輻輳のステップ応答測定結果 1

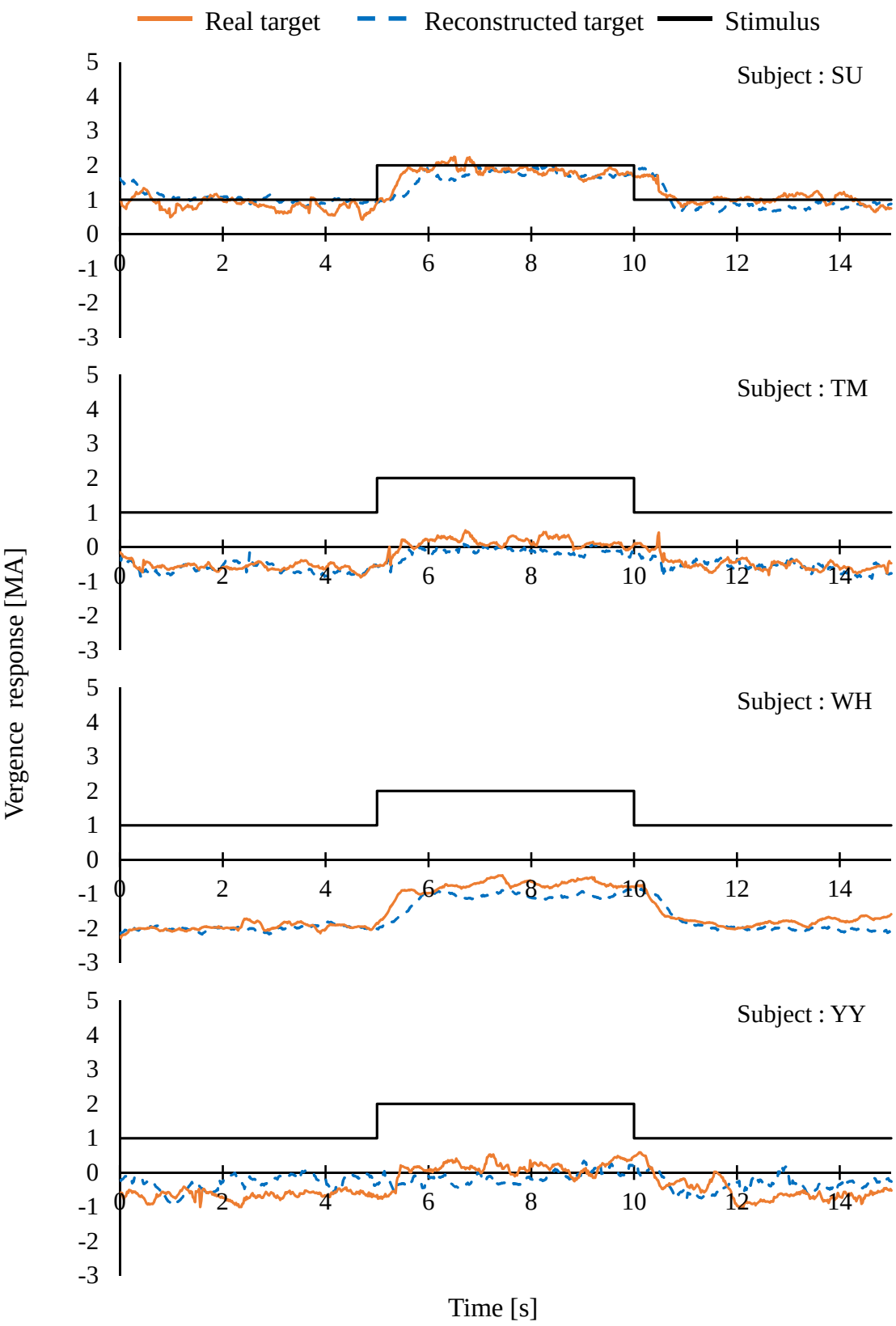


図 5.14 輻輳のステップ応答測定結果 2

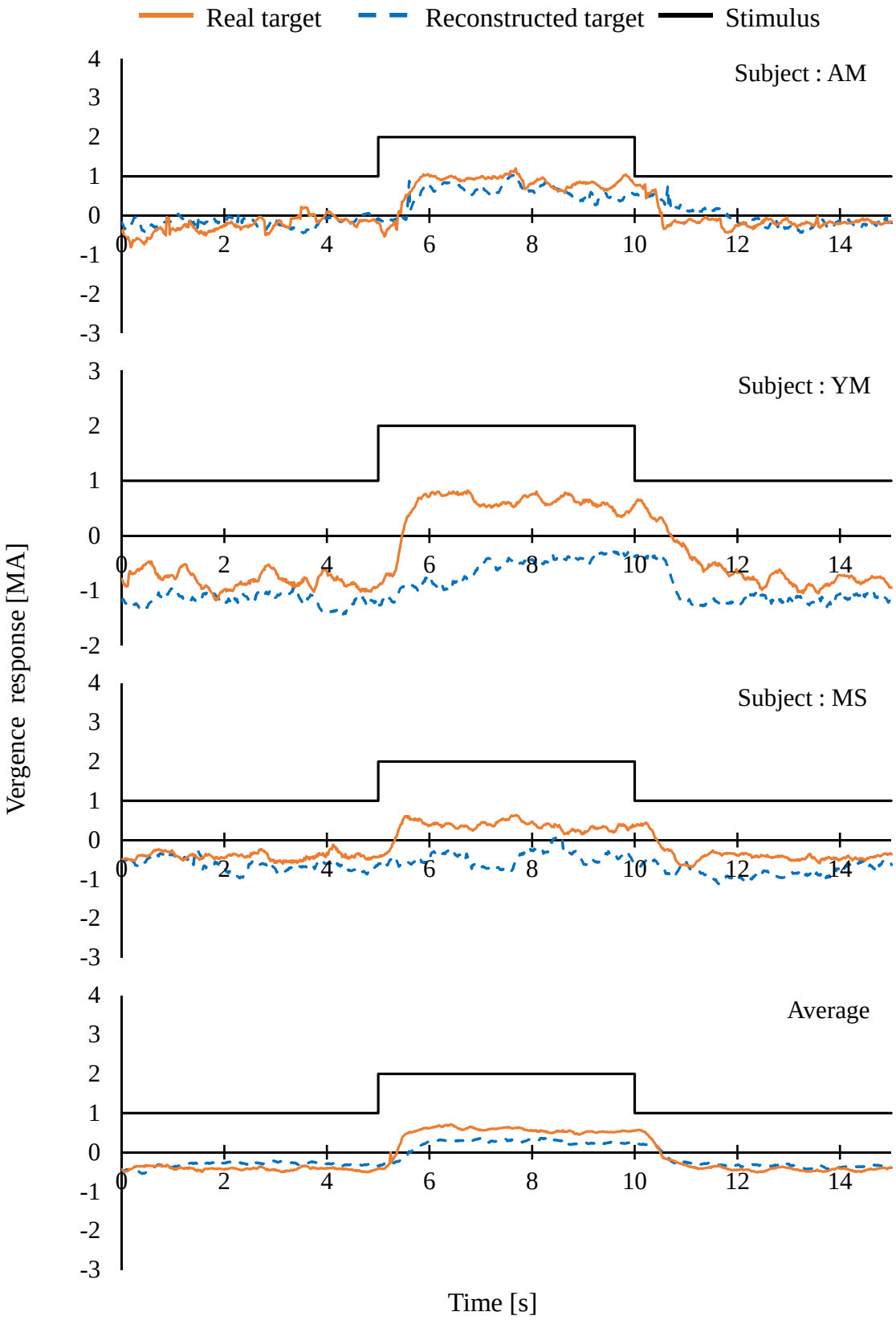


図 5.15 輻輳のステップ応答測定結果 3

表 5.1 各応答の潜時

		Reconstructed target	Real target
Vergence	FN	0.34 ± 0.12 s	0.22 ± 0.09 s
	NF	0.39 ± 0.10 s	0.27 ± 0.12 s
Accommodation	FN	0.49 ± 0.12 s	0.32 ± 0.07 s
	NF	0.49 ± 0.09 s	0.34 ± 0.07 s

