

2021年度博士後期課程（ソフトウェア情報学）論文

VRHMD 型視野検査機器の開発
**Development of Visual Field Testing System
Based on VRHMD Eye Tracker**

岩手県立大学大学院

ソフトウェア情報学研究科

学籍番号 2362018004

氏名 堀田 健仁

研究指導教員 Prima Oky Dicky Ardiansyah.

亀田 昌志

松田 浩一

眞田 尚久

伊藤 久祥

要旨

視野異常は、視野の一部または周辺の視力が著しく低下する視覚障害であり、眼球や視神経そして脳を含む視覚経路の疾患により引き起こされたものである。一般的には、視野異常を自覚することは難しく、その異常を自覚した段階ですでに重篤化しているという傾向がある。緑内障は、視野異常を引き起こす代表的な疾患とされており、その有病率は年齢と共に上昇することが確認されている。我が国は、超高齢化社会に突入しており、潜在的な視野異常の患者が多いため、視野異常の検査を的確に行う必要がある。2011年には、奈良県で発生した視野欠損の運転者が引き起こした交通死亡事故をきっかけとして、運転免許取得の要件として視野検査の導入も検討されている。

一般的な視野検査は、注視を維持した状態で認識可能な限界範囲や輝度を計測し、視野異常が発生している範囲や視力感度を検査する。代表的な視野計には Goldmann Kinetic Perimetry や Humphrey Field Analyzer があるが、被検者の自己申告によって視認可否を判断するため、検査結果が検査者や被検者の主観的判断によって左右される問題が指摘されている。一方、視線情報をもとに不随性の高い生理反応から視認可否を判定する SVOP (Saccadic Vector Optokinetic Perimetry) やアクティブ視野検査が考案されているが、視線情報の計測に由来した課題によって未だに実用化されていない。

本研究では、視線情報をもとにした視野計を実用化するために、VRHMD型視野検査機器を開発し、広視野の検査を可能にするとともに、高精度かつ効果的に視認判定を行った。開発した視野計は次のような特徴をもつ。まず、ハードウェアとしてヘッドマウントディスプレイを採用することで、より広視野における視野検査視標の呈示や近視などの視能力による影響の軽減、左右視野検査の簡易化、外乱光による検査結果への影響の軽減、そして様々な姿勢での視野検査が可能となった。次に、独自に開発した瞳孔抽出や視線キャリブレーションの簡易化、アクティブ視野検査の改善によって広視野での検査が可能になった。その結果、睫毛の影響や極度な眼位における瞳孔の形状を正確に推定できるようになり、視野異常の患者にとって困難な視線キャリブレーションという課題を解決するとともに、検査手法としてサッケード潜伏(300ms)とサッケード回数(3回)による視認判定を導入することで視認判定を行うことができた。次に本検査機器で偏心視訓練を実施した。視野異常は完治することが困難であることから残された有効視野を活用する方法を獲得するための訓練が偏心視訓練である。本研究では、開発した本検査機器で偏心視の訓練環境をVRで生成し、訓練の効果を視線情報の特徴から評価する方法について検討を行った。また、視野異常を模擬したマスクをスクリーンに適用することで視野異常を再現した経路探索の実験では、周辺視野欠損の再現実験において中心視野の場合と比べて探索した経路の変動が大きいながらも経路探索を行うことができることから、本訓練によって周辺視野欠損の患者に対するQoV(Quality of Vision)の改善を期待できると考えられる。

本研究の取り組みによって、視線情報を利用した視野計の課題を解決でき、さらに既存の視野計と比較しても導入しやすいシステム構成となった。超高齢化社会において、提案する視野計により検査機会を拡充することで、無自覚の視野異常をもつ潜在的患者の早期発見に大きく寄与できることを期待する。また、偏心視の訓練においても、従来の訓練方法と比べて訓練環境の再現性や訓練効果を客観的に評価することができるようになった。訓練環境を自由に変更できることから、日常生活を想定した様々な環境で訓練を行うことができることからあることから、視野欠損患者のQoVを改善することができると思える。

Abstract

Visual field defects are visual impairments that cause a significant loss of visual acuity in part or all of the visual field caused by diseases of the visual system, including the eye, optic nerve, and the brain. In general, visual field defects are difficult to be noticed and tend to be severe by the time they are recognized. Glaucoma is one of the most common diseases that cause visual field abnormalities, and its prevalence increases with age. In Japan, as the population ages, the need for accurate testing for visual field abnormalities is increasing because of the large number of potential patients with visual field defects. In 2011, a traffic fatal accident caused by a driver with visual field defects that occurred in Nara Prefecture led to consideration of introducing a visual field test as a requirement for obtaining a driver's license.

Visual field tests measure the limit range and luminance that can be recognized while maintaining gaze and investigate the range of visual field defects and visual acuity sensitivity. Typical perimeters include the Goldmann Kinetic Perimetry and the Humphrey Field Analyzer. These perimeters judge the visibility of the subject based on the self-report; thus, the test results may be affected by the subjective judgment of the subject. On the other hand, SVOP (Saccadic Vector Optokinetic Perimetry) and the active perimetry have been proposed to determine the visibility based on involuntary physiological responses based on gaze information. However, this has yet to be put to practical use due to the problems caused by the measurement of eye gaze information.

This study developed a VRHMD (Virtual Reality Head Mounted Display) -type perimetry based on gaze information, which enables examination of a wide field of view and performs highly accurate and effective visual judgment. The developed perimetry has the following features. The hardware of the HMD (Head Mounted Display) has advantages, such as, allowing for the generation of stimulus with a wider field of view, the reduction of the influence of visual ability such as myopia, the easy inspection of the left and right visual fields, the reduction of the influence of ambient light on the test results, and the ability to inspect the visual field in various body postures. Improvements in pupil extraction, simplified gaze calibration, and active visual field testing have enabled examination in a wide field. As a result, the influence of eyelashes and the shape of the pupil in extreme eye positions can be accurately estimated, and the issue of gaze calibration, which is difficult for patients with visual field defects, can be solved. Measurements of saccade latency (300 ms) and saccade frequency (3 times) during the test enables accurate visibility judgment. The experiment, in which a mask simulating the visual field defect was applied to the screen, showed that the path-finding was successfully performed, although the fluctuation of the path-finding of the peripheral visual field defect was larger than that of the central.

This research effort has solved the problem of visual field meters using eye information, and furthermore, the system configuration is easier to introduce than existing visual field perimeters. We hope that the proposed perimeter will contribute to the early detection of potential patients with unconscious visual field abnormalities by providing more opportunities for testing in our super-aging society. In the training of eccentric vision, the reproducibility of the training environment and the training effect can be objectively evaluated compared to the conventional training method. Since the training environment can be freely changed, training can be conducted in a variety of environments that simulate daily life, which is expected to further improve the QoV (Quality of Vision) of patients with visual field defects.

目次

第1章 序論.....	6
1.1 視野異常	8
1.2 視野検査	9
1.3 視線視野計による他覚的視野検査法	10
1.4 偏心視訓練	11
1.5 研究目的	11
1.6 論文構成	12
第2章 関連研究.....	13
2.1 注視活動と視線情報	13
2.2 視線計測技術	15
2.2.1 眼球姿勢の定量化	15
2.2.2 視線キャリブレーション	17
2.2.3 視線計測機器	17
2.3 視野検査計	19
2.3.1 自覚的視野検査計	19
2.3.2 視線視野計	21
2.4 偏心視訓練	23
第3章 眼球運動に基づく高性能視線視野計の開発.....	24
3.1 ハードウェア設計	25
3.1.1 計測装置の構成	25
3.1.2 視野角の定義	26
3.2 ソフトウェア設計	27
3.2.1 瞬き検知	27
3.2.2 瞳孔の中心座標の推定	27
3.3.3 視線キャリブレーション	31
3.4 視野検査アルゴリズム	35
3.4.1 検査視標の定義	35
3.4.2 検査視標の呈示	36
3.4.3 視認判定	38
第4章 高性能視野検査計の評価	39
4.1 視線計測性能の評価	39

4.1.1 瞬き検知.....	39
4.1.2 瞳孔の中心座標の推定.....	42
4.1.3 まとめ.....	44
4.2 一点視線キャリブレーションを用いた視線視野検査の実現性の検証.....	45
4.2.1 検査条件.....	45
4.2.2 視野検査実験の手順.....	46
4.2.4 まとめ.....	48
4.3 真正面化処理を用いた自動キャリブレーション.....	49
4.3.1 検証条件.....	49
4.3.4 まとめ.....	52
第5章 偏心視訓練への応用.....	53
5.1 VRHMD型視野検査機器を用いる偏心視訓練システムの提案.....	53
5.2 偏心視訓練システムの開発.....	54
5.4 訓練効果の結果の検証.....	55
5.4.1 訓練条件.....	55
5.4.2 訓練結果.....	55
第6章 結論.....	58
参考文献.....	60
謝 辞.....	64

第 1 章 序論

眼球や視神経そして脳を含む視覚経路の疾患により，視野の一部または周辺の視力が著しく低下する障害を視野異常という[1]．視野異常は視覚情報処理によって障害が発生している視野領域を補完するため自覚することが難しい．この能力が眼疾患を重篤化させる要因の一つとして考えられている[2]．重篤化した視野異常は，視覚に関わる日常生活の質（Quality of Vision; QoV）[3]を低下させる．視野異常を引き起こす代表的な眼疾患として緑内障がある[3]．日本緑内障学会の調査では，有病率は年齢と共に上昇することが報告されている[4]．従って超高齢化社会の日本では，視野異常の潜在患者数は多いと予想される．2011 年の奈良県内で発生した交通死亡事故は，視野異常が原因であり[5]，この事故をきっかけにして運転免許の更新時に視野検査が義務付けられた[6]．

視野検査は，認識可能な限界視野領域や視力感度を調べることで視野異常の範囲や進行度を明らかにすることができる[7]．当該検査は，刺激に対する視認可否の判断指標の違いから「自覚的視野検査」と「他覚的視野検査」に大別することができる．前者は，呈示刺激の視認可否を被験者の自己報告によって判断する．臨床で利用されており多くの検査実績がある．しかしながら，自己申告による視認可否は，検査を行う検査者の技能や被検者の理解度によって，検査結果が左右されるため検査結果の信頼性に課題がある[8]．一方，後者は網膜電位[9]など，不随性の高い生理反応を視認可否の指標とすることで自覚的視野検査法の課題を解決することができるが，生理反応は個人差が大きいことや計測条件の統制が難しい課題があるため臨床実績は少ない．しかしながら，視線計測機器の発展によって眼球運動を高サンプリングかつ高精度に計測できるようになったことから眼球運動を用いることで課題を解決するための検査法が提案されている[10][11][12]．眼球運動は，他の指標と比べて人種や性別，年齢による違いが小さいことから，視野検査に適した検査指標であると考えられる．本論文では，視線計測機器を用いる視野検査機器を視線視野計と呼称する．

視線視野計は，平面のスクリーンに次々と呈示される視標を注視する際の眼球姿勢を計測し，眼球運動や固視精度の特徴から視標の視認可否を判断することができる．既存の視線視野計は，従来の自覚的視野検査法で利用される視線視野計と比べて計測可能な視野範囲が 60 度と限定されており，すべての視野領域を計測することはできない．また，計測精度を確保するために頭部を固定する必要があるため患者の身体的負担は高く，計測時の姿勢も制限される．さらに，視野異常のある患者が視線視野計を用いる場合に発生する問題として，眼球姿勢とスクリーン座標を対応付けるために行う調整作業（視線キャリブレーション）の難しさがある．これは，視野異常が発生している視野領域が中心視野に近い場合において視線キャリブレーションで使用する視標を注視することが難しいためである．

