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

題目：

Eye-Sensing Displayを用いた眼疲労測定システムの構築と実験的評価

指導教員： 吉川 榮和 教授

氏名： 西村　泰典

提出年月日： 平成17年2月9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 研究の目的と位置付け 4

2.3 視覚に関する生理学的知見 5

2.3.1 眼球の構造と機能 [8][9] 5

2.3.2 眼球運動の制御 6

2.3.3 瞳孔運動 8

2.3.4 瞬目 10

2.4 疲労に関する知見 12

2.4.1 疲労の分類 12

2.4.2 疲労の測定について 14

2.4.3 疲労と自覚症状 14

2.5 眼疲労と視覚系指標の関係 16

2.5.1 眼疲労と瞳孔運動 17

2.5.2 眼疲労とフリッカー値 17

2.5.3 眼疲労と照明 17

第 3 章 Eye-Sensing Display 18

3.1 Eye-Sensing Display の概要 18

3.1.1 Eye-Sensing Display のハードウェア構成 18

3.1.2 Eye-Sensing Display のソフトウェア構成 21

3.1.3 Eye-Sensing Display の測定項目 22

3.2 Eye-Sensing Display の問題点 25

3.3 新画像処理アルゴリズムの開発 26

3.3.1 赤外線 LED 照明ムラの補正 26

第 4 章 眼疲労測定実験 31
4.1 実験の目的 31
4.2 眼疲労測定実験の手法 31
4.2.1 被験者 31
4.2.2 実験環境 31
4.2.3 VDT 作業課題 34
4.2.4 計測項目 36
4.2.5 実験の流れ 37
4.3 計測機器について 38
4.3.1 Eye-Sensing Display 38
4.3.2 faceLAB 38
4.3.3 フリッカー値計測器 40
4.4 眼疲労測定実験結果 42
4.4.1 追従検査結果 42
4.4.2 対光反応検査結果 44
4.4.3 フリッカー値 46
4.4.4 瞬目 49
4.4.5 自覚症状 50
4.4.6 数字探索課題成績 50

第 5 章 眼疲労測定実験結果の考察 53
5.1 Eye-Sensing Display 測定データの考察 53
5.1.1 追従検査の考察 53
5.1.2 対光反応検査の考察 53
5.2 フリッカー値の考察 60
5.3 瞬目の考察 60
5.4 自覚症状の考察 61
5.5 作業課題成績の考察 62
5.6 まとめと今後の課題 63

第 6 章 結論 65

謝 辞 67

参 考 文 献 68

付録 A　**自覚症しらべ** 70

付録 B　**事前アンケート** 71

付録 C　**水平追従検査 (被験者** H) 72

付録 D　**対光反応検査結果例** 73

図 目 次

2.1 PC の世帯普及率 (1987 年〜2003 年)[5] 3
2.2 眼球構造 [9] 6
2.3 眼球と眼筋 [10] 7
2.4 瞳孔対光反射経路 [9] 9
2.5 眼交感神経回路 [10] 11
2.6 疲労発生の生理的・心理的メカニズム [14] 16

3.1 Eye-Sensing Display システム構成図 20
3.2 画像処理過程 21
3.3 検査者側インタフェース 23
3.4 Eye-Sensing Display 概観 24
3.5 追従検査提示画面 24
3.6 対光反応検査提示画面 25
3.7 誤認識した例 1 25
3.8 誤認識した例 2 25
3.9 赤外線 LED の照明ムラ 27
3.10 図 3.9 の各領域の階調値 27
3.11 図 3.9 を補正した画像 28
3.12 平滑化処理 28
3.13 補正画像作成過程 29

4.1 実験室見取り図 32
4.2 ディスプレイの配置図 33
4.3 数字探索課題インタフェース 35
4.4 数字探索課題フローチャート 35
4.5 faceLAB インタフェース 39
4.6 faceLAB カメラ 40
4.7 faceLAB 顔モデル作成画面 41

4.8 VDT 作業環境 41
4.9 フリッカー値測計測器 42
4.10 対光反応指標 44
4.11 収縮速度の算出方法 45
4.12 再拡張速度の算出方法 46

5.1 水平追従検査結果 54
5.2 垂直追従検査結果 54
5.3 水平・垂直追従検査結果まとめ 55
5.4 対光反応検査結果 (収縮率) 56
5.5 対光反応検査結果 (潜時) 56
5.6 対光反応検査結果 (収縮速度) 57
5.7 対光反応検査結果 (再拡張速度) 58
5.8 対光反応検査結果まとめ 1 58
5.9 フリッカー値測定結果 60
5.10 瞬目測定結果 61
5.11 自覚症状検査結果 62
5.12 数字探索課題結果 63

A.1 自覚症しらべ 70

B.1 事前アンケート 71

C.1 水平追従検査結果 (被験者 H) 72

D.1 作業前 (被験者 E) 73
D.2 1 時間後 (被験者 E) 73
D.3 2 時間後 (被験者 E) 74

表 目 次

2.1 瞬目活動に影響する要因 [13] 13
2.2 疲労の分類 14
2.3 疲労の物理的要因 [14] 15

4.1 被験者一覧 32
4.2 実験の流れ 37
4.3 水平追従 GAIN 43
4.4 垂直追従 GAIN 43
4.5 対光反応検査結果 (最大瞳孔収縮率) 47
4.6 対光反応検査結果 (潜時) 47
4.7 対光反応検査結果 (収縮速度) 48
4.8 対光反応検査結果 (再拡張速度) 48
4.9 フリッカー値測定結果 49
4.10 瞬目率 50
4.11 自覚症状まとめ 51
4.12 数字探索課題成績 52

5.1 対光反応検査結果まとめ 2 59

第 1 章 序論

20 世紀最大の発明はコンピュータであったといわれるほど、コンピュータの登場はそれまでの社会に大きな衝撃を与えた。そして、その後の著しい情報技術の発達により、パーソナルコンピュータ（PC）の高性能化や低価格化、小型化が進んだ結果、オフィスから家庭に至るまで社会のあらゆる場面で PC が導入されるようになり、高度情報化の進んだ現代社会において不可欠な存在となった。また，それに伴い、ライフスタイルも大きく変化し、現代社会の生活はかつての生活よりもはるかに便利にかつ快適なものとなった。

しかしその反面、オフィスでは PC を用いた VDT(Visual Display Terminal) 作業量が圧倒的に増加した。VDT 作業は近距離にあるディスプレイを凝視する作業が多いことや長時間の作業によりディスプレイから多くの視覚刺激を受けるため、それらが原因で VDT 作業者の間で眼精疲労が頻発し、深刻な社会問題となっている。

一度眼精疲労に陥ると作業効率が著しく悪化し、またその治療にも多くの時間と費用がかかるため、事前に眼精疲労を予防することが強く望まれている。そのためには日々の眼疲労を計測し、その蓄積を予防する必要があるが、眼疲労の蓄積を発見する方法としては、自己検診表を用いる方法しかないのが現状であり、眼疲労の程度を簡便に、定量化して評価できる計測機器の開発が望まれている。

このような背景から本研究では、眼疲労の蓄積を計測する眼疲労検査システムの構築を目指す。しかし、眼疲労を直接計測することは不可能であるため、何らかの生理指標との関連を示し、その指標から眼疲労を推定する必要がある。眼疲労と生理指標に関する研究はフリッカー値計測、調節計測、瞬目計測などが行われている [1][2] が、本研究では、自律神経支配であり定量的に評価できるという観点から特に瞳孔運動に注目する。

そこで、本研究では VDT 作業時の作業者の視覚系指標を脳機能障害スクリーニング検査システムとして本研究室で開発した Eye-Sensing Diplay(視覚系指標計測機能付きディスプレイ)[3] や、頭部・視線追跡システム faceLAB、フリッカー値計測器を用いて多角的に測定することで、VDT 作業者の眼疲労を推定し眼疲労検査システムを構築することを目標とする。

また本研究では、昨年度行った Eye-Sensing Diplay の評価実験 [4] で判明した画像処

理アルゴリズム上の問題点についても改良を行い、検査機器としての完成度を高める。

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ならびに眼疲労と視覚系指標との関係について、第 3 章では、Eye-Sensing Display の概要と改良した点について、第 4 章では、被験者を対象とした眼疲労測定実験の詳細について、第 5 章では眼疲労測定実験結果の考察を述べる。そして最後に、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

本章では、本研究の背景として、VDT 作業による眼精疲労が社会問題となっている現状について述べ、その後、眼球運動に関する生理学的知見、眼疲労と視覚系指標の関係について述べる。

2.1 研究の背景

20 世紀半ばに PC が発明されて以来、情報技術のめまぐるしい発達により、PC の高性能化・低価格化・小型化が進み、その迅速かつ正確な情報処理能力や利便性から、オフィスから家庭に至るまであらゆる所で導入されるようになった。2003 年 3 月に発表された内閣府「消費動向調査」[5](図 2.1) によると、わが国の PC の世帯普及率は、1987 年には 10%程度であったが、1995 年の Microsoft 社 Windows95 の発売をきっかけに増加し始め、低価格化やブロードバンド網の整備が進んだこともあり、2003 年には世帯普及率は 63%にまで達した。

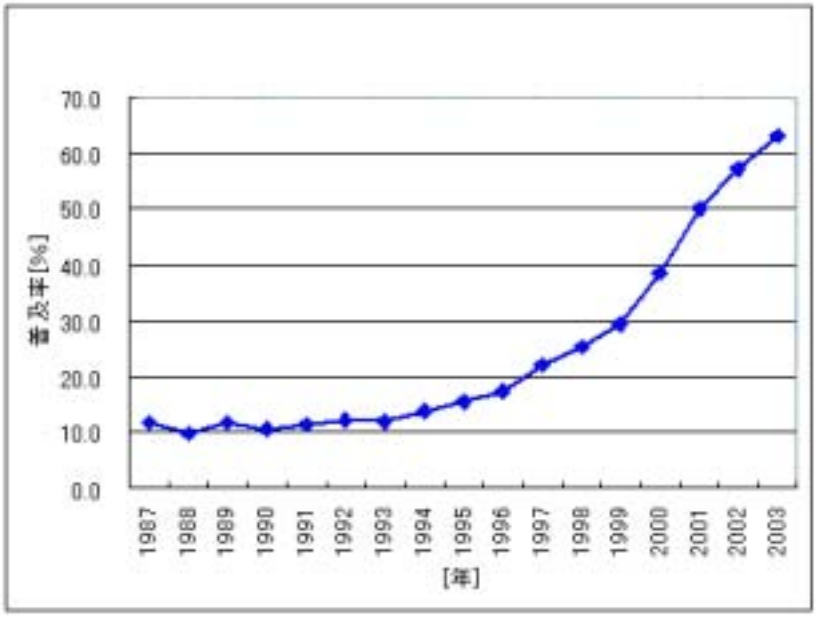

図 2.1: PC の世帯普及率 (1987 年〜2003 年)[5]

PC の普及により、家庭ではインターネットを介したショッピングやゲームなど娯楽

の幅が広がり、オフィスでは、会議資料の作成やスケジュール管理、電子メールを用いた連絡など様々な用途に使用され、労働者の作業効率は格段に向上した。このようにPCの普及によって、コンピュータ作業者人口が飛躍的に増加し、人々の暮らしはより快適かつ豊かなものへと変化した。

しかし、コンピュータを用いたVDT作業はディスプレイを近距離で凝視することやディスプレイからの視覚刺激を受けることが多く、視覚機能へ負担がかかることから眼疲労を蓄積しやすく、それが原因で眼精疲労に陥る可能性が高い。眼疲労と眼精疲労の定義については研究者の間で三者三様であるが、本論文では以下のように分類して定義する。

- 眼疲労 ··· 眼が重い、物がぼやけるなどの一般的な眼の疲れであり、一時的な休息によって回復する疲労。眼疲労の蓄積により眼精疲労に発展する。
- 眼精疲労 ··· 不快な疲労感として自覚され、一定の休息によって十分な回復が得られず、作業量に比較して、疲労状態が著しく強い病的疲労。さらに筋性、調節性、症候性、神経性のものに分類することができる。

VDT作業時間の増加により、従来にはなかった現代病と言われる眼精疲労をはじめとする各種疾患が報告され、VDT作業環境の持つ問題が指摘されている[6]。この問題を解決するためには、眼精疲労の原因となる眼疲労の本質を他覚的に測定・評価する必要がある。眼疲労を把握する方法として実用化されているものは、自覚症状による自己診断方法があるが、この方法は主観的要素が多く含まれるため、定量的に評価することはできない。そこで、VDT作業者の多くが訴える疲労の本質を他覚的に測定・評価する手法を確立することが強く望まれている。

2.2 研究の目的と位置付け

このような背景から本研究では、VDT作業による眼精疲労が問題となっているオフィスでの使用を想定し、眼精疲労の元凶である眼疲労の蓄積を定量的に評価する眼疲労検査システムを提案する。具体的には、眼疲労検査システムを用いて、日常的に眼疲労の蓄積を推測し、一人一人の眼疲労の蓄積をチェックする。そして、眼疲労の蓄積を早期発見することで作業環境の改善につなげ、眼精疲労を未然に防止する。本プロジェクトでは、最終的にこのような形で眼精疲労を予防することを目標とする。

このシステムを実現するためには、まず眼疲労の蓄積量を計測する必要があるが、眼疲労を直接計測することはできないため、何らかの生理指標を介して計測しなければならない。眼疲労と生理指標に関する研究は、臨界融合頻度計測や視野計測、瞬目計測、瞳孔運動計測などが様々な手法で行われている。(詳細については第 2.5 節で述べる。)

しかし、フリッカー値計測や視野計測は自覚的検査であるため、定量的に評価できない、事前に検査内容に習熟する必要があるなどの理由から日常の検査としては適さない。また、瞬目計測は、長時間継続して瞬目を計測しなければならず、オフィスで日常的に計測する手段としては適さない。

一方、瞳孔運動は、自律神経支配であり意識的にコントロールできないため、客観的に評価することができ、また、星野ら [7] により精神疲労と瞳孔対光反応の間に関係があることが指摘されており、疲労のような過渡現象を計測する指標としては適している。さらに、本研究室で開発した Eye-Sensing Display(視覚指標計測機能つきディスプレイ) を用いれば、非侵襲で簡便に計測することができる。

これらのことを踏まえ、本研究では眼疲労の進行が視覚系指標に与える影響を調べるために、VDT 作業時の眼疲労計測実験を行い、VDT 作業時の視覚系指標の変化を計測する。前述した理由から特に瞳孔運動に注目して計測を行うが、同時に滑動性眼球運動、フリッカー値、瞬目の計測と自覚症状、VDT 作業課題の成績も記録し、眼疲労を多角的に評価する。

2.3 視覚に関する生理学的知見

2.3.1 眼球の構造と機能 [8][9]

一般に「眼」と呼ばれるものは、感覚器である眼球 (eyeball)、眼球の受容した視覚刺激を中枢へと伝達する視神経 (optic nerve)、これらの組織を保護する眼窩 (orbit)、眼球の運動に関する筋組織、神経組織および眼球表面の保護に重要な眼瞼 (eyelid) で構成されている。

眼球は図 2.2 に示すようにほぼ球形で、直径は新生児では約 17mm、成人では約 24mm であり、外側から強膜、脈絡膜、網膜の順に並ぶ多層の膜状構造になっている。外光は眼球前面の角膜から眼球内に入り、その後虹彩部分を通ることによって、通過する光の量が調節される。虹彩はカメラに例えると絞りの役割を担っており、入射光は瞳孔と呼ばれる虹彩に覆われていない中心部を通過し網膜に達する。瞳孔は瞳孔縁から周辺に向かって放射状に分布している瞳孔散大筋が収縮することで散大 (散瞳) し、ま

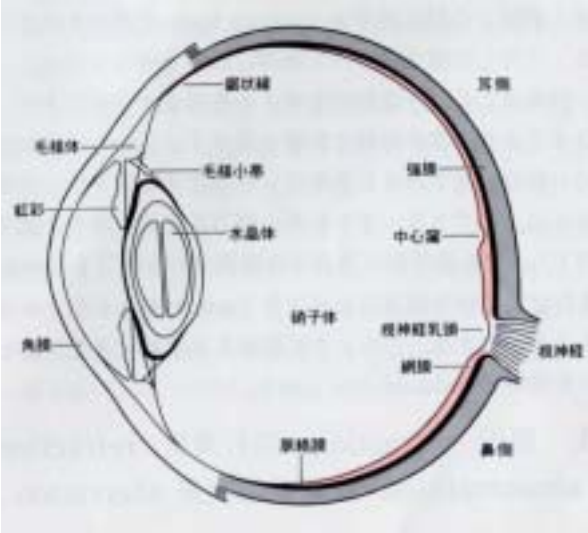

図 2.2: 眼球構造 [9]

た、瞳孔周囲に輪状に分布している瞳孔括約筋が収縮することによって収縮 (縮瞳) し、透過する光の量を調節している。瞳孔を通過した外光は、次に、角膜と網膜の間に存在する水晶体によって屈折される。水晶体は毛様体筋の伸縮によって、水晶体自体がその自身の持つ弾力性によって丸みを帯びて厚みを変化させ、屈折力を調節している。水晶体によって屈折した光は、硝子体を通過し網膜に 2 次元画像として投影される。網膜では、まず薄暗い環境で働く桿体細胞や明るい環境で働く錐体細胞などの視細胞と呼ばれる光受容器によって光信号から電気信号に変換される。そして、網膜上の細胞によって光コントラストや色情報を検出し、それらの情報は網膜神経節細胞から出力され視神経を通り、外側膝状体を経て、さらに大脳視覚領に伝達され、色彩、空間周波数などの複雑な情報処理が行われ、像として認識される。

2.3.2 眼球運動の制御

眼球運動は、図 2.3[10] に示すように、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、合計 6 つの外眼筋の収縮・弛緩により制御されている。上直筋、下直筋、内直筋、下斜筋は動眼神経支配、外直筋は外転神経支配、上斜筋は滑車神経支配である。眼球の水平方向の運動は、内直筋、外直筋によって制御され、上下方向の運動は、上直筋、下直筋、上斜筋、下斜筋の 2 直筋と 2 斜筋によって制御される。

ヒトの眼球運動には、頭の動きや外界の動きを補償する原始反射、輻輳や開散などの遠近反応、きわめて早い運動である衝動性眼球運動 (サッケード)、視標を追従するゆっくりとした動きの滑動性眼球運動がある。

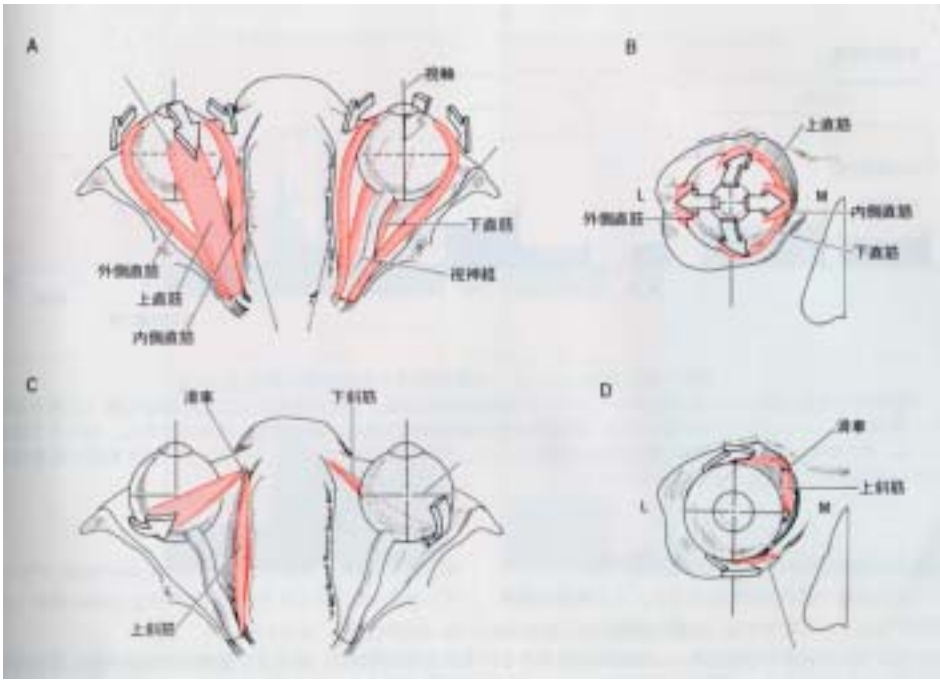

図 2.3: 眼球と眼筋 [10]