第6章　考察

本章では，今回行った実験全体の考察を行う．本研究では，先行研究とは異なる方式による電子ホログラフィの再生像を用いて実験を行った．今回用いた再生装置の特徴は，全方向に視差をもった像を再生することができる点，視野角が大きいことにより高次回折像の影響がない点，実像を拡大した虚像を観察するため再生像の解像度は下がり，被写界深度が深くなる点の主に 3 点である．また，測定器としてはフォトレフラクション法を使用したものを採用している点が先行研究とは異なる．

前章で述べたとおり，今回用いた測定器では，真の応答値からは被験者ごとに一定量のずれが生じる．そのため，測定した応答について考察を行う際に，実物体に対する応答と再生像に対する応答との同等性について述べる．その評価のため，統計的な手法として t 検定および同等性の検定 [49] を行う．これらの検定を行うため，統計処理ソフトウェアとして SPSS を使用する．

実験 2 で測定した静的な調節・輻輳応答に関して，被験者 14 名の 4 つの各呈示位置ごとに両者に対する応答の差分をとり 56 個の標本とし，この標本の平均値に差があるか否かを調べるため，帰無仮説を応答の差の平均値が 0 である，対立仮説を応答の差の平均値が 0 でないと定義して有意水準 5% の t 検定を行った．その結果，右眼の調節 ($t(55) = 0.21$， $n.s.$)， 左眼の調節 ($t(55) = -1.34$， $n.s.$) および輻輳 ($t(55) = 1.69$，$n.s.$) のすべての応答で有意差はみられなかった．このことから，再生像に対する応答と実視標に対する応答には大きな差があるとはいえないことが示される．

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 であることが証明されるわけではない．そのため，同等性の検定を行った．同等性の検定には，同等性マージン Δ を定める必要がある．輻輳については，融像ができていれば前述のとおり被験者ごとに生体的にはほぼ誤差なく合致すると考えられる．一方で，測定結果をみると約 0.40MA の範囲で値がばらついていた．そのため，輻輳応答における Δ は 0.40MA と定める．調節については，文献 Gekeler によると，フォトレフラクション法による測定で主観評価と 0.41D の違いがあると述べられている．また，2.1.1 項で述べたとおり，焦点深度の間では被験者内でもばらつく可能性がある．文献 [25] による測定では瞳孔径が 2mm で 0.54D, 6mm で 0.21D という結果が報告されているが，今回は暗室で実験を行ったことから，6mm の場合を採用し，焦点深度は 0.21D とする．これらを足し合わせた 0.62D を調節の Δ とする．t 検定同様，サンプル数はいずれも 56 で，有意水準は 5% としたため，信頼区間は母集

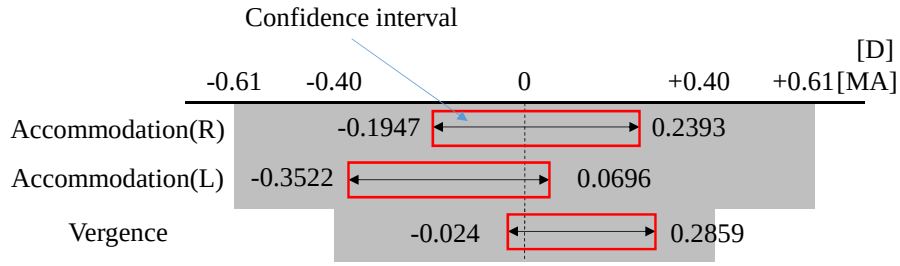


図 6.1 静的応答に対する同等性の検定の結果 (出典: [47])

