

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 HMDを用いた脳機能障害
題目： のスクリーニング検査システムの改良
と実験

指導教官： 吉川 榮和 教授

氏名： 越智 和弘

提出年月日： 平成15年2月5日(水)

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	3
2.3 脳機能障害に関する知見	5
2.3.1 アルツハイマー症	5
2.3.2 統合失調症	6
2.3.3 注意欠陥多動性障害 (ADHD)	6
2.4 脳機能障害の現在の診断方法	7
2.5 脳機能障害と視覚系指標	8
2.5.1 視覚についての生理学的知見	9
2.5.2 脳機能障害と視覚系指標に関する従来研究	9
2.5.3 ADHD における脳神経伝達物質の異常と視覚系指標	13
2.6 昨年度までの研究と課題	14
第 3 章 昨年度のシステムの改良と実験方法の検討	16
3.1 昨年度の検査システム	16
3.1.1 検査システムの構成	16
3.1.2 Eye-Sensing HMD の構造と機能	16
3.1.3 撮像信号処理	18
3.1.4 昨年度の研究における課題点	24
3.2 検査システムの改良	24
3.2.1 検査システムの全体構成	24
3.2.2 画像処理方法の変更	25
3.2.3 システムの実験者側インタフェース	28
3.2.4 映像記録方式の変更	28
3.2.5 対光反応回路の変更	29

3.2.6	ES-HMD の変更	29
3.2.7	ES-HMD の固定方法の変更	31
3.3	検査内容の検討	34
3.3.1	検査内容に関する昨年度の問題点	34
3.3.2	検査内容に関する本研究での変更点	36
3.4	まとめ	39
第 4 章	検査システムの精度評価と検査方法の課題抽出	41
4.1	検査システムの計測精度評価実験	41
4.1.1	実験の目的	41
4.1.2	実験の方法	41
4.1.3	実験結果と考察	43
4.2	検査方法に関する課題点の抽出実験	45
4.2.1	実験の目的	45
4.2.2	実験方法	45
4.2.3	検査内容	46
4.3	実験で判明した問題とその解決策	48
4.3.1	提示画面の確認	48
4.3.2	検査項目の再検討	49
4.3.3	外光の遮断方法の検討	52
4.4	まとめ	54
第 5 章	設定した検査内容における健常者の一般特性の把握実験	55
5.1	実験の目的	55
5.2	実験手順	55
5.3	実験結果と考察	56
5.3.1	注視検査	57
5.3.2	集中力検査 (円)	64
5.3.3	集中力検査 (画像)	66
5.3.4	追従検査	67
5.3.5	対光反応検査	73
5.4	まとめと今後の課題	80

第 6 章 結論	82
謝 辞	84
参 考 文 献	85

図 目 次

2.1	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 . . .	4
2.2	眼球と眼筋	8
2.3	対光反応の中樞神経 (Nieuwenhuys et al.,1978 より)	10
2.4	視覚認知能力を検査するテスト画面	13
3.1	昨年度の検査システムの全体構成	17
3.2	ES-HMD の外観	17
3.3	ES-HMD の構成図	19
3.4	ES-HMD により撮像された眼球画像の一例	19
3.5	コントロールボックス内部の構成	20
3.6	2 値化された眼球映像	20
3.7	瞳孔形状データ	21
3.8	ノイズの混入した瞳孔形状データ	22
3.9	瞳孔中心位置と瞳孔径算出方法のステップ	23
3.10	本研究でのシステム構成図	25
3.11	入出力信号の変換器	26
3.12	対光反应用 LED 制御回路ボックス	26
3.13	昨年度と本研究のシステム比較図	27
3.14	実験者側インタフェース画面	28
3.15	ES-HMD の眼前部に取り付けられた対光反应用 LED	30
3.16	対光反応 LED 制御用回路図	30
3.17	ES-HMD の固定装置 (眼鏡型)	31
3.18	計測中に ES-HMD を手で支える被験者	32
3.19	固定装置	33
3.20	ES-HMD の固定装置 (頭部固定型)	33
3.21	ES-HMD の固定装置 (アーム型)	34
3.22	ES-HMD の固定装置 (あご固定型)	35
3.23	ES-HMD の固定装置 (外観)	35

3.24	追従検査の提示方法の変更	37
3.25	集中力検査における提示画面	38
3.26	照明環境の変化に対する瞳孔の暗順応の様子	38
4.1	ES-HMD と擬似瞳孔の位置	42
4.2	瞳孔形状データ	43
4.3	各距離における瞳孔径の平均値	44
4.4	各距離における瞳孔径と瞳孔中心位置の標準偏差 (右目)	44
4.5	各距離における瞳孔径と瞳孔中心位置の標準偏差 (左目)	45
4.6	注視検査で被験者へ提示する画面	47
4.7	集中力検査での被験者への提示画面	47
4.8	追従検査での被験者への提示画面	48
4.9	画面確認用の提示画面	49
4.10	計測直後の被験者の目の動き	50
4.11	追従検査での被験者への提示画面	50
4.12	改良した追従検査の実験結果	51
4.13	集中実験 (円) の提示画面	52
4.14	作成した暗室	53
4.15	児童を対象とした実験の予定図	54
5.1	実験室内での検査の様子	57
5.2	被験者 Q の瞳孔中心位置 (左目)	59
5.3	被験者 Q の瞳孔中心位置 (右目)	59
5.4	被験者 Q の眼球映像 (開眼状態の比較:上図が 4 回目、下図が 1 回目、左図が右目、右図が左目)	60
5.5	被験者 Q の瞳孔径 (左目)	60
5.6	被験者 Q の瞳孔径 (右目)	61
5.7	被験者 K の眼球映像 (開眼状態の悪い例:左図が右目、右図が左目)	61
5.8	被験者 K の結果グラフ (開眼状態の悪い例:左目)	62
5.9	被験者 K の結果グラフ (開眼状態の悪い例:右目)	62
5.10	被験者 O の瞳孔中心位置 (頭部が動いた例:右目)	62
5.11	被験者 O の瞳孔中心位置 (頭部が動いた例:左目)	63
5.12	被験者 O の眼球映像 (頭部が動く様子)	63

5.13 被験者 D の眼球映像 (ノイズが影響した例)	65
5.14 被験者 G(眼球運動を行う前後の眼球映像)	68
5.15 被験者 G の眼球映像 (照明状態の悪い例)	68
5.16 追従運動での計測指標の算出 1	69
5.17 追従運動での計測指標の算出 2	70
5.18 追従運動での計測指標の算出 3	71
5.19 追従運動での計測指標の算出 4	71
5.20 被験者 L の追従運動	73
5.21 注視指標の運動開始時に追従視できていない様子	74
5.22 瞳孔中心 X 座標の変化の範囲がずれていく様子	74
5.23 計測終了後も予測により追従視をしている様子	75
5.24 被験者 K(瞬目が非常に多い例)	75
5.25 対光反応測定における計測指標	76
5.26 対光反応測定における収縮速度の計算方法	77
5.27 対光反応測定における再拡張速度の計算方法	78

表 目 次

3.1	昨年度用いた ES-HMD 映像提示系の仕様	18
3.2	本研究で用いた ES-HMD の映像表示系の仕様	31
4.1	ES-HMD の精度実験	44
5.1	注視検査結果	58
5.2	集中力検査 (円) 結果	64
5.3	集中力検査 (画像) 結果	66
5.4	追従検査結果	72
5.5	対光反応検査結果	79

第 1 章 序論

近年、脳機能についての研究の進歩と医療計測機器の発達により、アルツハイマー症や統合失調症、注意欠陥多動性障害（Attention Deficit Hyperactivity Disorder:以後 ADHD とする）等の脳機能障害に対する多くの知見が得られてきた。また、医療技術の発達により、これらの脳機能障害は早期に発見できれば、その進行の抑制や症状の改善が可能となってきた。

早期診断のためには定期検診などで、簡便で気軽に受診できるスクリーニング検査を実施することが望ましい。スクリーニング検査とは、多数の被験者から、特定の病気の疑いがある人をふるいにかけて抜き出す検査のことである。ただし、特定の病気であると断定する確認検査とは異なり、病気ではない人まで検査上で病気とされることもある。しかし、現在の脳機能障害の主な診断方法は PET や MRI などの医用画像診断装置による方法やチェックシートを用いた行動観察であり、価格が非常に高い、定量的な診断が難しいという問題があり、スクリーニング検査に不向きである。そのため、脳機能障害に関するスクリーニング検査は行われておらず、脳機能障害の多くは、その症状が顕著に現れるようになってはじめて診断され治療が行われているのが現状である。

一方、脳機能障害についての報道や書籍量が増え、脳機能障害についての知識が社会に広まったことによって、診察を希望する人が増加した。例えば ADHD においては、診療所の数が不足しており、診察を希望してから診察を受けるまでに場合によっては 1ヶ月から数ヶ月、長いときは 1年近くかかる場合がある^[1]。

また、大都市の住民では家の近くに大病院があるため、専門家も多く必要な機材が充実しているため、診療によって早期発見される可能性が高い。しかし、過疎地域では家の近くに病院や専門家が少なく、医用画像診断装置も十分に整っていないことが多い。そのため、大都市に比べて早期発見が困難である。

こうした背景にあって、脳機能障害の定量的かつ簡便な検査方法が望まれている。そこで本研究室では、脳機能と関係が深い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]。

ES-HMD を用いることにより、各種の映像や刺激光を提示したときの瞳孔中心位置や瞳孔径の変化を、非侵襲で定量的かつ簡便に計測できる。

しかし、昨年度に開発した検査システムでは、必要機材が多いため研究室外部での実験で重要な要素である可搬性が悪い、計測中に瞳孔中心位置等の算出結果を確認できない、実験後に計測結果を詳細に検討することが困難である、ES-HMD の装着方法が悪いとため眼球撮影時にずれを生じる、検査にかかる時間が長い等の点で問題があった。

本研究では、昨年度のこれらの問題点を解決するため、検査システムにおける画像処理方法や映像記録方法の変更、ES-HMD の装着方法や実験環境の検討、検査内容の追加や被験者への映像提示方法の改良を行った。また、作成した検査システムや実験方法の評価実験を行った。そして、設定した検査項目における健常者での一般特性の把握実験を行った。

本報告では、本研究の詳細を以下のように述べる。第 2 章では、脳機能障害と視覚系指標の関係についての従来研究の調査結果、第 3 章では、昨年度に開発された検査システムと実験方法の問題点と本研究における解決策について、第 4 章では、改良した検査システムの精度評価および実験装置や実験方法の問題点抽出、第 5 章では、健常者の一般傾向を把握するために実際に検査システムを用いて検査を行った結果と考察について、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を述べる。

第 2 章 研究の背景と目的

2.1 研究の背景

近年、日本では高齢化が進んでおり、過去に経験したことのない高齢社会へと向かっている。2000 年度の国勢調査の結果^[3]によると 65 歳以上の高齢者人口は約 2200 万人となり、総人口の約 1 億 2700 万人のおよそ 17.3 %であることがわかった。今後、高齢社会に伴い、アルツハイマー症患者の増加が予想される。

また、脳医学分野の研究の発展により、これまで不明であった脳機能障害の原因や対処方法などが少しずつ明らかとなってきた。これと同時に、これまでは脳機能障害かどうか不明であった症状についても脳機能障害であることが判明してきた。これらの脳機能障害は、医療の発達により、早期発見がなされれば適切な治療を施すことも可能となってきた。

しかし、脳機能障害に関する早期発見、早期治療の体制は確立されていないのが現状である。現在の診断方法は、行動観察や MRI や PET 等の医用画像診断装置を用いる方法が主流であるが、これらは簡便な検査には適していない。そのため、病状が悪化し、症状が顕著に現れるようになって初めて医師の診断を受け、脳機能障害であることが判明することが少なくない。

脳機能障害の早期発見・早期診断を行うためには、定期検診など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人を見分ける手法の開発が必要である。また、誰もが受診する機会のある場で検査が実施されることにより、脳機能障害に対する社会一般での理解が増し、脳機能障害者に対する早期対策や適切な環境作りにも役立つと考えられる。

2.2 本研究の目的と位置付け

本研究室では 2.1 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人を見分ける検査手法の確立を目指す。そこで、脳機能障害と密接に関係し、非侵襲で簡易に計測を行える視覚系指標に着目した。そして、視覚系指標を取得するために、小型であ

定期検診の受診



移動車内での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 2.1: 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

り、様々な映像を提示が可能であり、多様な検査を実行しつつ視覚系指標を取得ができる長所を有する ES-HMD を用い、スクリーニング検査システムの開発を行ってきた。

計測装置が小型で、簡便かつ気軽に受診できるという利点を考え、図 2.1 のような形で将来の実用化を目指している。X 線撮影車のような乗り物に ES-HMD と必要な機材を積み込み、定期検診などで検査を受けてもらう。そして、その結果に異常が認められた人には、専門医による精密な検査を受けに行くように促す。専門医には、定量的に判断できる材料のひとつとして検査結果を診断に利用してもらう。本研究では、最終的にこのような形での脳機能障害の早期発見、早期治療の実現を目指す。

しかし、医療スクリーニング検査システムの実用化には非常に多くの過程が必要であり、以下のように段階的に研究を進めていく必要がある。

1. 基礎的な検査システムを提案し開発する。
2. 検査システムを用いて、所定の計測が行えるかを確認する。
3. 得られた測定結果の検討や問題点を抽出する。
4. 多人数に対する実験に向けて検査システムの改良と検査方法を検討する。
5. 予備実験を行って判明した問題点を解決する。
6. 健常者に対して実験を行い、設定した検査内容における一般特性を把握する。

7. 脳機能障害患者を計測し、健常者との違いを探りパラメータの選定を行う。
8. 多人数に対する測定を行い、統計的に差異が存在するかどうかを検証する。
9. 実用を想定したシステムの改良および検査方法の検討を行う。

研究全体の流れにおける本研究の位置づけを述べる。本研究は、上述の4、5、6に相当し、昨年度の研究において判明したシステムの問題点の解決と実験方法の検討を行い、設定した検査内容に対する健常者の傾向を把握することを目的とする。

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対象とする脳機能障害として、アルツハイマー症、統合失調症、ADHD を想定する。そして検査項目の設定のために、これらの脳機能障害の症状、原因、有病率、現在の診断方法についての文献を調査した。以下、調査の結果得られた知見について述べる。

2.3.1 アルツハイマー症

症状 アルツハイマー症の主な症状は、記憶障害、失語、失認、先行および実行機能障害である。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。

有病率 厚生省の調査などによると65歳以上の人口の痴呆の有病率は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^[4]。

原因 遺伝的に発祥する家系が一部（約5～10%）に存在し、家族性アルツハイマー症と言われている。しかし、ほとんどのアルツハイマー症は遺伝的要因がはっきりしない孤発性アルツハイマー症である。現在の所、その直接的な原因は不明である。脳内で、老人斑と言われる神経繊維の変化が見られ、全体的に神経細胞の脱落・変異が見られる。特に顕著に見られるのがアセチルコリン作動性神経細胞である。アセチルコリン作動性神経細胞は記憶の形成や保持との関連が深いと考えられている。またア

セチルコリン以外の神経細胞も障害を受けており、神経伝達系の障害は広範囲で複雑であることが考えられる^[5]。

2.3.2 統合失調症

症状 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）、判断などに異常が見られる。しかし、統合失調症に特異な単一の症状はない。

死亡率は全人口死亡率の2倍であり、この死亡率増加の最大の要素は自殺である。統合失調症患者では、一般市民の自殺率の1%に対しておよそ10倍の10%程度の自殺率である。

発病率 全人口のおよそ1%程度が生涯の間に発病するといわれており、地域や性別などによる発病率の差はないといわれている。たいていは思春期から40歳頃に発病することが多いが、全年代にわたって発病する可能性がある。

原因 過去からさまざまな仮説が提案されてきた。遺伝学の方面からは単一の遺伝子を原因とする説といくつかの遺伝子による原因とする説があるが、結論は出ていない。また、一卵性双生児を同じ家庭で育てた場合と一卵性双生児の片方を養子に出した場合の発病率はほぼ同じであることから、環境が強く影響するわけではないとされる。神経生化学の方面からもさまざまな説が提唱されているが、現在でもその直接原因については解明されていない。現在、ある程度確かなこととしては親の育て方や環境によって発病の度合いが大きく異なるわけではない、遺伝によって確実に発病するわけではないといったことがある^[6]。

2.3.3 注意欠陥多動性障害（ADHD）

症状 注意欠陥多動性障害（Attention Deficit Hyperactivity Disorder:以後 ADHD とする）は7歳未満に発症し、「不注意」、「多動性」、「衝動性」の3つの症状を特徴とする行動障害である。児童がよく動き回ることはごく普通のことであるが、通常、3歳頃からはだいに落ち着きはじめる。しかし、ADHD の子供はその後、じっと座ってられない、すぐにしゃべり出す、しばしばものをなくす、といった日常生活における自己抑制を必要とされる行動で問題を起こす。また、睡眠中や胎児の頃から活発な動きを示すという報告もある。

発病率 調査によって差はあるが、およそ小児の1～5%程度であると推定されている。また、症状は成長とともに改善される傾向があるが、大人になってもその障害が無くない患者も少なくなく、およそ半数が大人になっても直接・間接的要因に悩まされているとされる^[7]。

原因 ADHDの原因については、数十年研究が続けられているが、異論の余地のない実験や証明が難しいため、その直接的な原因については未だに判明していない。しかし、現在までにさまざまな分野における研究により、信憑性の高いいくつかの要因が考えられている。

遺伝子研究の分野からは、ADHDの児童はドパミントランスポーターやドパミン受容体の遺伝子に特有のタイプを取りうる人が多いと報告がある^{[8][9]}。ただし、まだこれらは実験対象の人数が比較的少ない点や、ドパミントランスポーター、ドパミン受容体ともに関係が見られなかったと報告する論文もあり、今後大人数での追試が行われる必要がある^[10]。

神経生化学分野において、ADHDと神経伝達物質であるドパミン、ノルエピネフリンおよびセロトニン系との関係を示唆する多数の研究があり、この中でも特に、感情や運動に関わる他のニューロンの働きの抑制や調節を行うドパミン系に異常がある可能性が高い^{[10][11]}。

ADHDは、他の脳機能障害と比べ、比較的幼少時からその症状が現れる^[12]。そのため、患者の生涯にわたって影響を及ぼし、他の脳機能障害よりも影響期間が長い^{[13][14]}。そして、脳機能障害であること自体が社会に知られていないため、放置されることが多く、そのため2次障害を引き起こすことが多い。また、薬物治療により症状を押さえることが可能であり^[15]、ADHDであることが判明すれば周囲が適切な対応をとることも可能である。

これらの理由から本研究では、想定した脳機能障害のうち特にADHDに比重を置くことにする。

2.4 脳機能障害の現在の診断方法

現在、これらの脳機能障害は専門の医師によるアメリカ精神医学会のDSM-4やWHOのICD-10などによる問診、臨床的特徴やその他の疾患の有無、PETやMRIなどの医用画像装置の結果によって診断されている。DSM-4の質問内容を付録Aに記す。しか

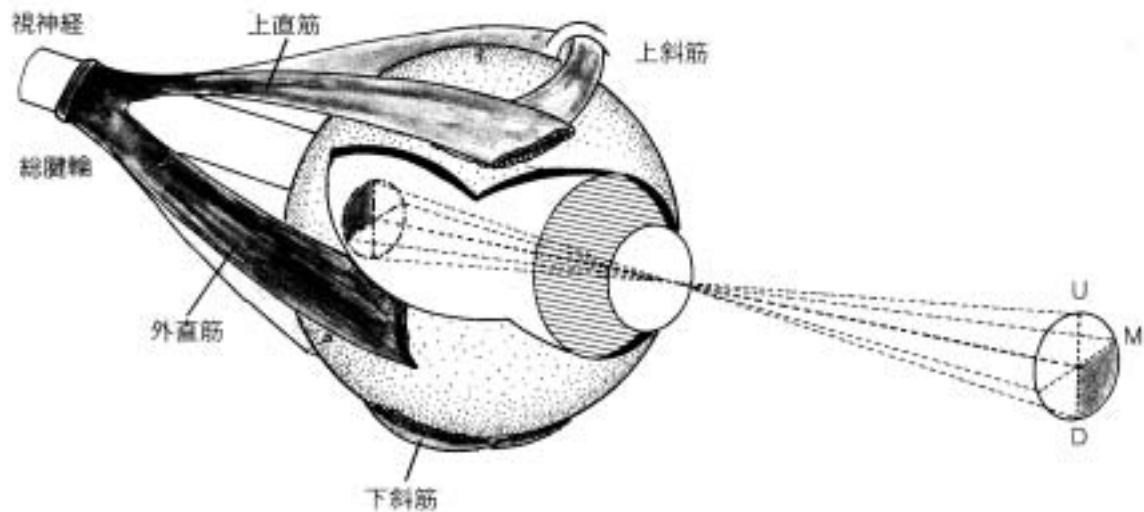


図 2.2: 眼球と眼筋

し、これらの方法は高度な専門的知識を要し、定量化が困難であったり、診断装置が高価であり、診察希望者が気軽に診断を受けることができないといった問題がある。

特に、近年の報道によって、社会に広く知られはじめた ADHD では、診察希望者が急増したために診察待ちに数ヶ月から1年かかるという場合もある^[1]。また、ADHD は、周囲の対処によって行動療法^[16]^[17]や薬物療法^[15]によってその症状を改善できることや、放置すると2次障害を発生する可能性が高いため、特に早期発見・早期治療が重要な脳機能障害である。

このような背景から、脳機能障害の早期発見のために簡便かつ定量的にスクリーニング検査を行えるシステムの開発が望まれている。

2.5 脳機能障害と視覚系指標

視覚系指標は、脳機能障害の背景に想定される各種の脳神経系の異常を反映する可能性がある。そのため、現在でも視覚系指標と脳機能障害との関連は精力的に研究が行われており、その成果が報告されている。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抵抗感や負担が比較的小さく、容易に取得できるため、視覚系指標を用いた検査手法も考案されている。以下に視覚系指標の知見と脳機能障害との関係についての従来研究についてまとめる。

2.5.1 視覚についての生理学的知見

眼球は図 2.2 に示すように 3 種類の筋肉（上下直筋、内外直筋、上下斜筋）の収縮・弛緩によって回転運動を調整し、任意の方向へ視点位置を変更することができる。

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・弛緩およ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。瞳孔の大きさは光量に対して変化し、周囲の照明環境の変化に対応するため一定量以上の光が眼内に入ることにより瞳孔の縮小が起こり、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よび、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 2.3 に示すように、光刺激に対する知覚情報は視神経を通り、中脳の視蓋前域というところでシナプスを越え、中脳の Edinger-Westphal 核 (E-W 核) に到達する。そして、そこから自律神経の副交感神経系として、眼球のすぐ後ろにある毛様神経節に繋がり、短毛様神経繊維により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^[18]。

2.5.2 脳機能障害と視覚系指標に関する従来研究

脳機能障害を持つ患者には古くから臨床医の観察によって眼球運動などに特徴があることが判明していた。近年、視覚系指標を精度の高い測定が可能なさまざまな手法が考案され、それと共に脳機能障害と視覚系指標との関係を探るための多くの研究が行われている。以下、脳機能障害と視覚系指標との関連性についての過去の研究事例をあげる。

- 統合失調症成人、ADHD 成人、健常な成人における目の追従運動^[19]

統合失調症の患者たちは目の追従運動において、追従視に健常者と比較して異常が見られるということが古くからしばしば臨床で報告されている。そこで、この実験では実際に統合失調症の成人と健常な成人、ADHD の成人に注視指標を追従視させ、そのときの瞳孔中心位置を測定した。その結果、統合失調症の患者では他に比べ、目の追従運動ができておらず、先々を予想した頻度が少ない、急激に視線位置をとばすサカード運動を行っていないという結果が得られた。

- 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II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