衝動性眼球運動

視標位置の急激な変化や、新たな視覚刺激が発生した時に、視軸をその点に向けるきわめて急速な眼球運動を衝動性眼球運動と呼ぶ。衝動性眼球運動の大きさは数 min から 90deg まで及び持続時間と速度は大きさに依存する。通常頻繁に起こる 1deg〜40deg の振幅に対し、持続は 20〜100msec、最大速度は 30〜700deg/sec の変化を示す。

衝動性眼球運動に関与する上位中枢としては、上丘、大脳皮質前頭眼野、小脳の片葉および虫部などがあげられる。脳幹では、眼球運動の大きさや速度と直接関係した信号が形成されるのに対し、上丘および前頭眼野は、視覚入力との関連が強く、運動目標の選択や運動開始指令の発現に重要な役割を果たしている。

滑動性眼球運動

視野周辺部にゆっくり移動する視標が現れると、衝動性眼球運動によって視標は中心窩で捉えられ、続いて追従運動により視標の像は中心窩上に保たれる。この時のゆっくりとした眼球運動を滑動性眼球運動という。通常、滑動性眼球運動は運動視標がないと発生せず、随意的にこれを起こそうとしても、実際には一連の小さな衝動性眼球運動が生じるだけである。中心窩上の視標を静止状態から一定の速度で動かした時の眼

球運動の潜時は約 120〜150msec であり、この遅れにより生ずる誤差はさらに 50msec ほど後に起こる衝動性眼球運動で補正されることが多い。

滑動性眼球運動の中枢機構はサルを用いた生理、破壊実験で調べられてきた。まず網膜上に写った視標の動き（網膜誤差）が神経活動に変換され、MT(middle temporal area;MT)、MST(medial superior temporal;MST) へ伝わり、視標運動の情報が処理される。MT、MST から DLPN、VPFL(小脳腹側傍片葉）へと情報が伝わり、VPFL で眼球運動指令に近い情報に変換される。さらに VPFL から、脳幹、外眼筋運動ニューロンへと情報が伝わり滑動性眼球運動が発現する。また、この経路と並列して MTMST 野から FEF 野（forontal eye field) へ視標運動の情報が伝わる。その後、FEF 野から NRTP（橋被蓋網様体核)、小脳虫部、脳幹へと情報が伝わり、眼球運動指令に変換される。また、IO(inferior olive) からの入力が登上線維を伝わり、プルキンエ細胞の複雑スパイクを発生させる。

水平方向の眼球運動と垂直方向の眼球運動では、異なる中枢機構の支配を受けている [28]。水平方向の眼球運動は、内直筋と外直筋の相反する 2 本の筋だけの活動により引き起こされ、関連筋の神経支配も内直筋は第 3 脳神経である動眼神経支配、外直筋は第 6 神経の外転神経支配であることが確定しているのに対して、垂直方向の運動は外眼筋のほとんどが関連する複雑な運動であり、その制御モデルが確定していないため、垂直方向の追従検査を用いた研究は敬遠されてきたと推測される。

2.3.3　瞳孔運動

瞳孔の機能は散大または縮小することで眼球内に入る光量を調節するだけでなく、近見時には縮小して焦点深度を深くし眼底像を明瞭にするという働きもある [12]。これらの瞳孔運動を直接行っているのは、瞳孔縁から周辺に向かって放射状に分布している瞳孔散大筋と瞳孔周囲に輪状に分布している瞳孔括約筋であり、神経支配はそれぞれ、交感神経および副交感神経によってコントロールされている。また、瞳孔径は明所では成人で約 4mm、新生児と老人では小さく約 2.0〜2.5mm である。このほか、照度による影響は女性のほうが男性よりもやや大きく、近視眼では正視眼よりも照度による影響が大きい。

光刺激に対する瞳孔の反応

瞳孔の大きさは光そのものの強さよりも光量の変化によって反応し、入射光が一定量以上増加すると、瞳孔が収縮する反応を対光反応と呼ぶ。網膜の順応に合わせて光

量を徐々に増加した場合には、光がかなり強くなっても瞳孔は変化しないが、弱い光でも急激に変化すれば瞳孔は反応する。一般に、対光反応を起こし得る光刺激閾値は暗順応眼で 1/40〜1/20 lx の間にあるといわれている。Lowenstein[11] らによると 1 秒間持続する光刺激を与えた場合の健常な人の瞳孔は、約 0.2〜0.3sec の潜時の後、収縮を開始し、約 1sec で最大収縮に達し、その後散瞳し、元の大きさに戻る。瞳孔運動速度から分析すると、潜時後の縮瞳、散瞳はいくつかの要因から構成されていることが判明しており、それらの特徴について以下に列挙する。

1. 縮瞳：まず、他に比べ早い速度で収縮する初期縮相があり、これは主に副交感神経の反射活動である。次に収縮速度のやや緩やかな第 2 次収縮相があり、交感神経活動が徐々に増加することによる相反の影響で最小の瞳孔径に達する、主に中枢性の反応である。

2. 初期再散瞳：主に副交感神経活動の減少による再散瞳で、比較的散瞳速度は遅い。

3. 第 2 次再散瞳：主に頸部交感神経線維をインパルスが通過することによるもので、散大速度は初期散瞳相に比べやや遅い。

対光反応の神経経路[10]

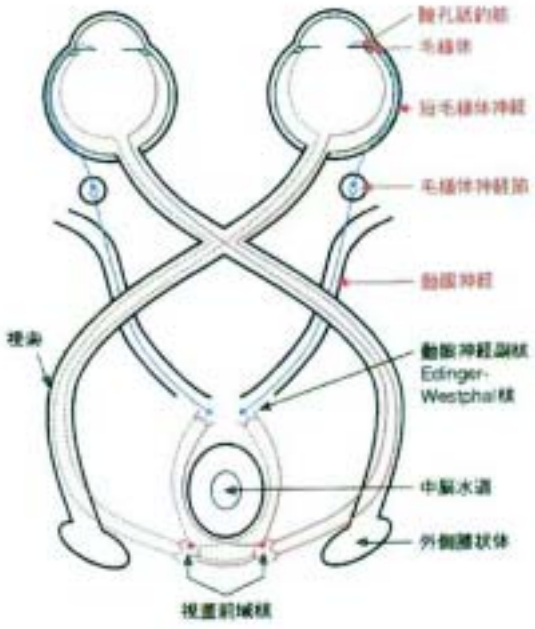

図 2.4: 瞳孔対光反射経路 [9]

図 2.4[9] に対光反応経路を示す。光受容器である網膜視細胞（錐体と杆体）が受けた光覚情報は、網膜内のシナプスを介して網膜神経節細胞 (W 細胞）の神経線維に伝達される。視神経、視交叉、視索の途中までは視覚の伝達路と同一の経路を進むが、外側膝状体に達する直前（視索近位 1/3 付近) に視覚線と分かれて上丘腕に入り、視蓋前域に達し、シナプスを形成したのちニューロンを換え、一部は中脳水道の周囲を通って同側の動眼神経核の最前上部にある E-W 核（Edinger Westphal 核 ）に入り、一部は後交連付近で交叉して、反対側の E-W 核に達する。このため、光刺激眼の瞳孔反射 (直接対光反応) と非刺激眼での瞳孔反射（間接対光反応) が同程度にみられる。最近、W 細胞の神経線維連絡が視中枢にも及ぶことが間接的に証明されている。遠心路は、E-W 核からの遠心性線維が動眼神経の一部として大脳脚内側溝で脳幹を離れ、海綿静脈洞を通って上眼窩裂から眼窩内に入り、下斜筋枝とともに動眼神経の下枝として分かれ、眼球の後方にある毛様神経節に入り、ニューロンを変えて短毛様神経として視神経の周囲で強膜に入り、虹彩の瞳孔括約筋に達する。

散瞳の神経経路[10]

図 2.5[10] に眼交感神経路を示す。散瞳は遮光に際して網膜から生じた off 刺激が、E-W 核を抑制することによる他、交感神経の興奮によって瞳孔散大筋が作用することによる。瞳孔支配の交感神経中枢は視床下部にあるとされるが、その求心線維が視路からこの中枢にいたるまでの経路は明確ではない。交感神経中枢からの遠心性線維は脊髄を下降し、第 8 頸髄から第 2 胸髄付近までの間にある毛様脊髄中枢に連絡している。この中枢から出た節前線維が白交通枝を通って上胸神経節に入り、さらに中頸部交感神経節を通過して経路上頸部神経節に入ってニューロンを変えた後、内頸動脈とともに頭蓋内に入る。その後、内頸動脈の神経叢を通って毛様神経節をニューロンを換えることなく通過し、短毛様神経を経て瞳孔散大筋へ分布する経路と、中頭蓋窩へ出て、三叉神経の第 1 枝の眼神経と吻合して海綿静脈洞、上眼窩裂を経て鼻毛様神経となって瞳孔散大筋に分布する経路の二つに分かれる。

2.3.4　瞬目

瞬目 (まばたき) とは、目を開けて覚醒しているときに瞬間的に両眼の眼瞼 (まぶた) を閉じることである。一度の瞬目によって数 100msec は暗闇となり情報が遮断され、ヒトは通常平均すると、1min 間に数 10 回の瞬目が生じる。瞬目には眼球の保護および湿潤、眼筋と網膜の休息、感度の更新、緊張の解消などの役割があり、その機能や意

図 2.5: 眼交感神経回路 [10]

味から以下の種類に分類することができる[13]。

- 反射性瞬目 ··· ゴミなどの異物が目に入らないように防御したり、急な物音や光などによって驚いたときに反射的に眼瞼を閉じる瞬目。
- 随意性瞬目 ··· 意識的に閉じたり、実験者の合図に合わせて閉じる瞬目。
- 自発性瞬目 ··· 上記の 2 種類の瞬目のように瞬目を引き起こす外的要因が特定できないにも関わらず生じる瞬目。心理的状態と深く関わっているといわれている。

これらの瞬目の中でも、自発性瞬目は心理的、生理的要因な影響を受け瞬目数が変化するため、自発性瞬目と環境要因の関係については古くから研究されてきた。過去の知見より、自発性瞬目に影響する要因としては、表 2.1[13] に示すように、視環境、物理環境、眼球恒常変数、眼球状態変数、身体状態、心理的変数、課題などがあることが判明している。

2.4 疲労に関する知見

2.4.1 疲労の分類

疲労はその原因や性質により表 2.2 のように分類することができる。疲労発生のメカニズムにより分類すると、脳神経系の疲労である中枢性疲労と筋肉の疲労である末梢性疲労に分類することができる。中枢性疲労の原因としては、外的、物理的、精神的な要因でストレスが加わることにより、内分泌系と自律神経系に刺激が加わりホメオスタシスが崩れることが挙げられる。末梢性疲労の原因としては、エネルギー源の枯渇や乳酸や焦性ブドウ酸、クレアチリン酸、炭酸ガスなどの疲労物質の蓄積による筋運動能力の低下が挙げられる。

また、疲労と休息との関係から分類すると、急性疲労、慢性疲労に分類することができる。急性疲労とは、短時間の継続作業によって起こる手指や四肢の筋肉、視覚器などの活動器官の疲れによる症状で一時的な休息によって回復する。次節で述べる眼疲労はこの急性疲労に分類される。一方、慢性疲労は、急性疲労の蓄積による疲労である。全身の疲労感として知覚され回復に相当期間要する。眼精疲労はこの慢性疲労に分類される。

次に、主な疲労の原因となる物理的要因を表 2.3[14] に示す。疲労の主たる原因は、重畳的、蓄積的、複合的なものであり、作業員の疲労を考える場合、勤務中の要因と勤

表 2.1: 瞬目活動に影響する要因 [13]

	要因	条件	瞬目率への影響 ↑:増加、↓:減少
視環境	視認性	視覚提示文字の視認性の悪さ	↑
	照度・輝度	強い照度・輝度	↑
	視野・視角	広い視角	↑
物理環境	聴環境	大きな騒音	↑
	温度・湿度	高温低湿度	↑
	空気流速	速い空気流速	↑
眼球恒常変数	眼裂長	大きい眼裂長	↑
	眼球突出度	突出した眼球	↑
眼球状態変数	視力	弱い視力	↑
	コンタクトレンズ着用	コンタクトレンズの着用	↑
	眼科的疾患	眼科的疾患の存在	↑
	眼の疲労	眼の疲労の増加	↑
	眼球運動	サッケードの多発	↑
	眼球位置	垂直運動の増加	↑
身体状態	痛みの知覚	外傷、疾病の存在	↑
	体温	高い体温	↑
	覚醒水準	高い覚醒水準	↑
		わずかな眠気	↑
		強い眠気	↓
心理的変数	状態変数	緊張	↑
		怒り・恐怖	↑
		社会的対人場面	↑
		判断の終了	↑
		高興味刺激の提示	↓
	人格特性	強い神経症傾向、高不安	↑
課題	感覚モダリティ	視覚課題の課題中	↓
	視覚への課題要求	閉眼を抑制する教示	↓
		凝視点の使用	↓
	課題の連続性	不連続・分離試行課題	↑

表 2.2: 疲労の分類

分類	種類	特徴
器官	中枢性疲労	内部環境の失調による
	末梢性疲労	エネルギー源の枯渇、疲労物質の蓄積による
回復時間	急性疲労	一時的な休憩で回復
	慢性疲労	回復に相当期間要する

務外の要因との重畳を考慮しなければならない。

2.4.2 疲労の測定について

イギリスの心理学者ムッシオ[15]は、1921年に「疲労テストはありうるか」という論文の中で次のように述べている。

「疲労を何かのテストで計測しようとする際には、いくつか留意しなければならない点がある。まず第一に、疲労テストで得られる結果は疲労そのものでなければならないが、実際には、生理的機能や行動そのものであって疲労ではないということ。第二に、作業者の疲労の程度を調べる場合、前もってその作業者の疲労の程度が明らかにされていないと、計測自体の有効性が薄れること。第三に、生理機能や作業能力の低下によって疲労の程度を推定する場合、観察された全ての生理機能の低下や行動の変化が疲労のあらわれということになり、疲労の本質が見えにくくなるということ。第四に、作業能力の低下は生体リズム、作業意欲の減退、作業環境などの要因によって影響を受け、またそれらの影響は上述のさまざまな観察結果に密接に関わってくるため、疲労そのものがあいまいになってしまう恐れがあるということ。」

そして、彼は疲労という科学的概念を否定する結論に達している。この意見を踏まえると、疲労を実質的な概念でとらえ、「疲労を測定している」という基準となる測定方法がなければならず、また、その測定結果から疲労の程度を直接的に知ることができなければならない。

2.4.3 疲労と自覚症状

図2.6はシェファー[14]による疲労感発生のメカニズムのモデルである。感情の生理的中枢は脳幹の間脳にあることは知られており、間脳の視床下部を刺激すると情動が

表 2.3: 疲労の物理的要因 [14]

1	未熟練
2	睡眠不足あるいは徹夜
3	通勤時間の過長
4	一連作業時間の過長
5	休憩時間の不足、休日の不足
6	宵勤および深夜勤の同時連続勤務
7	宵勤あるいは深夜勤を何日か連続
8	半拘束時間の過長
9	過長な残業
10	作業強度の過大
11	勤務時間中の平均エネルギー代謝率の過大
12	年齢が若すぎるかあるいは高齢の場合
13	悪環境 (低照度、空気中の CO_2 過剰、高温、振動など)
14	毒物作用
15	作業条件の不備 (作業位置が低すぎるなど)
16	疾病による体力低下あるいは生理日など

発生することが実験的に確かめられている。間脳は内臓器官の活動の調整をしている交感神経系の中枢でもあり、内臓器官の活動が、感情の変化によって影響を受けることは周知のとおりである。さらに、間脳付近には内分泌系の中枢といわれる脳下垂体があり、間脳への刺激は直ちに脳下垂体からのホルモン分泌を促し、副腎皮質のホルモン分泌などの作用を促す。交感神経系の活動は、一方で血液中の糖分の活動の遂行への緊張状態を形成するともに、作業遂行への意思動機付けの原動力となる。しかし、長時間の作業によってあらかじめ計画した成果が得られなかったり、ミスが多くなったりすると、疲労感が発生し、生理的疲労状態として諸活動を抑制させるように作用する。

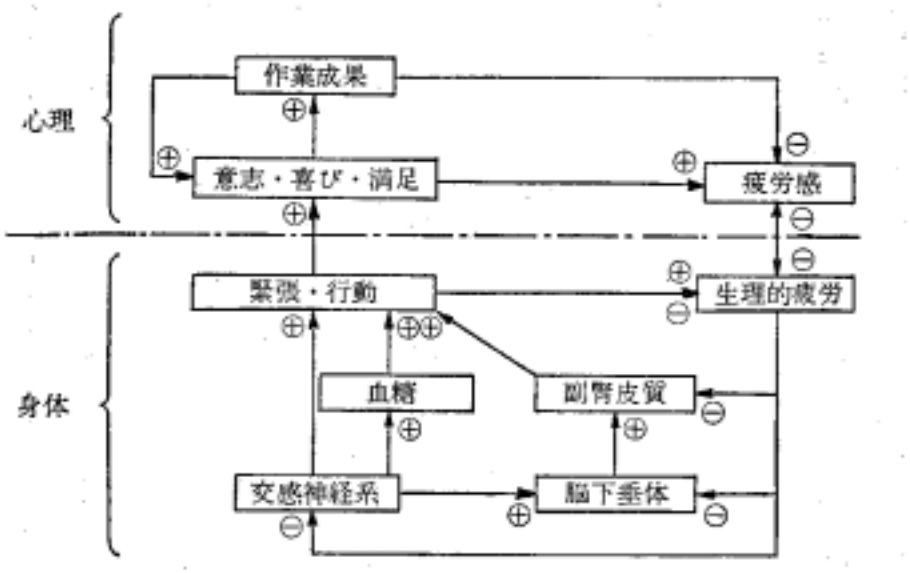

図 2.6: 疲労発生の生理的・心理的メカニズム [14]

2.5　眼疲労と視覚系指標の関係

眼疲労は、焦点調節機能に影響を及ぼす毛様体筋などの筋疲労を含む眼調節系の機能低下と、認知機能に影響を及ぼす視覚情報処理の中枢性疲労の 2 種類からなる。本節では過去の知見をもとに眼疲労と視覚系指標の関係について言及する。

2.5.1　眼疲労と瞳孔運動

星野ら[16]は、瞳孔対光反応の動特性を生理的指標として、精神疲労の定量化を試みる実験を行い、その結果、連続加算作業による精神疲労の影響は、瞳孔反応速度の低下として現れることが判明したと報告している。

