

エネルギー科学研究科
エネルギー社会・環境科学専攻修士論文
Eye-Sensing Display を用いた
題目： 脳機能障害のスクリーニング
検査システムの構築と評価実験

指導教官： 吉川 榮和 教授

氏名： 服部 貴司

提出年月日： 平成16年2月5日(木)

目次

第 1 章 序論	1
第 2 章 研究の背景と目的	3
2.1 研究の背景	3
2.2 本研究の目的と位置付け	4
2.3 脳機能障害に関する知見	6
2.3.1 アルツハイマー型痴呆症 ^[1]	6
2.3.2 統合失調症 ^[5]	7
2.3.3 注意欠陥/多動性障害 (ADHD) ^{[6][7]}	8
2.4 脳機能障害と視覚系指標	9
2.4.1 視覚についての生理学的知見	9
2.4.2 脳機能障害と視覚系指標に関する従来研究	12
2.5 昨年度のシステムとその課題	15
2.5.1 昨年度の検査システムの概要	16
2.5.2 昨年度行われた評価実験	22
2.5.3 昨年度のシステムの課題	23
第 3 章 Eye-Sensing Display の設計	24
3.1 要求仕様	24
3.1.1 ESD で満たすべき要求仕様	24
3.1.2 PC 側で満たすべき要求仕様	27
3.2 本研究で製作するシステムの機能設計	29
3.2.1 ESD の各機能の設計	29
3.2.2 PC で実現する機能の設計	36
3.3 新システムの全体構成設計	40
第 4 章 Eye-Sensing Display の製作	41
4.1 ハードウェア製作	41

4.1.1	システムの外観	41
4.1.2	映像提示部	43
4.1.3	眼球撮像部	43
4.1.4	LED 用電子回路ボックス	46
4.2	ソフトウェア実装	46
4.2.1	眼球映像処理部	46
4.2.2	提示映像制御部	46
4.2.3	検査者側インタフェース機能	49
第 5 章	Eye-Sensing Display の性能評価実験	54
5.1	カメラの撮像時間の精度評価実験	54
5.1.1	実験の目的	54
5.1.2	実験手法	54
5.1.3	実験の結果と考察	55
5.2	視標提示時間の精度評価実験	56
5.2.1	実験の目的	56
5.2.2	実験手法	56
5.2.3	実験の結果と考察	56
5.3	画像処理の安定性評価実験	58
5.3.1	実験の目的	58
5.3.2	実験手法	59
5.3.3	実験の結果と考察	60
5.4	カメラの空間精度評価実験	62
5.4.1	実験の目的	62
5.4.2	実験手法	62
5.4.3	実験の結果と考察	64
5.5	被験者を対象とした評価実験	70
5.5.1	実験の目的	70
5.5.2	実験手法	72
5.5.3	実験の結果と考察	72
5.6	まとめと今後の課題	77
第 6 章	結論	79

謝 辞	81
参 考 文 献	82
付録 A 被験者を対象とした評価実験	85
A.1 HQL で行った計測の手法	85
A.2 HQL での計測で利用したアンケートと実験者メモ	86
A.3 HQL での計測で実施したアンケート項目 7 に対する被験者の回答	88

目 次

2.1	高齢化の推移と将来推計（1950～2050年） ^[4]	3
2.2	ES-HMDによる脳機能障害のスクリーニング検査の将来の実用化像	5
2.3	眼球と眼筋 ^[8]	10
2.4	対光反応の中樞神経 ^[9]	11
2.5	推測される脳機能障害と眼球運動異常との関連原因	14
2.6	越智の研究で開発された検査システムの全体構成 ^[3]	16
2.7	ES-HMDの外観	17
2.8	検査者側インタフェース	18
2.9	瞳孔形状データ	19
2.10	ノイズの混入した瞳孔形状データ	20
2.11	瞳孔中心位置と瞳孔半径の算出ステップ	21
2.12	集中力検査における被検査者用提示画面	22
3.1	各機能別の要求仕様	25
3.2	カメラ可動部の機構の模式図	30
3.3	映像提示部の機構	30
3.4	自然視線角度 ^[20]	32
3.5	水平面での両眼視野と色覚 ^[20]	32
3.6	映像提示機能設計のための試作機	33
3.7	映像提示機能設計値	34
3.8	対光反应用白色LED発光制御用電子回路図	35
3.9	顎支持器	36
3.10	被検査者側インタフェース部想定図	37
3.11	瞳孔輪郭抽出アルゴリズム	38
3.12	検査者側インタフェース画面想定図	39
3.13	新システムの全体構成図	40
4.1	ESDの外観	42

4.2	PointGrey 社製ボード型カメラ Firefly2	44
4.3	カメラ可動部	45
4.4	カメラ水平移動制御用 100 回転ダイヤル	45
4.5	LED 用電子回路ボックス	46
4.6	画像処理後の瞳孔画像	47
4.7	注視検査提示画面	47
4.8	追従検査提示画面	48
4.9	対光反応検査提示画面	48
4.10	検査者側インタフェース画面	50
4.11	瞳孔映像提示部、画像処理後の瞳孔映像提示部	51
4.12	検査項目設定部	51
4.13	閾値設定部、検査開始部、被検査者用映像確認部	51
4.14	ファイル操作部	52
4.15	データ再生部	52
5.1	カメラの撮像時間精度評価実験で用いたデバイス	55
5.2	再起動後の時間に対する両カメラ間の撮像タイミングのずれの推移	56
5.3	視標提示が 1 フレーム分ずれる原因	57
5.4	追従検査 (水平追従、速度 7deg/s) の結果	58
5.5	カメラの空間精度評価実験で用いた画像	59
5.6	各黒丸における中心位置座標計測値	67
5.7	4 点補間で用いる黒丸データ	68
5.8	4 点補間イメージ図	69
5.9	半径の異なる黒丸に対する計測値の誤差	71
5.10	被験者を対象とした評価実験風景	73
5.11	眼球装着時に計測した瞳孔画像	74
5.12	レンズを組み込んだ ESD の構成図	74
5.13	開眼状態の悪い被験者における画像処理後の瞳孔画像	76
5.14	白内障手術経験のある被験者の瞳孔画像	76
A.1	ユーザビリティ評価実験で用いた被験者パラメータ用紙	86
A.2	ユーザビリティ評価実験で用いた被検者記入用アンケート	87

表 目 次

2.1	越智の研究で用いた ES-HMD 映像提示系の仕様 ^[3]	17
4.1	PointGrey 社製ボード型カメラ Firefly2 の仕様	43
4.2	シーアイエス社製レンズ仕様	44
5.1	各黒丸に対する中心座標値、半径の標準偏差	61
5.2	半径の異なる黒丸に対する画像処理結果の標準偏差	62
5.3	各黒丸における計測値と理論値とその誤差 (右目用カメラ)	65
5.4	各黒丸における計測値と理論値とその誤差 (左目用カメラ)	66
5.5	半径の異なる黒丸に対する計測値と理論値との比較	70

第 1 章 序論

アルツハイマー型痴呆は神経細胞の変性・脱落に伴い、進行性の認知障害、行動及び社会適応性の退化を伴う痴呆疾患であり、日常生活機能に障害を来す^[1]。また、年齢と共に発症率が高くなるため社会の急激な高齢化に伴いアルツハイマー型痴呆患者の増加が推測され、大きな社会上および医療上の問題となっている。

このアルツハイマー型痴呆症や統合失調症、注意欠陥/他動性障害(以下 ADHD とする)を含む脳機能障害者の中にはそのハンディが露見しないため、周囲の理解を得難い場合が多く、また、医療・社会福祉の各分野における対応が未発達なため、脳機能障害者は社会生活だけでなく日常生活においてもハンディを背負っているのが現状である。この脳機能障害は未だ解明されてない部分が多く、完全な治療法が確立されていないため、発症の予防、もしくは精神症状や問題行動のコントロールに重点が置かれてきた。しかし、近年の医療機器・医療技術の発達により早期発見・早期治療が成されれば症状の改善やその進行を抑制することが可能になり、早期診断を促す環境の整備が急務とされている。

これら脳機能障害の早期発見・早期診断を実現するためには健康診断や人間ドック等、誰もが受ける機会のある検診で定量的かつ簡便なスクリーニング検査を実施し、大多数の母集団から脳機能障害の疑いのある者を抽出することが望ましい。しかし、現行の診断では MRI* や PET** 等の高価な大型医療画像診断機器やアメリカ精神医学会が発行する DSM-*** 等の医療診断マニュアルを用いた行動観察が主流であり、診断費用が非常に高いことや診断に時間がかかる等の理由からスクリーニング検査には適していない。そのため、現在、脳機能障害のスクリーニング検査の実施には至らず、明確な兆候が顕現し、手遅れの状態になって初めて診断を受け、脳機能障害と判明するケースが多いのが現状である。

このような背景から、簡便な手法による脳機能障害のスクリーニング検査システムの開発が望まれている。そこで本研究室では脳機能障害の背景にある脳神経系の異常

* MRI：核磁気共鳴画像診断装置

** PET：陽電子放射断層撮影装置

*** Diagnostic and Statistical Manual of Mental Disorders Ver.4：精神障害の診断と統計マニュアル第4版

を反映するとされている視覚系指標に着目し、松下電工株式会社との共同研究で開発した視覚系指標計測機能付きヘッドマウントディスプレイ (Eye-Sensing HMD : 以後 ES-HMD とする) を用いた脳機能障害のスクリーニング検査システムの開発を行ってきた [2] [3]。具体的には、ES-HMD を用いて縮瞳・散瞳等の対光反射や滑動性眼球運動を誘発した際の視点位置および瞳孔半径を計測し、得られたデータをもとにスクリーニングを行うもので、定量的で簡便、かつ非侵襲な検査が可能であると考えられる。さらに昨年度の研究では、実際に若年健常者 20 名を対象とした評価実験を行うことでシステムの要求仕様、検査項目、検査手法を検討してきた。

しかし、昨年度開発されたシステムでは、

- 眼球撮像用カメラの撮像時間精度や瞳孔対光反射誘発用白色 LED の発光時間精度、さらには被検査者への視標提示時間精度が低い
- 両カメラ間距離が固定されているため、被検査者によっては瞳孔がカメラ撮像範囲に収まらない
- ES-HMD に対して被検査者の頭部がずれる
- 瞳孔輪郭を取得する際の二値化用閾値設定に時間がかかる

等の検討課題が残された。

本研究では、多目的用途向けに開発された ES-HMD では上記のすべての検討課題を解決することは困難であると判断し、昨年度開発されたシステムの利点とノウハウを継承し、かつ、昨年度抽出された検討課題を解決し得る、脳機能障害スクリーニング検査に特化した新たなシステムである Eye-Sensing Display(以後 ESD とする) を構築した。さらに、各精度評価実験と被験者を対象とした評価実験を含めた ESD の性能評価実験を行った。

本論文では、本研究の詳細を以下のように述べる。第 2 章では、本研究の背景および目的、並びに昨年システムの課題点について、第 3 章では、ESD が満たすべき要求仕様から ESD の各機能設計と全体設計について、第 4 章では、ESD の製作について、第 5 章では、ESD の各精度評価実験、被験者を対象とした評価実験を含めた ESD の性能評価実験について述べる。最後に、第 6 章では、本研究を総括し、本研究で判明した結果と今後の課題について述べる。

第 2 章 研究の背景と目的

2.1 研究の背景

日本は世界一の長寿国になった反面、著しい勢いで高齢化が進んでいる。平成 12 年 7 月に発刊された厚生白書「新しい高齢者像を求めて」^[4]によると、1970 年には、65 歳以上 (高齢者) 人口は 739 万人、高齢化率* は 7.1%であったが、2000 年にはそれぞれ 2,187 万人、17.2%になった。また、2020 年には高齢者人口は 3,333 万人、高齢化率は

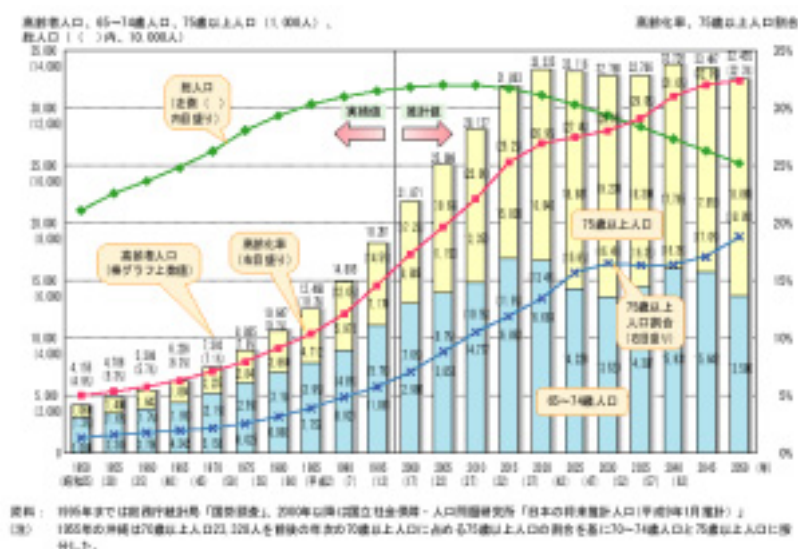


図 2.1: 高齢化の推移と将来推計 (1950 ~ 2050 年) ^[4]

26.9%に達すると推測されている。アルツハイマー型痴呆症は高齢になればなるほど発症率が高く、2000 年には 45 ~ 55 万人、2020 年には 70 ~ 80 万人になると推測される。

今後、日本社会は高齢化と少子化の進む中でこれら多数のアルツハイマー型痴呆症患者を抱えていくことになり、その経済的、人的負担は膨大である。また、患者を抱えた家族の経済的、身体的、精神的負担も甚大であり、早急な対策が望まれている。

これらアルツハイマー型痴呆症を含む脳機能障害は症状の進行と共に認知機能が不可逆的に低下して日常生活機能に障害を来す。現在のところ完全な治療法は確立されておらず、精神状態や問題行動をコントロールし、症状の進行を遅らせ、抑制するた

* 65 歳以上人口の総人口に占める割合

めの治療が行われている。そのため、早期発見・早期治療に重点が置かれ、それらを実現し得る環境を早急に整備することが重要である。

しかし、現行の診断方法は、MRI や PET 等の医用画像診断装置やアメリカ精神医学会の DSM- 等のチェックシートによる行動観察が主流であり、診断料が高く、時間がかかるため、スクリーニング検査には適していない。そのため、脳機能障害の兆候が顕現して初めて医師の診断を受け、脳機能障害と判明するケースが多いのが現状である。

脳機能障害の早期発見・早期診断を実現するためには、健康診断や人間ドック等の誰もが受ける機会のある検診でスクリーニング検査を実施することが望ましい。そのためには、簡便な方法で脳機能障害の疑いのある者を抽出する手法の確立が不可欠である。

2.2 本研究の目的と位置付け

本研究室では 2.1 節で述べた背景から、簡便な方法で脳機能障害の疑いのある者を選別する検査システム・検査手法の確立を目的として、脳機能障害と密接に関係する視覚系指標に着目し、ES-HMD を用いたスクリーニング検査システムの開発を行ってきた。

ES-HMD を用いて視覚系指標を計測する利点として、以下の点が挙げられる。

- 計測装置が小型で可搬性がある
- 簡便で非侵襲な計測が可能である
- 視覚系指標を用いるため定量的である

これらの利点を踏まえたシステムの将来の実用化像を図 2.2 に示す。計測装置を検診会場に設置し、定期検診の一項目として検査を行う。検査結果に陽性と出た人には専門医による綿密な検診を受けに行くよう勧告する。また、専門医には検査結果を定量的な判断基準材料の一つとして診断に活用してもらおう。本プロジェクトでは、最終的にこのような形で早期発見・早期診断を実現することを目標とする。

しかし、このような医療スクリーニング検査システムの実用化には以下のような多くの過程があり、それらを段階的に研究を進めていく必要がある。

1. 脳機能障害者の抽出手法を提案し、その有効性を検証する。
2. その手法を用いた検査システムを構築する。

定期検診の受診



ES-HMD による

脳機能障害に対する検査



異常の疑いがあれば、

医師達による精密な診断



早期発見、早期診断

早期対策の実現

図 2.2: ES-HMD による脳機能障害のスクリーニング検査の将来の実用化像

3. 検査システムの基本動作確認を行い、問題箇所を修正する。
4. 多人数に対する検査を想定し、検査項目、検査時間を設定する。
5. 健常者を対象に評価実験を行い、システムの問題点を抽出する。
6. 評価実験により抽出された問題箇所を修正する。
7. 健常者の検査結果を収集、データベース化し、健常者の一般特性を抽出する。
8. 脳機能障害患者の検査結果を収集し、健常者データとの統計的差異を検証する。
9. 年齢層別、あるいは性別ごとに検査データを検証し、陽性と判断するための基準を設定する。
10. スクリーニング検査システムとして実用化し、システムの普及を目指す。

昨年までの研究は上述の過程 1～5 に相当し、昨年、実際に若年健常者 20 名を対象とした評価実験を行うことにより、検査システム・検査手法を評価し、システムの要求仕様、検査項目、検査手法を検討してきた。その結果、検討課題として

- 眼球撮像用カメラの撮像時間精度、対光反射誘発用白色 LED の発光時間精度、さらには被検査者への視標提示時間精度が低く、左右のカメラ間で同期がとれていない

- 両カメラ間距離が固定されているため、瞳孔間距離が極度に大きい被検査者の場合、瞳孔がカメラ撮像範囲に収まらない
- 瞳孔輪郭を画像処理で抽出する際に睫毛や眼瞼の影響を受けやすい
- 瞳孔輪郭を画像処理で抽出する際の二値化用閾値設定に時間がかかる
- ES-HMD に対して被検査者の頭部がずれる
- 解析に多大な手間と時間を要す

等が挙げられた。

しかし、ES-HMD ではカメラの種類を変更することができず、また、カメラ間距離が固定されているため、上述のすべての検討課題解決するのは困難であると考えられる。そこで本研究では、上述の過程6として、新たな検査システムを構築する必要があると判断し、昨年のシステムの利点とノウハウを継承し、かつ、昨年度抽出された検討課題を解決し得る、脳機能障害スクリーニング検査に特化した新たなシステム (Eye-Sensing Display) を構築し、各精度評価実験と若年者 18 名、高齢者 16 名を対象としてシステムの信頼性、実用性を重視した評価実験を行うことを目的とする。

2.3 脳機能障害に関する知見

本研究ではスクリーニング検査の対象となる脳機能障害として、視覚系指標に異常が出る可能性の高いアルツハイマー型痴呆症、統合失調症、注意欠陥/多動性障害 (ADHD) を想定する。以下に、それぞれの脳機能障害に関する知見について記述する。

2.3.1 アルツハイマー型痴呆症^[1]

特徴 痴呆症状を呈する疾患の一つで、痴呆性疾患の中でも大きな割合を占める。潜在的に発症し、近時記憶の欠損から始まり失語、失行、失認が出現する。また、それらに併発する種々の精神症状や行動障害が見られる。

原因 アルツハイマー型痴呆の発症原因は現在のところ完全には解明されていないが、環境要因も含めて多因子が複合していると考えられている。また、アルツハイマー型痴呆のごく一部 (約 5 ~ 10%) に家族性のものが見られ、その家系の遺伝子を分析することにより、アミロイド前駆体タンパクとプレセニリン-1、及びプレセニリン-2の3種

類のタンパクをコードする遺伝子に変異が見られることが判明している。しかし、アルツハイマー型痴呆の大部分を占める孤発性のアルツハイマー型痴呆においては、アポリポタンパク E の遺伝子型組み合わせにより発症する年齢が異なるということしか判明していない。

アルツハイマー型痴呆においては記憶の形成・保持と関連が深いと考えられるアセチルコリン作動性神経細胞の脱落、変性が著しい。さらに、ノルエピネフリンの減少も指摘されており、神経伝達系の障害は広範囲でかつ複雑であると考えられる。

有病率 1985年の厚生省の発表では65歳以上人口の痴呆全体の有病率は6.3%となっている。しかし、高齢になるに従い、痴呆の有病率は急上昇し、85歳以上の女性では30%近くに達する。また、2020年には65歳以上の痴呆の有病率はおよそ8.9%に上ると試算されており、その実数はおよそ300万人にも達する可能性がある。痴呆は脳血管性痴呆とアルツハイマー型痴呆とに大別でき、その割合はおよそ脳血管性痴呆が3割、アルツハイマー型痴呆が7割である。

診断と治療法 代表的な診断基準にはICD-10、DSM-Ⅳ、NINCDS-ADRDAのprobable Alzheimer-s diseaseがあるが、臨床の場で診断を行っていく際には、操作的で具体的な診断基準である方がより実際の使いやすいという点から、DSM-Ⅳに準拠することが望ましい。また、MRIによるX線CTを用いて、脳内部にある記憶中枢「アンモン角」や、記憶や判断力に関係する「頭頂葉」の萎縮を検知する手法もあるが、検査費が高いことから一般的ではない。

痴呆の症状は中核症状と周辺症状に大別され、その両者に対して薬物治療と非薬物治療が存在する。非薬物療法では認知機能障害に対する介入、行動面に対する介入、感情面に対する介入、及び刺激を与えるためのレクリエーションによる介入が一般的である。

2.3.2 統合失調症^[5]

特徴 主要な精神病性障害の一つである。病状は複数の心理過程を含み、知覚や観念、現実検討（妄想）、思考過程や感情（平板化、不適切な情動）、行動注意、集中力、動機（意欲欠如、意志と企画の障害）、判断等に異常が見られる。しかし、統合失調症に特異的な単一の症状はない。典型的には青年期か成人早期に発症し、しばしば慢性化する。また、急性期、安定化期、安定期の3つの病相期があり相互に移行し合う。患者

の自殺率は10%にも達する。

原因 厳密な原因は不明であるが、症状の発現には脳内の神経情報伝達物質が大きく関与している。また、遺伝も一部関与し、発症率の増加に寄与していると考えられている。様々な病因仮説が存在するが、脳内にドーパミン神経伝達の過剰活動があるという仮説が最も有力である。

発病率 生涯の間に全人口のおよそ1%程度が発病するとされており、地域や性別による発病率の差はないと云われている。

診断と治療法 診断はDSM-5により行う。治療法には通院や入院で医師と面談を定期的に行う精神療法や集団活動の遂行を治療の媒介とし、治療意欲を高め、保持させる集団精神療法、抗精神病薬を用いる薬物療法が挙げられる。

2.3.3 注意欠陥/多動性障害 (ADHD)^{[6][7]}

特徴 注意持続時間、衝動性、活動レベルに異常が見られ、これらは行動抑制力の発達障害に集約できる。また、ADHDの発現には遺伝が大きく関与している。小児期に発症し、比較的長期に及ぶが、大半の場合成熟するに従い症状は改善されていく。

原因 未だ直接的な原因は解明されていない。前頭眼窩野と呼ばれる領域の損傷が主原因と考えられていたが、ほとんどのADHD患者に明らかな脳の損傷は見られない。また、環境がADHDに直接及ぼす影響は科学的調査では裏付けられていない。ADHDの症状は遺伝的な要素が強く、生育環境や育て方が直接原因になることはないと考えられている。神経伝達物質ドーパミンやノルエピネフリンの活性を増大させる刺激剤の投与によりADHD患者の症状を一時的に改善することや、ADHD児の尿中に出されたノルエピネフリンの代謝産物量が一般人よりも少ないことから、ドーパミンやノルエピネフリンの不足がADHDの主原因であるという仮説が最も有力であるが、未だ証明はされていない。

有病率 ADHDの有病率は学齢期の子供の3~5%と見積もられており、女子より男子に多くみられる。

診断と治療法 診断基準の一つとして DSM-Ⅳ¹⁾ がある。しかし、一つの検査法だけで ADHD が診断できることはなく、MRI 等の医用画像診断装置の使用も絡めながら、他の精神医学的、心理学的障害との判別を正確に行う必要がある。投薬や心理学的治療、教育的・社会的対応により治療を行う。医師と家族、学校の教師が協力して患者の心理面に最大限配慮することが不可欠である。

2.4 脳機能障害と視覚系指標

視覚系指標は、脳機能障害と関連しているとされる脳神経系の異常を反映すると云われており、現在でも視覚系指標と脳機能障害との関連を究明する研究が精力的に行われている。また、視覚系指標は他の生理指標に比べ、患者の心身に対する負担や抵抗感も小さく、比較的容易に計測できるため、視覚系指標を用いた検査手法も考案されている。以下では視覚に関する生理学的知見、および脳機能障害と視覚系指標の関連研究について述べる。

2.4.1 視覚についての生理学的知見

眼球運動は図 2.3 に示すように各眼 3 対計 6 個の外眼筋 (上直筋、下直筋、内直筋、外直筋の 4 直筋と上斜筋、下斜筋の 2 斜筋) の収縮・弛緩により制御される^[8]。

一方、瞳孔は虹彩の裏に配置された円形の平滑筋である瞳孔括約筋の収縮・弛緩及び虹彩の裏面に放射状に配置された瞳孔散大筋の収縮・弛緩により、散瞳・縮瞳する。瞳孔の大きさは入射光量に対して変化し、一定量以上の入射光の増加が生じると、瞳孔の収縮が起こり、8mm から 1.5mm 程度まで変化する。この反応を瞳孔の対光反応と呼び、意識ではコントロールすることのできない自律神経系の反射である。

図 2.4 に示すように、光刺激に対する知覚情報は視神経を介して、中脳の Edinger-Westphal 核 (E-W 核) に伝えられ、E-W 核の副交感神経節前ニューロンの活動を反射的に増大させて瞳孔括約筋を収縮させる。

散瞳は自律神経のうち交感神経系が活発になることにより起こり、脊髄側間角にある毛様脊髄核ニューロンから頸部の交感神経節ニューロンが興奮して、交感神経性の長毛様神経繊維によって虹彩の瞳孔散大筋が収縮することによるものである^[9]。

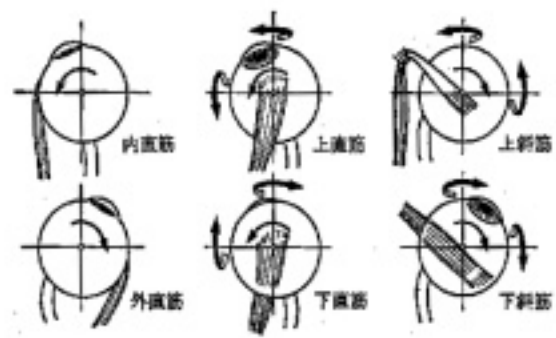
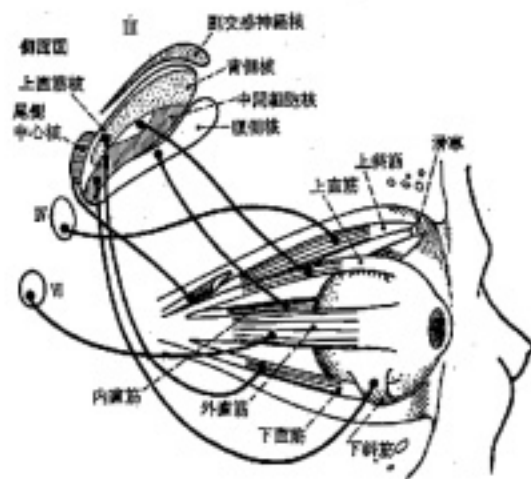