団の平均の真値が 95% の確率で存在する区間である．この検定の結果を図 6.1 に示す．結果から右眼の調節，左眼の調節，輻輳のそれぞれで信頼区間が $0 \pm \Delta$ の範囲に入っているため，再生像に対する応答は実物体に対する応答と同等ということができる．このことから，静止した映像を視聴する際には電子ホログラフィが立体知覚を満足することが実験的に示唆される．

2.5 節で述べたとおり，二眼式による立体像に対して調節が合うといえるのはディスプレイに対して焦点深度内に表示した場合のみであり，それを超えた範囲に表示した場合には経験学習的要因がなければ実物体とは異なる応答となると考えられる．一方，本研究の結果から電子ホログラフィの再生像は経験学習的要因が乏しい環境下でも実物体と同等の応答を示すことができたため，電子ホログラフィは二眼式よりも実物体に近い特性をもっているということが実験的に確認できた．

電子ホログラフィに対する先行研究と比較を行うと，文献 [22] において実物体と近い応答を示すことが確認されていたが，一定の奥行きを超えると逸脱する例が存在しており，再生装置の特性による像の不鮮明さが原因であると述べられている．また，文献 [23] で高次回折像の影響を受けない場合に限って再生像に対する調節・輻輳応答が実物体と近い応答を示すことが確認されているが，高次回折像の影響を受けたと考えられる場合は逸脱する例が存在した．これに対して，本研究ではそのどちらも起こらない再生装置を使用したことにより，実物体に対する応答との同等性を示すことができたため，電子ホログラフィとしての特性を調査するためのより信頼度の高い測定を行うことができたと考えられる．

また実験 3 では，前例のない再生像に対するステップ応答の測定を行った．その結果から，約半数の被験者の再生像に対する応答は実視標に対する応答と大きな差異はなかったものの，残りの半数の被験者では差異が認められた．また，大きな差異のなかった被験者 7 名の結果についても，各条件の再生像と実視標に関して潜時の平均値に差があるか否かを調べるため，有意水準 5% の t 検定を行った．その結果，視標接近時の輻輳においては有意差は認められなかった $(t(6) = 2.22, n.s.)$ が，離反時の輻輳 $(t(6) = 2.68, p < .01)$，視標接近時の調節 $(t(6) = 5.87, p < .01)$ および視標離反時の調節 $(t(6) = 4.82, p < .01)$ において有意差がみられた．これらの結果から被験者は再生像を観察する場合，実視標よりも奥行きが変化したことを認識するまでに時間がかかるといえる．文献 [7] での二眼式に対するステップ

応答測定では，輻輳の潜時が約 100–200ms，調節の潜時が約 300ms であったと述べられており，立体映像に対する調節・輻輳応答の潜時は実視標に対するものとほぼ変わらないと述べられている．本研究における実視標に対する潜時と比較してもやや短いが，文献 [7] では経験学習的要因である視標の見かけの大きさが統一されていないため，その情報の有無が影響しているのではないかと考えられる．