また、星野らは、周囲の明るさが対光反応の動特性に及ぼす影響についても言及しており、網膜の暗順応状態により縮瞳率は変化するが、他の動特性は変化しないと述べている。

2.5.2　眼疲労とフリッカー値

フリッカー値とは、臨界融合頻度 (critical fusion frequency of flicker:CFF) の略称で、点滅する光源を見たとき、それが連続光に見えるか、断続光に見えるかの境界における点滅周波数のことである。フリッカー値は、同一神経に次々と与えられる光刺激が中枢へ伝達されたときの時間間隔を識別する機能であり、生体に対する肉体的あるいは精神的負荷による大脳皮質の興奮の程度を視覚系を通して捉えることができる。よって、フリッカー値は中枢系の疲労を推定する有効な指標であると考えられている[17]。

フリッカー値の測定方法は、いくつかあるが、わが国では光源の点滅頻度をいったん増加させ融合光にした後、徐々に頻度を落としてちらつきが知覚され始めた時点の頻度を記録する下降法が主に用いられている。

2.5.3　眼疲労と照明

VDT 作業における眼疲労の主たる原因は照度ではなく、グレアや照度ムラなどの照明の質的条件に起因する、と蒲山[18]は述べている。そして、照明の質は、まぶしさ (グレア) や、かげ、光の色や分光分布、明暗対比などいろいろな条件を含むが、これらのうち最も重要な条件はまぶしさ (グレア) であると結論付けている。

また、成定[19]は、VDT 作業の最も重要な視対象物であるディスプレイの見やすさが、眼疲労と深く関係していると述べている。そして、ディスプレイを見づらくする原因として、外部からの強い光により、画面全体が明るく照明され、文字が見づらくなる光幕現象と外部にある輝度の高い照明器具や採光窓などの像が画面の表面に映りこんで文字が見づらくなる鏡面反射現象を挙げている。

第 3 章 Eye-Sensing Display

本章では、本研究で開発した Eye-Sensing Display の概要を述べる。そして、昨年度行った動作確認実験で明らかになった問題点を示し、それらの問題点に対して改良した点について述べる。

3.1 Eye-Sensing Display の概要

Eye-Sensing Display(視覚系指標計測付きディスプレイ) は、「脳機能障害スクリーニング検査システム」としてアルツハイマー性認知症や ADHD などの脳機能障害の初期症状が視覚系指標に現れやすい性質に着目し、視覚系指標から脳機能障害を早期に発見することを目指して、本研究室の服部ら [3] によって開発された計測機器であり、視標注視時や滑動性眼球運動時の被験者の瞳孔位置の変位や瞳孔対光反射時の瞳孔径の変化を簡便に計測することができる。また、スクリーニング検査の性質上、老若男女問わず、すべての人を対象に計測することができることを目標に設計されていることも、特徴のひとつである。

一昨年 12 月、Eye-Sensing Display のスクリーニング検査機器としての有効性を確認するために、健常な高齢者 18 名と若年者 16 名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、その結果明らかになったいくつかの問題点が著者らによって報告されている [4]。

本研究では、眼疲労と視覚系指標の関係を調査するにあたり、滑動性眼球運動時の瞳孔位置の変位と瞳孔対光反射時の瞳孔径の変化を計測する機器として Eye-Sensing Display を用いる。以下では、そのハードウェア構成、ソフトウェア構成、検査可能な項目について述べる。

3.1.1 Eye-Sensing Display のハードウェア構成

眼球運動や瞳孔運動を測定する方法としては、古くから機械的、光学的、電気的手段を使用して様々な測定方法が考案されてきた [20]。主な測定方法とその簡単な原理を以下に列挙する。

- EOG 法 ··· 角膜部が網膜部に比べ 10〜30 μ V の正の電位を有することを利用し、眼の回りに電極を貼り、生体アンプで増幅して測定する方法である。外部の電磁ノイズに弱く精度は悪いが、検出範囲が広く閉眼時にも計測できる。

- 電子走査法 ··· 眼に赤外線を照射し、瞳孔領域とそれ以外の領域の赤外線反射率の違いを利用し、眼球の動きを赤外線カメラで検出する方法である。被験者への負担が低く、安価で実現できる。

- 角膜反射法 ··· 角膜上の赤外線 LED の虚像が、角膜と眼球の回転の中心の違いにより、眼球運動に伴って平行移動する様子を赤外線カメラで検出する方法である。

- サーチコイル法 ··· 細いコイルを埋め込んだ強膜コンタクトレンズを装着し、周囲に一様な磁界を生じさせ、その磁界中を眼球が動いたとき眼球と同時に移動するコンタクトレンズ内のコイルに生じる誘導起電力をを増幅し記録する手法である。特殊なコンタクトレンズを着用する必要があるため、準備に時間がかかる。

- 強膜反射法 ··· 角膜と強膜の赤外線の反射率の違いを利用し、眼球に赤外線を照射し、フォトダイオードによって反射光の量の差を検出する方法である。

Eye-Sensing Display では，①計測時に被験者への負担が少ない、②簡便にかつ精密に測定することができる、③比較的安価で実現できる、という理由から電子走査法を採用している。Eye-Sensing Display は、主に制御用 PC、映像提示用ディスプレイ、赤外線 CCD カメラ、照明用赤外線 LED、対光反応用白色 LED、LED 制御 BOX から構成されている。図 3.1 にそのハードウェア構成を示す。

制御用 PC には，DELL 社製デスクトップ PC(CPU：Intel Pentium4 2.6GHz，メインメモリ 4GB、OS:Windows2000）を使用している。また、赤外線 CCD カメラは Point Grey Reserch 社の Fire Fly2 を採用している。このカメラは、640 × 480dot のグレースケール画像を 1 秒間に 30 フレーム撮影できる性能を持つ。映像提示用ディスプレイ、操作者用ディスプレイは、共に 17 インチ液晶ディスプレイ (EIZO 製 FlexScanL567) を使用している。

Eye-Sensing Display は上記以外にも、以下に挙げる機能を備えている。

- 本体両側に取り付けられたダイヤルを回すことで、CCD カメラの位置を水平方向に移動し、左右カメラ間距離を調節することができる。撮影した瞳孔画像に適切な画像処理を施すためには、被験者の瞳孔が画像内に収まっていることが重要であ

るが、この機能によりカメラの位置を調整することで、子供から大人まで瞳孔間距離の異なる全ての人に対して、常に瞳孔をカメラの中央で捉えることができる。

- Eye-Sensing Display では、被験者が提示用ディスプレイをのぞく際に被験者の頭部を固定するために、被験者の額とあごを支持器によって支える方式を採用している。あご台に位置調節機能を付加し、眼の位置が常にのぞき窓の中央になるように、被験者の頭部の大きさに応じて、あご台の位置を調整することができる。

- 第 3.1.3 項で述べる対光反応検査において、瞳孔の対光反射を誘発するために、光刺激用白色 LED を一定時間発光させることができる。

次に眼球画像撮像の流れを述べる。まず被験者には、あご台の上にあごをのせ、Eye-Sensing Display 内部をのぞいてもらう。被験者にはハーフミラーに反射した映像提示用ディスプレイの画面が提示され、それと同時に被験者の眼球画像をハーフミラー越しに CCD カメラで撮像する。この時、瞳孔部分が赤外線を反射しないという特性を活かし、赤外線 LED で照明することで、瞳孔領域がより鮮明に映った画像を撮像することができる。その後、撮像した眼球画像データを IEEE1394 ケーブルを通して制御用 PC に送り画像処理を施し、両眼の瞳孔中心位置、瞳孔径をそれぞれリアルタイムで算出している。

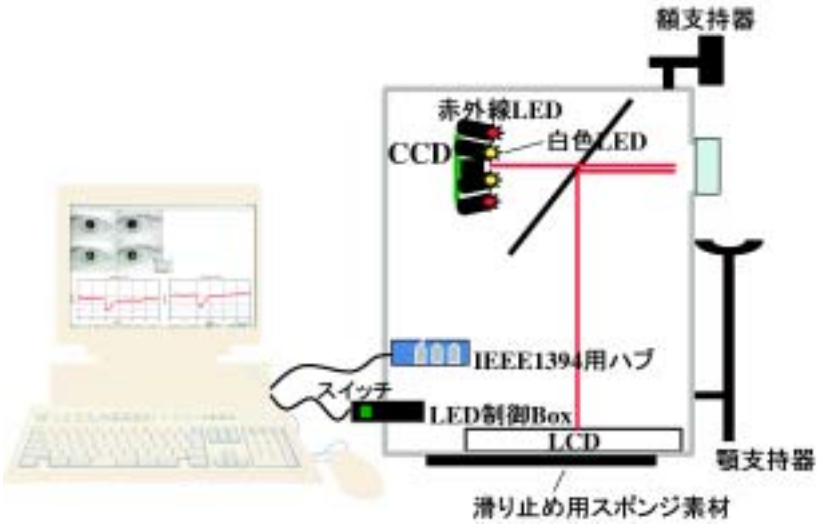

図 3.1: Eye-Sensing Display システム構成図

3.1.2 Eye-Sensing Display のソフトウェア構成

Eye-Sensing Display のソフトウェアは主に眼球画像処理部と Eye-Sensing Display 制御部から構成されている。

眼球画像処理部では、CCD カメラで撮像した被験者の眼球画像から、瞳孔中心位置、瞳孔径を抽出する処理を行う。その画像処理過程を図 3.2 に示す。

まず、取得した眼球画像を閾値により二値化する。次に、二値化後の眼球画像の連なった画素を一つの領域とみなし番号を付け、それらの中で面積が最大の領域を取り出す。そして、取り出した領域の輪郭を左右両側から走査して求め、瞳孔輪郭点列とする。最後に瞳孔輪郭点列から近似円を計算し、その近似円の中心座標と半径を瞳孔の中心位置と半径として出力する。この画像処理を毎フレーム行い、連続して瞳孔中心位置、瞳孔径を出力することで、眼球運動や瞳孔運動を観察することができる。

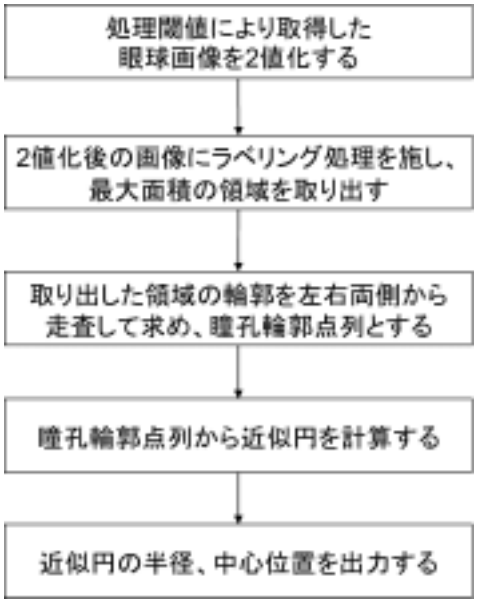

図 3.2: 画像処理過程

次に Eye-Sensing Display 制御部について説明する。まず、図 3.3 に検査者側インタフェースを示す。検査者がこの制御部を操作することで、被験者名の入力や追従検査の視標速度の設定、閾値の設定、各検査の実施、記録したデータの閲覧など行うことができる。

以下、Eye-Sensing Display 制御部の操作方法を順に述べる。

1. 検査者名入力部で被験者名を入力する (ここで入力した被験者名はデータファイル名に反映される)。

2. 眼球画像に中心線を表示させ、あご台の高さ、カメラの水平位置を調節し、瞳孔中心がカメラ画像の中心に位置するように調整する。

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、被験者に計測開始を音で知らせる。

6. 検査中、グラフ描画部に瞳孔径や眼球位置のグラフがリアルタイムで描画される。

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正しく記録されているかどうか確認する。

3.1.3 Eye-Sensing Display の測定項目

本項では、Eye-Sensing Display に用意された 3 つの測定項目について順に説明する。

注視検査

黒い背景の中心に静止した白い十字型の視標を 10 秒間提示し，視標の中心を注視するように求める。視標注視時の瞳孔中心位置の変化を通して、固視微動の様子を観察する。

追従検査

黒い背景の提示画面の中を一定の角速度で往復運動する十字型視標を提示し、その間の瞳孔中心位置の変化を測定する。視標の運動方向は水平・垂直、視標の運動速度は 7deg/sec、14deg/sec、28deg/sec から選択することができ、合計 6 種類の検査が可能である。視標の動きは、水平追従運動であれば、最初 2 秒間画面左側に静止、その後水平方向に画面を 3 往復半し、画面右側に 2 秒間静止して終了する。図 3.5 に、追従検査提示画面を示す。

Eye-Sensing Display では、ディスプレイ上を等速度で移動する十字型視標を提示するのではなく，被験者の眼球位置を中心に，等角速度で移動する視標を提示している。また、往復運動する視標の振幅は画面中央を中心として± 15deg である．これは、十分に有効視野内の往復運動である。

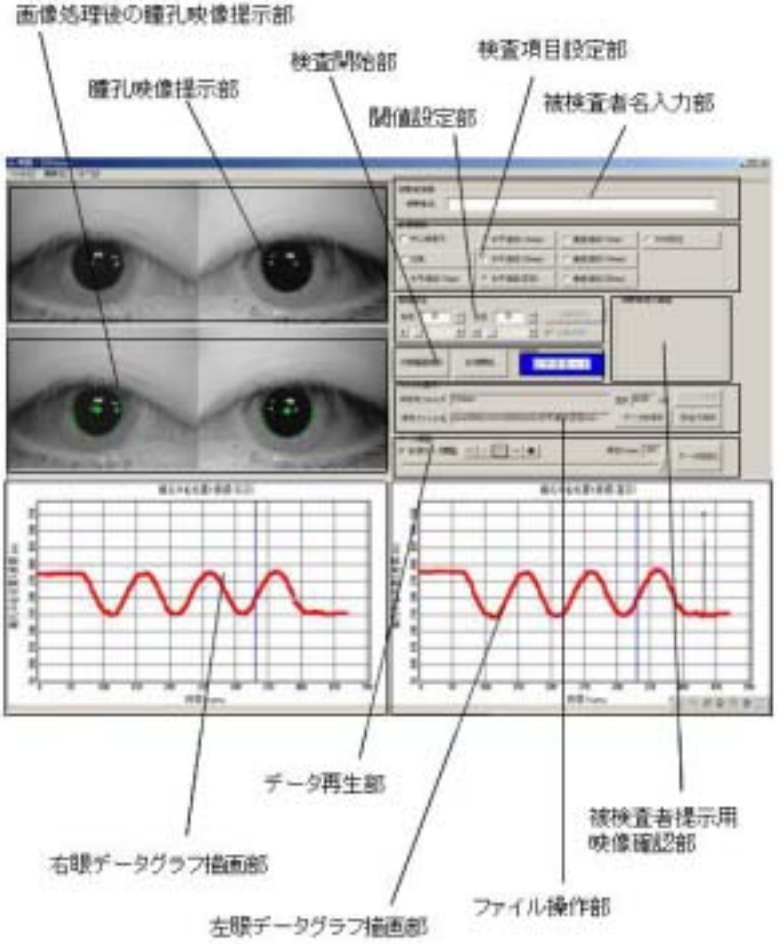

図 3.3: 検査者側インタフェース

図 3.4: Eye-Sensing Display 概観

対光反応検査

黒い背景を提示し，被験者にできるだけ画面の中央を見てもらい，測定開始 3 秒後に光刺激用の白色 LED をわずかな時間発光させ，計測中の瞳孔径の変化を計測する．白色 LED の発光時間は対光反応潜時よりも短く，縮瞳による負のフィードバックを生じさせないために 100msec に設定する [21]．また，白色 LED の明るさは，予備実験において瞳孔の対光反射を十分に誘発できた 49lx に設定する．図 3.6 に対光反応検査提示画面を示す。

図 3.5: 追従検査提示画面

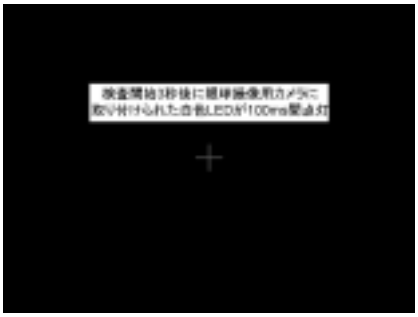

図 3.6: 対光反応検査提示画面

3.2 Eye-Sensing Display の問題点

2003 年 12 月、人間生活工学センターにおいて、Eye-Sensing Display の検査機器としての有効性と加齢が視覚系指標に及ぼす影響を調査するために、高齢者と若年者を対象とした被験者実験を行った。その結果、Eye-Sensing Display で使用している画像処理アルゴリズムでは、視覚系指標を正しく計測できない場合があるということが判明した。以下に、正しく計測できなかった代表的な例を列挙する。

- 極度に開眼状態の悪い場合
- まつげの多い被験者計測中に瞬目をした場合
- 眼鏡を着用して計測を行った場合
- 白内障手術歴のある被験者

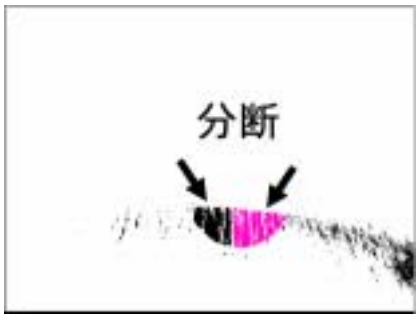

図 3.7: 誤認識した例 1

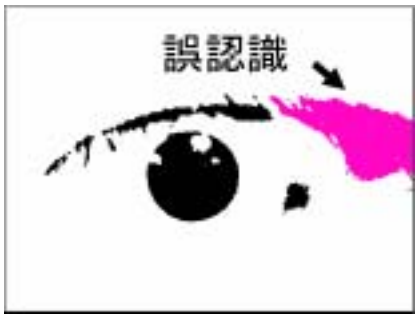

図 3.8: 誤認識した例 2

図 3.7 は、被験者の開眼状態が悪く、まつげによって瞳孔領域が分断され、瞳孔領域の右部分しか認識できなかった例である。また、図 3.8 は、ラベリング処理を行った結果、まつげやまぶたによるノイズ領域の方が瞳孔領域よりも面積が大きいため、目尻

の部分を瞳孔領域として誤認識した例である。眼鏡を着用した場合は、眼鏡のフレームや照明用赤外線LEDが眼鏡のレンズ表面に反射したことが障害となり瞳孔領域を抽出することはできなかった。白内障手術歴のある被験者は、水晶体に眼内レンズを移植した手術を受けたため、赤外線LEDが眼内レンズに反射し、正しく画像処理を行えなかった。

すべての人を検査対象とする検査システムとしてEye-Sensing Displayを用いることを考えると、どのような人でも精密かつ簡便に視覚系指標を計測できることが望ましく、被験者実験により抽出されたこれらの問題点を改善する必要がある。

3.3 新画像処理アルゴリズムの開発

眼鏡を着用した場合や白内障手術を行い眼内レンズを移植した場合など、物理的要因によって眼球画像に障害が加わった場合を除き、前項で述べた問題点は、画像処理アルゴリズムを改善することで、現在の画像処理精度を高めることができると考えられる。

そこで、前節で述べた問題点を改善するために、上述の問題点の原因を追究し、Eye-Sensing Displayで使用していた画像処理アルゴリズムの改良を試みた。

3.3.1 赤外線LED照明ムラの補正

撮像された眼球画像を調査すると、全体を通して画像の端で二値化した際のノイズが多く含まれていることが判明した。Eye-Sensing Displayでは、CCDカメラの周囲に配置した6個の高輝度赤外線LEDによって照明された眼球を撮像しているが、照明ムラが生じ、端の方では赤外線の光量が足りないことが直接の原因であると考えた。瞳孔領域抽出処理を行う前の段階で、このノイズの影響をできるだけ低く抑えることが望ましく、二値化する前に階調補正を行い、照明の明るさを均一にすることを試みた。

