

平成12年度

修士論文

情動解析を目指した視線計測システムの提案

電気通信大学大学院 情報システム学研究科

情報ネットワーク学専攻

ヒューマン・インターフェース学講座

9951035

山川 泰明

指導教官

阪口 豊

出澤 正徳

小菅 敏夫

平成13年2月1日提出

目次

1	序論	3
2	眼球の構造と眼球運動	5
2.1	眼球の構造	5
2.1.1	角膜	6
2.1.2	虹彩・瞳孔	6
2.1.3	水晶体	6
2.1.4	外眼筋の配置	7
2.2	眼球運動の種類	7
2.2.1	補償性眼球運動	8
2.2.2	随意性眼球運動	9
2.2.3	瞬目（まばたき）	10
3	視線計測の手法	11
3.1	角膜反射法	11
3.2	サーチコイル法	12
3.3	EOG 法	12
3.4	強膜反射法	13
3.5	その他の方法	15
3.6	この章のまとめ	15
4	装置の設計と作成	17
4.1	装置のコンセプト	17
4.2	装置の簡便性と測定方式の選択	18
4.3	試作装置の概観とシステム構成	18

		2
4.4	素子の選定	19
4.4.1	指向性の確認	20
4.4.2	発光部の選定	20
4.4.3	受光部の選定	21
4.4.4	波長帯域のマッチング	21
4.5	素子の配置	22
4.6	回路の設計	24
5	計測のアルゴリズム	26
5.1	基本的原理	26
5.2	キャリブレーション	28
5.3	ぶれに対する対策	29
5.4	この章のまとめ	31
6	試作装置による実際の計測	32
6.1	眼球モデル装置の設計	32
6.2	計測	34
6.3	ずれに対する計測実験	35
7	装置の情動解析への応用	37
7.1	概要と背景	37
7.2	映像刺激を用いた実験	38
7.2.1	実験方法	38
7.2.2	映像刺激を用いた実験の結果	40
7.3	聴覚刺激を用いた実験	42
7.3.1	実験方法	42
7.3.2	聴覚刺激を用いた実験の結果	43
7.4	結論	50
8	まとめ	51

第 1 章

序論

人間は、運動をしたり、物を食べたり、TVを見たり、本を読むといった個人的な行動や他の人との会話など双方向のコミュニケーションをとるなど、日常生活の中でさまざまな行動をしている。その行動より、様々な種類の情動が現れると同時に人間の脳や身体の状態は変化する。そこで、人間の情動による変化を脳や身体の変化から読みとることが可能と考えられ、情動と人間の行動とどのように関係しているかを調べるのに脈拍、血圧、体温、発汗量などを計測する。これらの計測により、脳や身体の変化を調べることはできるが、さらに何に対してそのような情動が発生したかを知るためには五感からの情報が有効になると考えられる。このような背景から、五感の中から最も情報量が多いといわれている視覚の情報が有効と考え、眼球運動の計測をおこなうことにした。

人間の行動と眼球運動が関係している例として、本を読む、テレビを見る等が私たちの日常的なものが考えられる。また、視線を向けるだけではなく、視線から得られた情報により運動をおこなう行動として、階段の上り下りや障害物を避けながら歩く等の歩行やパソコンなどのキーボード操作、コンピュータゲームなどの操作、自動販売機等での物品購入時のコイン挿入、ボタン操作等があげられる。これに加え、周りの状況を見ながら相互関係を理解したうえでの行動として、人混みの中を歩く、サッカーやバスケットボールやラグビーなどでのパスだし、インターラクティブなゲーム等があげられる。ここで示したように眼球運動と行動は深く関わっており眼球運動の計測をおこない視線の情報を得ることは、人間の行動を分析する必要があると考えられる。

そこで本研究では、そのような感情の変化を目の状態の変化によって捕えることを目的とする。そのためには、眼球運動測定装置（視線計測装置）を用いるが、現行の市販されている装置の多くが、暗室内、室内などでしか使えないなどの場所の制限があり、また屋

外でも使用できる小型の装置でも他人から見ると、「視線計測装置をつけている」という周りの視線を装着者自身が感じ、そのような違和感を感じずにはいられないものが多い。また被験者に装着するユニットは小さくても、データを蓄積、変換する装置が大きいので必ずしもコンパクトであるとはいえないというのが現状である。

そこで本研究ではいつでも、どこでも計測できることを将来視野に入れて、小型で装着者が周りから見られても「違和感」のないような装置の実現に向けて装置の設計と試作を行った。

現行の装置には、いくつかの計測方式が存在し、それらの装置は用途や使用条件によって使い分けられるが、今回提案する装置は、光デバイスを用いた方式に注目して強膜反射法を基にした考え方で計測し、本研究で提案するコンセプトの実現のために光学系の簡便化と、ずれに対する対策、時間的分解能の可変を設計の際に重視した。

またその装置を用いてどのような感情の変化を捉えることができるのかを、既存の装置を用いて眼球運動を計測する。そしてその際には、どこを向いているかという視線方向の計測のみにとらわれずに、眼球の停留頻度、動きの頻度などにも注目し、これらを測定し統計的に解析する。そして、被験者を用いた実験を行い、人間の情動の変化を探ることができるような計測指標の確立を目指す。また、眼球の停留頻度、動きの頻度等の分析が、今回制作した測定装置でも計測可能であることを示す。さらに実験で得られた視線計測のデータを今後の装置の設計に生かしていくことを目的とする。

第 2 章

眼球の構造と眼球運動

視線計測の原理の確認ならびに視線計測装置を制作するにあたって、眼球の構造および眼球運動の性質について述べる。

2.1 眼球の構造

眼球運動の測定を行う際には、眼球の構造を知ることは重要である。また、眼球運動測定装置の設計の際には、さらに眼球とその周りの瞼との位置関係などの知識が不可欠である。そこで、この章ではそれらの知識についてふれる。

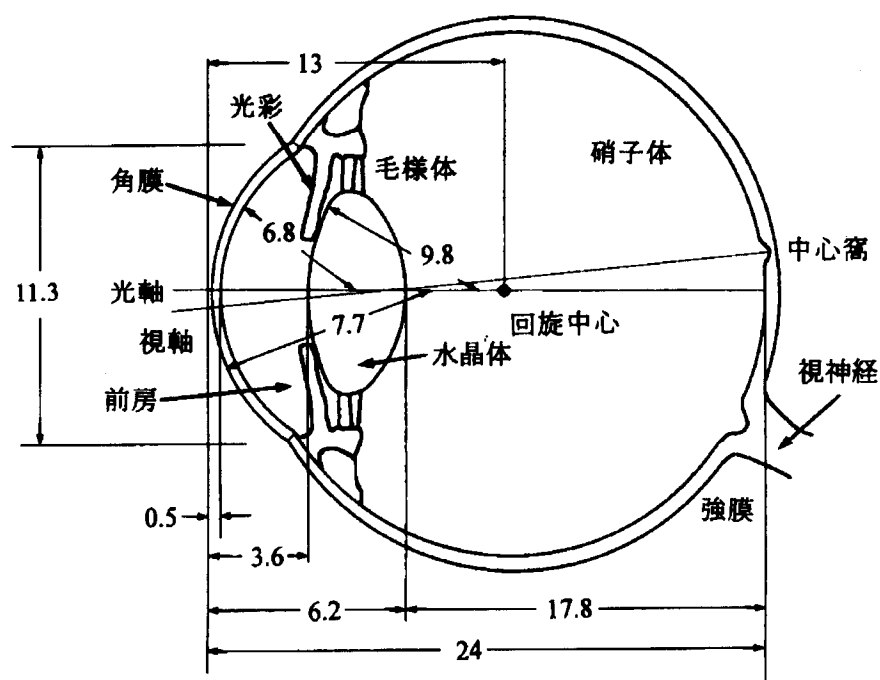


図 2.1: 眼球の主要構造とサイズの平均値 (単位: mm) [1]

眼球は図 2.1 に示すような構造になっており，数値は人間の平均的なサイズ（単位:mm）を示している．人間の眼球は外側を固い強膜でおおわれた直径約 24mm の球状の暗箱で，その中にレンズ（水晶体）を備え，感光面である網膜上に外界の光学系を結像する仕組みになっている．

2.1.1 角膜

角膜表面は平面性が良好で光をよく反射する．角膜は眼球表面に対して突起を持っており，その曲率中心は眼軸の回旋点から前方 4mm 程度離れた位置にあってサッカーボールの表面に小型のハンドボールがめり込んでいるような形状になっている．またその半径は 7~8mm 程度である．角膜反射法（後述）では，この突起の部分を利用して視線方向を検出している．

2.1.2 虹彩・瞳孔

虹彩はぶどう膜の最前線にある膜状組織でその中央部に瞳孔がある．瞳孔の大きさは虹彩に含まれる瞳孔括約筋により収縮，拡大され，カメラの絞りのように眼内へ入射する光量を調節する．瞳孔そのものは，眼球光学系の屈折の要素として直接の働きはないが，眼内にはいる光量を制限し，その収縮によって眼の焦点深度を高め，かつ角膜や水晶体による球面収差や色収差の減少に役立っている．瞳孔は，ほぼ正円形で光量により 2mm~8mm の間でその径を変化させる．[20]

2.1.3 水晶体

水晶体は，水晶体核を中心に約 2000 相にも及ぶ薄い層がタマネギのように包み込んだ構造を有し，一種の両凸レンズの形状をしている．近くの物体にピントを合わせる調節作用の役割をはたす．形状は約 9mm，中心部の厚さが約 4~5mm 程度で，その曲率半径は調節に伴い大きく変化する．[20]

2.1.4 外眼筋の配置

眼球は、それぞれ拮抗的に働く上直筋-下直筋，内直筋-外直筋，上斜筋-下斜筋の3対の外眼筋で，上下方向，左右方向および視軸を中心とする回転運動をおこなえるようになっている．この様子を図 2.2 に表す．[11]

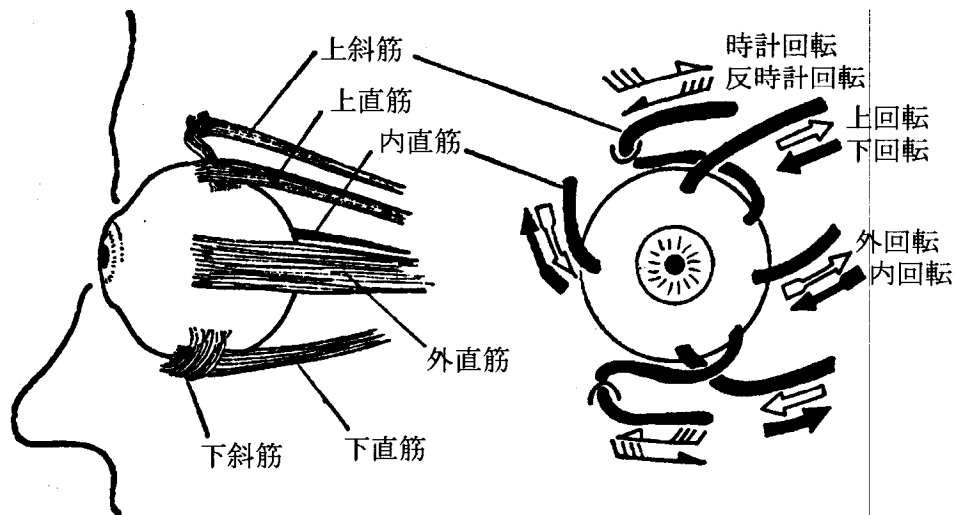


図 2.2: 外眼筋の配置と働き [11]

2.2 眼球運動の種類

ここでは，眼球運動に関する知識として眼球運動の種類とそれぞれの特性について述べる．眼球運動は，主に2種類のタイプに分類される．まず補償性眼球運動は，頭や身体の動きにかかわらず，外界の像を網膜上で安定させるために発達した非随意的な眼球運動である．次に随意性眼球運動は，視対象の像を網膜上中心窩にくるようにするために発達した眼球運動であり，随意的なコントロールが可能な眼球運動である．[9]

補償性眼球運動	{	1. 前庭動眼反射
		2. 前庭性眼振
		3. 視運動性眼振
		4. 平衡動眼反射
随意性眼球運動	{	1. サッカード
		2. 追跡眼球運動
		3. 輻輳・開散眼球運動

表 2.1: 眼球運動の分類

2.2.1 補償性眼球運動

頭や身体が動いた場合、眼球が頭部に固定されていると、視線を空間内の一定位置に保つことができず、それゆえ、網膜上の外界の映像は動揺し、視覚の明瞭性は失われる。そこで、頭部や身体の運動にかかわらず網膜像の位置が変化しないようにするために、眼球は反射的に頭の運動方向と反対方向に動く。この種の眼球運動を補償性眼球運動と呼ぶ。[9] 主なものを以下に示す。

1. 前庭動眼反射

空間内の一点を注視して頭部を左右に振ると、眼球は頭部の運動と反対方向に向き、そのため、注視された対象は明瞭に見える。この種の眼球運動は、前庭系からの情報にもとずいて生じると考えられるため、前庭動眼反射と呼ばれる。[9]

2. 前庭性眼振

たとえば回転椅子に乘せられるなどして、暗中において頭部を一定方向に持続的に回転させられると、眼球は前庭動眼反射のために、頭部の回転方向と反対方向に動くが、すぐ眼窩内の可動範囲の限界に達し、眼球は急速にもとの位置に戻る。そして再び眼球は頭部の回転方向と反対方向に動き始める。すなわち、ゆっくりした眼球運動と急速な眼球運動が繰り返しが観察される。この場合のリズミカルな眼球運動は前庭性眼振と呼ばれている。[9]

3. 視運動性眼振

静止した被験者の前を視覚世界が一定方向に動いているとき、あるいはこれとは反対に、静止した視覚世界を見ながら被験者自身が一定方向に動いているときも眼球は眼振運動を示す。この種の眼振は Purkinje が騎兵隊の行進を眺めている観客の眼を観察して発見したといわれており、視覚刺激によって誘発されることから視運動性眼振と呼ばれている。また、静止した視覚世界の前を被験者自身が運動しているときに見られる眼振は、走行している列車の窓から外の景色をながめているときによく観察されることから、かつては鉄道眼振 (railroad nystagmus) とも呼ばれていた。[9]

4. 平衡動眼反射

頭を前方あるいは後方に傾けると眼球は頭の傾き方向と反対方向に回転し、はじめの位置に戻る。この場合の眼球運動は、随意的注視と、頭の傾きを感知する卵形嚢内の平衡斑などからの情報にもとづいて起きると考えられる。[9]

2.2.2 随意性眼球運動

補償性眼球運動は、頭部や身体の動きに対して眼球を一定の方向に保ち、網膜像の動きをできるだけ少なくするために発達した眼球運動であると考えられている。しかし、中心窩を持つ動物においては、補償性眼球運動に加えて、頭部の運動に関係なく視線を変えることで視対象の像が網膜中心窩に来るようにするための随意的な眼球運動が発達した。以下に述べるように、人において観察される随意的眼球運動としては、サッカード、追跡眼球運動、および輻輳・開散運動があげられる。[9]