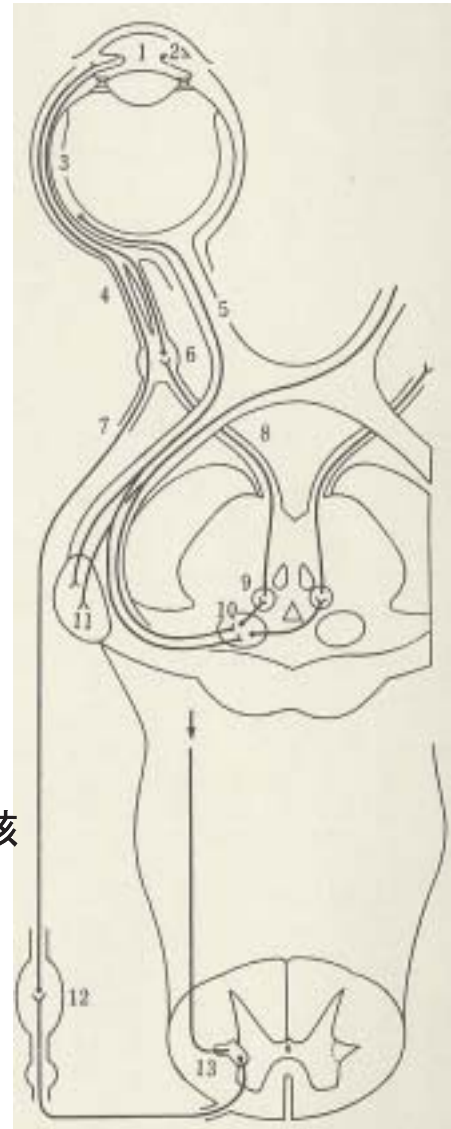


図 2.3: 対光反応の中樞神経 (Nieuwenhuys et al.,1978 より)

- 統合失調症の児童、ADHD 児童、健常な児童における追従運動^[20]

統合失調症患者において、幼少期から追従運動において機能障害が発生しているのかどうかを調査するため、統合失調症の児童、健常な児童、ADHD の児童に対して実験を行った。その結果、統合失調症の子供たちはそれ以外の児童に比べ、追従運動において障害が多いことを示した。この実験より、統合失調症の大人に見られる追従運動の異常性は、統合失調症の幼少期から存在すると結論づけている。

- 自閉症児童の追従運動^[21]

自閉症は何らかの中枢神経系の異常に起因する発達障害とされている。そこで、この研究では自閉症児童に運動する注視指標の映像を見せ、そのときの瞳孔中心位置を測定する実験を行っている。その結果、自閉症児童では、注視している時間よりも注視していない時間のほうが長かった。また、注視指標の動きを予測する予期運動がほとんど行われていなかった。

- 統合失調症の児童、ADHD の児童、健常な児童における瞬目の割合^[22]

統合失調症の児童が目の追従運動をしている際に瞬目を行う割合について調べ、薬物治療を行っているかいないかの比較、同年代の健常な児童、および ADHD の児童との比較を行っている。青年期や成人の統合失調症患者の結果と同様に、統合失調症の児童では瞬目する割合がかなり多かった。また、統合失調症の児童における薬物治療の有無に関する比較では、薬物治療を施した場合とそうでない場合とではその割合はさほど変わらなかった。

- 統合失調症の児童、ADHD の児童における絵に対する眼球運動^[23]

絵を見せ、それぞれの絵に対して質問を3つ行い、質問に関連する絵の範囲とそうではない範囲を凝視している回数や時間、視点の移動距離を計測した。実験対象者は統合失調症の児童、ADHD の児童、健常な児童であった。結果、質問後に ADHD の児童は健常な児童より凝視時間が短くなる傾向を示した。また統合失調症の児童では関連性のある範囲を凝視する時間が健常な児童より短かった。

- アルツハイマー症患者における読書中の眼球運動の異常^[24]

アルツハイマー症患者では、読書中の眼球運動に異常が見られることが臨床で報告されている。そこで、アルツハイマー症患者と健常者の読書中の眼球運動を記録し、両者を比較して、読書能力を検査した。その結果、アルツハイマー症患者

では、文字や単語は認識できたが、読書中の目の動きは健常者に比較して全体的に一定ではなかった。特に注視時間が長く、またサッカード運動の割合が多かった。内容の難易度があがるにつれ、アルツハイマー症患者では痴呆の度合いとサッカード運動の割合に相関が見られるようになった。

- 課題を与えた際の ADHD 児童における外部刺激に対する反応^[1]

ADHD の児童にある課題をやるように求め、その間に電話の音を鳴らしたり光を明滅させた。その結果、ADHD の児童では健常な児童に対して、目をそちらへやる回数は同じであるか少し多い程度であるが、注意を引かれる時間は通常の児童の倍であった。

また、脳機能障害者では視覚系に異常が見られるというこれらの研究報告を踏まえた脳機能障害の検査手法についても研究されている。以下に、それらの先行研究の例を示す。

- 画像解析による統合失調症診断システム^[25]

人間の映像を提示した際の被験者の顔面を撮影し、画像処理を行うことによって視線や顔の位置を算出するシステムを作成した。作成したシステムを用いて 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。

- アルツハイマー症の散瞳剤による点眼検査^[26]

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症か否かの判定が可能であるという。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。

- フラッシュ光に対する対光反射を利用したアルツハイマー症診断装置^{[27][28]}

散瞳剤による点眼検査を元に、フラッシュ光を用いて対光反射を誘発することにより検査を行う装置を開発した。この研究では、アルツハイマー型痴呆患者、脳血管性痴呆患者、健常者に対して、フラッシュ光を目に照射したときの瞳孔径の変化を測定し、その変化を比較している。そして、アルツハイマー症患者の対光反射特性を特徴づけるためにどのようなパラメータを用いることが有効であるかを検討している。その結果、主に最大縮瞳率と散瞳時間、縮瞳速度のパラメータがアルツハイマー症患者の診断に関して有効であるとしている。このパラメータ

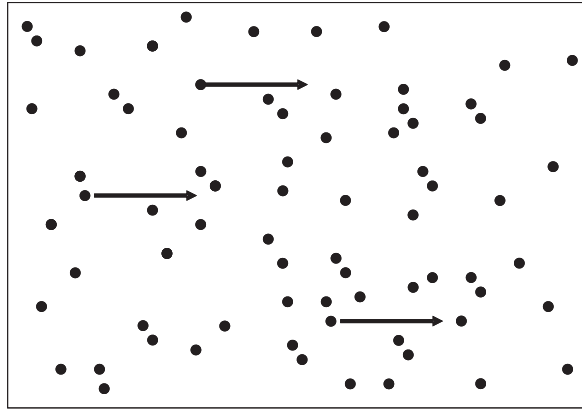


図 2.4: 視覚認知能力を検査するテスト画面

群を用いたマハラノビス汎距離による判別を行った結果、全体で 80 %～90 %程度の高い正判別が行えたとしている。

- 視覚認知能力差によるアルツハイマー症検査手法^[29]

図 2.4 のような映像を被験者に提示した時の被験者の反応を利用して、アルツハイマー症の診断を行う手法を考案した。図中の特定の黒点はある一定方向に一定速度で移動する。その他の残りの点はランダムに発生、消滅を繰り返す。ランダムに発生・消滅する黒点の数と一定速度で移動する黒点の数を変化させ、この数を視覚認知能力の指標としている。

以上で述べたように、視覚系指標は脳機能障害の背景脳機能障害と深く関連がある。そこで、簡易に測定できる視覚系指標は、脳機能障害を検査するための指標として適しているといえる。

2.5.3 ADHD における脳神経伝達物質の異常と視覚系指標

ADHD の原因については、さまざまな分野における研究により、信憑性の高いいくつかの要因が考えられている。

神経生化学分野において、ADHD と神経伝達物質であるドパミン、ノルエピネフリンおよびセロトニン系との関係を示唆する多数の研究があり、この中でも特に、感情や運動に関わるニューロンの働きの抑制や調節を行うドパミン系に異常がある可能性が高い^{[11] [10]}。また、遺伝子研究の分野からも、ADHD の児童はドパミントランスポーターやドパミン受容体の遺伝子に特有のタイプを取りうる人が多いとの報告がある^{[8] [9]}。ただし、これは実験人数が比較的少ない点や、ドパミントランスポーター、

ドパミン受容体ともに関係が見られなかったという論文もあり、今後大人数での研究が行われる必要がある^[10]。

このように各分野において ADHD にドパミンやノルエピネフリン系の神経伝達物質が関与している可能性を示唆する研究結果が得られている。

ところで、ドパミンは神経回路を伝わっていくうちに、ドパミン β 水酸化酵素によりノルエピネフリンに変換される。このノルエピネフリンは自律神経の交感神経系に作用する神経伝達物質であり、この交感神経の信号によって虹彩にある瞳孔散大筋（輪状筋）が収縮することによって散瞳がおこる^[18]。そのため、副交感神経に作用するアセチルコリンが減少している可能性のある^[26] アルツハイマー症患者において、対光反応における瞳孔径の変化に健常者との差異が見られる^[27] のと同様に、ADHD 患者においても交感神経に作用するドパミンやノルエピネフリン系に異常があれば、対光反応において健常者との差異が見られる可能性がある。

2.6 昨年度までの研究と課題

昨年度、本研究室ではこれまでに述べた脳機能障害と視覚系指標に関する過去の研究結果 2.5.2 を踏まえ、検査項目を以下の3つとした。

1. 提示した映像上の一点を注視させる課題を与えたときの瞳孔中心位置の変化を測定する検査（注視検査）
2. 運動する指標を追従視する課題を与えられたときの瞳孔中心位置の変化を測定する検査（追従検査）
3. フラッシュ光を照射したときの瞳孔径の変化を測定する検査（対光反応検査）

そして、設定した検査を可能とするシステムを構築し、システムの評価を行った。また、実際に設定した検査内容において被験者を測定する際での問題点の抽出を行った。

昨年度に作成したシステムでは、実際に研究室外部において、患者の一般特性を把握するため多数の被験者を測定する上で、以下のような問題点があることが判明した。

- 実験機器の可搬性の問題

今後、脳機能障害を持つ患者を多数測定する上で、医療機関や研究室外部での場所で測定することになる。しかし、昨年度のシステムでは実験機器が多数必要で

あり、実験機器の設置に時間や場所が必要である。そのため、研究室外部での実験に問題がある。

- 瞳孔径や瞳孔中心位置の算出結果の確認が実験中に不可能

昨年度は、実験中に瞳孔径などの指標の算出結果が確認できなかった。そのため、何らかの原因で、算出された瞳孔径や瞳孔中心位置が明らかに異常な値であった場合、あらためて測定をもう一度やり直す必要があった。

- 保存した測定データを元にした実験の詳細な再検討が困難

昨年度のシステムでは、眼球映像の記録はビデオレコーダを用いていたため、実験データとビデオレコーダで取得した映像との正確に時間の対応付けを行うことが不可能であったため、実験結果の詳細な検討が困難であった。

- 検査内容の問題

昨年度に設定した検査内容で測定を行ったところ、被験者の負担が大きく、得られるデータ量が少ない場合がある等の問題点があり、映像提示方法を改良する必要がある。

第 3 章 昨年度のシステムの改良と実験方法の検討

2章で述べたように、昨年度は簡便な脳機能障害のスクリーニング検査を実現するために、映像提示および視覚系指標を取得するためのシステムの開発・評価を行った。本章では、昨年度開発したシステムを用いて多人数を対象とした検査をするにあたって、解決すべき問題点と本研究で行った改良内容について述べる。3.1 章では昨年度の検査システムについて、3.2 では検査システムの改良について、3.3 章では実験方法の改良について述べる。

3.1 昨年度の検査システム

3.1.1 検査システムの構成

まず、昨年度に開発された検査システムの全体構成について述べる。図 3.1 は昨年度の検査システムの全体構成図である。

システムは主に、被験者への提示映像生成と視覚系指標の算出を行う PC、被験者への映像の提示と眼球撮像を行う ES-HMD、ES-HMD から取得した映像を画像処理するコントロールボックスと呼ばれる専用ハードウェア、2 値化した眼球映像を確認するためのモニタ、眼球映像を記録するためのビデオレコーダから構成される。

PC によって生成された映像は、コントロールボックスを介して ES-HMD に送られ、被験者に提示される。また、映像の提示と同時に、ES-HMD は被験者の眼球映像を取得する。取得した眼球映像はコントロールボックスによって 2 値化処理され瞳孔輪郭形状の座標データを抽出する。PC では瞳孔輪郭形状の座標データを元に瞳孔径および瞳孔中心位置を算出する。以下、各部分の詳細について述べる。

3.1.2 Eye-Sensing HMD の構造と機能

ES-HMD とは、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映像提示機能付き眼球撮像装置である。図 3.2 にその外観を示す。

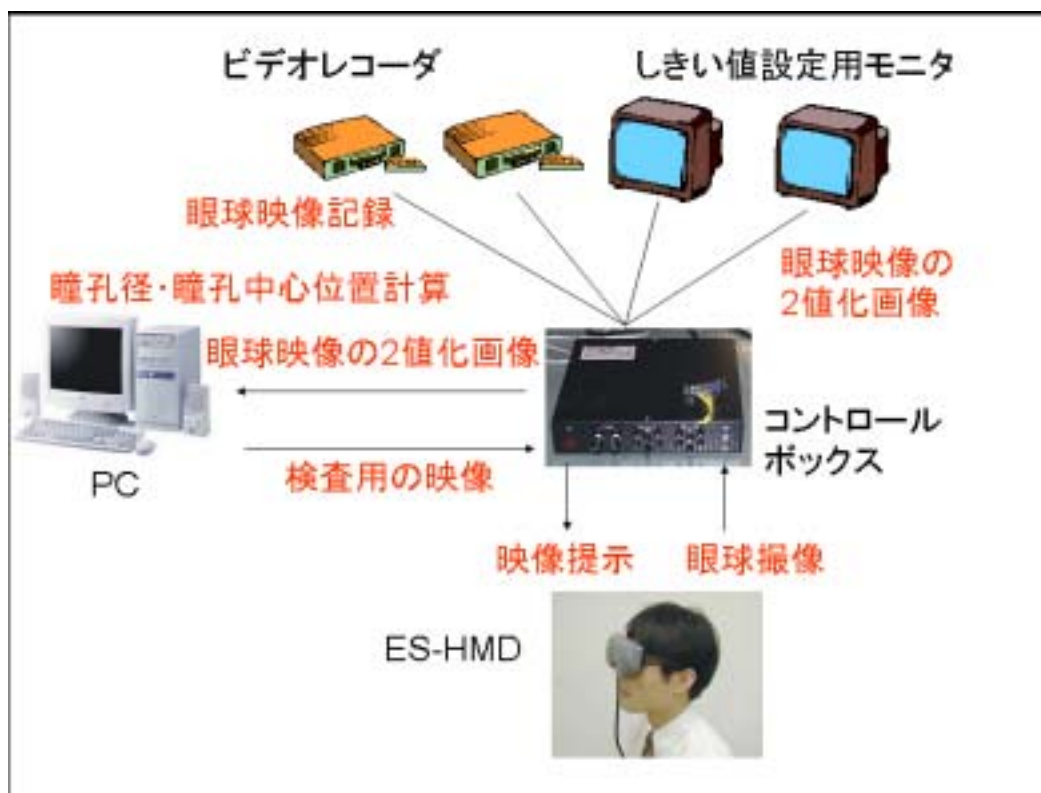


図 3.1: 昨年度の検査システムの全体構成



図 3.2: ES-HMD の外観

表 3.1: 昨年度用いた ES-HMD 映像提示系の仕様

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
重量	230g

ES-HMD は主に映像提示系と眼球撮像系の 2 つから構成される。図 3.3 にその内部構成図を示す。

映像提示系では ES-HMD 内部に小型液晶ディスプレイ (Liquid Crystal Display、以下 LCD) が両眼用に 1 つずつ配置されている。従って、左右両眼それぞれに独立に映像を与えることができ、立体映像を提示することも可能である。

表 3.1 に昨年度使用した ES-HMD の映像提示系の仕様一覧を示す。ES-HMD で提示される映像の水平視野角は約 30deg、垂直視野角は約 20deg であった。

眼球撮像系では、被験者の眼前部に赤外線 LED(中央周波数 960nm) を取り付けており、これにより眼球を照明して赤外線 CCD カメラで眼球の映像を撮像する。取得する画像は 1 秒間に約 30 フレームである。赤外光を用いる理由は、人間の網膜は赤外光に対して感受性がないため、映像表示装置の LCD からの映像を見る際に影響を与えず、暗所でも映像を取得できるためである。取得した映像は NTSC 方式のビデオ信号として出力される。ES-HMD を用いて眼球を撮影した映像の例を図 3.4 に示す。

3.1.3 撮像信号処理

撮像信号処理とは、ES-HMD の眼球撮像系によって取得された眼球映像の 2 値化、瞳孔の輪郭に関する情報の取得、瞳孔中心位置および瞳孔径を算出を行う処理のことである。撮像信号処理の一部を行うコントロールボックスの内部の構成を図 3.5 に示す。以下、各処理の詳細について述べる。

瞳孔の輪郭の取得 瞳孔部分は、他の眼球部位に対して赤外線反射率が低いため、赤外線 CCD カメラでは瞳孔部分が暗く撮影される。そこで、これを利用して眼球撮像系で撮影された眼球画像を適当なしきい値で 2 値化した後、白黒反転させ、瞳孔部分の

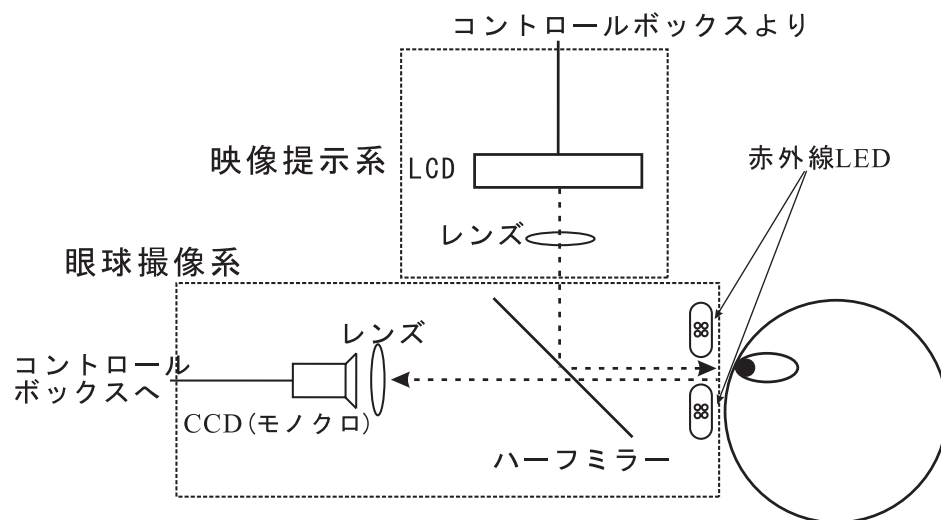


図 3.3: ES-HMD の構成図

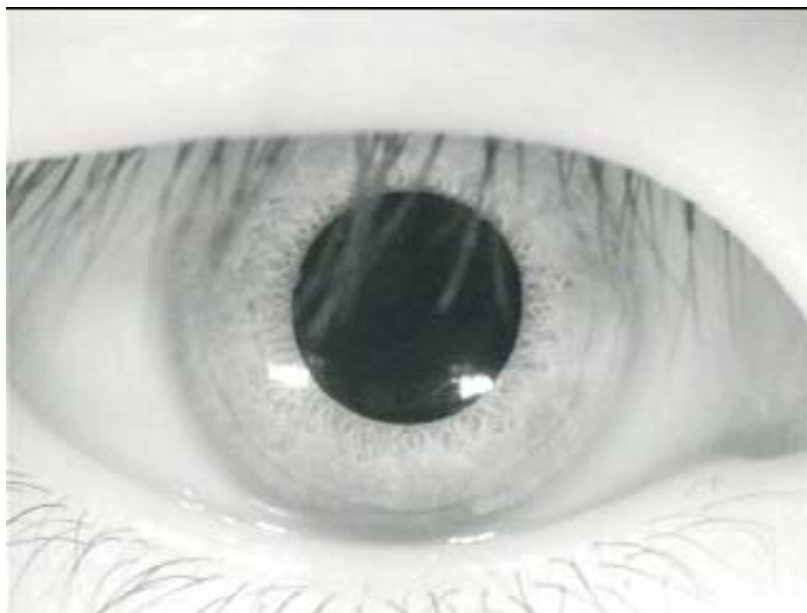


図 3.4: ES-HMD により撮像された眼球画像の一例

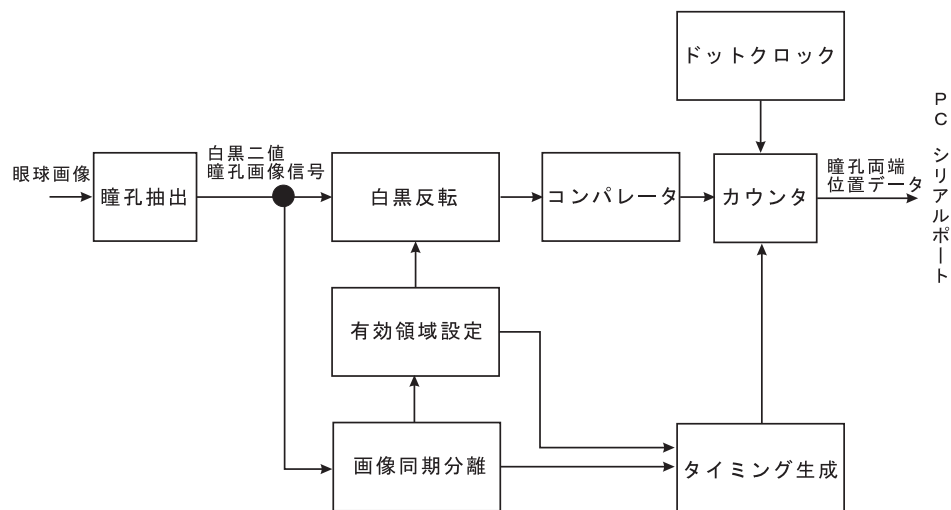


図 3.5: コントロールボックス内部の構成

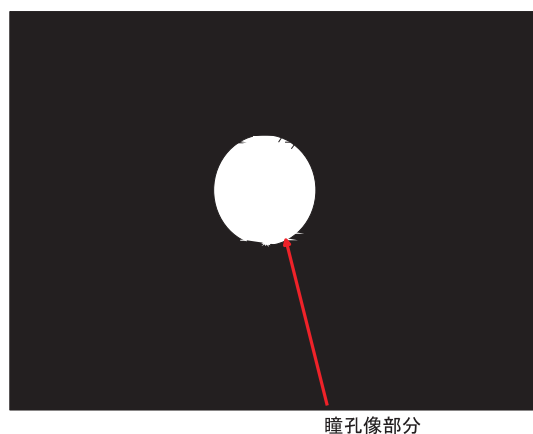


図 3.6: 2 値化された眼球映像

みが白くなった映像 (図 3.6) を生成する。

コントロールボックスのコンパレータ部では各水平走査線上における瞳孔部分の輪郭 (瞳孔端点) を検出する。そして検出された瞳孔端点の座標を PC に送る。

瞳孔中心位置と瞳孔径の算出 コントロールボックスの撮像信号処理系から PC に瞳孔形状情報として図 3.8 に示すような瞳孔端点の座標が送られる。ES-HMD の赤外線 CCD カメラで撮像された瞳孔の形状は、ほぼ円形をしている。しかし、撮像信号処理系で二値化された時、赤外線 LED の反射像やまつ毛等の影響で、瞳孔像に図 3.8 に示すようにノイズが混入している場合がある。このような場合、データにはノイズの影響を受けていない瞳孔輪郭部分とノイズの影響を受けた部分とが混合していることになる。

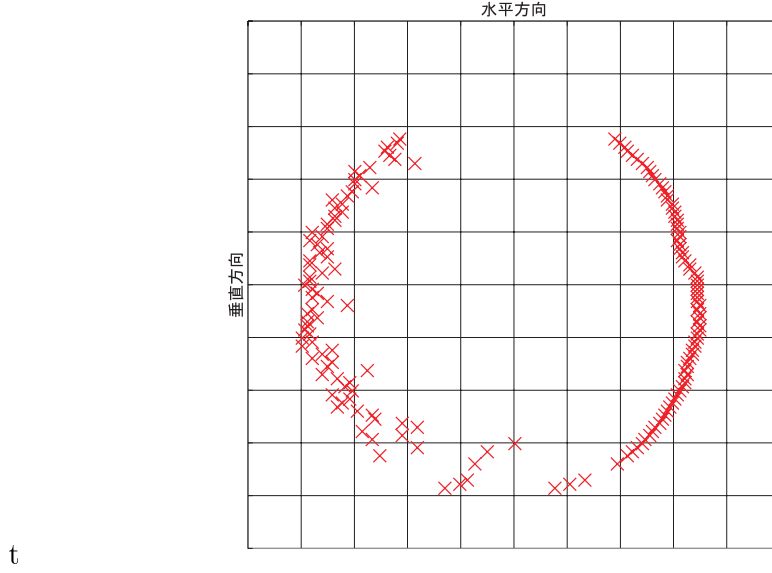


図 3.7: 瞳孔形状データ

そこで、当研究室では、撮像された瞳孔像にある程度ノイズが混入していても、正確な瞳孔中心位置を算出することのできるロバスト性の高い計算法を開発した^[30]。本研究室で開発したこの瞳孔中心位置と瞳孔径の計算ステップの実行例を図 3.9 に示す。以下にその具体的な方法を示す。