本研究における潜時の差の原因の一つとして考えられるのは，本研究で用いた再生装置の特性である，再生像の被写界深度の深さである．被写界深度が深くなると，焦点位置のずれから生じる網膜像のボケが小さくなり，調節によって得られる奥行きの手がかりは少なくなると考えられる．そのため，静的な応答では同じ特性を示したとしても，動的な応答に差が生じることは充分考えられる．また，文献 [7] との比較でもあったように，経験学習的要因による情報量の差も影響を与えた可能性がある．解像度は立体視における経験学習的要因であり，奥行き知覚に影響を与えるが，本研究で用いた再生装置による再生像は，実視標に比べて解像度は低い．このことに加えて，今回干渉縞を得るために用いた計算方法である，点充填法による影響も考えられる．今回用いた再生像は表面が輝度の差のない自発光する点の集まりで構成されているため，文献 [10] でも述べられたようなテクスチャによる心理的な奥行き感が得られにくい状況であったのではないかと推測される．また，照明器具などの光源から発せられた光が物体にあたり，その反射光を観察する場合と，自発光する物体を観察する場合とでは，視覚特性に違いが生じる可能性もある．実際，電子化された文書を LCD などのディスプレイで読むよりも，紙に印刷された文書を読むほうが，文字を読みやすく疲労は少ないといわれており，反射光を利用したディスプレイである電子ペーパーが注目されている [50]．また，実験 1 の主観的な奥行き評価において，再生像を正しい奥行きに知覚できない場合があったことも，これらの要因が影響していたのではないかと考えられる．

第7章　結論

本研究では理想的な立体表示技術の一つであるといわれている電子ホログラフィの普及の前段階として，その再生像が人間の視覚に与える影響を調査するため，奥行きに関する主観評価実験および立体視の生理的要因である調節，輻輳応答の測定実験を行うためのシステムを提案し，そのシステムを用いて実験を行った．

提案した測定システムには，電子ホログラフィの再生装置としてフーリエ変換光学系を用いて視野の拡大を行った接眼型の両眼視用電子ホログラフィックディスプレイを採用したため，全方向に視差をもつ像を再生可能であり，先行研究で見られたような高次回折像など妨害光の影響を受けない状況下での測定が可能であった．また，実験の前にあらかじめ光学機器の配置誤差による再生像の位置誤差を打ち消す補正を行い，カメラのピント調節機能や写真測量によって調節刺激や輻輳刺激が正しいことを確認した．

奥行きに関する主観評価実験の結果からは，多くの被験者は主観的に正しい奥行きに再生像を認識できていることを確認できた．また調節，輻輳応答測定実験では，静的な応答と動的な応答であるステップ応答の測定を行い，実物体に対する応答との比較を行った．静的な応答では，再生像に対する応答と実物体に対する応答で有意な差はみられず，同等性も示すことができたため，電子ホログラフィでは調節・輻輳において，像の刺激と応答が一致していることが示された．先行研究でみられる再生像と実物体での輻輳応答の差は，推測されたとおり高次回折像が原因であることが示唆された．ステップ応答では，約半数の被験者では刺激に対して実物体の場合とほぼ同様の変化量で変化していることが確認できたが，潜時については実物体と再生像で有意差がみられた．

今後の課題としては，実験条件の変更などにより，より深く実験結果についての考察を進めていくことがあげられる．特に再生像の被写界深度の深さや解像度の低さについては，今回用いた再生装置を実用化するうえでは避けられない問題であることから，主観評価や調節，輻輳応答へどの程度影響を与えているかを調査する必要がある．そのため，レンズの拡大率など装置のパラメータを変更して実験を行うことが望ましい．逆に，本論文による測定・評価方法は，部分的に実物体と異なる特性をもつ装置の場合でも，その違いが許容される限界を調査することで，再生装置の最適なパラメータを決定するためにも使用することができると考えられる．

今後の展望としては，本評価システムは再生装置を組み込むうえでの制約がほとんどないため，再生装置部分を別の装置に置き換えて同じ測定・評価を容易に行

うことができる．そのため，今後電子ホログラフィにおいて新たな再生方式が考案された場合や，画素間隔が充分狭い表示デバイスが実現された場合などに，汎用的な装置の評価システムとして使用されることが期待できる．また，電子ホログラフィの有用性を明確にするためには，同一条件で他の立体表示技術に対する応答の測定を行うことも有効だと考えられる．特に，二眼式立体表示ディスプレイとの差異を明確にすることができれば，電子ホログラフィの普及にもつながるのではないかと考えられる．

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いただ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の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，本研究において共同で研究を行ってくださり，眼光学に関する様々な知識を提供していただいた元鈴鹿医療科学大学医用情報工学科の奥山文雄教授に深く感謝致します．

最後に，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，ヤンチャンヨン先輩，米山拓応先輩，また，後輩の栗田正伸君，渡邊良亮君，村上瑛心君，野崎亜弥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] 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, ” 日本建築学会環境系論文集, No. 605, pp. 111–117, 2006.