近似式を用いた階調補正

まず、赤外線LEDによる照明ムラを明らかにするために、Eye-Sensing DisplayのCCDカメラで白い背景を撮像した。図3.9に左目用カメラで撮像した画像を示す。図中に確認できる斑点はカメラレンズに付着した汚れであるが、その階調値の変化は眼球を撮像した際の階調値の変化に比べ些少であるため無視できる。図3.9より、y軸方向の階調値の変化は少なく、x軸方向では画像の右(顔の外側)に行くほど階調値が小

さく (暗く) なっていることが確認できる。そこで、画像を水平に①、②、③の領域に分割し、それぞれの領域での x 軸方向の変化に伴う階調値の変化を算出した。その結果を図 3.10 に示す。

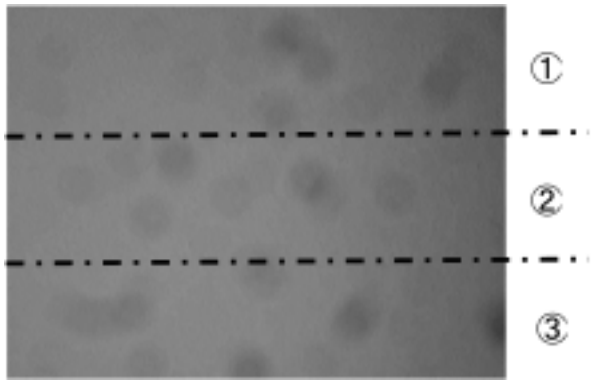

図 3.9: 赤外線 LED の照明ムラ

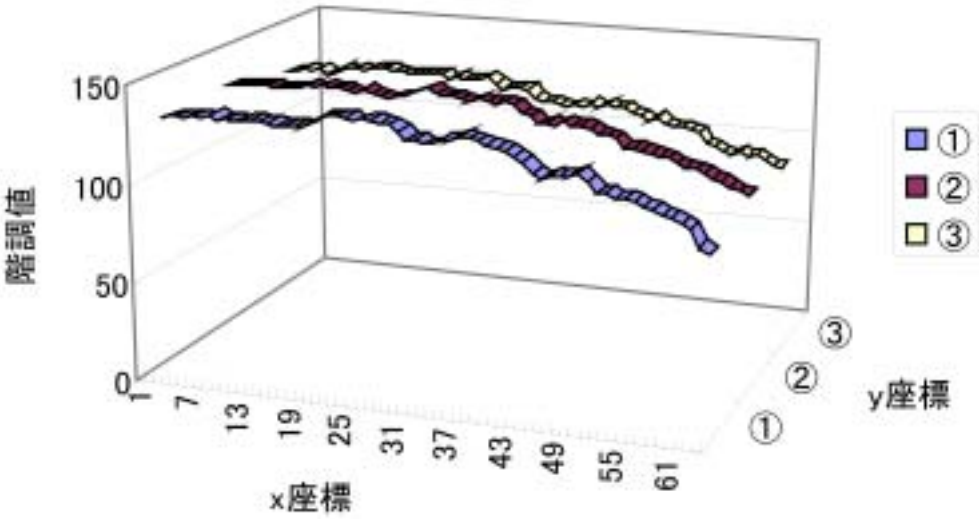

図 3.10: 図 3.9 の各領域の階調値

図 3.10 からは、x 軸の＋方向に進むに従って階調値が減少するという一定の関係が見られるため、それらの関係を示す近似式 (3.1) を求めた。

$$f(x) = -0.019x^2 + 0.69x + 124.2 \tag{3.1}$$

そして、撮像した画像の階調値に補正係数:128/f (x) を乗じ、赤外線 LED 照射時の階

調値が均一になるように補正した。ここで、補正係数の 128 とは図 3.1 において最も大きい階調値であり、補正係数を乗ずることで全ての画素の階調値を 128 に揃えることを意味する。図 3.9 の各画素に対して、この補正係数を掛け合わせた画像を図 3.11 に示す。画像右側の階調値が小さくなっていた部分が補正されており、画像の階調値はほぼ均一になった。

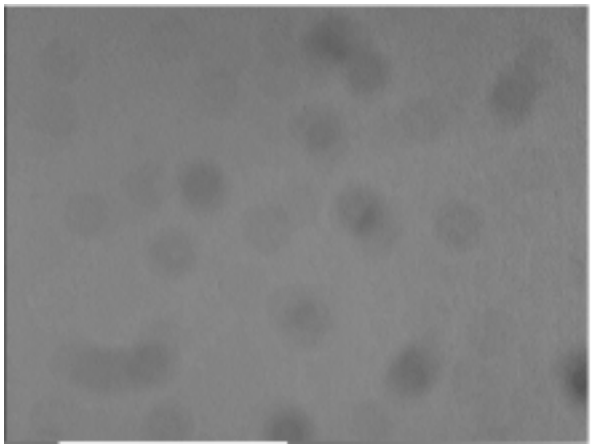

図 3.11: 図 3.9 を補正した画像

平滑化画像を用いた階調補正

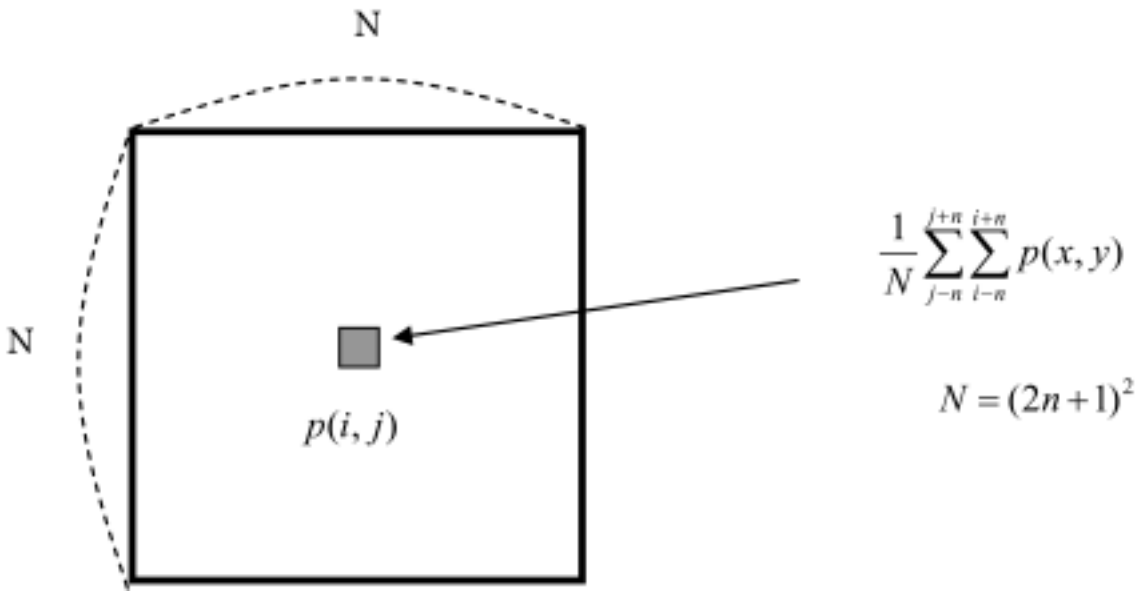

図 3.12: 平滑化処理

上述の近似式を用いた補正方法を用いて、眼球画像を補正してみたところ、問題と

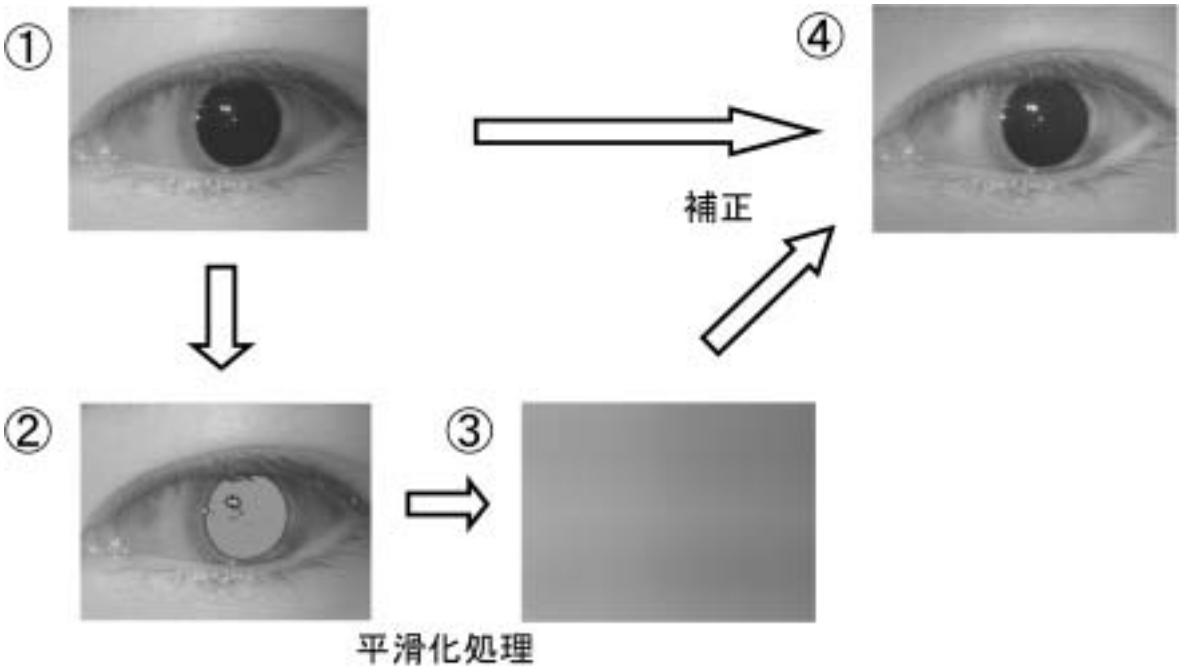

図 3.13: 補正画像作成過程

なっていた目尻部分は若干明るくなっていたものの、依然他の部分と比較すると暗く、二値化する際にノイズとして表れる場合が認められた。この原因として、人間の頭部の形状を勘案すると顔の端にいくほど赤外線 LED からの距離が遠くなり、目尻部分では相対的に赤外線 LED の光量が減少しているためではないかと考えられる。

この問題を解決するためには、顔の形状による照明の当たり具合を考慮した補正方法を考案しなければならない。そこで、まず、被験者ごとの照明の当たり具合の特徴を把握するために、眼球画像に平滑化処理を施した。ここで言う平滑化処理とは、図 3.12 に示すように注目している画素にその画素を中心とした N × N の正方形の範囲の画素の平均階調値を代入する処理のことである。この処理を施すことで、画像中の雑音を除去し階調値の小さな変化を平滑化することができる。なお、この処理は、顔の端での赤外線の相対的な光量を調べることが目的であり、平滑化する際に瞳孔領域の影響をできるだけ少なくするために、図 3.13 の②の画像のように階調値が閾値以下の画素はそれ以外の領域の平均階調値で置換し、その画像に平滑化処理を施した。図 3.12 において N=301 として 301 × 301dot の正方形で平滑化した画像を図補正画像作成過程の③に、その画像の情報を用いて元画像を補正した画像を④に示す。補正方法は、「近似関数を用いた階調補正」で述べた手法を同様に、注目している画素の階調値を平滑化した画像中の同じ座標の画素の階調値で割り、その値に 128 を乗じた値を補正後画像の階調値として置換した。目尻部分の照明ムラが補正されている様子がわかる。

この補正を Eye-Sensing Display のアルゴリズムに組み込むことによって、瞳孔抽出処理前の眼球画像の照明ムラによるノイズを抑えることができ、瞳孔径・瞳孔位置の算出精度が向上した。

第 4 章 眼疲労測定実験

本章では、本研究で行った眼疲労測定実験の目的や方法、実験に用いた計測機器について述べ、最後に測定した視覚系指標などの結果を示す。

4.1 実験の目的

第 2 章でも述べたように、疲労を直接測定することは不可能であり、生理的機能の低下や作業能力の低下によって疲労の程度を推定しなければならない。そこで、本実験は VDT 作業時における眼疲労の時間的推移を把握するために、視覚系指標や VDT 作業課題の成績、自覚症状などの指標の計測を行い、眼疲労の進行と各指標の関係について明らかにすることを目的とした。

4.2 眼疲労測定実験の手法

4.2.1 被験者

20 歳代の男女 8 名 (男性：7 名、女性：1 名、平均 24.8 歳）によって行った。その内、コンタクトレンズ着用者は 2 名、眼鏡着用者は 1 名、裸眼は 5 名であった。事前に、被験者の眼に関する疾患、視力、視力矯正器具の使用の有無や 1 日の PC 作業時間などを調査した。被験者一覧を図 4.1 に示す。

4.2.2 実験環境

1) 実験室間取り

実験は 2004 年 12 月、京都大学医学部構内先端科学研究棟 402 号室において行った。図 4.1 にその見取り図を示す。入り口を開け奥の窓に向かって右手に、手前の机から順にフリッカー値測定器、VDT 作業用 PC、faceLAB 制御用 PC を設置した。また、左手には、Eye-Sensing Display 用暗室を設けた。この暗室は一辺 2m の立方体の形状をしており、床面以外は全て遮光率 99%の黒色の布で覆い、一面のみスライド式のカーテ

表 4.1: 被験者一覧

被験者	性別	年齢	視力 (右)	視力 (左)	視力矯正器具の着用
A	男	25	0.1	0.1	眼鏡
B	男	25	0.1	0.1	眼鏡
C	男	25	0.7	0.7	無
D	男	25	0.7	0.5	無
E	女	24	0.6	0.6	無
F	男	27	0.7	0.7	無
G	男	24	0.03	0.05	眼鏡
H	男	23	0.02	0.02	コンタクトレンズ

ンを設置し暗室の入り口とした。なお、この暗室内の平均水平面照度は 0lx であった。

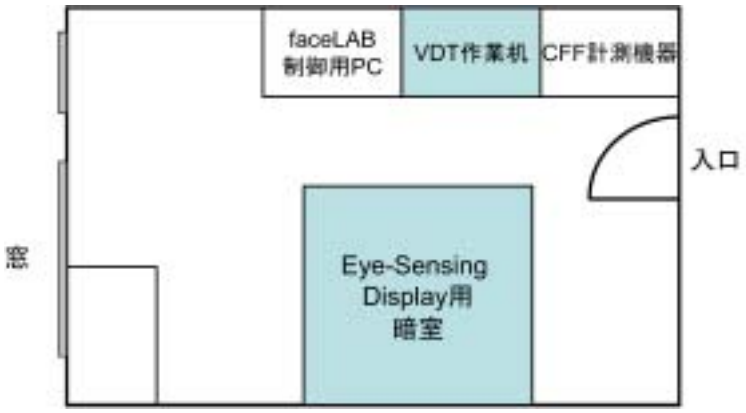

図 4.1: 実験室見取り図

2) 照明環境

照明器具は、室内天井の蛍光灯と、グレアを強制的に生じさせるために設置した蛍光灯のみとした。

照明環境が外光の影響を受けて変化することを防止し、常に均一な照明環境の下で実験を行うために、実験室奥の窓はブラインドを下ろし遮光した。

また、第 2.5.3 節で述べたように、照明の質は作業効率や眼疲労に大きく影響すると言われており、眼疲労を訴える原因は、照度ではなくグレアや照度のムラなどの照明の質的条件に起因することがわかっている。そこで、グレア発生用蛍光灯を VDT 作業

中に作業者の視界内に入りグレアを発生させるように作業用 PC のディスプレイ上面に設置した。(図 4.2 参照)。

この照明環境下での、図 4.1 の VDT 作業机上の平均水平面照度は 647lx であった。

3) 作業環境

作業用 PC には DELL 社製デスクトップ PC(CPU：Intel Pentium3 1.0GHz，メインメモリ 256MB、OS:Windows2000）を使用した。ディスプレイは、第 2.5.3 項で述べた鏡面反射現象を誘発しやすいように液晶ディスプレイではなく CRT(DELL 製、13 インチ) を用いた。

労務安全情報センター [22] では、正しいディスプレイの配置について「ディスプレイはその画面の上端が眼の位置よりも下になるような高さにすること。またおおむね 40cm 以上の視距離が確保できるようにすること」という指針付けている。これには、ディスプレイを高い位置に配置すると、ディスプレイを見る際にまぶたを大きく開く必要があるため、眼球の乾燥を促進し現疲労につながりやすいという背景がある。本研究では、できるだけ短時間に眼疲労を発生させることを目的に、作業者の視線が水平方向よりも高くなるように、床面から 70cm の作業机上に高さ 15cm の台を置き、その上にディスプレイを設置した。図 4.2 にその配置図を示す。

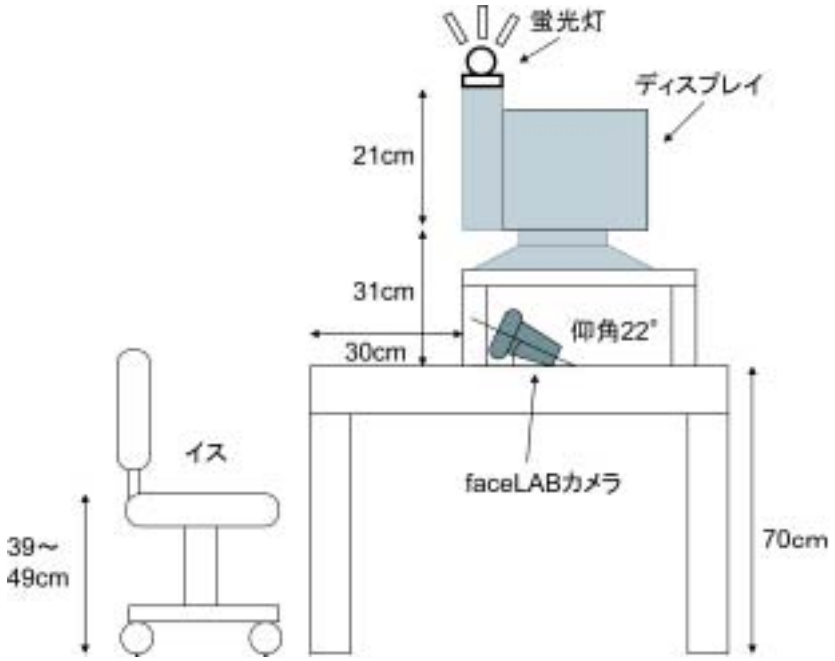

図 4.2: ディスプレイの配置図

4) 実験時間

瞳孔運動は自律神経系支配であり概日リズムに影響される[23]ため、すべての被験者において統一した時間帯で実験を行うことが望ましい。そこで、実験を行う時間帯は眼疲労の比較的少ない午前中に統一した。実験時間は、VDT 作業を 2 時間、アンケートや視覚系指標計測に約 20 分かかるため、平均的な実験時間は 2 時間 20 分であった。

VDT 作業時間は、予備実験を行った結果、生理指標、自覚症状ともに疲労の影響が認められたため、2 時間と設定した。

4.2.3 ＶＤＴ作業課題

芳賀[24]によると、一般的に被験者に課すメンタルワークロードとして、単純反応、暗算、カテゴリー判断、信号検出、事象数え、記憶探索、記憶保持、タッピング、文字探索などの課題が用いられている。本実験では、被験者に与える VDT 作業課題として、以下の要求を満たす課題を選択しなければならない。

- オフィスでの事務作業を想定しているため、知的作業よりも正確さを求められる作業であること。
- 比較的簡単な内容ですぐに習熟できること。
- 眼疲労を誘発させるような眼球運動を頻繁に行う視点移動が多い課題であること。
- 作業課題の成績が客観的に評価できること。
- 被験者の健康を考え、作業課題による過度のフラストレーションの蓄積や身体的要求が求められないこと。