1. 瞳孔の輪郭形状データから 3 点が無作為に選出する。

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 (3.1)、式 (3.2) により求め、また、選ばれた 3 点のうちの一点 (x_1, y_1) とその円の中心位置の座標 (X, Y) から、直径 R を求める。

$$X = \frac{(x_2^2 - x_1^2 + y_2^2 - y_1^2)(y_2 - y_3) + (y_2^2 - y_3^2 + x_3^2 - x_2^2)(y_1 - y_2)}{2\{(x_2 - x_1)(y_2 - y_3) - (x_3 - x_2)(y_1 - y_2)\}} \quad (3.1)$$

$$Y = \frac{(x_2^2 - x_1^2 + y_2^2 - y_1^2)(x_2 - x_3) + (y_2^2 - y_3^2 + x_3^2 - x_2^2)(x_1 - x_2)}{2\{(x_3 - x_2)(y_1 - y_2) - (x_2 - x_1)(y_2 - y_3)\}} \quad (3.2)$$

$$R = 2 \times \{(X - x_1)^2 + (Y - y_1)^2\}^{\frac{1}{2}} \quad (3.3)$$

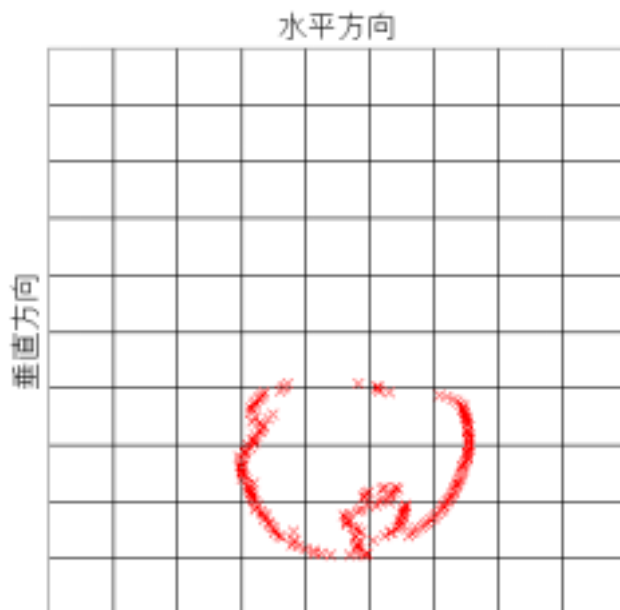


図 3.8: ノイズの混入した瞳孔形状データ

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) 、直径 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、今度は y 座標の大きい方のデータと小さい方のデータをそれぞれ $n/5$ 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、円の直径 (瞳孔径) 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 個の円の直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。
8. 7 で残った $n/5$ 個の円の直径のデータサンプルを平均して、瞳孔径とする。

昨年度の予備実験の結果より、この繰り返しの回数 n は 100 としている。

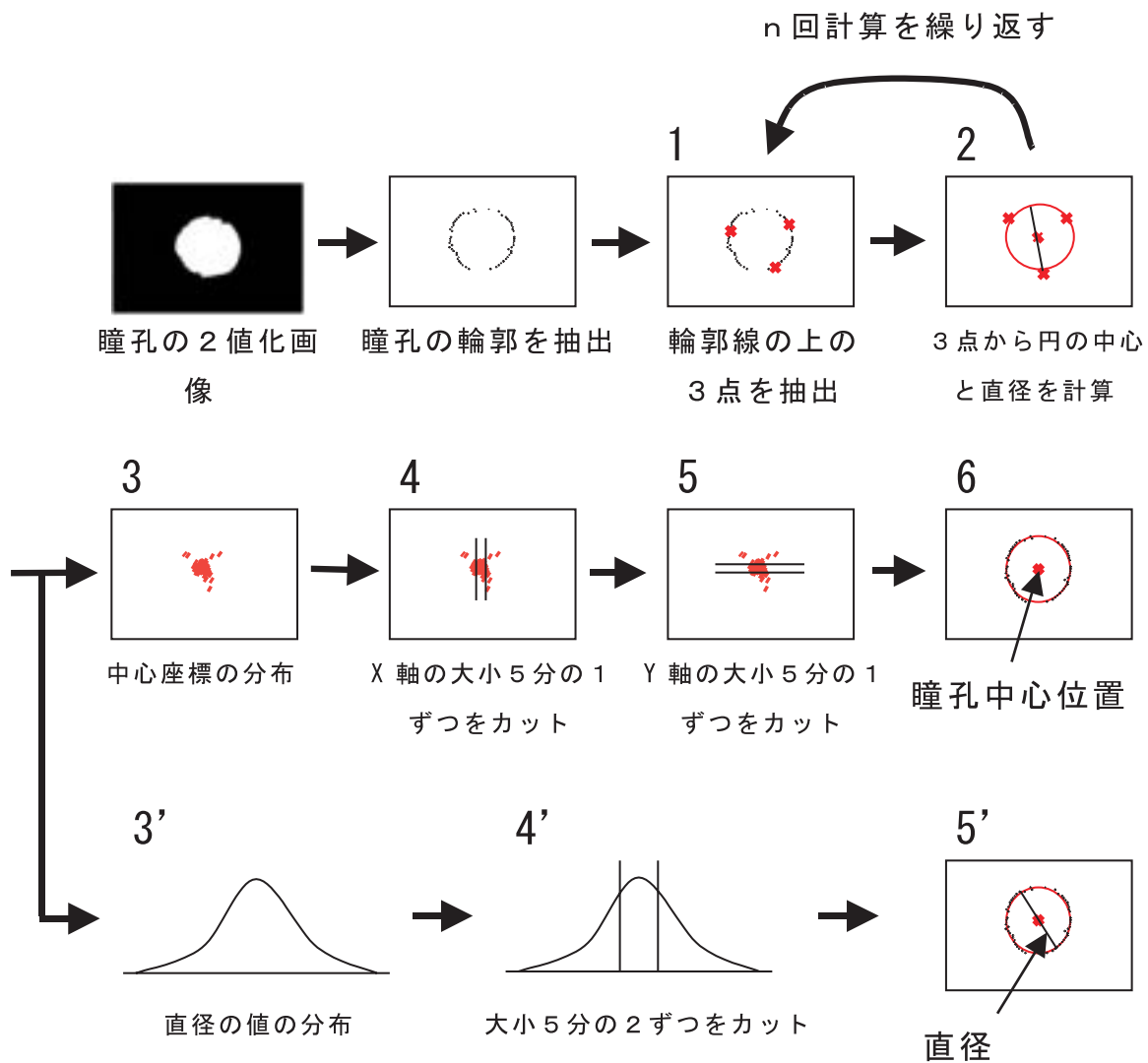


図 3.9: 瞳孔中心位置と瞳孔径算出方法のステップ

3.1.4 昨年度の研究における課題点

昨年度の研究では、以下のような課題があげられていた。

- ES-HMD の装着方法の改良

ES-HMD の装着方法が悪いため、眼球映像にずれが生じる場合があった。そのため、正確な瞳孔中心位置が算出できない。

- 検査内容の検討

一人の被験者にかかる検査時間が 40 分程度であり、被験者から検査時間が長いという不満が寄せられていた。また、計測データ量が十分に得られない、一度の計測時間が長く被験者にとって負担が大きい、といった問題がある。

- 可搬性の向上

昨年度の検査システムでは実験に必要な機材が多く、可搬性が悪いため病院などの研究室外部での実験が困難である。

- 実験中の算出結果の確認

瞳孔径や瞳孔中心位置の算出結果が確認できないため、正しい画像処理結果が得られているかどうかの実験中にはわからない問題がある。

そこで本研究では、昨年度の研究で判明したこれらの課題点に対する解決策を検討した。以下、3.2 では、本研究で行った検査システムの改良について述べる。また、3.3 では、本研究で行った検査内容の検討と変更について述べる。

3.2 検査システムの改良

3.2.1 検査システムの全体構成

図 3.10 に本研究で作成した検査システムの全体構成図を示す。検査システムは、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 : 両眼用に計 2 つ)、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) で構成される。また、対光反応用 LED の制御回路を収納した LED 制御回路ボックスを作成した。なお、この 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

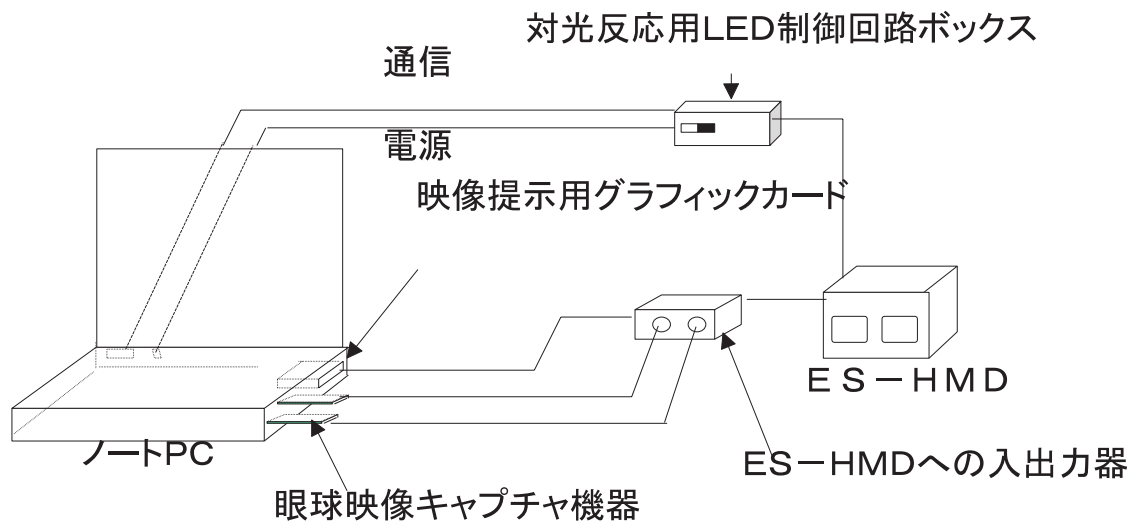


図 3.10: 本研究でのシステム構成図

いている。図 3.11 は、ES-HMD の撮像処理系で使われている信号を NTSC のビデオ信号に変換し、提示用の NTSC のビデオ信号から ES-HMD の映像提示系で使われる信号へと変換するための入出力信号の変換器である。図 3.12 は対光反応制御回路ボックスである。図 3.13 に昨年度のシステム構成図と本研究におけるシステム構成図の比較図を示す。本研究での改良により、昨年度必要であったテレビモニタやビデオレコーダ、コントロールボックスが不要となり、基本的には ES-HMD とノート PC だけで計測が可能となった。以下、本研究で行ったシステムの変更内容の各部分の詳細について述べる。

3.2.2 画像処理方法の変更

昨年度はコントロールボックスと呼ばれる専用のハードウェアによって 2 値化や眼球映像の輪郭抽出などを行っていた。しかし、コントロールボックスはやや大型であり、必要な接続ケーブル数も多いため、さまざまな場所で実験を行うことを考えると、可搬性の面で問題があった。

また、患者に対する被験者実験を行うことを想定した場合、画像処理の結果を実験



図 3.11: 入出力信号の変換器



図 3.12: 対光反応用 LED 制御回路ボックス

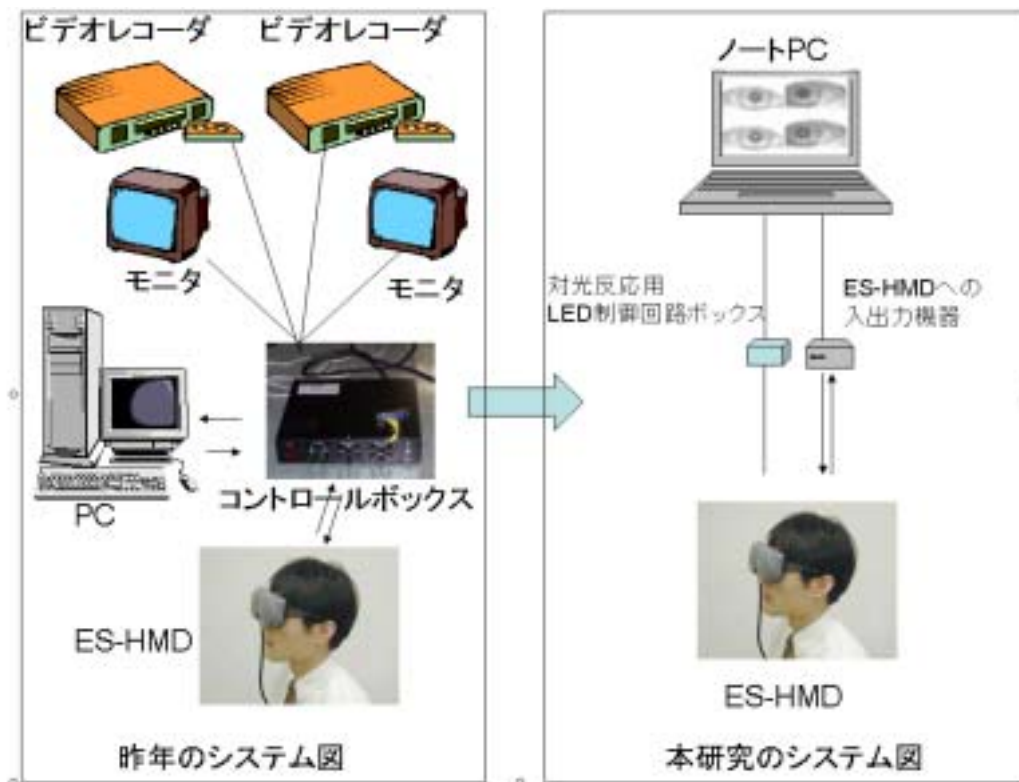


図 3.13: 昨年度と本研究のシステム比較図

中に確認することができないため、測定の失敗があった場合には被験者に再度実験に協力してもらわなければならない。被験者への負担をかけないという面からも、測定結果を計測中にリアルタイムで確認できることが必要である。

さらに昨年度は撮影した眼球映像を2値化画面の確認用モニタを見ながらしきい値を調節し、コントロールボックスによって2値化処理を行って瞳孔輪郭形状データを算出していた。そこで本研究では、ノートPCに取り付けたキャプチャ装置によってES-HMDの眼球撮像部から送られた眼球映像を取得し、この映像を元にノートPCによって瞳孔中心位置、瞳孔径の算出を行うことにし、画像処理を行う機器を変更した。なお、画像処理には昨年度までと同じアルゴリズムを用いた。そして、算出された瞳孔中心位置および、瞳孔輪郭形状座標を元の眼球映像に重畳し、ノートPCのディスプレイに表示することにした。この変更によって瞳孔輪郭形状や瞳孔中心位置の算出結果を計測中にリアルタイムで視覚的に確認できるようになった。2値化のしきい値設定も、実際の瞳孔輪郭形状と眼球映像を同時に見ながら設定できるため、設定に要する時間が短縮された。

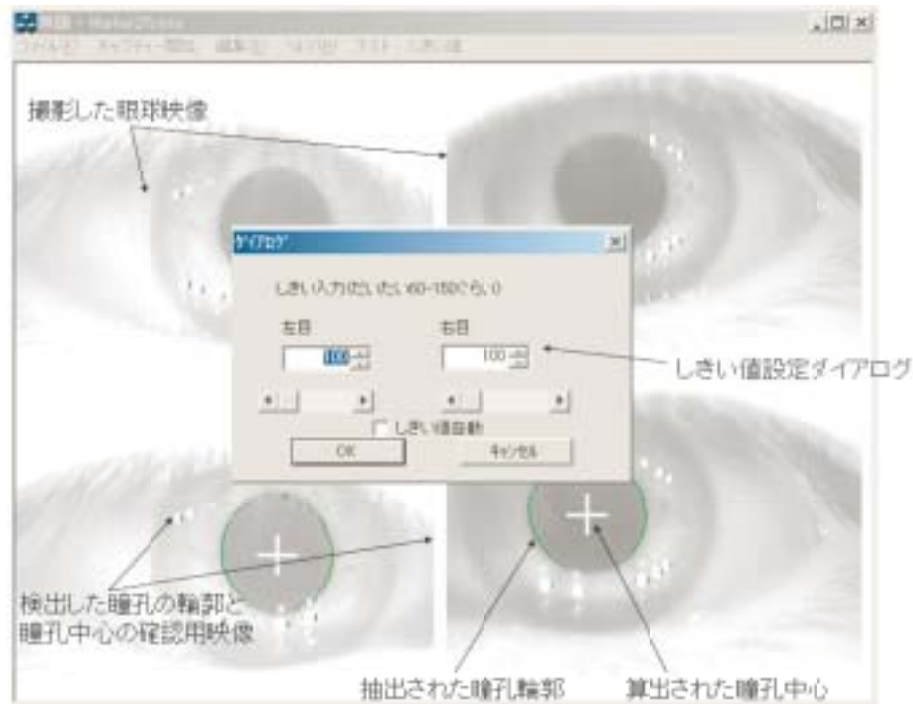


図 3.14: 実験者側インタフェース画面

3.2.3 システムの実験者側インタフェース

図 3.14 に検査システムの実験者側のインタフェース画面を示す。図 3.14 の 4 つの眼球映像画面のうち上段 2 つは ES-HMD によって撮影された左右両眼の眼球映像である。下段 2 つの眼球映像は、元の眼球映像に、算出された瞳孔中心位置および瞳孔輪郭形状を重畳して視覚的に確認できるようにした映像である。実験者は、被験者の眼球映像を眺めながら 2 値化用のしきい値を設定し、算出された瞳孔輪郭形状が実際の瞳孔輪郭と一致しているか、算出された瞳孔中心位置が眼球映像での瞳孔中心と一致しているかを測定中に確認できるようになった。

また、昨年度のコントロールボックスのつまみによってしきい値を設定していた。これを本研究ではソフトウェア上でのしきい値設定ダイアログによって設定する。この変更により、昨年度は設定したしきい値が正確にわからなかったが、数値を具体的に確認しやすくなり、設定をしやすくなった。

3.2.4 映像記録方式の変更

実験結果を検討する上で、不適切な結果が得られていた等の場合、その原因を追及するために眼球映像を確認する必要がある、そのために検査中の眼球映像を記録する

必要がある。昨年度は眼球映像をビデオレコーダによって記録していた。本研究では、ノート PC によって眼球映像をキャプチャし、ノート PC のハードディスクに保存するように変更した。実験データを再検討する際に、ビデオレコーダでは検討したい瞬間の映像が正確にわからなかった問題があったが、この変更によって、指定した時間の映像を正確に確認することができるようになった。

3.2.5 対光反応回路の変更

本研究で設定した検査の一つに対光反応検査がある。これは、被験者の眼球に光刺激を与えて瞳孔の縮小を誘発し、瞳孔径の変化の様子を調べるものである。ES-HMD の眼前部には光刺激用に LED(照度 49lux) が取り付けられており、これを点灯させることで対光反応を誘発する。図 3.15 に、ES-HMD に対光反应用 LED が取り付けられている様子を示す。

図 3.16 に光刺激のための LED の制御用に作成した回路図を示す。

ノート PC のプリンタポート (パラレルポート) からの信号は図の中央の制御用 IC に送られる。制御用 IC は信号が送られると、USB ポートから取得した 5V の電源から対光反应用 LED に対して電流が流れるようになり、対光反应用 LED が点灯する。本研究では、プログラム可能な IC(PIC16F84) を用いて発光を制御することによって、対光反応検査の内容 (発光時間や順序、点灯パターン) を自由に変更できるようになった。

3.2.6 ES-HMD の変更

昨年度の ES-HMD は、やや発熱を伴うために数時間の連続使用が困難であった。そこで本研究では新しく改良された ES-HMD を用いることにした。

なお、新しい ES-HMD における仕様は表 3.2 のように変更されている。基本的な仕様はほぼ同じであるが、新しい ES-HMD では視野角が水平視野角が 45deg、垂直視野角が 33deg と昨年度より広い視野角となった。このため、追従運動などで、より幅広い角度で映像を提示することが可能となった。ただし、表示画面の解像度は昨年より若干小さい水平 640dots、垂直 480dots となった。ES-HMD の仕様変更による精度の違いによる影響は 4 章で検討する。



図 3.15: ES-HMD の眼前部に取り付けられた対光反応用 LED

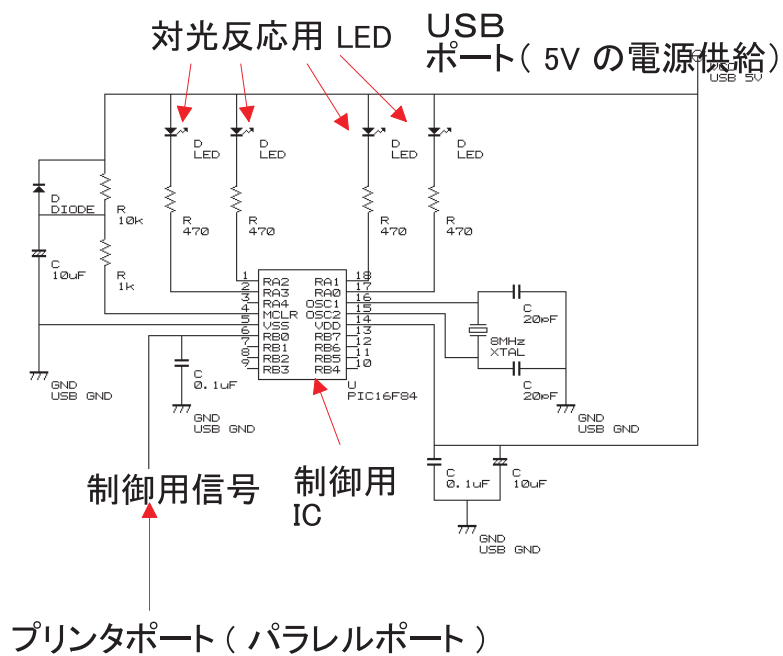


図 3.16: 対光反応 LED 制御用回路図

表 3.2: 本研究で用いた ES-HMD の映像表示系の仕様

表示装置	超小型カラー LCD
水平視野角	約 45 deg
垂直視野角	約 33 deg
虚像位置	約 1 m
表示画面の解像度	水平 640dots × 垂直 480dots
表示可能色数	16bit(6 万 5536 色)
重量	400g



図 3.17: ES-HMD の固定装置 (眼鏡型)

3.2.7 ES-HMD の固定方法の変更

昨年度は、図 3.17 のように ES-HMD を眼鏡状に装着していた。しかし、ES-HMD の自重のため不安定であり、被験者の多くは手で ES-HMD を支えていた (図 3.18)。そのため、ES-HMD の位置がずれることがあり、測定データに誤差を生じてしまうおそれがあった。そこで、本研究では以下のようにいくつか固定方法を考案し、それぞれの固定方法の長所および短所について検討した。

- 頭部固定型

図 3.19 のような円形の固定器具に ES-HMD を取り付けて、図 3.20 のように頭部に装着することで固定する。



図 3.18: 計測中に ES-HMD を手で支える被験者

長所 しっかりと頭部に固定できれば、頭部が移動しても ES-HMD が頭部に対してずれないため誤差を生じず、被験者が多少動いた場合でも測定できる。

短所 実際にはしっかりと固定することは難しく、ずれを生じる。装着時に頭部に違和感がある。

- アーム型

図 3.21 のように、自由に位置を調節できるアーム型の器具を用いて、ソファ型の椅子などに横になった状態で ES-HMD を装着する。

長所 やや仰向け気味の姿勢でリラックスした状態で計測できるため被験者にとって負担が少ない。固定装置が接触しないため、被験者にとって違和感がない。

短所 被験者の頭部が ES-HMD に対して固定されておらず、ES-HMD の撮像範囲から眼球がずれる可能性が高い。児童の場合はこの姿勢でリラックスできるとは限らない。

- あご固定型

図 3.22 のような器具を用いてあごを器具に置いて安定させることにより頭部を固定する。



図 3.19: 固定装置



図 3.20: ES-HMD の固定装置 (頭部固定型)