以上のことから，既存の視野計に対して改善された視線視野計には，計測可能な視野範囲，身体的負担，視線キャリブレーションの三つの課題を指摘できる．これらの課題を解

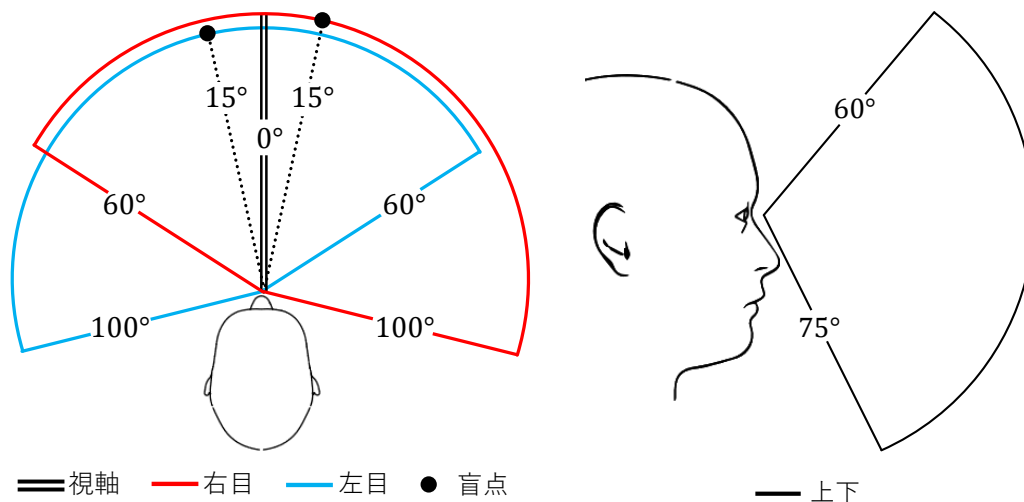


図 1.1：視野の広がり

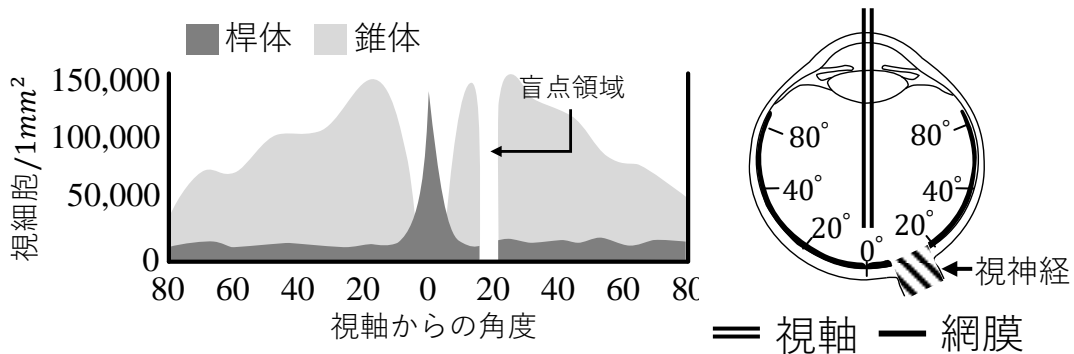


図 1.2：網膜の視細胞分布図

決することで、視野検査を効果的に行うことが可能となり、視野異常の早期発見に繋がる。進行した視野異常を完治させることは難しいが、この発見によって早期治療や残された有効視野を活用するための訓練を早期に開始することができることから、QoVの維持または改善することが可能である。

視野異常の患者が持つ有効視野を活用するための方法として、恣意的に視線方向を変えて視認する方法がある。当該方法は偏心視と呼ばれる。患者が偏心視を獲得することで、自分の視野異常の領域を把握しながら、日常生活の不自由さを改善できる。偏心視を獲得するために行う訓練を偏心視訓練という。偏心視訓練では、眼科医の診断結果を基に視能訓練士が患者とコミュニケーションを取りながら視能力を改善できる最適な偏心視を探し、偏心視獲得に向けての訓練を行う。しかしながら、訓練の成果は視能訓練士の技量や患者自身の適応能力が深くかかわっているため、より効果的な訓練方法が望まれる。

1.1 視野異常

視野は、片眼で一点を見つめたときに見える範囲と定義される。視軸を中心とした視野の広がり、右目の場合は図 1.1 に示すように上側 60 度、下側 70 度、耳側 100 度、鼻側 60 度の広がりがある。左目の広がり、右目の広がりに対して左右が逆に対応する。また、注視位置を中心として約 30 度以内の範囲を中心視野、30 度より外側を周辺視野という。視野の広がり、図 1.2 に示すように視細胞の分布によって決定される。従って、視野耳側約 15 度～20 度の範囲にあるマリオネット盲点（以降、盲点と呼ぶ）は、視神経が存在するため網膜上に視細胞は存在しない。

視野異常は、部分視野欠損と周辺視野欠損に大別できる。これら 2 つの視野欠損について特徴を次に述べる。部分視野欠損は、視野の一部領域の視力感度が著しく低下する。視野欠損の領域は、視野異常の原因となる疾患や個人差によって異なる。周辺視野欠損は、周辺視野領域の視力が低下するため、中心視野のみ視界が確保される。視野異常による QoV への影響は、両者で異なる[13]。部分視野欠損では、読書能力の低下や視線の不一致によるコミュニケーション能力の低下などの注視作業に影響を与える。周辺視野欠損では、空間把握能力が低下するため、歩行や運転などの移動が困難になる[14][15]。

視野異常は、緑内障や網膜色素変性症、脳梗塞などの視覚経路上の疾患が原因で発生する。つまり、視野異常を自覚したとき疾患がある可能性が高いことになる。しかしながら、初期の眼疾患で生じる視野異常を自覚することは難しい。理由として視野欠損範囲を正常な他方の視野や欠損周辺のテクスチャ情報を用いて補う機構が我々の視覚情報処理に備わっているためである。このような補完能力をフィリングイン(filling-in)または、知覚的充填と呼ぶ[16][17][18]。このフィリングインが眼疾患の重篤化原因の一つとして考えられている。このフィリングインが機能している身近な例は、盲点である。我々は両眼および片眼の視野において盲点を自覚することができない。視野異常を伴う代表的な緑内障の有病率の調査では、年齢と共に上昇することが日本緑内障学会より報告されている。従って、超高齢化社会の日本では、視野異常の潜在患者は多いと予想されることから、視野異常を原因とする重大事故が懸念される。

1.2 視野検査

視野異常の重篤化を防ぐためには、視野異常の原因となる疾患を早期発見することが重要である。しかし、初期の眼疾患は、フィリングインによって視野異常を自覚することが困難であるため、自己診断に頼らない方法で視野異常を判断する必要がある。視野領域ごとの視能力を計測する方法として、視野検査機器がある。伝統的な視野検査機器の基本構成を図 1.3 に示す。検査には内面を白色に塗装した半径 33cm の半球状のドームを使用し、被検者は、両眼視野による影響を防ぐために検査対象ではない目に対して覆いをする。次に検査対象である目の正面にドーム中心がくるように可動性の顎台と額当てを調整し、ドーム中央にある視標を固視させる。このとき、固視点を視野の中心としてドーム内に点光源を呈示する。呈示した視標に対して定められた基準に従い視認判定を行うことで、呈示範囲の視野の状態を明らかにする。検査時に固視点の注視が逸れた場合、検査条件と統制するために再検査を行う必要がある。

視認判定の違いから視野検査は、「自覚的視野検査法」と「他覚的視野検査法」の二つに大別される。前者は、被験者自身の報告によって視認判定するため、被験者の理解度や検査者の技量が検査結果に影響する可能性がある。また被験者の報告が不正確に行われる可能性があることから検査結果の信頼性について問題視されている。一方、後者は、瞳孔反射や網膜電位などの不随性のある生理反応を用いて視認判定を行うため、自覚的視野検査法で指摘されている問題を改善することができる。また、生理反応は個人差があることから、視認判定の条件を統制することが難しいとされていたが、近年の視線計測装置でこれらの生理反応を高精度に計測できるようになり、当該装置を用いた他覚的視野検査法の普及が期待されている。

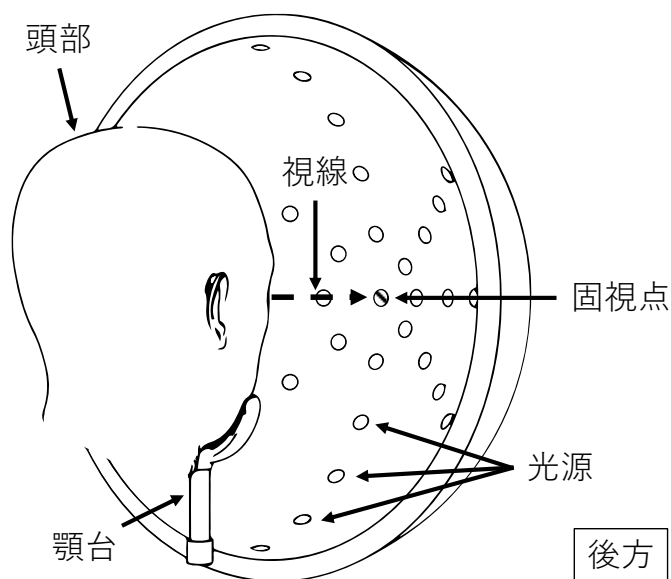


図 1.3：視野検査機器の基本構成

1.3 視線視野計による他覚的視野検査法

本検査法は、注視活動に伴う眼球運動の特性を視認判定の評価指標として利用する視線視野計である。眼球運動が性別や年齢、人種にかかわらず、同様な特徴を有しているため、当該検査法は安定した検査結果を得ることができることで、他覚的視野検査法の課題を解決する新しい検査法として注目されている。

視線視野計には、非接触型の視線計測機器が用いられる。当該視線計測機器は、スクリーン下部に設置して使用することから被験者はスクリーン前に着席した状態で検査を行う。図 1.4 に基本構成図を示す。当該検査計には三つの課題がある。第一に検査可能な視野角はスクリーンの大きさに依存しているため、周辺視野まで検査をする場合は、大型のスクリーンが必要となる。また、計測可能な視野角が 60 度であることから、中心視野から近い領域のみを検査できる。第二に非接触型の視線計測機器では、検査時の頭部変動による視線情報の誤差を対処するために、被験者の頭部を顎台に固定する必要がある。これは、検査時の身体的負担になるため、高齢者や着席ができない患者などにとって不都合である。第三に、中心視野欠損がある患者は視線キャリブレーションを行うことができないことで軽度な視野異常患者のみを検査できる。

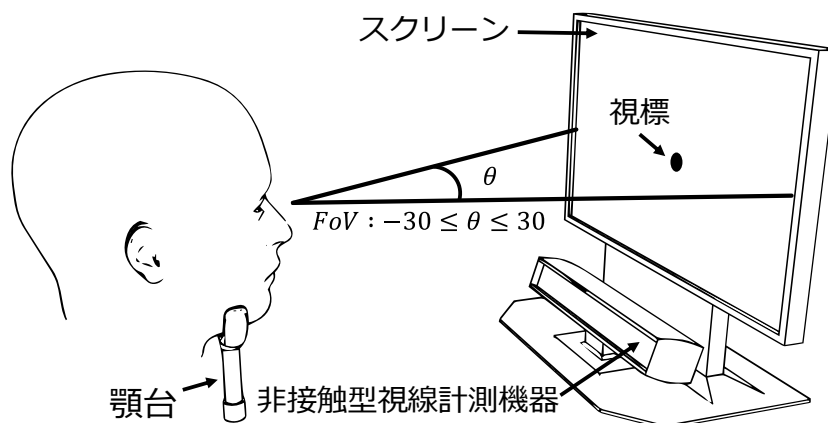


図 1.4：視線視野計の基本構成

1.4 偏心視訓練

偏心視は、患者毎に異なることから視野異常領域を患者自身が理解し、想定される日常生活の不自由さを改善できる適切な偏心視を獲得することが重要である[7]. 図 1.5 に両眼の中心視野に欠損がある場合の偏心視の一例を示す. 健常者の場合は、図 1.5(a)に示すように両眼で目標刺激を注視することができるが、中心視野欠損の場合は、図 1.5(b)のように目標刺激を中心視野で捉えることができないため、中心視野以外の視野領域で目標刺激を視認できるように視線方法を恣意的に変更する. この例は、あくまでも中心視野の視力感度均一に低い場合を示したものであるが、疾患の種類によって視野異常の分布が不均一であり、その視力感度が欠損領域毎に異なる場合がある. さらに読書などの中心視野を活用する場合や歩行などの周辺視野を利用する場合では、注意しなければならない領域が異なるため、目的よって偏心視を使い分ける必要がある. このように目的よって偏心視を使い分けるようになるためには偏心視訓練を行う必要がある. 偏心視訓練では、診断結果を基に視能訓練士が患者と相談しながら、視能力を改善できる最適な偏心視を決定する. また、患者の安全を確保するためにはリハビリテーションセンターや自宅などの安全な環境で行う必要があるため、偏心視を利用する実環境に対して差があるため想定外の状況や環境に対応することができない可能性があることが考えられる. したがって偏心視訓練には、訓練の評価や訓練環境の再現性に課題がある.