1. サッカード

視対象の方向に視線を向けるために生じる急速な眼球運動である。その速度は最高速度は 700° /秒を超えることもある。一般にサッカードは随意的に生じるが、非随意眼球運動である前庭性眼振や視運動性眼振の速波相もその速度がサッカードと同じなので、これらの眼球運動が生起するための神経生理学的システムはかなり共通する部分があると考えられる。[9]

2. 追跡眼球運動

運動する視対象を追視するためには、眼球を視対象と同じ速度で動かさねばならない。一般に視対象の運動速度が 30° /秒以下であれば、人は追跡眼球運動だけで視対象を追視できるが、それ以上の速度になると追跡眼球運動は視対象より遅れるようになり、その遅れはサッカードにより、補われる。ただしかなり遅い追跡眼球運動でも、度々小さなサッカードで中断されることがある。追跡眼球運動は $5'(\text{分})/\text{秒}$ 程度のきわめて遅い視対象の動きに対しても生じることが報告されている。[9]

3. 輻輳・開散眼球運動

両眼が空間内の同一の視対象に向くことによって両眼視が可能になる。このためには、視対象の奥行き方向の変化に対して、左右の眼球が互いに反対方向に動かなければならない。両眼の視線を近い位置から遠い位置へ変える場合の眼球運動を開

散運動と呼び、反対に遠い位置から近い位置へ変える場合の眼球運動を輻輳運動と呼んで区別する。輻輳・開散眼球運動の時間的経過は非常にゆっくりしており、約1秒かかって終了することもある。[9]

2.2.3 瞬目（まばたき）

瞬目は、眼球運動の部類には入らず眼球の周辺部の運動として扱われるが、今回は瞬目についても触れることにする。瞬目は、覚醒しているときに、1分間に平均15回程度、無意識に起こる両眼の眼瞼（まぶた）の速い開閉運動である。瞬目の機能役割としては、角膜の乾燥を防ぎ、眼を保護するという生理的・防御的機能がまずあげられるが、それだけではなく、瞬目は様々な心理的要因に影響され、さらに視覚系や眼球運動系とも密接な関連を持つことが最近の研究で明らかになってきている。[20]

第 3 章

視線計測の手法

ここでは、代表的な眼球運動の測定の方法について述べる。また、実際に装着し測定を体験できるものについては、筆者が装着してみた（写真参照）。

3.1 角膜反射法

角膜反射法の測定原理は以下のようなものである。眼球の角膜表面は光をよく反射し角膜の曲率中心は眼球全体の回旋中心からずれている。[2] そこで眼球回線中心の球面から形状的にふくらんでいる角膜の部分に赤外線等の光線を当て、その角膜表面の反射光すなわち虚像の位置を検出することによって、眼球運動を測定するものである。（図 3.1）一般に、角膜反射法の場合は、発光素子に赤外線 LED、検出素子には赤外線 CCD カメラを用いたものが多い。

また、角膜表面の反射光と、角膜内部の反射光を組み合わせる位置を検出する、Double Purukinje 法 [8] という方式も存在する。

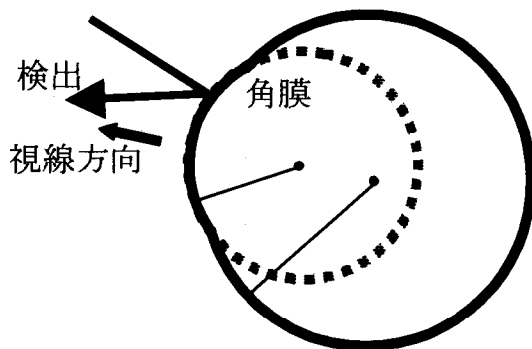


図 3.1: 角膜反射法



図 3.2: Eye View システム（当研究室所有）

また近年の画像処理技術の進歩により CCD カメラから得たデータより瞳孔の位置検出

を行い、それと組み合わせて位置を検出し、位置検出の精度を高めているものも登場している。その一例として Eye View システム (図 3.2) 等があげられる。CCD カメラを用いた方式であると CCD カメラのサンプリングタイム (NTSC 方式では 30f/s) に依存するので、サンプリング間隔の変更は CCD カメラのサンプリングタイムに依存する。また、装着型の場合は装置の位置のずれに十分注意しなければならない。使用目的としては、被験者に対して視覚刺激を提示する際の注視点の測定や動特性分析に用いる。[15]

3.2 サーチコイル法

サーチコイル法は、Robinson(1963)によって開発された。この方法はコンタクトレンズの中にレンズを埋め込み、周囲に生じさせた一様な磁界のなかを、眼球が動いた時に同時に動いた角膜上のコイルに生じた一次誘導電流を導出するものである。この方法は、現在ある記録方法の中で最も空間的精度が高いものである。しかしながら、コンタクトレンズにコイル埋め込んだものを使用するので、異物感があり被験者の負担が大きい。そのため長時間の測定は不可能である。また、計測中に頭部が動かないようにバイトバーが必須となる。

3.3 EOG 法

EOG 法とは、Electro-oculography 法の略である。この方法の原理は、以下のようなものである。ヒトの眼球は角膜側が正に、網膜側が負に帯電している。その電位差はほぼ mV 単位で計測可能である。この電位は静止電位と呼ばれている。眼球がこのようなように帯電している理由として、網膜細胞の代謝が角膜側に比較してきわめて優勢であり、その結果活動量の高い網膜側は全体として負の電位を維持していると考えられる。また細胞活動が網膜側と比べて不活性であるである角膜側は相対的にプラスに帯電していることになる。それによって、眼球の位置が変化すると眼窩周辺の電位が変化する。この電位の変化を、皮膚表面電極によってピックアップし、増幅器を使用することで測定する。すなわち、光学的に位置を検出するのではなく生体電位の変化をとらえる測定法である。

この方法は、生体電極を用いるので位置の精度はあまりよくないため、固視点の分析等の用途には適していない。しかし、臨床的な眼球運動の動特性分析に用いられることが多い。またこの方法の特徴として光学的な原理を用いていないので瞼が閉じていても計測可能であることが挙げられ、従って睡眠時の眼球の動きを計測することも可能である。この方法

を使用する際は生体用の増幅器の使用，皮膚抵抗を下げるために電極糊の使用等を配慮しなければならない。



図 3.3: EOG 法の際に測定皮膚電極を装着している様子

3.4 強膜反射法

強膜反射法とは，強膜トラッカー法 (limbus tracker method) が正式な呼称である．計測の原理は，眼球上の角膜部分と強膜部分の色彩と明度が大きく異なる部分に赤外光を照射し，その反射光の変化を測定することでなされる．角膜部分はほぼ全域にわたって瞳孔，虹彩が透けて見える．瞳孔部分は眼球の内部を可視できるが，実際には外部から流入した光がほとんど反射しないので外からは黒く見える．虹彩部分はメラニン色素の沈着の量によって茶色に見えたり緑色あるいは青色に見えたりするが，瞳孔と同じくやはり反射率は低い．一方角膜の周辺が強膜に接するあたりから外縁部分は一様に強膜の白色で占められているので，この境界部分に外部から可視光，あるいは赤外光を照射すると，眼球の位置変位に従って照射された位置がずれ，このとき照射された瞳孔／虹彩部分と強膜の面積の割合が変化するので反射光量が変化する．瞳孔・強膜の境界の外側・内側の両側に光を照射してその反射光を作動増幅すれば，眼球が水平に運動した時の反射光量の変化が眼球の位置変位に従って変化する．このときの反射光量の変化を光電素子などを用いて電圧に変換すれば眼球の位置変化をアナログ量として記録することができる．

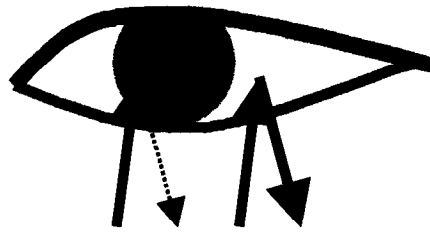


図 3.4: 強膜反射法

この方法の使用目的として、臨床での使用や、眼球運動の動特性分析や注視点分析、また奥行知覚（輻輳測定）など、多岐な分野に使用されている。

強膜反射法の特徴として装置の構造が比較的簡単で軽量であることが挙げられる。しかしながら垂直方向の精度が水平方向の精度に比べるとよくない。また、測定の前に行うキャリブレーション（位置対応の校正）をおこなう際に、他の方式と比べるとその操作が比較的困難な印象を感じる。位置のずれにも弱いので装置を頭部からずれないようにする対策が必要である。市販されている装置の例として、竹井社製の装置、Ober 社製の装置が挙げられる。

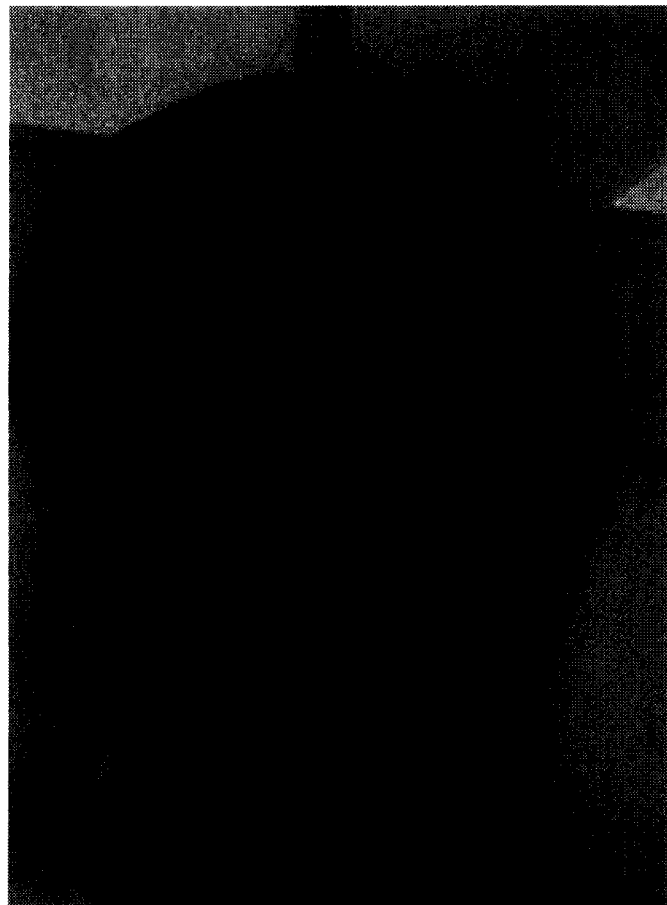


図 3.5: 竹井社製の装置を装着している様子

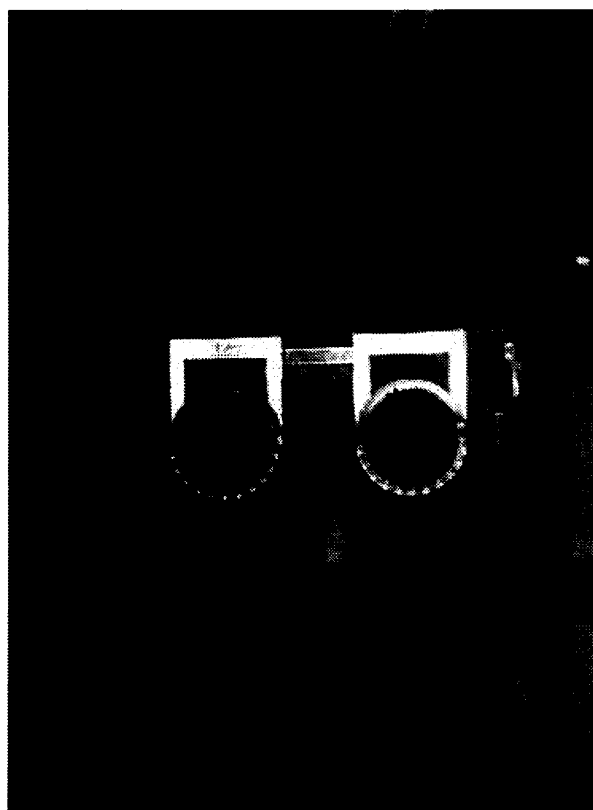


図 3.6: Ober 社製の装置を装着している様子

3.5 その他の方法

前節までにあげてきた計測の方法の他にもいくつかの方法がある。例えば CCD カメラで眼球を撮影し、その画像を計算機でリアルタイムに処理するものもある。SMI 社製の Eye Link システムもその一つである。このシステムは、CCD カメラで撮影された画像から瞳孔の領域を認識し、その領域の位置変化から眼球の運動を測定するものである。

また、VOG (Video OculoGraphy) 法と呼ばれる方法は、虹彩の模様が指紋と同様に一人一人異なっていることを利用している。画像処理によって虹彩の模様を計算機に記録させ、その模様の位置変化を検出し眼球の動きを計測するのであるが、この方式の特徴としてこの種の装置で唯一回旋方向の計測が可能であることである。[2]

3.6 この章のまとめ

このように、それぞれの測定の方法は計測対象や、用途によって使い分けられていることがわかる。また、それぞれの方法には長所・短所があり、計測の際にはそのことを配慮

する必要がある。以下に、それぞれの計測方法の特徴をまとめる。

表 3.1: 眼球運動測定方式の比較 [15]

	精度	測定範囲 (水平° × 垂直°)	キャリブレーションの 容易さ	ぶれに対する強 さ	安定度	装着部の大きさ	被験者への負担
角膜反射法	○	○ 30×30	△	○	○	○ 装着部分は比較的小さい	○
Double Purkinje法	◎	△ 20×20	△	△	○	△ 機械的な機構を採用している	○
サーチコイル法	◎	◎ 30×30	◎	◎ バイトバー使用	○	○ コイル内蔵のコンタクトレンズ	× 長時間の使用不可
EOG法	×	◎	△	○	△	○ 電極をつけるのみ	△ 皮膚への直接装着
強膜反射法	○	○ 30×20	△	○	○	○ 装着部分は比較的小さい	○

◎…優れている ○…良い（一部問題） △…可（問題もある） ×…大きな問題あり

第 4 章

装置の設計と作成

4.1 装置のコンセプト

前章では、眼球運動の様々な測定方法について述べた。そして、それぞれの方式の長所・短所についてまとめた。

さて、今回目標とする装置は固視点の位置を検出したり、被験者が注視している場所を画面などの位置と対応させるという方法よりは、眼球運動の特性そのものをもちいて、情動等を計測（後述）するものである。

計測の際には、様々な場所での人間の情動の変化を測定したいので、研究室の実験室内だけではなく、屋外でも使用が可能である方が望ましい。また、屋外で使用する際には、装置が他人からみても装着しているかどうかわからないようなものが理想である。極端な話をいえば、東京渋谷の町中や満員電車の中で測定装置を装着していても他の通行人から「装置を装着している」ということ気づかれないようなものを想像していただきたい。