そこで、本研究では上記の要求を満たす課題として数字探索課題を選択した。また、数字探索課題を VDT 作業課題として実現するために、フリーソフトウェア「ChipClick」[25]を使用した。図 4.3 に「ChipCilck」のインタフェースを示す。

このソフトウェアは、ディスプレイ上に散りばめられた数字を制限時間内に 1 から順番に探していくというものである。図 4.4 にその処理の流れを示す。

まず、最初に 1 から 30 までの数字の書かれたチップがウインドウ内に無秩序に散りばめられており、試行が始まると 1 から順番にマウスでクリックしていく。次に、ウインドウ内の 30 個のチップから 1 番目のチップを探し出し、1 番目のチップを正しくクリックすると、クリックされたチップはウインドウ内から消滅し、ランダムな位置に

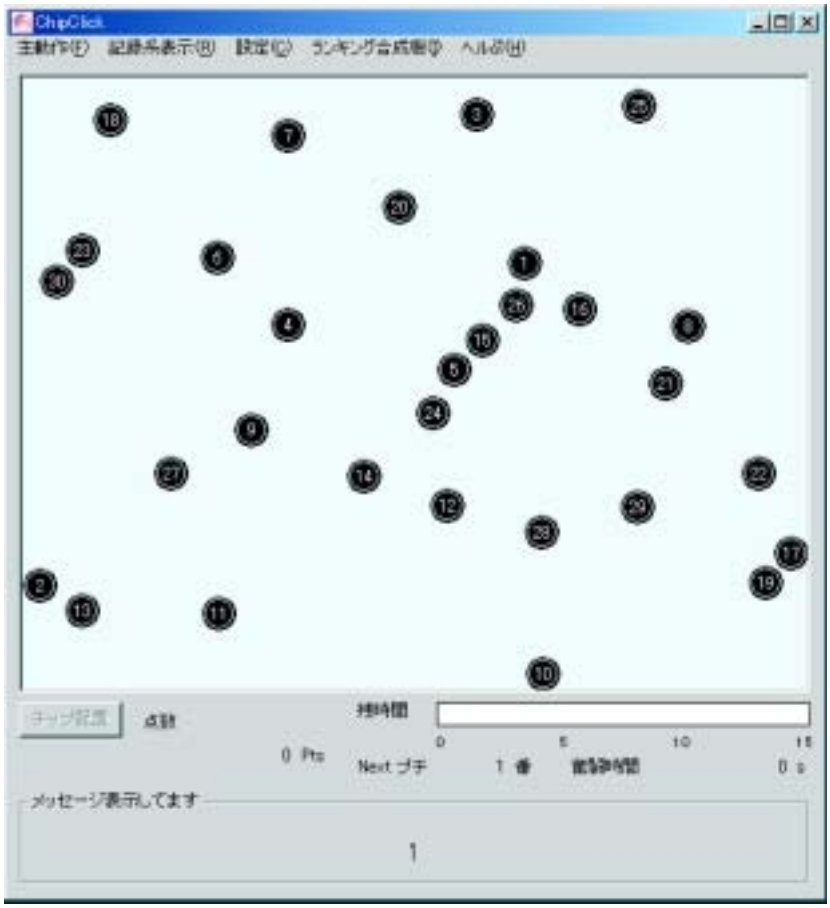

図 4.3: 数字探索課題インタフェース

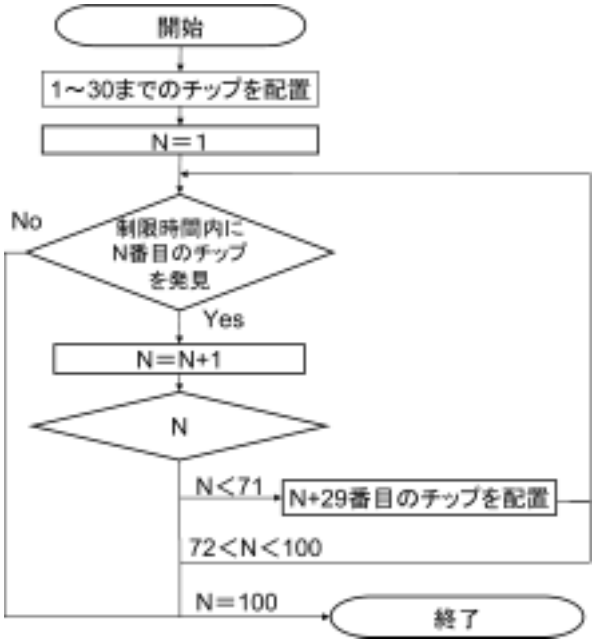

図 4.4: 数字探索課題フローチャート

新たに31番目のチップが出現する。そして、次に2番目のチップを探し出しクリックする、という操作をチップの番号が99になるまで繰り返し行う。ウインドウ内には常に30個のチップが存在していることになるが、チップ番号は99番で終わりであり、70番目以降のチップをクリック場合には新しいチップは増えずクリックしたチップのみが消滅するため、ウインドウ内のチップの数は、試行が進むにつれて少なくなる。また、この課題には制限時間があり、制限時間内に次のチップを探し出しクリックできなければ、その時点で終了となり、最後にクリックしたチップの番号がその試行の得点となる。一回の試行が終了すると、図4.3のチップ配置というボタンをクリックすると、新たに1から30までの数字の書かれたチップが配置され、次の試行を開始することができる。

この作業課題は、集中力と短期記憶力が要求され、視点移動を頻繁に行い数字の書かれたチップを探し出さなければならないため、眼疲労を誘発させる作業課題としては適している。

本実験では、設定したVDT作業時間内にこの数字探索課題を繰り返し行い、その成績を随時記録し作業課題成績として評価する。

4.2.4 計測項目

本実験で計測した項目について列挙する。

- 瞳孔対光反応 ··· Eye-Sensing Displayを用いて対光反応検査を行い、第4.4.2節で述べる各指標を算出した。
- 滑動性眼球運動···Eye-Sensing Displayを用いて水平追従検査(視標速度:28deg/sec)および垂直追従検査(視標速度：28deg/sec)を行い、各検査のGAINを算出した。
- フリッカー値 ··· 第4.3.3節で述べるフリッカー値計測器を用いて、フリッカー値を計測した。本実験では、一般的に採用されている60Hzからの下降法を用いて測定を行った。計測は連続して3回行い、その平均値をフリッカー値として用いた。
- 瞬目 ··· 第4.3.2節で述べるfaceLABを用いて瞬目を観察する。1分間の平均瞬目数を30分ごとに算出した。
- 自覚症状 ··· 日本産業衛生学会産業疲労研究会発行の「自覚症しらべ」[26][27]を用いた。25項目の質問事項をその性質ごとに5つの群に分類し評価した。付録Aに「自覚症しらべ」の一例を示す。

- 作業課題の成績 … 数字探索課題の 30 分間ごと平均成績を算出した。

4.2.5 実験の流れ

表 4.2 に実験の流れと各項目の所要時間を示す。実験を始める前に、まず、実験の趣旨、内容を被験者に説明し、実験に参加することを承諾してもらう。そして、事前アンケート (付録 B 参照) を行い、被験者の属性や実験当日の健康状態などを記入してもらう。

表 4.2: 実験の流れ

所要時間	項目
2 分	実験概要説明、事前アンケート記入
3 分	対光反応検査、追従検査
2 分	フリッカー値計測
1 分	自覚症しらべ記入
60 分	数字探索課題実行
3 分	対光反応検査、追従検査
2 分	フリッカー値計測
1 分	自覚症しらべ記入
60 分	数字探索課題実行
3 分	対光反応検査、追従検査
2 分	フリッカー値計測
1 分	自覚症しらべ記入
計 140 分	終了

次に、Eye-Sensing Display 用暗室に移動し、Eye-Sensing Display を用いて対光反応検査、水平追従・垂直追従検査を行う。そして、フリッカー値測定器を設置した机に移動しフリッカー値測定器を用いてフリッカー値を計測する。その後、自覚症しらべを記入してもらう。そして、VDT 作業用 PC の前に腰掛けてもらい、検査者は隣の faceLAB 制御用 PC を用いて faceLAB の設定を行う。設定終了後、被験者には VDT 作業課題である数字探索課題を 1 時間繰り返し行ってもらう。作業中の被験者の瞬目の様子は faceLAB によって記録される。そして、1 時間経過後、再び、速やかに Eye-Sensing

Display 用暗室に移動し、Eye-Sensing Display 計測、フリッカー値計測、自覚症しらべを行う。それらの計測が終了すると、再び 1 時間の VDT 作業を行ってもらい、その後各指標を計測して実験が終了する、という流れである。

Eye-Sensing Display による各検査は 2 回繰り返し行い、フリッカー値計測は連続して 3 回行い、それぞれの平均値を採用した。現在の Eye-Sensing Display では、眼鏡を着用したまま計測することができないため、裸眼あるいはコンタクトレンズ着用で視覚系視標の計測を行った。また、Eye-Sensing Display を用いた各検査中、被験者の瞬目によって適切なデータが取得できなかった場合は、再度同じ検査を行った。Eye-Sensing Display による追従検査やフリッカー値の測定は自覚的検査であり、習熟度によって検査結果が異なる恐れがあるため、事前に練習する時間を設けた。

実験中は休憩を挟まず、1 時間置きに各指標を計測する際にはできるだけ速やかに計測を行った。また、実験中は可能な限り VDT 作業課題に集中して取り組み、また、眼疲労を緩和する可能性のある眼のマッサージや点眼薬の使用はできるだけ行わないように要望した。

従来であれば、対光反応検査を行う際には、暗室に眼を慣らし瞳孔径を大きくするために暗順応を数分から 30 分程度行うが、本研究では、暗順応時に眼疲労が回復する恐れがあるため暗順応は省略し、VDT 作業終了後すぐに暗室内に入ってもらい Eye-Sensing Display を用いて計測を行った。暗順応と対光反応の各指標の関係については、瞳孔収縮率以外の指標については暗順応の影響を受けないことが、星野ら [16] によって明らかにされている。

4.3 計測機器について

4.3.1 Eye-Sensing Display

Eye-Sensing Display の機能の詳細については第 3 章で述べた通りである。本実験では、この Eye-Sensing Display を用いて対光反応検査と水平追従・垂直追従検査を行い、検査中の被験者の瞳孔径や瞳孔中心位置の推移を計測した。

4.3.2 faceLAB

faceLAB はドライバーや航空管制官の視点の移動の実験的解析を行うために、SeeingMachines 社 (オーストラリア) によって開発された頭部視線追跡システムである。

このシステムは、カメラで撮像した情報をもとにあらかじめ設定した顔のモデルを三次元的にとらえ、被験者の頭部位置や傾き、視線方向、瞬き、瞳孔径などをリアルタイムで取得し、頭部が移動しても追跡し指標を算出することができる。faceLAB の最大の特徴は、カメラ画像を画像処理する手法を採用しているため、非侵襲・非拘束で各指標を算出可能なこと、リアルタイムでトラッキングできるため結果をすぐに反映できることである。

faceLAB のインタフェースを図 4.5 に示す。インタフェースは機能別に 4 分割されており、後述する顔モデルの作成やトラッキングの開始は faceLAB の制御は左上のウインドウで行う。右上のウインドウには、カメラで撮像した顔画像と抽出した顔の特徴点、眼球部分の拡大画像が表示され、左下のウインドウでは、頭部位置や瞬目の有無、瞳孔径などの各指標を閲覧することができる。右下のウインドウには、ディスプレイと頭部の相対的な位置や視線方向が仮想空間上に表示される。

図 4.5: faceLAB インタフェース

次に、faceLAB の各指標の取得過程を順に示す。まず、被験者の前に設置した 2 台の CCD カメラ (図 4.6 参照) で被験者の頭部を撮影する。各カメラのレンズの周囲には赤外線 LED が 6 個ずつ付属しており、被験者の頭部は赤外線によって照明されている。次に、被験者の顔を認識するために、顔の特徴点を設定し被験者固有の顔モデルを作成する。顔の特徴点は口元、鼻孔、目尻、目頭、ホクロなど、表情の変化による影響が少ない点を登録する。図 4.7 は、顔モデル作成途中で鼻孔を登録している途中である。

図 4.6: faceLAB カメラ

その後、眼球の動きを認識するために、まぶたの開き具合や虹彩の大きさを登録し顔モデルが完成し、トラッキング可能となる。

付属の CCD カメラの撮像能力は 60 フレーム毎秒であり、視野角は± 45 度以内、頭部トラッキング範囲は 0.5m から 1.4m、水平トラッキング範囲幅は 1.5m である。また、顔の 50%が撮像した画像内にあればトラッキング可能である。

faceLAB では、多岐にわたる指標を取得することができるが、本研究では、瞬目情報を取得し、VDT 作業中の瞬目被験者の瞬目を計測する。このシステムでは、閉眼率が閾値以下になった場合を瞬目と判断している。また 0.35 秒以上の閉眼は瞬目としてカウントされない。閉眼率とは、まぶたの閉じている割合のことで、虹彩の面積の変化より求められ、虹彩がすべて露出しているとき”1”、まぶたを完全に閉じたとき”0”が出力される。

4.3.3 フリッカー値計測器

フリッカー値の計測には竹井機器工業製の 501BTKK フリッカー値計測器 2 型 4.3.3 を用いた。この機器は 2.5.2 で述べた下降法と上昇法の 2 通りの方法でフリッカー値を測定することができる。下降法は、被験者が付属のボタンを押している間、赤色光源の点滅周波数が 60Hz から下降し、点滅光と知覚し始めた時点でボタンを離し、その時点での点滅周波数を記録する。一方、上昇法は点滅周波数が 0Hz から上昇し、点滅光

図 4.7: faceLAB 顔モデル作成画面

図 4.8: VDT 作業環境

図 4.9: フリッカー値測計測器

と知覚しなくなった時点でボタンを離す。本体側面に設置されたスイッチによってこれらの測定方法を切り替えることができる。

また、光源の点滅周波数は常時本体側面のディスプレイに表示されているため、即座にフリッカー値を記録することができる。

4.4 眼疲労測定実験結果

4.4.1 追従検査結果

追従検査では、移動する視標を追従する滑動性眼球運動の様子を観察するが、その計測指標として、GAIN を用いる。GAIN とは式 (4.1) のように、視標速度に対する眼球速度の比のことである [28]。Eye-Sensing Display で行う追従検査では、視標がディスプレイ中を 3 往復半するため、その往復運動を 7 つの区間に分け、それぞれの GAIN を求めた。本実験では各区間の GAIN の平均値を追従検査の GAIN として求めた。

$$(\mathrm{GAIN}) = \frac{(\text{眼球速度})}{(\text{視標速度})} \tag{4.1}$$

作業前、1 時間後、2 時間後の水平追従検査の被験者別 GAIN を表 4.3 に、垂直追従検査の被験者別 GAIN を表 4.4 にそれぞれ示す。なお、被験者 H については、作業前、1 時間後、2 時間後に行ったいずれの検査においても、視標を追従する滑動性眼球運動中

にすばやい視点の動きであるサッケード (跳躍性眼球運動) が発生していた。サッケードは水平追従検査中、垂直追従検査中ともに見られたため、各区間での GAIN を求めることはできず、水平追従運動、垂直追従運動の評価対象から除外した。参考として付録 C に被験者 H の作業前の水平追従運動のグラフを添付する。

表 4.3: 水平追従 GAIN

被験者名	作業前	1 時間後	2 時間後
A	1.01	0.92	0.97
B	0.88	0.94	0.89
C	0.88	0.96	0.95
D	0.92	0.93	0.95
E	0.84	0.71	0.90
F	0.98	0.99	0.95
G	0.78	0.82	0.72
平均値	0.90	0.89	0.90

表 4.4: 垂直追従 GAIN

被験者名	作業前	1 時間後	2 時間後
A	0.78	0.88	0.87
B	0.71	0.66	0.73
C	0.26	0.29	0.39
D	0.84	0.71	0.90
E	0.69	0.70	0.82
F	0.61	0.77	0.71
G	0.46	0.41	0.35
平均値	0.63	0.64	0.68

4.4.2　対光反応検査結果

一般に、対光反応時の瞳孔径の変化を定量的に評価するための計測指標として、図 4.10 に示す最大収縮率、潜時、収縮速度、再拡張速度を用いられており [21]、本研究でもこれらの指標を用いる。以下で、これらの手法の定義とその導出方法について述べる。

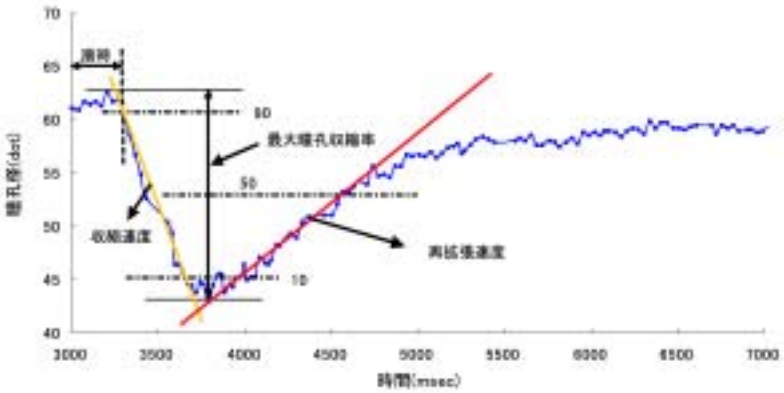

図 4.10: 対光反応指標

最大瞳孔収縮率

最大瞳孔収縮率を式 (4.2) と定義する。

$$(\text{最大瞳孔収縮率}) = 1 - \frac{(\text{最小瞳孔半径})}{(\text{最大瞳孔半径})} \tag{4.2}$$

最大瞳孔半径：瞳孔の自発動揺 [12] と計測誤差の影響を考慮して、光刺激を提示する直前の 10 フレーム (0.33sec) 間の瞳孔径の平均値を用いる。

最小瞳孔半径：光刺激により瞳孔が最も収縮したときの瞳孔半径とする。

潜時

光刺激を受けてから瞳孔が収縮を開始するまでの時間を潜時と定義する。具体的には、LED が発光し瞳孔が光刺激を受けてから、瞳孔半径が最大収縮率の 10%収縮した瞬間を瞳孔収縮開始時と定義し、光刺激提示時刻から瞳孔収縮開始時までの時間を算出する。