図 2.3: 眼球と眼筋 [8]

- 1:瞳孔 2:虹彩 3:網膜 4:短毛様神経
- 5:視神経 6:毛様神経節 7:眼神経
- 8:第III脳神経 9:EdingerWestphal核
- 10:視蓋前域 11:外側膝状体
- 12:上頸神経節 13:Bungeの毛様脊髄核

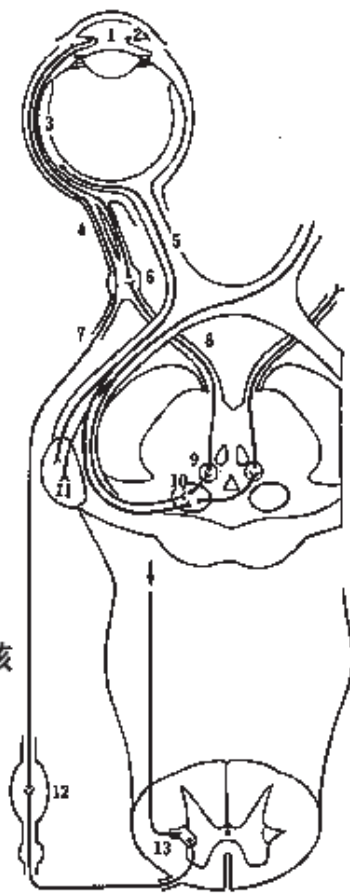


図 2.4: 対光反応の中樞神経 [9]

2.4.2 脳機能障害と視覚系指標に関する従来研究

統合失調症患者の眼球運動に異常が出ることは90年以上も前から報告され、その後も他の脳機能障害を含め、精力的に研究が行われてきた。以下に脳機能障害と視覚系指標との関連を示す過去の研究事例を列挙する。

- 軽度または重度統合失調症患者における眼球追従運動とサッケード運動^[10]

Nkamらは71名の統合失調症患者と34名の健常者に追従運動課題を課し、グループ間で比較検証した。その結果、統合失調症患者は健常者と比較して追従視標に対し遅れる傾向があり、視標に追い付こうと急激に視線位置を変えるサッケード運動の頻度が高く、滑らかな追従に困難を来した。

- 統合失調症患者における眼球追従運動異常：前頭葉眼球運動野における欠陥実証^[11]

Johnらは12人の統合失調症患者に対し追従運動実験を行い、追従開始時の異常や一貫して追従ゲイン**が低いことから統合失調症患者は前頭葉眼球運動野に欠陥があるという仮説に至った。

- 統合失調症患者における追従運動潜時に関する研究^[12]

過去の様々な研究が統合失調症患者の追従運動精度に着目しているのに対し、Paulらは追従運動開始時の潜時に注目し、健常者データと比較した。その結果、健常者と統合失調症患者間には明らかな有意差が見られ、統合失調症患者は追従運動精度だけでなく、潜時においても拙劣を示すことが判明した。

- アルツハイマー型痴呆患者の注視またはサッケード運動における変化^[13]

アルツハイマー型痴呆患者と教育レベル、年齢の近い健常者、それぞれ31名に一点を注視させる注視検査と注視視標を移転しサッケード運動を誘発するサッケード検査を行い、比較検討した。注視検査中に生じたサッケード運動の頻度に差は見られなかったが、健常者と比較しアルツハイマー型痴呆患者の注視精度が低いという結果が得られた。また、サッケード検査におけるサッケード潜時においてもアルツハイマー型痴呆患者は健常者より長くなる傾向があることが判明した。

- 瞳孔対光反応を用いた痴呆簡易検査法の研究^[14]

** 追従視標を正確に注視するために要求される目の角速度に対する現実の眼球角速度の比

健常高齢者 26 名、痴呆高齢者 31 名 (内アルツハイマー型痴呆高齢者 18 名) の眼球にペンライトを改良した光源から光を照射し、赤外線カメラで瞳孔を撮像することにより、縮瞳率、散瞳率を比較検討した。その結果、タイプの違う痴呆患者間では有意差が見られなかったが、痴呆患者と健常高齢者間に明らかな縮瞳率の違いが示された。

- ADHD 患者の注視課題における異なった挙動^[15]

ADHD の男児 (24 名) と女児 (29 名)、健常な男児 (26 名) と女児 (13 名) に 21 秒間の注視課題を与え、その間のサッケード運動の頻度を計測した。4deg/s より大きいサッケードの頻度を注意持続欠陥の指標と定義したところ、ADHD 児は男女関係無く健常児より注意の持続機能に欠陥があることが示された。

- ADHD 児の映画に対する集中力^[6]

ADHD 児を含む集団に架空の生き物が登場する短い映画を見てもらったところ、ADHD 児は映画から注意が逸れ、よそ見をした時間が健常な児童の 2 倍であり、映画の内容に関する質問の正解率も健常児より 25%低い結果となった。注意の持続時間が低いことが分かる。

上記のように、脳機能障害と眼球運動異常との関連を示す研究結果が数多く報告されている。図 2.5 に現在までに報告されている各脳機能障害と各眼球運動異常との関連を示す。また、脳医学の観点からその原因を推測している報告もある。例えば、史らはアルツハイマー型痴呆ではアセチルコリン系神経機能が障害されていることに加え、ノルエピネフリンの減少も指摘されていることから、アセチルコリン系の機能障害による E-W 抑制機能の低下とノルエピネフリン系の機能障害による交感神経系の低下との相乗作用により散瞳相が障害を被ると推測している^[16]。よって、同じくノルエピネフリン系の神経伝達物質の不足が原因であると推測される ADHD においても、交感神経系機能の低下により、健常者と比較して散瞳機能に変化が見られる可能性が高い (図 2.5 参照)。また、統合失調症患者では追従運動異常を示す研究が数多く報告されており、現在もその原因の究明が行われている。

上述の観点から、実際に脳機能障害者の眼球運動異常を利用した検査手法も考案されている。以下に、それらの研究例を列挙する。

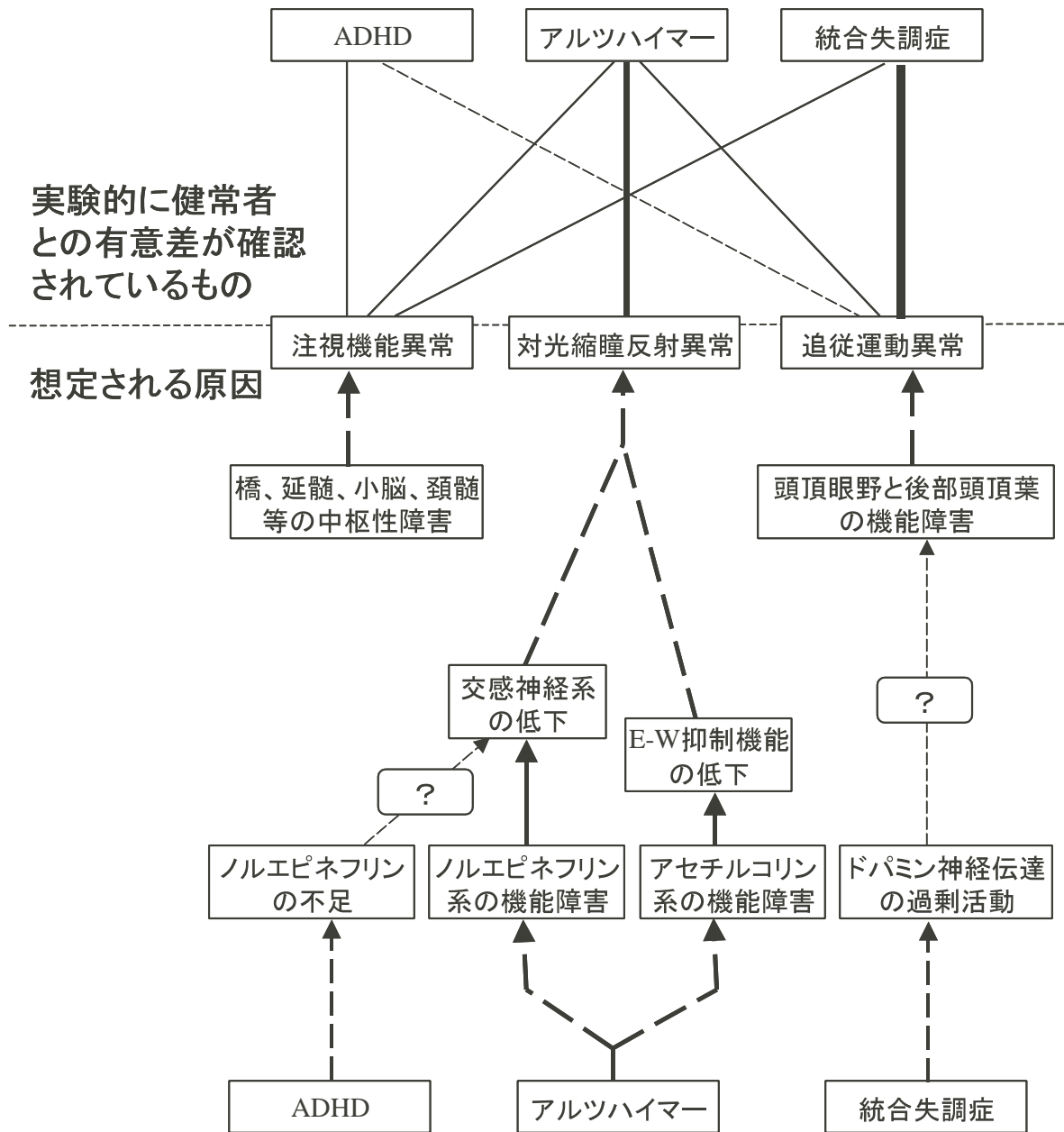


図 2.5: 推測される脳機能障害と眼球運動異常との関連原因

- アルツハイマー型痴呆の散瞳剤による点眼検査^[17]

Potter と Scinto は眼底検査用として利用されている散瞳剤のトロピカマイドの 0.01 % 希釈液を患者に対して点眼し、その後の 60 分間の瞳孔径の拡大率 (縮瞳率) の変化を測定することによりアルツハイマー型痴呆か否かの判定が可能であると云う。この点眼検査による診断では、点眼 29 分後の瞳孔径が点眼前の 113 % を越えるか否かで判定を行う。

- 対フラッシュ光瞳孔反射を用いたアルツハイマー型痴呆簡易検査システム^[16]

上記の Potter と Scinto の散瞳剤による点眼検査の研究成果を踏まえ、光刺激に対する瞳孔反射を用いた痴呆自動検査システムの開発を行った。LED が固定された眼鏡型装置を被験者に装着してもらい、対光反射を誘発した際の瞳孔の対光反射曲線から最大縮瞳率、縮瞳速度、散瞳速度を解析指標パラメータとして算出した。その結果、アルツハイマー型痴呆患者は健常高齢者や脳血管性痴呆患者と比較して最大縮瞳率、縮散比 (散瞳速度/縮瞳速度) において有意に差が示された。また、健常高齢者と比較して散瞳時間、散瞳速度に有意差が現れた。これによりフラッシュ光による対光反射においては最大縮瞳率と散瞳時間、散瞳速度等のパラメータが有効であり、アルツハイマー型痴呆重症度に依存する傾向が示された。よって対光反射によりアルツハイマー型痴呆重症度の推定を行うことが可能であると結論付けている。

- 画像解析による統合失調症診断システム^[18]

被験者の顔面映像に画像処理を施すことにより、視線や顔の位置を算出し、統合失調症の定量的な自動診断を目的とするシステムを開発した。このシステムを用いて 38 名の健常者に対して実験を行い、顔の動きと視線の動きの相関を調査している。

上記のように、脳機能障害と視覚系指標は深く関連している。これらのことから視覚系指標は脳機能障害のスクリーニング検査に有効な手法と考えられる。

2.5 昨年度のシステムとその課題

ここでは 2.1 節で述べた背景から開発された昨年度のシステムの概要と昨年度行われた評価実験の内容について触れ、評価実験から抽出された課題点について述べる。

2.5.1 昨年度の検査システムの概要

昨年度の検査システムの構成

昨年度に開発された検査システムの全体構成を図 2.6 に示す。検査システムは図のように、ES-HMD、ノートPC(CPU: pentium4 1.6GHz, メモリ: DDR SDRAM 512MB)、キャプチャ装置(アイオーデータ社製 USB-CAP2)、ES-HMD への映像提示用グラフィックカード(アイオーデータ社製 CBMLX2)、瞳孔の対光反射誘発用 LED の制御回路ボックスと ES-HMD への入出力機器から構成される。LED 制御回路ボックスへの電源供給にノート PC の USB ポート、制御信号の通信にはパラレルポートを用いている。

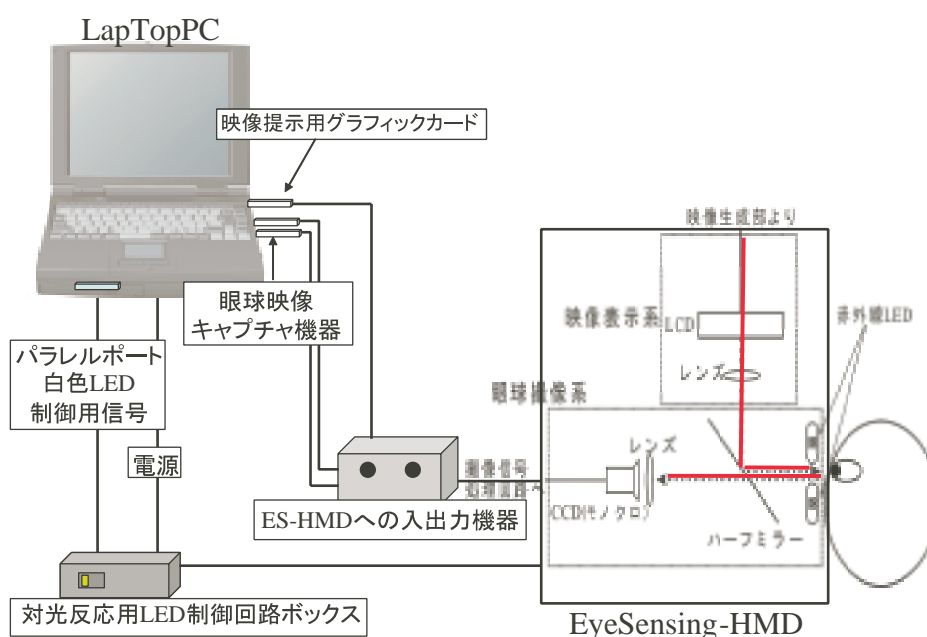


図 2.6: 越智の研究で開発された検査システムの全体構成^[3]

Eye-Sensing HMD の構造と機能

ES-HMD は本研究室と松下電工株式会社との共同研究によって開発された眼球撮像機能付き映像提示装置である。図 2.7 にその外観を示す。ES-HMD は映像提示系と眼球撮像系から構成される。

映像提示部では、ES-HMD 内部に配置された小型液晶ディスプレイ (Liquid Crystal Display、以下 LCD とする) に映像信号を送ることにより、装着者に映像を提示することができる。表 2.1 に映像提示系の仕様一覧を示す。

眼球撮像系では、装着者の眼前部に取り付けられた赤外線 LED(中心周波数 960nm)

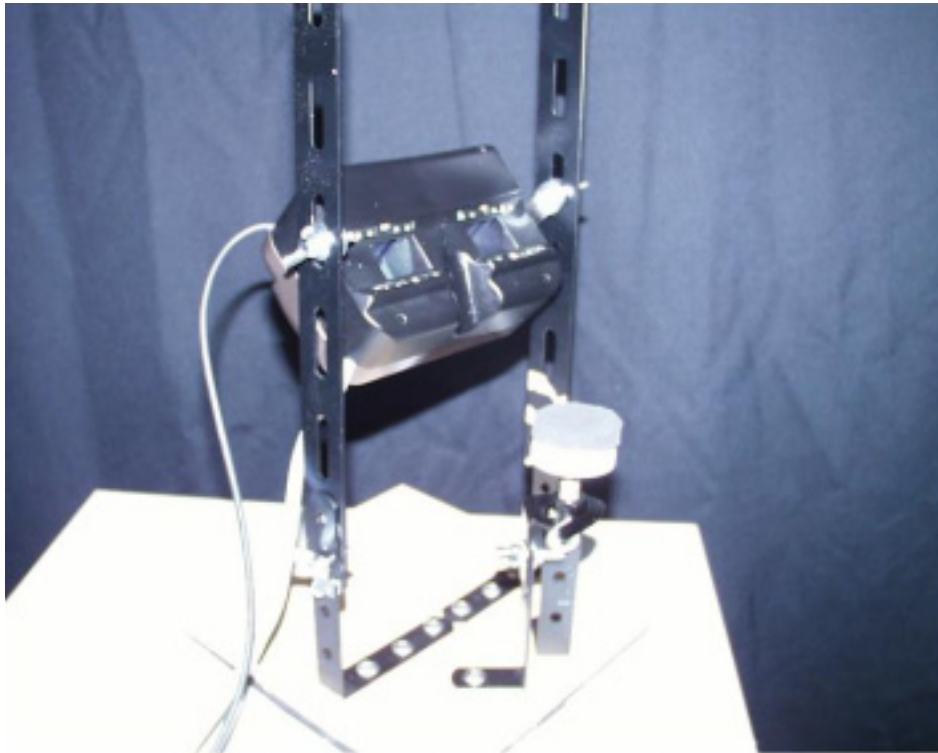


図 2.7: ES-HMD の外観

表 2.1: 越智の研究で用いた ES-HMD 映像提示系の仕様^[3]

表示装置	超小型カラー LCD
水平視野角	約 30 deg
垂直視野角	約 20 deg
立体映像の虚像位置	約 1 m
表示画面の解像度	水平 800dot × 垂直 600dot
映像信号	SVGA

により眼球を照明し、赤外線 CCD カメラにより眼球を撮像する。フレームレートは約 30 frame/s である。照明として赤外光を用いる理由は、人間の網膜が赤外光に対して感受性がないため、映像表示系からの映像を見る際に影響を与えず、また暗所でも映像を取得できるためである。

ノート PC で生成された被検査者提示用映像は ES-HMD への入出力器で映像提示系で使用される SVGA 信号に変換される。そして、ES-HMD に送られ、映像提示系の LCD に映し出される。また、同時に ES-HMD の眼球撮像系で取得された眼球映像は入出力器で NTSC のビデオ信号に変換され、USB キャプチャカードを介してノート PC に送られる。ノート PC は取得された映像から撮像信号処理により瞳孔輪郭、瞳孔中心位置、瞳孔半径を算出し、眼球画像に結果を重畳してディスプレイに出力する。図 2.8 にノート PC のディスプレイに出力された検査者側インタフェース画面を示す。

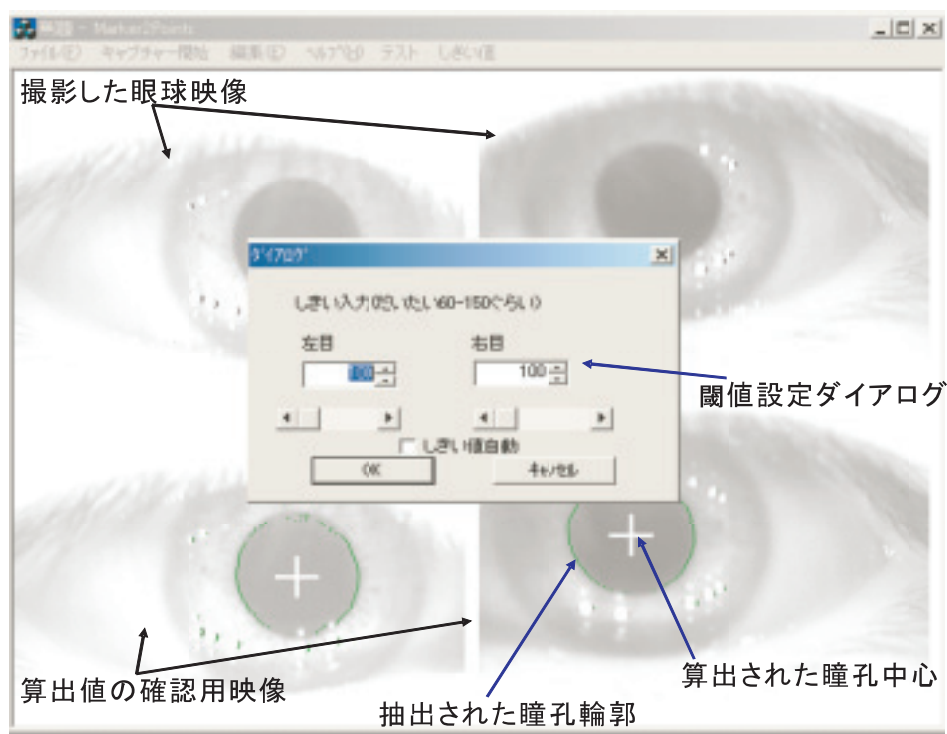


図 2.8: 検査者側インタフェース

撮像信号処理

ノート PC に送られた眼球映像は撮像信号処理が施される。撮像信号処理とは眼球映像を二値化し、それを元に瞳孔輪郭を取得し、瞳孔中心、瞳孔半径を算出する処理のことである。

瞳孔輪郭の取得

瞳孔部分は強膜(白目部分)、^{がんげん}眼瞼、皮膚表面部より赤外線反射率が格段に低く、赤外線 CCD カメラでは暗く撮影される。これを利用して適当な閾値を用いて各水平走査線上で走査し、図 2.9 のような瞳孔輪郭(瞳孔端点)を検出する。

瞳孔中心位置と瞳孔半径の算出

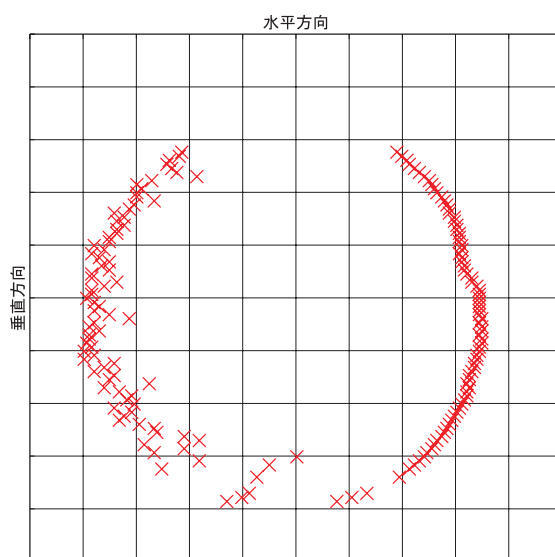


図 2.9: 瞳孔形状データ

ノート PC は検出された瞳孔形状データを用いて、瞳孔中心、瞳孔半径を算出する。しかし、図 2.10 のように撮像信号処理系で二値化した時、赤外線 LED の反射像や睫毛等の影響で、瞳孔形状データにノイズが混入する可能性がある。そこで当研究室では、取得された瞳孔形状データにある程度ノイズが混入しても、高精度で瞳孔中心位置や瞳孔半径を算出することができる計算法を開発した^[19]。図 2.11 にその計算ステップを示す。また、以下に計算方法を説明する。

1. 瞳孔の輪郭形状データから 3 点を無作為に抽出する。

瞳孔の輪郭形状データとして送られてきた点の中から無作為に 3 点を選び、その点の (x_1, y_1) 、 (x_2, y_2) 、 (x_3, y_3) とする。

2. 3 点から円の中心位置と直径を求める。

選ばれた 3 点から、円の中心位置の座標 (X, Y) を次の式 (2.1)、式 (2.2) により求め、また、選ばれた 3 点のうち的一点 (x_1, y_1) とその円の中心位置の座標 (X, Y)

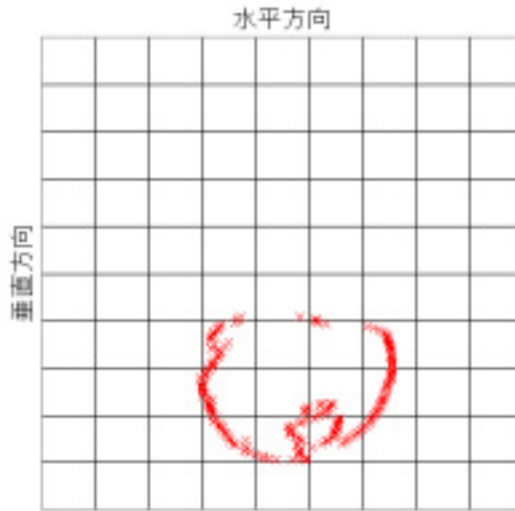


図 2.10: ノイズの混入した瞳孔形状データ

から、半径 R を求める。

$$X = \frac{(x_2^2 - x_1^2 + y_2^2 - y_1^2)(y_2 - y_3) + (y_2^2 - y_3^2 + x_3^2 - x_2^2)(y_1 - y_2)}{2\{(x_2 - x_1)(y_2 - y_3) - (x_3 - x_2)(y_1 - y_2)\}} \quad (2.1)$$

$$Y = \frac{(x_2^2 - x_1^2 + y_2^2 - y_1^2)(x_2 - x_3) + (y_2^2 - y_3^2 + x_3^2 - x_2^2)(x_1 - x_2)}{2\{(x_3 - x_2)(y_1 - y_2) - (x_2 - x_1)(y_2 - y_3)\}} \quad (2.2)$$

$$R = \{(X - x_1)^2 + (Y - y_1)^2\}^{\frac{1}{2}} \quad (2.3)$$

3. 1、2の手順、すなわち、無作為に3点抽出し、円の中心位置とその直径を求める計算を n 回繰り返して、 n 個の円の中心位置の座標 (X_i, Y_i) 、半径 R_i 、 $(i = 1, 2, 3, \dots, n)$ を求める。
4. 3で求めた n 個の円の中心位置座標のデータサンプルのうち x 座標の大きい方と小さい方のデータからそれぞれ $n/5$ 個ずつ取り除く。
5. 4で残った $3n/5$ 個のデータサンプルのうち、 y 座標の大きいデータと小さいデータをそれぞれ $n/5$ 個ずつ取り除く。
6. 5までに残った $n/5$ 個のデータサンプルの重心位置を求めて、その重心位置を瞳孔の中心位置とする。
7. 一方、円の瞳孔半径の求め方は、円の中心位置を求めた3、4の過程で、3で求めた n 個の円の半径のデータサンプルのうち大きい値のデータと小さい値のデータをそれぞれ $2n/5$ 個ずつ取り除く。