また眼球運動の有用な分析方法の一つとして視線との位置対応をとる方法が挙げられるが、眼球運動そのものに注目し、瞬目、サッカード等の眼球の運動の性質そのものに注目することも可能であり、今回はその方法に注目したい。そこで本研究で試作する装置は、位置対応を厳密にとるというよりは、眼球運動の種類（サッカード、固視、瞬目等）の検出に重点を置くことにする。

さらに、将来的には場所を限らずに測定したいので、ずれに対する対策を行い、キャリブレーション（校正）をできるだけ簡単にすることが大切である。

そこで今回は、強膜反射法をもとにした装置を提案し、将来的には、素子を眼鏡のフレームに組み込んで、外見は普段私たちが使用している眼鏡と殆ど変わらないものが実現できるようにする。

4.2 装置の簡便性と測定方式の選択

今回は装置を簡便化するために、光学系を用いずに光源を直接眼球に照射し、その反射光を受光デバイスで検出する方法を採る。

最近では CCD カメラ等も小型化が進んでいるが、今回は将来的に眼鏡のフレームに素子を埋め込むことを視野に入れているので、半導体受光素子を用いて装置の小型化を目指す。

また、被験者への負担を最小限にするため、装置の頭部への固定は最小限にする。将来眼鏡への内蔵を考えると、後頭部のバンドのみを使用することにする。

しかしながら、計測中に装置がずれてしまっても計測が継続できるようにある程度ぶれに強くなくてはならない。そこで、素子の数を通常より多めにし多少計測中に位置がずれても、補正ができるようにする。また、ソフトウェアによってもぶれを検出し、検出情報をもとに計測が中断せずに継続できるようにする。

また CCD カメラを用いなくて赤外線センサを用いることで時間的分解能の可変性を実現し、計測において柔軟性を持たせることが可能である。

以上のようなことを視野に入れて装置の試作を行いその評価を行うことを目標とする。

4.3 試作装置の概観とシステム構成

装置は被験者に装着する部分は、眼鏡のフレームに素子モジュールを装着するような方式にする。そして、素子モジュールと増幅回路と発光選択回路を有線で結び、回路とパソコンに内蔵のインターフェースボード(図 4.2, 図 4.3)に接続する。インターフェースボードは、2 種類用意し ADX-98E は受光素子の信号を A/D 変換する役割を持ち、DIO-98 は、発光素子の点灯制御を行う。装置のシステム構成の図を図 4.1 に示す。

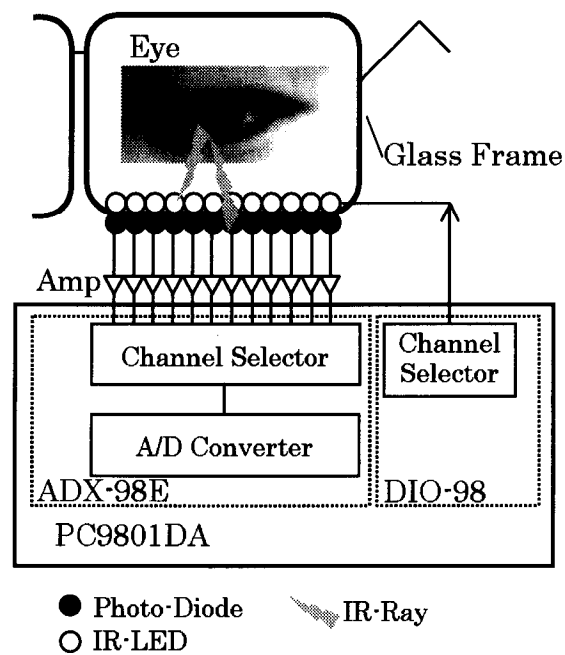


図 4.1: 装置のシステム構成

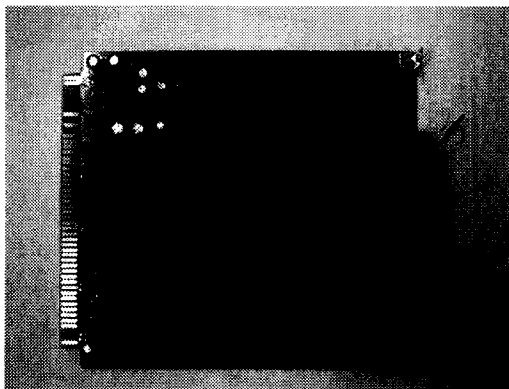


図 4.2: アナログ計測ボード ADX-98E

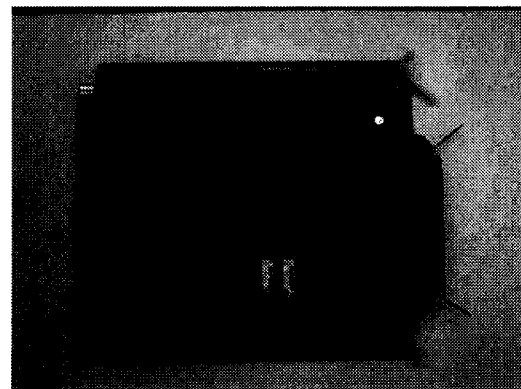


図 4.3: デジタル入出力ボード DIO-98

4.4 素子の選定

素子の種類を選ぶ際には装置のコンセプトと、眼球の位置測定の実現という2つの条件を満たすものを選定しなくてはならない。今回は、発光素子に赤外線発光ダイオード (IR-LED)、受光素子にフォトダイオードを用いることにしたが、それぞれの素子の選択のポイントをここでは述べる。

4.4.1 指向性の確認

指向性は発光素子の場合眼球の表面にどれだけの範囲で光線を照射するか、受光素子の場合、どれだけの範囲を計測するかの設定に関連してくる。強膜反射法の場合、眼球に照射された光線の反射強度をみるので、発光素子と受光素子両者とも指向性が低いと眼球の位置が変化したときに、受光素子側の出力変化が小さくなってしまい効率が悪い。逆に、両素子とも指向性が高い場合、精度は上がり効率的に計測ができるが、ぶれに対して弱くなりまたキャリブレーションの操作が大変になる。

そこで、片方の素子の指向性は低くし、もう一方の素子の指向性は高くすることで、計測の効率性を高めることができると考えられる。今回は、発光素子は指向性を高くし、受光素子は発光素子に比べて指向性の低いものを選ぶことにする。

4.4.2 発光部の選定

今回は発光部には赤外線発光ダイオードを用いる。赤外線デバイスを用いる理由としては、可視光を被験者の眼球に照射すると、被験者は光を知覚してしまい、その影響により正しく眼球運動が計測できないからである。また指向性等を考慮して、TOSHIBA 製の TLN101A(図 4.4)を採用することにした、この素子は、GaAs 赤外発光ダイオードであり指向性が半値角で 4° と指向性が高いのが特徴である。大きさは直径が約 5mm である。[17][6]

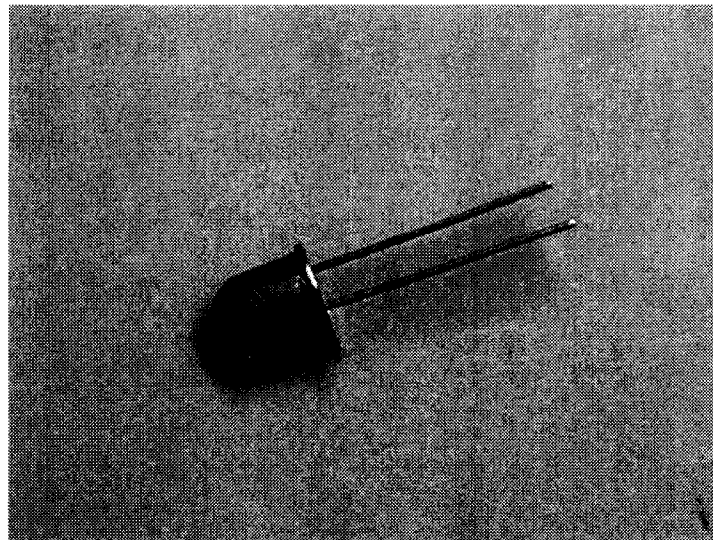


図 4.4: TLN101A の外観 [17]

4.4.3 受光部の選定

受光デバイスには、いくつかの種類がありフォトランジスタ、フォトダイオード、フォトICなどが代表的な例である。またマトリクス状になっているフォトダイオードアレイや、PSD素子なども存在する。

今回受光素子を選択するにあたって、いくつかのポイントを絞った。素子の出力が入力される光量に対して線形性を保っていること、そして、将来的にコンパクトにできるものが望ましいと考えた。そこで今回はフォトダイオードを採用することにした。フォトダイオードの優れている点は、[12]

1. 入射光に対する線形性がよい。
2. 応答特性がよい
3. 小型軽量である
4. 振動，衝撃に強い

などの特徴がある。逆にフォトダイオードの短所として、出力信号（電流）が小さいことが挙げられる。そのため、フォトダイオードから出力された信号を、オペアンプ等で増幅する必要がある。さらに、ノイズ等の信号が混入しないよう対策を講じる必要がある。

今回はInfineon(Simens)社製SFH203FA(図4.5)を用いる。この素子は可視光カットフィルタを備えており、赤外光のみを検出できるようになっている。また指向性は半値角で 20° であり、デバイスの大きさは直径が約5mmである。[18][6]

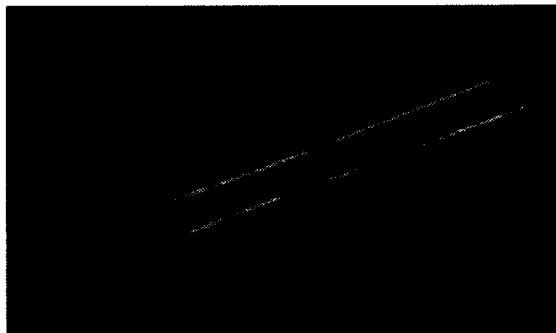
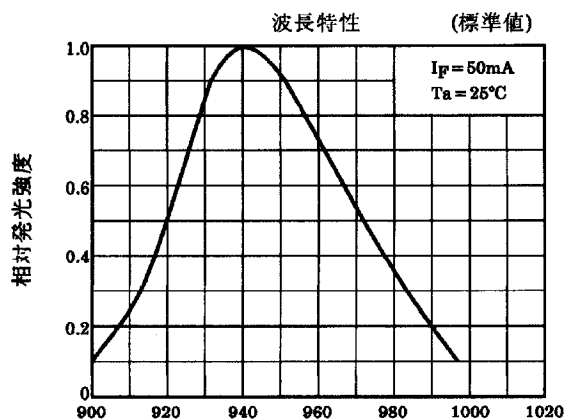


図 4.5: SFH203FA の外観 [18]

4.4.4 波長帯域のマッチング

光センサーを用いる際に考慮しなければならないこととして、受光部はもちろんのこと、発光部の波長帯域のマッチングがある。一般にフォトダイオードに対して使われる発光源

はLED、つまり発光ダイオードであり、今回のシステムの作成に際してもこの組み合わせを採用する。これはその発光波長がフォトダイオードの受光特性と相性がよく、かつ小型軽量、低価格などの理由によるものがある。なおフォトダイオードの受光範囲（波長帯域）は非常に広く、紫外線から近赤外線までの受光感度を持っているが、LEDではその特性上、非常に狭い範囲の発光特性に限定されてしまう。ここで検出対象の光源が決まれば、これをカバーする光センサーもそれに対応して決まってくる。今回も発光素子、受光素子の波長帯域が合うように素子を選定した。図4.6、図4.7にそれぞれの素子の波長帯域特性のグラフを示す。



Relative Spectral Sensitivity
SFH 203

$$S_{\text{rel}} = f(\lambda)$$

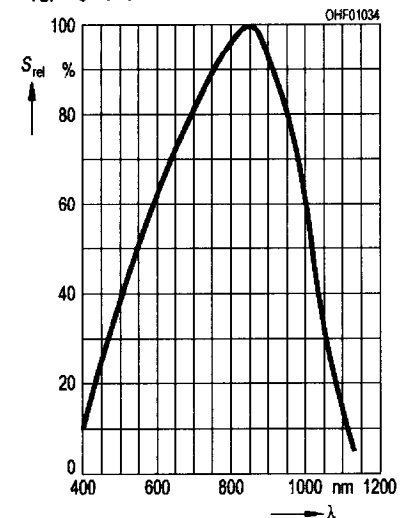


図 4.6: TLN101A(赤外線 LED) の波長特性 [17] 図 4.7: SFH203FA(フォトダイオード) の波長特性 [18]

4.5 素子の配置

素子の配置については、今回の装置の実現すべき機能にあわせて考える必要がある。

まず装置を装着したときにのことを考えると素子の位置に対して被験者の眼球の位置がどこにくるかは個人差がある。そこで横方向にはできるだけ多くの素子を用いることにした。

また縦方向は2段にし、発光素子と受光素子を互い違いに配置することにより眼球運動の垂直方向の計測の実現と、上下方向のぶれに対応が可能なように設計した(図4.9)。そのような配置を行った結果、素子の配線は図4.8のようになった。また素子の固定方法は素子を基板の上にのせていくのではなく、素子を穴のあいたボードにはめ込んでいく方法を採用した。その結果素子モジュールの外観は図4.10のようになった。