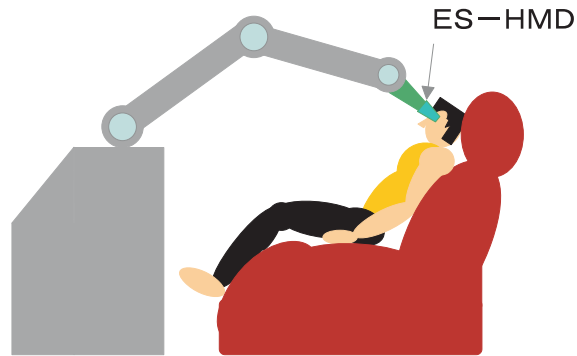


図 3.21: ES-HMD の固定装置 (アーム型)

長所 必要な機材が少なく、あごを固定しているため誤差が他に比べ少ない頭部固定型などに比べ、装着時の違和感はやや少ない。

短所 あご固定用の台にあごを乗せ、ES-HMD をのぞき込むような形で計測を行う。ES-HMD の角度や、あご固定用の台の高さなどの初期設定にやや時間がかかる。体を動かす事ができないため、被験者にとって負担がかかる。

本研究では、基礎データの取得が目的であり、計測誤差の影響をなるべく避けるために、他の方法に比べて眼球撮像範囲がずれにくい「あご固定型」を選択した。

3.3 検査内容の検討

昨年度の実験において、検査内容についてもいくつかの問題点があることが判明した。以下、昨年度の問題点および本研究での変更点を述べる。

3.3.1 検査内容に関する昨年度の問題点

- 暗順応時間

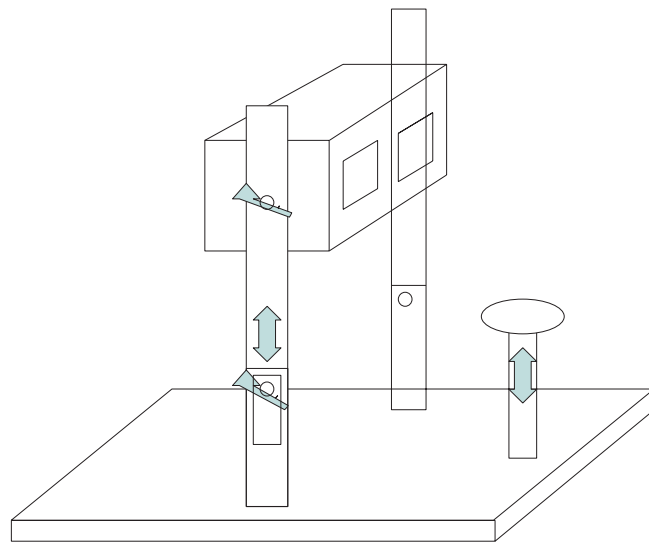


図 3.22: ES-HMD の固定装置 (あご固定型)



図 3.23: ES-HMD の固定装置 (外観)

昨年度の検査では、実験前に被験者に 10 分ほど暗所で安静にしてもらっていた。そのため、一人につき全実験時間はおよそ 20 分程度であった。しかし、ほとんどの被験者から 10 分の実験時間は長かったという感想が得られた。また、暗順応の待ち時間で 10 分間待ち続けるのは退屈である、という感想も得られた。

- 追従検査での注視指標の提示方法

昨年度の追従検査では、注視指標は画面の端点に到達した瞬間に逆方向へと運動するというものであった。しかし、この方法では、運動速度が速くなった場合に、被験者が画面の端点まで追従視せずに、注視指標が端点を折り返して逆方向に運動してきたものを途中から追従視している場合も考えられる。そのため、この提示方法では画面端まで正確に追従視したかどうかの判別が行えない。さらに、十字型の注視指標の運動速度が速い場合は、端点から端点までの計測時間が短くなり、瞬目によって測定データが大幅に減少してしまう。また、被験者が 30 秒の間、休息無しで追従視し続けるため、被験者への負担が大きい。

3.3.2 検査内容に関する本研究での変更点

そこで本研究では、昨年度の検査内容に対して以下のような変更を行った。

- 追従検査での提示方法の変更

図 3.24 に昨年度と本研究での提示方法の比較図を示す。本研究では、被験者への負担の軽減と折り返してきた注視指標を途中から追従する問題を避けるために提示方法を以下のように変更した。

1. 計測開始後、十字型の注視指標が画面左端から右端へと移動しはじめる。
2. 注視指標が画面右端へと到達した時点で一度測定を終了する。
3. 十字型の注視指標の移動速度を変えて 1,2 を繰り返す

この方法に変更することで、一度の計測時間が短くなり、一度測定が終了したのち、自由に瞬目を行えるため、被験者への負担が少なくなると考える。また、左右を往復する提示方法では、運動方向の違いによって追従視の能力に差がある可能性があるが、どちらか片方だけにすることによって影響する因子が減る。

- 集中力検査の追加

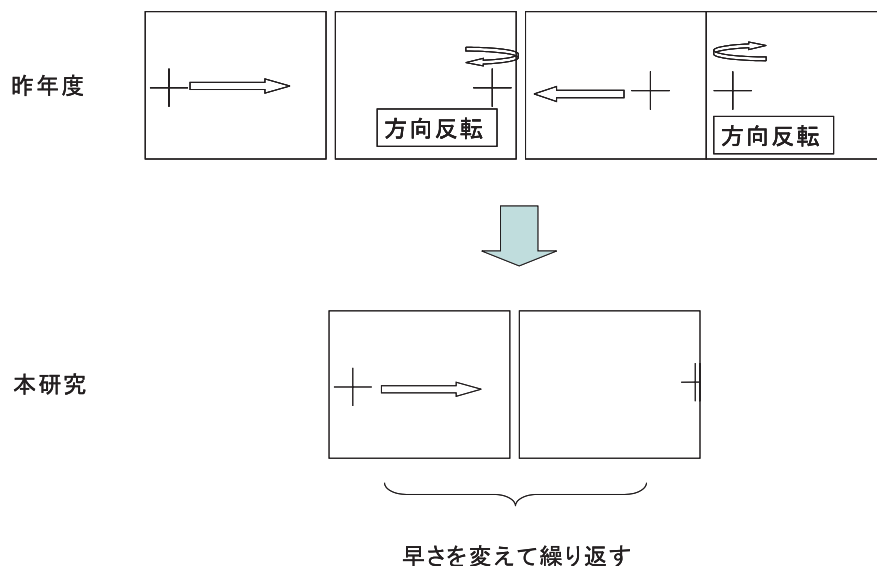


図 3.24: 追従検査の提示方法の変更

昨年度に引き続き文献を調査したところ、ADHD の児童にある課題を与え、その間に電話の音を鳴らしたり光を明滅させたりした結果、注意を引かれる時間は通常の児童の倍であった^[1]、という研究があった。

そこで、課題を与えた際に、被験者の興味をそらすような刺激を与える。このときの瞳孔中心位置を測定することで、ADHD であるかどうかを検査できるのではないかと考え、本研究では新たに検査項目として集中力検査を追加した。集中力検査とは、注視検査と同じように十字の注視指標を注視し続けるように求め、その間に注意をそらすための刺激として、図 3.25 のように動物や果物の画像を提示する。計測開始後 3.0 秒後から 2.0 秒間ずつ、熊、林檎、木の葉の順に 3 つの画像が提示される。画像の提示座標は画面の左上端点を座標原点として、X 軸 Y 軸ともに 100dot の位置である。このとき、ADHD の児童と健常な児童との間で眼球の動き方が差が出るかどうかを測定する。

● 検査順序の変更

暗順応に必要な時間を調べるため、周囲の照明環境が変化したときに瞳孔径が一定値になるまでにどの程度の時間が必要かを調べる実験を行った。

1. ES-HMD の提示画面に全面が白い画面 (約 56lux) を提示し、5 分間その画面を見もらう。
2. 5 分後に全面を黒い画面 (約 7lux) にする。

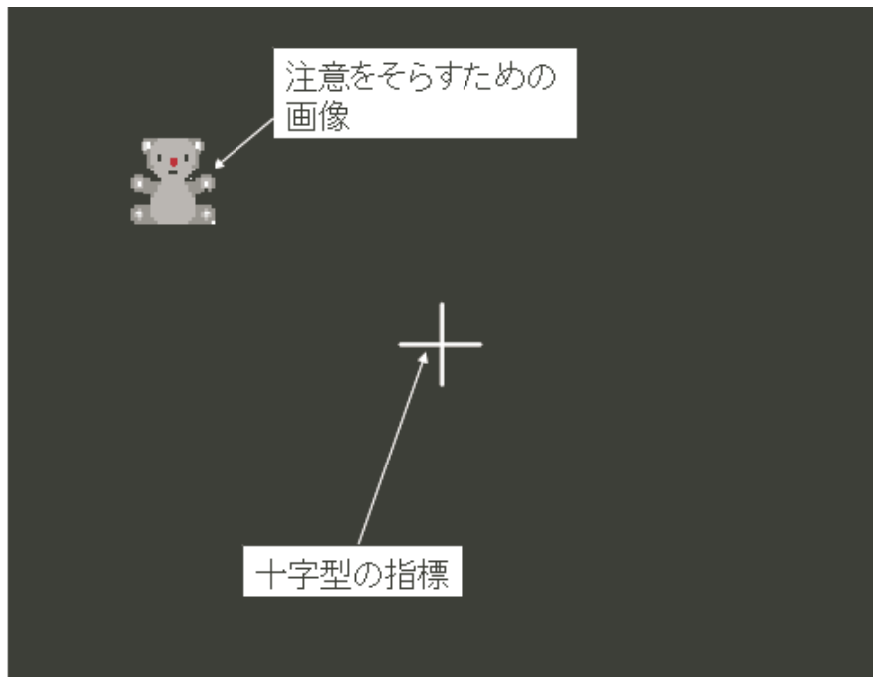


図 3.25: 集中力検査における提示画面

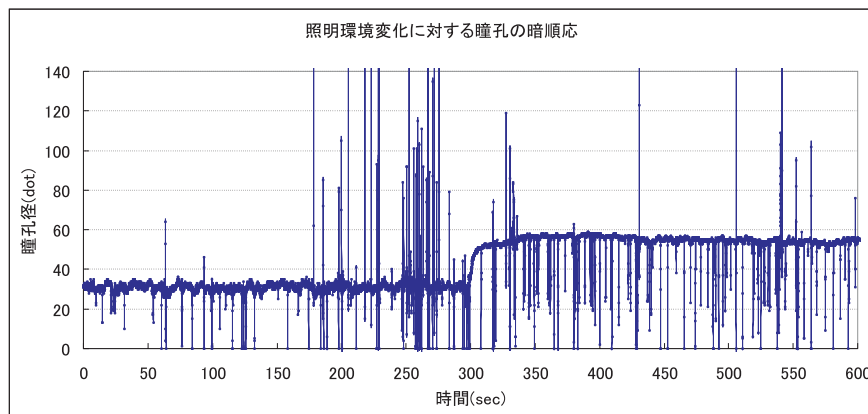


図 3.26: 照明環境の変化に対する瞳孔の暗順応の様子

3. この間 (10 分間) の瞳孔径の変化の様子を測定する。

実験の対象は特に視覚系異常のない健常な成人男性 1 名を対象におこなった。なお、実験は 2lux 程度の室内で行った。

結果は図 3.26 のようになった。グラフから、計測開始後、400sec 頃に瞳孔径が一定になっていることがわかる。画面を暗くしてから 2 分程度で、すでに瞳孔径はほぼ一定の値となっていることがわかった。

また、文献によると、暗順応には早い順応経路と遅い順応経路があり、照明環

境の変化時から、早い順応経路では 4～5 分程度、遅い順応経路では 15 分程度が必要である。しかし、遅い順応では早い順応に比べ非常に小さく、8 分頃以降は、遅い収縮での変化量の 1/100 程度しか変化しない^[18]。

そこで本研究では、実験順序を入れ替えることにより実験前に必要な暗順応時間を短縮することにした。具体的には、実験前には 1 分ほどの暗順応時間を取るだけにし、注視や追従などの他の検査を行っている間に十分に暗順応すると考え、対光反応を検査の一番最後に行うことにした。なお、対光反応検査までにかかる時間は実験前の暗順応時間を含め、およそ 10 分程度である。

また、検査の順序は、被験者に検査内容をなるべく理解しやすいように、なるべく単純な検査から複雑な内容へと変化させることにし、また類似の検査は続けて行うことにした。対光反応検査は先に述べた理由から全検査の最後にし、検査内容が単純な注視検査、注視検査とほぼ同じ内容である集中力検査を続けて行うことにし、

1. 注視検査
2. 集中力検査
3. 追従検査
4. 対光反応検査

の順に行うことにした。

3.4 まとめ

本研究における昨年度からの主な変更点をまとめる。

- 画像処理方法を変更し、実験中に瞳孔中心位置や瞳孔径などの算出結果の確認が可能となった。
- 眼球映像の記録方法を変更し、実験データの再検討が容易となった。
- ES-HMD の固定装置を変更した。
- 対光反応用の LED 制御用の回路を変更した。
- 集中力検査を追加した。

- 検査順序を変更した。

次章では、これらの変更を行った検査システムを評価するために行った実験および判明した課題点について述べる。

第 4 章 検査システムの精度評価と検査方法の課題抽出

本章では、作成したシステムの精度評価および設定した検査方法の問題点の抽出や検討を行うために行った実験について述べる。

4.1 検査システムの計測精度評価実験

4.1.1 実験の目的

改良した検査システムを用いた場合、どの程度の計測誤差を生じるかを把握する。具体的には瞳孔径や瞳孔中心位置が一定である擬似瞳孔を測定することにより、改良した検査システムを用いた場合にどの程度の誤差が生じるかを調査する。

4.1.2 実験の方法

図 4.1 に実験方法の概要図を示す。

実際の瞳孔径とほぼ同じ大きさの直径 5.0mm の円形状の穴が開いた板を擬似瞳孔として用いる。改良した検査システムを用いて擬似瞳孔を約 10 秒間、300 フレーム分を計測する。

また、眼球撮影用の赤外線 CCD カメラには焦点距離が設定されているが、焦点距離の差による画像の鮮明さの違いが、どの程度測定に影響するのかを調べるため、擬似瞳孔から ES-HMD までの距離を変化させる。実際に装着した際に取りうる値からやや幅を持たせ、10mm から 40mm までの 10mm ごとに計測する。

また、瞳孔映像の撮影は両眼に対してそれぞれ別々の赤外線 CCD カメラを用いている。そのため、左右の赤外線 CCD カメラ間の性能差により左右間で計測精度において差が生じる可能性が考えられる。そこで、各測定は左右両眼に対して行う。測定回数は各距離ごとに 5 回繰り返す。

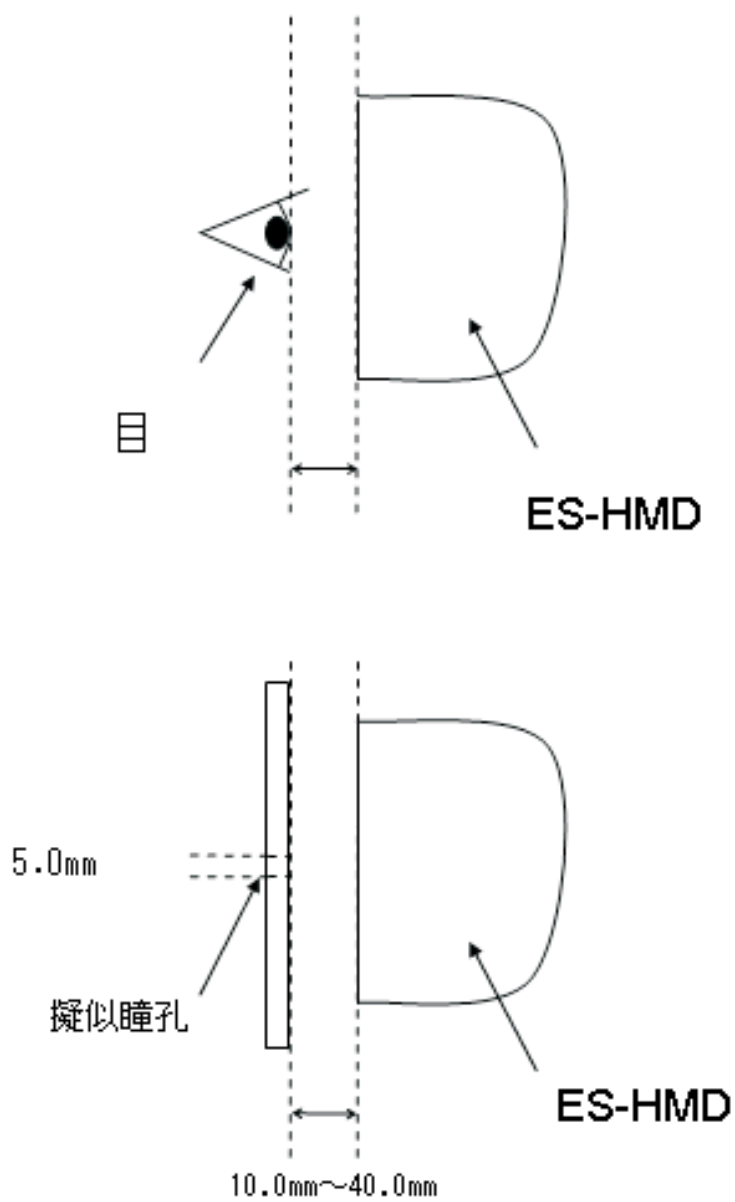


図 4.1: ES-HMD と擬似瞳孔の位置

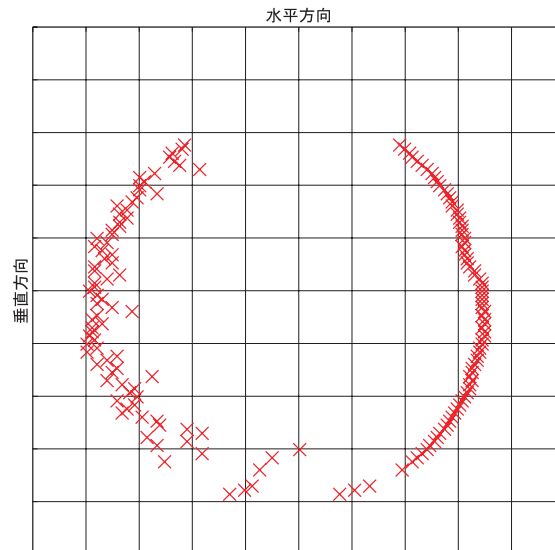


図 4.2: 瞳孔形状データ

4.1.3 実験結果と考察

図 4.3 は 5 回の擬似瞳孔径測定値の平均値を各距離ごとに求めたものである。図 4.4 および 4.5 は各距離における 5 回の測定値の標準偏差を求めたものである。なお、このときの計測時の周囲の照度はおよそ 2lux であった。

各距離ともに計測誤差は瞳孔径に対して 1 % 未満であった。これは昨年度と同程度の誤差であり、瞳孔径に対して大きく影響するほどではないと考えられる。また、左右のカメラの性能差による精度の差は、やや左目のほうが標準偏差が大きいことがわかった。

X 軸および Y 軸の精度では、左右両眼ともに Y 軸方向の方が標準偏差が大きい。この理由は、瞳孔輪郭形状抽出アルゴリズムの特性によるものと考えられる。本研究で用いた瞳孔輪郭形状抽出アルゴリズムでは、眼球映像の X 軸方向に対してのみ走査を行っていた。そのため、瞳孔形状において図 4.2 のように、瞳孔中心から真上方向と真下方向の点が左右方向に比べて正確に取得できない。従って、X 軸方向に比べ Y 軸方向の標準偏差が大きくなったと考えられる。

表 4.1: ES-HMD の精度実験

距離 (mm)	瞳孔径 平均 (dot)	瞳孔中心位置 X 軸標準偏差 (dot)	瞳孔中心位置 Y 軸標準偏差 (dot)	瞳孔径 標準偏差 (dot)
10	42.30	0.221	0.298	0.359
20	34.22	0.294	0.289	0.253
30	31.09	0.211	0.249	0.156
40	25.22	0.115	0.168	0.093

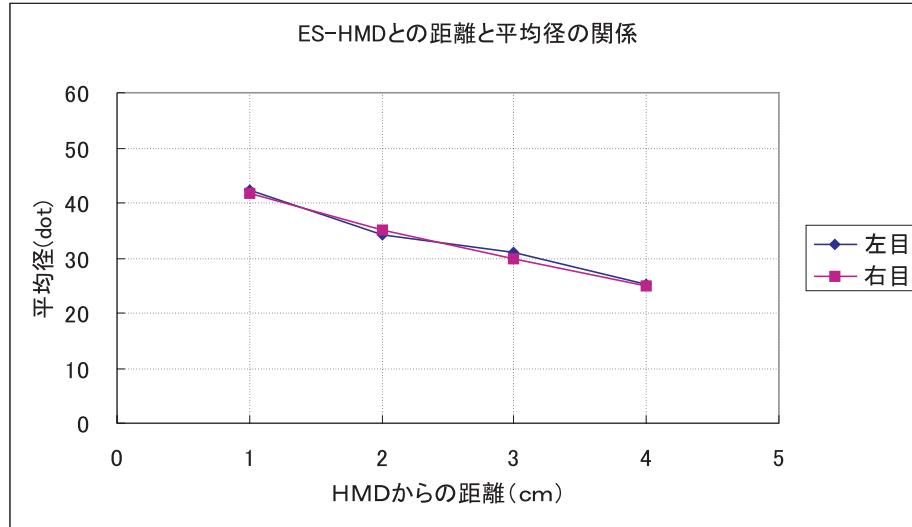


図 4.3: 各距離における瞳孔径の平均値

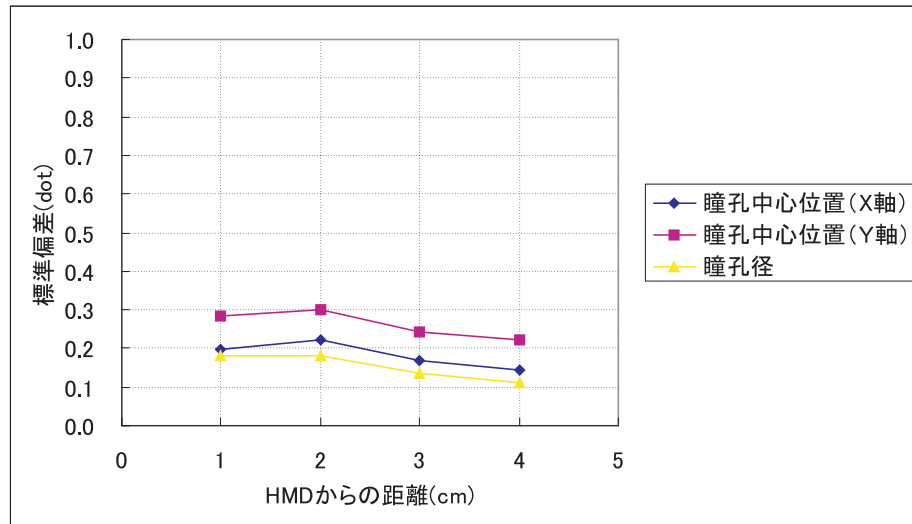


図 4.4: 各距離における瞳孔径と瞳孔中心位置の標準偏差 (右目)

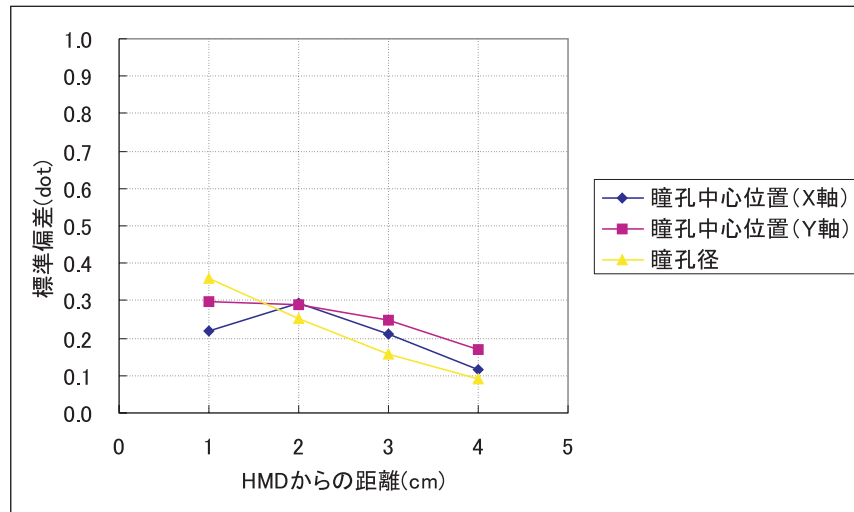


図 4.5: 各距離における瞳孔径と瞳孔中心位置の標準偏差 (左目)