収縮速度

収縮速度は最大収縮率の 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。具体的な算出方法を図 4.11 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刻の前後の計測データから線形補間により求め、その時の瞳孔径をそれぞれ Rp、Rq とおき、さらに、Rp、Rq に対応する計測開始からの時間をそれぞれ Tp、Tq とし、収縮速度を式 (4.3) によって求める。

$$(\text{収縮速度}) = \left|\frac{Rp - Rq}{Tp - Tq}\right| \tag{4.3}$$

なお、収縮速度の単位は、mm/sec である。

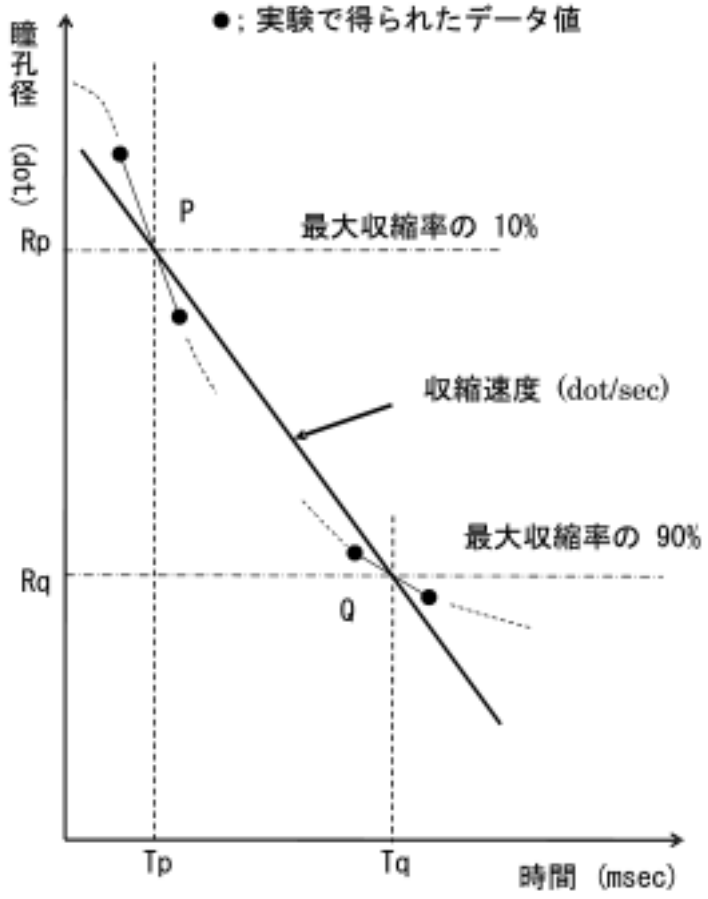

図 4.11: 収縮速度の算出方法

再拡張速度

第 2.3.3 項で述べた初期再散瞳に相当する最大収縮率の 10%再拡張時から 50%再拡張時までの速度と再拡張速度と定義する。具体的な算出方法を図 4.12 および以下に示す。

最大収縮率の 10%収縮時と 50%収縮時の瞳孔径をそれぞれの時刻の前後の計測データから線形補間により求め、その時の瞳孔径をそれぞれ Rs、Ru とおき、さらに、Rs、

Ru に対応する計測開始時からの時間をそれぞれ、Ts、Tu とし、再拡張速度を式 4.4 によって求める。

$$(\text{再拡張速度}) = \frac{|Rs - Ru|}{Ts - Tu} \tag{4.4}$$

再拡張速度の単位も収縮速度同様 mm/sec である。

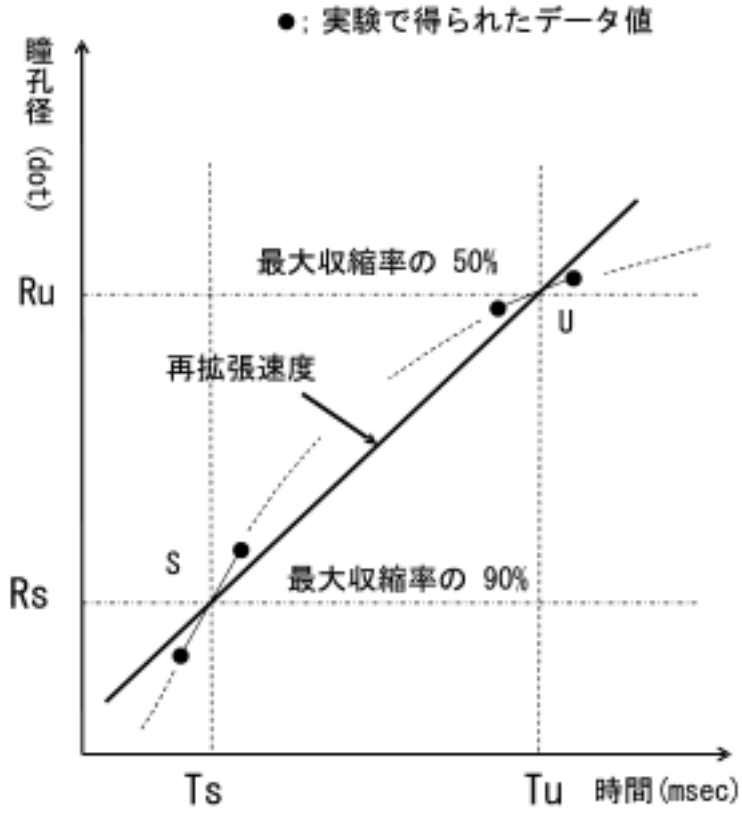

図 4.12: 再拡張速度の算出方法

表 4.5 に VDT 作業前、1 時間後、2 時間後に計測した被験者ごとの最大瞳孔収縮率を、表 4.6 に潜時を、表 4.7 に収縮速度を、表 4.8 に再拡張速度を、それぞれ示す。また、参考として付録 D に被験者 E の作業前、1 時間後、2 時間後の対光検査中の瞳孔径の変化をグラフ化した図を示す。

4.4.3 フリッカー値

フリッカー値の計測は連続して 3 回行い、それらの平均値を求めた。表 4.9 に VDT 作業前、1 時間後、2 時間後に計測したフリッカー値測定結果を被験者別に示す。表中

表 4.5: 対光反応検査結果 (最大瞳孔収縮率)

	最大瞳孔収縮率 (%)			変化率		
被験者	作業前	1 時間後	2 時間後	作業前	1 時間後	2 時間後
A	18.96	15.29	16.16	1.00	0.80	0.85
B	18.88	13.45	20.29	1.00	0.71	1.07
C	24.93	20.03	10.14	1.00	0.80	0.41
D	26.95	14.08	13.83	1.00	0.52	0.51
E	21.95	12.74	7.08	1.00	0.58	0.32
F	19.89	22.70	20.73	1.00	1.14	1.04
G	23.35	13.07	14.29	1.00	0.55	0.61
H	10.62	9.92	9.96	1.00	0.93	0.93
平均値	20.69	15.16	14.06	1.00	0.75	0.72

表 4.6: 対光反応検査結果 (潜時)

	潜時 (sec)			変化率		
被験者	作業前	1 時間後	2 時間後	作業前	1 時間後	2 時間後
A	0.303	0.301	0.293	1.00	0.993	0.966
B	0.318	0.321	0.336	1.00	1.002	1.056
C	0.300	0.287	0.302	1.00	0.956	1.006
D	0.297	0.292	0.301	1.00	0.983	1.013
E	0.340	0.321	0.331	1.00	0.944	0.973
F	0.306	0.335	0.322	1.00	1.094	1.052
G	0.330	0.314	0.309	1.00	0.951	0.936
H	0.318	0.312	0.330	1.00	0.981	1.037
平均値	0.314	0.310	0.315	1.00	0.989	1.005

表 4.7: 対光反応検査結果 (収縮速度)

	収縮速度 (mm/sec)			変化率		
被験者	作業前	1 時間後	2 時間後	作業前	1 時間後	2 時間後
A	27.15	28.86	27.27	1.00	1.06	1.00
B	27.21	32.84	22.48	1.00	1.20	0.82
C	49.10	41.35	29.36	1.00	0.84	0.59
D	47.54	33.50	35.55	1.00	0.70	0.74
E	40.27	24.42	12.89	1.00	0.60	0.32
F	49.96	30.55	34.47	1.00	0.61	0.68
G	27.17	26.36	25.83	1.00	0.97	0.95
H	26.02	27.90	26.31	1.00	1.07	1.01
平均値	35.30	30.72	26.77	1.00	0.99	0.87

表 4.8: 対光反応検査結果 (再拡張速度)

	再拡張速度 (mm/sec)			変化率		
被験者	作業前	1 時間後	2 時間後	作業前	1 時間後	2 時間後
A	11.66	10.27	11.30	1.00	0.88	0.97
B	12.65	11.92	14.47	1.00	0.94	1.14
C	22.10	14.70	12.70	1.00	0.66	0.57
D	20.59	12.83	11.66	1.00	0.62	0.56
E	11.30	7.51	4.72	1.00	0.66	0.42
F	16.66	15.40	9.12	1.00	0.92	0.55
G	12.66	11.25	10.41	1.00	0.88	0.82
H	11.38	7.89	7.55	1.00	0.69	0.66
平均値	14.40	11.43	10.86	1.00	0.83	0.84

の各値の単位は Hz である。また併せて、作業前のフリッカー値に対する 1 時間後、2 時間後のフリッカー値の比を求め、変化率として示す。

表 4.9: フリッカー値測定結果

	フリッカー値 (Hz)			変化率		
被験者	作業前	1 時間後	2 時間後	作業前	1 時間後	2 時間後
A	41.67	38.67	36.67	1.00	0.93	0.88
B	40.00	39.33	39.00	1.00	0.98	0.98
C	31.33	29.67	29.00	1.00	0.95	0.93
D	38.33	35.67	34.67	1.00	0.93	0.90
E	38.00	37.33	35.33	1.00	0.98	0.93
F	39.33	38.33	37.67	1.00	0.97	0.96
G	36.67	33.67	33.00	1.00	0.92	0.90
H	36.00	33.00	33.33	1.00	0.92	0.93
平均値	37.90	36.10	35.05	1.00	0.95	0.92

4.4.4 瞬目

faceLAB によって計測した実験中の瞬目率の時間的推移を表 4.10 に示す。瞬目率とはある条件下で単位時間当たりに発生した瞬目数のことを意味する。単位時間の設定は研究者によって異なるが、本研究では最も一般的に用いられている 1 分間の瞬目数を瞬目率と定義した [13]。

faceLAB では、作業用机に固定した CCD カメラによって撮像した被験者の画像を画像処理することで瞬目を検出しているが、姿勢移動によって被験者の顔がカメラのアングル内から外れた場合は、瞬目データを計測することができなかった。

このデータの欠落による影響をできるだけ少なくするために、1 分間の瞬目率の 30 分ごとの平均値を算出した。その結果を、表 4.10 に示す。

被験者 F と H に関してはすべての時間の計測データが欠落していたため省略する。

表 4.10: 瞬目率

被験者	0〜30(分)	30〜60(分)	60〜90(分)	90〜120(分)
A	11.2	17.7	10.9	14.0
B	10.1	16.3	11.3	13.4
C	16.2	21.3	16.0	19.2
D	12.0	13.7	8.9	16.0
E	10.6	12.5	11.8	14.0
G	6.3	12.0	9.0	9.5
平均	11.1	15.6	11.3	14.4

4.4.5 自覚症状

表 4.11 に被験者ごとの「自覚症しらべ」の結果を示す。表中の各値は、「自覚症しらべ」の 25 個の質問 (5 点満点) をその性質ごとにそれぞれ 5 つずつ Ⅰ〜Ⅴ群 (Ⅰ：ねむけ感、Ⅱ：不安感、Ⅲ：不快感、Ⅳ：だるさ感、Ⅴ：ぼやけ感) に分類し、各群ごとに求めた 5 つの質問の平均値である。また、併せて経過時間ごとの各群の平均値も求めた。

4.4.6 数字探索課題成績

表 4.12 に被験者ごとの数字探索課題成績を示す。作業時間の経過による課題成績の変化を明らかにするために、2 時間の作業時間を 30 分ごとに区切り、各区間での課題成績の平均値と各区間におけるすべての被験者の平均値を求めた。

第 4.2.3 項で述べたように、この数字探索課題は、常にウインドウ内に数字の書かれた 30 個のチップが散らばっており、その中から目的の数字を探し出すという内容であるが、ソフトウェアの仕様上、99 番目のチップでゲームが終了するため、探索対象の数字が 70 番目以降になると、ウインドウ内のチップの数は一つずつ減少していく。その結果、70 番目以降は徐々に数字探索が容易になり、時間切れになる事例は皆無であった。すなわち、70 番目に到達すると、無条件に 99 番目まで探し出すことができ難易度が変化するため、課題成績結果に及ぼす影響を考慮しなければならない。よって、本研究では、得点が 99 の場合は、得点調整を行い 80 点に換算した。

表 4.11: 自覚症状まとめ

	被験者	作業前	1時間後	2時間後		被験者	作業前	1時間後	2時間後
Ⅰ ねむけ感	A	3.0	3.4	3.8	Ⅳ だるさ感	A	1.0	1.0	1.2
	B	1.8	1.8	1.8		B	1.0	1.2	1.0
	C	2.4	3.8	3.0		C	1.0	1.6	1.6
	D	1.4	1.6	1.6		D	1.0	1.2	1.0
	E	1.8	3.4	4.2		E	2.0	3.4	4.2
	F	1.0	1.2	1.2		F	1.0	1.2	1.2
	G	1.0	1.8	3.6		G	1.6	2.8	3.2
	H	1.4	2.0	1.4		H	1.0	1.2	1.2
	平均	1.7	2.4	2.5		平均	1.2	1.7	1.8
Ⅱ 不安感	A	1.2	1.2	1.8	Ⅴ ぼやけ感	A	1.2	2.8	3.8
	B	1	1.4	1.6		B	1.2	2.2	2.2
	C	1	1.2	1.0		C	1.6	4.2	4.0
	D	1	1.2	1.0		D	1.2	3.2	3.8
	E	1.2	2	2.4		E	2.4	4.4	5.0
	F	1	1.2	1.2		F	1.8	2.2	2.2
	G	1	1.0	2.0		G	1.0	3.2	2.8
	H	1.2	1.0	1.0		H	1.0	3.0	3.0
	平均	1.1	1.3	1.5		平均	1.4	3.2	3.4
Ⅲ 不快感	A	2.2	3.0	3.8					
	B	1.4	2.6	2.0					
	C	1.2	1.2	1.0					
	D	1.2	1.4	1.4					
	E	1.4	2.4	3.0					
	F	1.0	1.2	1.2					
	G	1.0	2.6	3.0					
	H	1.2	1.8	2.6					
	平均	1.3	2.0	2.3					

表 4.12: 数字探索課題成績

	0〜30 分	30〜60 分	60〜90 分	90〜120 分	平均
A	56.9	57.6	60.9	61.8	59.3
B	35.2	40.3	39.0	40.1	38.7
C	31.5	33.0	34.9	36.1	33.9
D	51.1	53.1	48.2	45.8	49.5
E	40.6	37.2	36.4	45.3	39.8
F	27.8	31.4	30.1	38.7	32.0
G	31.3	27.4	30.6	37.7	31.7
H	44.1	50.4	53.0	55.6	50.8
平均	39.8	41.3	41.6	45.1	42.0

第 5 章 眼疲労測定実験結果の考察

本章では第 4 章で述べた眼疲労測定実験の結果について各指標別に考察を行い、最後にそれらをまとめ、今後の課題について述べる。

5.1 Eye-Sensing Display 測定データの考察

5.1.1 追従検査の考察

図 5.1 に作業前、1 時間後、2 時間後の各被験者の水平追従検査の GAIN を、図 5.2 に垂直追従検査の GAIN を示す。前述の通り被験者 H については滑動性眼球運動中にサッケードが見られ GAIN を算出できなかったため省略した。

水平追従検査については、被験者 E、G に一部 GAIN の低下が見られたものの他の被験者については、作業前、1 時間後、2 時間後を通して、作業時間の経過による顕著な GAIN の低下は見られず、おおむね視標を追従できているという結果であった。

垂直追従検査に関しては、水平追従検査よりも関係する眼筋の数が多くまぶたの運動も連動する複雑な運動であるため、GAIN に散らばりが見られた。特に被験者 C、G は視標の運動に眼球運動がついていけず、GAIN が低い値であった。この検査に関しても、作業時間の経過による顕著な GAIN の低下が見られた被験者はいなかった。

以上のことから、視標速度が 28deg/sec の水平・垂直追従運動では、作業時間の経過による GAIN 低下は見られなかった。

追従検査は自覚的検査であり、被験者の健康状態や習熟度によって大きく値が変化するため、評価をするためには、数日間を通して実験を行ったり、検査内容に習熟するために練習する期間を数日設けるべきであったことは反省材料である。

また、視標速度についても 28deg/sec だけではなく、数種類行うとまた違ったデータが得られた可能性があることも今後に活かすべき課題である。

5.1.2 対光反応検査の考察

図 5.4 に収縮率の結果を、図 5.5 に潜時の結果を、図 5.6 に収縮速度の結果を、図 5.7 に再拡張速度の結果を示し、これらの結果を図 5.8、表 5.1 にまとめた。

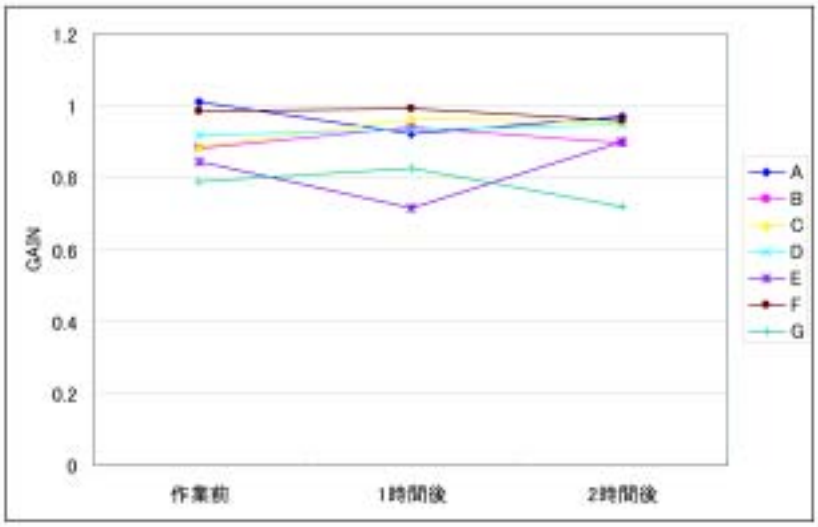

図 5.1: 水平追従検査結果

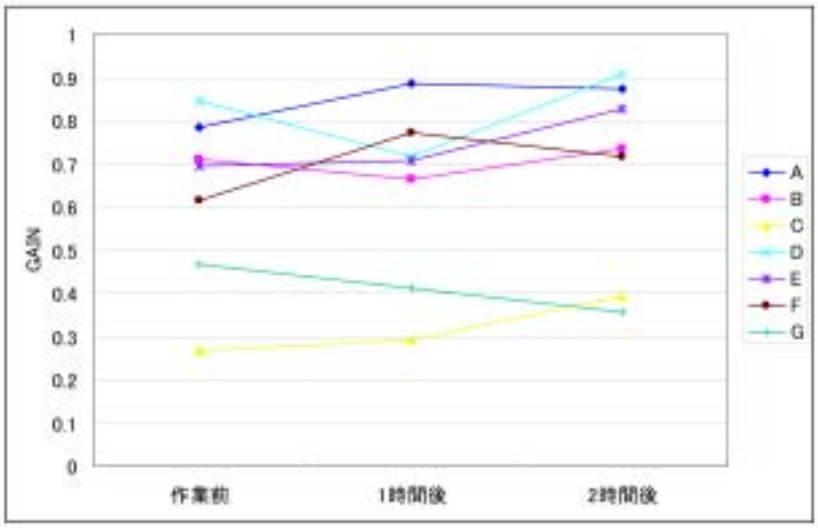

図 5.2: 垂直追従検査結果

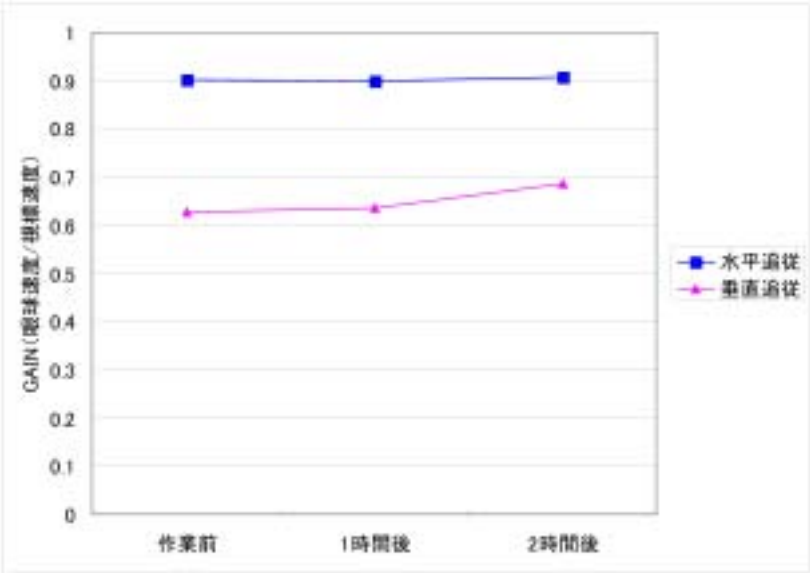

図 5.3: 水平・垂直追従検査結果まとめ

収縮率

第 4.2.5 節でも述べたが、本実験では眼疲労の回復を憂慮し十分な暗順応を行わずに対光反応検査を 行った。このため、対光反応検査を行う際の初期瞳孔径が暗順応を行った場合に比べて小さいため、収縮率も暗順応を行った場合に比べて小さくなるということを念頭に置いて考察を行わなければならない。