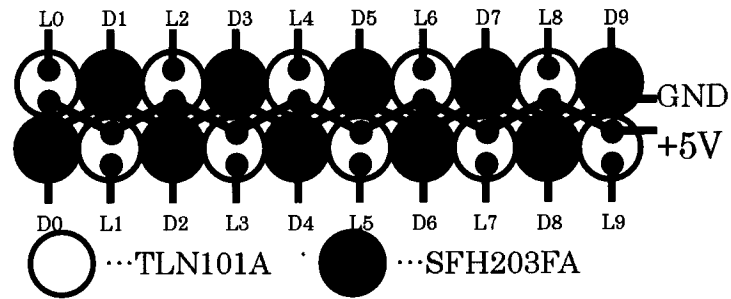


図 4.8: 素子モジュールの配線図

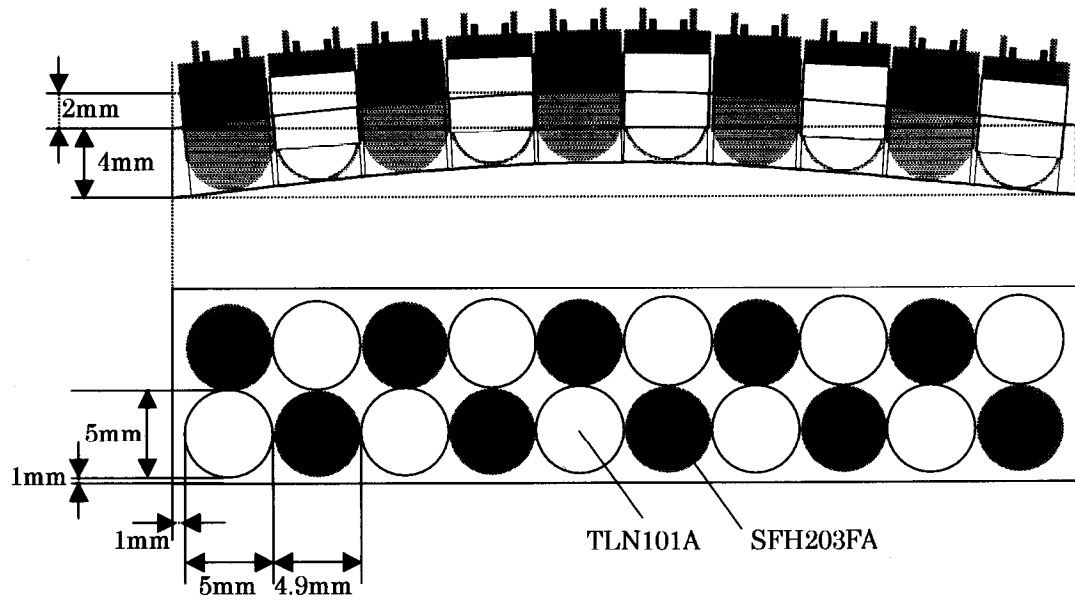


図 4.9: 素子モジュールの寸法

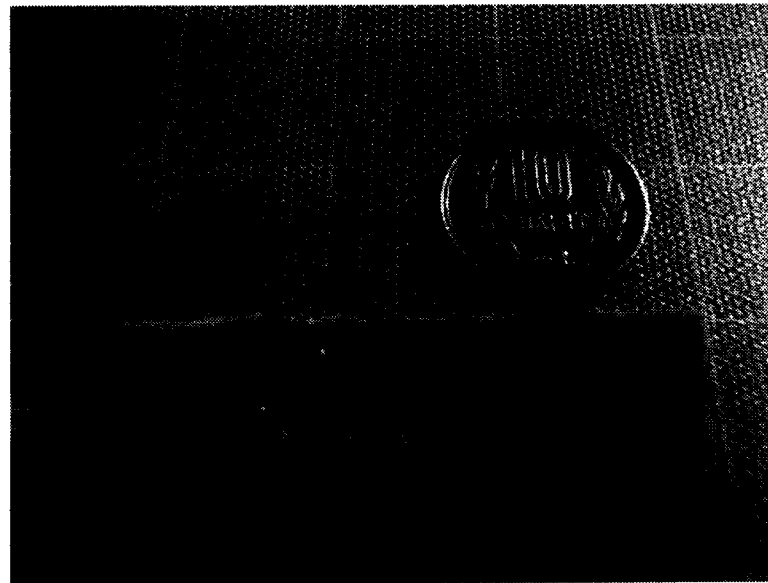


図 4.10: 制作した素子モジュール

実際に人間に装着する際には製作した素子モジュールを市販の眼鏡にマウントする。眼鏡にマウントした様子を図 4.11 に示す。



図 4.11: 素子モジュールを眼鏡にマウントした様子

4.6 回路の設計

「素子の選定」の節で、信号の増幅の必要性について触れたが、まず増幅部の回路設計について述べる。基本的な増幅方法としてトランジスタを使用した方法が考えられるが、この方法で増幅を行うと、増幅率がトランジスタの特性に依存してしまい線形性が保たれない。そこで、OP アンプによって信号の増幅を行う。今回は OP アンプにはテキサスインスツルメンツ社製 TL074 を用いた。

増幅率は、蛍光灯や自然光などの外乱光が照射されてもレンジが振り切れることなく、かつそのような状態でも、眼球の位置が変化した際の照射された赤外線 LED の反射光の変化をとらえることができるという条件を満たさなければならない。SFH203FA の短絡電流 (I_P) は $50 \mu A$ 程度なので、[18] その電流を増幅しさらに電圧に変換する。そこで、図 4.12 のような回路を設計し採用した。図 4.13 に完成した増幅回路を示す。

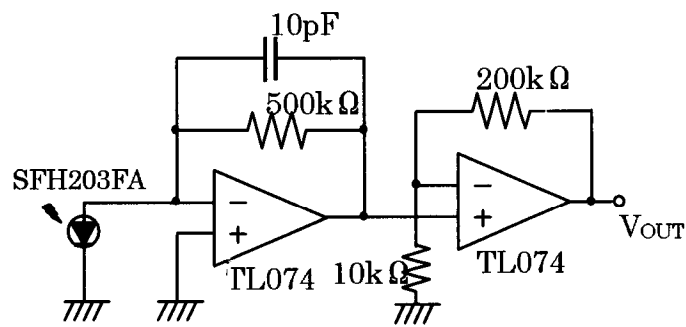


図 4.12: 増幅部の回路図

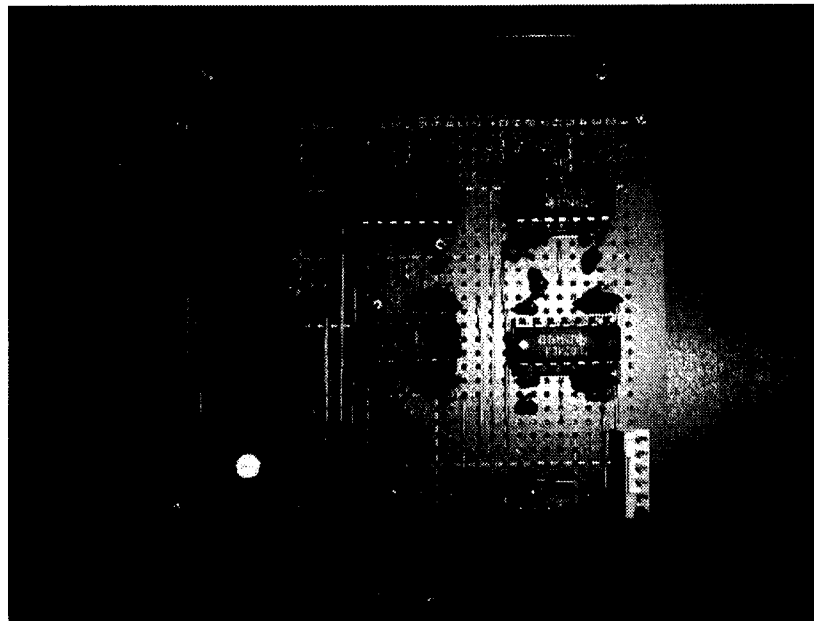


図 4.13: 完成した増幅回路基板

またフォトダイオードの出力電流は微弱であるがために OP アンプによる増幅の際に外部からのノイズまでもを増幅してしまう可能性がある。そこで、適切なノイズ対策を行う必要がある。まずデジタルとアナログの接地は電源部のみで行う。また、念のため増幅回路は金属の箱でシールドすることにした。また適切な GND をとることでノイズを軽減する。

第 5 章

計測のアルゴリズム

5.1 基本的原理

「視線計測の手法」の章では強膜反射法について述べたが，ここでは，今回設計した装置にあわせての原理を詳しく説明する。

まず，受光素子 2 つと発光素子一つのもっとも単純な場合を考える。

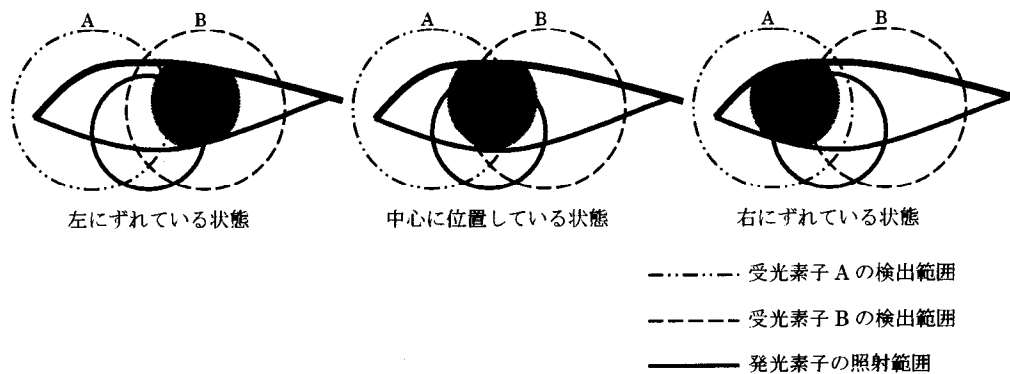


図 5.1: 受光素子 2 個，発光素子 1 個の時の計測概念図

ここでは受光素子に入力される光量が強くなるほど，値が相対的に下がるものとする。まず眼球が左にずれている状態のときは，受光素子 B の検出領域に角膜（黒目）が入る。一方受光素子 A の検出領域は，大部分が強膜（白目）で占められる。強膜と角膜の部分は光線の反射率が異なるので従って，受光素子 B に入射する光は相対的に光量が弱く，受光素子 A には，強い光量が入射される。また，眼球が右にずれている場合は，左にずれている場合の逆となる。

すると，両者の光量の変化は，図 5.2 のようになり，その値の差分をとることによって，眼球の位置を検出することができる。

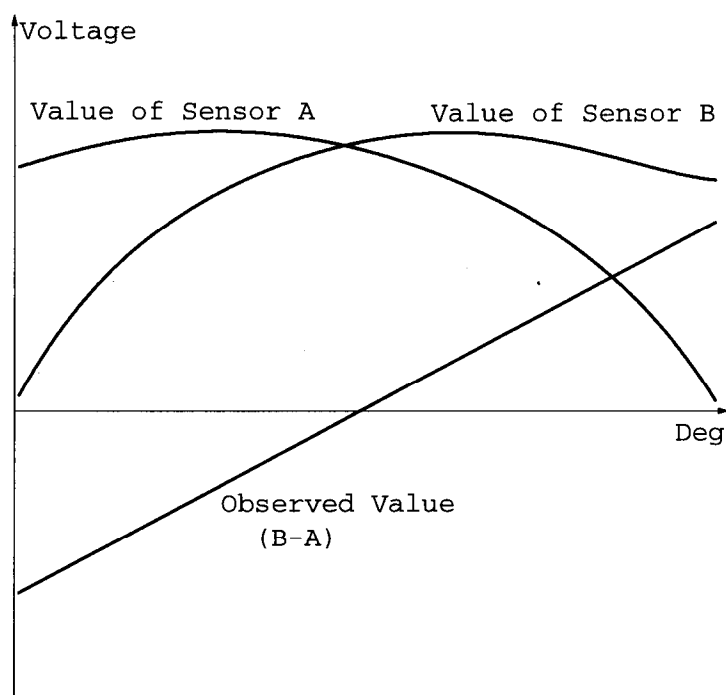


図 5.2: 計測データの概念図

次に素子が複数の場合のときについて考えてみる。今回製作した装置には複数の発光・受光素子が存在するので、素子をグループに分け、それぞれのグループごとに計測を行い、それぞれの結果を総合して計測値を出すような方式を考える。

それぞれのグループは水平方向の場合は発光素子1個，受光素子2個からなっており（図 5.4），図 5.1 で説明した原理で計測動作を行う。水平方向に注目したグループ分けの例として図 5.3 を示す。

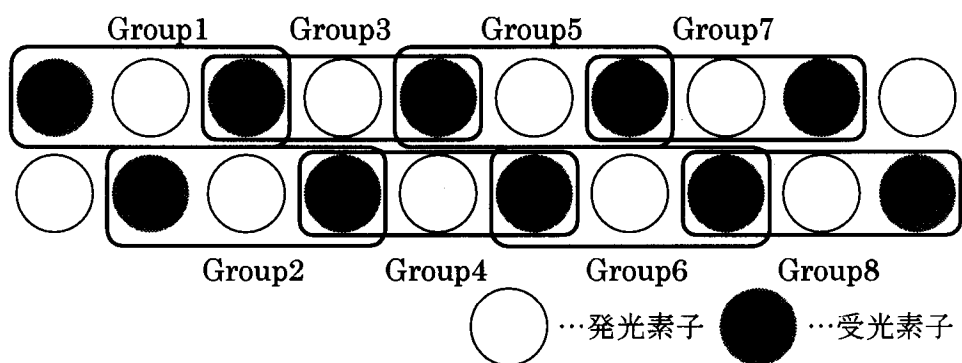


図 5.3: 素子の計測グループわけの例

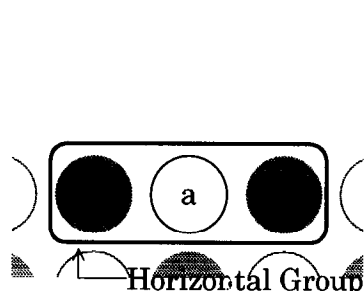


図 5.4: 水平方向の検出

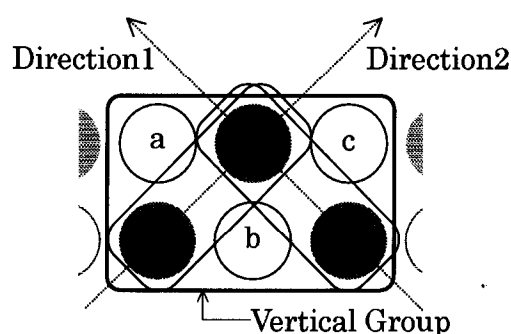


図 5.5: 垂直方向の検出

垂直方向の場合図 5.5 のように発光素子 3 個，受光素子 3 個のグループを考え，まず発光素子 a または b を点灯させ，そのときの受光素子 A, B の値を計測し，差分をとる．次に，発光素子 b または c を点灯させ，そのときの受光素子 B, C の値を計測し，同じく差分をとる．そしてそれぞれの計測値を総合することによって計測データを得ることができる．最後に，それぞれのグループの値を総合することで計測値を得ることができる．

また，両素子に入ってくる光の量が同時に急激に変化する場合は，瞬目とみなす．すなわち瞬目の検出も可能である．

5.2 キャリブレーション

キャリブレーションとは，計測前に眼球の回旋角と視線の位置との対応をとり校正する操作である．市販されている装置の一般的なキャリブレーション方法は，コンピュータ等の画面に固視点を画面の四隅と中央等に提示し，眼球の回旋角と画面の位置関係を調べるものが多い．

しかし本研究では，画面などの位置と対応させるコンセプトではなく，相対的に眼球がどの程度動いたかという情報が得られればよく，また視点との厳密な対応は今回のコンセプトではあまり重視しないので，その分キャリブレーションの簡単化に重点を置く．そのことを考慮してキャリブレーションの方法を検討した．この方法によって，眼球の位置，運動情報の検出とぶれに対して強いリアルタイムキャリブレーションを実現する．

まず，キャリブレーションの際のシステムの動作について述べる．前節で述べたように，計測の際には複数の素子をグループに分けてグループごとに行うことを述べた．そのときに実際に人間に装置を装着した際は，素子が眼球の位置から離れた距離に位置し眼球の動きの変化があっても，その変化を検出できないグループも当然現れる．

そこで、まず装着した際に動きの検出できるグループ（ここではアクティブグループと呼ぶ）と検出できないグループ（非アクティブグループ）に分けることにする。キャリブレーション開始から10～20秒間の間装置の装着者は任意の眼球運動を行ってもらい、その間に、センサの変化が一定値よりも現れなかったものを非アクティブグループとする。そして、センサの変化が現れたグループをアクティブグループとする。グループ分けを行ったときの例を図5.6に示す。この場合はGroup3～6の4グループがアクティブとなる。