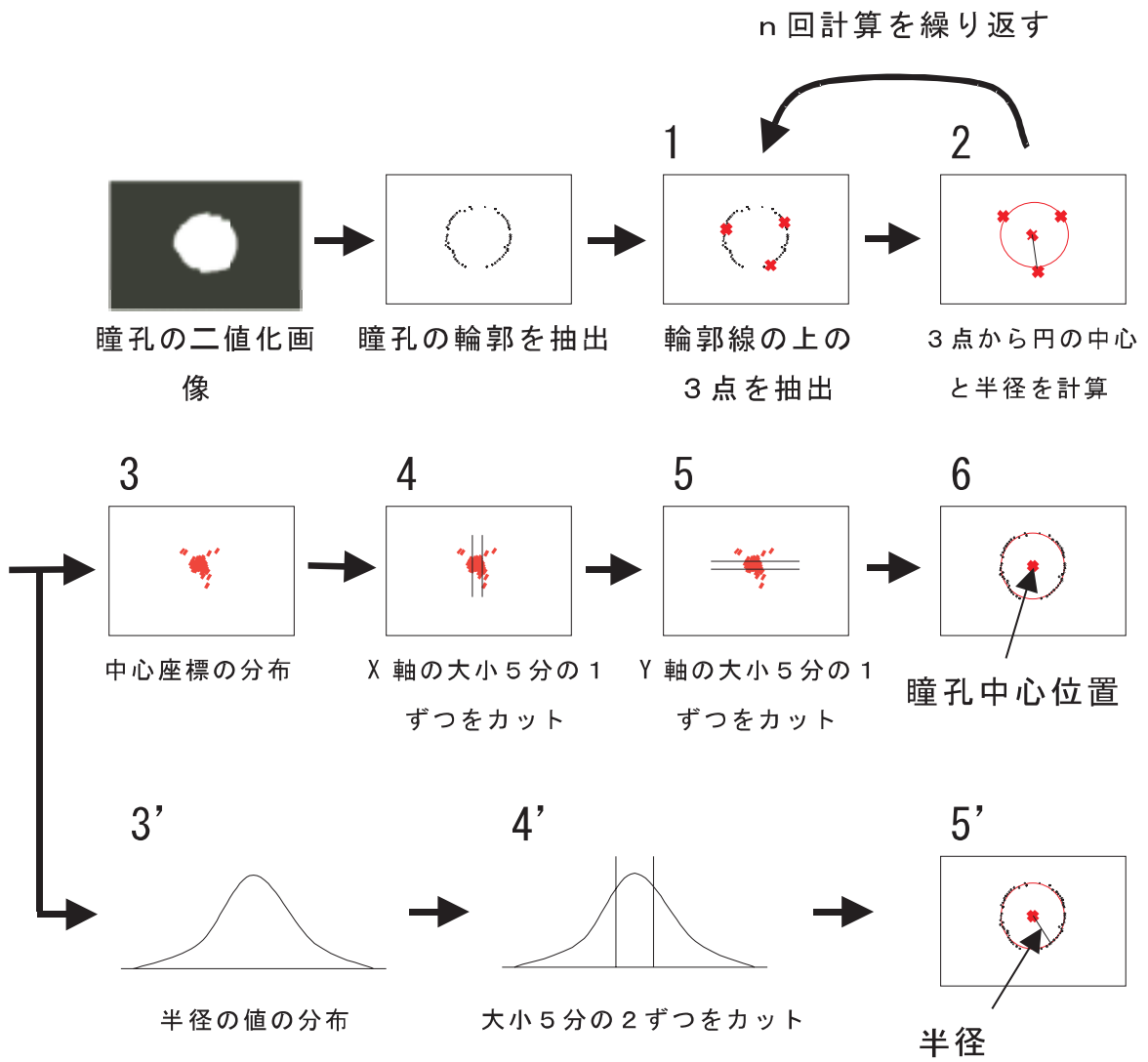


図 2.11: 瞳孔中心位置と瞳孔半径の算出ステップ

8. 7で残った $n/5$ 個の円の半径のデータサンプルを平均して、瞳孔半径とする。

昨年度のシステムでは、米田らの行った予備実験の結果^[19]より、この繰り返しの回数 n を 150 としている。

2.5.2 昨年度行われた評価実験

昨年度の研究で、上記のシステムを用いて実際に若年健常者 20 名を対象にした評価実験を行い、検査項目、検査手法を検討し、システムの問題点を抽出した。

カーテンで遮光された実験室 (照度 2 lux 程度) で暗順応した被験者に ES-HMD を装着してもらい、以下の 4 種類の検査を行った。例として図 2.12 に集中力検査の際に被検査者に提示される画像を示す。



図 2.12: 集中力検査における被検査者用提示画面

- 注視検査
被検査者に十字視標を提示し、それを注視する課題を与え、被検査者の視点位置を計測する。
- 集中力検査
注視検査中に画面の端に被検査者の注意をそらすための画像や図形を提示し、その際の被検査者の視点位置を計測する。
- 追従検査
被検査者に左右に移動する十字視標を提示し、それを追従する課題を与え、被検査者の視点位置を計測する。

- 対光反応検査

検査開始から約 3 秒後に白色 LED を 100ms の間点灯させ、瞳孔の対光反射を誘発する。

以上の検査で得られたデータをグラフに変換し、注視検査、集中力検査、追従検査においては実際の視標からのずれ、対光反応検査においては瞳孔収縮率、縮瞳・散瞳速度を算出した。

2.5.3 昨年度のシステムの課題

上記の評価実験過程、もしくはデータ解析過程において、いくつかの課題点が抽出された。抽出された課題点を以下に列挙する。

- カメラの撮像時間精度、被検査者への視標提示時間精度が低く、フレーム落ちやフレームの重複等が見られ、両カメラ間での同期もとれていない。
- 対光反应用 LED が設定した時間通り発光しない場合があり、正確な縮瞳潜時の評価ができない。
- 両カメラ間距離が固定されており、瞳孔間距離が極度に大きい被検査者の場合、両瞳孔がカメラ撮像範囲に収まらず、正確なデータの取得ができない。
- 瞳孔輪郭を画像処理で抽出する際に睫毛や眼瞼の影響を受けやすい。
- 追従検査中に ES-HMD と被検査者の頭部がずれる。
- 瞳孔輪郭を取得する際の二値化用閾値設定を手動で設定していたため、閾値設定に時間がかかり、検査のスムーズな進行の妨げとなる。
- 解析ツールがないため、検査データのグラフ変換、解析に多大な手間と時間を要する。

第 3 章 Eye-Sensing Display の設計

多目的用途向けに開発された ES-HMD を用いて 2.5.3 項で抽出されたすべての課題点を解決するのは困難であるため、脳機能障害のスクリーニング検査に特化した新たなシステム (Eye-Sensing Display) を構築する必要があると判断した。

そこで、本章では ESD の構築に向け、ESD が満足すべき要求仕様を明確にし、それぞれの要求仕様を満たすための機能設計、並びに、それぞれの機能を実現するために最適な全体構成の設計について述べる。

3.1 要求仕様

昨年度開発されたシステムの利点とノウハウを反映するため、新システムの基本構成を昨年度のシステムと同様にした。そして、この基本構成に昨年度抽出された検討課題を解決するための要求仕様を盛り込み、要求仕様を各機能別に図 3.1 に示す。図 3.1 のように各要求仕様は ESD で満足すべき要求仕様と ESD 制御用 PC で満足すべき要求仕様に大別される。

3.1.1 ESD で満たすべき要求仕様

健康診断等の定期検診でこのシステムを用いてスクリーニング検査を行うことを想定すると、ESD にはある程度の可搬性が必要であり、大人一人で運搬、設置できる程度の大きさが好ましい。また、ESD の外観は被検査者のシステムへの不信感を左右すると考えられるため、奇抜な色は避け、比較的控えめな色で着色すべきである。

ESD の機能は眼球撮像機能、映像提示機能、白色 LED 発光機能、被検査者インタフェースに大別される。ここでは各機能別に要求仕様を記載する。

眼球撮像機能

- 鮮明な眼球映像を取得

画像処理を施すため、鮮明な瞳孔画像を取得できるよう工夫すべきである。また、カメラ位置、レンズの焦点距離を検討し、眼部が十分に大きく映るようにすべきである。

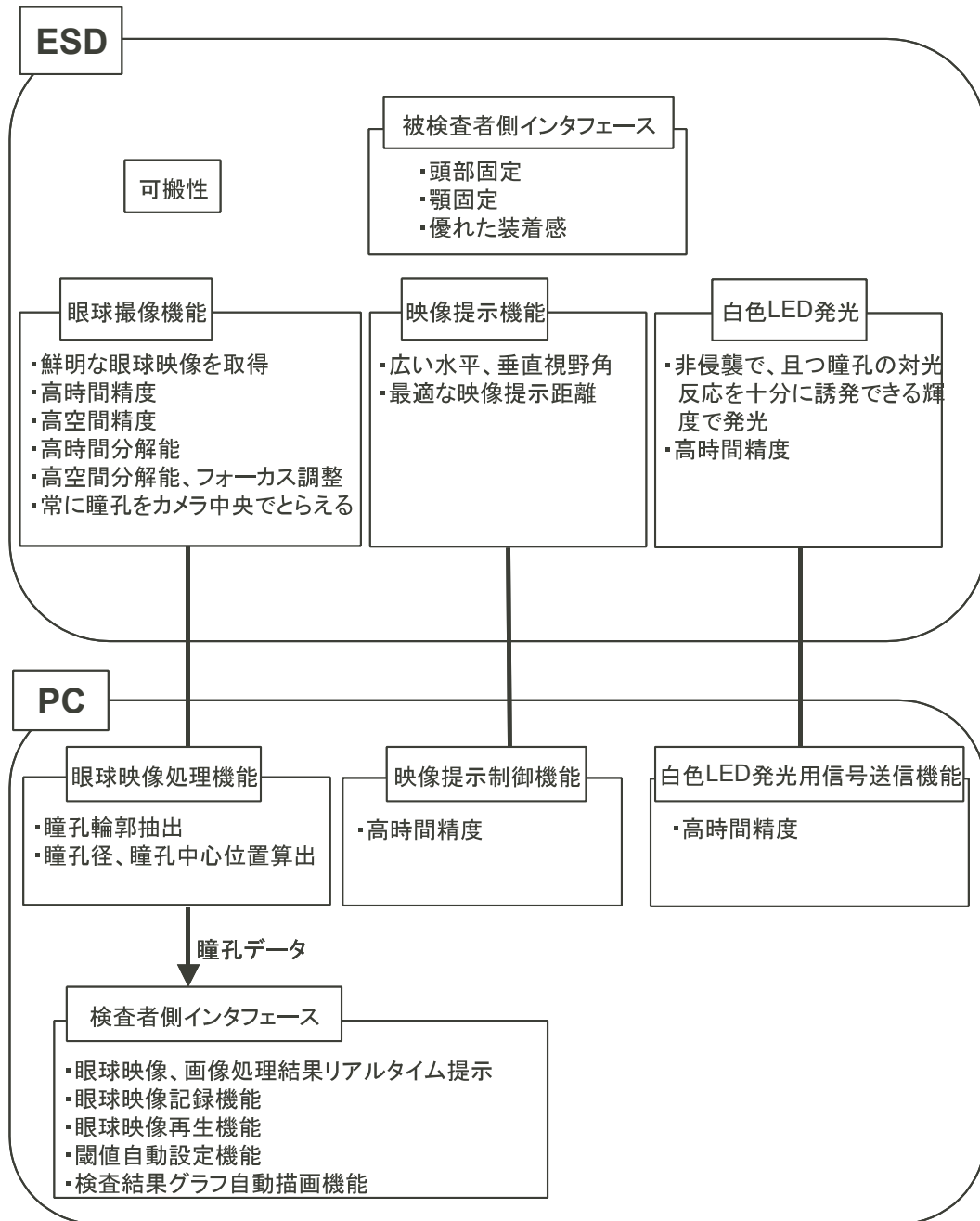


図 3.1: 各機能別の要求仕様

- 高いカメラ撮像時間精度と両カメラ間での同期
このシステムで取得されるデータの信頼性を確保するためには、カメラの撮像タイミングを高精度で制御し、両カメラ間の同期をとる必要がある。
- 高いカメラ空間精度
ゆがみの少ないカメラレンズを使用し、簡単なキャリブレーションにより、カメラレンズのゆがみが検査データに与える影響を極力除去しなければならない。
- 高いカメラ時間分解能
サッケード運動などの細かな眼の動きを捉えるためには、高いカメラ時間分解能が不可欠である。
- 高いカメラ空間分解能
画像処理により算出された瞳孔半径、瞳孔中心位置の精度限界はカメラ空間分解能に依存するため、高いカメラ空間分解能が要求される。
- カメラの可動性
画像処理により安定して瞳孔半径、瞳孔中心位置を算出するためには、常に瞳孔をカメラ撮像範囲に収める必要がある。そこで、瞳孔間距離の極度に大きい被検査者や瞳孔間距離の小さい子供の被検査者に対してカメラを左右に移動し、瞳孔をカメラの中央付近で捉える機能が必要である。4、5歳の小児の平均瞳孔間距離は約5cm、成人の平均瞳孔間距離が約6.5cm^[20]であることを踏まえるとカメラは瞳孔間距離が4.5cm～8.0cm程度の被検査者まで対応して移動することが望ましい。

映像提示機能

- 広い水平・垂直視野角
広い水平・垂直視野角はシステムへの没入感を提供し、検査への集中力を高めると考えられる。これらは計測時における被検査者の眼球位置から提示される映像までの距離とディスプレイの大きさに依存する。
- 最適な映像提示距離
遠視、近視、乱視等の屈折異常を有している被検査者や、老眼である高齢の被検査者等、あらゆる被検査者を想定し、被検査者の眼球位置と提示映像用ディスプレイとの距離を検討すべきである。

白色 LED 発光機能

- 白色 LED 発光

縮瞳を誘発させる対光反応検査用に PC から送られてきた信号のタイミングにより正確に白色 LED を発光させる機能が必要である。通常、瞳孔対光反射の潜時は 0.2~0.3 秒であり、白色 LED の点灯時間を瞳孔反射潜時より短く設定することで、瞳孔反射の開始時点で既に白色 LED は消灯されている状態が実現され、縮瞳による負のフィードバックが生じない光照射が可能である^[16] という理由から、白色 LED の点灯時間を 100ms に設定する。

被検査者側インタフェース

- 額部・顎^{あご}固定

検査中、ESD に対して被検査者の頭部が動かないように、額と顎^{あご}を支持する必要がある。この際、被検査者が不快感や圧迫感を受けないよう注意しなければならない。

- 優れた装着感

ESD と顔との接触部に弾性材等を用い、被検査者に優れた装着感を提供する必要がある。

3.1.2 PC 側で満たすべき要求仕様

PC で満たすべき機能は眼球映像処理機能、提示映像制御機能、白色 LED 発光用信号送信機能、検査者側インタフェースに大別される。ここでは各機能ごとに要求仕様を記載する。

眼球映像処理機能

- 瞳孔輪郭抽出、瞳孔半径、瞳孔中心位置算出

ESD で撮像された眼球映像から瞳孔の輪郭を抽出する。それを基に瞳孔半径と瞳孔中心位置を算出する。この際、被検査者の開眼状態や睫毛^{まつげ}、眼瞼^{がんけん}に対してロバスト性の高いアルゴリズムを実装すべきである。

提示映像制御機能

- 高い時間精度

カメラの時間精度と同様に映像提示の時間精度はデータの信頼性に大きく寄与するため、被検査者に提示される十字視標の映像は指定した時間通りに更新され、提示されなければならない。

白色 LED 発光用信号送信機能

- 高い時間精度

白色 LED の発光タイミング、発光時間は PC 側で制御されるが、対光反応検査におけるデータの信頼性を確保するためには、ESD に対して高い時間精度で発光用信号を送信する必要がある。

検査者側インタフェース部

- 眼球映像、画像処理結果リアルタイム提示

ESD で取得された眼球映像は制御用の PC に送られ画像処理が施される。画像処理により得られた瞳孔輪郭、瞳孔中心位置は元の眼球映像に重畳され、制御用 PC のディスプレイを通して検査者にリアルタイムに提示される。

- 眼球映像、画像処理結果の記録

取得された眼球映像、瞳孔中心位置等の画像処理結果は、検査後にデータ解析で必要となるため、ハードディスク等の記録媒体に記録しておく必要がある。

- 眼球映像の再生

正確な検査データを確実に取得するためには、眼球映像再生機能により検査直後に検査データを再確認し、データの取得失敗や記録媒体への書き込み失敗がすぐに検知されるようにすべきである。

- 閾値自動の設定

昨年度のシステムでは瞳孔輪郭を取得する際の二値化用閾値の設定を手動で行っていたため、閾値設定に時間がかかるという課題が抽出された。そこで新システムでは閾値を手動で設定する代替として閾値自動設定機能を付加し、閾値設定に要する時間の短縮を試みる。

- 検査結果グラフの自動描画機能

昨年度のシステムではテキストデータの形でしか検査結果が得られず、手作業で一つ一つグラフに変換する必要があったため、解析に多大な手間と時間を要した。そこで本研究で製作するシステムでは検査結果のグラフがリアルタイムで自動描画され、それをもとに解析を行えることが望ましい。また、眼球映像、画像処理結果リアルタイム提示機能や眼球映像再生機能と併用することで、正確な検査データの取得の失敗をより確実に検知できる。

3.2 本研究で製作するシステムの機能設計

ここでは3.1節で挙げた要求仕様を満足する機能設計を行う。以下に機能設計の詳細をそれぞれの機能ごとに分類して記述する。

3.2.1 ESD の各機能の設計

眼球撮像機能の設計

昨年度のシステムと同様に人間の網膜が赤外光に対して感受性がないことを利用し、赤外線を目に直接照射し、赤外線 CCD カメラで撮像する。赤外線 LED をカメラに固定することで、カメラの水平移動に連動して赤外線 LED の照射位置も変化するため、あらゆる被検査者に対し、瞳孔を効率良く照明できるものと考えられる。

瞳孔間距離の小さい子供の被検査者から瞳孔間距離の極度に大きい被検査者まであらゆる被検査者を想定すると、カメラの水平方向の可動性が不可欠である。そこで簡単な機構で、かつ精度の高いカメラの水平移動が可能な機構を検討した結果、模式図 3.2 に示す機構を採用した。図 3.2 のようにベアリングを用いて棒ネジの軸を ESD 壁面に固定し、ESD 外部に突出した棒ネジの先端にダイヤルを取り付ける。さらに、棒ネジにナットをはめ込み、ナットにカメラを固定する。また、ESD 壁面に固定されたレール上をスライドするリニアベアリングにスペーサを介してカメラを固定する。この機構でダイヤルを回すことにより、棒ネジが連動して回転する。カメラに固定されたナットは回転しないため、ナットは棒ネジに対し相対的に水平移動する。棒ネジの軸はベアリングにより ESD 壁面に固定され、水平方向には動かないため、事実上ナットが水平方向に移動する。ナットに固定されたカメラはレール上をスライドするリニアベアリングにより垂直方向にぶれることもなく滑らかに水平移動する。ダイヤルを 1 回転回すことによりカメラが棒ネジの 1 ピッチ分水平移動するため、高精度でカメラ

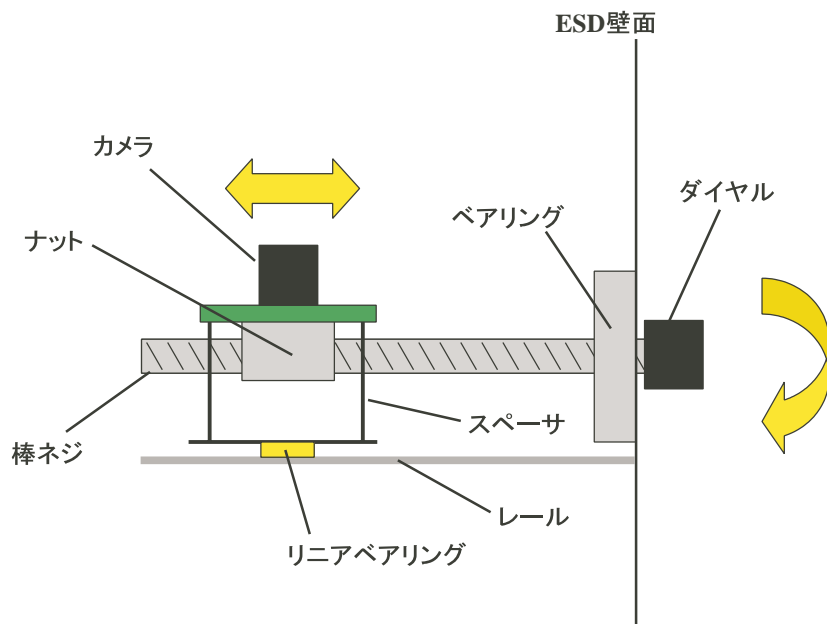


図 3.2: カメラ可動部の機構の模式図

の水平移動を制御することが可能であると考えられる。

映像提示機能の設計

被検査者に映像を提示すると同時に眼球を撮像する必要があるが、眼球撮像用のカメラと映像提示用ディスプレイを同軸上に配置することは不可能である。この問題を解決するため ES-HMD の映像提示部と同様にハーフミラーを用いることにする。図 3.3

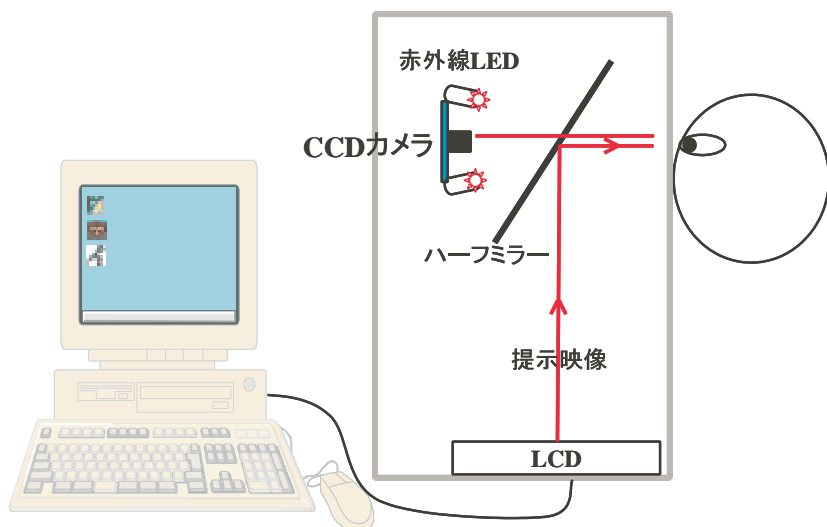


図 3.3: 映像提示部の機構

に示すように LCD 上に提示された映像は、眼前部に設置されたハーフミラーで反射

し、被検査者に提示される。また、眼球像はハーフミラーを透過し、カメラに捉えられる。LCD からハーフミラーを透過する光は上方に進むため、カメラに映り込むことはない。また、ハーフミラーを透過し眼球に到達するカメラの像は、ハーフミラーで反射し眼球に到達する LCD の光に比べ微弱であるため、被検査者にとっては気にならない程度のものであると考えられる。

一方、検査時における被検査者眼球位置と LCD との距離は遠視、近視、乱視等の屈折異常を有している被検査者や、老眼である高齢の被検査者等、あらゆる被検査者を想定して検討すべきである。実際には被検査者の目の状態に応じてレンズを導入し、提示される映像の虚像位置を変更することで、すべての被検査者に対して提示映像が明確に提示されるようにすべきである。しかし、レンズの導入には各レンズに対応したデータの校正が必要な上、被検査者に提示される映像に歪み^{ゆが}が発生する可能性がある。そのため、今回は空間精度を重視し、レンズの導入は避けた。しかし、最適なディスプレイ位置を考慮し、より多くの被検査者に対応できるよう配慮すべきである。

被検査者の眼球虚像位置と映像提示用 LCD との距離の上限は ESD 本体の大きさにより決定される。ESD の可搬性を考慮すると ESD 本体の大きさは大人一人で持ち運ぶことができる大きさに制限され、それに伴い被検査者の眼球虚像位置と映像提示用 LCD との距離の上限は 50cm 程度になると考えられる。また、被検査者の眼球位置と提示される映像との距離の下限は老眼の診断基準に着目し、老眼、もしくは屈折異常を有しない被検査者ならば十分に見える距離 33cm とする^[23]。

次に、被検査者が ESD を覗き込む際の視線角度を検討し、被検査者の負担を軽減する必要がある。図 3.4 のように人間の自然視線角度は直立した場合、水平方向から 15 度下方に位置する^[20]。しかし、自然視線角度で ESD を覗き込むと、眼瞼^{がんけん}や睫毛^{まつげ}が瞳孔にかかり、瞳孔輪郭抽出に支障を来す危険性がある他、被検査者の眠気を誘発する恐れがあるため、本システムにおける視線角度については俯角を 0deg に設定する。

さらに、このシステムで実現すべき水平視野角度について考察する。図 3.5 のように通常、人間が注視できる水平最大角度は 60deg 程度であり^[20]、それ以上の水平視野角の実現は今回製作する ESD では不要である。また、Nkam 等の実験^[21] や Sweeney 等の実験^[22] においては統合失調症患者に対する追従検査時に、視標を水平方向に最大で $\pm 15\text{deg}$ 動かし、健常者との差異の抽出に成功していることから、今回のシステムにおいても水平視野角 30deg 以上の実現を目標とする。

上記の考察を踏まえて、計測時の被検査者眼球位置、ハーフミラー設置位置、LCD の位置、さらにはカメラ位置を決定するため、図 3.6 に示す試作機を作製し、ハーフミ

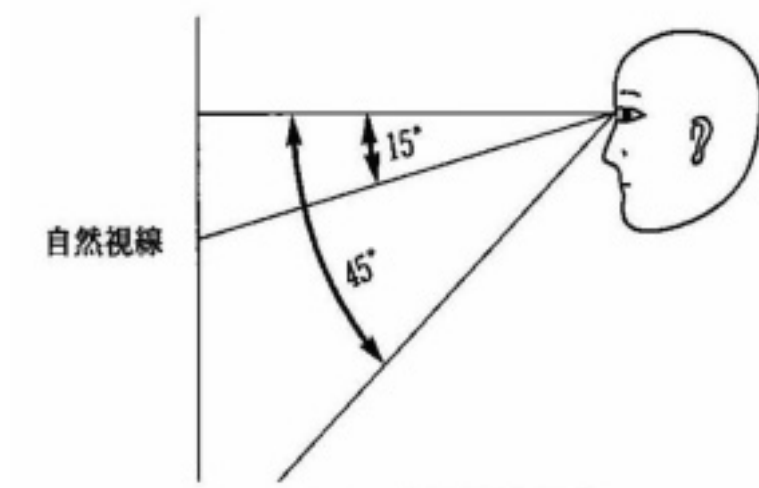


図 3.4: 自然視線角度 [20]