1.5 研究目的

視野異常による患者の QoV を改善するためには、視野異常の早期発見を行うための視線視野計と効果的な偏心視訓練が重要である. そこで本研究では、まず広視野に検査視標を呈示することができるハードウェアと視線情報から高精度かつ効果的に視認判定を行うための計測システムを提案し、高性能視線視野計の実現を試みる. 次に、バーチャルリアリティ (Virtual Reality; VR) による再現性の高い訓練環境の下で、客観的評価可能な偏心視訓練方法を提案し、その効果を検証する.

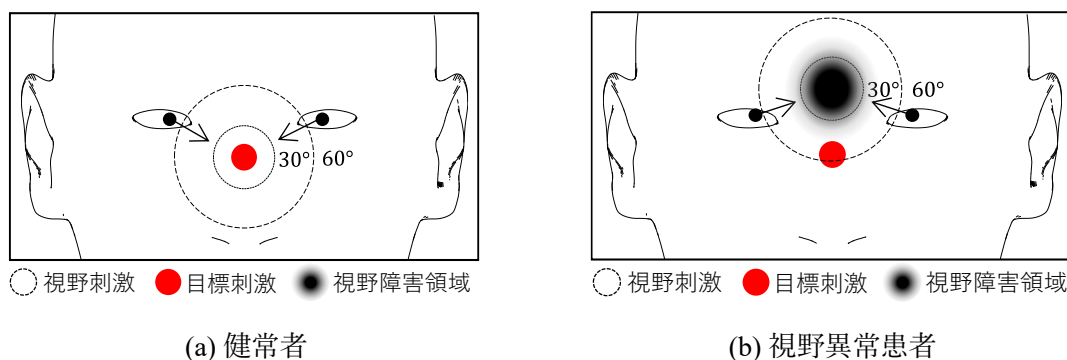


図 1.5：偏心視の例

1.6 論文構成

本論文は、序論と本論として3つの章、結論で構成されている。

第1章の序論では、視野異常の性質と危険性について説明し、視野異常における視野検査の重要性について述べた。そして、従来の視野検査法に関する課題と新たに提案されている視線計測機器を用いる視野検査法について利点と課題を明確にした。また、視野異常の治療が困難であることから、有効視野の利用方法を獲得するための偏心視訓練についての現状とその課題を示した。第2章では、本研究で提案する高性能視線視野計とVRを用いた偏心視訓練に関連する要素技術について説明する。第3章では、VRHMD型視野検査機器を実現するためのハードウェアとソフトウェアの設計を述べた後、視野検査アルゴリズムを説明する。第4章では、被験者による実験を通じて提案したVRHMD型視野検査機器を評価し、その結果について報告をする。第5章では、提案する偏心視訓練の仕組みについて説明し、実験を通じて偏心視訓練の効果を報告する。最後に第6章では、本研究で得られた知見をまとめ、本研究の総括を行う。

③ 輻輳・開散運動 (Convergence・Divergence)

両眼の網膜に投影される像の誤差は、対象物と頭部間の距離が近いときに大きくなるため、像の誤差を最小にするために両眼の瞳孔間距離を小さくする運動が発生する。この運動を輻輳運動という。一方、遠い場合は誤差が小さくなるため、瞳孔間距離を小さくする運動が行われる。この運動を開散運動という。対象物の距離と関係しているため奥行き認識の手がかりとなる。

④ 前庭動眼反射 (Vestibulo-Ocular Reflex ; VOR)

ある一点を固視した状態で頭部を横また縦に振ったとき、中心視野で捉えている対象物は大きくぶれることはない。このように頭部の動きに対して、眼球の動きが打ち消し合うように制御する眼球運動を前庭動眼反射という。頭部の動きを三半規管や首の筋肉の状態から視覚神経系にフィードバックすることで、不随的に眼球運動を制御する。

⑤ 回旋眼球運動

頭部をロール回転した場合、視線を軸とした回転が発生する。この回転運動を回旋眼球運動という。前庭動眼反射と同様に不随性眼球運動である。

⑥ 固視微動 (Fixational eye movement)

静止した物体を注視するとき、人は物体が静止しているように認識する。しかしながら眼球は非常に小さい運動を繰り返している。この運動を固視微動という。固視微動の変位は、大きさ、頻度、速度の違いからトレモア、ドリフト、フリックの3種類に分類される。フリックは、サッケードに近い眼球運動であるためマイクロサッケードと呼ばれる。

以上①～⑥の眼球運動のうち、①～③は意識的に制御することができる。しかしながら意識的に発生させた場合と無意識的に発生した眼球運動では、反応時間に違いがあるため識別することが可能である、そして④～⑥は、不随性のある生理反応である。従って、注視活動を観察することで、注視対象物と注視位置間の距離（注視正確度）と停留位置から注視目標までの軌跡（眼球運動）の情報を得ることができる。

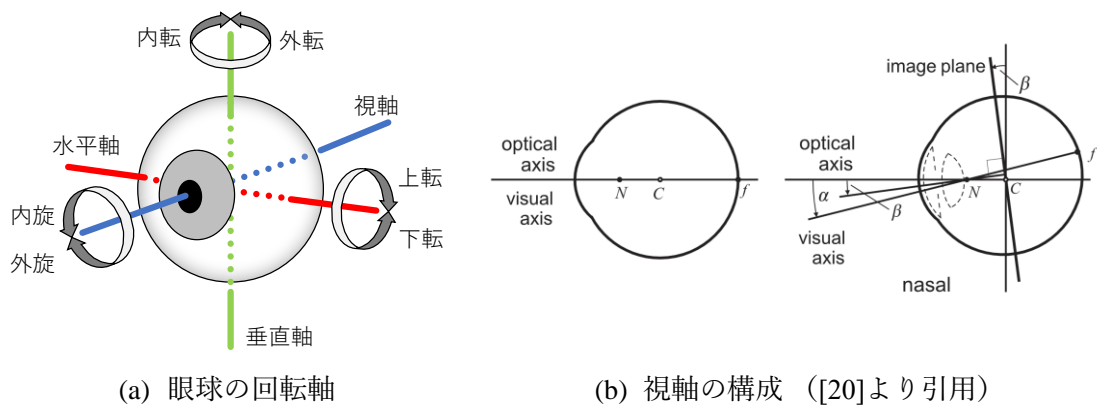


図 2.2：眼球姿勢

2.2 視線計測技術

2.2.1 眼球姿勢の定量化

眼球運動は、注視したい対象を中心視野に捉えるために発生する回転運動である。回転軸は図 2.1(a)に示すとおりに 3 自由度を有している[20]。回転の中心位置は図 2.2(b)に示すように眼球の中心にある眼球回旋点 (C) になる。水晶体近くにある第一節点 (N) と中心窩(f)を結ぶ線が視軸 (Visual axis) となり、視軸の先に注視対象がある。一般的な視線計測機器では、視軸とスクリーン表面の交点つまりスクリーン上の座標を注視点として定義される。視線情報は 2 つの情報が含まれている。第一にスクリーン上の注視点および視軸の向きなどの注視点情報である。第二に注視点や視軸の時系列変位が眼球運動情報である。本研究では、注視点情報と眼球運動情報を統合して視線情報とする。

視線情報の定量化には視線計測技術 (Eye-Tracking Technology) を用いる[21]。この視線計測技術には、イメージベース手法、強膜反射手法、サーチコイル手法、EOG 手法などが提案されている。各手法の説明と特徴について次節で述べる。

2.2.1.1 イメージベース手法

イメージベース手法は、カメラを用いて眼球を撮影し、画像に含まれる瞳孔や角膜反射光を画像処理によって追跡することで、眼球の姿勢を推定する計測手法である[21][22]。図 2.3(a)に撮影した眼球画像を示す。使用される光源は、不可視性のある近赤外線光源が主に使用される。

従来のイメージベース手法は、二値化手法やテンプレートマッチングなどの伝統的な画像処理 (ルールベース型) を用いる場合が多く、撮影環境が統制されていることが前提であることから、外乱光や瞼の形状、睫毛などによる影などのノイズに影響され精度が低下する課題が指摘されていた。近年、DNN (Deep Neural Network)技術の発展により、CNN (Convolutional Neural Network)や GAN (Generative Adversarial Networks)などのアピラランスベース型のイメージベース手法が提案されている。当該アルゴリズムは、ルールベース型

のアルゴリズムと比べて、ノイズの影響を受けにくいことからアピアランスベース型がイメージベース手法のデファクトスタンダードとして研究されている[23].

イメージベース手法の利点は二つある。第一にカメラの性能に比例して計測性能が決定されるため、視線計測を利用する目的や条件に合わせて視線計測システムを実装することができる。第二に視線情報を得ることができることである。一方、当該手法の欠点は、視線キャリブレーションが必要になることである。

2.2.1.2 強膜反射手法

図 2.3(b)に計測装置を示す。当該手法は強膜と角膜の反射強度の違いを利用して複数のフォトリフレクタから得られる赤外線反射強度を電圧変化の振幅として取得することができるため、振幅を解析することで眼球の姿勢を得る方法である[24]。高いサンプリングレートを持つ A/D 変換機を用いることでサッケードなどの眼球運動を計測することができる。しかしながらイメージベース手法と同様にフォトリフレクタは外乱光の影響を受けるやすいため、計測精度を確保するためには、照明環境の統制とノイズ除去を適切に行う必要がある。また、計測可能である視角は狭いため、狭い範囲の眼球運動のみ計測可能である。

2.2.1.3 サーチコイル手法

磁界におかれたコイルに 磁界と成す角度に比例した電位が発生することを利用して、眼位・眼球運動を計測する方法である[25][26]。被験者はコイルと電極を内蔵したハードコンタクトレンズを被験者に装着させ、通電しているコイルが四方に設置されている箱に頭部を入れる。図2.3(c)に装置を示す。この時、四方のコイルによってコンタクトレンズ内のコ

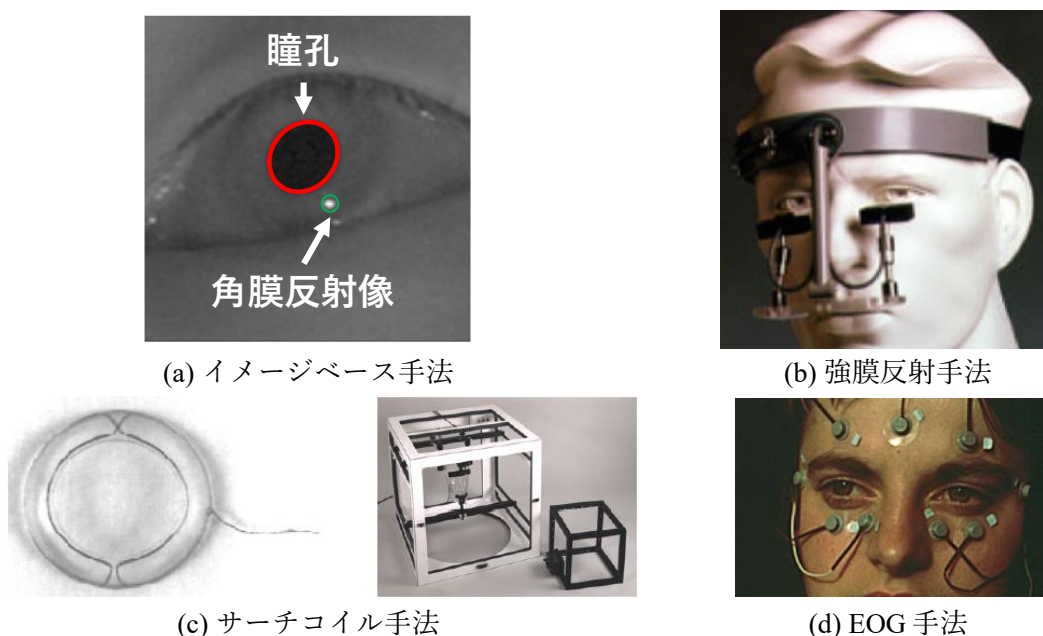


図 2.3：眼球姿勢計測の手法 ([22]より引用)