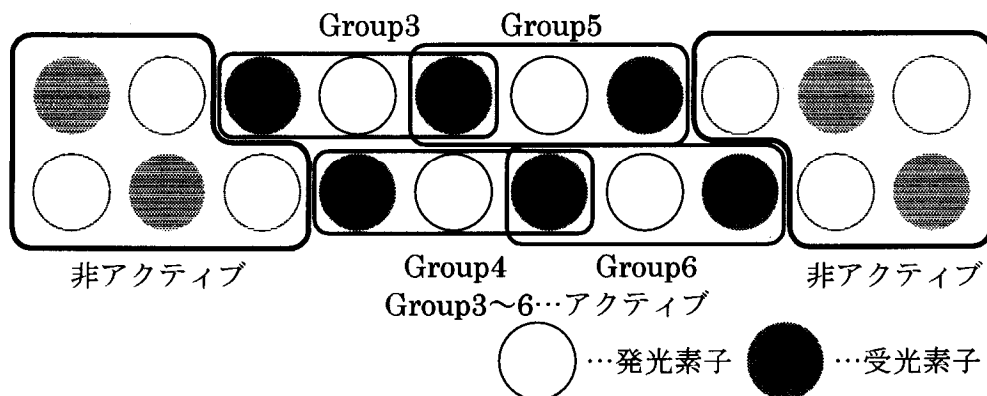


図 5.6: アクティブなグループの選択

グループ分けを行うと同時にセンサの値と眼球の回旋角を対応づける。この対応づけの方法はシステムにグループ分けの際のセンサの出力の変化をシステムに記憶させておき、グループ分けが終了した時点で、最大値と最小値をみて眼球が正面を向いているときの値を推定する。また、その値よりセンサの値と眼球の回旋角度との対応をとる。その動作が終了すると、本計測に入る。

5.3 ぶれに対する対策

アクティブグループは、5.1節の手法で計測を行うが、その間、非アクティブグループは計測をなにも行わないわけではなく、ぶれの検出を行うために動作する。図5.7を例に挙げてその動作を説明する。

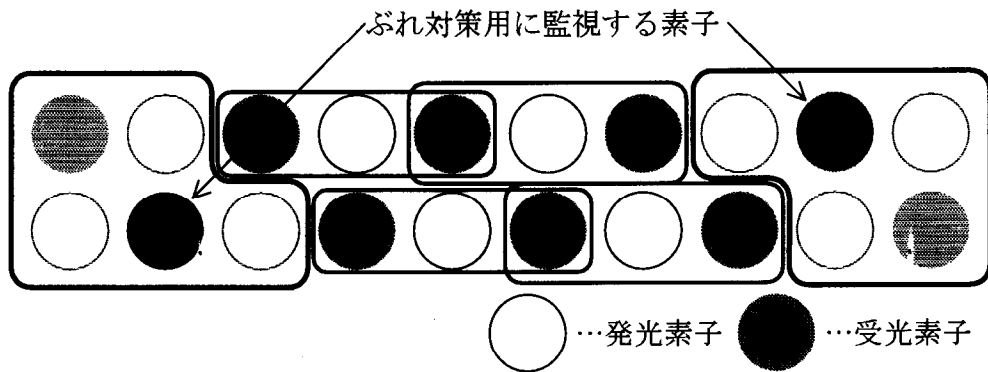


図 5.7: 計測中にぶれを検出する様子

アクティブグループが1回の計測を行ったあと非アクティブグループの一番アクティブグループに近い受光素子をぶれ対策用に監視する素子とし、それらの素子の値を計測する。ぶれ対策用に監視する素子は、装置がぶれることなく正常に計測が行われているときは、値の変化は一定以下である。しかし、「ぶれ」が生じたときは素子モジュール全体と眼球との位置関係も変化するので、それによって、ぶれ対策用に監視する素子の値に一定以上の変化がみられるはずである。そこで一定変化のみられた場合は再びキャリブレーションの動作を行いグループ分けの動作を行うこととする。そしてその動作が終了すると通常の計測を再び再開する。

このようにそれぞれの動作を行うが、再キャリブレーションを行う際には、上に述べた方法ではデータの出力がとぎれ計測が中断してしまう。しかし、再キャリブレーション中もシステムにセンサの値のデータをシステムに蓄積し再キャリブレーションが終わった際に、再キャリブレーションのグループ分けの結果と、蓄積されていたデータを利用し計測データを出力すれば、データが時間的に中断することなく取得することができる。このように、このシステムでは、数秒間のセンサの値のデータを常にシステムのバッファに蓄積することで、リアルタイムのキャリブレーションを実現する。各動作の時間対応とデータの書き込みタイミングを図 5.8 に示す。

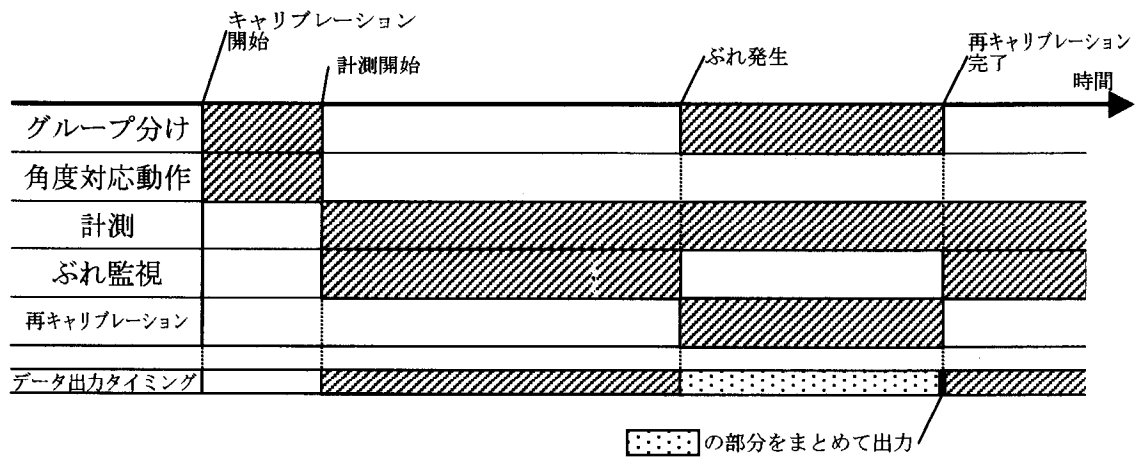


図 5.8: 各動作の時間対応

5.4 この章のまとめ

本章では、カリブレーション方法と計測の手法について述べてきた。この一連の動作をまとめた図を図 5.9 に示す。

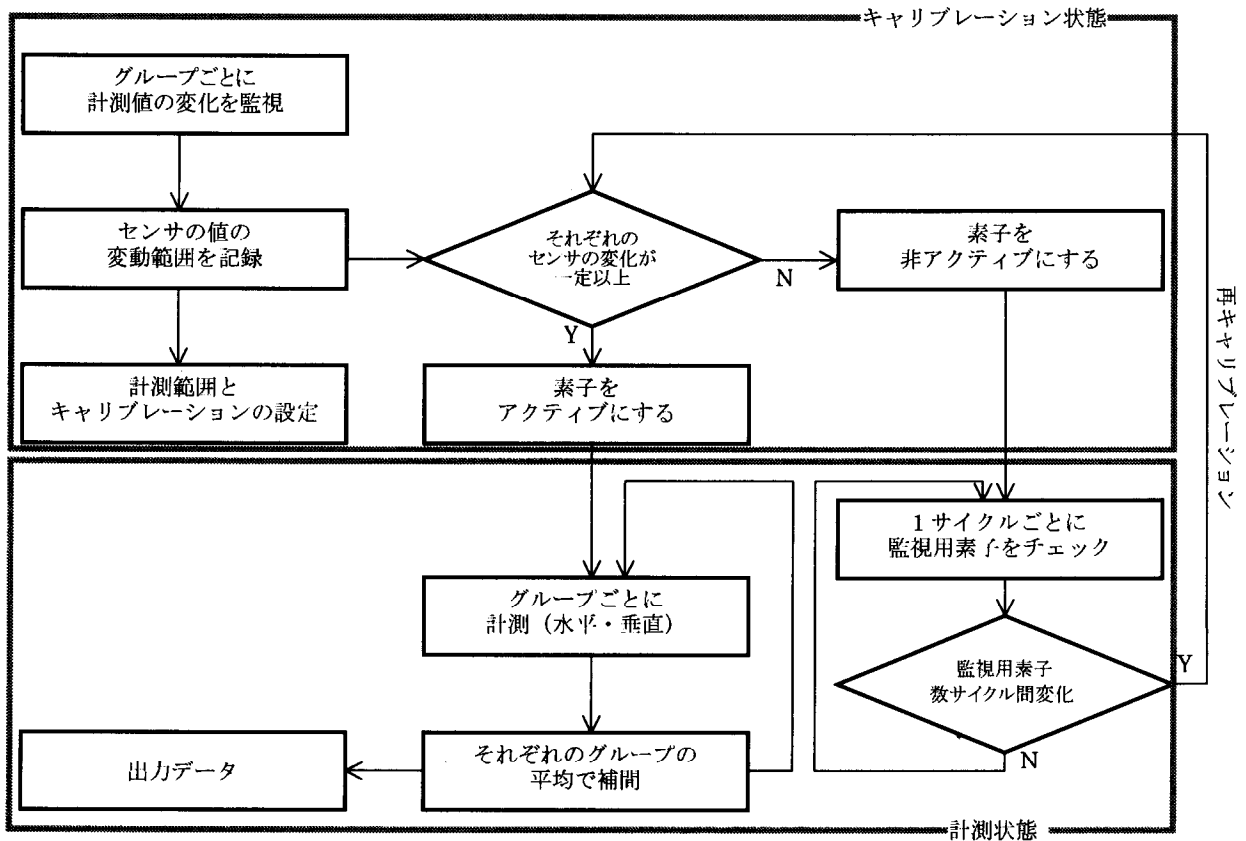


図 5.9: 計測の流れ図

第 6 章

試作装置による実際の計測

前章までは装置の設計について述べてきたが，この章では試作した装置を実際に用いての性能を評価する．

性能を評価する際に人間の眼球に模した眼球モデルを用いて測定を行う．

6.1 眼球モデル装置の設計

今回制作した装置の特性を計測する実験のために眼球モデル装置を制作した．この装置は眼球の強膜の部分に発泡スチロールの玉を，そして角膜の部分は金属球に黒色の塗装をしたものを発泡スチロールに埋め込んで実際の眼球に模した．また瞼の部分も考慮に入れなければならないので，瞼の部分を写真で撮影しそれをカラープリンタを用いてプリントアウトしたものから，瞼の内部の部分を切り抜いたものを使用した．ここでそれぞれの部品の寸法は，成人の平均的な眼球の大きさとほぼ同じになるように設計した．(図 2.1) ここで作った眼球をステッピングモータに装着し，コンピュータからステッピングモータに制御信号を送ることで水平方向の角度を制御するようにした．

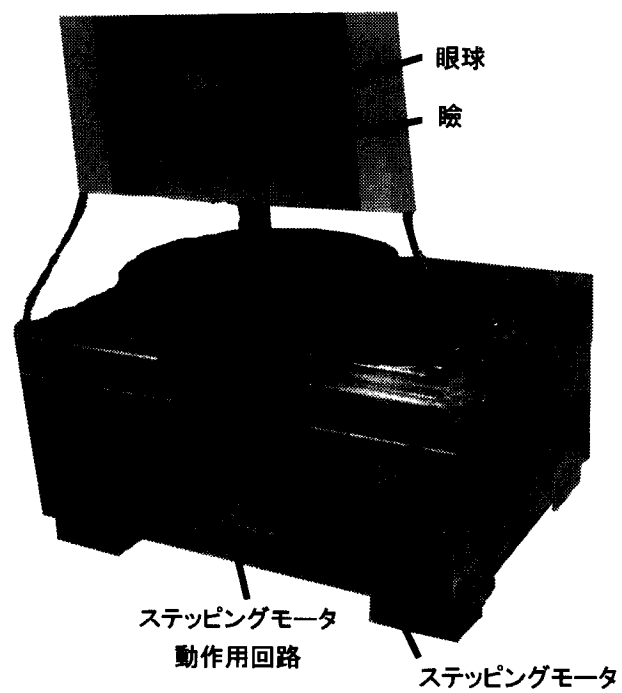


図 6.1: 眼球モデル装置

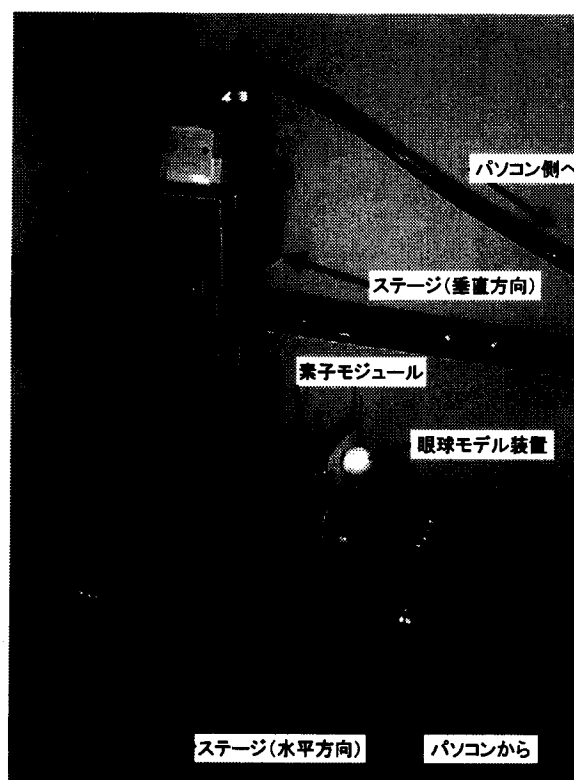


図 6.2: 計測実験の様子

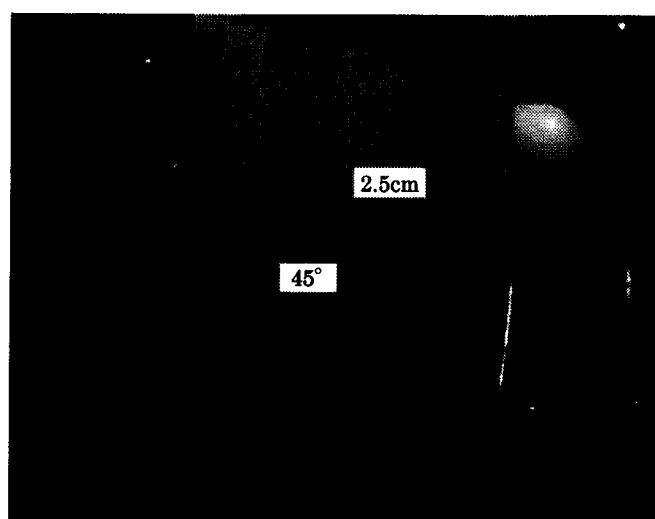


図 6.3: 計測部の拡大図

6.2 計測

計測は、X-Y ステージを眼球モデルに対して水平方向と垂直方向に設置し、縦方向のステージに制作した素子モジュールを取り付けた。素子モジュールの位置は、実際に人間が装着することを想定して、下方45度もの方向から、眼球を見上げる位置に設置した。素子モジュールから眼球モデルまでの位置は2.5cmである。