収縮率は、時間経過に伴って明らかに値が低下した被験者群 (被験者 C、D、E、G) とあまり変化が見られなかった被験者群 (被験者 A、B、F、H) に大別することができる。便宜上、前者を第 1 群、後者を第 2 群とすると、作業前を 100%としたときの 2 時間後の第 1 群の平均収縮率は 46%、第 2 群の平均収縮率は 97%であった。

瞳孔収縮は、副交感神経の反射活動であり、縮瞳率は神経伝導速度や瞳孔括約筋の状態に影響される。しかし、以下の潜時の項で述べるように、潜時の結果より本実験の VDT 作業では、神経伝導速度は低下しなかったことが言える。よって、第 1 群において縮瞳率の低下が認められたのは、瞳孔括約筋の筋疲労が主たる原因であると考えられる。

潜時

潜時に関しては、どの被験者においても作業前、1 時間後、2 時間後で変化は少なく、t 検定の結果有意な差は見られなかった。最も変化が大きかった被験者 F は潜時が 0.297

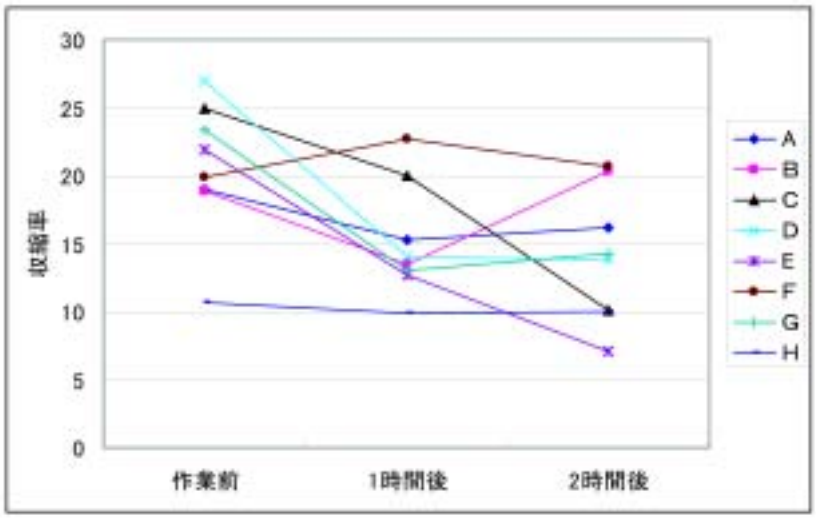

図 5.4: 対光反応検査結果 (収縮率)

秒 (作業前) から 0.301 秒 (2 時間後) へ 5.2%増加した。また、全被験者の平均潜時は、0.314 秒 (作業前) から 0.315(2 時間後) と 0.5%の増加であった。

一般に潜時は神経伝導速度や瞳孔支配自律神経の機能に影響されると考えられている。作業前後での潜時に有意な差が見られなかったことから、本実験で行った VDT 作業による神経伝導速度の低下や瞳孔支配自律神経機能の低下はなかった考えることができる。

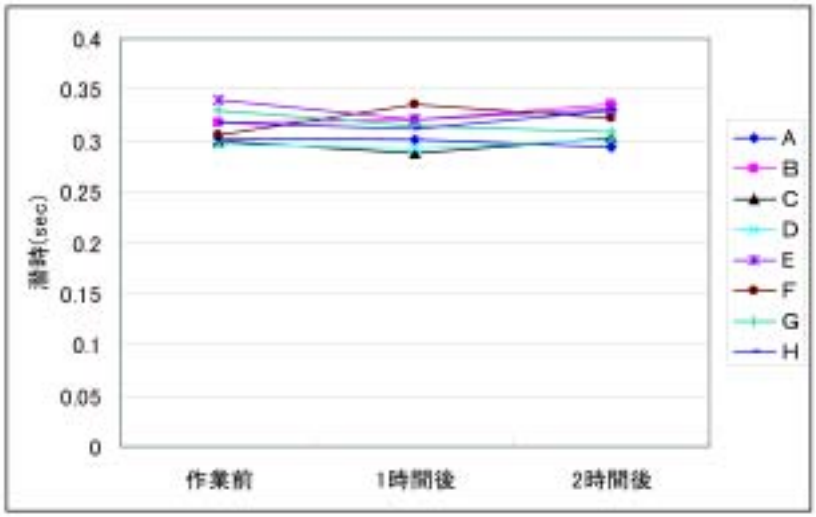

図 5.5: 対光反応検査結果 (潜時)

収縮速度

この項目も”収縮率”同様に作業時間経過に伴って明らかに値が低下した被験者群とほどんど変化しなかった被験者群に分かれた。前者は被験者 C、D、E、F で作業前の収縮速度に対して 2 時間後の収縮速度の平均値は 58%、後者は被験者 A、B、G、H で作業前の収縮速度に対して 2 時間後の収縮速度の平均値は 95%であった。

収縮速度は神経伝導速度や瞳孔括約筋の影響を受け変化すると考えられているが、今回の実験では神経伝導速度の低下は認められなかったため、収縮速度が低下した被験者に関しては、瞳孔括約筋が筋疲労を起したと考えられる。

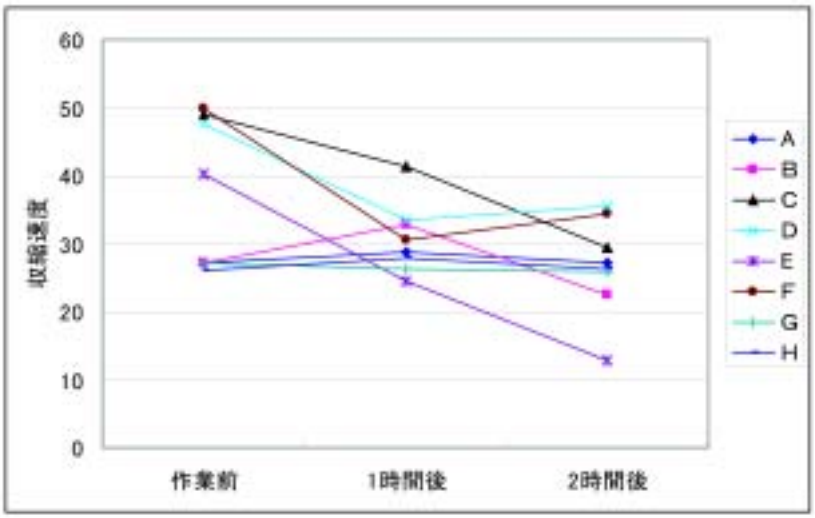

図 5.6: 対光反応検査結果 (収縮速度)

再拡張速度

この指標も時間経過により値が低下した被験者群 (被験者 C、D、E、F) と低下が見られなかった被験者群 (被験者 A、B、G、H) に分けることができた。前者は作業前の再拡張速度に対して 2 時間後の再拡張速度の平均値は 53%、後者の作業前の再拡張速度に対して 2 時間後の再拡張速度の平均値は 90%であった。

本実験での再拡張速度は第 2.3.3 項で述べた初期再散瞳にあたり、副交感神経活動の減少によるもので、神経伝導速度や瞳孔散大筋の影響を受ける。

上述した通り、今回の実験では神経伝導速度の低下は認められなかったため、再拡張速度が減少した被験者においては、瞳孔散大筋が筋疲労を起していると推測できる。

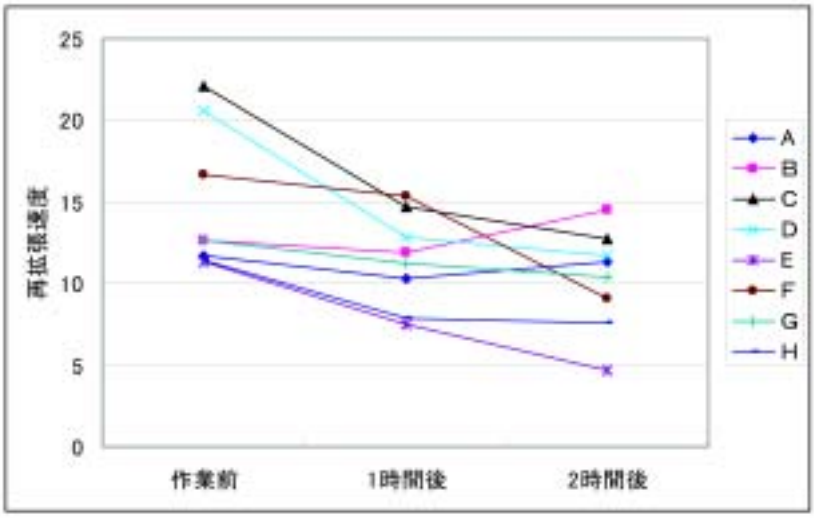

図 5.7: 対光反応検査結果 (再拡張速度)

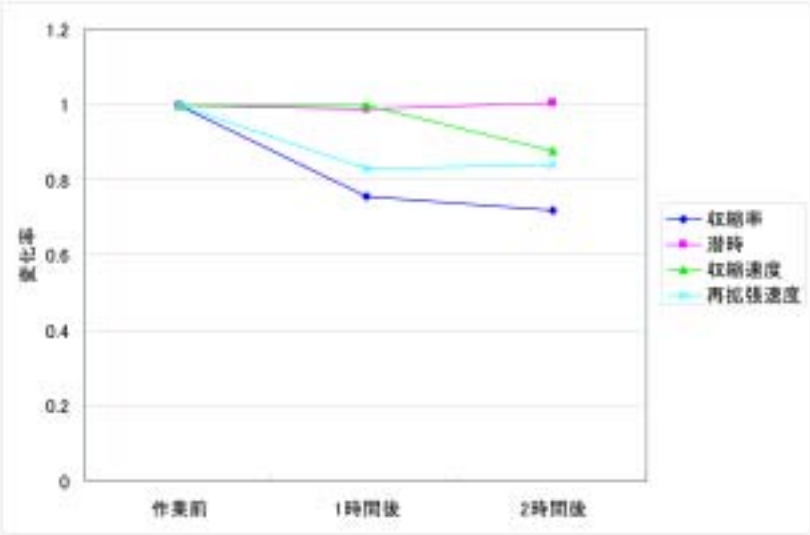

図 5.8: 対光反応検査結果まとめ 1

表 5.1: 対光反応検査結果まとめ 2

被験者	収縮率	潜 時	収縮速度	再拡張速度
A	→	→	→	→
B	→	→	→	→
C	↓	→	↓	↓
D	↓	→	↓	↓
E	↓	→	↓	↓
F	→	→	↓	↓
G	↓	→	→	→
H	→	→	→	→

対光反応検査各指標まとめ

対光反応検査の各指標の作業前後での値の変化を被験者別にまとめた。表 5.1 では、変化率が 20%以下の項目については「→」、それ以上の割合で値が低下した項目については「↓」と記した。

対光反応検査の指標の中で作業時間の経過に伴って変化が最も大きかった指標は収縮率、次いで再拡張速度、収縮速度、そして潜時は変化がほとんど見られなかった。よって潜時以外の 3 つの指標について測定を行えば、眼疲労の検出を行うことができると考えられる。

しかし、被験者一人一人について詳しく見ると、作業時間の経過と共に値の低下が見られた被験者と低下が見られなかった被験者に分けることができた。特に被験者 C、D、E は潜時以外の指標で顕著な低下が見られ、被験者 A、B、H に関しては各指標の低下は見られなかった。

この差が生じる原因について考察すると表 4.1 の被験者一覧より、被験者 A、B、G、H いずれもは視力が 0.1 以下で眼鏡やコンタクトレンズを常用しており、実験当日もそれらを着用していた。逆に残りの被験者 C、D、E、F は視力が 0.5〜0.7 で良いとはいえないが、視力矯正器具を必要としない程度の視力であった。

被験者数が少なくこれは、偶然の一致に過ぎないかもしれないが、本実験では視力の悪い被験者では、VDT 作業を行っても、各指標の値の低下は見られなかったという結果が得られた。

5.2　フリッカー値の考察

実験によって得られたフリッカー値の変化率の時間的推移を図 5.9 に示す。初期値の違いはあるものの、すべての被験者において、時間経過と共にフリッカー値が減少していることが読み取れる。最も変化の少なかった被験者 B の変化率は 98%、最も変化が大きかった被験者 A の変化率は 88%、被験者全体の平均変化率は 92%であった。

第 2.5.2 項で述べたように、フリッカー値は、大脳皮質の活動水準との間で顕著な相関が認められており、フリッカー値の低下は、覚醒水準の減衰に起因する知覚機能の低下を反映し、視覚系を含む知覚連合皮質における視覚情報処理能力の低下を表す。

第 4.4.5 項に示す自覚症しらべの結果によると、ねむけ感をあらわす第 I 群の値が時間経過と共に上昇していることから、少なからず覚醒度が低下していることが伺える。

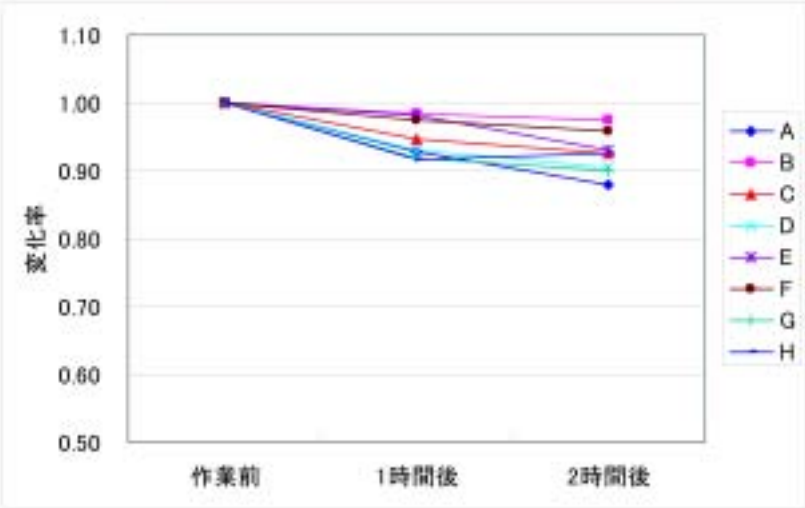

図 5.9: フリッカー値測定結果

5.3　瞬目の考察

実験によって得られた被験者ごとの瞬目率の時間的推移を図 5.10 に示す。6 名分のデータしか得られなかったが、図より、瞬目率にばらつきがあるものの、すべての被験者において 30 分ごとに増加、減少、増加を繰り返す傾向を示していることが読み取れる。

作業時間 60 分を境界に一度瞬目率が減少したのは、作業開始から 1 時間後に視覚系指標の計測の為に、一度作業を中断したことが影響したと考えられれる。Eye-Sensing

Display とフリッカー値計測器を用いた計測には 5 分程度所用したが、計測している間は VDT 作業を一時中断してもらったので、被験者にとっては休息になったのではないかと予想できる。

また、作業中に瞬目率が増加した理由としては、表 2.1 より、目の疲労の増加、わずかな眠気、眼球の垂直運動の増加などが考えられる。

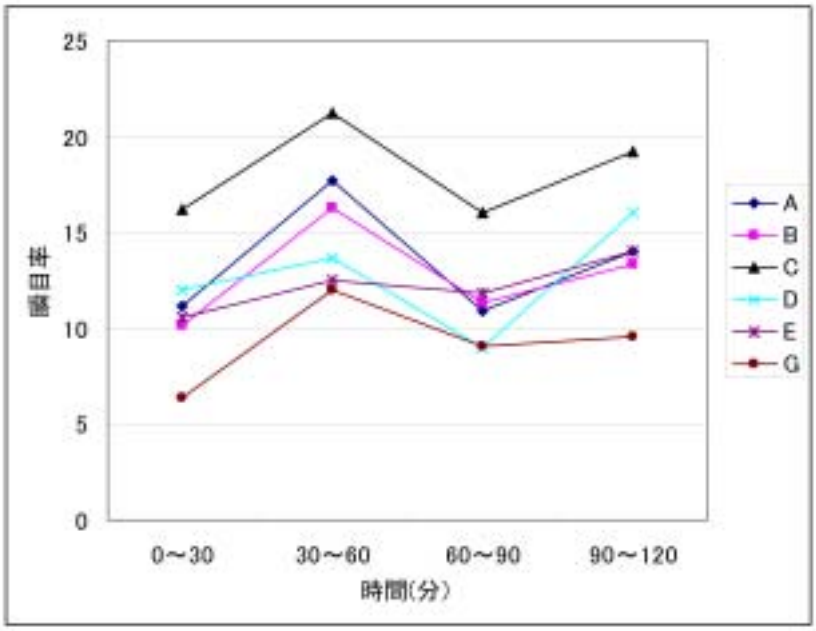

図 5.10: 瞬目測定結果

5.4 自覚症状の考察

「自覚症しらべ」によって得られた作業前、1 時間後、2 時間後の疲労感を図 5.11 に示す。ねむけ感、不安感、不快感、だるさ感、ぼやけ感のどの群も作業前の値よりも 2 時間後の値の方が高かった。その中でも、ねむけ感が特に増加した割合が高く、次いで不快感、ねむけ感、だるさ感、不安感の順であった。このぼやけ感の項目は眼疲労を反映する質問から構成されているため、本実験で用いた VDT 作業は、最も眼疲労を誘発する内容であったことがわかる。

また、1 時間後と 2 時間後との間の各疲労感の値には大きな差はなかった。当初、疲労感は作業時間に比例して増加すると考えていたが、1 時間の作業時間でほぼ飽和した状態であったことが推測できる。このことは、今後、VDT 作業に関する実験を行う際に、作業時間を設定する上で考慮すべき事柄である。

本実験では、VDT 作業時における眼疲労の時間推移を計測することが目的であり、その眼疲労を誘発させるために VDT 作業課題として、数字探索課題を選択した。自覚症しらべの結果より、VDT 作業で被験者は眼疲労を最も知覚していたことが判明したことから、本実験での VDT 作業課題の選択は適切であったといえる。