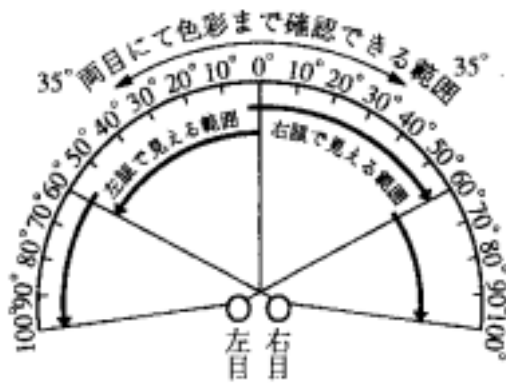


図 3.5: 水平面での両眼視野と色覚 [20]

ラー位置、被検査者眼球位置、LCD 位置を検証した。



図 3.6: 映像提示機能設計のための試作機

ハーフミラー位置、被検査者眼球位置、LCD 位置を様々な値に設定し検証した結果、図 3.7 に示す値に設定することにした。

白色 LED 発光機能の設計

白色 LED の輝度を調整し、瞳孔の対光反射を十分に誘発でき、かつ人体に影響のない値に設定する必要がある。本システムでは昨年度の評価実験において十分に対光反応を誘発することが示され、まぶしすぎるといった意見も出なかった 49lux に設定する。

また、昨年度のシステムと同様に、PC から送信される信号のタイミングにより正確に LED を 100ms 間発光させるために白色 LED 発光制御用の電子回路ボックスを構築する。

製作する回路図を図 3.8 に示す。ここで同一基板上に眼球照射のための赤外線 LED 用回路を実装することにする。また、IEEE1394 ケーブルを介して PC から電源を取得する。しかし、IEEE1394 ケーブルから取得される電源電圧を計測した結果約 11V であり、白色 LED 発光用回路に三端子レギュレータを組み込むことで定圧 5V に変換している。赤外線 LED 用回路には定電流ダイオードを用いて安定した電流を供給している。

白色 LED は眼球照射用の赤外線 LED と同様に眼球撮像用のカメラに固定することで、被検査者の瞳孔間距離に応じて水平に移動するカメラと連動して動くため、被検

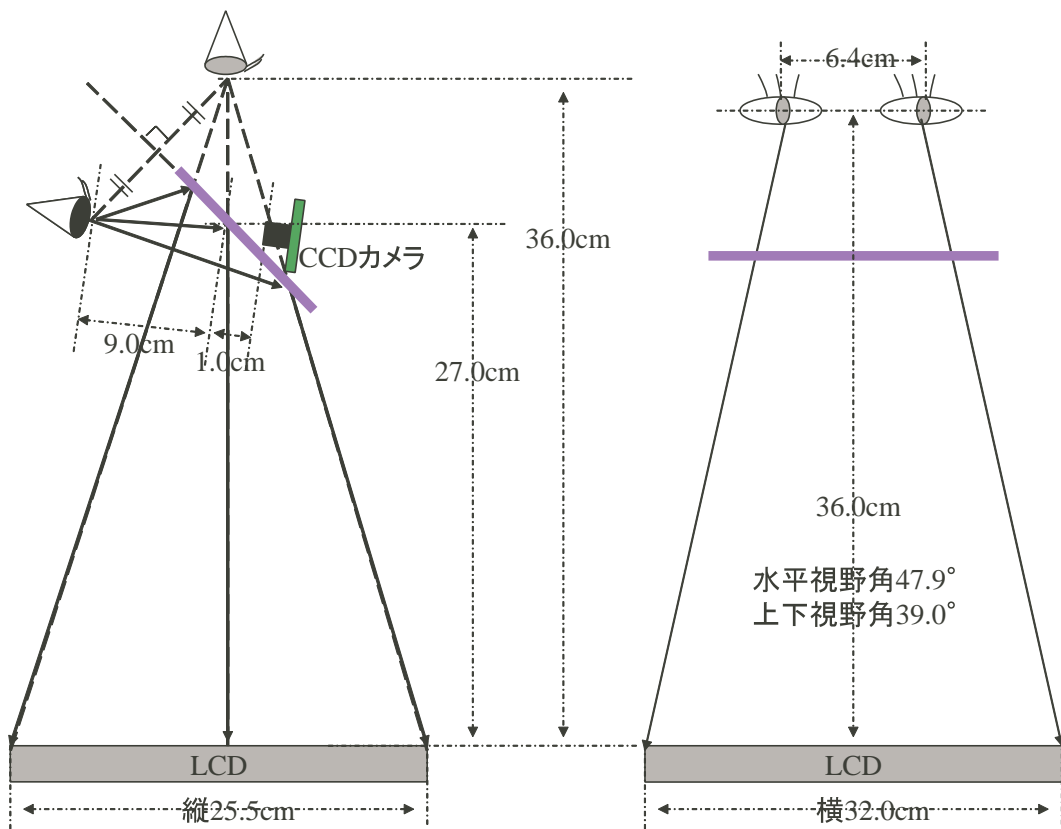


図 3.7: 映像提示機能設計値

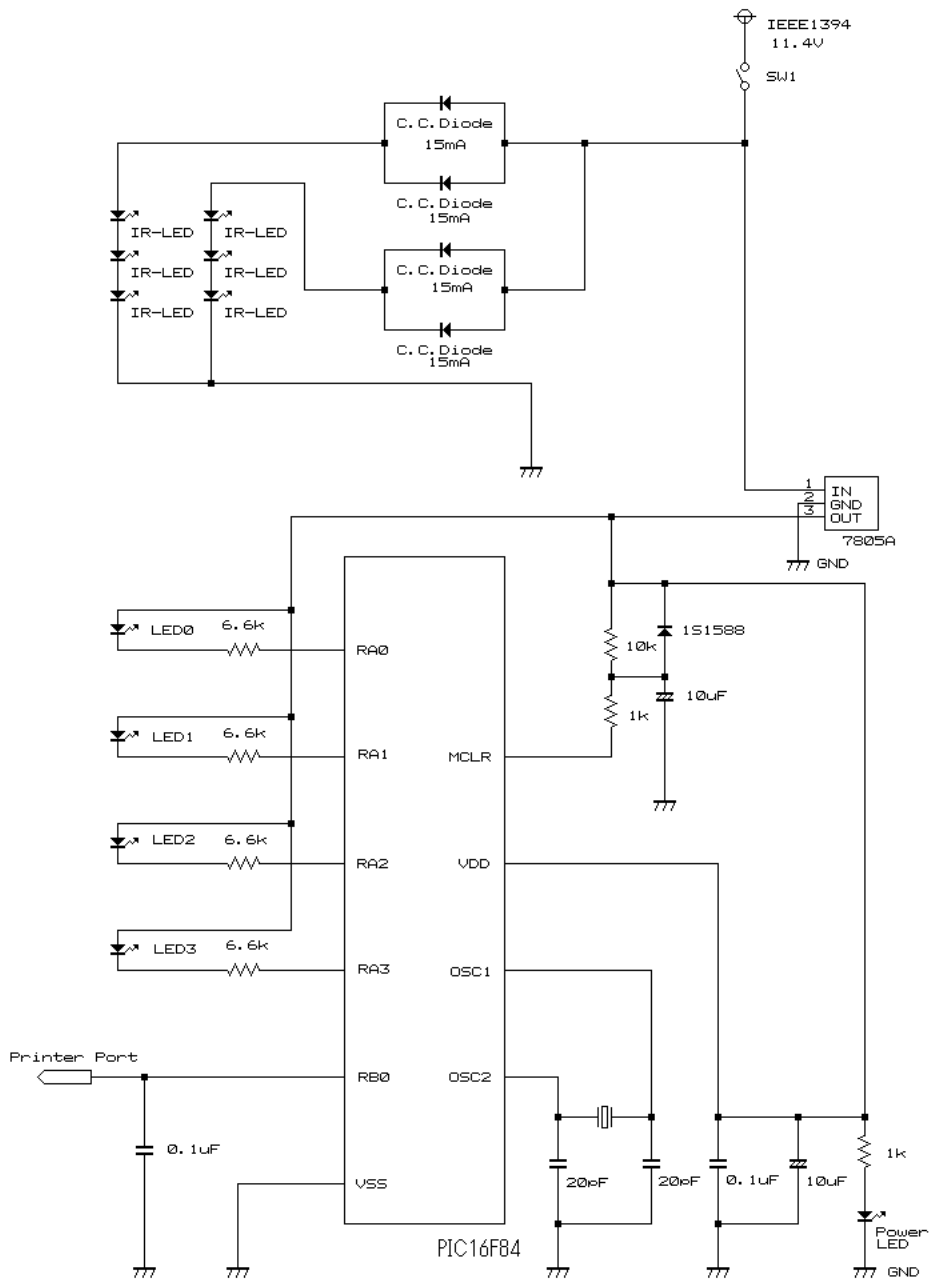


图 3.8: 对光反应用白色 LED 发光制御用電子回路图

査者の眼球に対して安定して光を照射することが可能である。

被検査者側インタフェース設計

検査中、被検査者の頭部が上下に動かないように被検査者の顎部を支持する必要がある。そこで、図 3.9 に示す顎支持器を ESD 前面に取り付け、顎を支持する。また、被検査者の頭部が左右にずれることのないように被検査者の頭部を固定すべきである。しかし、被検査者の頭部に支持ベルトを巻き付ける手法は被検査者に不快感や圧迫感を与えるため、今回は摩擦が大きく、顎部形状に合わせて容易に曲げることができる素材で顎部を支持する手法を採用する。また、ESD の覗き口には水泳用ゴーグルのシリコン部分を加工したものを取り付け、被検査者に優れた装着感を与える。図 3.10 に想



図 3.9: 顎支持器

定される被検査者側インタフェース部を示す。

3.2.2 PC で実現する機能の設計

眼球映像処理機能の設計

瞳孔輪郭を抽出し、瞳孔中心位置、瞳孔半径を算出する画像処理においては、被検査者の開眼状態や眼瞼、睫毛の影響に左右されることなく、安定して瞳孔中心位置、瞳孔半径を算出できるアルゴリズムの実装が必要不可欠である。よって、被検査者の開眼状態や睫毛に影響される昨年度のアルゴリズムでは不十分であり、ロバスト性の高いアルゴリズムを新たに実装する必要がある。

図 3.11 に今回のシステムに実装する新規な瞳孔輪郭抽出アルゴリズムの計算ステップを示し、以下に説明する。

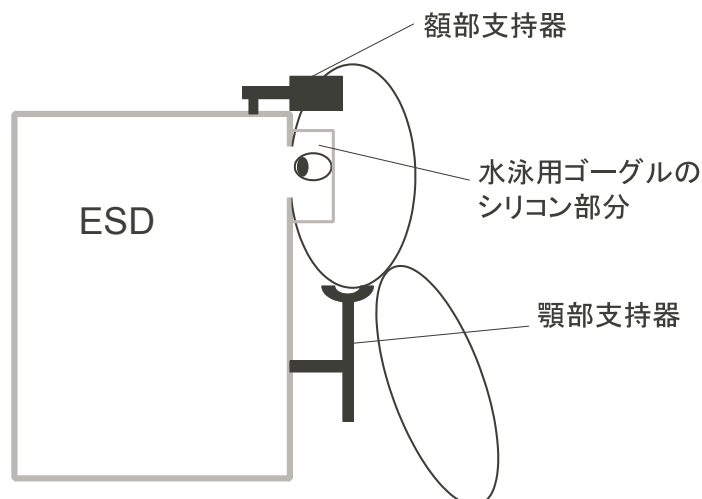


図 3.10: 被検査者側インタフェース部想定図

1. 設定された閾値により瞳孔画像を二値化する。
2. 左上から水平走査線上に走査することにより、黒い画素群を探索し、ラベルを付ける。
3. ラベルが付けられた黒い画素群の中から面積最大のものを抽出し、残りのものを削除する。
4. 昨年度のアルゴリズムを用いて瞳孔半径、瞳孔中心位置を算出する。

提示映像制御機能の設計

昨年度のシステムと同様に被検査者に提示される映像を PC 側で制御する。眼球撮像タイミングと同間隔 (33ms 間隔) で被検査者提示用の LCD を更新する。

映像提示の時間精度を評価実験により綿密に評価する必要がある。

白色 LED 発光用信号送信機能の設計

白色 LED の発光タイミングは PC により制御される。対光反応検査開始 3 秒後に PC からパラレルポートを介し、白色 LED 発光制御用電気回路ボックスに信号が送られ、そのタイミングで白色 LED を 100ms 間発光させる。

検査者側インタフェース部の機能設計

検査者側インタフェース部では眼球映像、画像処理結果リアルタイム提示機能や眼球映像記録機能、検査結果グラフ自動描画機能等様々な機能が要求される。検査者がこ

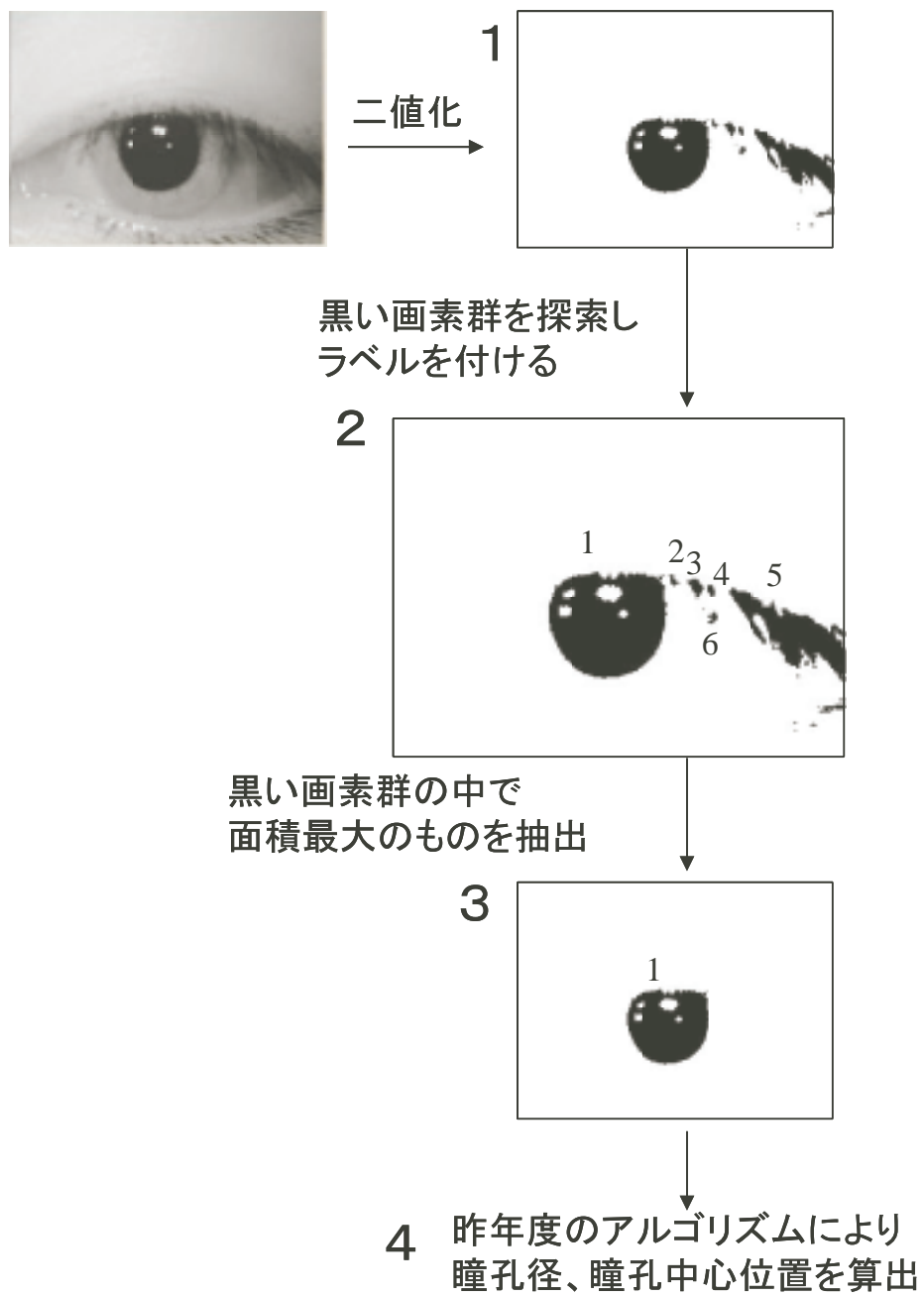


図 3.11: 瞳孔輪郭抽出アルゴリズム

これらの機能を使う際に、簡便で分かりやすいインターフェースを提供すべきである。昨年度のシステムでは閾値設定を眼球映像提示ウィンドウとは異なったウィンドウで行っていたため、ウィンドウの切り替えに手間がかかっていた点を考慮し、今回のシステムではすべての機能を一つのウィンドウ上で実現し、見やすく使いやすいインターフェースを設計する。これに基づき設計した検査者側インターフェース画面を図 3.12 に示す。

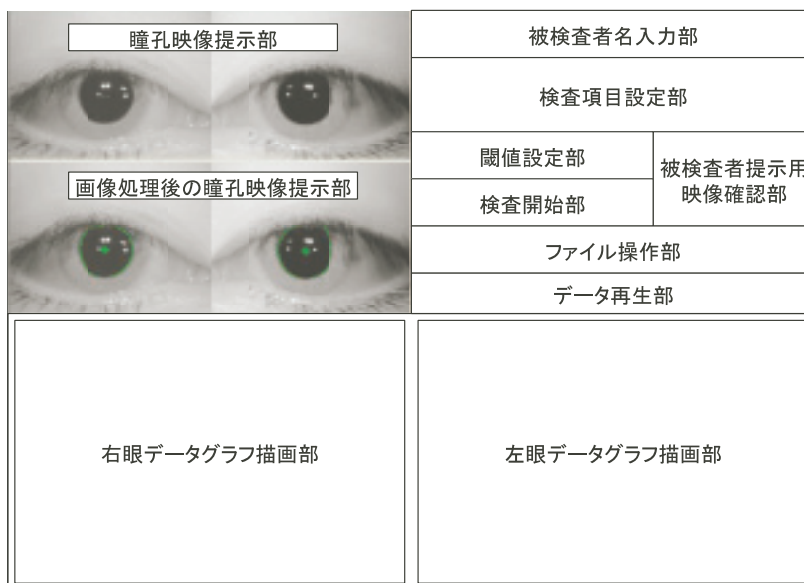


図 3.12: 検査者側インターフェース画面想定図

ここで実際の検査で想定される検査者側インターフェースの使用手順を以下に示す。

1. 被検査者名入力部で被検査者の名前を入力する (ここで入力した名前はファイル名に反映される)。
2. 瞳孔画像に中心線を表示させ、顎支持器の高さ、カメラの水平位置を調節し、瞳孔中心をカメラの撮像範囲の中央にする。
3. 閾値設定部で閾値を設定する。
4. 検査項目設定部で検査項目を設定する。
5. 検査開始部で初期画面を提示し、検査開始ボタンにより検査を開始する。この際、被検査者に計測開始を音で知らせる。
6. 検査中、グラフ描画部にグラフが自動描画される。

7. 計測終了後、ファイル保存部でファイル名を確認し、ファイルを保存する。
8. すべての検査終了後、ファイル再生部で保存されたデータファイルを再生し、確認する。

3.3 新システムの全体構成設計

ここで上記の各機能を実現するうえで想定される全体構成設計について述べる。図 3.13 に想定される全体構成設計を示す。

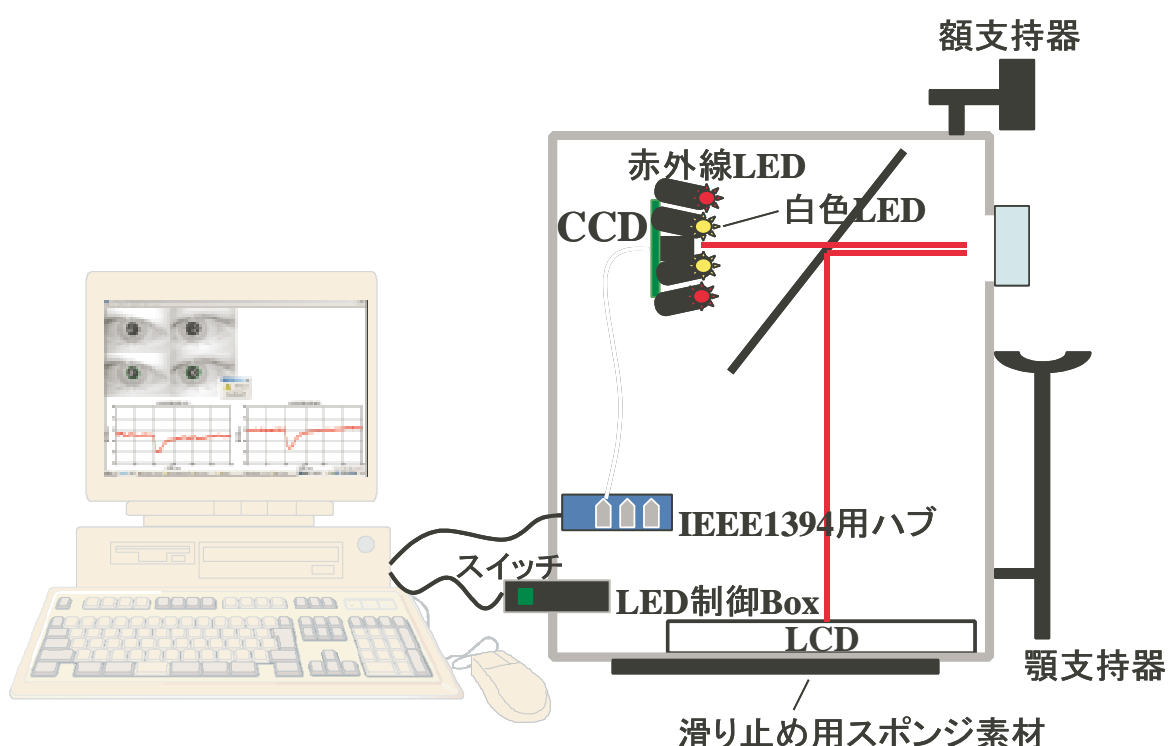


図 3.13: 新システムの全体構成図

ESDの外枠は耐久性があり加工のしやすいアルミ板で製作する。また、ESDを台上に置いて使用することを想定し、ESDの底面には摩擦の大きいスポンジ素材を接着し、検査中ESDが台からずれないようにする。眼球照射用赤外線LEDと対光反应用白色LEDの電源は眼球撮像用カメラのインターフェースに併せ、IEEE1394ケーブルを通してESD制御用のPCから取得する。そして、PCとESD間のケーブル本数を削減するためにIEEE1394用ハブをESD内部に設置する。また、昨年度のシステムでは露出していた対光反应用白色LED制御ボックスをESD内部に設置し、露出部分を軽減する。

第 4 章 Eye-Sensing Display の製作

本章では実際に第 3 章で述べた設計に従って ESD を製作した。製作内容をハードウェアとソフトウェアに分類して記述する。

4.1 ハードウェア製作

4.1.1 システムの外観

今回製作するシステムでは昨年度のシステムと比較して、カメラの空間解像度が向上し、取り扱うデータ量が増加したため、ESD 制御用 PC にかかる負荷も増大するものと考えられる。よって処理時間を極力短縮するため、デスクトップ型 PC (CPU : pentium4 2.6GHz, メモリ : DDR SDRAM 4000MB) を採用した。

ESD の外枠には切削、曲折等の加工がしやすいという理由からアルミ板 (厚さ 1mm) を用いた。ここで図 4.1 に製作された ESD の外観を示す。ESD の外観は被検査者のシステムに対する安心感に大きく寄与すると考え、表面をクリーム色に塗装した。また、赤外線 LED から照射される赤外線や対光反应用 LED のフラッシュ光、もしくは被検査者提示用 LCD からの映像光が乱反射し、検査データに影響が出ることが回避するため、ESD の内部 (アルミ裏面) をつや無し黒色に塗装した。また、検査中、被検査者の姿勢が安定するように ESD の横壁面に取っ手を取り付けた。額支持部にはアルミ板上にスポンジ素材を接着したものをを用いて、被検査者の額形状に応じて変形させることで、検査中、被検査者の頭部が動かないようにした。また、水泳用ゴーグルのシリコン弾性素材部分を加工し、それをシリコン接着剤で ESD の覗き口に取り付けることで、被検査者により良い装着感を提供している。さらに、顎^{あご}支持器は上下に可動するため、顔形状の異なる被検査者に対しても、常に瞳孔をカメラの中央で捉えることが可能である。ESD 側面についているダイヤルはカメラ水平移動制御用のダイヤルであり、詳細な機構については 4.1.3 項で述べる。ESD 背面には被検査者提示用 LCD の制御用ケーブルと電源供給用のケーブルを通す穴があり、中央には白色 LED 制御用電気回路ボックスの平行ポート差込口がある。また、その横には IEEE1394 ハブがあり、カメラと PC との間のデータ転送、かつ、赤外線 LED 及び白色 LED の電源供給のための IEEE1394 ケーブルを差し込む。



LCD用ケーブル差込口

スイッチ

パラレルポート

IEEE用ハブ

図 4.1: ESD の外観

表 4.1: PointGrey 社製ボード型カメラ Firefly2 の仕様

インタフェース	6 ピン型 IEEE1394
CCD	非圧縮カラーイメージ (白黒変換可)
有効画素数	VGA 640 × 480
基盤寸法	40mm × 40mm
フレームレート	最大 30 frame/s

4.1.2 映像提示部

被検査者提示用ディスプレイには十分な視野角を実現するため 16 インチ LCD (EIZO 社製 FlexScan L465) を採用した。被検査者に LCD の外枠が見えるのを避けるため、LCD の外枠を黒色画用紙で覆った。

当初、ハーフミラー素材としてガラス製のハーフミラーを用いたが、LCD からの映像光は十分に反射するものの、光の透過率が低く、画像処理を施すのに十分な明度の眼球映像が得られなかった。そこで、ハーフミラーの代替としてガラスを用いて同様に検証した結果、LCD からの提示用映像はガラスの表面と背面とで反射し眼球に到達するため、映像が二重にぼやけて見えた。次に、ハーフミラーの代替として色付きアクリル板を用いたところ、背面での反射光が色付きアクリル板内部を通る際に弱められることが判明した。そこで、様々な色のアクリル板を同様に検証してみたところ、濃紫色のアクリル板を用いた際に、アクリル板の背面での反射光が最も小さく、且つ光透過率も十分に高いことから、本システムではハーフミラーの代替として濃紫色のアクリル板 (厚さ 2mm) を使用した。

一方、ハーフミラーと被検査者提示用 LCD は 3.2 節で設計した通りに配置した。眼球からディスプレイまでの距離は 36.0cm で、水平視野角は 47.9deg、垂直視野角は 39.0deg となっている。