イルに誘導電流が発生する。コンタクトレンズが正しく装着されていれば、精度や安定性、計測領域が他の視線計測手法より優れており、さらに回旋眼球運動が計測することができる。一方、使用するコンタクトレンズには、コイルが組み込む必要があることから厚みが必要でありことから、眼球への負担が高いため長時間の計測は困難である。当該手法は主に動物実験で利用される。

2.2.1.4 網膜電位法 (Electro-Oculography ; EOG)

EOG は、角膜から網膜へ微弱な電流が流れている角膜網膜電位 (Cornea-retinal potential) を眼球周辺に装着した電極で計測することで電位の変化から眼球の回転角を計測する手法である[27]。図 2.3(d)に電極装着時の状態を示す。当該手法は、非弱な電気信号であるため筋電位の影響が大きく、それを取り除くための信号処理が必要とされるためサンプリングレートは 60Hz 以下となる。

2.2.2 視線キャリブレーション

前章で述べた方法によって得た眼球姿勢や瞳孔の中心座標をスクリーンの座標系に対応付ける作業を視線キャリブレーションという。視線キャリブレーションでは、スクリーンに呈示した視標と注視した際の眼球姿勢や瞳孔の中心座標を取得し、視標座標に対応した眼球姿勢や瞳孔の中心座標の組みを作成する。眼球姿勢や瞳孔の中心座標を視標座標へ変換するような計算モデルを作成することで、注視座標を得ることができる。

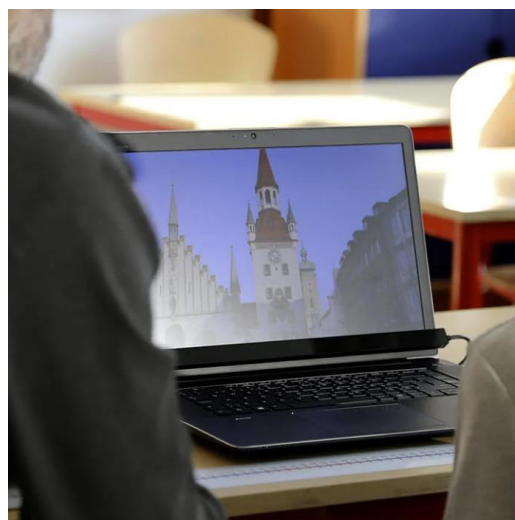
2.2.3 視線計測機器

イメージベース手法を採用する視線計測機器は接触型と非接触型に分類される。以降に接触型と非接触型について代表的な製品を紹介し特徴を述べる。

2.2.3.1 接触型



(a) Pupil Core



(b) Tobii Pro Fusion

図 2.4：視線計測機器 ([28][29]より引用)

代表的な製品として、Pupil Labs 社の Pupil Core がある[28]。図 2.4(a)に製品を示す。この装置は頭部固定して使用する。そして、装置に搭載されている赤外線カメラと照明によって両眼の眼球を撮影することができる。また、外界を撮影する可視光線カメラも搭載されている。当該装置は撮影した眼球画像からイメージベース手法を用いて眼球の姿勢を得る。また視線キャリブレーションを行うことで、注視位置を外界の映像に重ねることができる。また、当該装置は頭部に装着して使用するため眼球と計測装置間の相対位置が変化しないことから、運動時の眼球運動の計測に利用される。

2.1.3.2 非接触型

接触型の代表的な製品として、Tobii 社の Tobii Pro Fusion がある[29]。図 2.4(b)に当該装置を示す。この装置は、映像刺激を呈示するスクリーン下部に設置して使用される。当該装置は眼球を撮影するための赤外線カメラと照明が搭載されており、視線キャリブレーションを行うことでスクリーン上の注視位置を得ることができる。当該装置は、接触型と異なり頭部位置と計測機器間で相対位置が変化することから、頭部位置を計測する機能を実装することで相対誤差を補正している。接触型と比べて装着作業が不要であるため被験者に与える身体的負担は非接触型が小さいため、ALS 患者用のインターフェースや視覚刺激実験など条件の統制が可能な研究に利用されている。

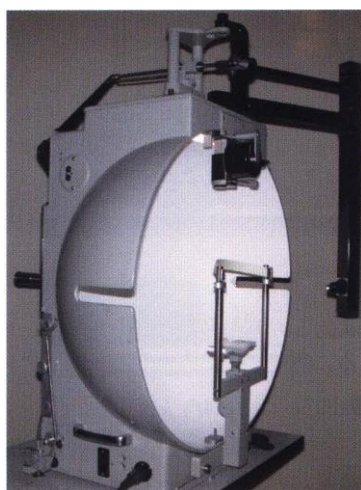
2.3 視野検査計

2.3.1 自覚的視野検査計

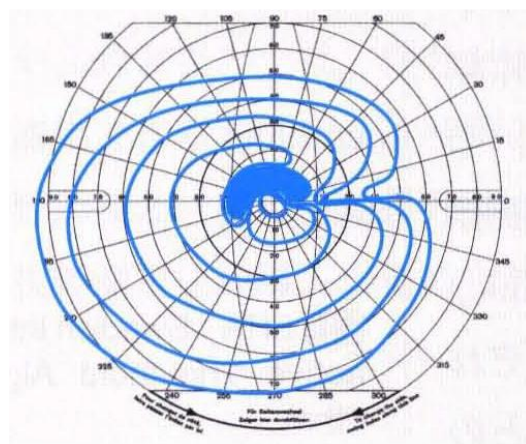
自覚的視野検査法は、視標の視認可否を被験者自身の応答によって決定される。応答方法は、口頭の場合や、被験者の手元に応答用のプッシュボタンを用いる。検査で使用する光源の呈示方法として動的視野法と静的視野法がある。

前者は、検査者が検査視標の位置を操作して検査をする。代表的な検査計は、Goldman 視野計 (Goldmann Kinetic Perimetry; GKP) である[30]。図 2.5(a)に検査装置を示す。Goldmann 視野計は、検査視標の輝度や大きさを一定にした状態で、光源を手動で移動することができる。検査では、患者とコミュニケーションをとりながら、視標を見えない範囲から見える範囲 (視野外から中心、暗点の内部から外部) へ、移動した際に被験者から応答があった視野の位置を記録することで、等感度曲線 (図 2.5(b)) を描くことができる。よって、Goldmann 視野計は視野欠損の分布を形状パターンとして評価することができる。この点は他の視野計と比べて、直観的に欠損範囲を理解することができるため、視野異常の範囲を理解する上で非常に優れている。しかし、検査結果が検査者の技量に依存していることや検査時間が30分以上必要になることが当該検査法の課題として挙げられる。

後者は、検査視標の位置が予め決定されている。代表的な検査計は、Humphrey 視野計 (Humphrey Field Analyzer; HFA) である[31]。図 2.6(a)に検査装置を示す。Humphrey 視野計は、配置された点光源の大きさや呈示時間を一定にした状態で、点光源の輝度を変更しながら、被験者が手元に持っているボタンを押して視認可否を応答する。各点光源について、知覚可能な輝度の最小値を調べることで、視野領域ごとの視力感度 (Decibel; dB) を定量的な数値で評価することができる。計測結果の例を図 2.6(b)に示す。Humphrey 視野計は、Goldmann 視野計と異なり、視認可否の応答作業以外の検査作業は自動的に進められるため



(a) 視野計



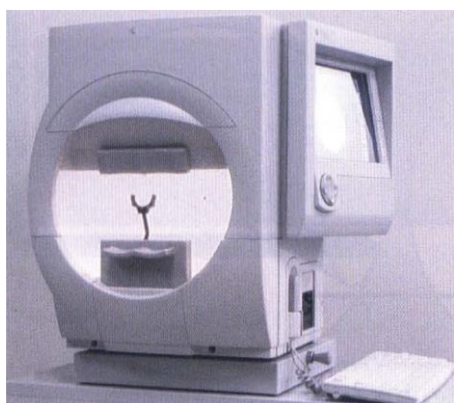
(b) 等感度曲線

図 2.5 : Goldman Kinetic Perimetry ([7]より引用)

検査時間は15分程度に納めることができ、検査者の技量は不要である。しかし、視認判定は、被験者の自己申告であることから、検査作業の理解度や虚偽報告といった可能性を排除できない課題を残している。

GKPおよびHFAともに検査条件を統制するために頭部と注視点の固定が必要になる。これは、検査時の身体的負担が高く、姿勢の維持に困難性がある患者は視野検査を実施することができない。

この課題を解決するために株式会社クリュートメディカルシステムズからヘッドマウントディスプレイ (Head-Mounted Display; HMD) 型の視野計 (スマートペリメトリー・アイモ) が実用化されている[32]。図 2.7 に当該機器の概観および装着状況を示す。当該機器は頭部に固定されるため自由姿勢で計測が可能になるため、身体的負担を軽減することができる。また、HFAと同様手法で検査を行うことができる。当該装置は、HMD型の視野計が身体的負担の課題を解決する事例の一つである。しかしながら、当該検査装置は計測可能な視野範囲が70°であるため周辺視野の検査を行うことができない。また検査方法が自覚的視野検査法であるため、検査結果の信頼性に関する課題が残されている。

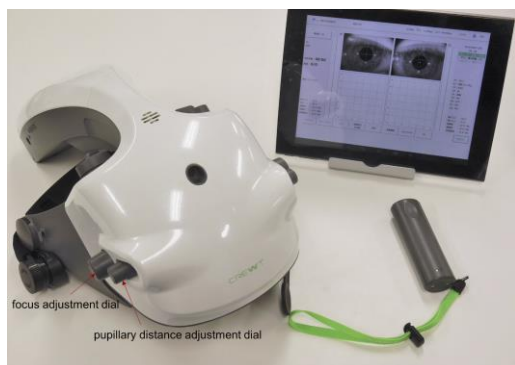


(a) 視野計



(b) 検査視標に対する視力感度 (dB)

図 2.6 : Humphrey Field Analyzer ([7]より)



(a) 概観



(b) 装着状態

図 2.7 : スマートペリメトリー・アイモ ([32]より引用)

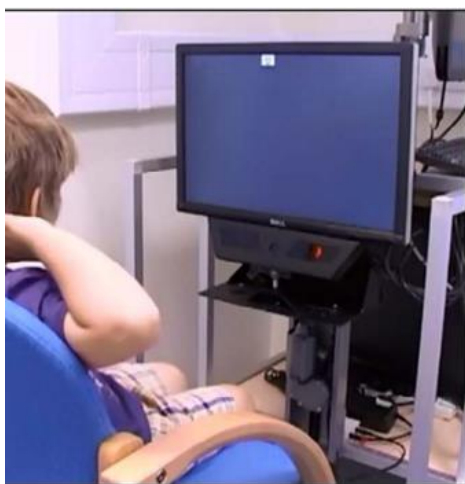
2.3.2 視線視野計

他覚的視野検査法は、瞳孔反射や網膜電位など、不随性の高い生理指標で視認可否を判断するため、自覚的視野検査法と比べて検査結果の信頼性が高い。しかしながら、生理反応は個人差が大きいため視認判定の条件設定を定めることが難しいことから臨床において、他覚的視野検査法が用いられることは少ない。近年、他覚的視野検査法の課題を解決するために、Saccadic Vector Optokinetic Perimetry (SVOP) やアクティブ視野検査 (Active Visual Field Testing ; AVFT) などの視線情報を活用した視野検査法が提案された[10][11][12]。各検査法について説明する。