眼球モデルの正しい位置に発光部から照射された光線が当たっているか調べ位置を微調整するために、赤外線スコープを用いて肉眼では見ることのできない発光部からの光線を確認する。

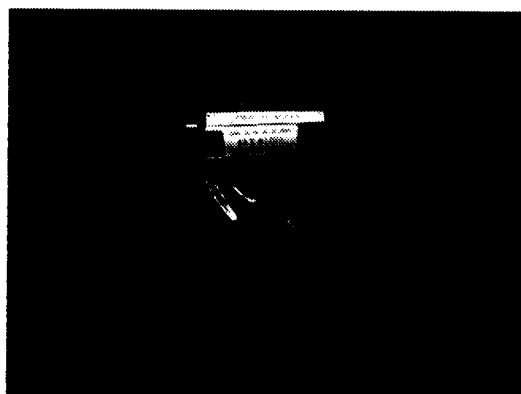


図 6.4: 赤外線スコープ



図 6.5: 赤外線スコープを用いて光線を確認する様子

そして計測順序は、まず10個ある発光素子をそれぞれ1個ずつ順番に点灯させる。そしてその発光素子が点灯してるときの、受光素子それぞれの値を眼球が水平方向に-40度～

40度(238サンプル点)の範囲で振れたときについて計測する。サンプル点の数は、モータのステップ角とギヤ比に対応させている。

このときの結果を図6.6に示す。この図は、あるLEDが点灯したときの、それぞれの受光素子の光量変化をグレースケールで表している。グラフはそれぞれグラフの最大値と最小値で、正規化を行っているものを示している。

この図を見るとLEDNo.4~LEDNo.6が点灯しているときは、眼球の角膜の部分の動きを検出できていることがわかる。また、そのときに受光素子ごとの値の変化が一様ではなくずれているので、素子ごとの値の差分をとることによって位置検出が可能であることが確認できる。

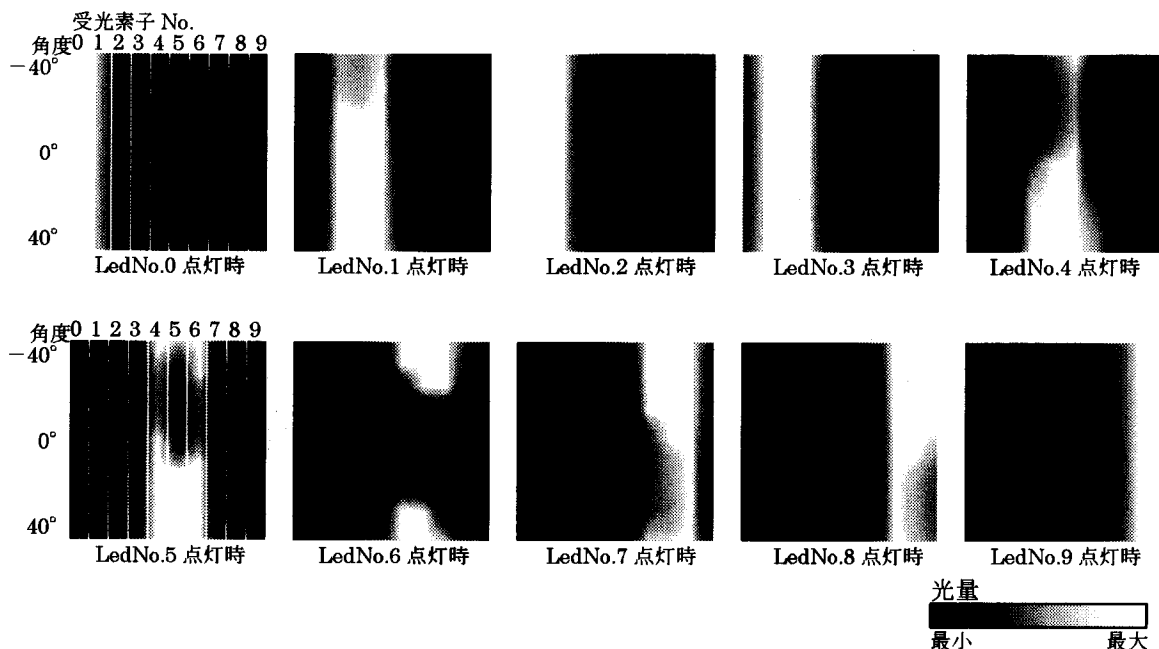


図 6.6: 計測結果

6.3 ずれに対する計測実験

さらに、ステージを移動させ、水平方向と垂直方向に素子が移動したときのデータをそれぞれ測定する。計測方法は、まず (X, Z) において受光素子 (No.0~9) の値の変化をチェックし、値の変化が閾値以上であった場合その受光素子を真とする。そして発光素子に対して受光素子の真値が2個以上の場合計測可能とし、計測可能個数を記録する。それを $(X, Z, \text{計測可能個数})$ の3次元グラフで表す。計測領域は0.5cm 間隔で 5×5 点 (計25点) で行った。その結果を以下に示す。

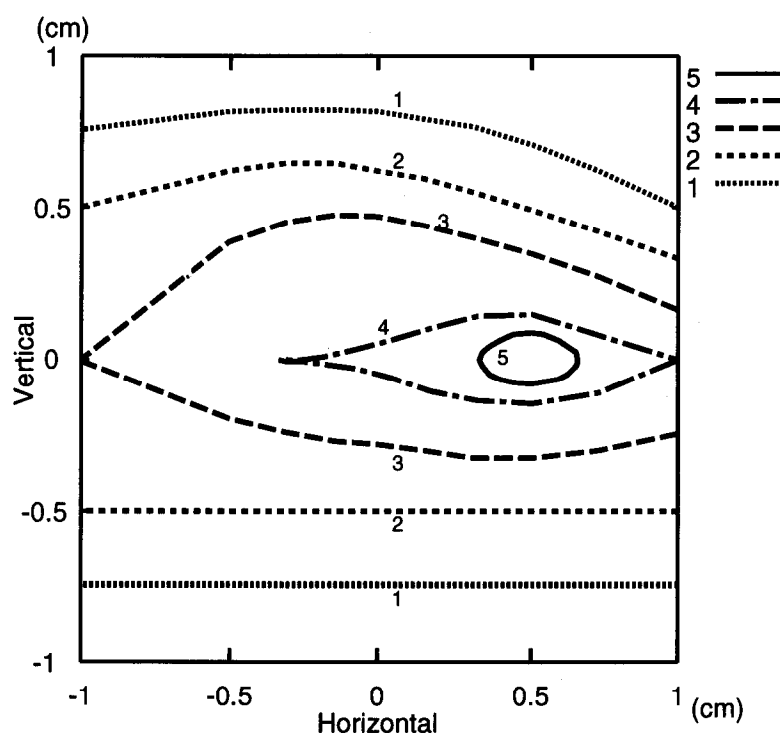


図 6.7: ずれにたいする実験の結果

このグラフは計測点を等高線によって補間し、それぞれの位置の計測可能個数の値を表している。このグラフより、今回の素子モジュールの設計では水平方向の素子のずれには強く計測を維持できるが、垂直方向のずれは水平方向よりは計測可能範囲が狭まることがわかる。そして垂直方向は $\pm 5\text{mm}$ メートル前後のずれが計測の限界であることがわかる。なお等高線の極大点が右方向に多少ずれているのは、計測の際に眼球モデルの初期位置が中心よりも多少ずれていたためと考えられる。

この結果より、水平方向の素子の数は減らしてもかまわないが、垂直方向の計測には弱いと考えられる。眼鏡のぶれは水平方向よりも垂直方向のほうが多いと想定されるので、今後の試作装置の改良の際には素子の配列を2段から3段にするかまたは、眼鏡フレームの側面にも素子モジュールをつけるなどの改良が望ましいと考えられる。

第 7 章

装置の情動解析への応用

7.1 概要と背景

情動は、快－不快に関係する意識状態である。そして、顔・身体に表出されることが多く、ほとんどの場合何らかの行動に結び付く。例えば、強烈な怒りにかられている人は、声の調子が変わり、動作行動は普段より荒々しくなるだろう。また、悲しみに沈んでいる人は、動作のテンポが遅くなり、周囲の事柄に関心を示さなくなる [23]。

情動には、怒り・悲しみだけではなく、喜び・恐怖など様々なものがある。それでは、情動はどのように整理できるだろうか。その一つの考え方として、プルチック (Plutchick) が提案したものを図 7.1 に示す [24]。ここでは、立体の各横断面が異なる情動を表し、向かい合うものは情動でも逆のものになる。縦軸は、強度または覚醒の程度を示し、最上段は情動がもっとも強い状態にあることを意味している。また、下に行くほど横断面の面積が狭く最終的に点になることは、情動も強度が低下するにつれ、その内容を区別するのが困難になることを示している [23]。

一般に、情動の指標としては、表情判定法、内観法、生理的反応法などの方法が用いられている。生理的反応法には、さらに皮膚電気反応 (GSR)・血圧・心拍数・呼吸・基礎代謝・筋緊張などがある。よく用いられているのは GSR で、手のひらに電極を取り付け、発汗による電流量を計測するものである。発汗量は、情動の高まりによる交感神経系の賦活を反映している。 [23]

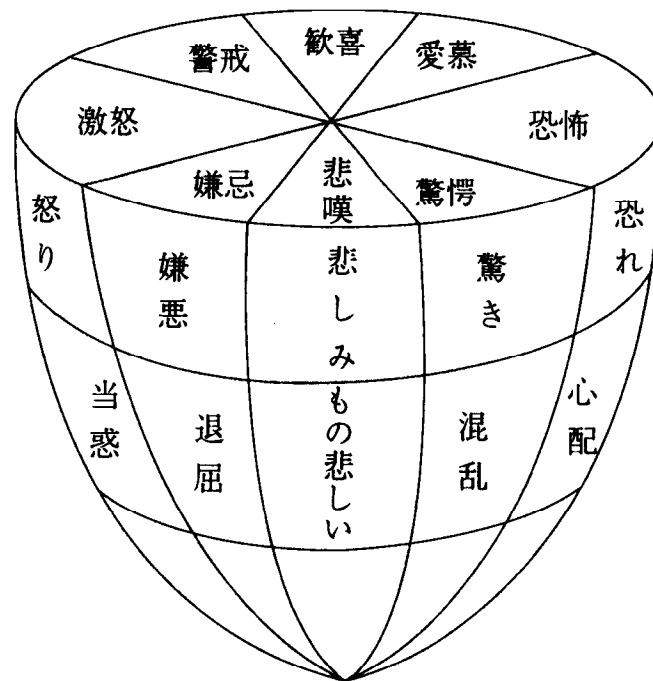


図 7.1: 情動の多次元模型 [24]

今回そのようなことをふまえて情動の変化が眼球の動きの変化によっても表れないだろうかと考えた。そこで、本研究では人間の眼球の動きを計測し、情動の変化が計測できるかどうか被験者を用いた実験を行うことにした。なお、眼球の運動を測定する際に本来ならば今回試作した装置を用いて計測すべきところであるが、本研究では市販の計測装置を用い、より確実な計測データを得ることにし、その結果を今後の試作装置の改良にも役立てていきたいと考えた。

7.2 映像刺激を用いた実験

まず、人間に映像の刺激を与えたときに、どのような変化が見られるかを試すことにした。情動に変化が現れると思われる何種類かの短時間の映像を用意し、被験者に鑑賞してもらい、そのときの眼球運動に変化が現れるかどうかを見ることにした。

7.2.1 実験方法

1. 被験者

20代の正常な視力または矯正視力の持つ5人が被験者として実験に参加した。

2. 装置

装置には15インチのモニタ（日本電気社製PC-TD151）にVHS方式のビデオデッキ（SONY社製WV-BW1）を接続し、被験者は頭部の位置がずれないように顎台を使用して画像を観察した。モニタと被験者の間の距離は48cmである。またモニタの周りに注意が向かないように、モニタの周辺を暗幕で覆った。室内の照明の明るさは、通常の明るさに設定した。

眼球運動の検出にはSMI社製のEyeLinkシステムを使用した。この装置は頭部装着型の装置で強膜反射法を用いており、検出素子にはCCDカメラを用いているのが特徴である。またCCDカメラの画像を解析し瞳孔の大きさ等も測定できる装置である。

3. 刺激

情動の変化が計測にて得られると思われる映像を3種類用意した。

- (a) 新宿駅南口の風景（シーン1とする）
- (b) 時代劇の殺人シーン（シーン2とする）
- (c) TVドラマの1シーン（シーン3とする）

いずれの映像も長さは20秒である。

4. 手続き

被験者にEyeLinkシステムを装着し、規定のキャリブレーション動作を行った。その後、3種類の映像を連続に提示した。この際、映像のみの影響を調べるために音声は流さないようにした。映像刺激を被験者が観察している際の眼球の動きを測定した。

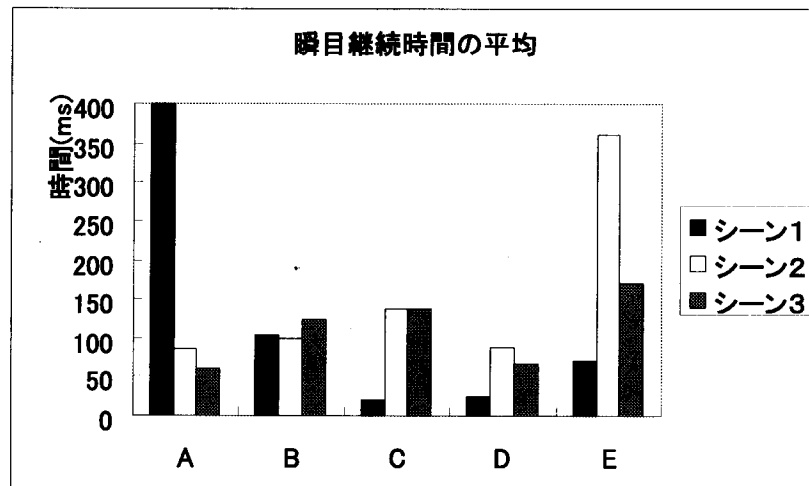


図 7.2: 被験者を用いた実験の様子

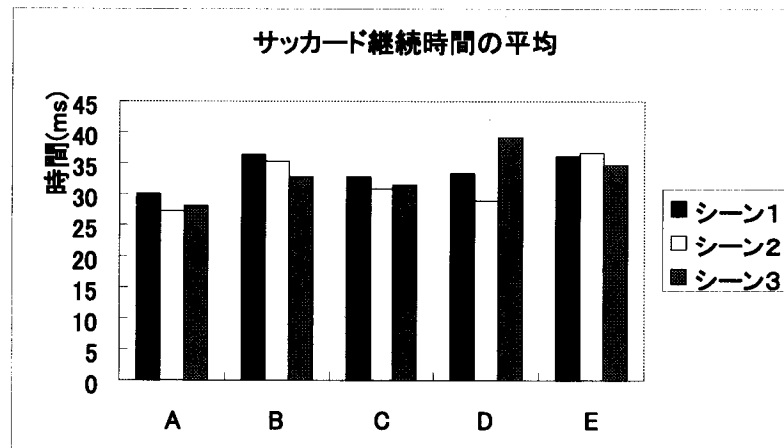
7.2.2 映像刺激を用いた実験の結果

各映像の 20 秒間の測定データのうち、中間の 15 秒間のデータ取り出して分析した。眼球運動には様々な種類とそれぞれの特性があることを 2 章で述べたが、今回は瞬目、サッカード、固視に注目してそれら进行分析することによって情動の変化を捕らえることができると考え分析を試みた。本研究では、サッカードは 100ms 以下の移動継続時間、固視については 100ms 以上の位置の固定が見られた場合を目安に判定することにする。