4.1.3 眼球撮像部

CCD カメラは高い時間分解能、空間分解能を持ち、大容量の画像データ転送が可能であるという観点から図 4.2 に示す PointGrey 社製ボード型カメラ Firefly2 を採用した。表 4.1 に Firefly2 の仕様を示す。

眼球撮像用のカメラは被検査者の眼球位置から 10.0cm 前方の位置に設置し、レンズ



図 4.2: PointGrey 社製ボード型カメラ Firefly2

表 4.2: シーアイエス社製レンズ仕様

焦点距離	13.0mm
開放絞り	5
水平画角	約 21deg
垂直画角	約 16deg
対角画角	約 26deg

には表 4.2 に示すシーアイエス社製のレンズ BL-130/5 を採用した。眼球照射用の赤外線 LED には高出力の東芝製 TLN231 を用い、瞳孔間距離の異なる被検査者においても効率良く照射できるようカメラに固定した。

本システムで採用したカメラ可動部を図 4.3 に示す。カメラ可動部には 1 ピッチ 1.5mm の棒ネジ (ISO 規格 M10) を使用し、棒ネジをボールベアリング (イマオコーポレーション社製) で壁面に固定した。また、棒ネジの ESD 外部に突出する先端には図 4.4 に示すような 100 回転ダイヤルを取り付けた。さらに、カメラにナット (M10) を取り付け、それをスペーサを介してリニアベアリング (IGUS 社製) に固定し、100 回転ダイヤルを回すことによりカメラの水平方向の移動を可能にしている。100 回転ダイヤルは 1/100 回転まで計測可能であるため、0.015mm の精度でカメラの水平方向の制御が可能である。

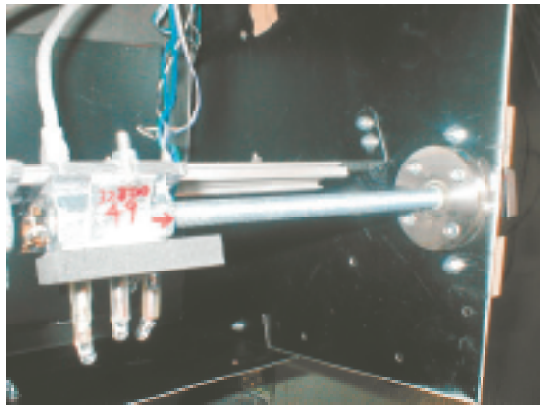
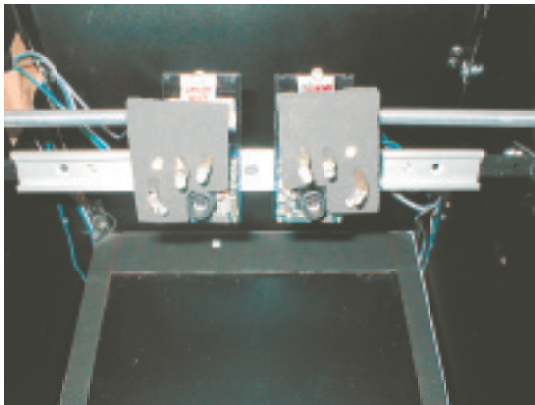
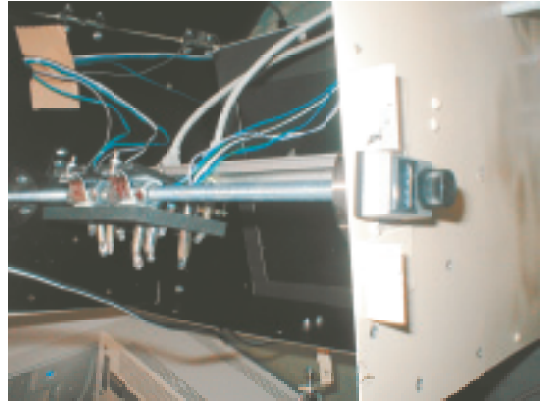
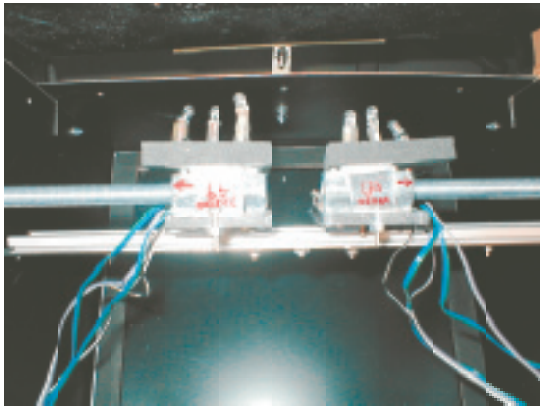


図 4.3: カメラ可動部



図 4.4: カメラ水平移動制御用 100 回転ダイヤル

4.1.4 LED用電子回路ボックス

製作した対光応用白色LED及び赤外線LED発光用の電子回路ボックスを図4.5に示す。電子回路ボックスにはIEEE1394ポートを付け、IEEE1394ケーブルを介して



図 4.5: LED用電子回路ボックス

ESD制御用PCから電源を取得している。また、PCからの白色LED発光制御用信号をパラレルケーブルを介し、パラレルポートから受信する。

4.2 ソフトウェア実装

4.2.1 眼球映像処理部

節の眼球映像処理機能の設計で示したアルゴリズムに従いプログラムを作成した。図4.6に画像処理後の瞳孔映像を示す。

4.2.2 提示映像制御部

提示映像の制御をESD制御用のPCで行い、カメラの撮像と同じタイミングの33msごとに提示映像を更新する。しかし、正確に33msごとに更新されていることを評価実

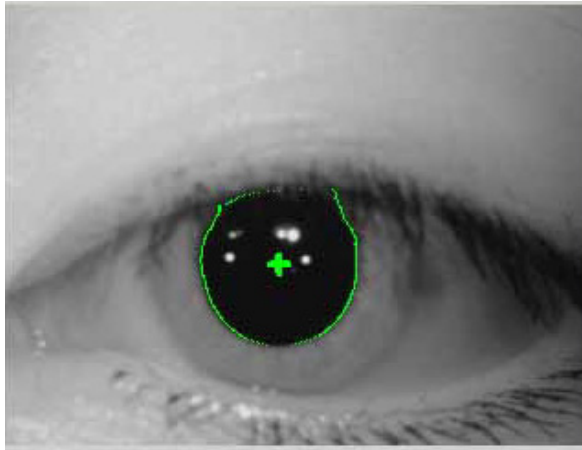


図 4.6: 画像処理後の瞳孔画像

験により綿密に評価する必要がある。映像提示の時間精度評価実験に関しては5.2節で述べる。今回のシステムでは、以下の検査項目を想定して提示映像を作成した。

注視検査

注視検査では画面中央に十字視標を提示し、それを10秒間注視させる。図4.7に注視検査中の提示映像を示す。

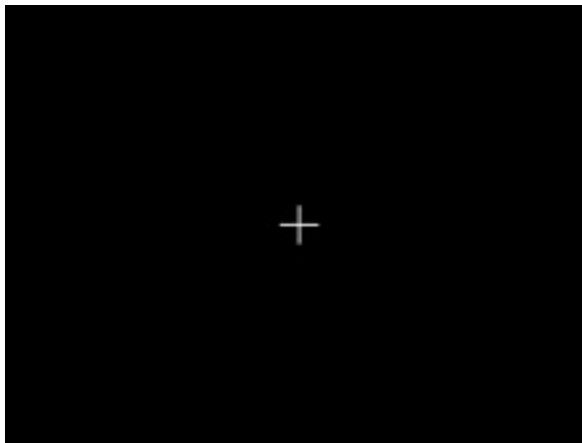


図 4.7: 注視検査提示画面

追従検査

追従検査では左右、上下に移動する十字視標を提示し、被検査者に眼で追従させる。図4.8に注視検査中の提示映像を示す。今回のシステムではディスプレイ上を等速度で移動する視標を提示するのではなく、被検査者の眼球位置を中心に等角速度で移動す



図 4.8: 追従検査提示画面

る視標を提示する。水平追従検査においては視標を速度 7deg/s、14deg/s、28deg/s で等角速度で移動させる 3 項目と 0.3Hz で単振動させる 1 項目の計 4 項目を行う。振幅はいずれも被検査者の眼球位置を中心に $\pm 15\text{deg}$ である。垂直追従検査においては視標を速度 7deg/s、14deg/s、28deg/s で等角速度で移動させる 3 項目を行う。振幅はいずれも被検査者の眼球位置を中心に $\pm 10\text{deg}$ である。

対光反応検査

対光反応検査では画面中央に十字視標を提示し、被検査者に注視させる。検査開始後、3 秒後に 100ms の間白色 LED を発光させ、その間の縮瞳、散瞳を観察する。図 4.9 に対光反応検査中の提示映像を示す。対光反応検査時に提示する十字視標は、その輝度による縮瞳を極力避けるため、灰色にした。



図 4.9: 対光反応検査提示画面

4.2.3 検査者側インタフェース機能

3.2節の検査者側インタフェース部の機能設計に従い、検査者側インタフェースを作成した。作成した検査者側インタフェース画面を図4.10に示す。以下検査者側インタフェース画面を機能別に説明する。

瞳孔映像および画像処理後の瞳孔映像提示部

上側に瞳孔映像が提示され、下側に元の瞳孔画像に瞳孔輪郭と瞳孔中心位置を示す緑色のラインが重畳された映像が提示される。画面上で左側が右眼映像、右側が左眼映像となっている。図4.11に瞳孔映像提示部、画像処理後の瞳孔映像提示部を示す。

被検査者名入力部

被検査者名入力部では被検査者の名前を記入する。ここで入力された被検査者名はデータファイル名に反映される。

検査項目設定部

検査項目設定部では検査項目を指定する。また、検査項目設定部の左上にある中心線表示項目にチェックを入れると瞳孔映像と画像処理後の瞳孔映像のそれぞれに中心線が重畳して表示され、顎支持器^{あご}の高さ調整やカメラの水平移動調整の際に使用される。検査項目設定部を拡大したものを図4.12に示す。

閾値設定部

閾値設定部では瞳孔輪郭を取得する際の二値化用閾値を設定する。手動設定と自動設定が可能であり、閾値の変更はリアルタイムで画像処理後の瞳孔映像提示部に反映される。閾値設定部および検査開始部、被検査者用映像確認部を拡大したものを図4.13に示す。

検査開始部

検査開始部では初期画面を提示し、計測開始を制御する(図4.13参照)。また、Status部では現在の実行中の処理内容を、初期画面提示前(黄)、準備完了(緑)、計測中(赤)、データ保存中(赤)、ビデオモード(青)、再生中(赤)に分類して明示する。また、検査開始時にはスピーカから電子音が流れ、被検査者に検査の開始を知らせる。

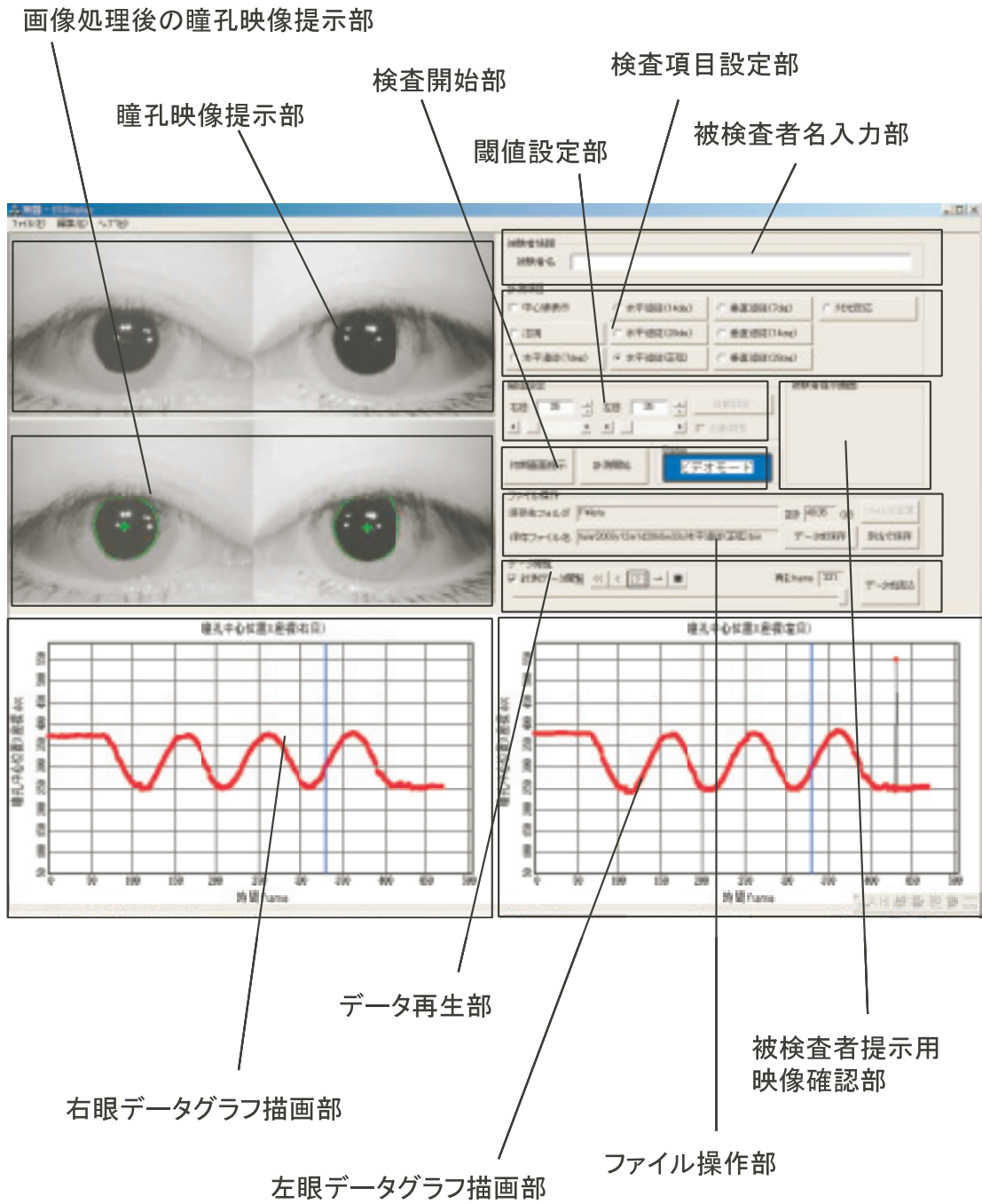


図 4.10: 検査者側インタフェース画面

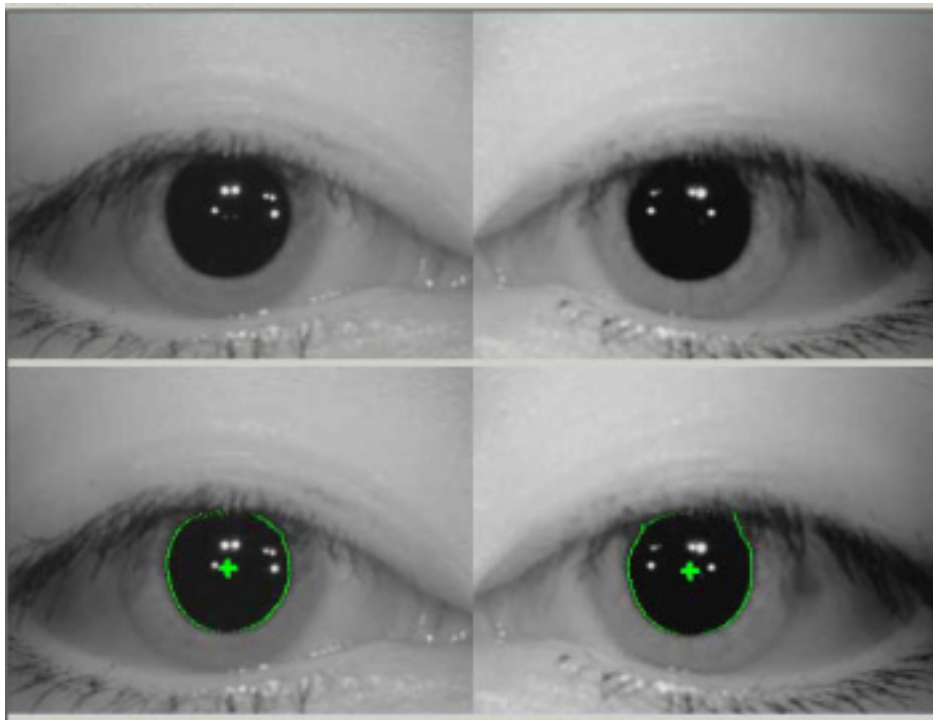


図 4.11: 瞳孔映像提示部、画像処理後の瞳孔映像提示部



図 4.12: 検査項目設定部



図 4.13: 閾値設定部、検査開始部、被検査者用映像確認部

被検査者提示用映像確認部

被検査者提示用映像確認部では被検査者に提示される映像の縮小されたものが提示される (図 4.13 参照)。

ファイル操作部

ファイル操作部では計測により得られたデータファイルをハードディスクに保存する操作を行う。ファイル名には被検査者名 (被検査者名入力部で入力)、計測日時 (年、月、日、時、分、秒)、検査項目がこの順で含まれ、拡張子を .bin として自動生成される。また、データファイルは非常に大容量であり、複数の被検査者を計測する場合、ハードディスクの空き容量に注意すべきである。そこで保存先ハードディスクの空き容量を示す項目も付加した。ファイル操作部を拡大したものを図 4.14 に示す。

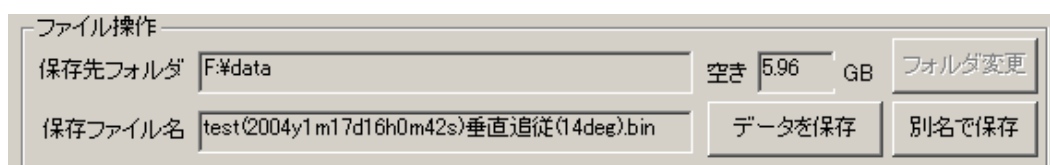


図 4.14: ファイル操作部

データ再生部

データ再生部では計測で得られたデータファイルを読み込み、計測データ閲覧の項目にチェックを入れることにより、データファイルを再生することが可能である。通常再生機能と一枚一枚瞳孔画像を閲覧するコマ送り機能がある。データ再生部を拡大したものを図 4.15 に示す。



図 4.15: データ再生部

データグラフ描画部

データグラフ描画部ではデータグラフがリアルタイムで自動描画される。また、検査後、グラフ上の点をクリックすればその時点の瞳孔画像が瞳孔映像提示部に提示され、瞬目の判別等に活用できる。グラフの横軸、縦軸は検査項目に応じて変更され、注

視検査では横軸が瞳孔中心位置 x 座標 (dot)、縦軸が瞳孔中心位置 y 座標 (dot)、水平追従検査では横軸が時間 (frame)、縦軸が瞳孔中心位置 x 座標 (dot)、垂直追従検査では横軸が時間 (frame)、縦軸が瞳孔中心位置 y 座標 (dot)、対光反射検査では横軸が時間 (frame)、縦軸が瞳孔半径 (dot) となる。

第 5 章 Eye-Sensing Display の性能評価実験

ここでは第 4 章で製作された ESD について、昨年度のシステムの課題点の一つとして抽出されたカメラ撮像時間精度と両カメラ間の同期、視標提示時間精度、及び、カメラの空間精度を評価するための実験を行い、ESD の性能を評価する。また、被験者を対象に実際のスクリーニング検査を想定した評価実験を行い、ESD が 3.1 節で抽出された要求仕様を満足するか否かを評価する。

5.1 カメラの撮像時間の精度評価実験

5.1.1 実験の目的

昨年度のシステムではカメラの撮像タイミングが指定した通り (33ms 間隔、30frame/s) 制御されておらず、フレーム落ちやフレームの重複等が見られた。また、両カメラ間で同期がとれていないことも判明した。これらカメラの撮像タイミングの大幅なずれやフレーム落ちは、解析結果に致命的な影響を及ぼすため、その影響を取り除く必要がある。そこで本実験では、ESD のカメラ撮像タイミングが指定した通り制御され、かつ、両カメラ間で同期がとれていることを確認することを目的とする。

5.1.2 実験手法

図 5.1 に示すような基板上に 32 個の LED が配置されたデバイスを作成し、そこに制御用 IC チップを組み込むことにより LED を正確に 2ms 単位で順次点滅させる。それを両カメラで 10 秒間 (300 フレーム) 撮像し、得られた画像を確認する。得られた画像中で LED が点灯している位置を記録し、それを基に撮像タイミング、両カメラ間のずれを算出する。実際のスクリーニング検査の所要時間は 10 分程度であることを踏まえて、この操作を PC の再起動直後、5 分後、10 分後、15 分後、20 分後、25 分後、30 分後に行った。

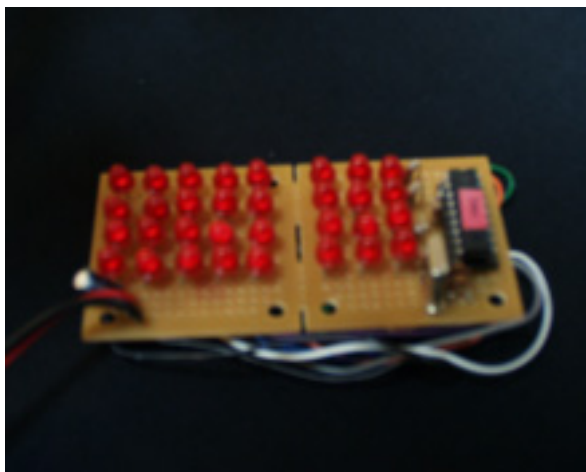


図 5.1: カメラの撮像時間精度評価実験で用いたデバイス

5.1.3 実験の結果と考察

各カメラとも 33ms 間隔 (精度 $\pm 2\text{ms}$ 以下) で撮像しているが、PC の再起動直後で両カメラの撮像タイミングにずれが見られ、左目撮像用カメラの撮像タイミングが右目撮像用カメラの撮像タイミングに対して遅れる結果となった。再起動直後の両カメラ間のずれを 10 回繰り返し計測した結果、9 回は約 32ms (精度 $\pm 2\text{ms}$ 以下) となり、1 回は 2ms (精度 $\pm 2\text{ms}$ 以下) となった。

また、時間の経過と共に、両カメラ間で撮像タイミングの相対的なずれが生じ、30 分に 11.7ms (精度 $\pm 2\text{ms}$ 以下) の割合で左目撮像用カメラの撮像タイミングが右目撮像用カメラの撮像タイミングに対して早まる結果となった。再起動後の時間に対する両カメラ間の撮像タイミングのずれの推移を図 5.2 に示す。

各検査の所要時間は 10 ~ 17 秒程度であり、検査中、両カメラ間に相対的なずれはほとんど発生しないが再起動直後から発生しているずれが解析に影響を及ぼす可能性があるため、解析では右目撮像用カメラのデータのみを用いることが好ましい。

これらの再起動直後の両カメラ間のずれ、時間経過に伴う両カメラ間の相対的なずれはカメラの製造誤差により生じるものと考えられるため、使用するカメラを選択すれば両カメラ間の同期、時間経過に伴うカメラ間のずれの減少は可能であると考えている。よって異なるカメラを使用し、同様の検証を行う必要がある。また、生起確率は低いものの偶発的にフレーム落ちが発生する可能性があるため、1 フレームあたりの処理時間を PC で常に監視し、撮像間隔が $33\text{ms} \pm 20\text{ms}$ の範囲から外れた場合には「フレーム落ちが発生した可能性が高い」という警告ダイアログを提示し、再検査を行うよう促すことで、より信頼性のあるデータを取得することができる。

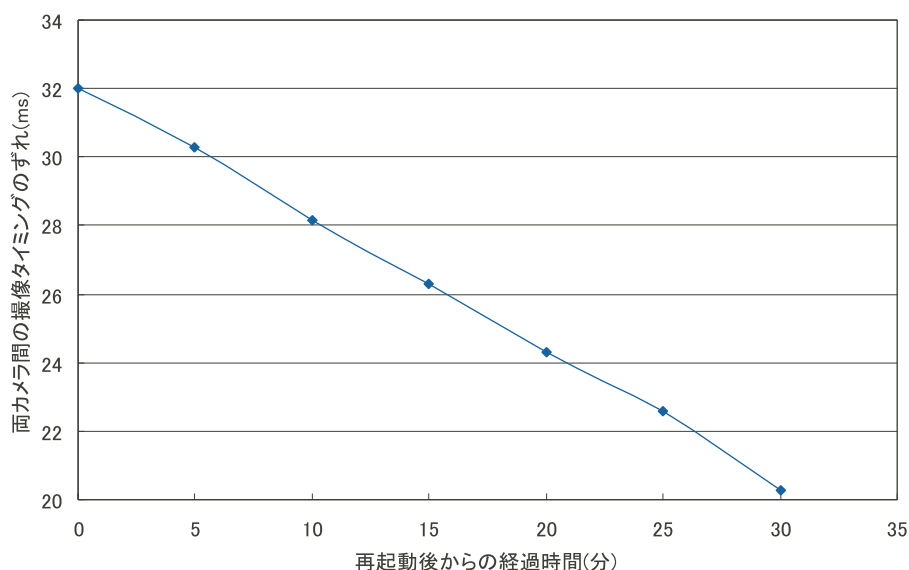


図 5.2: 再起動後の時間に対する両カメラ間の撮像タイミングのずれの推移

5.2 視標提示時間の精度評価実験

5.2.1 実験の目的

今回のように視点位置を高精度で算出する必要があるシステムでは、カメラの撮像時間精度だけでなく、被検査者が眼で追従する対象映像の更新時間精度にも注意する必要がある。そこで、被検査者ディスプレイに提示される十字視標が指定された時間通りに、更新されているかを評価する。

5.2.2 実験手法

右目撮像用カメラの時間精度が高いことを利用し、被検査者ディスプレイ上に提示されている十字視標を右目撮像用のカメラで撮像する。そして、得られた画像を確認し、画像中の十字視標の位置から視標提示の時間精度を割り出し評価する。

5.2.3 実験の結果と考察

右目撮像用カメラで撮像した画像を確認した結果、視標はほぼ指定された通りに制御されていることが確認された。しかし、瞳孔映像提示部に提示される映像が提示映像の更新タイミングより1フレーム分ずれる場合があった。この理由として以下のことが考えられる。眼球撮像時間の精度評価実験の結果から、カメラの撮像タイミング