2.3.2.1 SVOP

Murrayら(2009)は、非接触型視線計測装置を利用したSVOPを提案した[33][34][35]。本手法では被検者がスクリーンの中央に呈示された固視点を注視した後、固視点が消失したと同時に呈示された視標を注視することのみで、当該視標に対する視認判定を行うことができる。図2.8(a)に計測システムを示す。SVOPで使用する検査視標の配置や数は、HFAの検査視標配置を使用し、視標のサイズはGKPで利用されている仕様を踏襲している。SVOPは固視点から各視標までの視線移動方向と偏角との差をもとに視認判定を行う。作成された視野マップは、HFAの計測結果と高い相関があることがMurrayらより報告されている。以上によりSVOPは従来の自覚的視野検査法と比較して視認判定の客観性について改善されており、検査手順が簡易である。

しかしながら、呈示した視標と後続に呈示する視標との間に、固視点へ視線誘導が必要であるため、検査時間が増大する。また、前述の通りSVOPで計測可能な視野範囲は狭く、視野検査として不十分である。SVOPのシステム構成では、計測できる視野範囲がスクリーンに依存しているため、検査範囲の拡張には広いスクリーンが必要になり、実用性が低下してしまう。また、視線計測精度を確保するために頭部を固定して検査を行う必要があり身体的負担が大きい。



(a) SVOP



(b) AVFT

図 2.8：視線視野計 ([19][20]より引用)

2.3.2.2 AVFT

仲泊ら (2015) は, SVOP の検査時間の問題を改善する試みとして, AVFT を提案した[12]. 図 2.8(b)に計測システムを示す. 当該検査は, 従来の動的検査法や静的検査法とは異なる方法で視野検査を行う. AVFT では, 既存の視野検査で使用されるスクリーン中央に設置した固視点を使用せずに, 視線計測機器から得られる注視点を固視点として利用することで, 検査視標は固視点を基準に呈示することができる. そして, 呈示する固視点をランダムに呈示し続けることで, 連続した視線探索を誘発することができる. このときに得られる視線情報から視認判定を行う. 視認判定には, 検査視標に対する注視正確度やサッケード回数, 潜時といった眼球運動の特徴を元に判断をする. SVOP の検査方法と比べて AVFT はスクリーン中央の固視点を再注視する必要がないため検査時間が 15 分程度で行うことができる.

AVFT は SVOP の検査時間を短縮することができるが, 検査環境は SVOP と同様であるため, 計測姿勢の制約と視野範囲の課題を解決するには至っていない. また, 視線計測機器を用いる視野検査法には, 根本的な課題が残されている. 視線計測機器を用いる場合は, 必ず視線キャリブレーションが必要になる. 視線キャリブレーションは, スクリーンに呈示された視標を注視した際の眼球の特徴を計測することで, 正確に注視情報を得るための作業であり一般的な視線計測機器では, 利用者ごとに行う必要がある. キャリブレーションにはスクリーンに基準となる視標を呈示しそれを固視する必要がある. しかしながら, 中心視野欠損がある患者は, 視標を中心視野で捉えることが難しいため, 視線キャリブレーションを正確に行うことができない.

以上のことにより視線視野計には三つの課題がある. 第一に検査可能な視野角はスクリーンの大きさに依存しているため, 周辺視野領域を検査するためには, 大型スクリーンが必要となる. 第二に非接触型の視線計測機器では, 検査時の頭部変動が計測精度に影響するため, 頭部を顎台に固定して計測している. これは, 検査時の身体的負担になるため, 高齢者や着席ができない患者などは利用することができない. 第三に, 中心視野欠損がある患者は視線キャリブレーションを行うことができない.

2.4 偏心視訓練

偏心視訓練は、視野異常で失われた視野領域を有効視野で代用することで能率的に見えるようにする訓練である。訓練は主に視能訓練士とコミュニケーションを取りながら実施される。訓練には主に3つの要素について重視される。

第一に、患者自身が視野異常のある視野領域を自覚することである。これは、視野検査結果やアムスラーチャート[36]を用いることで視野異常の理解を助けることができる。第二に、最適な偏心視を探すことである。読み書きや対人コミュニケーション、運動など、利用する視能力は環境や行動目的によって異なる。したがって、患者の日常生活に必要な状況ごとに適切な偏心を獲得することは重要である。第三に、人は物体を認識するとき必ず中心視野でとらえる性質があるため、素早く偏心視へ移行する必要がある。とくに短時間で対象物を探索しなければならない時や移動する物体を追跡する場合でも偏心視で視認することに慣れる必要がある。

以上の要素に対して従来の偏心視訓練では、患者に対して文字や図形などの刺激を提示し、上下左右に眼を動かし見やすい領域を探し、素早く作業を練習をする。しかしながら、この訓練では、日常生活の場面を再現することが難しく、訓練で想定してない不自由さが発生する可能性がある。また、訓練効果の評価は、患者自身の自己申告であることから、不適切な偏心視を行っている可能性は排除できない。よって偏心視訓練は、訓練環境の再現性や訓練評価の信頼性に課題がある。

これらの課題の中で、訓練評価の課題を解決するために、Liuら（2016）は視線情報を用いて、偏心視訓練効果を定量化する方法について提案している[37]。当該方法では、8人の健常者を対象に、視線計測機器を用いて中心視野にマスキングされるように実験映像を作成することで中心視野異常を模擬的に再現した状態で偏心視を行えるようにした。トレーニングを開始して6~10時間後には、すべての被験者が偏心視を獲得した。次に偏心視を用いて行った視線探索能力実験や視認識能力実験では、両方が有意に向上したことが確認でき、比較的短時間で意図した網膜の任意の場所に偏心視を誘発できることを証明した。当該研究は、偏心視訓練を視線情報で評価できることを示すものである。しかしながら、当該研究は、スクリーンを用いて映像刺激を呈示していることから、訓練可能な視野範囲はスクリーンに依存している。また、中心視野異常のみに限定されていることから周辺視野異常などは考慮されていない。

第 3 章 眼球運動に基づく高性能視線視野計の開発

本研究では、AVFT の課題である検査視野角の狭さや身体的負担、視線キャリブレーションの課題を解決する方法として VRHMD (Virtual Reality Head-Mounted Display) 型高性能視野検査計を提案する。

提案機器では、高視野角に映像呈示することができるバーチャルリアリティヘッド用のマウントディスプレイ (VRHMD) を採用することで、視線視野検査計で課題とされていた視野角の課題を解決することができる。そして、本視野計には 240Hz の高速撮影装置を搭載する。高速撮影装置によってサッケードなどの高速性のある眼球運動の計測が可能になる。また、本視野計は頭部固定されているためスクリーン、撮影装置、眼球間の相対関係が頭部の姿勢で変化しづらいことから、検査時の頭部固定が不要になり、スマートペリメトリ・アイモと同様に検査時の姿勢が自由になるため被験者にとって楽な姿勢で計測を行うことができるようになる。従って検査に伴う身体的負担を軽減することができる。

当該機器を用いて視線視野検査法を実現するためには、高精度な視線計測システムが必要になる。本研究では、当該計測システムを実現するために、瞬き検知、瞳孔の中心座標の推定、視線キャリブレーションの 3 つの要素を開発する。瞬き検知および瞳孔の中心座標の推定に、CNN を用いることで高精度かつ安定した検知性能を実現する。そして、視線キャリブレーションは、視野異常患者が行えるように従来の視線計測システムを簡略化した一点視線キャリブレーションやキャリブレーションの自動化について提案をする。最後に開発をした本視野計上で視野検査を行うために必要な検査視標の呈示方法や得られた視線情報から視認判定を行う方法について説明する。

3.1 ハードウェア設計

3.1.1 計測装置の構成

本視野計の内部構成を図 3.1 に示す。視野検査で用いられていた視線計測機器は、計測精度を確保するためにあご台を使用しており、計測時の姿勢を制限するものであった。しかし、開発した当該機器は頭部に固定して使用するため図3.1(a)のように各要素の相対位置が固定されることで、計測時の姿勢を制限することなく計測を行うことができる。また本視野計の特徴として図 3.1(b)に示すようにスクリーンを凸レンズで拡大することで、広視野角に映像を呈示することが可能になる。また、被験者の視力に合わせたレンズを使用することで、視力や乱視による影響を除去することもまた可能である。さらに搭載されているスクリーンは、左右の視野に対応した映像を出力することが可能であるため、片眼ごとに視覚刺激を呈示することができる。さらに眼球映像を撮影するための装置（図3.1(a)）を本視野計の内部に組み込むことで、イメージベース手法の課題である外乱光の影響を排除することができる。さらに当該装置は、240Hz で撮影可能なステレオカメラが使用されているためサッケードの計測が可能となっている。図3.2に当該機の装着状態を示す。また、図 3.3 に当該装置で撮影した眼球を示す。

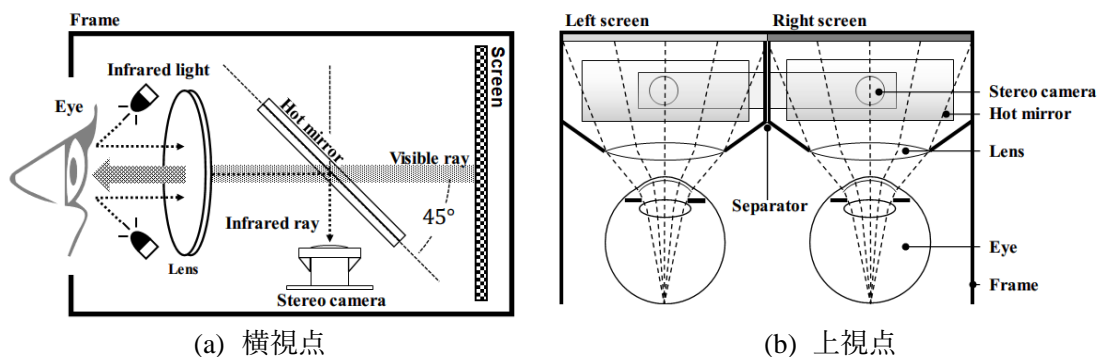


図 3.1：VRHMD 型高速視線計測機器の内部構成



図 3.2：概観

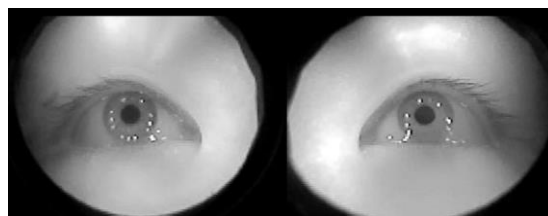


図 3.3：眼球画像

3.1.2 視野角の定義

当該計測機器で呈示する検査視標の大きさや間隔を視角値で制御するためには、単眼におけるスクリーンの1ピクセルに対応する視角を求める必要がある。図3.4と表3.1に当該装置で使用するスクリーンの構成と仕様を示す。当該計測機器に搭載されている円形の凸レンズの両端がスクリーンの両端に対応している場合は当該機器の視野角 θ は、レンズの幅 a とレンズと眼球回旋点の距離 $b+e$ から

$$\theta = \arctan\left(\frac{a}{2(b+e)}\right) \quad (3.1)$$

求めることができる。従って、本計測機器の呈示可能な視野角は約88.7度となる。次にスクリーンの1pixelに対する視角(Pixel Per Degree; PPDを

$$PPD_x = \frac{\theta}{w}, \quad PPD_y = \frac{\theta}{h} \quad (3.2)$$

から求めることができる。水平解像度が980pixel, 垂直解像度が1080であることから、当該計測機器の水平 PPD_x は約0.1deg/pixel, 垂直 PPD_y は、約0.1deg/pixelとなった。