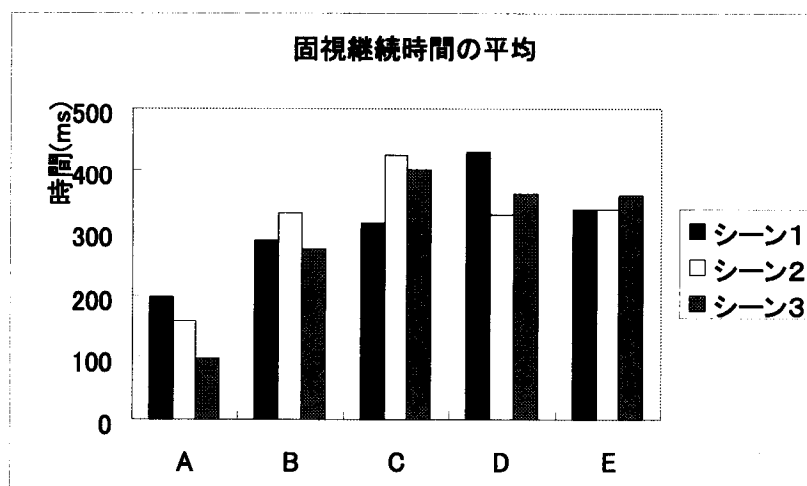
この分析方法でシーン（映像）別の眼球運動の変化について調べた。まず、瞬目、サッカード、固視の継続時間の平均値についてみてみることにする。（図 7.3）



(a) 瞬目継続時間の平均値



(b) サックード継続時間の平均値



(c) 固視継続時間の平均値

図 7.3: 継続時間の平均値

このグラフは、それぞれの眼球運動の継続時間の平均値を被験者別に表したものである。このグラフを見ると、各グラフともに被験者によって傾向が異なっており、一概に映像ごとの情動の変化が現れていると判断することは難しい。

その理由として計測時間が短いことや、装置の調整条件が被験者によって異なっていたことが考えられるが、最も大きな要因は、映像はさまざまな要素からなっており情動が現れる心理的な影響のほかにも、画面の切り替わりや、ズームイン、字幕、画像の輝度などの効果が影響し、それが眼球運動に現れると考えられる [25]。すなわち映像を用いて情動を比較するためには映像の効果をよく考慮し、被験者へ見せる題材を選択する必要があるということが今回の実験で確認された。

7.3 聴覚刺激を用いた実験

それでは、映像を用いずに被験者に別の刺激を与えたときの眼球運動を計測してはどうかと考えた。そこで聴覚刺激を用いた実験を行った。この実験では、内容の理解に負担を強いられるものと、そうではないものを被験者に聴かせ、そのときの眼球運動の変化を観察した。仮に、内容の理解に負担を強いられる内容の場合は、意識がそのことだけに集中しており、逆に内容の理解が容易な内容の場合は、意識を集中させなくても聞き取ることが可能であると考えた。そして、意識の集中度の変化が眼球運動に現れないかを観察することにした。

7.3.1 実験方法

1. 被験者

正常な視力または矯正視力を持ち、かつ正常な聴力を有する日本人 4 人（20～30 歳代）が被験者として参加した。

2. 装置

前節の実験と同じく眼球運動の測定には EyeLink システムを用いた。被験者は、視野に注意を引くものがあって被験者の眼球運動にに影響を極力与えないために、灰色地の幕で仕切った 1 坪ほどの空間に椅子を用意し、被験者を着席させた。聴覚刺激の提示には、ポータブル CD プレーヤ (Panasonic 製 SL-S450) を LINE 接続にてラジオ

カセットプレーヤ(日本ビクター社製 RC-550)に接続しそのスピーカより音を出力した。また室内の照明の明るさは、通常の明るさに設定した。

3. 刺激

以下の3つの文章の朗読を用意し提示した。

- (a) 英語の文章で中学校2~3年レベルの文章。
- (b) 英語の文章で朗読するスピードが速く日本人にとってはやや聞き取りにくいもの。
- (c) 日本語のテレビ等で流れるニュース調の文章。

時間はいずれも1分程度のものである。

4. 手続き

被験者に EyeLink システムを装着し、規定のキャリブレーション操作を行った。その後、被験者を状態を安定させるために、1分程度の音楽を流すとともに、それと同時に実験の内容説明のナレーションが流れた。ナレーションでは、聴覚刺激の提示終了後にその内容についてのペーパーテストを行うことを告げ、被験者に聴覚刺激の内容を集中して聴くように促した。

次に、それぞれ約1分程度の文章が順番にスピーカより流れる。その際、聴覚刺激を提示しているときの眼球の動きを計測した。終了後、内容についてペーパーテストを行った。ただし、このペーパーテストは被験者に流れる文章の内容をしっかりと聴いてもらうために、おこなったもので、ペーパーテストの成績は今回の実験には直接分析対象としなかった。

7.3.2 聴覚刺激を用いた実験の結果

各聴覚刺激の時間内で、中継30秒間のデータを取り出して分析した。まず図7.4を見ていただきたい。

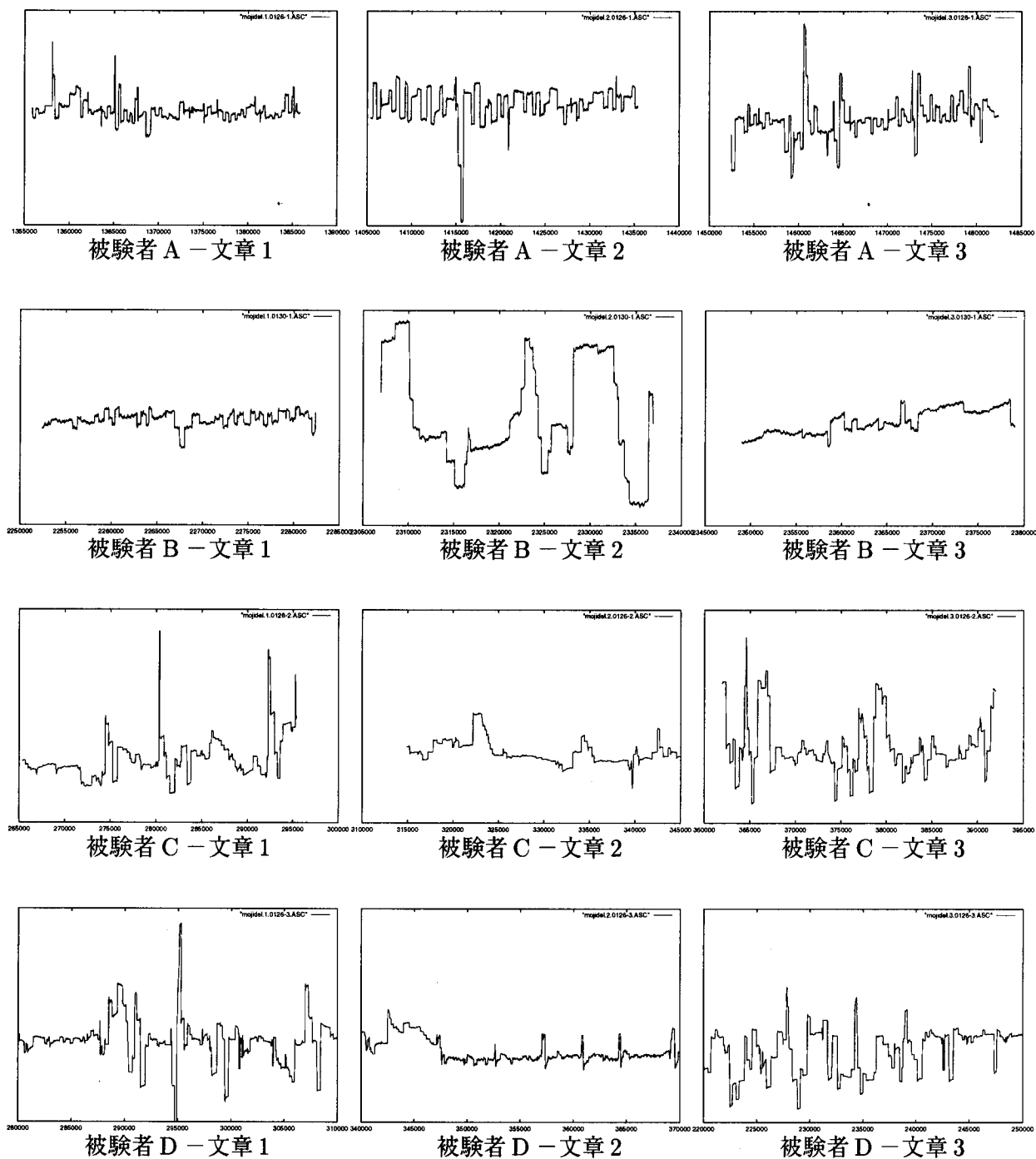
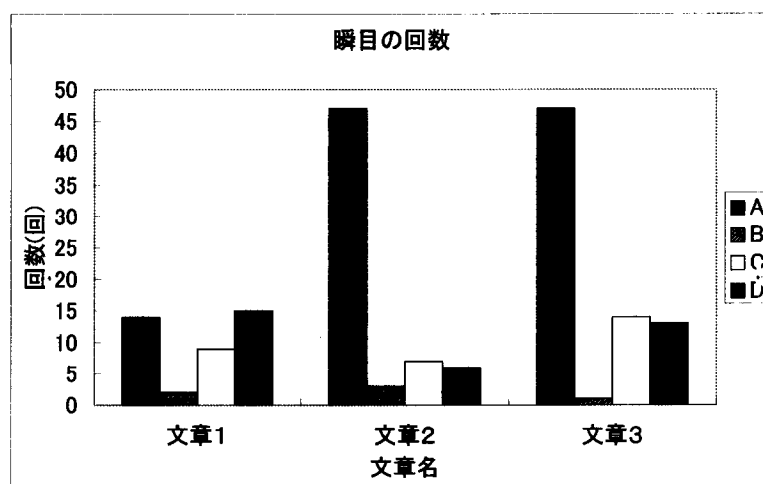


図 7.4: 水平方向の被験者の計測データ (横軸: 時間 (ms), 縦軸: 左眼水平方向の相対振幅)

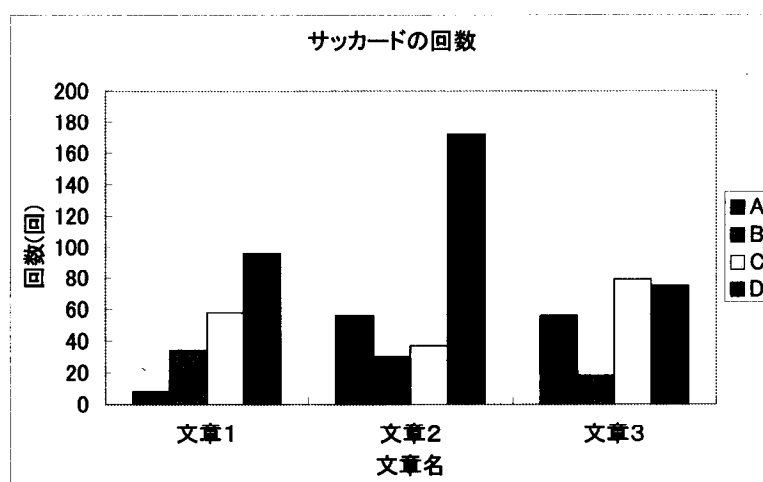
この図はそれぞれの聴覚刺激が提示されたときの、被験者の左眼の水平方向の計測データである。被験者 A~D の 4 のデータを比較してみると、まず被験者 A は文章の変化にもかかわらず、計測データの波形は一樣であることがわかる。また被験者 B においては、文章 2 が提示されているときの振幅は大きい、文章 1,3 が提示されているときの振幅は小さいことがわかる。また、被験者 C,D においては、被験者 B と逆の結果が得られていることがわかる。

被験者 A は一見文章ごとに変化が見られないが、他の被験者は個人差はあるものの、何らかの変化が表れていると考えられる。

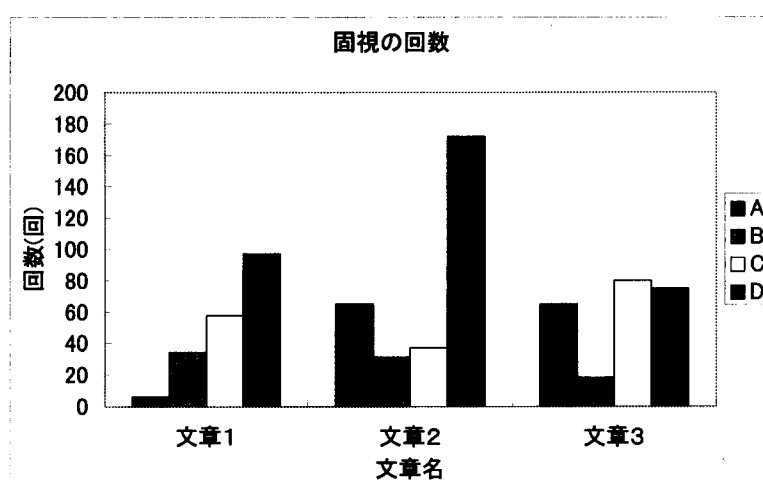
そこで前節の実験と同様に、瞬目、サッカード、固視の眼球運動に注目した。まずそれぞれの計測データについて回数をカウントしたものを示す（図 7.5）。それぞれのバーは、それぞれの文章における被験者別の眼球運動の回数を表している。