はカメラ自体に組み込まれた制御 IC により正確に 33ms 間隔で制御され、撮像された画像はカメラのメモリに一端格納される。一方、PC 側は約 33ms 間隔で瞳孔パラメータを抽出するための画像処理、提示映像の更新、カメラのメモリに格納された画像の取得を行う。ここで、図 5.3 に示すようにカメラ側の制御により行われる撮像タイミングが提示映像更新から次の瞳孔画像取得までに入り込んだ場合、瞳孔映像提示部では提示映像更新から 1 フレーム分遅れた映像が提示される。しかし、カメラ側の制御により行われる撮像タイミングが偶発的に PC 側の瞳孔画像取得処理と提示映像更新処理の間に入り込んだ場合、瞳孔映像提示部では提示映像更新直後の映像が提示されることになる。よって両者間のずれは最大で 33ms になる可能性が示唆される。

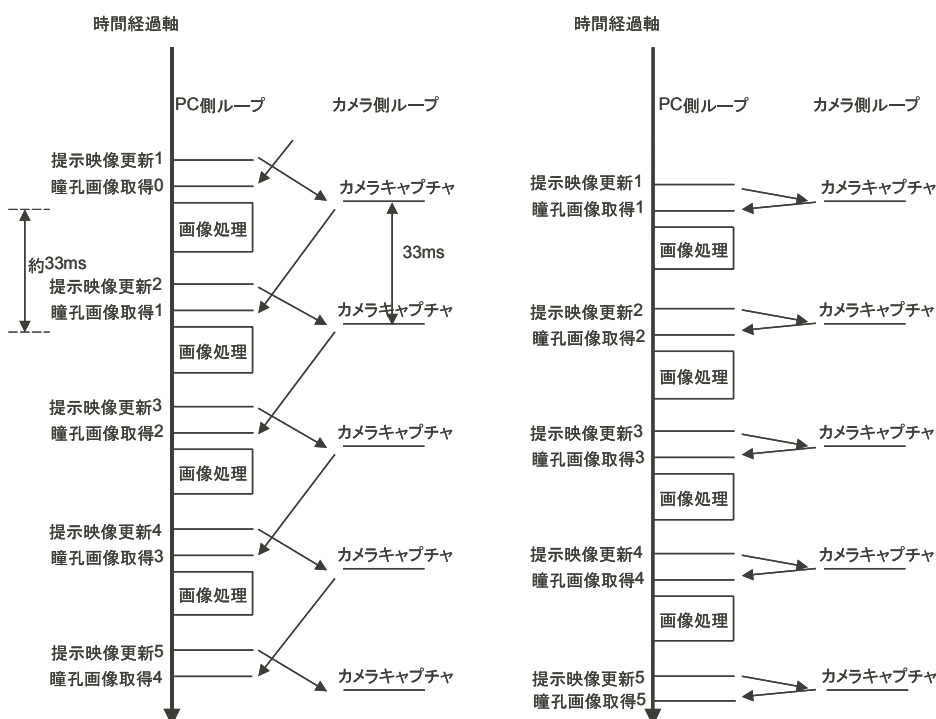


図 5.3: 視標提示が 1 フレーム分ずれる原因

このずれは特に追従検査の結果に影響を及ぼす可能性がある。そこで、このずれが追従検査中の瞳孔中心位置 x 座標値に与える影響を考察する。

ここで追従検査 (水平追従、速度 7deg/s) の結果を図 5.4 に示す。水平追従検査における十字視標の最大振幅は眼球位置を中心に 30deg であり、それに対応する瞳孔の振幅は図 5.4 から約 142dot である。よって最も速度の速い水平追従検査 (速度 28deg/s) で十字視標が 33ms 間の移動距離に対応する瞳孔の振幅は約 4.7dot である。

また、計測時における被検査者の眼球位置に定規を設置し、画像編集ソフトで得られた画像を拡大することで、計測中の眼球位置における 5mm の距離が撮像された画像

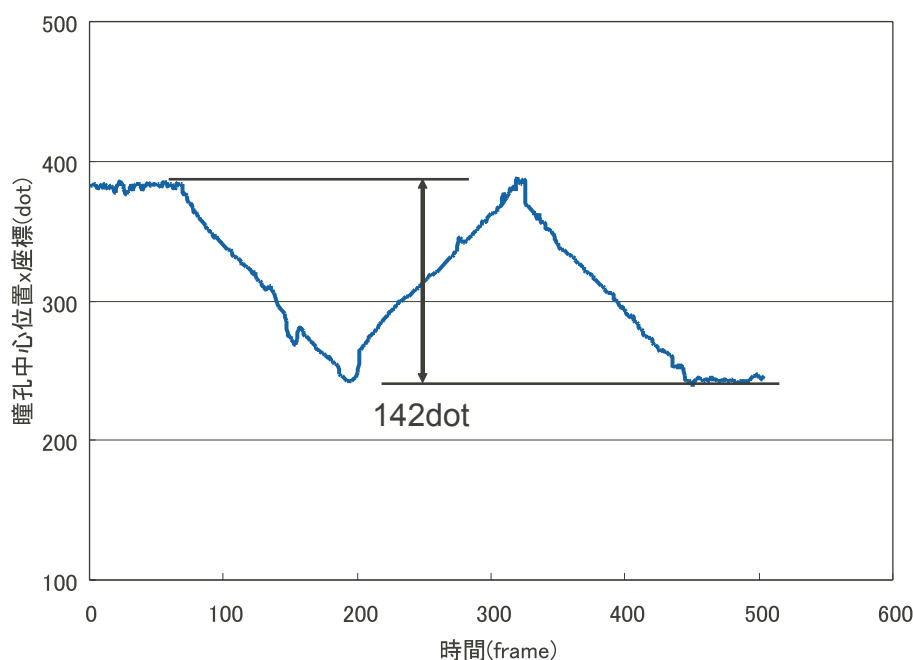


図 5.4: 追従検査 (水平追従、速度 7deg/s) の結果

中で何 dot に相当するかを計測した。その結果、計測中の眼球位置における 5mm の距離は画像中では 111dot に相当することが判明した。

以上の結果からカメラの撮像タイミングが提示映像更新処理より最大で 33ms ずれる場合、それに伴うデータ誤差は約 4.7dot であり、眼球位置における変位に換算すると約 0.21mm となる。

しかし、上記の実験手法ではカメラの撮像タイミングの間隔と被検査者への提示映像更新タイミングの間隔が共に 33ms であるため、計測精度限界は 33ms となり、これ以上の評価は不可能である。よって視標提示時間の精度評価実験時に限り提示映像更新タイミングの間隔を短縮し、同様の実験を行い、より精度の高い評価を行う必要があると考えている。

5.3 画像処理の安定性評価実験

5.3.1 実験の目的

4.2.1 項で示されたアルゴリズムでは瞳孔輪郭として認識された点から任意の 3 点を選択し、その 3 点の座標値を基に瞳孔中心座標、瞳孔半径を算出する操作を繰り返す過程を含むため、全く同じ画像に対して画像処理を施した場合でも、算出される瞳孔

中心座標、瞳孔半径の値が異なる可能性がある。そこで、瞳孔がカメラ撮像範囲のどの位置に存在しても、また、瞳孔半径が異なる値であっても、安定して瞳孔中心座標、瞳孔半径を算出できるか否かを評価する。

5.3.2 実験手法

実験手法のステップを以下に示す。

1. 計測時の被検査者眼球位置に図 5.5 に示すような 5 行 7 列に配置された 35 個の黒丸を固定する。ここで簡便のため、左上から a 行 b 列目の黒丸を「黒丸 a-b」と呼ぶことにする。この際、中央の黒丸 (黒丸 3-4) がカメラの撮像範囲の丁度中央に配置されるように最大限努める。

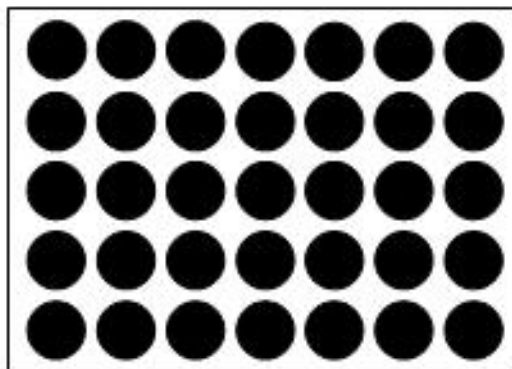


図 5.5: カメラの空間精度評価実験で用いた画像

2. この画像を眼球撮像用のカメラで撮像し、黒丸 1-1 以外の黒丸を画像処理により消去する。
3. それを実際にシステムに組み込んだ瞳孔輪郭、瞳孔半径、瞳孔中心座標を算出するプログラムに通し、黒丸 1-1 の輪郭、半径、中心座標を画像処理により算出する。
4. ステップ 3 の操作を 300 フレーム分行う。
5. 黒丸 1-2 ~ 黒丸 5-7 に対し 2 ~ 4 までの操作を同様に行う。
6. 計 35 個のそれぞれの黒丸 300 フレーム分のデータに対し、中心座標値と黒丸半径の平均値、分散、標準偏差を算出する。

7. 次に半径の異なる黒丸画像を 10 個用意し、それぞれの黒丸をカメラ撮像範囲の中央に配置する。
8. 眼球撮像用のカメラでそれぞれの黒丸に対し 300 フレーム分撮像し、画像処理により黒丸半径、中心座標値を算出する。
9. それぞれの黒丸 300 フレーム分のデータに対し、中心座標値、黒丸半径の平均値、分散、標準偏差を算出する。
10. 計測時の被検査者眼球位置に定規を設置し、画像編集ソフトで得られた画像を拡大することで、計測中の眼球位置における 5mm の距離が撮像された画像中で何 dot に相当するかを計測する。

ステップ 1~6 の操作で得られた標準偏差値により、瞳孔がカメラ撮像範囲のどの位置に存在しても、安定して瞳孔半径、瞳孔中心座標を算出できることを確認し、ステップ 7~9 の操作で得られた標準偏差値により、瞳孔半径の値に依らず、安定して瞳孔半径、瞳孔中心座標を算出できることを確認する。

5.3.3 実験の結果と考察

黒丸 1-1 ~ 黒丸 5-7 の 35 個それぞれの黒丸における半径、中心座標値の標準偏差を表 5.1 に示す。なお、表 5.1 に示す値は、ステップ 10 で得られた結果 (右目 5mm=107.5dot、左目 5mm=111.0dot) をもとに dot 単位から mm 単位に変換している。35 個それぞれの黒丸における半径、中心座標値の標準偏差はカメラ撮像範囲のどの点においても同様であり、最大となった黒丸 4-6 の瞳孔中心 y 座標の値でも 5.69×10^{-3} mm と小さい。よって瞳孔がカメラ撮像範囲のどの位置に存在しても、同じ画像に対する瞳孔中心位置、瞳孔半径の値はほぼ一定で、画像処理の安定性は高いと考えられる。

また、異なる半径の黒丸画像を提示した際のそれぞれの黒丸半径に対する瞳孔半径、瞳孔中心座標の標準偏差は表 5.2 に示すように最大でも 8.99×10^{-3} mm と小さい。

以上の結果から、瞳孔輪郭を抽出し、瞳孔中心位置、瞳孔半径を算出する処理では、同じ画像に対して、瞳孔位置や瞳孔半径に影響されることなく安定した値を算出することができる。

表 5.1: 各黒丸に対する中心座標値、半径の標準偏差

	黒丸中心 x 座標 標準偏差 (mm)	黒丸中心 y 座標 標準偏差 (mm)	黒丸半径 標準偏差 (mm)
黒丸 1-1	3.25×10^{-3}	4.11×10^{-3}	2.46×10^{-3}
黒丸 1-2	3.17×10^{-3}	3.60×10^{-3}	2.37×10^{-3}
黒丸 1-3	3.13×10^{-3}	3.53×10^{-3}	2.39×10^{-3}
黒丸 1-4	3.36×10^{-3}	4.02×10^{-3}	2.40×10^{-3}
黒丸 1-5	3.73×10^{-3}	4.13×10^{-3}	2.96×10^{-3}
黒丸 1-6	3.68×10^{-3}	3.89×10^{-3}	2.41×10^{-3}
黒丸 1-7	2.64×10^{-3}	3.22×10^{-3}	2.00×10^{-3}
黒丸 2-1	2.58×10^{-3}	2.84×10^{-3}	1.89×10^{-3}
黒丸 2-2	3.21×10^{-3}	3.64×10^{-3}	2.27×10^{-3}
黒丸 2-3	2.94×10^{-3}	3.01×10^{-3}	2.04×10^{-3}
黒丸 2-4	3.79×10^{-3}	4.01×10^{-3}	2.41×10^{-3}
黒丸 2-5	3.12×10^{-3}	3.26×10^{-3}	2.14×10^{-3}
黒丸 2-6	2.86×10^{-3}	3.84×10^{-3}	2.25×10^{-3}
黒丸 2-7	2.36×10^{-3}	2.65×10^{-3}	1.59×10^{-3}
黒丸 3-1	3.74×10^{-3}	3.78×10^{-3}	2.44×10^{-3}
黒丸 3-2	3.68×10^{-3}	4.13×10^{-3}	2.14×10^{-3}
黒丸 3-3	2.60×10^{-3}	3.02×10^{-3}	1.93×10^{-3}
黒丸 3-4	2.93×10^{-3}	3.35×10^{-3}	2.04×10^{-3}
黒丸 3-5	3.36×10^{-3}	3.39×10^{-3}	2.34×10^{-3}
黒丸 3-6	2.77×10^{-3}	3.37×10^{-3}	2.02×10^{-3}
黒丸 3-7	2.68×10^{-3}	3.18×10^{-3}	2.10×10^{-3}
黒丸 4-1	3.76×10^{-3}	4.19×10^{-3}	2.79×10^{-3}
黒丸 4-2	3.80×10^{-3}	5.41×10^{-3}	3.01×10^{-3}
黒丸 4-3	3.35×10^{-3}	4.77×10^{-3}	2.89×10^{-3}
黒丸 4-4	4.28×10^{-3}	5.58×10^{-3}	3.14×10^{-3}
黒丸 4-5	3.52×10^{-3}	3.98×10^{-3}	2.69×10^{-3}
黒丸 4-6	4.28×10^{-3}	5.69×10^{-3}	3.30×10^{-3}
黒丸 4-7	3.53×10^{-3}	4.40×10^{-3}	2.71×10^{-3}
黒丸 5-1	2.89×10^{-3}	3.04×10^{-3}	2.08×10^{-3}
黒丸 5-2	2.53×10^{-3}	2.53×10^{-3}	1.97×10^{-3}
黒丸 5-3	2.51×10^{-3}	2.73×10^{-3}	1.92×10^{-3}
黒丸 5-4	3.04×10^{-3}	3.27×10^{-3}	2.06×10^{-3}
黒丸 5-5	2.31×10^{-3}	2.74×10^{-3}	1.69×10^{-3}
黒丸 5-6	2.96×10^{-3}	3.36×10^{-3}	1.90×10^{-3}
黒丸 5-7	2.88×10^{-3}	2.86×10^{-3}	1.86×10^{-3}

表 5.2: 半径の異なる黒丸に対する画像処理結果の標準偏差

半径 (mm)	黒丸中心 x 座標 標準偏差 (mm)	黒丸中心 y 座標 標準偏差 (mm)	黒丸半径 標準偏差 (mm)
1.80	3.75×10^{-3}	5.21×10^{-3}	2.28×10^{-3}
3.35	3.86×10^{-3}	1.09×10^{-3}	2.60×10^{-3}
4.80	3.31×10^{-3}	5.19×10^{-3}	2.98×10^{-3}
6.35	4.14×10^{-3}	5.58×10^{-3}	3.22×10^{-3}
7.80	5.21×10^{-3}	7.83×10^{-3}	4.13×10^{-3}
9.25	6.88×10^{-3}	1.33×10^{-3}	3.87×10^{-3}
10.75	5.34×10^{-3}	8.39×10^{-3}	4.38×10^{-3}
12.25	6.08×10^{-3}	8.99×10^{-3}	4.83×10^{-3}
13.75	6.73×10^{-3}	1.24×10^{-3}	5.26×10^{-3}
15.25	8.20×10^{-3}	1.24×10^{-3}	6.91×10^{-3}

5.4 カメラの空間精度評価実験

5.4.1 実験の目的

通常、レンズには歪み^{ゆが}が存在し、今回のシステムのように検査中の視点位置を厳密に評価する場合には、レンズの歪み^{ゆが}を考慮した解析が必要である。よって、ここではレンズの歪み^{ゆが}を評価し、必要であればキャリブレーションを行うことを目的とする。

5.4.2 実験手法

実験手法のステップを以下に示す。

1. 計測時の被検査者眼球位置に固定された定規をカメラで撮像する。得られた画像を画像編集ソフトを用いて拡大し、計測中の眼球位置における 5mm の距離が撮像された画像中で何 dot に相当するかを計測する。
2. 5.3.2 項と同様に、計測時の被検査者眼球位置に図 5.5 に示すような 5 行 7 列に配置された 35 個の黒丸を固定する。左上から a 行 b 列目の黒丸を黒丸 a - b と呼ぶことにする。この際、中央の黒丸 (黒丸 3-4) がカメラの撮像範囲の丁度中央に配置されるように努める。
3. この画像を眼球撮像用のカメラで撮像し、黒丸 1-1 以外の黒丸を画像処理により

消去する。

4. それを実際にシステムに組み込んだ瞳孔輪郭、瞳孔半径、瞳孔中心座標を算出するプログラムに通し、黒丸 1-1 の輪郭、半径、中心座標を画像処理により算出する。
5. ステップ 4 の操作を 300 フレーム分行い、黒丸 1-1 の半径、中心座標の平均値を算出する。ここで、5.3.3 で画像処理の安定性が極めて高いという結果が得られたことを反映し、黒丸 1-1 に対し撮像した 300 フレーム分の半径と中心座標の平均値を画像処理結果による黒丸 1-1 の正規の半径、中心座標値と定める。
6. 黒丸 1-2 ~ 黒丸 5-7 に対しステップ 3 ~ 5 までの操作を同様に行い、計 35 個の黒丸の半径、瞳孔中心座標値を算出する。
7. 図 5.5 の黒丸間距離を実際にノギスで計測し、ステップ 1 で得られた値をもとに、各黒丸の中心位置座標の理論値を算出する。
8. 各黒丸において計測値を理論値と比較し、誤差を算出する。
9. ステップ 1 ~ 8 までの操作を他方のカメラについても行う。
10. 次に半径の異なる黒丸画像を 10 個用意し、それぞれの黒丸をカメラ撮像範囲の中央に配置する。
11. 眼球撮像用のカメラでそれぞれの黒丸に対し 300 フレーム分撮像し、画像処理により黒丸半径を算出する。
12. 5.3.3 で画像処理の安定性が極めて高いという結果が得られたことを反映し、それぞれの黒丸 300 フレーム分のデータに対し、黒丸半径の平均値を画像処理結果による正規の黒丸半径と定める。
13. 黒丸半径を実際にノギスで計測し、ステップ 1 で得られた値をもとに、各黒丸に対し、半径の理論値を算出する。
14. 各黒丸において計測値を理論値と比較し、誤差を算出する。
15. ステップ 10 ~ 14 までの操作を他方のカメラについても行う。

上記のステップの 1 ~ 9 の操作で得られた値をもとに、それぞれのカメラにおけるレンズの歪^{ゆが}みを評価し、瞳孔中心位置座標のキャリブレーションを行う。しかし、瞳孔

半径の理論値に対する計測値の誤差に関しては、瞳孔半径の値に依存している可能性があるため、同様の実験では評価ができない。そこでステップ 10～15 で得られた値をもとに瞳孔半径のキャリブレーションを行う。

5.4.3 実験の結果と考察

上記のステップ 1～9 で得られた各黒丸における計測値と理論値、さらにはその誤差を表 5.3、表 5.4 に、計測値をプロットしたものを図 5.6 に示す。なお、誤差は理論値から計測値を差し引いたものである。

計測値の理論値からの誤差は最大で 7.26dot である。これを計測時の被検査者眼球位置における距離に換算すると 0.31mm となり、無視できない程に大きいことが分かる。よって瞳孔中心位置座標値に対してキャリブレーションを施す必要がある。瞳孔中心位置座標値に対するキャリブレーションには以下に示す 4 点補間法を用いる。

図 5.7 のように、実際の計測で得られた瞳孔中心位置座標値 (a, b) に隣接する 4 つの黒丸 (黒丸 $i-j$, 黒丸 $i-(j+1)$, 黒丸 $(i+1)-j$, 黒丸 $(i+1)-(j+1)$ とする) の計測データを参照する。ここで図 5.8 に示すように、黒丸 $i-j$ における中心位置の計測座標を $(X_{i,j}, Y_{i,j})$ 、計測値の理論値からの x 誤差、 y 誤差をそれぞれ $XE_{i,j}$ 、 $YE_{i,j}$ とする。

ここで実際の計測で得られた瞳孔中心位置座標を通る水平線と黒丸 $i-j$ と黒丸 $i-(j+1)$ の中心位置の計測座標を結ぶ線分、黒丸 $(i+1)-j$ と黒丸 $(i+1)-(j+1)$ の中心位置の計測座標を結ぶ線分との交点をそれぞれ点 $A(X1, Y1)$ 、点 $B(X2, Y2)$ とすると点 A 、点 B の座標値はそれぞれ以下の式で与えられる。

$$X1 = \frac{b(X_{i,j} - X_{i+1,j}) + X_{i+1,j}Y_{i,j} - X_{i,j}Y_{i+1,j}}{Y_{i,j} - Y_{i+1,j}} \quad (5.1)$$

$$Y1 = b \quad (5.2)$$

$$X2 = \frac{b(X_{i,j+1} - X_{i+1,j+1}) + X_{i+1,j+1}Y_{i,j+1} - X_{i,j+1}Y_{i+1,j+1}}{Y_{i,j+1} - Y_{i+1,j+1}} \quad (5.3)$$

$$Y2 = b \quad (5.4)$$

さらに、点 A における誤差 $XE1$ 、 $YE1$ を黒丸 $i-j$ と黒丸 $i-(j+1)$ における誤差値をもとに 2 点補間により算出する。点 $A(X1, Y1)$ は、黒丸 $i-j$ と黒丸 $i-(j+1)$ の中心位置の計測座標を結ぶ線分を $(Y_{i,j} - Y1) : (Y1 - Y_{i,j+1})$ に内分する点であることから、 $XE1$ 、 $YE1$ は以下の式で与えられる。

$$XE1 = \frac{(Y1 - Y_{i+1,j})XE_{i,j} + (Y_{i,j} - Y1)XE_{i,j}}{Y_{i,j} - Y_{i+1,j}} \quad (5.5)$$

表 5.3: 各黒丸における計測値と理論値とその誤差 (右目用カメラ)

	中心 x 座標 計測値 (dot)	中心 y 座標 計測値 (dot)	中心 x 座標 理論値 (dot)	中心 y 座標 理論値 (dot)	中心 x 座標 誤差 (dot)	中心 y 座標 誤差 (dot)
黒丸 1-1	37.05	57.22	35.64	50.61	-1.41	-6.61
黒丸 1-2	130.63	57.35	130.43	50.61	-0.20	-6.75
黒丸 1-3	224.92	57.43	225.22	50.61	0.31	-6.82
黒丸 1-4	319.04	57.31	320.01	50.61	0.98	-6.70
黒丸 1-5	411.36	57.46	414.81	50.61	3.45	-6.86
黒丸 1-6	505.21	57.61	509.60	50.61	4.39	-7.00
黒丸 1-7	598.46	57.87	604.39	50.61	5.93	-7.26
黒丸 2-1	36.06	148.90	35.64	145.40	-0.42	-3.50
黒丸 2-2	130.15	149.04	130.43	145.40	0.28	-3.64
黒丸 2-3	224.98	148.94	225.22	145.40	0.24	-3.54
黒丸 2-4	319.67	149.10	320.01	145.40	0.34	-3.70
黒丸 2-5	412.47	149.03	414.81	145.40	2.33	-3.63
黒丸 2-6	506.81	149.17	509.60	145.40	2.79	-3.77
黒丸 2-7	600.22	148.99	604.39	145.40	4.16	-3.59
黒丸 3-1	35.30	240.35	35.64	240.19	0.33	-0.16
黒丸 3-2	129.41	240.44	130.43	240.19	1.01	-0.25
黒丸 3-3	224.75	240.43	225.22	240.19	0.47	-0.24
黒丸 3-4	320.01	240.19	320.01	240.19	0.00	0.00
黒丸 3-5	413.48	240.51	414.81	240.19	1.32	-0.32
黒丸 3-6	508.34	240.56	509.60	240.19	1.25	-0.37
黒丸 3-7	601.89	240.01	604.39	240.19	2.50	0.18
黒丸 4-1	34.71	334.64	35.64	334.98	0.92	0.34
黒丸 4-2	129.48	334.92	130.43	334.98	0.95	0.06
黒丸 4-3	225.11	334.85	225.22	334.98	0.11	0.13
黒丸 4-4	321.01	334.60	320.01	334.98	-0.99	0.38
黒丸 4-5	414.76	334.37	414.81	334.98	0.05	0.61
黒丸 4-6	510.18	334.30	509.60	334.98	-0.58	0.68
黒丸 4-7	603.76	333.77	604.39	334.98	0.63	1.21
黒丸 5-1	33.84	430.15	35.64	429.78	1.80	-0.37
黒丸 5-2	129.09	430.24	130.43	429.78	1.34	-0.47
黒丸 5-3	225.25	430.12	225.22	429.78	-0.03	-0.35
黒丸 5-4	321.57	430.01	320.01	429.78	-1.55	-0.23
黒丸 5-5	415.88	429.70	414.81	429.78	-1.07	0.07
黒丸 5-6	511.47	429.46	509.60	429.78	-1.87	0.32
黒丸 5-7	605.02	428.84	604.39	429.78	-0.63	0.93

表 5.4: 各黒丸における計測値と理論値とその誤差 (左目用カメラ)