[2] 尾上守夫, 池内克史, 羽倉弘之, “3 次元映像ハンドブック, ” 朝倉書店, 2006.

[3] 奥山文雄, 八名和夫, 池田貴司, 小山田健二, “立体映像による眼のピント調節と輻輳, ” テレビジョン学会技術報告, Vol. **20**, No. 24, pp. 13–18, 1996.

[4] Tetsuri Inoue, Hitoshi Ohzu, “Accommodative responses to stereoscopic three-dimensional display, ” Applied Optics, Vol. **36**, No.19, pp. 4509–4515, 1997.

[5] D. M. Hoffman, A. R. Girshick, K. Akeley and M. S. Bank, “Vergence-accommodation conflicts hinder visual performance and cause visual fatigue,” Journal of Vision, Vol. **8**, 3, 33, 1–30, 2008.

[6] K. Ukai and P. A. Howarth, “Visual fatigue caused by viewing stereoscopic motion images: Background, theories, and observation,” Displays, Vol. **29**, Iss. 2, 106–116, 2008.

[7] 水科晴樹，根岸一平，安藤広志，正木信夫, “立体映像および実物体観視時の調節・輻輳応答の静特性と動特性”, 映像情報メディア学会誌, Vol. **65**, No. 12, pp. 1758–1767, 2011.

[8] 渋田優輝, 川村裕太, 小玉博也, 山田光穂, “3D 映画視聴時の輻輳と調節の不一致についての考察, ” 電子情報通信学会技術報告, Vol. **112**, No. 413, pp. 5–8, 2013.

[9] 塩見友樹, 堀弘樹, 上本啓太, 杉山阿聖, 宮尾克, “水晶体調節反応と輻輳運動の同時測定 —実物体と 2D 映像，3D 映像—, ” 映像情報メディア学会技術報告, Vol. **35**, No. 16, pp. 17–20, 2011.

[10] Tomoki Shiomi, Hiroki Hori, Keita Uemoto, Masaru Miyao, Hiroki Takeda, Satoshi Hasegawa, Masako Omori, Tomoyuki Watanabe, Hiromu Ishio, “Comparison of simultaneous measurement of lens accommodation and convergence

in natural vision and 3D vision, ” Technical Digest of SID Symposium 2012, Vol. **43**, No. 1, pp. 1178–1181, 2012.

[11] 江本正喜, 矢野澄男, “立体画像観視時における両眼の輻湊と焦点調節の不一致と視覚疲労の関係, ” 電子情報通信学会技術報告,HIP, ヒューマン情報処理, Vol. **101**, No. 227, pp. 7–14, 2001.

[12] L. Zhang, Y.Q. Zhang, J.S. Zhang, L. Xu, J.B. Jonas, “Visual fatigue and discomfortafter stereoscopic display viewing, ” Acta Ophthalmol, Vol. **91**, No. 2, pp. 149–153, 2013.

[13] Y. Takaki, N. Nago, “Multi-projection of lenticular displays to construct a 256-view super multi-view display, ” Opt. Express, Vol. **18**, No. 9, 8824–8835, 2010

[14] 名手久貴, “超多眼立体ディスプレイとその評価,” VISION, Vol. **15**, No. 2, pp. 87–91, 2003.

[15] 中村淳也, 田中康介, 高木康博, “数視点超多眼立体ディスプレイに対する調節応答の測定, ” 3 次元画像コンファレンス 2012, 1–3, 2012.