4.2 検査方法に関する課題点の抽出実験

4.2.1 実験の目的

実験の目的は以下の3点である。

- 本研究で構築した検査システムが、設定したすべての検査内容を問題なく行えるかを確認する
- 設定した実験環境や実験手順に関する課題点を抽出する
- 実験の結果を元に検査方法の再検討を行う

4.2.2 実験方法

実験の手順は以下の通りである。

1. 実験開始時刻を記録する。
2. 160lux 程度の明るさの部屋において、被験者に口頭で簡単なアンケートを行い、回答を記録する。昨年は質問紙を用いて被験者に記述による回答を得ていた。しかし、本研究で口頭に変更した理由は、記述方式では回答の詳細な内容や不明な点について、詳しい情報を引き出せないためである。質問内容は、年齢、性別、視力、現在の心身状態、睡眠障害の有無、視覚系異常の病歴、暗所恐怖症であるか

についてである。また、測定中はなるべく瞬目をしないように被験者に指示しておく。付録 B に実際のアンケート項目を記す。

3. カーテンで遮光された 2lux 程度の室内で被験者に 1 分間安静にしてもらい、暗順応させる。1 分間に変更した理由は 3 章で述べた通りである。
4. 被験者に ES-HMD を装着してもらい、装着時の状態に慣れてもらうため、約 1 分間順応させる。
5. 被験者に対して検査を行う。検査順序は注視検査、集中力検査、追従検査、対光反応検査の順である。
6. 被験者に「実験中に眠気を感じたか」、「固定装置に違和感を感じたか」、「課題が理解しにくかったか」、「課題の遂行は困難であったか」、「実験に対してどんな問題点を感じたか」についての質問をする。

4.2.3 検査内容

各検査内容の詳細を以下に述べる。

注視検査 この検査は昨年度も問題が見つからなかったため、特に変更点は無く、昨年度と同じく以下のような検査内容である。黒い背景に十字型の注視指標を提示し、十字の中心(交点)を注視するように求める。実際の提示画面を図 4.6 に示す。その間の瞳孔中心位置の変化を測定する。計測時間は 10 秒間である。

集中力検査 注視検査と同じく黒い背景に十字型の注視指標を提示し、十字の中心(交点)を注視するように求める。ただし、被験者の注意をそらすために、計測開始後 3.0 秒後から 2.0 秒ずつ動物や果物などの画像が注視指標とは別の場所に提示される。実際の提示画面の例を図 4.7 に示す。動物などの画像の提示場所は、常に同じ場所で十字型の注視指標の左上である。提示位置は、画面下側に提示した場合に、被験者の瞼のために眼球が鮮明に撮像できない可能性があるため、画面上側になるように設定している。なお、提示場所や提示画像の内容をランダムに変更して表示することなども考えられたが、実験結果が提示内容に依存する可能性があり、結果の解析が非常に困難となるため、今回は表示位置を固定することにした。また、被験者には別の場所に画像が提示されるということを検査前にあらかじめ伝えておき、十字の中心だけを注視し続けるように求め、この間の瞳孔中心位置の変化を測定する。測定時間は 10 秒間である。

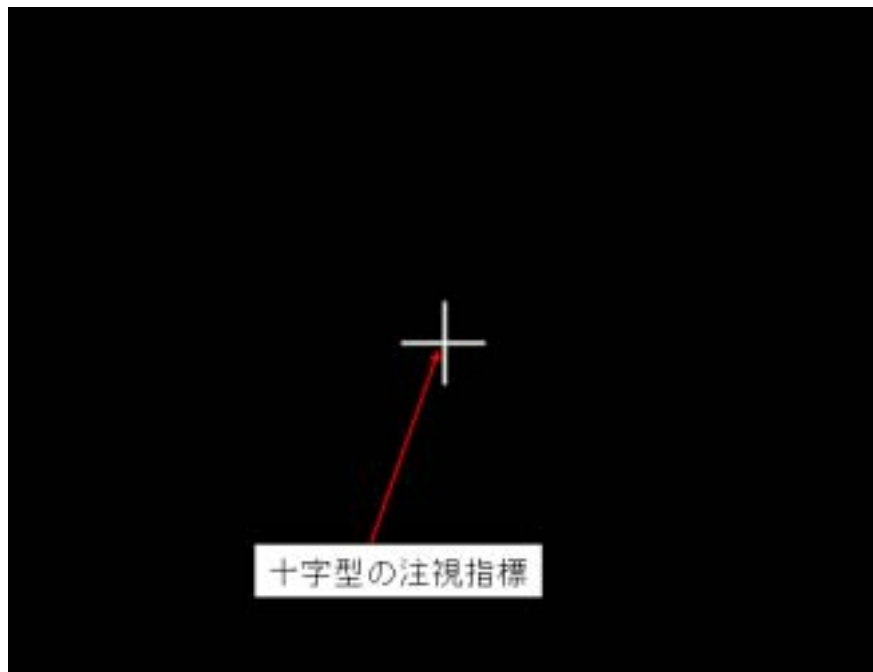


図 4.6: 注視検査で被験者へ提示する画面



図 4.7: 集中力検査での被験者への提示画面

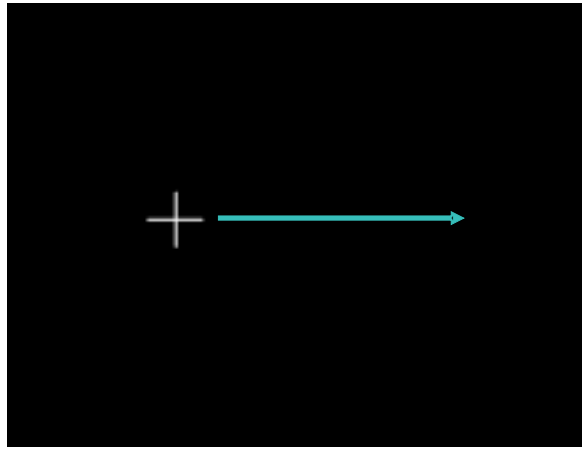


図 4.8: 追従検査での被験者への提示画面

追従検査 十字型の注視指標が画面左端から右端へと運動し、画面右端へ来たときに測定を終える。これを速度を変えて数回繰り返す。なお、十字型の注視指標が運動する速度は、追従可能な速度がどの程度かを調べるため 0.05dot/msec 、 0.1dot/msec 、 0.5dot/sec 、 1dot/msec とする。測定時間は十字型の注視指標が画面右端に来た時点まで、すなわち 0.005dot/msec が約 13 秒、 0.01dot/msec が 7 秒、 0.5dot/msec が 2 秒、 1dot/msec が 1 秒である。

対光反応検査 被験者に全面黒い画面を提示する。このとき、なるべく画面の中央を見ってもらうように指示する。測定開始後、3.0 秒後に ES-HMD に取り付けられた光刺激用 LED を 100 ミリ秒間発光させ、この間の瞳孔径の変化を測定する。測定時間は 10 秒間である。

被験者 被験者は視覚に特に異常がない成人 3 名であった。

4.3 実験で判明した問題とその解決策

4.2 で行った実験からいくつかの問題が判明した。以下、それぞれの問題点とその解決のための方策について述べる。

4.3.1 提示画面の確認

アンケートの結果、特に追従検査などで、頭部の固定位置によっては画面の端が見えにくかったという回答があった。そこで、提示画面が完全に見えるように ES-HMD

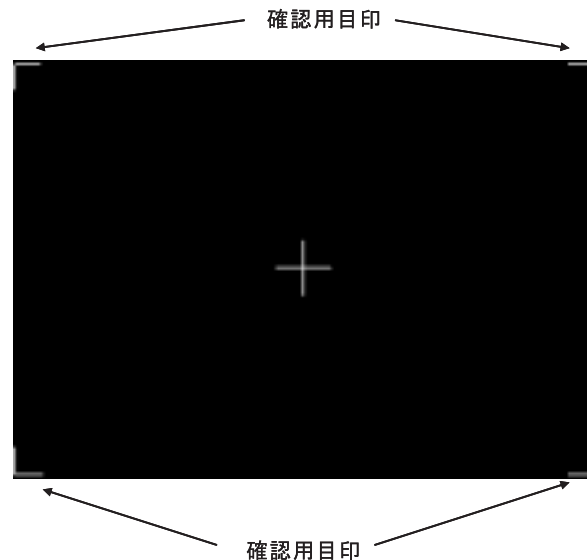


図 4.9: 画面確認用の提示画面

の向きが適切に調節されているかどうかを確認することにした。すなわち、図 4.9 のような画面を検査前に提示し、画面の四隅が見えているかどうかを被験者に確認してもらうことにした。

4.3.2 検査項目の再検討

実験の結果から、追従検査での十字型の注視指標の運動方法や、集中力検査における提示映像の変更を行うことにした。以下、各変更点の詳細について述べる。

追従検査の画面提示方法の検討 追従検査は他の検査に比べて長時間の測定であるが、できる限り注視指標の追従時における瞬目を減らしたい。しかし、長時間であるため検査中ずっと瞬目をしないように被験者に求めることは難しい。そこで検査の途中である程度の休息をとれる時間が必要である。また、測定開始後、十字型の注視指標が突然画面左端に提示されて運動し始めるため、図 4.10 のように、測定開始後は被験者が注視指標を追従できないということが確認された。

そこで、以下のような提示方法に変更した。図 4.11 に変更内容を示す。

1. 十字型の指標が左から右方向へと運動する
2. 画面右端に十字型の指標が到達するとその場所で 1.0 秒間停止する
3. 画面左端に十字型の指標が 1.0 秒間、停止した状態で提示される

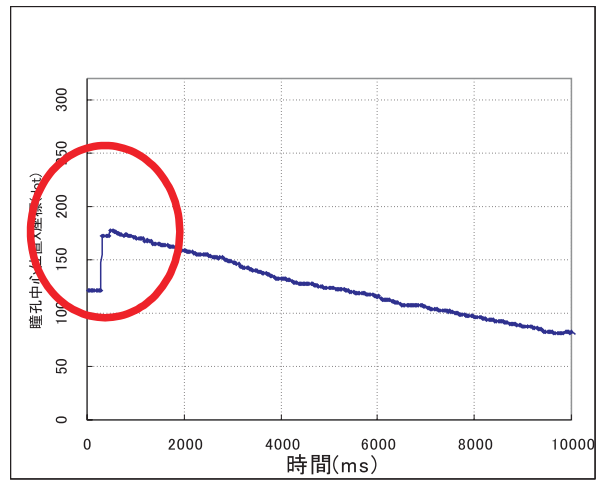


図 4.10: 計測直後の被験者の目の動き

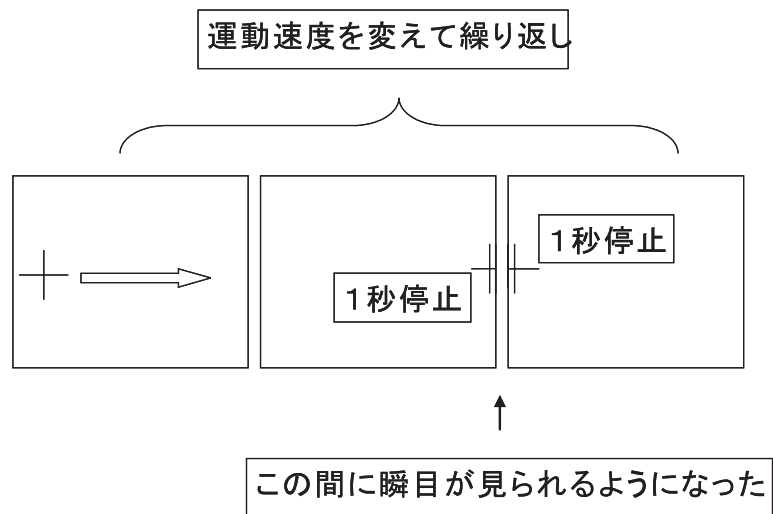


図 4.11: 追従検査での被験者への提示画面

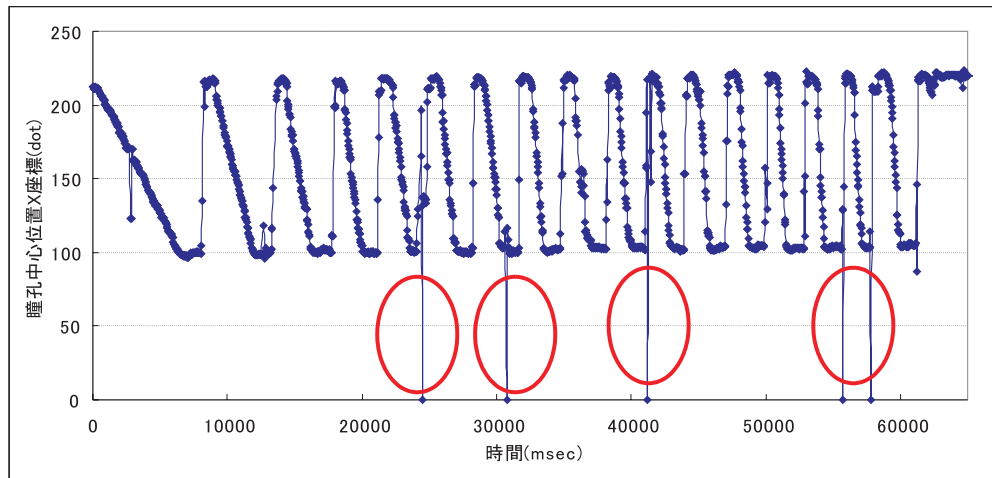


図 4.12: 改良した追従検査の実験結果

4. 再び十字型の指標が左から右方向へと速度する

被験者への質問の結果、0.5dot/msec では追従はできたが、1dot/msec では速すぎて追従が出来ないという回答が得られた。そこで、0.5dot/msec 周辺を詳しく調べることにした。また、十字型の指標の運動速度が速くなってくると、画面幅が一定であるために運動速度が遅いときに比べて計測時間が短くなってしまう。そこで、運動速度が速くなるにつれて数回繰り返すことにした。

以上から移動速度および繰り返し回数は、0.1dot/msec、0.2dot/msec、0.3dot/msec でそれぞれ1回ずつ、0.4dot/msec、0.5dot/msec、0.6dot/msec、0.7dot/msec でそれぞれ2回ずつ、0.8dot/msec、0.9dot/msec でそれぞれ3回ずつとした。

この方法で再度実験した結果の一例を図 4.12 に示す。図の赤丸で囲んだ部分からわかるように、十字の注視指標が運動を終えてから、被験者が瞬目行おうようになったことがわかる。これによって、注視指標の運動中に瞬目をする割合が減り、必要な実験データに対する瞬目の影響の削減と被験者への負担の軽減が行えるようになった。

提示映像を変更した集中力検査の追加 先に述べたように、画像を次々と提示する方法では定量化に問題がある。そこで、画像を提示する代わりに、図 4.13 のように白い円が次第に拡大していく映像を提示する検査を追加することにした。これは、前に述べた画像を提示する検査内容に対して、被験者への刺激が時間経過と共に次第に大きくなることをねらったものである。被験者が反応した円の半径によって定量化を行う。

円は測定開始の 3.0 秒後から、1dot/30msec で半径が拡大していく。円の中心座標は画面の左上端点を座標原点として (100,100) の位置である。計測時間は 10 秒間とする。

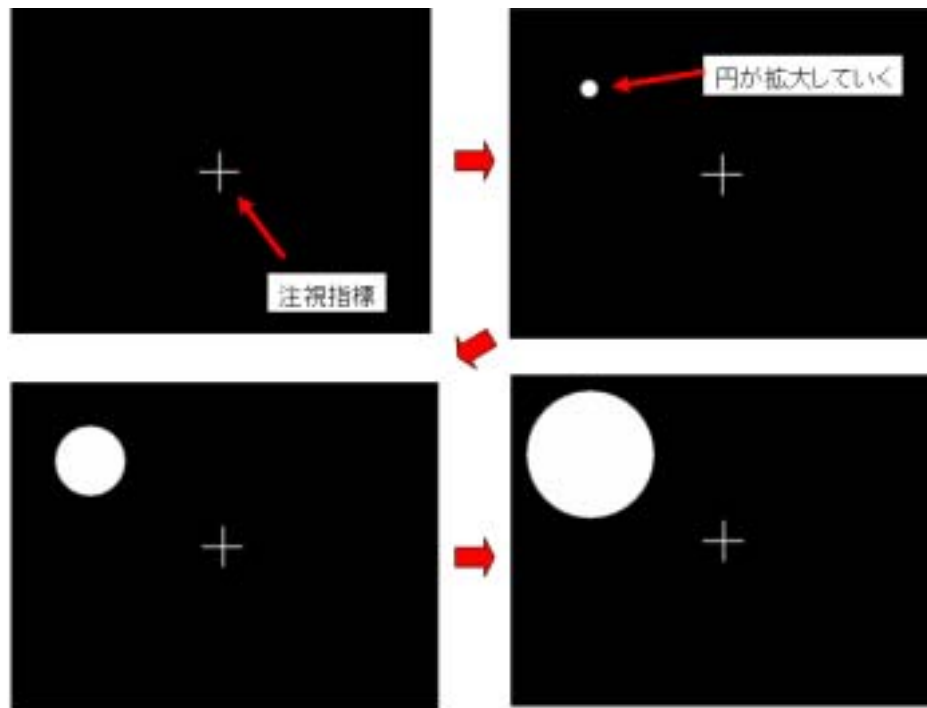


図 4.13: 集中実験 (円) の提示画面

以後、拡大する円を提示する集中力検査を集中力検査 (円)、動物などの画像を提示していく集中力検査を集中力検査 (画像) とする。

4.3.3 外光の遮断方法の検討

予備実験の結果、周囲の明かり (ノート PC のディスプレイや周囲の電気機器に取り付けられた LED) が気になった、というアンケート結果が得られた。周囲の照明環境は瞳孔径に影響を与えるため、対光反応検査において適切な測定データを得られない可能性がある。そこで、照明環境を一定するために何らかの対策が必要である。被験者の周囲の照明環境を一定にするため、以下の 2 つの方法を検討した。

A. 頭部を布で覆う ES-HMD に外光を遮断する程度の布を取り付けて被験者の頭部を覆うことにより、外光を遮断する。

長所 ES-HMD に布を取り付ける単純な方法であり、実験に必要な空間は変わらない。

短所 被験者が児童である場合、実験中に布をはずしてしまう可能性があり、その際に周囲の明かりを見てしまう可能性がある。また、布の接触感が被験者にとって違和

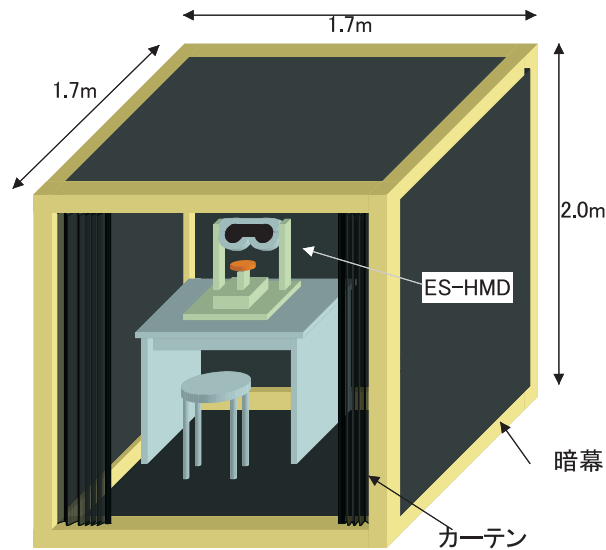


図 4.14: 作成した暗室

感がある可能性がある。他に、周囲が見えないために恐怖心が起こる可能性がある。

B. 暗幕で囲われた小部屋を作る 暗幕で囲われた小部屋の中で検査を行う。

長所 完全に周囲が見えないわけではなく、ある程度は周囲が見えるため恐怖心が起こりにくいと考えられる。また、どの被験者に対しても比較的同じ環境で実験を行うことができる。さらに、被験者への物理的接触がないため抵抗感が減り、検査に集中できる。

短所 設置に場所を要する。また、可搬性が悪い。

本研究では、物理的接触による影響を除くために、方法 B の暗幕で覆われた小部屋によって外光を遮断する方法を採用した。作成した暗室の構造を図 4.14 に示す。作成した暗室のサイズは縦 1.7m、横 1.7m、高さ 2.0m である。これは、被験者が児童であった場合、一人で暗室に入ることにより心理的な負担がかかる可能性があり、実験結果に影響を与える可能性がある。そこで被験者の心理的な負担を取りのぞくために、保護者が同伴できるような広さとした。図 4.15 に保護者同伴での実験環境のイメージ図を示す。

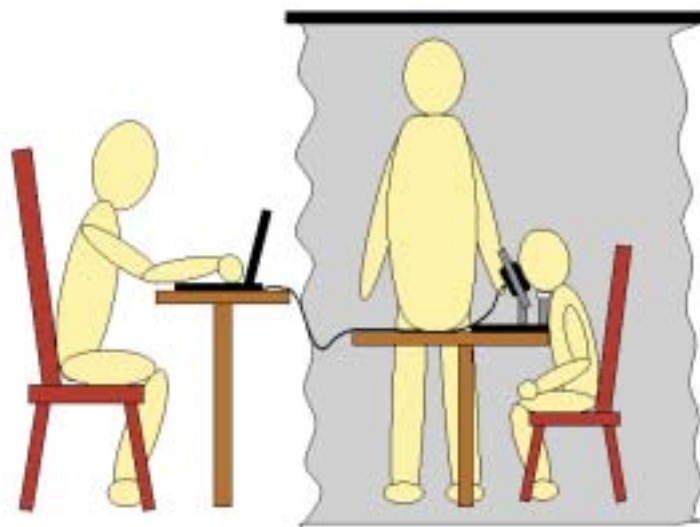


図 4.15: 児童を対象とした実験の予定図

4.4 まとめ

本章で行った内容について以下にまとめる。

- 擬似瞳孔を用いた実験によって、本研究で作成した検査システムが高い精度で測定可能であることが判明した。
- 追従検査での十字型の運動指標の提示方法における問題点の改良を行った。
- 円が拡大していく映像を提示する集中力検査を追加した。
- 外光の遮断方法の検討と暗室を作成した。

第 5 章 設定した検査内容における健常者の一般特性の把握実験

5.1 実験の目的

将来的にスクリーニング検査に用いる指標を決定するために、脳機能障害の患者と健常者の差異を取得しなければならない。そのためには、脳機能障害の患者に対する比較元として健常者の一般特性が必要である。4 章までで述べた実験環境および計測システムを用いて健常な成人を対象とした実験を行った。以下の 3 点がこの実験の目的である。

- 4 章までに述べた改良を行ったシステムが所定の検査を行えるかを確認する
- 健常な成人男性における設定した検査内容に対する反応の一般傾向を調査する
- 多人数を測定する上での問題点を抽出する

5.2 実験手順

4 章までに述べた検査、すなわち注視検査、集中力検査 (円)、集中力検査 (画像)、追従検査、対光反応検査を行う。実験手順を以下に示す。

1. 実験開始時刻を記録する。なお、前述したように覚醒度の低下の影響を避けるため、実験時間は午後 2 時～3 時頃を避けた。
2. 明るい部屋 (約 190lux) において、被験者に口頭で質問を行いその回答を記録する。質問内容は、年齢、性別、視力、現在の心身状態、睡眠障害の有無、視覚系異常の病歴、暗所恐怖症であるかについてである。このアンケート内容を付録 B に示す。また、測定中はできるだけ瞬目をしないように被験者に求める。
3. カーテンで遮光された実験室 (照度-2lux 程度) において、約 1 分間、被験者に暗順応してもらう。この実験室は 4.3.3 に述べたものである。