	中心 x 座標 計測値 (dot)	中心 y 座標 計測値 (dot)	中心 x 座標 理論値 (dot)	中心 y 座標 理論値 (dot)	中心 x 座標 誤差 (dot)	中心 y 座標 誤差 (dot)
黒丸 1-1	42.98	56.11	41.07	53.87	-1.91	-2.24
黒丸 1-2	135.62	56.20	134.09	53.87	-1.54	-2.33
黒丸 1-3	228.05	56.06	227.10	53.87	-0.95	-2.19
黒丸 1-4	318.75	56.38	320.12	53.87	1.37	-2.51
黒丸 1-5	410.86	56.37	413.13	53.87	2.27	-2.50
黒丸 1-6	502.47	56.43	506.15	53.87	3.68	-2.56
黒丸 1-7	593.82	56.57	599.17	53.87	5.35	-2.70
黒丸 2-1	43.07	149.49	41.07	146.89	-2.00	-2.60
黒丸 2-2	135.73	149.12	134.09	146.89	-1.65	-2.23
黒丸 2-3	228.63	149.09	227.10	146.89	-1.53	-2.21
黒丸 2-4	319.38	148.85	320.12	146.89	0.73	-1.97
黒丸 2-5	411.66	148.72	413.13	146.89	1.48	-1.83
黒丸 2-6	503.31	148.49	506.15	146.89	2.84	-1.60
黒丸 2-7	594.79	148.48	599.17	146.89	4.37	-1.59
黒丸 3-1	43.51	239.92	41.07	239.90	-2.44	-0.02
黒丸 3-2	136.34	240.16	134.09	239.90	-2.26	-0.26
黒丸 3-3	229.53	240.22	227.10	239.90	-2.43	-0.32
黒丸 3-4	320.12	239.90	320.12	239.90	0.00	0.00
黒丸 3-5	412.77	239.96	413.13	239.90	0.36	-0.06
黒丸 3-6	504.64	239.90	506.15	239.90	1.51	0.01
黒丸 3-7	595.98	239.85	599.17	239.90	3.18	0.05
黒丸 4-1	43.69	333.27	41.07	332.92	-2.62	-0.35
黒丸 4-2	136.62	332.92	134.09	332.92	-2.54	0.00
黒丸 4-3	229.66	332.51	227.10	332.92	-2.56	0.41
黒丸 4-4	320.66	332.32	320.12	332.92	-0.55	0.60
黒丸 4-5	413.20	331.89	413.13	332.92	-0.06	1.03
黒丸 4-6	504.99	331.50	506.15	332.92	1.16	1.42
黒丸 4-7	596.68	331.26	599.17	332.92	2.49	1.66
黒丸 5-1	43.64	426.29	41.07	425.93	-2.57	-0.36
黒丸 5-2	136.90	425.85	134.09	425.93	-2.82	0.08
黒丸 5-3	230.05	425.23	227.10	425.93	-2.95	0.70
黒丸 5-4	321.20	424.75	320.12	425.93	-1.09	1.19
黒丸 5-5	413.68	424.32	413.13	425.93	-0.55	1.61
黒丸 5-6	505.86	423.60	506.15	425.93	0.29	2.34
黒丸 5-7	597.84	423.11	599.17	425.93	1.32	2.83

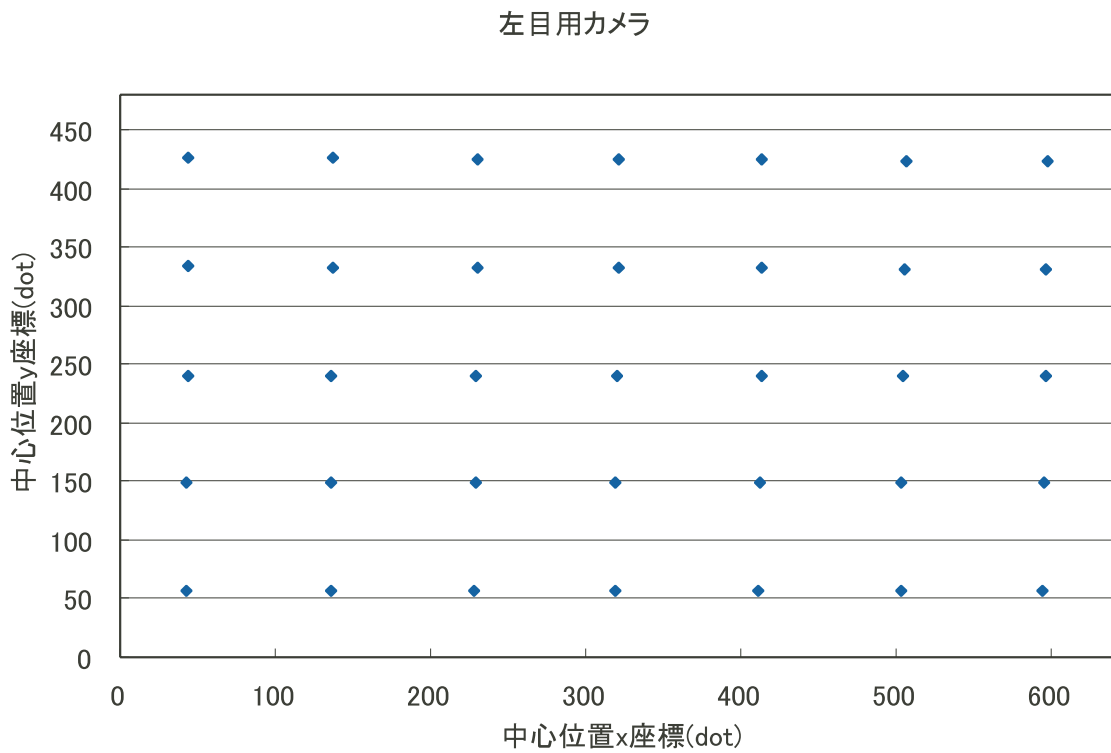
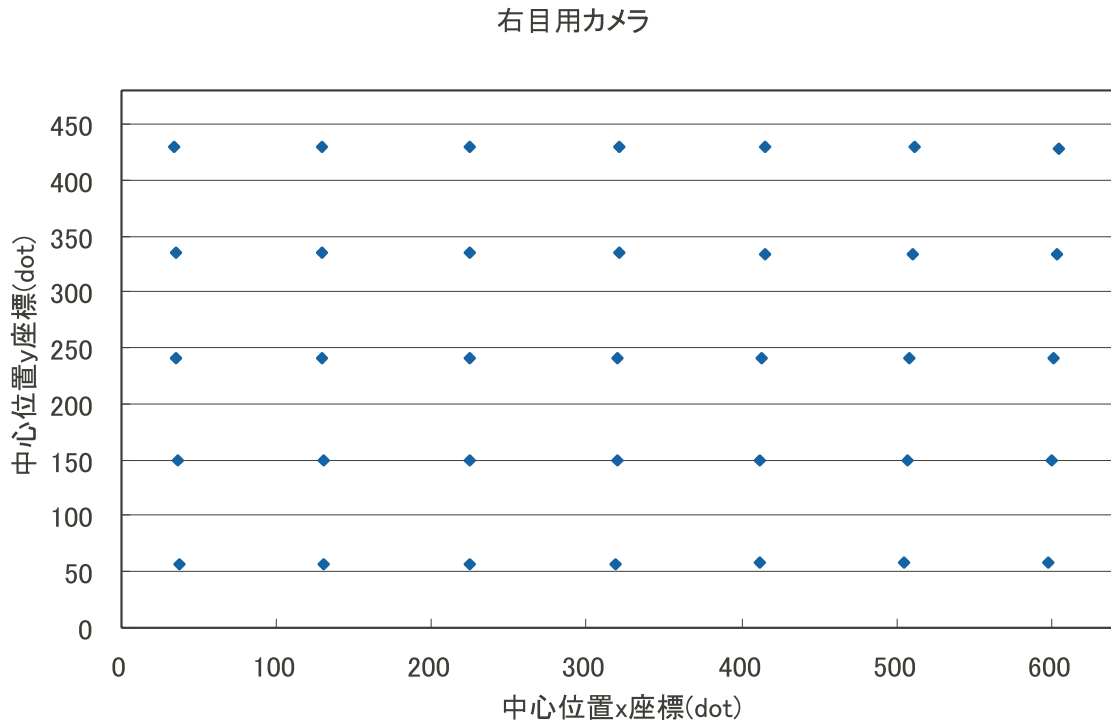


図 5.6: 各黒丸における中心位置座標計測値

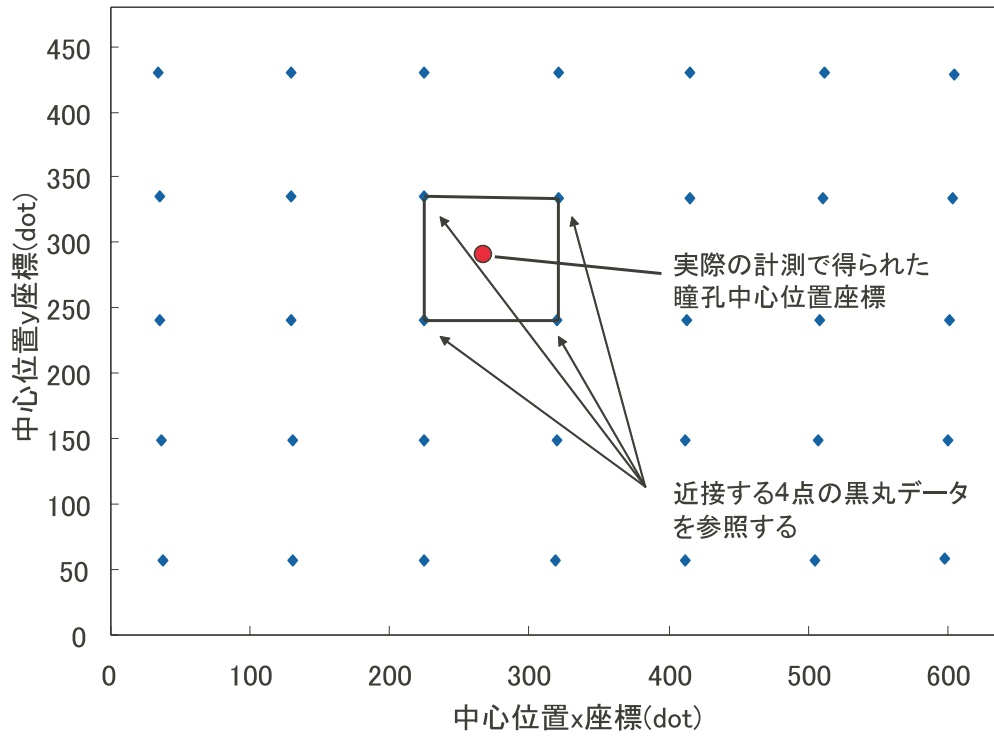


図 5.7: 4点補間で用いる黒丸データ

$$YE1 = \frac{(Y1 - Y_{i+1,j})YE_{i,j} + (Y_{i,j} - Y1)YE_{i,j}}{Y_{i,j} - Y_{i+1,j}} \quad (5.6)$$

同様に点 B における誤差 $XE2$ 、 $YE2$ を黒丸 $i-j$ と黒丸 $i-(j+1)$ における誤差値をもとに以下の式で与えられる。

$$XE2 = \frac{(Y2 - Y_{i+1,j+1})XE_{i,j+1} + (Y_{i,j+1} - Y2)XE_{i,j+1}}{Y_{i,j+1} - Y_{i+1,j+1}} \quad (5.7)$$

$$YE2 = \frac{(Y2 - Y_{i+1,j+1})YE_{i,j+1} + (Y_{i,j+1} - Y2)YE_{i,j+1}}{Y_{i,j+1} - Y_{i+1,j+1}} \quad (5.8)$$

次に、実際の計測で得られた瞳孔中心位置座標における誤差値を点 A 、点 B における誤差値をもとに2点補間により求める。実際の計測で得られた瞳孔中心位置の x 座標誤差を aE 、 bE とすると点 (a, b) は線分 AB を $(a - X1) : (X2 - a)$ に内分する点であることから、 aE 、 bE は以下の式で与えられる。

$$aE = \frac{(X2 - a)XE1 + (a - X1)XE2}{X2 - X1} \quad (5.9)$$

$$bE = \frac{(X2 - a)YE1 + (a - X1)YE2}{X2 - X1} \quad (5.10)$$

以上より、計測で得られた瞳孔中心位置座標 (a, b) に対して、瞳孔中心位置座標の理論値として $(a + aE, b + bE)$ を用いることとする。

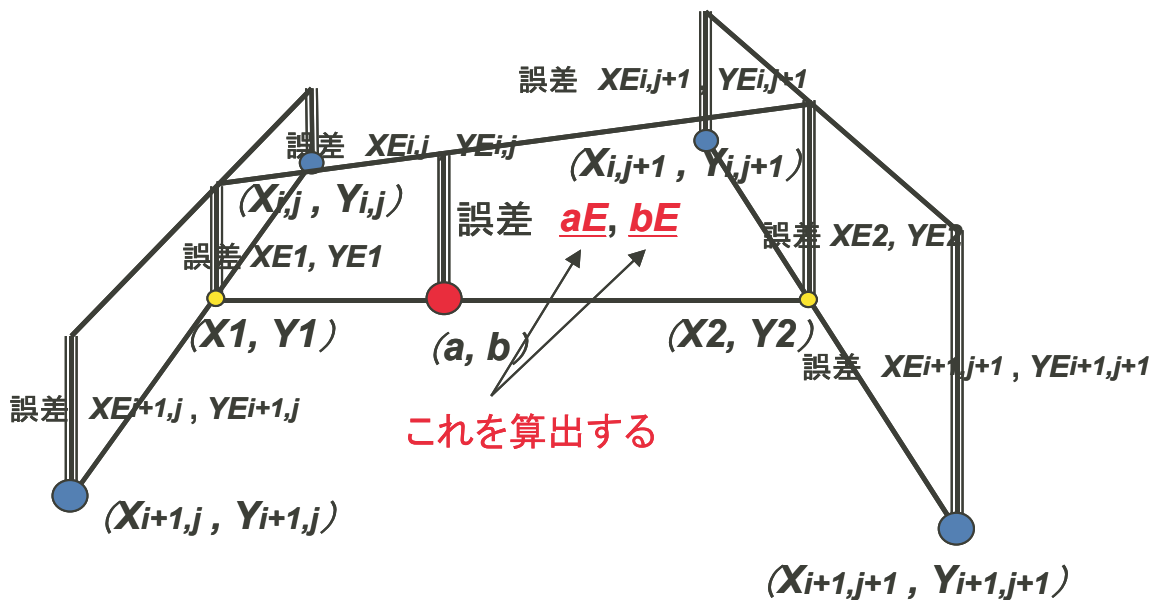
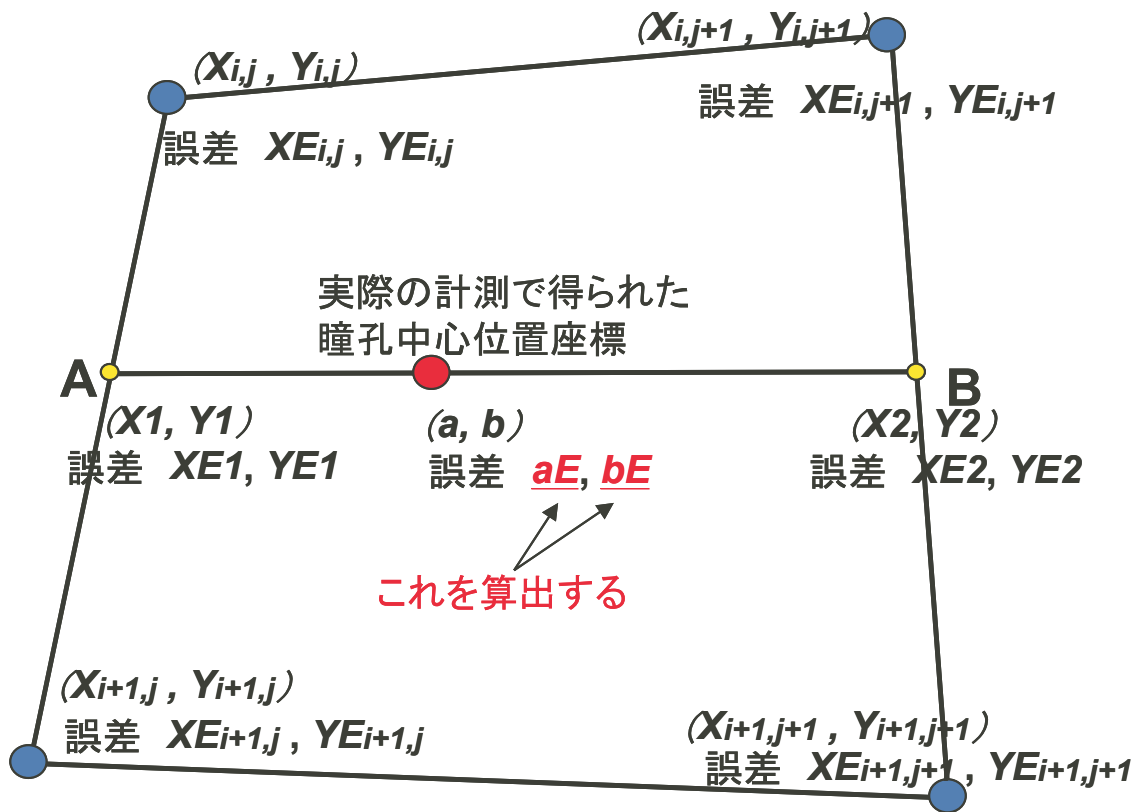


図 5.8: 4点補間イメージ図

表 5.5: 半径の異なる黒丸に対する計測値と理論値との比較

半径 (mm)	右目用カメラ			左目用カメラ		
	黒丸半径 計測値 (dot)	黒丸半径 理論値 (dot)	黒丸半径 誤差 (mm)	黒丸半径 計測値 (dot)	黒丸半径 理論値 (dot)	黒丸半径 誤差 (mm)
1.80	19.37	19.35	8.76×10^{-4}	20.18	19.98	9.20×10^{-3}
3.35	35.61	36.02	-1.93×10^{-2}	36.87	37.19	-1.43×10^{-2}
4.80	51.56	51.61	-2.53×10^{-3}	53.36	53.28	3.72×10^{-3}
6.35	67.63	68.28	-3.01×10^{-2}	70.02	70.49	-2.11×10^{-2}
7.80	83.58	83.87	-1.33×10^{-2}	86.32	86.58	-1.17×10^{-2}
9.25	99.20	99.46	-1.21×10^{-2}	102.82	102.68	6.75×10^{-3}
10.75	115.00	115.58	-2.71×10^{-2}	118.79	119.33	-2.43×10^{-2}
12.25	130.76	131.71	-4.43×10^{-2}	133.69	134.73	-4.68×10^{-2}
13.75	146.82	147.84	-4.77×10^{-2}	151.65	152.63	-4.40×10^{-2}
15.25	162.44	163.97	-7.10×10^{-2}	168.13	169.28	-5.14×10^{-2}

5.4.2 項のステップ 10 ~ 15 で得られた各黒丸における計測値と理論値とその誤差を表 5.5 に、半径と誤差の関係を図 5.9 に示す。なお、理論値に対する計測値の誤差に関しては 5.4.2 項のステップ 1 で得られた値を用いて、計測時の被検査者眼球位置における距離 (単位 : mm) に変換している。

図 5.9 のグラフから瞳孔半径が大きくなるにつれ、誤差も増大していることが分かる。しかし、人間の暗順応した瞳孔の半径は 1.8 ~ 5.0mm 程度であり、その範囲に対応する誤差は 0.02mm 以下である。今回の評価実験においては黒丸半径をノギスで計測しているため、評価精度限界はノギスの計測精度限界の 0.05mm であり、瞳孔半径 1.8 ~ 5.0mm に対応する誤差は計測精度以下である。よって、今回の実験結果から瞳孔半径の計測精度は十分高く、キャリブレーションを施す必要はないと考えられる。

5.5 被験者を対象とした評価実験

5.5.1 実験の目的

本研究で作成された ESD を人間生活工学研究センタ (社) (Research Institute of Human Engineering for Quality Life : 以下 HQL とする) に搬入、設置し、心身共に健康な若年者 18 名、高齢者 16 名に対し、実際のスクリーニング検査を想定した評価実験

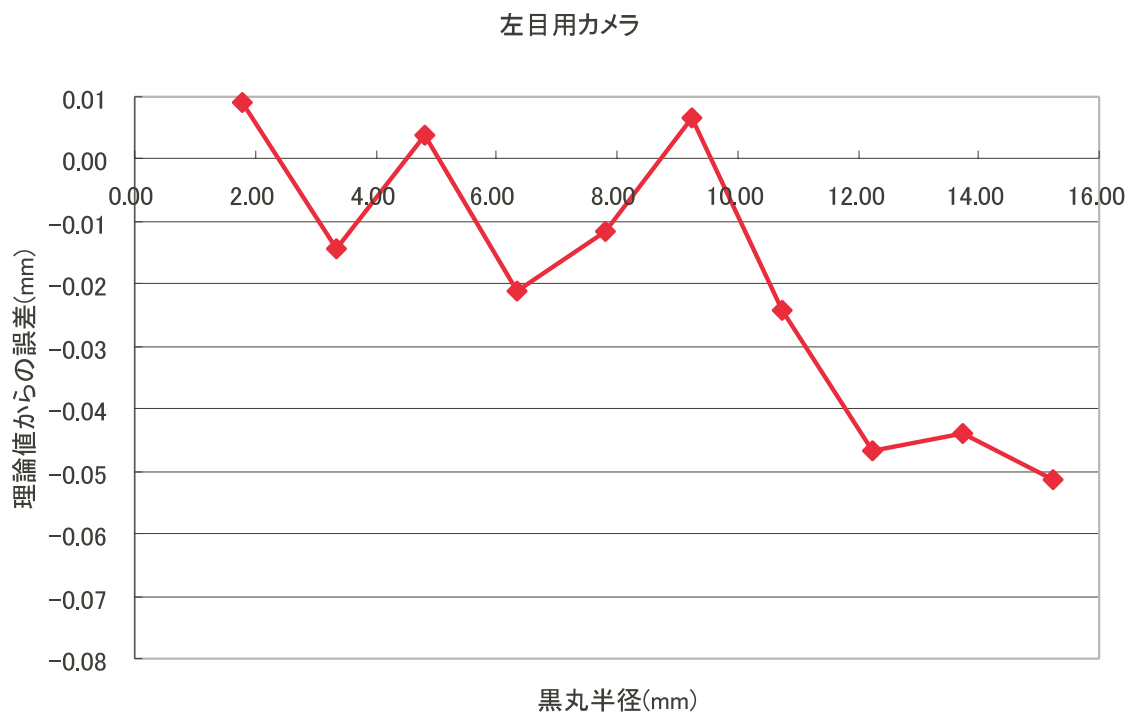
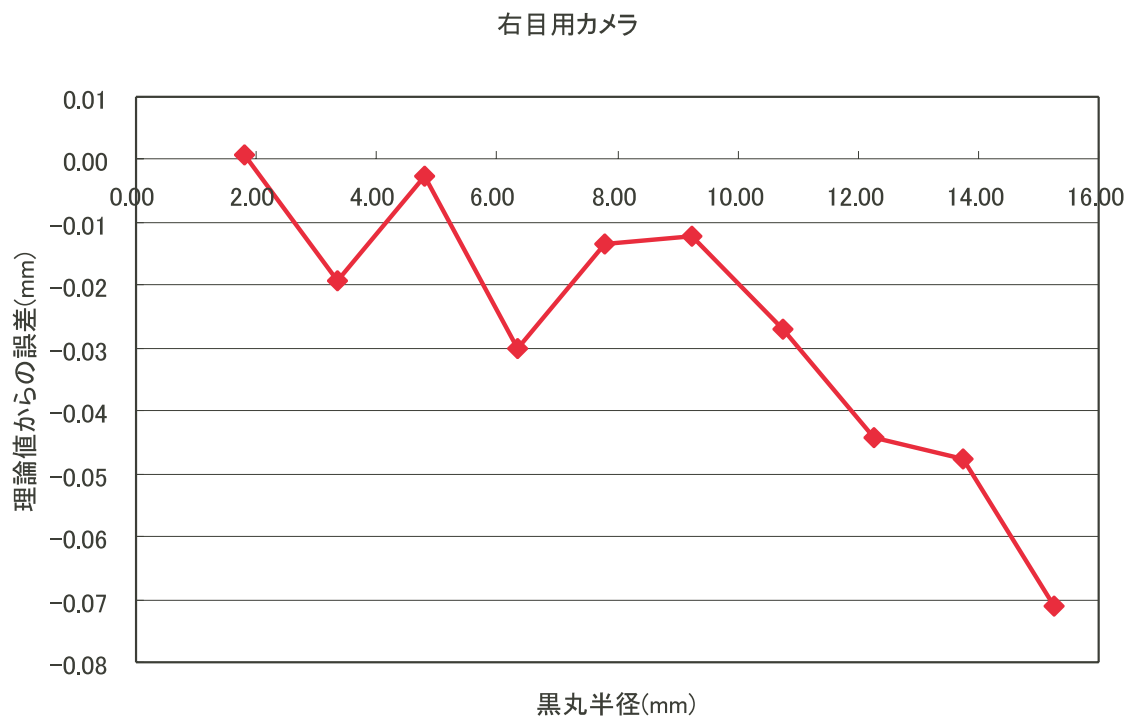


図 5.9: 半径の異なる黒丸に対する計測値の誤差

を行い、3.1 節で挙げられた要求仕様を満足しているか否かを評価すると同時に、実用化をする上で考えられる問題点を抽出し、改善策を検討することを目的とする。なお、この評価実験で得られた検査データの解析については参考文献^[24]を参照のこと。

5.5.2 実験手法

ESD の搬入、設置から検査実施、撤去までの手順を以下に述べる。

1. 乗用車に ESD 制御用 PC、ESD、各種ケーブル類を積み込み、HQL に搬入し、設置する。
2. 各機能の動作確認を行う。
3. 被験者に対して事前に実験内容を説明し、インフォームドコンセントを得る。
4. 実際のスクリーニング検査を想定した計測を行う。計測の詳細な手法については付録 A.1 に示す。
5. 計測終了後、得られた検査データを確認し、DVD-R に記録する。
6. 各被験者に対してステップ 2～ステップ 5 を繰り返す。
7. すべての被験者の計測が終了後、機材を撤去し、乗用車に積み込む。

なお、計測中は部屋を消灯し、部屋の照度を 1lux 以下に抑えた。上記のステップ 4 で被験者の機器に対するイメージ、計測後の感想を把握するため、被験者にアンケート (付録 A.2 参照) を実施し、アンケート項目 7 に対する回答を参考に、システムの問題点を抽出した。アンケート項目 7 に対する被験者の回答を抜粋したものを付録 A.2 に付する。