[16] Hitoshi Hiura, Tomoyuki Mishina, Jun Arai, Kensuke Hisatomi, Yuichi Iwadate, Takayuki Ito, “A Study on Accommodation Response and Depth Perception in Viewing Integral Photography,” Proc. of 3DSA 2013, P2-2, 2013.

[17] 日浦人誌, 矢野澄男, 江本正喜, 三科智之, 洗井淳, 久富健介, 岩館祐一, “インテグラル立体映像観察時の調節応答に関する一検討, ” 映像情報メディア学会技術報告, Vol. **37**, No. 11, pp. 3–6, 2013.

[18] D. Gabor, “A new microscopic principle,” Nature, Vol. **161**, No. 4098, pp. 777–778, 1948.

[19] S. F. Johnston, “Holographic Visions,” Oxford University Press, 1986.

[20] 久保田敏弘, “ホログラフィー入門-原理と実際-,” 朝倉書店, 1995.

[21] S. Benton, M. Bove, “Holographic Imaging,” Wiley Interscience, 2008.

[22] Y. Takaki, M. Yokouchi, “Accommodation measurements of horizontally scanning holographic display,” Opt. Express, Vol. **20**, No. 4, pp. 3918–3931, 2012.

[23] 水科晴樹, 根岸一平, 安藤広志, 正木信夫, “電子ホログラフィーによる再生立体像に対する調節・輻湊応答の測定, ” 映像情報メディア学会技術報告, Vol. **36**, No. 12, pp. 9–12, 2012.

[24] 大越孝敬, “三次元画像工学, ” 朝倉書店, 1991.

[25] S. Marcos, E. Moreno, R. Navarro, “The depth-of-field of the human eye from objective and subjective measurements, ” Vision Research, Vol. **39**, Iss. 12, pp. 2039–2049, 1999.

[26] H. S. Lee, A. C. Dobbins, “Perceiving surfaces in depth beyond the fusion limit of their elements, ” Perception, Vol. **35**, pp. 31–39, 2006.

[27] W. Richards, “Stereopsis and stereoblindness, ” Experimental Brain Research, Vol.**10**, No. 4, pp.380–388, 1970.

[28] 清水弘一，野寄喜美春，“標準眼科学 第 4 版, ” 医学書院，1989.

[29] E. Lucas, C. R. Bentley, W. A. Aclimandos, “The effect of surgery on the AC/A ratio, ” Eye, Vol, **8**, pp. 109–114, 1994.

[30] J. T. Enright, “Perspective vergence: Oculomotor responses to line drawings, ” Vision Research, Vol. **27**, Iss. 9, pp. 1513–1526, 1987.

[31] T. Takeda, T. Iida, Y. Fukui, “Dynamic Eye Accommodation Evoked by Apparent Distances, ” Optometry and Vision Science, Vol. **67**, No. 6, pp. 450–455, 1990.

[32] C. Tosha, E. Borsting, W. H. Ridder III, C. Chase, “Accommodation response and visual discomfort, ” Ophthalmic & Physiological Optics, Vol. **29**, Iss. 6, pp. 625–633, 2009.

[33] P. Thiagarajan, K. J. Ciuffreda, “Visual fatigue effects on vergence dynamics in asymptomatic individuals, ” Ophthalmic & Physiological Optics, Vol. **33**, Iss. 6, pp.642–651, 2013.

[34] F. V. Malmstrom, R. J. Randle, “Effects of visual imagery on the accommodation response, ” Perception & Psychophysics, Vol. **19**, No. 5, pp. 450–453, 1976.

[35] P. A. Duke, I. P. Howard, “Vertical-disparity gradients are processed independently in different depth planes, ” Vision Research, Vol. **45**, Iss. 15, pp. 2025–2035, 2005.

[36] J. Waters, “Holographic image synthesis utilizing theoretical methods, ” Appl. Phys. Lett., Vol. **9**, pp. 405–407, 1966.