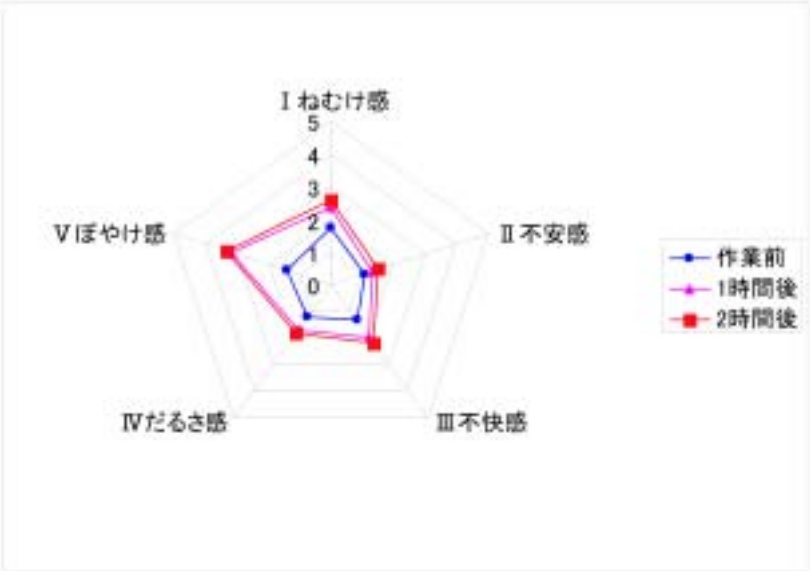

図 5.11: 自覚症状検査結果

5.5 作業課題成績の考察

本実験で行った VDT 作業課題である数字探索課題の成績を 30 分ごとにまとめたグラフを図 5.12 に示す。最高得点は被験者 A で 59.3 点、最低得点は被験者 G で 31.3 点、全被験者の平均得点は 40.2 点であった。被験者ごとに成績のばらつきは大きかったが、被験者 D を除くすべての被験者で、時間経過と共に平均得点が上昇する結果となった。また、対光反応検査で見られた被験者の視力による成績の差は見られなかった。

この数字探索課題は目的の番号のチップを探す作業を繰り替えす忍耐力が要求されるが、本実験では時間経過による得点の低下は認められなかったため、この課題を用いた 2 時間程度の作業では、集中力忍耐力は低下しないといえる。

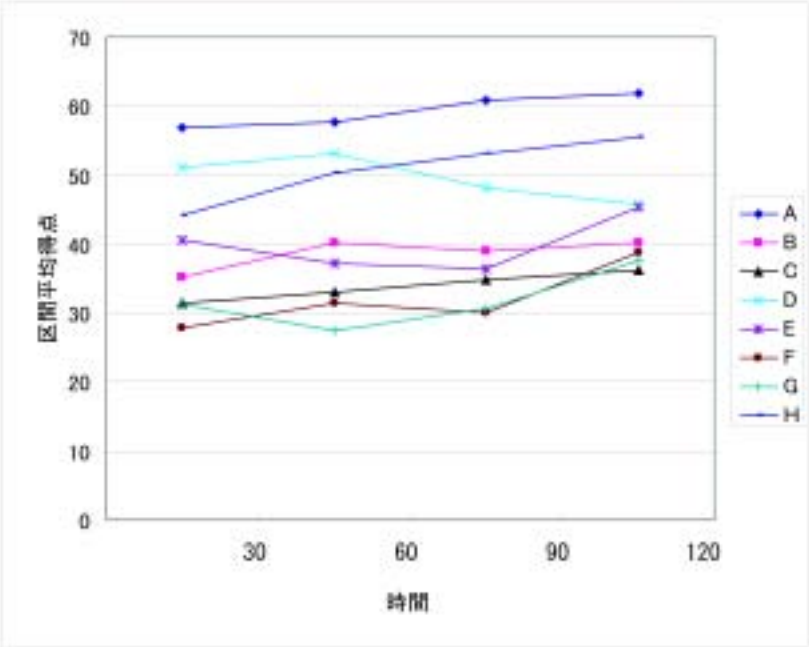

図 5.12: 数字探索課題結果

5.6 まとめと今後の課題

対光反応検査結果より、視力矯正器具を必要としない被験者では、VDT 作業時間の経過によって、収縮率、収縮速度、再拡張速度が低下することがわかった。水平・垂直追従検査は変化が見られなかった。瞬目に関しては、作業時間に応じて瞬目率が低下するが、作業を一時中断するとすぐに回復の兆しを見せることがわかった。そして、「自覚症しらべ」より、本実験で行った VDT 作業では、被験者は疲労感の中では最も眼疲労を感じていることがわかった。また、眼疲労を発生させるという課題として、本実験で用いた数字探索課題は適当であった。

対光反応検査の 3 つの指標で眼疲労の兆候を確認することができたため、眼疲労測定システムの構築という観点から見ると、これらの指標は有効な指標であり、対光反応検査は眼疲労推定として有用な測定方法であることがわかった。また、瞬目計測は継続して瞬目活動を計測しなければならず、眼疲労測定システムとしては適さない。フリッカー値に関しては、変化が見られたものの、変化率が低く眼疲労と推定する指標としては対光反応検査の各指標には劣ることがわかった。

しかし、対光反応検査の各指標被験者によっては差異が見られない場合もあったため、本研究の目的である眼疲労検査システムを構築するに当たり、被験者の視力や視力矯正器具の着用の有無に着眼し、さらに被験者数を増やして作業時間の経過による

対光反応検査の各指標の変化を調査する必要がある。

また、第 3 章で行った Eye-Sensing Display の画像処理アルゴリズムの改良についても、老若男女問わずすべての被験者に対して精確に視覚系視標の計測を行うことを目標に、さらに改良する余地がある。特に本実験でも問題となった視力の悪い被験者に対しては眼鏡を着用したまま計測できるように改良することが望ましい。

第 6 章 結論

本研究では、OA 機器の普及により社会問題となっている眼精疲労を予防することを目的に、その主な原因である眼疲労の蓄積を早期に発見する眼疲労検査システムの構築を目指し、眼疲労測定実験を行った。実験には本研究室で開発してきた Eye-Sensing Display(視覚系指標計測機能付きディスプレイ) やフリッカー値計測器、faceLAB などを用いて、視覚系指標を計測し、測定したそれらのデータを詳細に解析することで、眼疲労と視覚系指標の関係を明らかにした。

第 2 章では、PC などの OA 機器の普及により眼精疲労が急増しているという社会的背景について触れ、眼疲労検査システムの開発の必要性について論述した後、視覚に関する生理学的知見や眼疲労と視覚系指標に関する先行研究を紹介した。

第 3 章では、本研究室で開発した Eye-Sensing Display の概要について述べ、一昨年行った被験者実験を通して明らかになった問題点を列挙した後、それらの問題点を改善するために画像処理アルゴリズムを改善したことを述べた。

第 4 章では、VDT 作業時における眼疲労の時間的推移を把握するために行った眼疲労測定実験の詳細を記述し、その実験結果を各指標ごと示した。また、視覚系指標の計測に用いた計測機器についても述べた。

第 5 章では、第 4 章で行った眼疲労測定実験の結果をもとに、各指標について考察を行った。さらに眼疲労検査システムの実用化に向けた課題点を抽出し、今後の研究の方向性を示した。

本研究で行った内容を以下にまとめる。

- 眼疲労と視覚系指標の従来研究についてまとめ、本研究の位置付けを行った。
- Eye-Sensing Display の画像処理アルゴリズムを一部改善し、信頼性を高めた。
- 眼疲労検査システムの構築を目指し、眼疲労測定実験を行い、対光反応検査の有効性を示した。
- 眼疲労検査システム実現に向けた課題点について述べ、今後の研究の方向付けを行った。

本研究で挙げた課題が解決し、眼疲労検査システムが確立されれば、これまでオフィスなどで問題となっていた眼疲労の蓄積や眼精疲労の低減、作業者の作業環境の改善の一助となるであろう。

謝 辞

本研究を進めるにあたり、貴重な時間を割いて研究の方向性から論文執筆に関することまで終始一貫して暖かい御指導を頂いた吉川榮和教授に心から感謝いたします。

研究の内容については言うまでもなく趣味の領域に至るまで、豊富な知識の中から常に最適なアドバイスをして頂いた下田宏助教授に深く感謝いたします。

また、研究室生活の中で、懇切丁寧に指導していただいた石井剛裕助手に感謝いたします。

時には励ましあい、時には闘い、時には昼夜兼行で共に研究を進めた修士2回生の今木智隆君、河内美佐さん、佐野真治君、前嶋真行君、本郷泰司郎君に感謝いたします。

また、耐え難い実験に不満を漏らさず快く協力していただいた吉川研究室の皆様、東京大学博士後期過程の粟津勤様、派遣会社勤務の大嶋美由記様に感謝いたします。

そして充実した研究室生活を共に送った吉川研究室の個性豊かな皆様、ありがとうございました。

さらに、研究室生活の中で色々とお世話をしていただいた、駒井遙さん、吉川万里子さんに深く感謝いたします。

そして最後に、本論文を執筆するに当たり、様々な御支援、御協力を頂いたすべての方々に心から感謝いたします。

参 考 文 献

[1] 渥美 一成：VDT 作業と眼精疲労、眼科、Vol.33、pp.19〜26(1991)

[2] 斉藤 進：「視覚疲労測定法」、VISON、Vol.5、pp.27〜31(1993)

[3] 服部 貴司 他：「Eye-Sensing Display を用いた脳機能障害スクリーニング検査システムの構築と評価実験」、ヒューマンインタフェース学会研究報告集 (2003)

[4] 西村 泰典 他：「高齢者と若年者を対象とした Eye-Sensing Display による視覚特性の計測」、ヒューマンインタフェースシンポジウム 2004、pp.897〜902(2004)

[5] 内閣府、消費動向調査、http://www.esri.cao.go.jp/jp/stat/shouhi/0303shouhi.html(2005 年 2 月 8 日現在)

[6] VDT 労働研究会、VDT 労働と健康：The review for new aspects of heals and safety of VDT、労働基準調査会 (1998)

[7] 星野 聖 他：精神疲労測定法、VIOSN、Vol.5、pp.27〜31(1993)

[8] 乾 敏郎：視覚情報処理の基礎、サイエンス社 (1991)

[9] 大野 重昭 他：標準眼科学 (第 8 版)、医学書院（2001）

[10] 入来 正躬、外山 敬介：生理学、文光堂 (1986)

[11] Lowenstein,O.&Loewenfield,I.E：The pupil.
In H.Davson(ed.),The eye,Vol.3,Academic Press,New Yorl,pp.255-337(1969)

[12] 松永 勝也：瞳孔運動の心理学、ナカニシヤ出版 (1990)

[13] 田多 英興、山田 冨美雄、福田 恭介：まばたきの心理学、北大路書房 (1991)

[14] 斉藤 良夫：疲労-その心理的・社会的なもの-、青木書店 (1981)

[15] 小木 和孝：現代人と疲労、紀伊国屋書店 (1994)

[16] 星野 聖、渡辺 瞭、斉藤 正男：精神疲労推定のための瞳孔対光反応の解析、テレビジョン学会誌、Vol.49、No.5、pp.657-664(1995)

[17] 西村 武、森本 一成：精神疲労推定のための CFF の測定方法と条件の検討、人間工学、Vol.22、No.4、pp.203-210(1986)

[18] 蒲山 久夫：照明と眼精疲労、眼科 MOOK、No.23 pp.171-179(1985)

[19] 成定 康平：VDT 作業と照明、眼科 MOOK、No.39 pp.85-93(1989)

[20] 古賀 一男、眼球運動実験ミニハンドブック、(財) 労働科学研究所出版部

[21] 史学 敏、郭 怡、福島 省吾、内山 尚志、福本 一朗：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症簡易検査システム、医用電子と生体工学、Vol.39、No.2、pp.102-108(2001)

[22] 労務安全情報センターホームページ、http://www.campus.ne.jp/ labor/

[23] 内海 隆、大西洋一郎、橋本忠雄：Open-loop 赤外線電子瞳孔計による瞳孔反応の日内変動について、神経進歩、第 22 巻 3 号 (1978 年)

[24] 芳賀 繁：メンタルワークロードの理論と測定、日本出版サービス (2001)

[25] ChipClick 公開ページ、

http://www.vector.co.jp/games/soft/win95/game/se262423.html(2005 年 2 月 8 日現在)

[26] 日本産業疲労研究会ホームページ、http://square.umin.ac.jp/of/index.html

[27] 吉竹 博：産業疲労自覚症状からのアプローチ、労働科学叢書 (1975)

[28] 小松崎 篤、篠田 義一、丸尾 敏夫：眼球運動の心理学、医学書院 (1985)

付録 A 自覚症しらべ

自覚症しらべ

No. 3

氏　名 [redacted]　（男・女　24　歳）

記入日・時刻　12　月　28　日　午前・午後　12　時　19　分記入

いまのあなたの状態についてお聞きします。 つぎのようなことについて、どの程度あてはまりますか。すべての項目について、1「まったくあてはまらない」～ 5「非常によくあてはまる」までの5段階のうち、あてはまる番号1つに○をつけてください。

	まったくあてはまらない	わずかにあてはまる	すこしあてはまる	かなりあてはまる	非常によくあてはまる
1 頭がおもい	1	2	3	4	5
2 いらいらする	1	2	3	4	5
3 目がかわく	1	2	3	4	5
4 気分がわるい	1	2	3	4	5
5 おちつかない気分だ	1	2	3	4	5
6 頭がいたい	1	2	3	4	5
7 目がいたい	1	2	3	4	5
8 肩がこる	1	2	3	4	5
9 頭がぼんやりする	1	2	3	4	5
10 あくびがでる	1	2	3	4	5
11 手や指がいたい	1	2	3	4	5
12 めまいがする	1	2	3	4	5
13 ねむい	1	2	3	4	5
14 やる気がとぼしい	1	2	3	4	5
15 不安な感じがする	1	2	3	4	5
16 ものがぼやける	1	2	3	4	5
17 全身がだるい	1	2	3	4	5
18 ゆううつな気分だ	1	2	3	4	5
19 腕がだるい	1	2	3	4	5
20 考えがまとまりにくい	1	2	3	4	5
21 横になりたい	1	2	3	4	5
22 目がつかれる	1	2	3	4	5
23 腰がいたい	1	2	3	4	5
24 目がしょぼつく	1	2	3	4	5
25 足がだるい	1	2	3	4	5

日本産業衛生学会産業疲労研究会, 2002年

図 A.1: 自覚症しらべ

付録 B 事前アンケート

事前アンケート

2004年12月20日

氏名 [redacted]

1．現在の裸眼での視力はどのくらいですか？

右目 （ 0.7 ） 左目（ 0.7 ）

2．普段視力矯正用眼鏡をかけていますか？

はい ・ いいえ

3．普段コンタクトレンズを着用していますか？

はい ・ いいえ

4．過去に眼に関する病気をしたことがありますか？

ある ・ ない

「ある」を答えた方は差し支えなければその内容をお答えください

（ ）

5．普段の睡眠時間を教えてください。

約（ 7 ）時間

6．昨晩の就寝時刻と今朝の起床時刻を教えてください。

就寝 （ 0 ：00 ） 起床 （ 7 ：00 ）

7．普段パソコンで作業することはありますか？あるとすれば1日何時間くらいですか？

ある 約（ 3 ）時間 ・ ない

8．1日平均何時間くらいテレビを見ますか？

約（ 1 ）時間

図 B.1: 事前アンケート

付録 C 水平追従検査 (被験者 H)

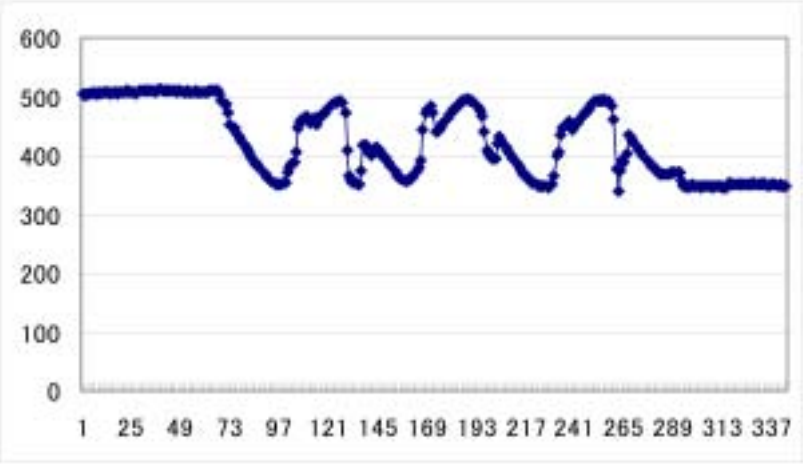

図 C.1: 水平追従検査結果 (被験者 H)

付録 D 対光反応検査結果例

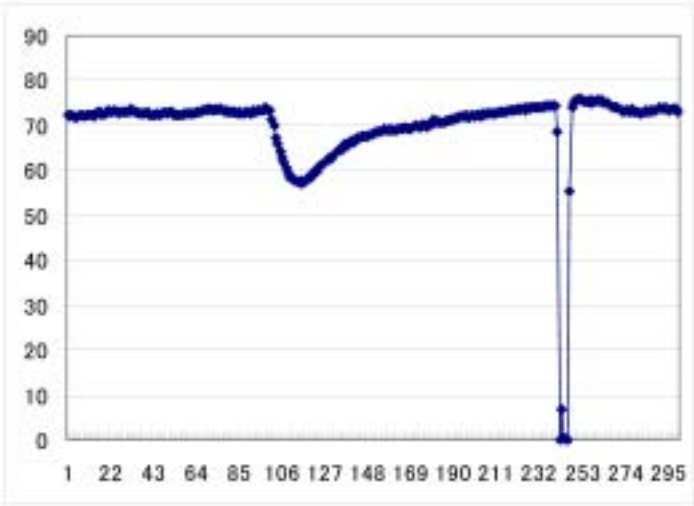

図 D.1: 作業前 (被験者 E)

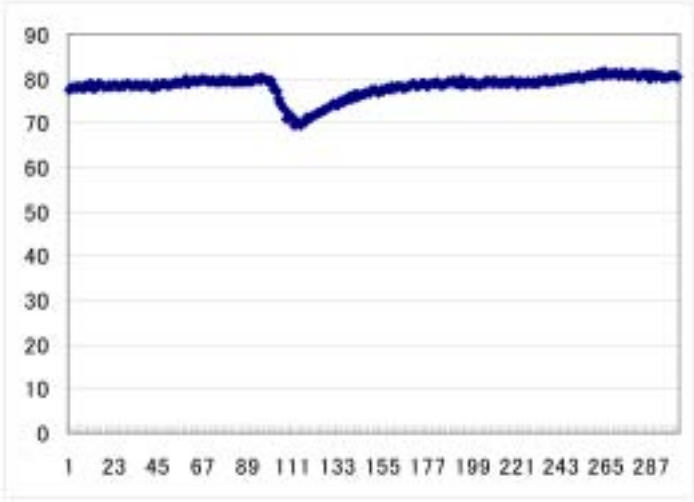

図 D.2: 1 時間後 (被験者 E)

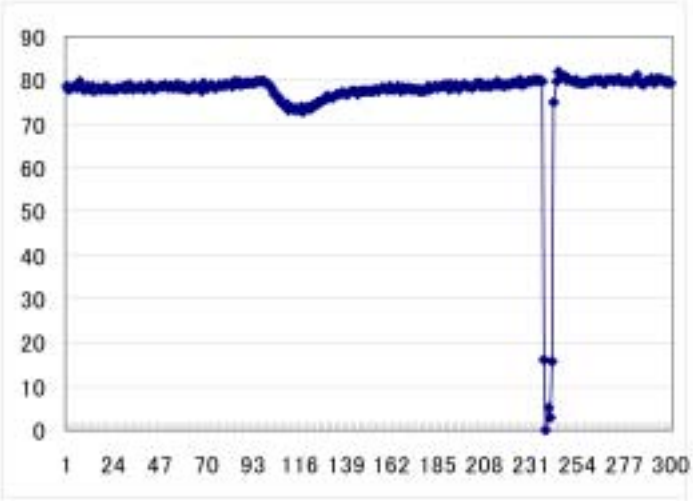

図 D.3: 2 時間後 (被験者 E)