4. 被験者に ES-HMD を装着してもらい、装着時の状態に慣れてもらうために約 1 分間の順応時間を設ける。
5. ES-HMD の提示画面に 4.9 で述べた確認用画面を提示して被験者に確認用画面の 4 隅が見えることを確認する。また、実験時間短縮のためにこの間に実験者は、眼球映像の 2 値化のしきい値を調整する。
6. 被験者に対して検査を行う。検査順序は先に述べたように注視検査、集中力検査 (円)、集中力検査 (画像)、追従検査、対光反応検査の順で行う。各検査はそれぞれ 5 回ずつ行う。
7. 被験者に明るい部屋で実験の感想を口頭で回答してもらう。質問内容は、実験時に眠気を感じたか、実験装置に違和感を感じたかどうか、課題が理解しにくかったか、課題の遂行は困難であったか、実験に対して感じた問題はどのようなことか等である。また、被験者が ADHD の患者ではないことを確認するために DSM-4 の質問紙について回答してもらう。付録 A に実際におこなった DSM-4 の質問紙の内容を示す。

なお、ES-HMD は眼鏡をかけたまま装着可能であるが、本研究では眼鏡のレンズによるノイズの混入および眼鏡が ES-HMD の固定装置に接触してしまい計測時に障害となる可能性を考慮し、眼鏡をはずしてもらった状態で測定した。念のため、確認画像提示時に十字の交点をはっきり見えていることを全員に確認をとる。

被験者は、20 歳から 40 歳までの成人 20 名であった。

5.3 実験結果と考察

図 5.1 に実験中の様子を示す。実験室に入ってから計測時間は一人およそ 15 分程度であった。アンケートも含めた実験全体の時間はおよそ 20 分程度であった。昨年度は暗順応に際して 10 分ほど必要で、3 つの検査を一度行うだけであり検査全体として 20 分ほど必要であったが、本研究の検査順序や眼球画像のしきい値の設定方法の簡易化によって、ほぼ同じ時間で計測回数や検査内容を増やすことができた。

被験者へのアンケートの結果を付録 C に示す。DSM-4 による質問紙への回答の結果、被験者は全員、ADHD の基準に当てはまらなかった。また、アンケートの結果、本検査を行う上で特に支障があると考えられる視覚系の異常もなかった。以下、各検査の結果と考察を述べる。



図 5.1: 実験室内での検査の様子

5.3.1 注視検査

計測シーケンス 計測開始後、黒い背景の画面の中央に十字型の注視指標を提示し、十字の交点を注視するように求める。その間の被験者の瞳孔中心位置の変化を測定する。測定時間は 10 秒間であった。詳細は 4.2.3 で述べたとおりである。

結果と考察 各被験者に対して、5 回の測定についてそれぞれ瞳孔中心位置の標準偏差 $s_1 \sim s_5$ を求めた。 $s_1 \sim s_5$ の平均値を $\bar{s}$ とする。全被験者の $\bar{s}$ の平均値 a は右目が 3.18dot、左目が 3.68dot であった。また、 $\bar{s}$ のバラツキを調べるため全員の $\bar{s}$ について標準偏差 u を求めたところ、右目が 1.37dot、左目が 1.44dot となった。表 5.1 に結果を示す。なお、記録した眼球映像を確認し、瞬目時のデータは除外した。

すべての被験者について記録した眼球映像を確認したところ、明らかに眼球運動を行っている被験者はいなかった。結論として、健常な成人においては 10 秒間の一点を注視することは可能であった。

また、全体として右目よりも左目の計測時のほうが標準偏差の値が大きかった。これは 4.1 で述べたように検査システムの赤外線 CCD カメラ等の眼球撮像系が左右でやや性能差があることが原因である可能性がある。実際に検査時に眼球映像を確認した際にも、眼球映像は右目の方がやや明るめであり、瞳孔に対してノイズとなりやすい影の部分が少なく、瞳孔輪郭と 2 値化によって抽出された瞳孔輪郭形状の点は一致し

表 5.1: 注視検査結果

	左目 (dot)	右目 (dot)
a	3.68	3.18
u	1.44	1.37

ている率が高かった。

それぞれの被験者の各回の標準偏差 $s_1 \sim s_5$ とその平均値 $\bar{s}$ および標準偏差 b を求めた結果を付録 D に示す。以下、結果に特徴のあった被験者について調べた結果の詳細を述べる。

- 被験者 Q(開眼状態の差による算出失敗の例)

被験者 Q の 4 回目では、左目と右目で大きく標準偏差の値が異なっている。図 5.2、図 5.3 にグラフを示す。眼球映像を確認したところ、特に問題は見あらず、図 5.4 のように他に比べ、わずかに瞼が閉じている程度である。そこで瞳孔径の変化について調べた。被験者の瞳孔径変化についてのグラフを図 5.5、5.6 に示す。約 30msec の間に 30dot 以上の瞳孔径変化を起こしている部分が全体的に見られるが、眼球映像の確認によると実際には瞳孔径は変化していない。しかし、他の 4 回については、特に瞳孔径変化などに異常がないため、本研究で用いた瞳孔中心位置および瞳孔径の算出アルゴリズムでは、開眼状態が悪い場合、わずかな開眼状態の差によって急激に瞳孔輪郭形状がくずれ、算出した瞳孔中心位置等が大きく変化する可能性があることが判明した。なお、この被験者は実験当時の状態に関するアンケートに対して、非常に眠かった、と回答しており、そのため開眼状態が不十分であった可能性がある。

- 被験者 K(開眼状態が悪い例)

被験者 K において、全般に標準偏差が他の被験者に比べて大きい。そこで、記録した映像を確認した結果、瞬目や大きな眼球運動は見られなかった。つまり、実際に眼球運動によって瞳孔中心位置にバラツキが出たわけではないと考えられる。従って、これは図 5.7 のように、開眼状態が悪いために瞳孔輪郭形状を正確に抽出することができず、そのため瞳孔中心位置が正確に算出できなかったためであると考えられる。なお、この被験者は実験当時の状態に関するアンケートに対し

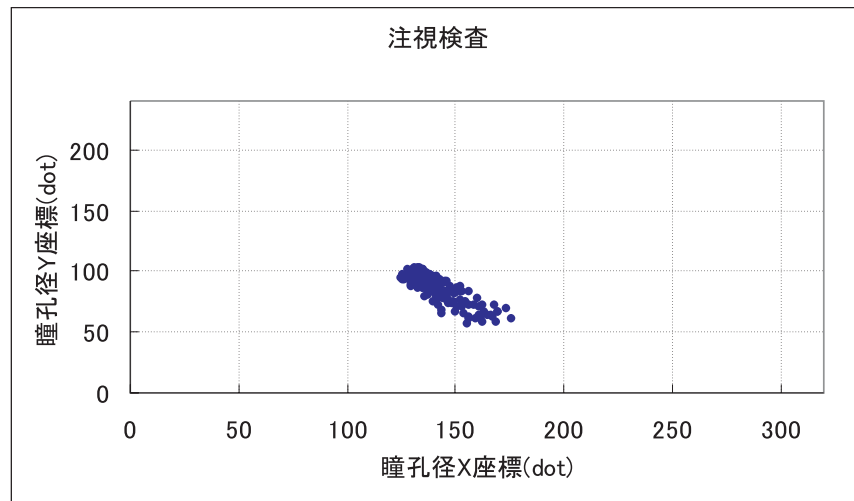


図 5.2: 被験者 Q の瞳孔中心位置 (左目)

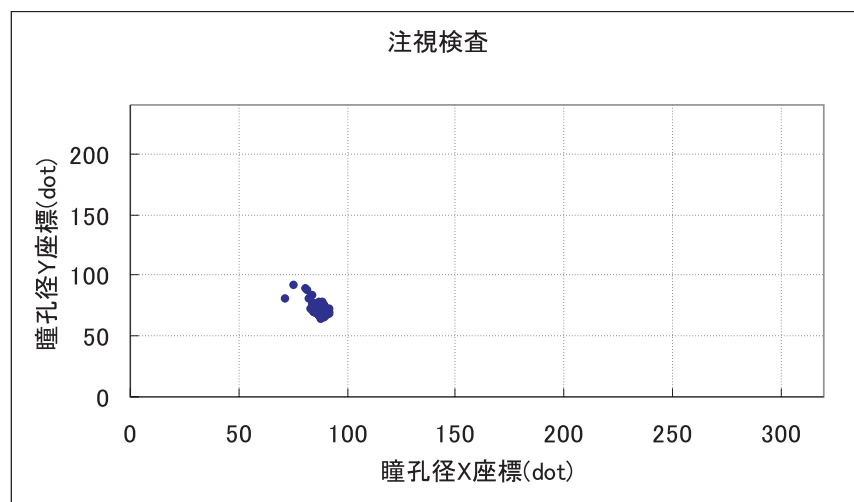


図 5.3: 被験者 Q の瞳孔中心位置 (右目)



図 5.4: 被験者 Q の眼球映像 (開眼状態の比較: 上図が 4 回目、下図が 1 回目、左図が右目、右図が左目)

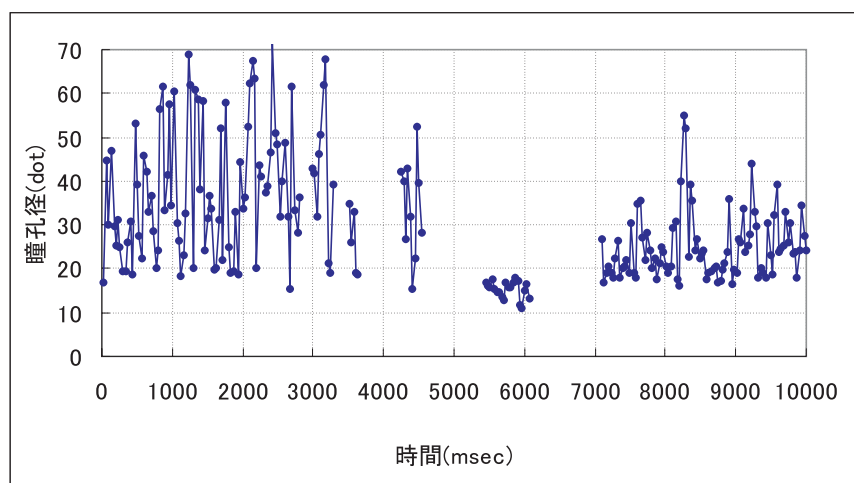


図 5.5: 被験者 Q の瞳孔径 (左目)

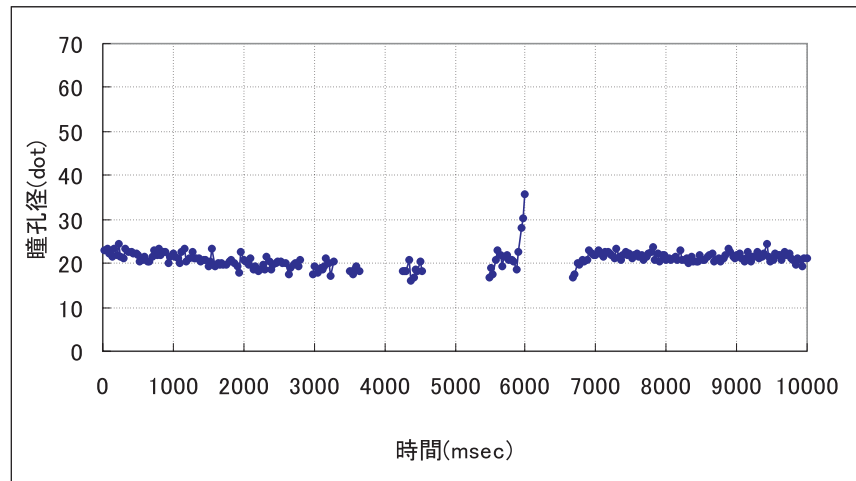


図 5.6: 被験者 Q の瞳孔径 (右目)



図 5.7: 被験者 K の眼球映像 (開眼状態の悪い例:左図が右目、右図が左目)

て、実験中に目が乾いた、と回答しており、そのため開眼状態が不十分であった可能性がある。被験者 K の注視検査の結果の一例を図 5.8、5.9 に示す。

- 被験者 O(頭部が動いた例)

被験者 O において、全般に標準偏差が他の被験者に比べて大きい。そこで、記録した映像を確認した結果、眼球映像全体がしばしば動いていることが判明した。つまり、被験者の頭部が十分固定できていないため眼球映像がずれ、あたかも瞳孔中心位置が変化したようになり、標準偏差が大きくなったと考えられる。図 5.10、5.11 にグラフ、図 5.12 に頭部が動く様子を示す。今回は、頭部の固定方法は 3.2.7 で述べたように、あごを固定する方法を採用している。しかし、この結果からわかるように、人によっては必ずしも頭部が十分に固定できるわけではないことが判明した。今後、固定方法をさらに検討するか、頭部の位置の移動に対応できる手法の開発が必要である。

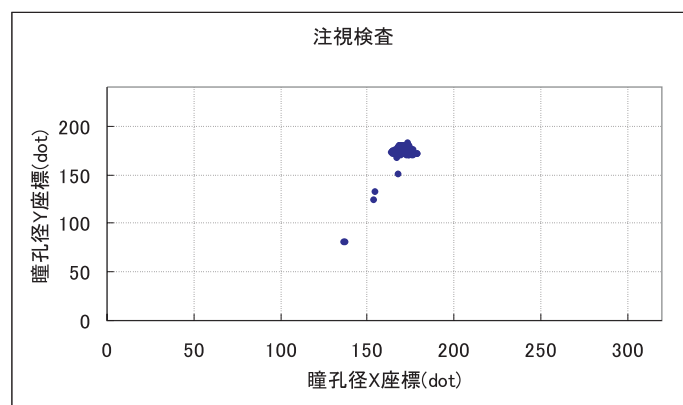


図 5.8: 被験者 K の結果グラフ (開眼状態の悪い例:左目)

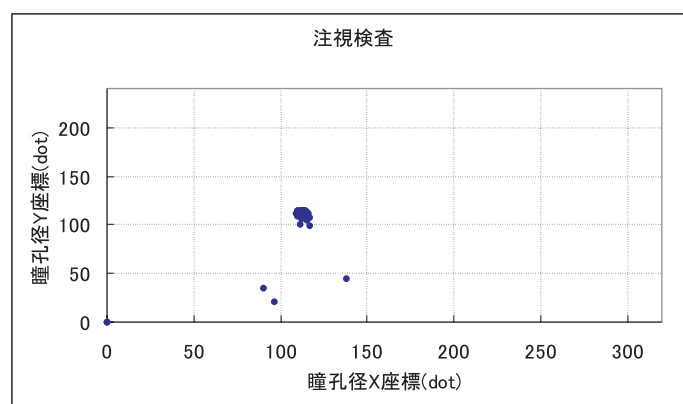


図 5.9: 被験者 K の結果グラフ (開眼状態の悪い例:右目)

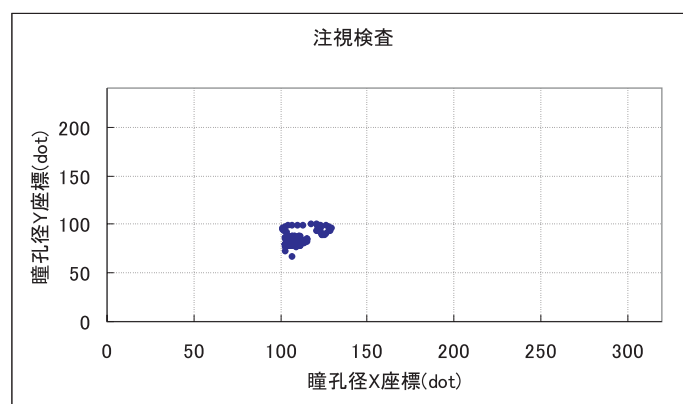


図 5.10: 被験者 O の瞳孔中心位置 (頭部が動いた例:左目)

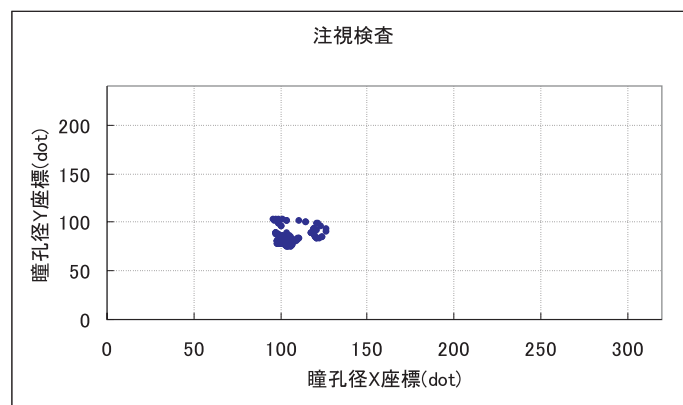


図 5.11: 被験者 O の瞳孔中心位置 (頭部が動いた例:右目)

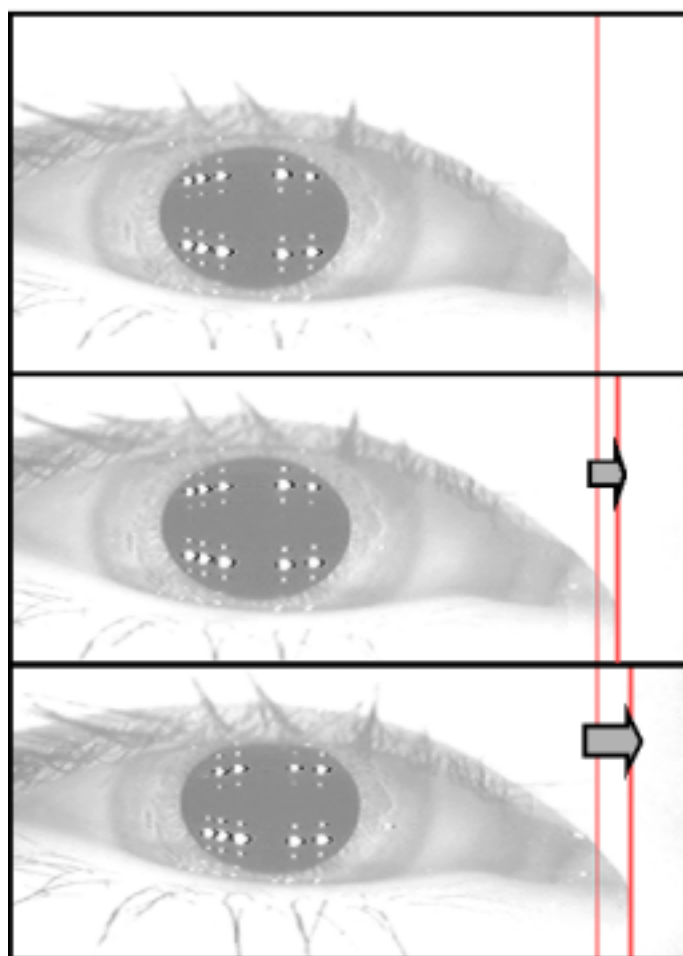


図 5.12: 被験者 O の眼球映像 (頭部が動く様子)

5.3.2 集中力検査 (円)

計測シーケンス 計測開始後、黒い背景の画面の中央に十字型の注視指標を提示し、十字の交点を注視するように求める。計測開始後 3.0 秒後から半径が 1dot/30msec で連続的に増えていく白い円を画面左上に提示する。画像が提示されることはあらかじめ被験者に伝えておき、十字型の注視指標を注視し続けるように求める。その間の被験者の瞳孔中心位置の変化を測定する。円の中心座標は画面の左上端点を座標原点として (100,100) の位置であった。測定時間は 10 秒間であった。

結果と考察 各被験者に対して、5 回の測定それぞれについて瞳孔中心位置の標準偏差 $s_1 \sim s_5$ を求めた。 $s_1 \sim s_5$ の平均値を $\bar{s}$ とする。全被験者の $\bar{s}$ の平均値 a は左目が 3.19dot、右目が 4.11dot であった。また、 $\bar{s}$ のバラツキを調べるため全員の $\bar{s}$ について標準偏差 u を求めたところ、左目が 1.30dot、右目が 2.29dot となった。表 5.2 に結果を示す。

なお、記録した眼球映像を確認し、瞬目時のデータは除外した。

注視検査と同じく、やはり右目に対して左目のほうが精度が高いことが読みとれる。また、左右両眼ともに各標準偏差の平均値は注視検査の値を上回っていた。これは、注視検査と比較して、注視を妨害する刺激が提示されたことによる無意識的な瞳孔中心位置の揺らぎの増加である可能性はあるものの、今のところ根拠となる十分なデータはない。

それぞれの被験者の各回の標準偏差 $s_1 \sim s_5$ とその平均値を $\bar{s}$ および標準偏差 b を求めた結果を付録 E に示す。以下、結果に特徴のあった被験者について調べた詳細を述べる。

表 5.2: 集中力検査 (円) 結果

	右目 (dot)	左目 (dot)
a	4.11	3.19
u	2.29	1.30

- 被験者 D(ノイズが影響した例)

被験者 D の 5 回目における右目の標準偏差が、他に比べてやや大きい。眼球映像を確認したところ、一時的に眼球映像にノイズがのっており、眼球映像の取得時

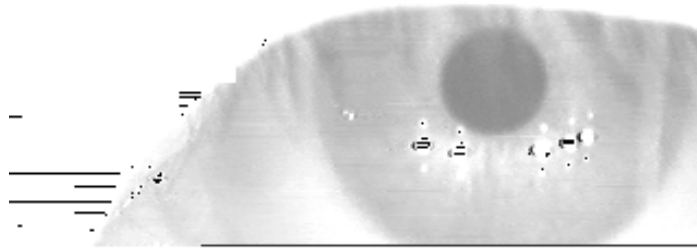


図 5.13: 被験者 D の眼球映像 (ノイズが影響した例)

になんらかの影響で赤外線 CCD カメラからの映像にノイズが混入されたと考えられる。図 5.13 にこのときの眼球映像を示す。このノイズのため、元の眼球映像から正確な瞳孔中心位置が得られず、他の 4 回に比べて大きいものと考えられる。

- 被験者 K (開眼状態が悪い例)

被験者 K は、2 回目の標準偏差に極端に大きな値が見られる。眼球映像を確認したところ、眼球はほとんど動いておらず、瞬目もおこなわれていなかった。瞳孔径を調べたところ、瞳孔径の急激な変化が見られることから、これは注視実験と同じく開眼状態が悪いため、瞳孔輪郭形状が正確に抽出できていないためであると考えられる。

- 被験者 O (頭部が動いた例)

また、同様に被験者 O においても、注視検査と同様に、頭部が固定できていないため瞳孔中心位置がずれていくことが確認された。

被験者 K や被験者 O の注視検査の結果と本検査の結果からわかるように、測定データに影響を与える原因は、被験者ごとにある程度の傾向が見られるようである。また、全員の計測時の眼球映像を確認したところ、明らかに円を見たと思われる極端な眼球運動をおこなった被験者は見られなかった。

表 5.3: 集中力検査 (画像) 結果

	右目 (dot)	左目 (dot)
a	3.13	4.55
u	3.71	1.30

5.3.3 集中力検査 (画像)

計測シーケンス 計測開始後、黒い背景の画面の中央に十字型の注視指標を提示し、十字の交点を注視するように求める。計測開始後 3.0 秒後から 2.0 秒間ずつ、画面左上に動物や果物の画像を提示する。画像が提示されることはあらかじめ被験者に伝えておき、十字型の注視指標を注視し続けるように求める。その間の被験者の瞳孔中心位置の変化を測定する。提示座標は画面の左上端点を座標原点として (100,100) の位置であった。測定時間は 10 秒間であった。

結果と考察 各被験者に対して、5 回の測定それぞれについて瞳孔中心位置の標準偏差 $s_1 \sim s_5$ を求めた。 $s_1 \sim s_5$ の平均値を $\bar{s}$ とする。全被験者の $\bar{s}$ の平均値 a は右目が 3.13dot、左目が 4.55dot であった。また、 $\bar{s}$ のバラツキを調べるため全員の $\bar{s}$ について標準偏差 u を求めたところ、右目が 1.30dot、左目が 3.71dot となった。表 5.3 に結果を示す。なお、記録した眼球映像を確認し、瞬目時のデータは除外した。

これらの値は集中力検査 (円) と a 、 u とともにほぼ同じ値であり、提示映像の差は健常者において、これらの値に関してはそれほど差は無い。

それぞれの被験者の各回の標準偏差 $s_1 \sim s_5$ とその平均値を $\bar{s}$ および標準偏差 b を求めた結果を付録 F に示す。以下、結果に特徴のあった被験者について調べた詳細を述べる。

- 被験者 G(照明による影響の例)

被験者 G では右目に対して左目が全体的に大きな標準偏差となっている。記録した映像を確認したところ、特に眼球運動も見られなかった。左目の画面端には赤外線 LED による照明状況が悪い部分があり、このため暗い部分ができてしまって瞳孔との判別が困難であった可能性がある。図 5.15 に眼球映像を示す。