[37] C. Yang, T. Yoneyama, Y. Sakamoto, “Calculation method of CGH for Binocular Eyepiece-Type Electro Holography, ” International Symposium in Display Holography, 2012.

[38] 米山拓応, ヤンチャンヨン, 佐藤裕典, 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, P–18, 2012.

[39] 羽根一博, “光工学, ” コロナ社, 2006.

[40] 村井俊治, 近津博文, “デジタル写真測量の理論と実践,” 日本測量協会, 2004.

[41] 大原龍一，米山拓応，栗田正伸，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.

[42] 坂下 祐輔, 藤吉 弘亘, 平田 豊, “画像処理による 3 次元眼球運動計測, ” 実験力学, Vol. **6**, No. 3, pp. 26–33, 2006.

[43] C. A. Hazel, A. W. Johnston, “Recording eye movements using coaxial cameras–applications for visual ergonomics and reading studies,” Optometry and Vision ergonomics, Vol. **72**, No. 9, pp. 679–683, 1995.

[44] Wang, Jian-Gang, Sung, E, “Study on eye gaze estimation,” IEEE Transaction on Systems, Man and Cybernetics-Part B: Cybernetics, Vol. **32**, No. 3, 2002.

[45] K.M. Hampson, S.S. Chin and E.A.H. Mallen, “Binocular Shack–Hartmann sensor for the human eye,” Journal of Modern Optics, Vol. **55**, No. 4–5, pp. 703–716, 2008.

[46] F. Gekeler, F. Sheaeffel, H. Howland, J. Wattam-Bell, “Measurement of astigmatism by automated infrared photoretinoscopy, ” OPTOMETRY AND VISION SCIENCE, Vol. **74** No. 7, pp. 472–482, 1997.

[47] R. Ohara, T. Yoneyama, M. Kurita, Y. Sakamoto and F. Okuyama, “Response of accommodation and vergence to electro-holographic images, ” Applied Optics, Vol. **54**, Iss. 4, pp. 615–621, Jan. 2015.

[48] T. Takeda, K. Hashimoto, N. Hiruma, Y. Fukui, “Characteristics of accommodation toward apparent depth,” Vision Research, Vol. **39**, No. 12, pp. 208–2097, 1999.

[49] G. Piaggio, D. R. Elbourne, D. G. Altman, S. J. Pocock, S. J. W. Evans, “Reporting of noninferiority and equivalence randomized trials:An extension of the CONSORT,” JAMA, Vol. **295**, No. 10, pp. 1152–1160, 2006.

[50] 面谷信, “電子ペーパー, ” 電子情報通信学会誌, Vol. **88**, No. 8, pp. 659–665, 2005.

研究業績

筆頭著者

論文

- 大原龍一，米山拓応，栗田正伸，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.

- Ryuichi Ohara, Takuo Yoneyama, Masanobu Kurita, Yuji Sakamoto and Fumio Okuyama, “Response of accommodation and vergence to electro-holographic images, ” Applied Optics, Vol. **54**, Iss. 4, pp. 615–621, Jan. 2015.

国際学会

- Ryuichi Ohara, Takuo Yoneyama, Masanobu Kurita, Yuji Sakamoto and Fumo Okuyama, “Static responses of accommodation and convergence to holographic images and real objects,” SPIE Photonics West 2014, 9006-35, Feb. 2014.

- Ryuichi Ohara, Yuji Sakamoto and Fumio Okuyama, “Dynamic Responses of Accommodation and Vergence to Electro-holographic Images, ” 2015 Joint Conference of IWAIT and IFMIA, 122, Jan. 2015.

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.

- 大原龍一，坂本雄児，“電子ホログラフィを使用した遠近両用視力検査装置の開発，”第 56 回日本眼光学学会総会, O-22，2020 年 9 月.

共著

国内学会

- 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.
- 野崎亜弥, 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再生像に対する動的な調節・輻輳応答の測定，”3 次元画像コンファレンス 2015, 1–3，2015 年 7 月.