5.5.3 実験の結果と考察

図 5.10 に計測風景の写真を示す。

各機能別に設定した要求仕様を満足したか否かを考察し、新たに判明した課題点とその対策について以下に述べる。

- 可搬性

実験に必要な機材は ESD、ESD 制御用の PC、PC 用のディスプレイと各種ケー

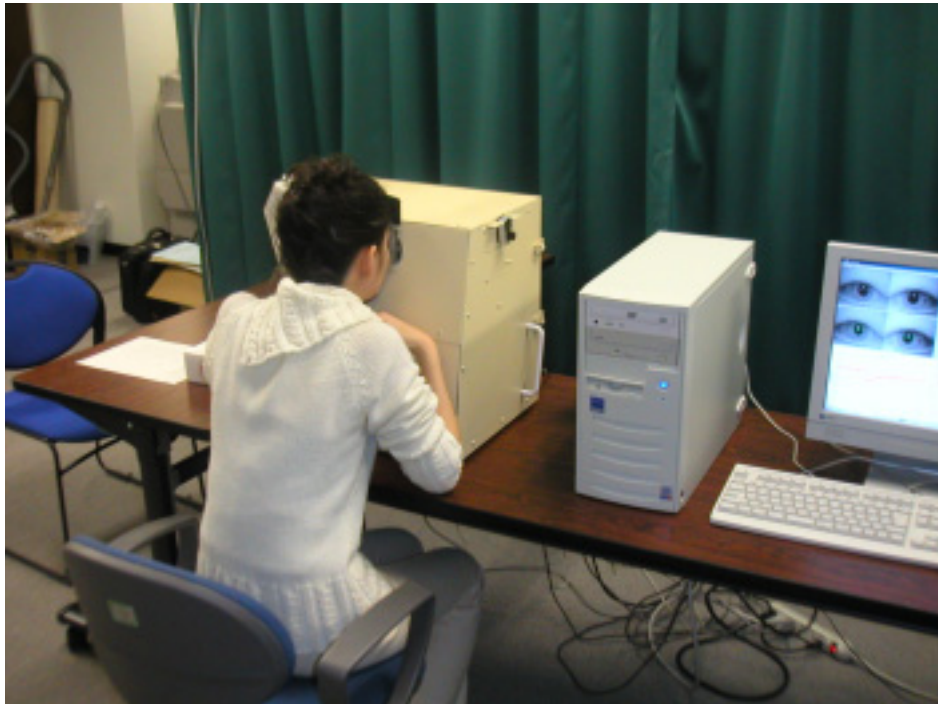


図 5.10: 被験者を対象とした評価実験風景

ブル類のみであるため、持ち運ぶには自動車一台で十分であり、可搬性は高いと考えられる。また、実際の設置時間は30分程度であり、電源が確保でき、外部からの光を遮断できる環境であれば容易に設置することが可能である。

- 眼球撮像機能

今回の実験ではカメラの水平移動機能、顎支持器の上下移動機能を付加することで、総ての被験者に対して瞳孔をカメラ撮像範囲の中央付近で捉えることができた。しかし、カメラの水平位置設定、顎支持器の高さ設定に30秒程度かかるため、被験者の顔形状に応じてカメラの水平位置と顎支持器の高さを自動で設定することができるように改良すべきである。

- 映像提示機能、映像提示制御機能

極度の老眼を有している高齢者においては、裸眼では視標がはっきり見えなかったため、眼鏡を装着したままで計測した。その際の瞳孔映像を図 5.11 に示す。図 5.11 のように眼球に照射している赤外線が眼鏡で反射しており、画像処理に影響を及ぼす可能性が高い。また、この瞳孔像は老眼鏡のレンズを透過したものであるため、実際の瞳孔より拡大されており、この被験者の瞳孔半径、瞳孔中心位置

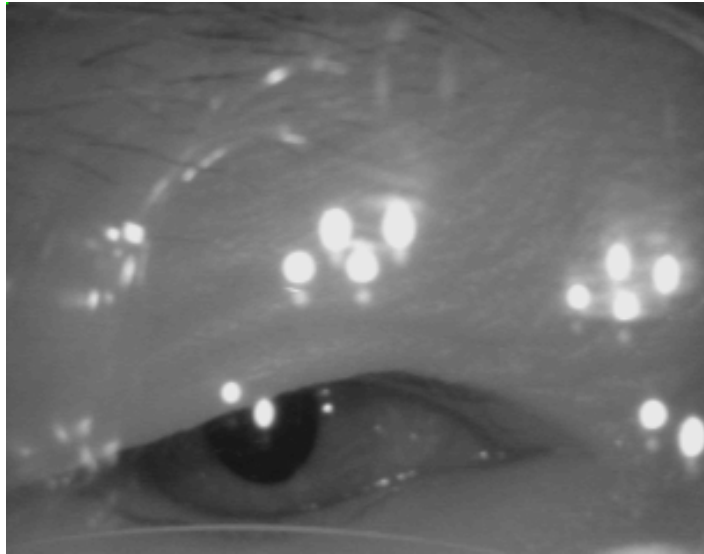


図 5.11: 眼球装着時に計測した瞳孔画像

の値は他の被験者データとの互換性はない。他の被験者データと互換性を確保するためには眼鏡のレンズ特性を反映したキャリブレーションが必要であるが、被験者すべての眼鏡のレンズ特性を把握することは困難である。そのため、ESD 内にレンズ特性が既知であるレンズを組み込み、それぞれのレンズに対応したキャリブレーションを施すことで上記の問題は回避される。また、眼鏡レンズ表面における赤外線の影響を避けるため、赤外線 LED をレンズと眼球との間に設置する必要がある。この場合の ESD 内部構成の模式図を図 5.12 に示す。

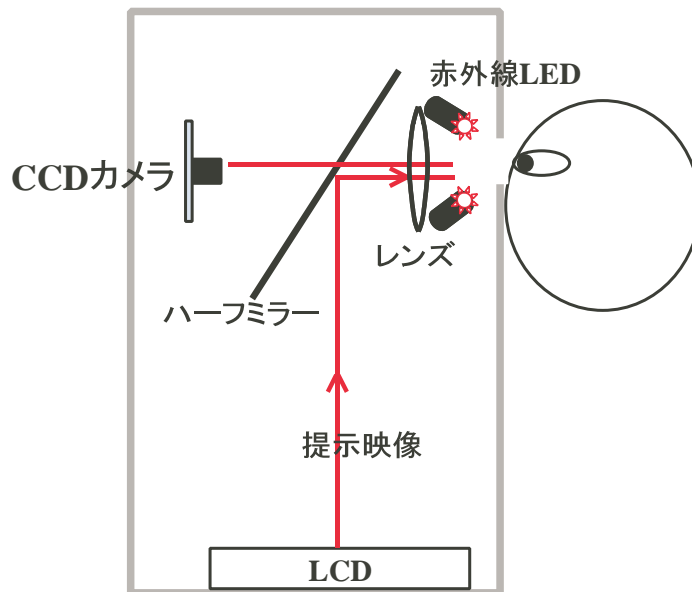


図 5.12: レンズを組み込んだ ESD の構成図

- 白色 LED 発光機能、白色 LED 発光制御機能
白色 LED は時間通り制御され、すべての被験者において対光反射による縮瞳が確認された。また、被験者からまぶしすぎる等の意見が出なかったことから、白色 LED の発光輝度は適切であったと考えられる。
- 被検査者側インタフェース
今回のシステムでは被験者の頭部を顎^{あご}と額の2箇所^{2箇所}で支持したため、検査中、ESD に対して被験者の頭部が水平方向にずれることはなかった。しかし、額部の支持器が弾性材であるため、上下方向の追従検査中に、頭部がわずかに上下動する被験者もあり、頭部の固定方法の変更、検査項目の変更を踏まえて、今後検討が必要である。また、眼が乾燥すると訴えた被験者が多く、検査中、開眼状態を保つことがしばしば困難であったようである。眼球に照射する赤外線 LED やカメラの発熱が ESD 内部に蓄積され、ESD 内部の温度が若干上昇することも眼の乾燥に幾分寄与していると考えられるが、開眼したまま一点を注視すること自体が眼の乾燥の主原因であると考えられる。検査項目、検査時間を再検討し計測全体に要する時間を短縮することや、瞬目を許容した検査手法を考案することでこの問題を回避すべきである。また、鼻が ESD に接触し違和感を感じた被験者や、ESD に塗布した塗料の匂いに不快感を感じた被験者も見受けられた。
- 眼球映像処理機能
昨年度のシステムでは開眼状態の悪い被験者や睫毛^{まつげ}の多い被験者においては瞳孔中心位置、瞳孔半径を正確に算出することができず、検査データの信頼性の低下を招く要因となっていたが、本システムでは、新規の瞳孔輪郭抽出アルゴリズムの実装により、開眼状態の悪い被験者に対しても瞳孔が半分以上露出していれば、安定して瞳孔輪郭を抽出することができ、ロバスト性が著しく向上したことが確認できた。図 5.13 に開眼状態の悪い被験者における画像処理後の瞳孔画像を示す。被験者の中には白内障の手術経験を持つ方がおり、今回のシステムでは正確に瞳孔輪郭抽出ができないことが判明した。白内障は水晶体と呼ばれる眼内レンズが濁る病気であり、手術により水晶体を人工眼内レンズに交換するという治療法が用いられる。この人工眼内レンズは瞳孔より赤外線反射率が高く、赤外線を照射した際に、図 5.14 に示すように瞳孔部分が白く映し出される場合がある。
- 検査者側インタフェース
検査者側インタフェースの改良により操作性が大幅に向上し、検査の進行が格段

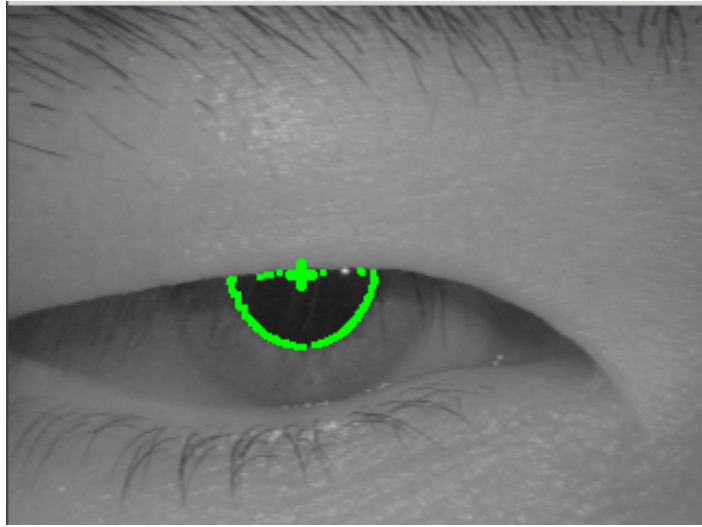


図 5.13: 開眼状態の悪い被験者における画像処理後の瞳孔画像

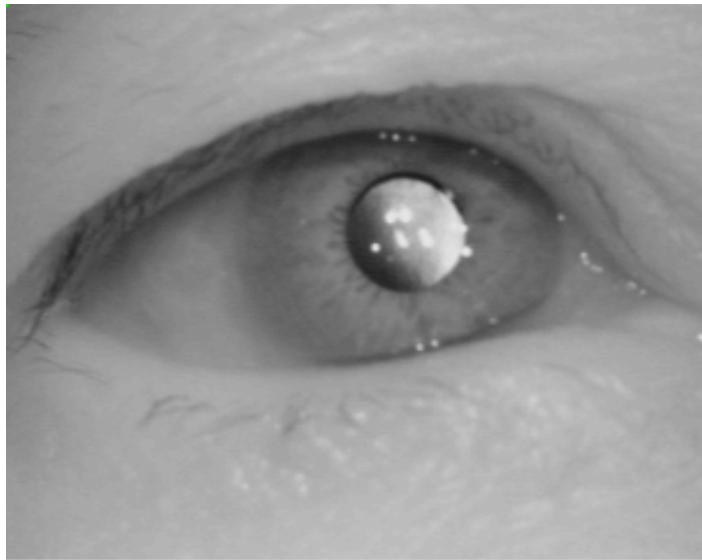


図 5.14: 白内障手術経験のある被験者の瞳孔画像

にスムーズになった。また、グラフ自動描画機能や検査データファイル名自動作成機能、検査データ再生機能により検査データの管理や解析が容易になった。

今回のシステムでは昨年度抽出された課題点を解決し、スクリーニング検査システムの実現に向け大きく貢献したことが判明した。しかし、実用化レベルでは極度の老眼、屈折異常を有する被検査者への適応性等、改善すべき問題が新たに抽出された。

5.6 まとめと今後の課題

本章では、昨年度のシステムの検討課題を踏まえ、新たに開発された Eye-Sensing Display の各性能評価実験を行い、3.1 節で抽出した要求仕様を満足しているか否かを評価すると同時に、実用化に際して生じ得る課題点を抽出した。

カメラの撮像時間精度評価実験においては、両カメラの撮像時間精度と両カメラ間の同期を評価し、カメラの撮像間隔は正確に 33ms に制御されていることが判明した。また、両カメラ間の同期に関しては、長時間の使用下では徐々に撮像タイミングにずれが生じるものの、その程度は小さく、検査データに影響はないことがわかった。

被検査者への視標提示の時間精度評価実験においては、PC による提示映像の更新タイミングがカメラの眼球撮像タイミングと比較して最大で 33ms ずれる可能性が示唆されるが、それ以上の精度での評価は今回採用した手法では不可能であり、新たな評価手法の検討が必要である。

瞳孔輪郭を抽出し、瞳孔半径、瞳孔中心位置を算出する画像処理の安定性評価実験では、画像処理の安定性が十分に高く、撮像する瞳孔の実際のサイズ、中心位置に依存することなく、安定して瞳孔半径、瞳孔中心位置を算出できることが判明した。

カメラの空間精度評価実験においては、カメラのレンズ歪みによる影響を評価し、瞳孔中心位置データに関してはキャリブレーションを施すことでレンズ歪みの影響を回避している。また、瞳孔半径データに関しては理論値からの誤差はごく微小であると判断し、キャリブレーションを行っていない。

さらに、被験者を対象とした評価実験においては、実際のスクリーニング検査を想定した実験を行い、3.1 節で設定した要求仕様を満足し、本研究で開発したシステムが昨年度の抽出された課題点を解決していることが判明した。しかし、極度の老眼や屈折異常のため提示視標を確認することができない被検査者への対応や、白内障の手術経験を持つ被検査者への対応等、新たな課題点が抽出された。

その中でも老眼や屈折異常により裸眼での検査が不可能な被験者に対する対策が急務であり、レンズ特性が既知である複数のレンズを用意し、ESD に組み込み、それぞれのレンズに応じたキャリブレーションを施すことが必要である。

第 6 章 結論

本研究室では、脳機能障害の早期発見、早期診断を促進し、簡便に計測することが可能で、かつ定量的な視覚系視標を利用したスクリーニング検査システムの開発を行ってきた。本研究では、多目的用途向けに開発された ES-HMD で昨年度抽出されたすべての検討課題を解決することは困難であると判断し、昨年度抽出された検討課題を解決し得る、脳機能障害スクリーニング検査に特化した新たなシステムを開発し、実用化を前提とした性能評価実験を行った。

第 2 章では、脳機能障害に関する現行の診断に触れ、脳機能障害に対するスクリーニング検査システムの開発の必要性について論述した後、スクリーニング検査システムの実用化を踏まえた研究全体における本研究の位置付けを明示した。また、脳機能障害の症状や原因、治療方法について展望し、視覚系視標と脳機能障害に関する知見や視覚系視標を用いた検査システムについての先行研究を紹介した。さらに、本研究室で昨年度開発されたスクリーニング検査システムの概要について述べ、そのシステムを用いた評価実験から抽出された検討課題を列挙した。

第 3 章では、昨年度のシステムの検討課題を解決する新たなスクリーニング検査システムを開発するにあたり、各機能別に満たすべき要求仕様を抽出した後、それらの要求仕様を実現する機能設計、全体設計について具体的に記述した。

第 4 章では、第 3 章で記述された設計に従い、実際に Eye-Sensing Display を製作し、各機能別に機構、使用方法を紹介した。

第 5 章では、第 4 章で製作された Eye-Sensing Display の性能評価実験を行い、第 3 章で挙げた要求仕様を満足し、昨年度抽出された問題点を解決していることを確認した。しかし、さらに高精度で評価できる評価手法の検討が必要であることが判明した。また、若年者と高齢者を対象に、実際のスクリーニング検査を想定した評価実験を行うことにより、実用化を踏まえた上での問題点を新たに抽出し、その改善方法について触れ、今後の研究の方向性を示した。

本研究で行った内容について以下にまとめる。

- 脳機能障害に特化した新たなスクリーニング検査システムの開発
- ロバスト性に優れた新規の瞳孔輪郭抽出アルゴリズムの開発

- 検査システムの各精度評価実験を行い、実用化を踏まえた性能評価
- 若年者と高齢者を対象としたユーザビリティ評価実験
- 検査システムの新たな課題点の抽出

本研究の成果により、脳機能障害のスクリーニング検査システムの実用化に向け、大きく貢献したと考えられる。しかし、本研究で抽出された問題点に対する対策を講じ、検査システムの改良を行い、実際に健常者と脳機能障害者間の差異を見出すことが必要である。

今後の課題を以下に示す。

- 極度の老眼や屈折異常のある被検査者への対応
- 解析手法の確立とそれに伴う解析ツールの作成
- 使用するカメラを選択した際の両カメラ間の同期、時間に伴う撮像タイミングのずれの推移の評価
- 健常者と脳機能障害者間の差異の抽出

今後、ESD を用いた脳機能障害のスクリーニング検査システムが世間一般に受け入れられ実用化されることで、脳機能障害の早期発見・早期診断に貢献することが期待される。

謝 辞

本研究を進めるにあたり、研究の方向性から研究の位置付け、論文のまとめ方等、細部に至るまで、適切かつ暖かい御指導を頂いただけでなく、「留学に行きたい!」という私のわがままを暖かく受け入れ、留学中の私の身を案じ、様々な御支援を頂きました吉川榮和教授に心の底から深く感謝いたします。

また、実験に御協力頂き、本システムの大躍進に多大な貢献を頂きました人間生活工学研究センタ (HQL) の方々に心を込めて深く感謝いたします。

研究全般にわたって親身になって直接御指導していただき、数々の適切な御助言を頂くなど、論文の執筆まで暖かく導いてくださっただけでなく、人生を前向きに送る方法を身を持って御教授頂いた下田宏助教授に心から愛を込めて感謝いたします。

また、本研究を進めるにあたり、研究環境の整備やプログラミング、HQL での実験にいたるまで、親身になって御協力くださっただけでなく、暖かい家族愛を披露し、家族の中で父親はどうあるべきかを示して頂いた石井裕剛助手に深く感謝いたします。

HQL での実験のきっかけを作り、また数々のアドバイスを頂いた大学院博士課程の大島正明氏に深く感謝します。

また、本研究を進めるにあたり、我輩に奉仕することを自ら志願し、昼夜関係なく、ESD の製作に御協力頂き、多大な御尽力を頂いた修士 1 回生の西村泰典君に深く感謝します。

プログラミング、実験に御協力を頂きました学士 4 回生の服部瑤子さんに感謝いたします。

同じチームに所属していた修士 2 回生の城田莉菜さん … ありがとう。

論文の執筆に御協力頂いた河内美佐さんに感謝いたします。

また、共に研究に励み、様々なところで協力し合った、修士 2 回生の富田大輔君、藤野秀則君、松井康治君、山崎雄一郎君、楊明君に感謝いたします。

さらに、日頃から何かとお世話頂いた谷友美秘書、吉川万里子秘書に心から感謝いたします。

そして最後に、様々な御支援、御助力をいただいたすべての方々に心から感謝いたします。

参考文献

- [1] アルツハイマー型痴呆の診断・治療マニュアル制作委員会: アルツハイマー型痴呆の診断・治療マニュアル, 株式会社ワールドプランニング,(2001)
- [2] 岡田, 下田, 吉川: 脳機能障害の診断への Eye-Sensing HMD の適用性に関する実験研究; ヒューマンインタフェース学会研究報告集 Vol.3 No.5, 35-40(2001).
- [3] 越智, 石井, 吉川 : Eye-Sensing HMD を用いた脳機能障害のスクリーニング検査システムの開発と評価実験; ヒューマンインタフェース学会研究報告集, Vol.4, No.4, 43-48(2002).
- [4] 厚生省: 厚生白書 (平成 12 年版), 新しい高齢者像を求めて - 21 世紀の高齢化社会を迎えるにあたって - (2000)
- [5] 町山幸輝、樋口輝彦 : 精神分裂病はどこまでわかったか, 星和書店, (1992).
- [6] Russell A. Barkley PhD : ADHD のすべて, 株式会社ヴォイス, (2000).
- [7] Alison Munden, Jon Arcelus : ADHD 注意欠陥・多動性障害-親と専門家のためのガイドブック, 東京書籍, (2000).
- [8] 小松崎篤、篠田義一、丸尾敏夫 : 眼球運動の神経学, 医学書院, (1985).
- [9] 福田, 佐藤, 他 : 脳と視覚, 共立出版, (2002).
- [10] I.Nkam, F.Thibaut, P.Denise, A.Van Der Elst, et al : Saccadic and smooth-pursuit eye movements in deficit and non-deficit schizophrenia. Schizophrenia Research 48, 145-153, (2001).
- [11] John A. Weeney, Beatriz Luna, Nalini M. Srinivasagam, et al : Eye Tracking Abnormalities in Schizophrenia : Evidence for Dysfunction in the Frontal Eye Fields. Society of Biological Psychiatry 44, 698-708, (1998).

- [12] Paul C. Knox, Gillian O 'Mullane and Ron Gray : Smooth pursuit latency in gap and non-gap conditions in schizophrenic subjects. *NeuroReport* 10, 2635-2639, (1999).
- [13] Frederick W. Bylsma, D. Xeno Rasmusson, George W. Rebok, et al : Changes in visual fixation and saccadic eye movements in Alzheimer's disease. *International Journal of Psychophysiology* 19,33-40, (1995).
- [14] 史, 内山, 福本 : 瞳孔対光反応を用いた痴呆簡易検査法の研究. *医用電子と生体工学, 研究速報* 36-3, 210-214, (1998).
- [15] Todd D. Gould, Theresa M. Bastain, Margaret E. Israel, et al: Altered Performance on an Ocular Fixation Task in Attention-Deficit/Hyperactivity Disorder. *Society of Biological Psychiatry* 50, 633-635, (2001).
- [16] 史, 郭, 福島, 内山, 福本 : 対フラッシュ光縮瞳反射を用いた新しいアルツハイマー型痴呆簡易検査システム. *医用電子と生体工学*, 39-2, 102-108, (2001).
- [17] L.F.M.Scinto, K.R.Daffner, D.Dressler, et al : A potential noninvasive neurobiological test for Alzheimer disease; *Science* 226, 1051-1054, (1994).
- [18] 小林, 高橋, 木村, 田崎, 中根 : 顔画像解析による精神分裂病自動診断システム; *ヒューマンインタフェースシンポジウム* 2001, 563-565, (2001).
- [19] 米田 : Eye-Sensing HMD の開発と視線入力インタフェースに関する研究, 京都大学大学院エネルギー科学研究科エネルギー社会・環境科学専攻修士論文 (2000).
- [20] 池田良夫 : *エルゴノミックス*, 日刊工業新聞社, (1996).
- [21] I. Nkam, F. Thibaut, P. Denise, et al: Saccadic and smooth-pursuit eye movements in deficit and non-deficit schizophrenia. *Schizophrenia Research* 48, 145-153, (2001).
- [22] John A. Sweeney, Beatriz Luna, Nalini M. Srinivasagam, et al: Eye Tracking Abnormalities in Schizophrenia: Evidence for Dysfunction in the Frontal Eye Fields. *Society of Biological Psychiatry*, 698-708, (1998).
- [23] 大野重昭, 澤充, 木下茂編集: 標準眼科学第8版; 医学書院,(2001).

- [24] 城田：Eye-Sensing Display を用いた脳機能障害のスクリーニング検査手法の開発と実験的評価, 京都大学大学院エネルギー科学研究科エネルギー社会・環境科学専攻修士論文 (2003).

付録 A 被験者を対象とした評価実験

A.1 HQL で行った計測の手法

1. 被験者の当日の体調と目の状態、乱視や近視等の屈折異常の有無、日常生活における眼鏡着用の有無等の簡単な質問を口頭で尋ね、被験者パラメータ用紙 (付録 A.2 参照) に記入する。
2. 被験者の視力を測定する。ここで計測中の被検査者の眼球位置と被検査者用ディスプレイとの間の距離 36cm に近い 33cm 視力を測定するものとし、被験者の視力を被験者パラメータ用紙に記入する。
3. 被験者に ESD の前に着座してもらい、部屋の電灯を消す。電灯を消した際の部屋の照度は 1lux 以下である。
4. 被験者に ESD を装着してもらい、椅子の高さ、顎支持器の高さを調節する。
5. 閾値の設定後、十字視標を提示し、被験者に注視してもらい、カメラの水平位置を決定する。この際、十字視標を注視してもらう理由は、見た目の瞳孔間距離は被験者の眼球の輻輳運動に影響されることから、被験者の焦点を被検査者提示用 LCD の中央に合わせた状態でカメラの水平位置を設定するためである。尚、顎支持器の高さ調節、カメラの水平位置調節の間に被験者の瞳孔は十分に暗順応するものと判断した。
6. 検査内容を把握してもらうために、追従検査のデモンストレーションをする。
7. 実際に注視検査、水平追従検査 (7deg/s、14deg/s、28deg/s、単振動)、上下追従検査 (7deg/s、14deg/s、28deg/s)、対光反応検査の順で計測を行う。
8. 被験者にシステムについての簡単なアンケート (付録 A.2 参照) に答えてもらう。

計測に関するアンケート

本日は、「ESD(視覚系指標計測機能付きディスプレイ)を用いた視覚計測」にご協力いただきありがとうございました。お手数ですが、以下のアンケートにお答えいただければ幸いです。1～6 では、当てはまるものに○をお付けください。7 はご自由にお書きください。

1. 計測時間についてお伺いします。

長すぎる ・ 少し長い ・ 普通 ・ 短い

2. 計測中の姿勢についてお伺いします。

非常に疲れる ・ 少し疲れる ・ 全く気にならない

3. 計測中、視標はよく見えませんか？

良く見える ・ あまり良く見えない

4. 計測中、目をあけたままにしておくことについてお伺いします。

非常に疲れる ・ 少し疲れる ・ 平気である

5. 視標を見つめ続けることについてお伺いします。

非常に疲れる ・ 少し疲れる ・ 平気である

6. 計測中に目の乾きを感じますか？

非常に乾いた ・ 少し乾いた ・ 乾いていない

7. 計測機器の印象について自由にお書きください。

()

ご協力ありがとうございました。

図 A.2: ユーザビリティ評価実験で用いた被検者記入用アンケート

A.3 HQLでの計測で実施したアンケート項目7に対する被験者の回答

計測後のアンケート項目7に対する被験者の返答を抜粋し、以下に列挙する。

高齢被験者による回答

- 機器が熱い。
- 初めの器が見えにくかった。
- 最近目玉の位置が近く離れた感じだが検査には ……
- 簡単だったのでほっとしました。
- まばたきしない様にと努力しました。
- 目の計測は初めてで何をされるかなと思い、説明通りに出来て良かったと思った。
- アゴが少し痛い様に思いました。
- 気持ち良く計測して頂き有難うございました。

若年被験者による返答

- 赤いランプが「何だろう」と気になった。見てしまう。赤いランプから光とか出てくるのかな、何かを計っているのかなーと思った。
- 中に熱がこもっているような感じを受けました。
- 計測機器の中の空気が少しあたたかいので、乾燥すると考えられます。
- 目を乾かない様にしてほしい。
- 眠くなった。
- 自分が何をすればいいかわかりやすかった。

- 眼科のような威圧感はなく、安心できます。
- 十字が下に写っていたのが気になりました。