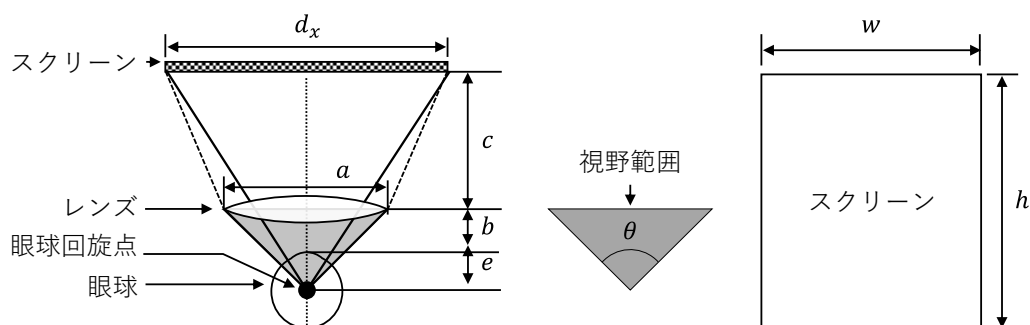


図3.4：単眼における水平視野領域

表3.1：スクリーンの仕様値

Parameter	Symbol	Value
レンズ直径(mm)	a	45
レンズと角膜間の距離(mm)	b	10
スクリーンとレンズ間の距離(mm)	c	56
スクリーンの水平幅(mm)	d_x	70
スクリーンの垂直幅(mm)	d_y	90
角膜と眼球回旋点までの距離(mm)	e	13
視野角(度)	θ	88.7
スクリーンの水平解像度(pixel)	w	980
スクリーンの垂直解像度(pixel)	h	1080
1ピクセルあたりの視角(度/ピクセル)	PPD_x	0.1
1ピクセルあたりの視角(度/ピクセル)	PPD_y	0.1

3.2 ソフトウェア設計

本節では、高精度に視線計測を行うために必要な以下の瞳孔抽出処理と視線キャリブレーション処理について述べる。初めに当該計測機器を用いて撮影した両眼の眼球画像から閉眼と開眼を判別する瞬き識別機について説明を行い、次に瞳孔領域を抽出するセマンティックセグメンテーション (Semantic segmentation) について説明する。図 3.5 に瞳孔領域の抽出処理の手順を示す。

3.2.1 瞬き検知

眼球運動と共に発生する生理現象の一つに瞬きがある。本研究における視線計測では、瞳孔の形状から眼球姿勢を推定するため、閉眼中は瞳孔が瞼の裏に隠れることから、推定することが不可能になる。従って、瞬きは視線キャリブレーション精度や視野検査の精度に影響を与えるので精度を確保するためには瞬きの識別が必要になる。検知には機械学習モデルを用いる。図 3.6 に実装したネットワークモデルを示す。当該ネットワークモデルは VGG-8[38]を参考にしてネットワークの設計を調整し軽量化した。VGG-8 の特徴抽出層は、8 層の各畳み込み層が存在するが、瞬きの識別は二値分類問題であり、さらに当該撮影装置は外乱光の影響を受けないことから、撮影画像の環境は大きく変化しないため、必要なパラメータ数は VGG-8 よりも小さくできると予想される。よって本研究では畳み込み層を 2 層(VGG-2)とした。パラメータの重みの調整を行う最適化関数には Adam[39]を使用し、学習率は、0.001、Batch サイズは 128、学習回数(Epoch)は 1000 回とした。ネットワークの設計および学習と推論には、ソニー株式会社が提供している Neural Network Console (NNC)を用いる[40]。

3.2.2 瞳孔の中心座標の推定

前節で述べた瞬きの識別処理によって開眼画像に限定して処理を行うことができる。眼球画像から瞳孔を抽出する過程において、睫毛などの影響を除去する必要がある。特に下部の視野領域を注視する場合、上瞼が下がることで、瞳孔の形状を正確に抽出できない場合がある。本研究では、高精度に瞳孔領域を抽出するためにセマンティックセグメンテーション(Semantic segmentation)に基づく瞳孔抽出手法を実装する。本研究では、瞳孔抽出をセマンティックセグメンテーションで実現する DeepVOG モデルを採用した[41]。図 3.7 に DeepVOG のネットワークアーキテクチャを示し、図 3.8 に出力結果を示す。DeepVOG は、U-Net[42]を利用して図 3.8(a)のような単眼の眼球画像から画素ごとに瞳孔の所属確率 (probabilistic pupil) を推定する。U-Net 内の CNN ブロックで使用されている構造を図 3.7 に示す。U-Net の課題として所属確率で瞳孔を抽出するため、フレーム間における微弱な CMOS ノイズ等の輝度変化に影響され推定領域の大きさが、実瞳孔領域より大きくなる場合がある。本研究では、DeepVOG が出力した瞳孔の画像領域を着目領域 (Region of Interest; ROI)とし、ROI 内にスターバースト法 (starburst)[43]を適用することで、ノイズの影響を排除し正確に瞳孔形状の推定を行う。一方、公開されている DeepVOG では、筆者らの報告で

120Hz が最大処理速度とされていたが、視線視野計ではサッケードを計測する必要があるため処理速度を改善する必要がある。そこで、DeepVOG の層数および出力パラメータ数を削減することで 240Hz 以上の速度で処理できるように学習条件の検証を行う。ネットワークの設計および学習と推論は、瞬き検知同様に NNC を用いる。

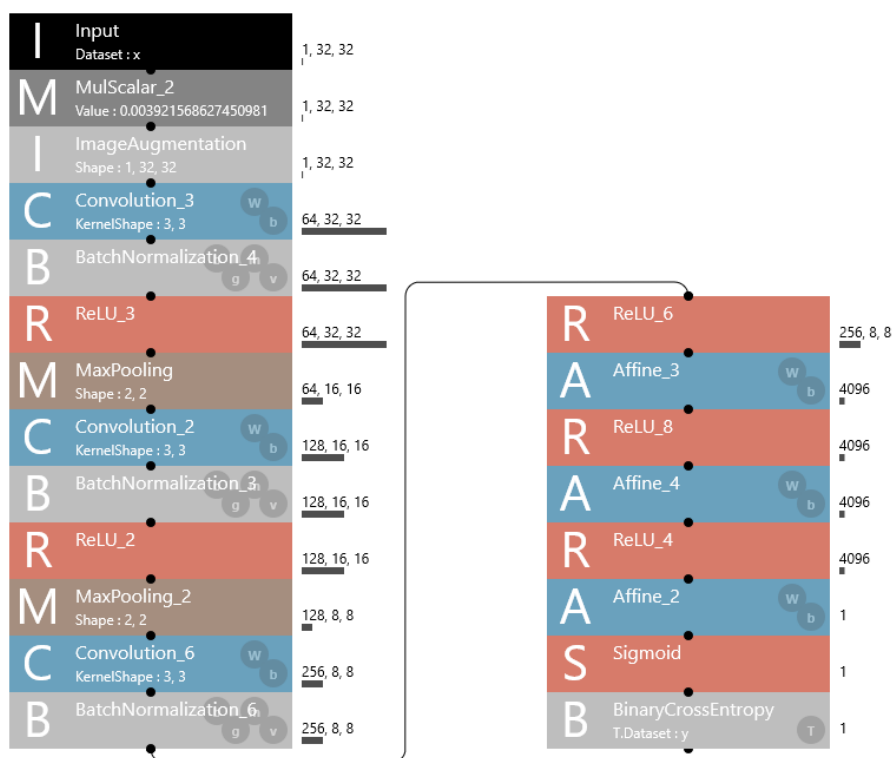
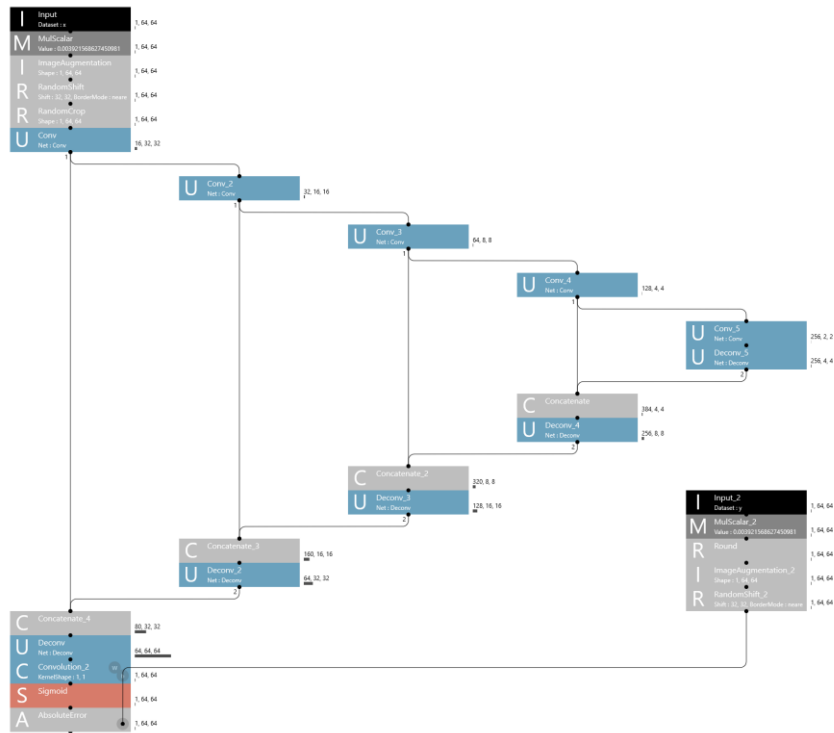
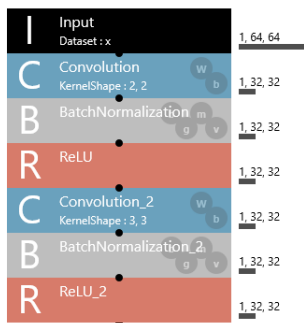