(a) 瞬目の回数



(b) サッカードの回数



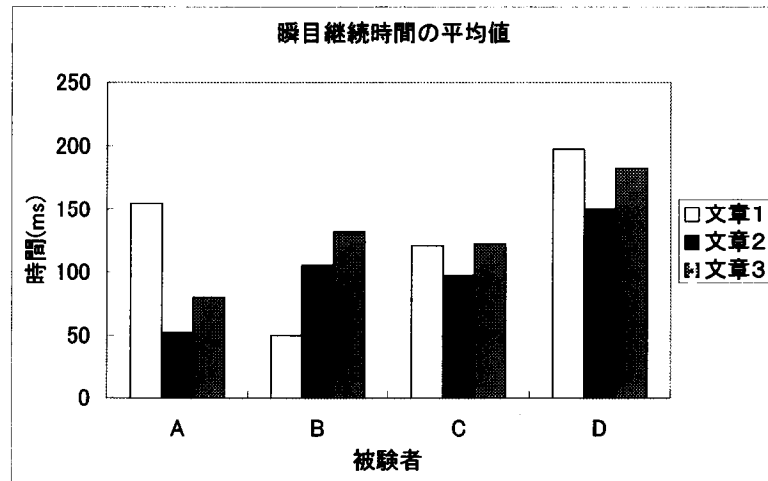
(c) 固視の回数

図 7.5: 文章聴取時の (a) 瞬目 (b) サッカード (c) 固視の回数 (文章別, 縦軸: 回数 (回))

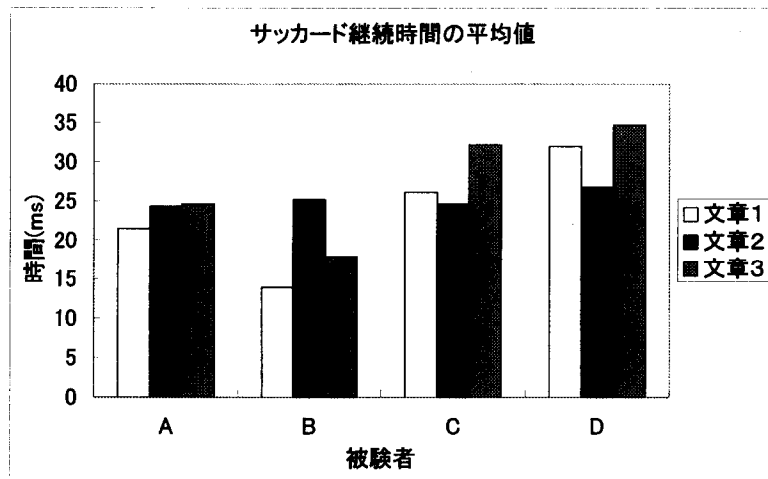
まず、(b) サッカーと (c) 固視のグラフがほぼ同一の結果となっているのは、サッカーと固視が交互に発生しているからである。次に (a) 瞬目の回数は被験者 C,D においては減少傾向がみられる。そのことから、被験者 C,D は集中して文章を聴いている際に、負担がかかっていることの現れではないかと思われる。

(b) サッカーのグラフについては被験者によって傾向が異なっており、ここでは特徴となるような指標が表れているとはいいがたい。

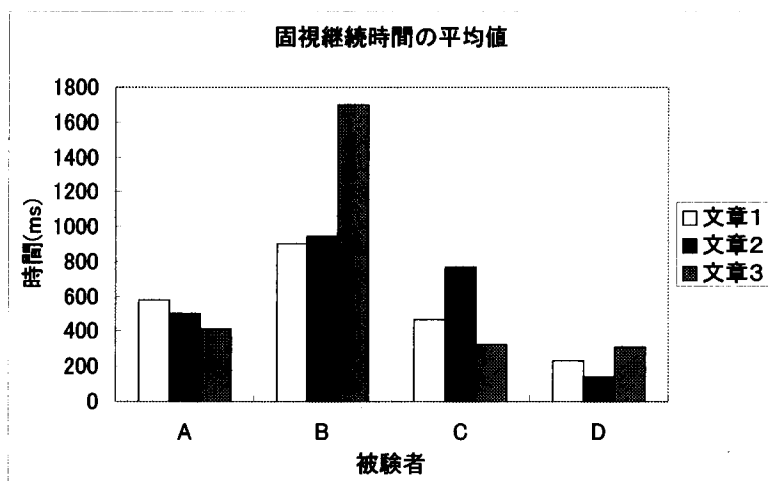
次に、瞬目、サッカー、固視の継続時間の平均値に注目してみることにする。図 7.6 に瞬目、サッカー、固視についての計測時間の平均値を示す。このグラフは被験者ごとにまとめて表示してある。



(a) 瞬目継続時間の平均値



(b) サッカード継続時間の平均値

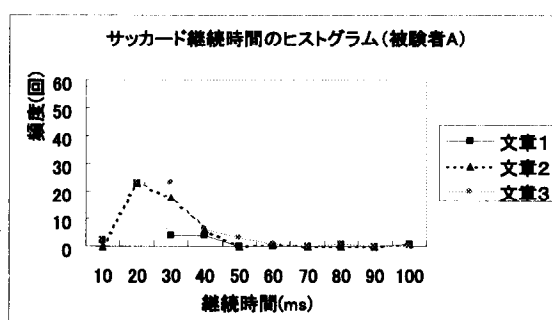


(c) 固視継続時間の平均値

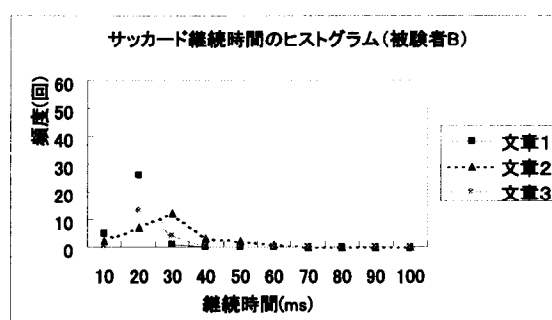
図 7.6: 継続時間の平均値 (被験者別)

(a) 瞬目継続時間の平均値のグラフを見ると、被験者Bをのぞいては、文章2(負担を強いられる英語の文章の朗読)のときの継続時間が共通して減少している。また、(b) サッカー継続時間の平均値に注目すると、被験者C,Dは同様に文章2のときの継続時間が共通して減少している。しかし、被験者A,Bについては異なった特性が表れている。これは図7.4のデータをよく反映していると思われる。さらに、(c) 固視継続時間の平均値を見ると、被験者によって異なった傾向が現れている。このことから文章の提示条件にかかわらず、個人によって固視の継続時間には個人差があると考えられる。

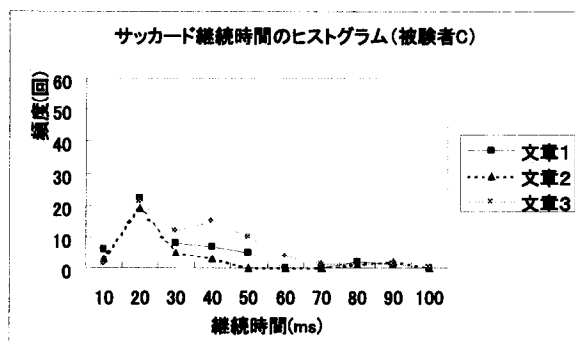
最後に、サッカーの継続時間のヒストグラムを個人別に見てみることにする。(図7.7)



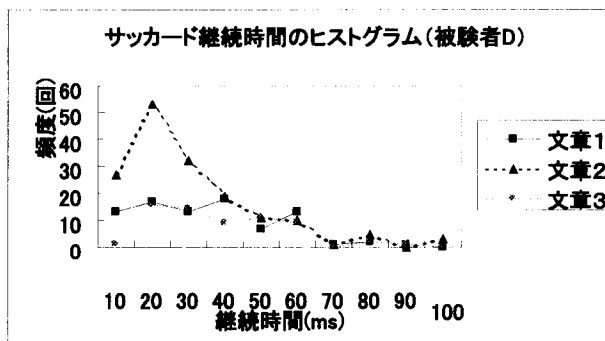
(a) 被験者 A



(b) 被験者 B



(c) 被験者 C



(d) 被験者 D

図7.7: サッカーの継続時間のヒストグラム (被験者別)

このグラフより被験者C,Dの場合、文章2のときはサッカーの継続時間は短いところに集中している傾向にある。また、被験者A,Bについてはそれぞれの文章のときについて異なった特性が現れている。しかし、この指標での情動の変化の判定は難しいので、他の指標と組み合わせて分析する必要があるだろう。

7.4 結論

今回の実験を通じて個人によって刺激ごとに眼球運動の変化が見られたが、その特性が個人によって異なることがわかる。またサッカードについては、文章の朗読を聴く際に集中、緊張といった情動が比較的顕著に表れていたと思われる。その理由として、同じ刺激でも個人によって感じ方が違うことがあげられ、今回は英語のリスニング能力に依存していることも考えられる。固視については、個人差が大きく今回の情動の分析に用いるのは困難ではあったが、個人の眼球運動の特性（くせ）のようなものが現れているのではないかと考えることもできる。

今回設定した実験の刺激によって緊張の変化が現れ、明白な計測データの変化がみられたということによって、眼球運動に注目した情動の変化の測定の有効性を確認することができた。また図 7.4 より、水平方向の眼球運動のみに注目しても情動の変化が現れることがわかった。このことによって今回試作した装置でも、情動の変化を計測できることが確認できた。さらに今後実験の進め方としては、血圧や GSR などと組み合わせて眼球運動を測定し比較し情動の計測指標を確立していく方法が望ましいであろう。

また、今回実験を行う際に装置の都合上で実験室内で行う必要があったり、装置の装着条件が被験者ごとに極端に違うと計測データに影響がでてしまうおそれがあったので、かなり計測実験の際には気を遣わなければならなかった。そのような、負担の軽減のためにも今回試作した装置の改良を進めていきたい。

第 8 章

まとめ

今回の計測装置の試作によって、提案したコンセプトによる計測が可能であることが計測実験より確かめることができた。今回は、水平方向の眼球運動のみの検証であったが、十分計測が可能であることが確認できた。今後は垂直方向の眼球運動についての同様の実験も行い、さらに提案した装置の実現に近づけていきたい。

また、今回は市販の光学素子を用い試作装置を設計し、計測の有効性が確認された。その結果を将来小型の素子を用いよりコンパクトな装置を設計する際にその結果を用いることができるであろう。

また素子のぶれに対する実験では今回の試作装置では水平方向については十分対応できることが確認された。引き続き垂直方向のぶれに対する対策を考えるべきであると考えられる。

また、光学系の設計において、各発光受光素子の指向性をさらに高め、強膜と角膜の境界付近を照射するのが望ましいと考えられる。そのためには素子に超小型のレンズを装着するか、フィルムに印刷したスリットを素子の上に装着するのが望ましいであろう。

計測のアルゴリズムについては、今回提案したものを今後装置に実装しアルゴリズムの有効性を確認したい。

情動の測定と解析については、実験を通じて刺激によって様々な被験者に対する要因が重なり合った結果がでてくることがわかったので、今後いくつかの実験をするときの手法を蓄積する必要があると考えられる。

またサッカード、瞬き、固視に注目することによって情動の変化をとらえることができた。今回の結果をもとに、計測指標をより充実させることが期待できる。

また、水平方向の眼球運動検出のみでも変化をとられることができたので、試作した装

置でも十分計測可能であることが確認できた。

また、そのような情動の変化の計測データ容易に取得するためにも、今回提案した計測システムの実用化を早急に実現したい。そして将来システムが実現でき、情動の計測指標を確立することによって、うそ発見器のような使用法や臨床分野での応用はもちろん、私たちの身近な生活の中でのさまざまな応用が期待できるであろう。

謝辞

最後にこの研究をおこなうにあたってご指導いただいた電気通信大学大学院情報システム研究科の指導教官である阪口 豊助教授，およびご指導いただいた出澤正徳教授，磯野春雄客員教授，菅原 正幸客員助教授，藤田豊巳助手，関根道昭助手，張研究員，渡部修研究員，そして協力していただいたヒューマンインターフェース学講座の皆様に心より感謝します。

そして，研究生活において困難なときに，支援してくれた家族に感謝いたします。

参考文献

- [1] 古賀一男：眼球運動ミニ・ハンドブック, (財) 労働科学研究所出版部, (1998).
- [2] 芋阪良二, 中溝幸夫, 古賀一男：眼球運動の実験心理学, 名古屋大学出版会, (1993).
- [3] S. Mohamed, T. Fujita, M. Idesawa: "Pointing and Communicatin Method for Information Systems by Detecting Line of Sight", 電気通信大学大学院・IS シンポジウム第6回, 109-116, (1999).
- [4] 久野悦章, 八木 透, 鈴木 梓, 内川嘉樹：赤外線を用いた視線方向及び頭部位置同時計測システムの開発, ヒューマンインタフェースシンポジウム'99, 281-284, (1999).
- [5] H.P. Wilkinson : "Eye movements measured with a solid state photodiode matrix", Behavior Research Methods & Instrumentation, Vol.11(4), 429-432, (1979).
- [6] 2000 年版 最新光デバイス規格表, CQ 出版 (2000).
- [7] J. P. H. Reulen, J. T. Marcus, D. Koops, F. R. de Vries, G. Tiesinga, K. Boshuizen, J. E. Bos : "Pricise recording of eye movement : the IRIS technique Part 1", Medical & Biological Engineering & Computing, 26, 20-26, (1988).
- [8] Hewitt D. Crane & Carrol M. Steele: Generation-V dual-Purkinje-image eye-tracker, APPLIED OPTICS, Vol.24, No.4, 527-537, (1985).
- [9] 本田仁視：「眼球運動と空間定位」, 風間書房, (1994).
- [10] 千葉則茂, 土井章男：「3次元CGの基礎と応用」, サイエンス社, (1997).
- [11] 樋渡 洵二:「視聴覚情報概論」, 昭晃堂, (1997).
- [12] 谷腰 欣司：「センサーのすべて」, 電波新聞社, (1998).

- [13] 箱田 裕司：“認知科学のフロンティア”，サイエンス社，(1993).
- [14] 三浦 利章：“行動と視覚的注意”，風間書房，(1996).
- [15] 山田 光穂：“最近の眼球運動の研究方向”，信学技報，NC95-90，(1995).
- [16] 斎田 真也：“各種眼球運動測定方式の比較”，Vision，Vol.3-1991，95-100,(1991).
- [17] <http://www.semicon.toshiba.co.jp/> ：“Toshiba Semiconductors ホームページ”，光半導体素子およびCCD・CMOSイメージセンサ.
- [18] <http://www.infineon.com/> ：“Infineon Technologies AG” ホームページ.
- [19] 萩原 誠：“自動焦点調節型眼鏡に関する研究”，平成11年度修士論文，電気通信大学IS研究科，(2000).
- [20] “視覚情報処理ハンドブック”，日本視覚学会，(2000).
- [21] 伊藤 正男，梅本 守，山鳥 重，小野 武年，往住 彰文，池田 謙一：“情動”，岩波講座認知科学6，岩波書店，(1996).
- [22] “心理学事典”，平凡社，377-379(1995).
- [23] 松村 茂治，高田 理孝，原 聰，笠井 仁：“人・心・行動”，東京教科書出版株式会社，(1990).
- [24] Plutchick,R：情緒と人格，浜 治世(編)“動機・情緒・人格”，現代基礎心理学8，東京大学出版会，145-161，(1981).
- [25] 中島 義明：“映像の心理学”，サイエンス社，(1996).