- 被験者 K,Q(開眼状態が悪い例)

被験者 K ではやはり全体的に注視検査等と同じく標準偏差が大きめであり、映像を確認したところ、特に眼球運動は見られず、前に述べた 2 つの検査と同じように開眼状況が良くなかったためであると考えられる。同様に被験者 Q の 1 回目も開眼状況が悪いことが原因であると考えられる。

- 被験者 G(提示画像に反応した例)

すべての記録した映像を確認したところ、被験者 G のみ、1 回目の計測時だけ、提示された画像を見たと思われる眼球運動を行っていた。画像を見た時間と見られる眼球運動の起きた時間は、計測開始後およそ 3.5 秒から約 0.67 秒間 (約 20 フレーム) であった。図 5.14 に計測開始 1 秒後の画像と画像を見たと思われる時点での眼球映像を示す。

この測定時の左右両眼の標準偏差は右目が 12.9dot、左目が 14.1dot であった。他の被験者の標準偏差の平均値が 3.13dot、4.55dot であり、適当なしきい値を設定することで、実際に画像を見た場合と見なかった場合に対して判別することができる可能性はある。

しかし、開眼状態が悪い場合での標準偏差が 20dot や 10dot などが見られることを考慮すると、記録した映像を実際に確認しない限り、この値のみを用いて判別することは難しいと考えられる。

今後、開眼状態が悪い場合に現れる急激な瞳孔径の変化等の別のパラメータを用いることで、算出された瞳孔中心位置が実際の瞳孔中心位置を表しているかどうかを判別することや、他の計測指標を考案することによって問題を解決する必要がある。

なお、その他の被験者では、記録した映像を確認した所、肉眼で観測できるほどの大きな眼球運動は観察されなかった。そのため、健常な成人においては計測 1 回目などで一瞬だけ画像を見ることはあるものの、ほぼ注視を続けることができることがわかった。

5.3.4 追従検査

4.3.2 で述べたように計測開始後、十字型の注視指標が画面左端から右端へと移動する。画面右端に到達した注視指標は 1.0 秒間停止し、画面左端に 1.0 秒間提示される。その後、再び画面左端から右端へと移動する。

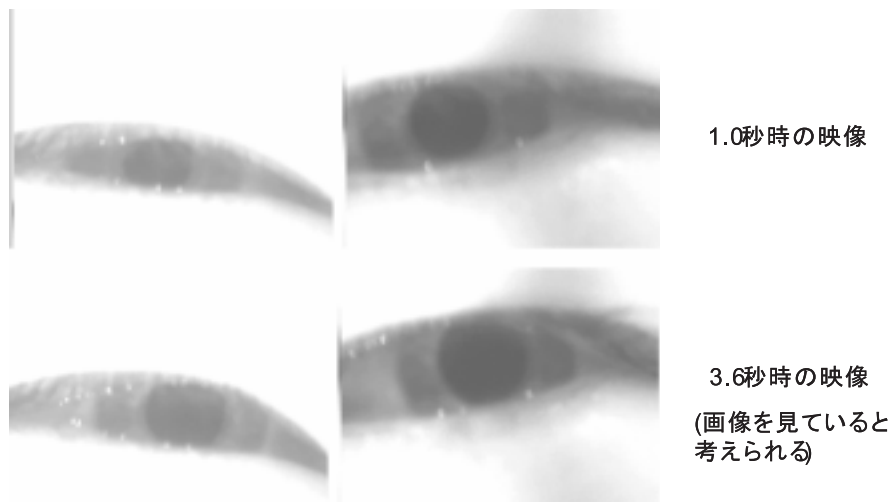


図 5.14: 被験者 G(眼球運動を行う前後の眼球映像)



図 5.15: 被験者 G の眼球映像 (照明状態の悪い例)

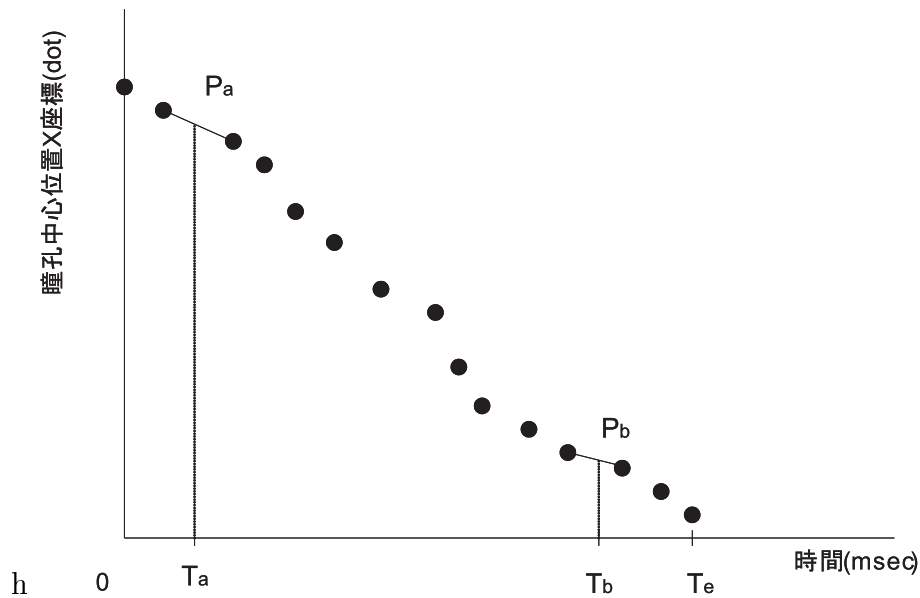


図 5.16: 追従運動での計測指標の算出 1

被験者には十字の交点を注視するように求める。注視指標の移動速度が速くなるにつれ、得られる計測データ量が少なくなるため、同じ速さで数回繰り返し測定した平均を取る。実際の移動速度および繰り返し回数は以下のものであった。

- 0.1dot/msec、0.2dot/msec、0.3dot/msec でそれぞれ 1 回ずつ
- 0.4dot/msec、0.5dot/msec、0.6dot/msec、0.7dot/msec でそれぞれ 2 回ずつ
- 0.7dot/msec、0.8dot/msec、0.9dot/msec でそれぞれ 3 回ずつ

結果と考察 追従検査では、各速度での移動開始時刻から画面端点に到達する時間までに区切り、以下の処理を行う。

- 注視指標の運動開始時刻と終了時刻をそれぞれ時間軸の原点および T_e とする (図 5.16)。
- T_e の 10 % および 90 % の点をそれぞれ T_a 、 T_b とする。
- T_a 、 T_b から時間軸に対して垂直な線と計測データを繋いだ直線との交点を P_a 、 P_b とする。
- P_a 、 P_b 間の Y 座標の差を r とする (図 5.17)。

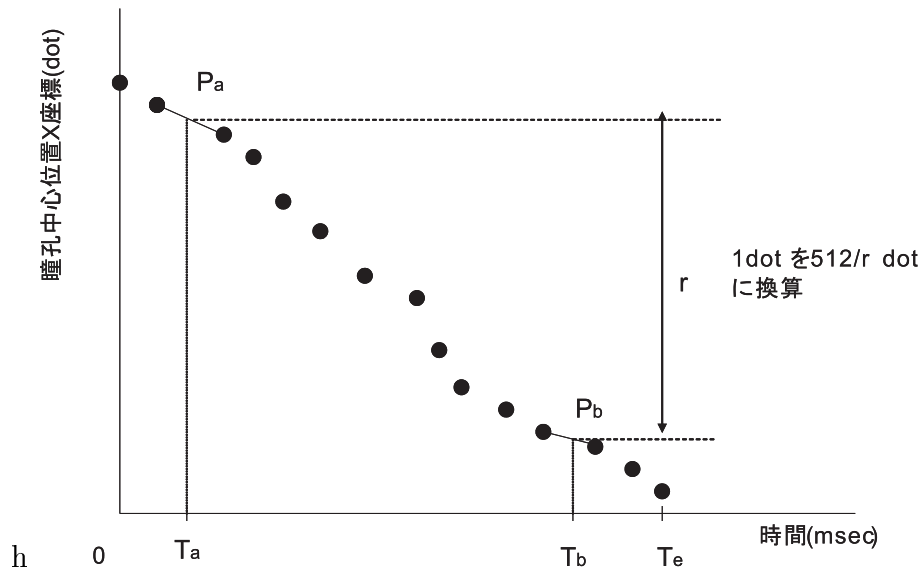


図 5.17: 追従運動での計測指標の算出 2

- Y軸の1dotを $\frac{512}{r}$ dot に換算(この512とはES-HMDの提示画面の解像度が640dotであり、運動開始から終了までの10%~90%の間であることを考慮し、640dotを0.8倍した値である)する。
- 各運動速度を元に注視指標の軌跡を求める(図5.18)。
- 各計測値 $X_k(k=1,2,3\dots n)$ とその時間の注視指標の位置との距離を d_n とする(図5.19)。
- 各計測値 $X_k(k=1,2,3\dots n)$ に対して $\sigma = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{k=1}^n d_k^2}$ を求める。

5回の計測での σ に対する平均値 $\bar{\sigma}$ を求めた。また、全被験者の各速度ごとの $\bar{\sigma}$ の平均値 μ を求めた。その結果、表5.4のようになった。それぞれの被験者の結果を付録Gに示す。

全体として注視指標の速度が速くなっていくにつれ、バラツキが大きくなっていくことがわかる。注視指標の速度が遅いときは5dot程度でそれほど問題無いが、速い時の標準偏差の値は80dot程度になり、瞳孔中心位置の変化に対して非常に大きなものとなっており、この値は被験者が注視指標に追従視できていないというよりも、別の理由である可能性が高い。

この方法では、 T_a と T_b のときの瞳孔中心位置によって換算を行うが、 T_a と T_b における瞳孔中心位置が、ノイズを含む場合、換算自体が大きく値が異なってしまう。また、

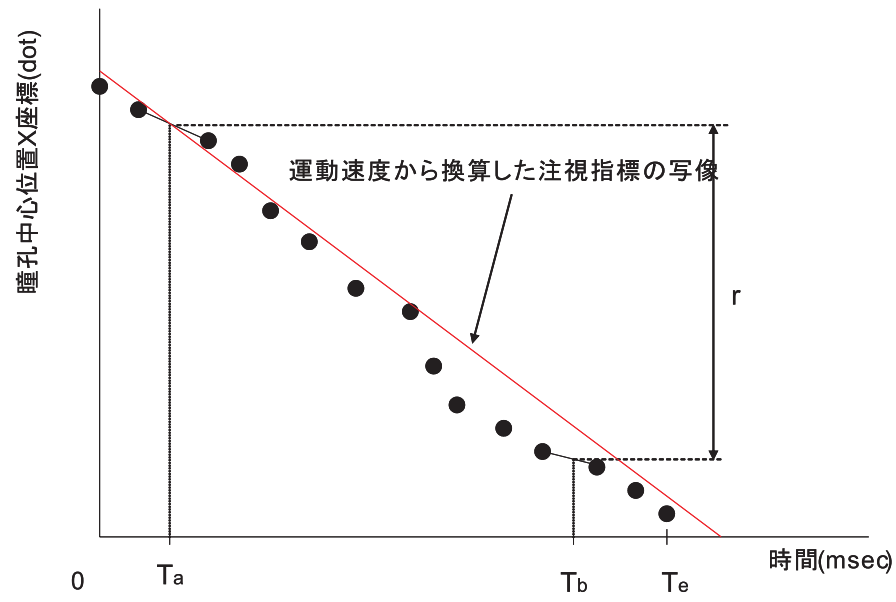


図 5.18: 追従運動での計測指標の算出 3

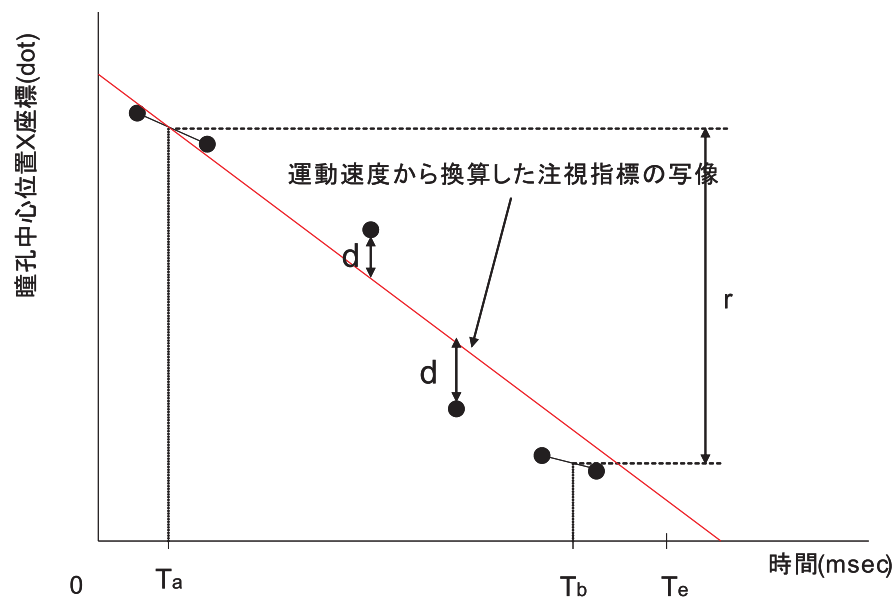


図 5.19: 追従運動での計測指標の算出 4

表 5.4: 追従検査結果

注視指標の速度 (dot/msec)	標準偏差の平均値 μ (dot)
0.1	5.02
0.2	21.4
0.3	33.4
0.4	47.5
0.5	62.7
0.6	73.7
0.7	80.5
0.8	73.6
0.9	73.8

計測データが比較的多い低速度の場合は各計測データ間の差はそれほどないが、注視指標の運動速度が速くなるにつれ、測定データ間の誤差は次第に大きくなってしまう。

また、低速の場合は被験者は注視指標の中心を注視できているが、高速になると予測し始める。このとき、注視指標の中心以外を見ているため、この方法では誤差を生じてしまう。これらの理由により、本検査における結果、瞳孔中心位置の変化に対して大きな標準偏差の値が得られた可能性がある。そのため、この解析方法では指標として用いることは、低速度の場合は問題がないが、高速度の場合には不適切であるということがわかった。

追従運動のグラフを見る限り、健常者ではほぼ直線的に瞳孔中心位置が移動していることがわかる。また、統合失調症患者などでは直線的な瞳孔中心位置の移動ではなく、階段状の注視になる^[21]。そこで、これを利用して直線状であるかどうかを計測指標として設定するなど、今後、追従検査での結果の評価の仕方を検討する必要があることが判明した。

その他、被験者 L などのように一度だけ注視指標に追従していない被験者もいた。図 5.20 にそのときのグラフを示す。被験者 L に追従しなかった理由を質問をしたところ、一瞬他のことを考えていて注視することを忘れた、という回答を得た。このように、場合によっては健常な成人であっても注視指標の追従視を行わない場合があるということが判明した。また、注視指標が動き始めた直後は、被験者は注視指標を追う

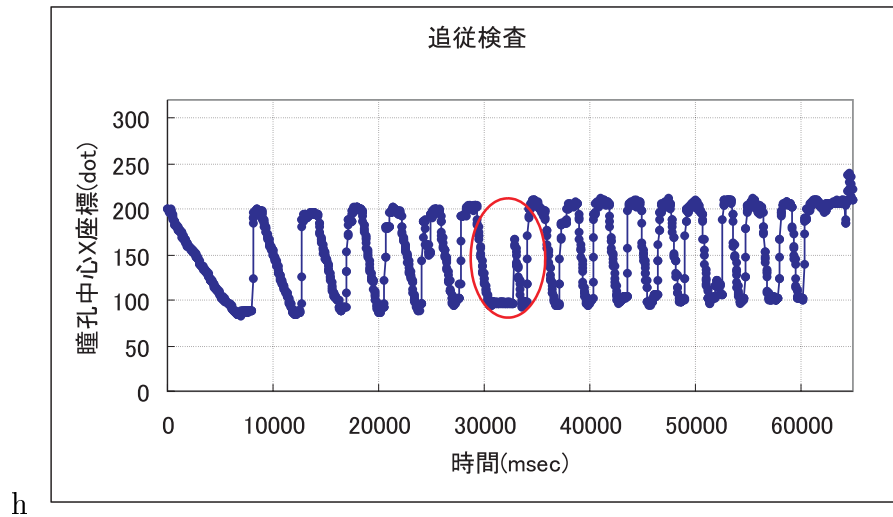


図 5.20: 被験者 L の追従運動

ことができていないということが、図 5.21 などから読みとれる。

図 5.22 のように、被験者によっては追従運動の瞳孔中心位置 X 座標の変化の範囲が、時間と共にすこしずつずれていく場合がある。実験中に、ES-HMD の撮像範囲からはずれたため、5 回の検査の途中で被験者に装着位置を修正してもらうことがしばしばあった。これらは、左方向から右方向へと十字型の注視指標が運動し、これを追従視するために無意識に顔面もわずかに追従方向へと動かしてしまう特性があるためと考えられる。これは、逆方向、すなわち右方向から左方向へと注視指標を運動させる実験を行うことによって確認できるだろう。

なお、図 5.23 のように、検査の最後では指標は運動していないのに眼球を一瞬動かしていることがしばしば見受けられる。このことから、0.9dot/msec 程度の速度では、被験者が注視指標の運動を予測して追従視しているということが判明した。今後、さまざまな速度で同様の実験を行うことにより、どの程度の速度から予測して追従視しているかを調べることも可能と考えられる。

被験者 K の追従の様子を図 5.24 に示す。特に異常があるわけではないが、目が乾いた、という結果を反映し、他の被験者に比べて瞬目が非常に多くなっていると考えられる。

5.3.5 対光反応検査

計測シーケンス 黒色で何も表示されていない画面を被験者に提示する。計測開始後 3.0 秒後に光刺激用 LED を 4 つ同時に 100msec 点灯させる。この間の瞳孔径の変化を

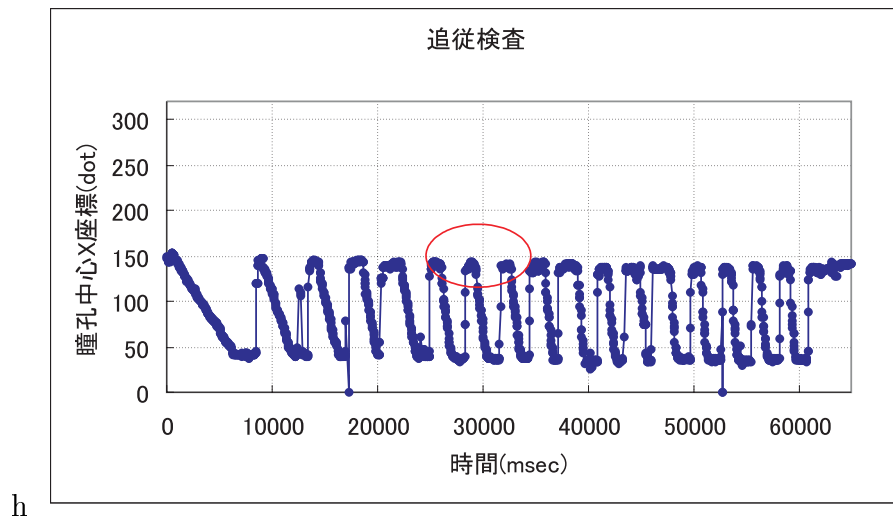


図 5.21: 注視指標の運動開始時に追従視できていない様子

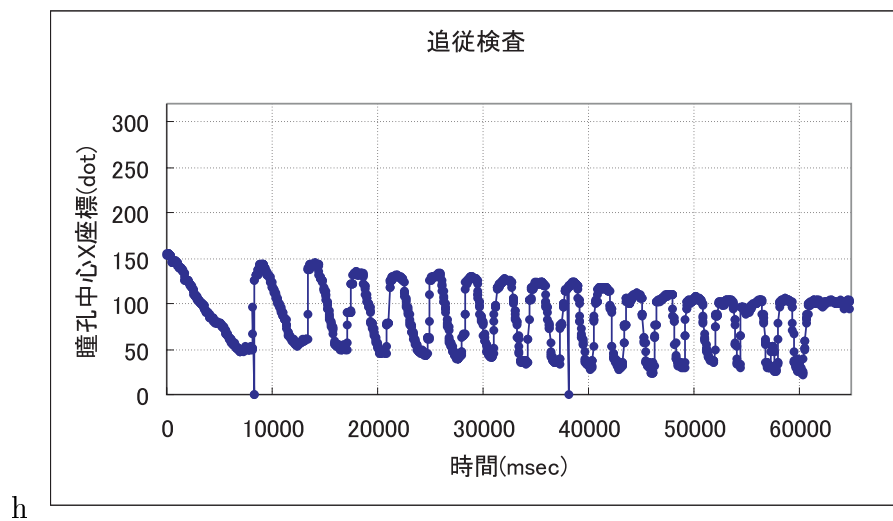


図 5.22: 瞳孔中心 X 座標の変化の範囲がずれていく様子

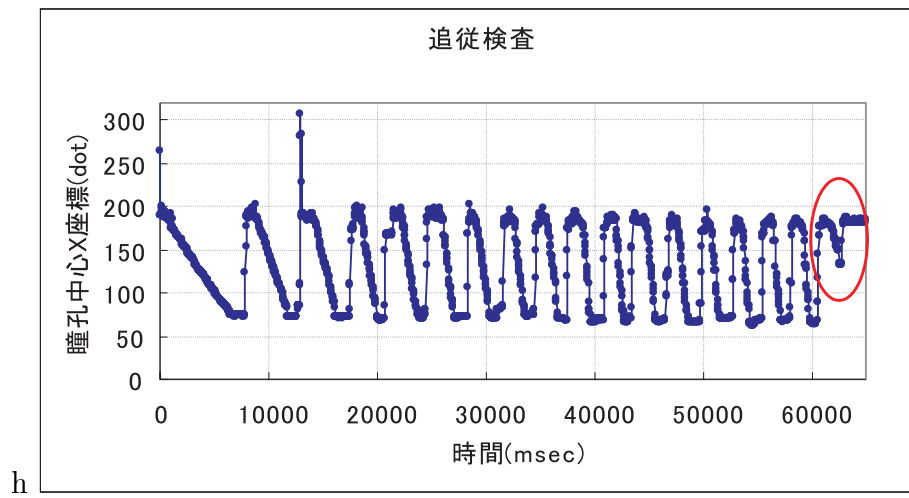


図 5.23: 計測終了後も予測により追従視をしている様子

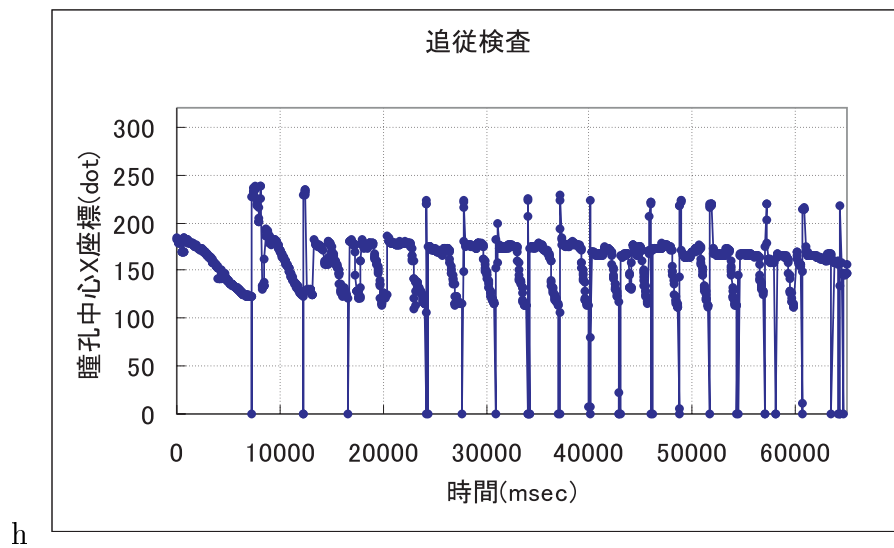


図 5.24: 被験者 K(瞬目が非常に多い例)