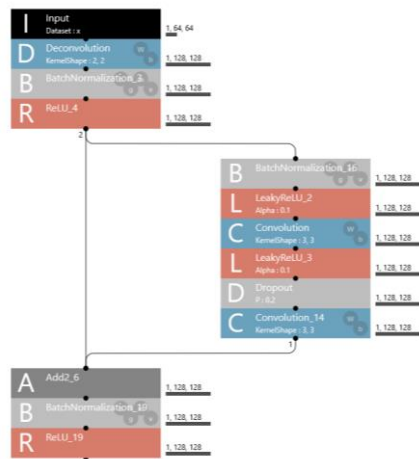
図 3.6：瞬き検知のネットワークモデル



(a) ネットワークの全体像

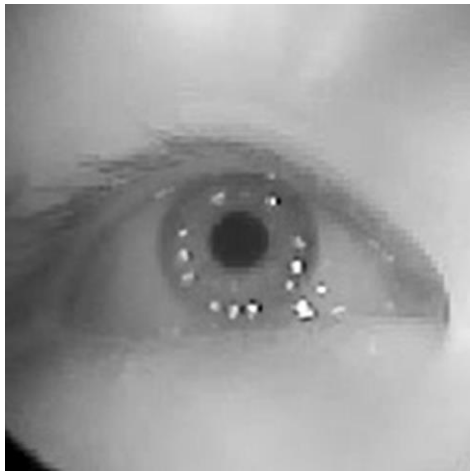


(b) Convolution Block

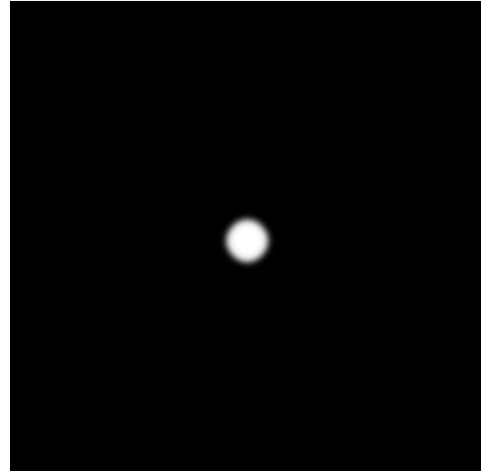


(c) Deconvolution Block

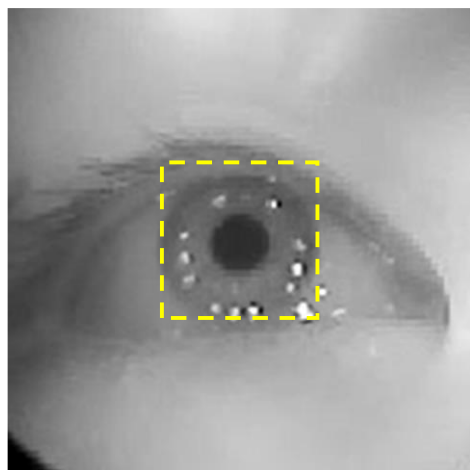
図 3.7 : DeepVOG のネットワークアーキテクチャ



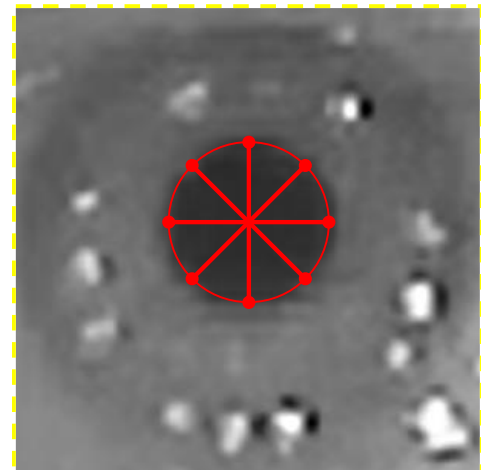
(a) 入力画像



(b) セグメンテーション画像



(c) ROI



(d) スターバスト法

図 3.8 : 瞳孔領域の取得

3.3.3 視線キャリブレーション

一般的に視線キャリブレーションは、スクリーンに広く分布した複数の視標を一つずつ注視し、視標座標に対応した瞳孔の中心座標を計測する。よって、計測された瞳孔の中心座標と視標座標の組みを視標の数だけ得ることができる。この組みを回帰方程式で表すことで、瞳孔の中心座標をスクリーン座標に変換することができる[21]。しかしながら、視線キャリブレーションで行う固視作業は視野異常のある患者にとって困難であることから視線キャリブレーションの簡易化が求められる。ここでは、前述で述べた瞳孔領域の抽出アルゴリズムによって得られた瞳孔の中心座標を本視野計内のスクリーン座標系（注視座標）へ変換するための視線キャリブレーションについて述べる。本研究では、一点視線キャリブレーションと自動化キャリブレーションの手法を提案する。そして、本節では、これら2つの手法について精度実験を行い、視線視野検査に適したキャリブレーション手法を選択する。

① 25点キャリブレーション

25点の視標をスクリーンに呈示して行う視線キャリブレーションを25点キャリブレーションと本研究では定義する。図3.9に本キャリブレーションで使用する視標パターンを示す。当該視標パターンには、0~24の数字を割り当て、視標の直径は1°とし、視標間距離は15°とした。従って視標パターンの分布は、視野角60°の範囲に配置される。25組の瞳孔中心 (Pupil center) の座標 (x_i, y_i) と注視点 (Point of regard) 座標 (u_i, v_i) との関連を n 次式の多項式(3.3)

$$u_i = \sum_{j=0}^n \sum_{k=0}^j a_{j,(j-k)} x_i^j y_i^{j-k}, \quad v_i = \sum_{j=0}^n \sum_{k=0}^j b_{j,(j-k)} x_i^j y_i^{j-k} \quad (3.3)$$

で求める ($i=1\dots 25$)。係数 $a_{j,(j-k)}$ と $b_{j,(j-k)}$ は、最小二乗法によって求められる。本研究では、3次式を用いた ($n=3$)。

② 一点視線キャリブレーション

図3.10に一点視線キャリブレーションの概念図を示す。成人の眼球は、約24.2mm（横）×23.7mm（縦）×22.0~24.8mm（角膜から強膜まで長さ）の大きさがあり、年齢と性別において有意差が認められない²⁴⁾。以上のことから、頭部に固定される本視野計において視線キャリブレーションの個人差は、頭部骨格の違いより並進成分のみであると考えられる。一点視線キャリブレーションでは、健常者を対象に事前に行った25点キャリブレーション

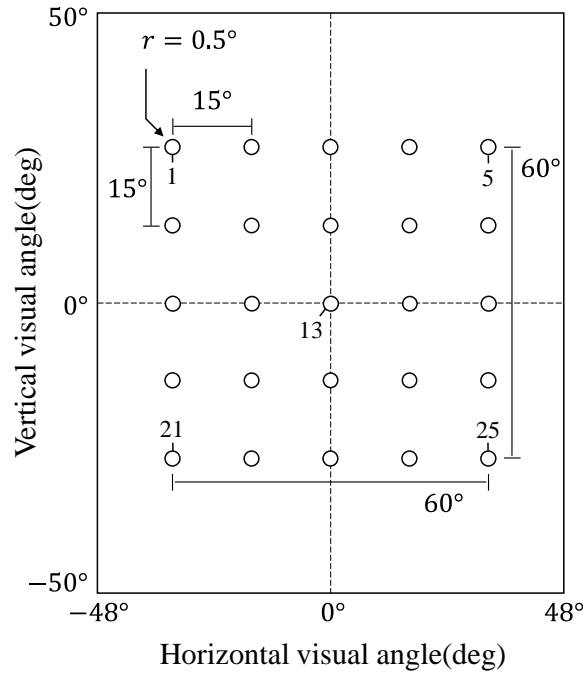


図 3.9 : 25 点キャリブレーションの視標群

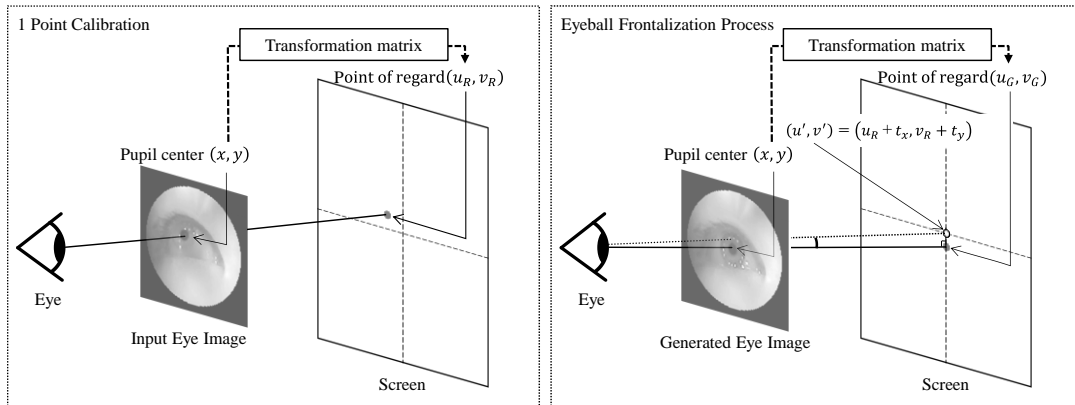


図 3.10 : 一点キャリブレーションの概略図

によって得られた変換係数を対象の注視者に適用した後，その並進成分を当該注視者が画面中心を注視した際の注視点の位置で補正する．被験者が注視した i 番目の注視点座標 (u'_i, v'_i) は，式(3.4)

$$\begin{bmatrix} u'_i \\ v'_i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} u_i \\ v_i \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} t_x \\ t_y \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

で求める．ただし， t_x, t_y は被験者が画面中心を注視した際に式 (3.3) によって求められた注視点座標 (u_i, v_i) と画面中心の座標との水平および垂直方向のずれを表している．従って 1 点の固視のみでキャリブレーション作業を終えることができるため，キャリブレーションに伴う時間や身体的負担を軽減することができる．

③ 自動キャリブレーション

一点視線キャリブレーションは、中心視野に異常がある患者や固視不良のある患者には適用することが困難であるため、視線キャリブレーションが不要であることが望ましい。そこで、視線方向に関わりなく入力された眼球画像を入力として、スクリーン中央に呈示した視標を注視した際の眼球画像を機械学習によって推論することで一点視線キャリブレーションを行う作業を省略することができる。本研究では、この処理を真正面化処理とする。提案する真正面化処理を用いた一点視線キャリブレーションでは、視線修正技術を用いて、オンラインでスクリーン中央を注視しているときの眼球画像へ変換し、その画像に対して一点視線キャリブレーションを適用することで、固視を不要にする自動キャリブレーション手法を提案できると考える。視線修正技術とは、ポートレートやビデオ会議における視線方向の不一致を解消するために、オンラインで視線方向を変更する技術のことである。視線補正技術は、主に3つの方法がある。第一に、事前にスクリーン中央を注視した時の眼球画像を記録しておき、システムを使用する際に記録した眼球画像と入れ替える方法[44]、第二に、フォトリアルな眼球モデルを眼球画像内の眼球と入れ替える方法である[45]。第三に、機械学習を用いる手法である。使用される機械学習技術は、AutoEncoder や GAN を用いる方法が提案されている[46]。

機械学習を用いる方法は、大量の学習データを必要とするがエンドツーエンドで視線修正を行うことができるため画像処理のシステム構成がシンプルになる。また、学習データの多様性を確保することで、個人差のある眼球画像に対しても汎用性を保つことができる

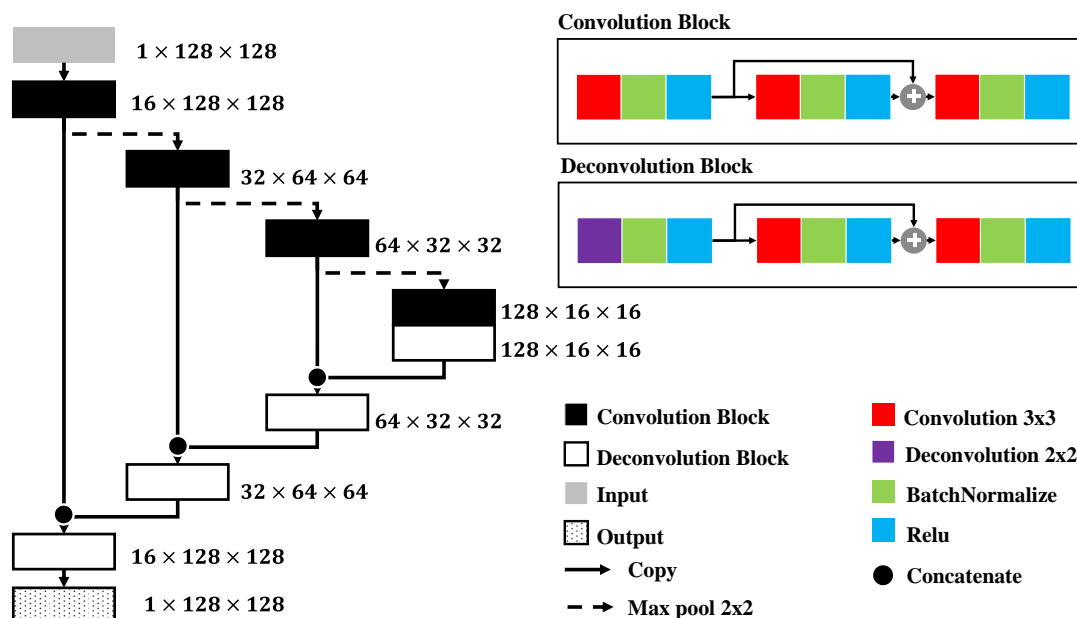


図 3.11：眼球画像を真正面化するネットワーク

ことから、従来の手法よりもアドバンテージがある。AutoEncoderを用いる手法では、入力画像の特徴をベースにして生成するため、生成された画像は入力画像に対して高い類似性がある。しかしながら、画像内に含まれるノイズなども引き継がれる可能性があるが、本視野計で撮影される眼球画像は、撮影装置が本視野計の内部にあり、さらに頭部と密着していることから外乱光が撮影環境内に入ることがない。従って、画像のノイズ要因が少ない撮影環境であることから AutoEncoder を用いる手法が、本研究では適していると考えられる。AutoEncoderを用いて真正面化処理を行うネットワークモデルを図3.11に示す。当該モデルに入力する情報は最新の眼球画像であり最終的に真正面化された眼球画像が出力される。