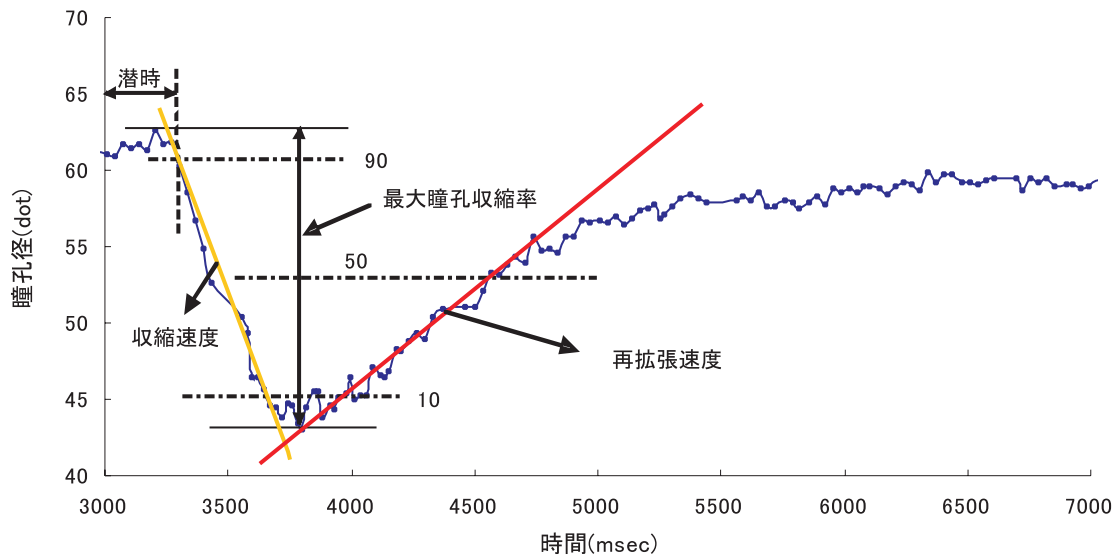


図 5.25: 対光反応測定における計測指標

測定する。計測時間は約 10 秒である。

計測指標 従来研究では、対光反応時の瞳孔径変化を定量的に評価するための計測指標として、図 5.25 で示すような瞳孔径最大収縮率、潜時、収縮速度、再拡張速度が用いられている。以下、これらの計測指標の定義の詳細について述べる。

- 最大収縮率

$$\text{最大収縮率} = 1 - \frac{\text{最小径}}{\text{収縮前瞳孔径}}$$

と定義する。収縮前瞳孔径は、計測開始から 3.0 秒後までの瞳孔径の平均値とする。最小径は 3.0 秒後から 5.0 秒後の間に瞳孔がもっとも収縮した時の瞳孔径とする。

- 潜時

潜時とは、光刺激を受けてから瞳孔が収縮を開始するまでの時間である。しかし実際のデータでは、計測誤差が生じる可能性やわずかな瞳孔の揺らぎもあるので、正確な瞳孔収縮開始時刻を求めることは不可能である。そこで、光刺激用 LED の発光 (計測開始後 3.0 秒) から最大瞳孔収縮率の 10 %収縮時までの時間と定義する。

- 収縮速度

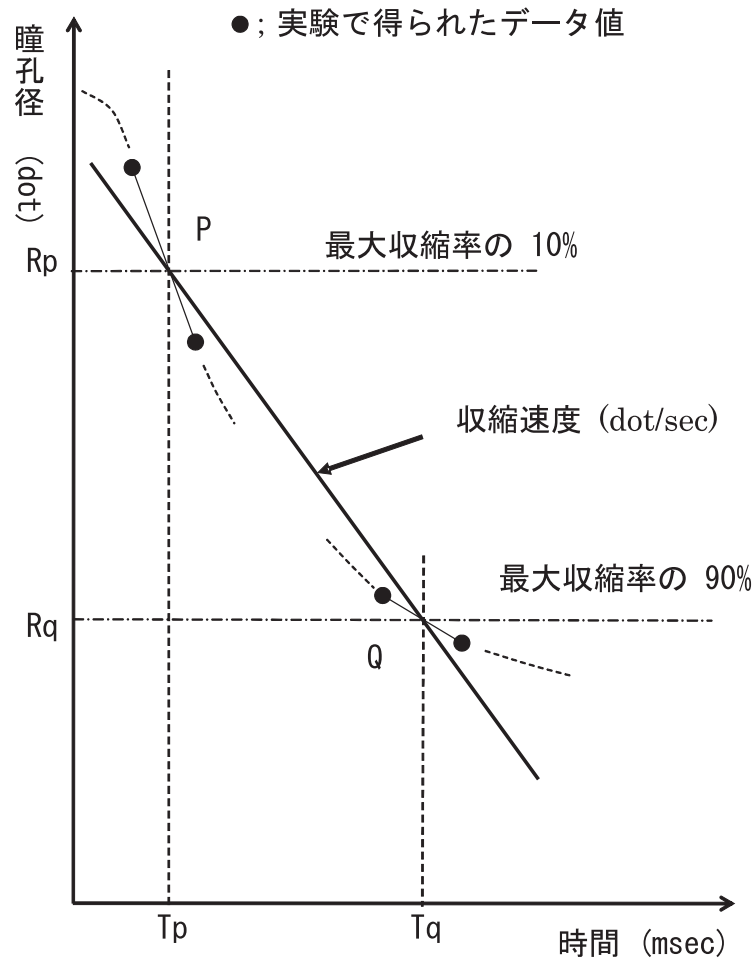


図 5.26: 対光反応測定における収縮速度の計算方法

収縮速度 A は、最大収縮率の 10 % 収縮時から 90 % 収縮時までの瞳孔径の変化速度と定義する。具体的な計算方法を図 5.26 および、以下に示す。

最大収縮率の 10 % 収縮時と 90 % 収縮時の瞳孔径をそれぞれの時間の前後の計測データからそれぞれ線形的に求め、それらを R_p 、 R_q とし、このときの計測開始からの時間をそれぞれ T_p 、 T_q とする。収縮速度 A は $A = \left| \frac{R_p - R_q}{T_p - T_q} \right|$ とする。

- 再拡張速度

再拡張速度 B は、最大収縮率の 10 % 再拡張時から 50 % の再拡張時までの速度と定義する。具体的な計算方法を図 5.27 および以下に示す。

最大収縮率 10 % 収縮時と 50 % 収縮時の瞳孔径をそれぞれの時間の前後の計測データから線形的に求め、それらを R_s 、 R_u とし、それぞれの計測開始からの

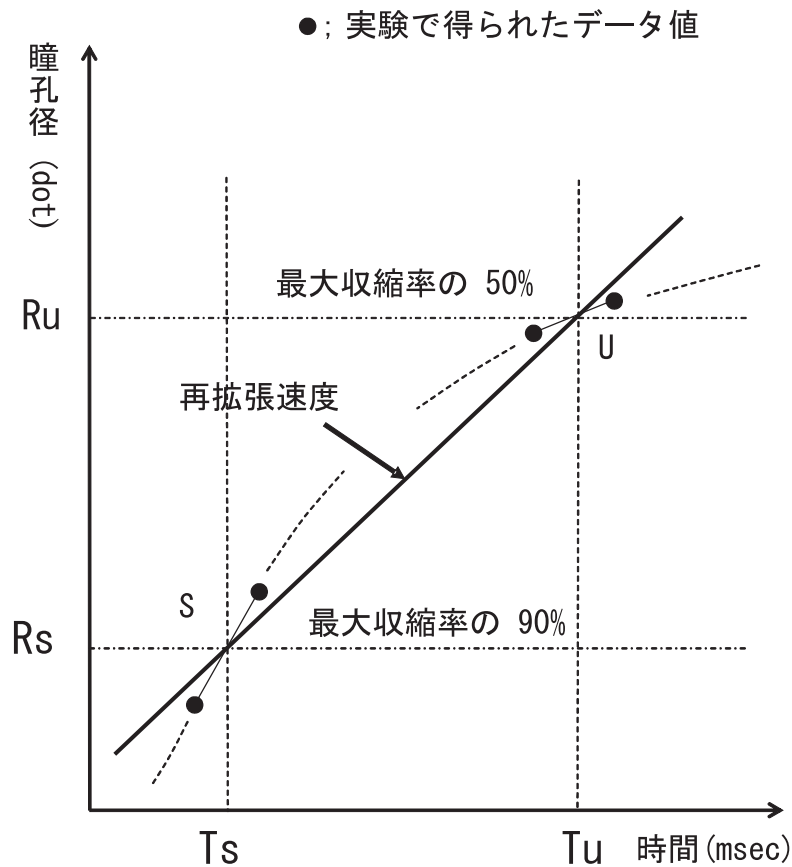


図 5.27: 対光反応測定における再拡張速度の計算方法

時間を T_s 、 T_u とする。再拡張速度 B は $B = \left| \frac{R_s - R_u}{T_s - T_u} \right|$ とする。

結果と検討 全被験者の各計測指標の平均値および、各被験者の 5 回の平均値に対する標準偏差を求めた結果を表 5.5 に示す。また、それぞれの被験者の結果を付録 H に示す。ただし、計測開始 3.0 秒後から 4.0 秒後の間での瞬目回数が多いなどの理由で 5 回の計測のうち 3 回以上が対光反応をグラフから確認することが困難であった 6 名 (I,K,L,O,Q,T) はのぞいた。

最大収縮時には最大瞳孔系の 72.9 % となり収縮率は左目が 27.3 %、右目が 26.8 % となり、平均で 27.1 % 程度であった。これは過去の知見^{[28][31]}の健常者における収縮率の約 25～30 % という値と一致している。また、潜時は全員に対する平均値は右目が 384msec、左目が 281msec であり、平均で 334msec となった。これも過去の知見の 300msec 前後という値とほぼ同じ値である。本研究では実験前の暗順応時間を、昨年度の 20 分に対

表 5.5: 対光反応検査結果

	右目	標準偏差	左目	標準偏差	両眼	標準偏差
最大収縮率 (%)	27.3	3.4	26.8	2.5	27.1	4.4
潜時 (msec)	385	197	281	212	334	186
収縮速度 (dot/sec)	28.6	9.38	27.3	13.5	27.9	3.82
再拡張速度 (dot/sec)	19.0	17.0	13.8	5.44	16.4	10.9

して大幅に減らし、検査順序を変更することにより同等の効果を得ようとした。昨年度の被験者 5 名の対光反応の収縮率の平均は左目が 27.4 %、右目が 27 %であった。本研究での収縮率の平均値が左目 27.4 %、右目が 26.8 %であり、昨年度とほぼ同じ結果が得られていると考えられる。これらから本研究で作成した検査システムと実験方法により、過去の研究と同じく対光反応を計測可能であることが確認された。

20 人中の 6 名に対しては瞬目等の影響で対光反応の途中で計測データが得られず、対光反応の指標となる値を算出できなかった。すなわち、現在の検査システムでは被験者の 3 割程度が測定データを得られないことになる。このため、多人数を対象とした計測を行うためには、指標算出時の瞬目等の影響についての問題点を解決しなければならない。

また、今回は実験の後日に表計算ソフトを用いてグラフを描画していた。しかし、この方法では対光反応の様子を、対光反応検査が終わった直後に知ることができないため、今回のように後日に対光反応時の測定データが利用できないことが判明して、実験データから除外しなければならないといった問題が起こりうる。病院などで患者を検査対象とする場合には、もう一度被験者を集めて実験をやり直すということは相手に非常に負担になってしまうため、この問題を避けなければならない。

そこで、検査後に対光反応が誘発できているかどうかをグラフ表示し、できていなければ被験者に対してもう一度検査をやり直すことが必要である。さらに、実験時の計測結果を視覚的に確認でき、求める計測指標をその場で算出し、表示する機能の追加が必要となる。

5.4 まとめと今後の課題

本章では、本研究で改良した検査システムを用いて 20 名の健常な成人に対して測定を行うことによって、今後、多人数を測定する上での実験方法の問題点の抽出と健常な成人における一般特性の把握を行った。

昨年度では実験データを詳細に検討することが困難であったが、本研究における改良により、実験データを指定した時間での映像を確認することが可能となった。そして詳細に実験データを検討した結果、本研究で用いた検査システムと実験方法についていくつかの新たな問題点することができた。本研究で用いた瞳孔中心位置・瞳孔径の算出アルゴリズムでは、開眼状態の悪い被験者において、わずかな開眼状態の差で算出結果が大きな誤差を生じる可能性があることが判明した。今後、開眼状態の悪い場合でも精度が高い算出アルゴリズムの開発が望まれる。また、ES-HMD に対して頭部が十分に固定されていないため、眼球映像にずれを生じている場合があった。本研究ではさまざまな頭部固定装置を検討したが、頭部固定装置が完全に十分ではなく、今後さらにこの点について検討する必要があることが判明した。

注視検査においては、健常な成人の場合は瞳孔中心位置の変化がほとんど無く、すべての被験者において 10 秒間、注視指標を注視し続けることが可能であることが判明した。また、瞳孔中心位置の標準偏差の平均値は左目が 3.68dot、右目が 3.18dot 程度であった。

集中力検査 (画像) においては、ほぼ全員が注視を続けることが出来ていた。一方、健常な成人の場合であっても注視が中断され、一瞬だけ画像を見る場合があることが判明した。また、集中力検査 (画像) の瞳孔中心位置の標準偏差の平均値は左目が 3.13dot、右目が 4.55dot 程度、瞳孔中心位置 (円) の標準偏差の平均値は左目が 4.11dot、右目が 3.19dot 程度であった。

追従検査では、設定した計測指標では解析指標として不十分であることが判明し、今後の計測指標の検討が必要であることがわかった。

対光反応検査においては、実験の結果、最大収縮率が平均値で約 27.1 %、潜時が 334msec となり、類似研究の結果とほぼ同程度の計測値を得られることがわかり、本研究で用いた検査システムでも十分に対光反応を計測可能であることがわかった。ただし、対光反応時に被験者が瞬目を行う場合が多く、被験者 6 名について完全に最小瞳孔径などの指標を算出することができなかったため、この点について実験方法を工夫する必要がある。

健常者 20 名を対象とした実験の結果、先に述べた開眼状態の悪い場合や頭部のずれなどの問題がいくつかあるが、本検査システムを用いて所定の検査を行うことができ、過去の知見と同じ程度の計測データが得られることを確認し、目的の視覚系指標が取得できることが確認できた。

また、実験データの解析手法を変更する必要があることが判明した。昨年度では被験者は 4,5 名程度であり計測回数も少なかったため、実験データの解析にそれほど時間はかからなかったが、本研究では、人数と測定回数が大幅に増えたため、昨年度に対して多大なデータ量であったため、解析に非常に時間を要した。また、検査終了時に解析した結果がすぐに算出できていれば、測定失敗時にその場で再測定を行うことができ、多数の患者を対象とした実験をより円滑に進めることができるだろう。今後、さらに多人数に対して実験を行う上では、解析方法の改良が重要な課題である。

また、データ検討のためには、赤外線 CCD カメラから取得した眼球映像のみでなく、算出した瞳孔中心位置等を重畳した眼球映像についても残しておく事が望ましい。しかし、現在の処理能力ではファイルサイズや処理速度の点に問題があり、本研究では赤外線 CCD カメラから取得した眼球映像のみを記録していた。今後、計算機の性能向上につれて、処理能力の問題は解決され、より詳細な実験データの検討が行えるようになるだろう。

以上、本検査システムを用いて健常者を対象とした検査を行った結果、本研究で設定した実験方法と検査システムを用いて、所定の検査を行うことが可能で、過去の知見と同程度の検査結果が得られることが判明した。また、実験順序の変更やしきい値の設定方法の簡易化によって、一人あたりの検査に要する時間は 20 分程度となり、昨年度の実験と同じ時間で計測回数を増やすことができた。なお、実験時の被験者への負担の軽減や信頼性の高いデータを得るための課題としては ES-HMD の固定方法や実験方法の再検討、瞬目や開眼状態の悪い場合にも対応できるような瞳孔中心位置や瞳孔径の算出手法の開発、実験データの解析方法の検討などがあげられる。

第 6 章 結論

本研究室では、脳機能障害を早期発見・早期治療を促進するために、簡便で定量的なスクリーニング検査を目指して、視覚系指標を利用した検査システムの開発を行ってきた。本研究では、昨年度開発された検査システムにおける問題点の改良を行った。また、実験方法や実験装置についても検討を重ねた。そして、健常な成人 20 名を対象とした実験を行い、多人数の実験における課題点の抽出、健常な成人における一般特性の把握等を行った。

第 2 章では、脳機能障害の症状や特徴、原因について展望した後、現在の診断方法について述べ、脳機能障害の治療のためには簡易にスクリーニング検査を行えるシステムが必要であることを述べた。次に、スクリーニング検査システムの実用化に向けた研究全体の流れにおける本研究の位置づけを述べた。そして、視覚系指標と脳機能障害に関する過去の知見を紹介し、視覚系指標を検査指標として用いることの利点を述べ、視覚系指標を用いた検査システムについての過去の類似研究を紹介した。

第 3 章では、本研究室で昨年度に開発された視覚系指標を用いたスクリーニング検査システムについて述べた。また、昨年度の研究において判明した問題点について述べ、昨年度の問題点を解決するために本研究で行った検査システムの改良内容について述べた。また、検査内容や実験環境の検討内容などについて述べた。

第 4 章では、改良された検査システムがどの程度の精度を有するのかを調べるため、擬似瞳孔を用いた評価実験を行った。そして、十分な精度を有することを確認した。また、実際に設定した実験方法で問題がないかを検討するために予備実験を行い、問題点の抽出を行った。そして、それらの問題点についての解決を行った。

第 5 章では、検査システムを用いて、20 名の健常な成人を対象とした実験を行った。その結果、健常者の一般特性を取得することが出来た。また、昨年度と同じ実験時間で測定回数を増やすことができた。しかし、ES-HMD の固定方法における問題点や大量のデータに対する解析手法に問題があることが判明した。そして、瞬目の自動判別機能、検査終了後に解析結果を算出する機能など、検査システムを新たに改良する必要があることがわかった。また、指標の算出方法について、精度の高い判別のためには今後さらに検討が必要であることが判明した。

本研究で行った内容について以下にまとめる。

- 脳機能障害のスクリーニング検査システムの改良
- 実験環境の構築と検査項目の検討
- 検査システムが十分な精度を有することの確認
- 健常な成人 20 名に対する実験を行い、その一般特性の把握
- 検査システムおよび解析方法の問題点の抽出

今後、本研究で判明した問題点や健常者に対する実験の結果を元に、解析方法や検査項目の改善や、検査システムのさらなる改良を行い、健常者と脳機能障害の患者を測定することによって、両者の差異が見いだせる指標の導出が必要である。

謝 辞

本研究にあたり、御多忙にもかかわらず、実験結果の検討から、論文のまとめ方に至るまでさまざまな場面で懇切に御指導いただき、研究を進める上で適切な御助言を賜りました吉川榮和教授に深く心より感謝いたします。

本研究を進める上で、さまざまな御助言を賜り、遙かノルウェーから優しく見守っていただいた下田宏助教授に感謝の意を表します。

本研究を進める上で、直接ご指導頂き、実験機材の作成から実験方法の助言に至るまで親身になって下さった石井裕剛助手に深く感謝いたします。

本研究を進める上で、研究の相談や助言をいただいた松下電工株式会社、福島省吾氏に深く感謝いたします。

学生生活の上で、日頃から何かとお世話いただいた谷友美秘書、吉川万里子秘書に深く感謝いたします。

実験機材の作成および実験結果の解析を手伝っていただいた服部貴司君、城田莉菜さんに深く感謝いたします。

共に研究に励み助け合った遠藤啓介君、小林隆君、鮫島良太君、新田和弘君には学生生活においても様々な支援をしていただいたことに感謝いたします。

そして最後に、被験者になっていただいた当研究室の学生を始め、様々な御支援、御助力をいただいた全ての方々に心から感謝いたします。

参考文献

- [1] Russell A.Barkley: ADHD のすべて; 株式会社ヴォイス, (2000).
- [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, pp. 35-40(2001).
- [3] 日本経済新聞社: 日本経済新聞 2001 年 10 月 31 日付け夕刊, 第一面
- [4] 石川, 中市, 保坂, 太田, 西村, 植野, 南谷, 大貫, 灰田, 滝沢, 篠原: アルツハイマー病診断装置の検討-黒目補正法を用いた瞳孔面積長時間測定装置の開発-, 医用電子と生体工学 第 36 巻第 3 号, pp.1-11(1998)
- [5] 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)
- [6] E・フラー・トーリー: 分裂病がわかる本; 日本評論社,(1997).
- [7] Daniel G. Amen: 「わかっているのにできない」脳 第一巻; 花風社,(2001).
- [8] Cock EH Jr., Stein MA, Krasowski MD, Cox NJ, Olkon DM, Kieffer JE, Leventhal BL : Association of attention deficit disorder and the dopamine transporter gene. Am J Hum Genet 56:993-998,(1995).
- [9] LaHoste GJ, Swanson JM, Wigal SB, Glabe C, Wigal T, King N, Kennedy JL: Dopamine D4 receptor gene polymorphism associated with attention deficit hyperactivity disorder. Mol Psychiatry 1:121-124, (1996).
- [10] 松石, 山下, 久佐賀, 藤本: 小児科検診 第 65 巻 6 月; pp. 933-938(2002).
- [11] 作田, 作田: 注意欠陥・多動性障害 (ADHD) 臨床の日本の現状; 小児の精神と神経 第 38 巻 3 号, pp.175-185(1998).
- [12] 尾崎, 池田, 錦戸, 草野: ADHD 及びその周辺の子どもたち; 同成社, (2001).
- [13] 杉山: 小児の精神と神経 40 巻 4 号; pp. 265-277(2000).

- [14] 齊藤: 注意欠陥・多動性障害 (ADHD) とその併存障害; 小児の精神と神経 第 40 巻 4 号, pp. 243-253(2000).
- [15] 山田: 小児科検診 6 月号; pp. 945-948(2002) .
- [16] 榊原: 小児科検診 6 月号; pp. 949-953(2002).
- [17] 宮本: 小児の精神と神経 40 巻 4 号; pp. 255-263(2000).
- [18] 福田, 佐藤, 他: 脳と視覚; 共立出版, (2002).
- [19] Ross RG, Olincy A, Harris JG, Sullivan B, Randant A: Smooth pursuit eye movements in Schizophrenia and attentional dysfunction: adults with schizophrenia, ADHD, and a normal comparison group, Biol Psychiatry, pp.35-42(2000).
- [20] Jacobsen LK etc: Smooth pursuit eye movements in childhood-onset schizophrenia: comparison with attention-deficit hyperactivity disorder and normal controls, Biol Psychiatry, pp.1144-1154(1996).
- [21] 芋坂, 中溝, 古賀: 眼球運動の実験心理学, 名古屋大学出版会, pp.285-303(1993).
- [22] Jacobsen LK etc: Blink rate in childhood-onset schizophrenia: comparison with normal and attention-deficit hyperactivity disorder controls, Biol Psychiatry, pp.1222-1229(1996).
- [23] Karatekin C, Asarnow RF: Exploratory eye movements to pictures in childhood onset schizophrenia and attention-deficit hyperactivity disorder, J abnorm Child Psychol, pp.35-49(1999).
- [24] Lueck KL, Mendez MF, Perryman KM: Eye movements abnormalities during reading in patients with Alzheimer disease, Neuropsychiatry Neuropsychol Behav Neurol, pp.77-82(2000),
- [25] 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, pp. 563-565(2001).
- [26] L.F.M.Scinto, K.R.Daffner, D.Dressler, B.I.Ransil, D.Rents, S.Weintraub, M.Mesulam, H.Potter: A potential noninvasive neurobiological test for Alzheimer disease; Science 266, 1051/1054 (1994).

- [27] 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 第39巻2号, pp. 8-13(2001).
- [28] 史:対光縮瞳反射を利用した新しい痴呆評価システムの実験的研究, 長岡技術科学大学工学研究科博士論文 (2001).
- [29] Trick, GL. and Sliverman, SE.: Visual sensitivity to motion: Age-related changes and deficits in senile dementia; Neurology No.41, pp. 1437-1440(1991).
- [30] 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).
- [31] 岡田: Eye-Sensing HMD を用いた脳機能障害診断のための計測システムの構築と実験研究, 京都大学エネルギー科学研究科 修士論文 (2002).
- [32] Ross RG, Olincy A, Harris JG, Sullivan B, Radand A: Smooth pursuit eye movements in schizophrenia and attentional dysfunction: adults with sxhizophrenia, ADHD, and a normal comparion group, Biol Psychiatry, pp. 35-42(2000).
- [33] 松永: 瞳孔運動の心理学; ナカニシヤ出版, (1990).