3.4 視野検査アルゴリズム

本研究では、検査時の身体的負担を軽減するために、固視点を使用しない AVFT を採用する。本節では、AVFT を当該機器で実施するための方法と瞬きなどによる後検査を防ぐ方法について述べる。

3.4.1 検査視標の定義

視野検査では、眼球運動を誘発するための検査視標と呈示方法を定義する必要がある。以下にそれぞれについて説明する。

初めに検査視標について説明する。図 3.12 に使用する検査視標を示す。検査視標は先行研究である AVFT や SVOP を参考に視標の大きさは、GKP で用いられている視標サイズ III (視角 0.86°) を使用し、配置は、観測点が最も多い HFA の検査視標設定「30-2」を使用する [7]。また、「30-2」は本来視野角 60 度程度の範囲を検査することを想定して配置しているが、本検査機器は、最大 90 度程度まで呈示することができるため、「30-2」の視標間距離を 1.5 倍した。検査機器の視標数は 76 点である。この設定の理由は、国内外の臨床で利用されている設定の一つであり既存の視野検査結果と比較するためである。輝度は使用する液晶ディスプレイの最大輝度を用いている。本検査機器は、PPD を用いて任意の大きさで検査指標を呈示することができる。また、視標の配置は、既存の視線視野計よりも表示視野角が約 1.5 倍広いため、先行研究では難しいとされた周辺視野の検査も行うことができ

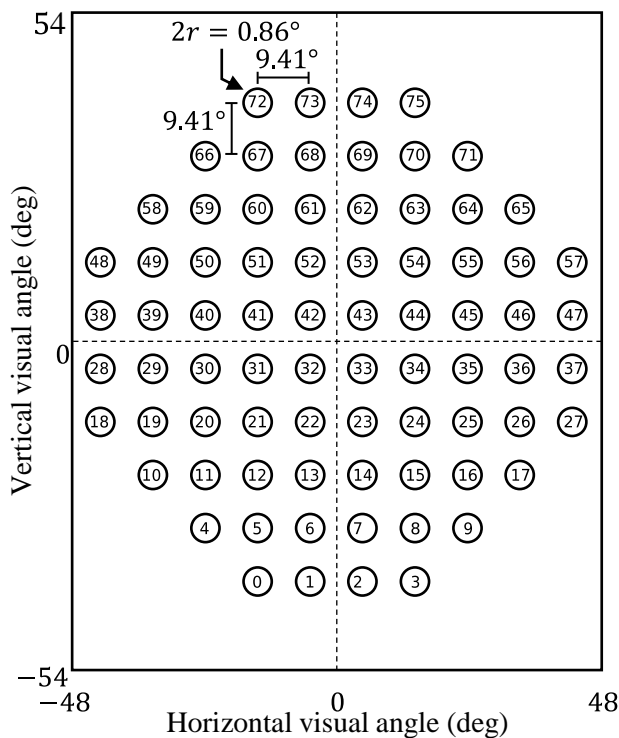


図 3.12：検査視標設定「30-2」

る。

3.4.2 検査視標の呈示

次に AVFT の検査手順について説明する。当該手法の検査手順は、従来の固視点を用いる検査方法とは異なり、後続の視標を新たな固視点として利用することで、一連の視標を連続的に呈示することを可能にしている。図 3.13 に開始から 1 視標分の検査手順を示す。AVFT に示した検査視標の設定は例であり、本実験で使用するものではない。当該検査手法では初めに中心視野に呈示した視標を固視した状態から検査を始める。視標の呈示は、サッケードの潜時が平均 150~200ms であることから、800ms の間隔で呈示する視標を変更する。当該手法で計測した場合の視線の軌跡（スキャンパス）を図 3.14 に示す。図から見てわかるように連続したスキャンパスを得ることができる。また、固視点を開始点、視標を終点としたとき全ての開始点が原点にあるようにスキャンパスを移動させることで、検査視標配列に対応したスキャンパスに変形することができる。図 3.15 に変形後した場合のスキャンパスを示す。検査視標との対応がわかりやすいことから、検査結果の分析には変形したスキャンパスを使用する。従って検査視標設定「30-2」の視標全てに対して検査を終えるためには、1 回の検査に約 1 分程度必要になる。

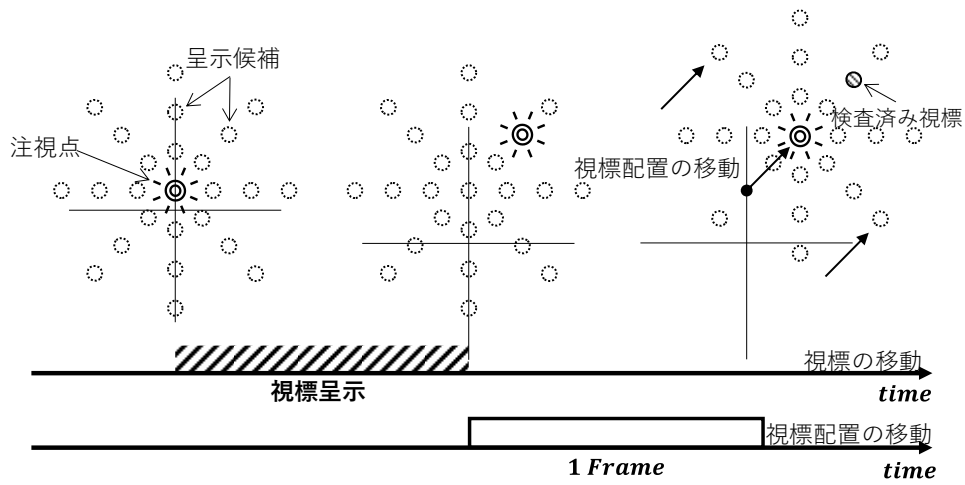


図 3.13 : AVFT の検査手法

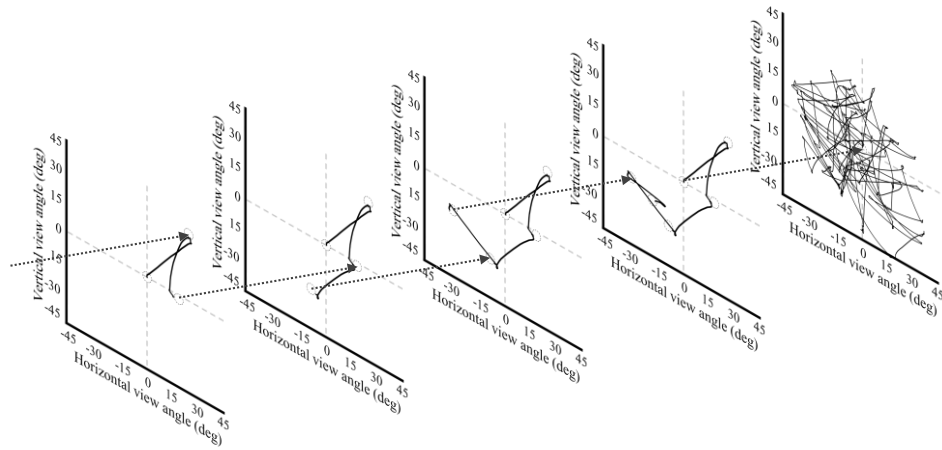


図 3.14 : AVFT のスキャンパス

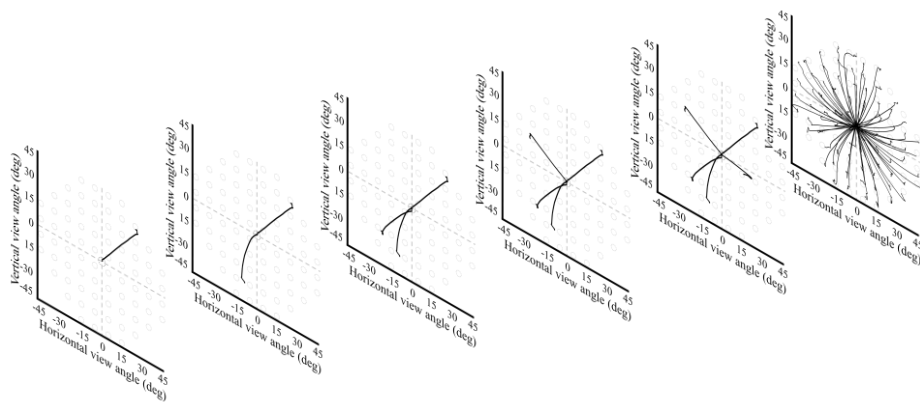


図 3.15 : 変形後のスキャンパス

3.4.3 視認判定

AVFTでは、ギャップ条件 (Gap condition) を採用し、後続の視標が提示される前に、前の視標を消去する[48]。ギャップ条件により、正常視野では約 200ms のサッケード潜時 (Saccadic latency) が発生するとされているが、視野異常が発生している場合は、潜時が約 200ms 以上長くなると考えられる。また、1度の視線移動で発生するサッケード回数は健常者で平均 3 回であることから、本研究では、サッケード潜時を 300ms 以下、そして発生するサッケードが 3 回以下という諸条件を満たした場合、注視者が視標を視認できたと判定する。さらに視認判定の精度を高めるために、本検査を続けて 3 回行う。視標の呈示時間が 800ms と短いため、検査時に被験者の集中力が切れた場合や瞬きによって正しく視認判定できない可能性を回避することができると考えられる。

第4章 高性能視野検査計の評価

4.1 視線計測性能の評価

4.1.1 瞬き検知

瞳孔領域を高精度に抽出するためには、瞬きの識別が必要になる。また、視野検査の精度を確保するためには、瞬きの影響を抑える必要がある。よってリアルタイムに瞬きを検知する必要がある。本節では、提案するネットワークモデルについて検出精度と計算コストを検証する。

4.1.1.1 学習方法

学習は2つの手順で行う。初めに開閉眼球画像の公開データセットである MRL Eye Dataset [49]を用いて学習を行う。MRL Eye Dataset は、赤外線で撮影された開眼と閉眼の眼球画像が、それぞれ学習用に 60,000 枚、検証用に 25,000 枚ある。図 4.1 に MRL Eye Dataset のサンプル画像を示す。次に協力者 20 名（男女、平均年齢 25 歳）に 1 分間、両目で瞬きを繰り返し行った際の眼球を当該装置で撮影した約 8,000 枚の画像から学習用に 5600 枚、検証用に 2400 枚に分割し、転移学習を行う。転移学習を行う理由は協力者 20 名から得られる画像で十分に瞬きの特徴を得ることが難しいためである。図 4.2 に撮影した画像のサンプルを示す。学習で使用する画像のラベルは開眼を 0、閉眼を 1 とする。また、学習データの多様性を確保するために、データオーギュメンテーション（Data Augmentation）処理を学習データに対して行う[50]。瞬き検知の学習モデルを実装するために、VGG-8 のコンボリューション数の出力数を 1/1, 1/2, 1/4, 1/8, 1/16, 1/32, 1/64, まで削減した場合の分類精度と計算コストの条件を検証し、最適な条件を検討する。

4.1.1.2 推論実験

図 4.3 に、VGG-2 と転移学習における学習曲線を示す。共にパラメータ数の大きさによって収束するエポック回数が少ないことがわかる。次に、検証データに対して行った分類結果を表 4.2 に示す。表から見てわかるように、7つのパラメータ条件は全て 90%以上の分類精度を有しており正確度も非常に高いことが分かる。転移学習後のネットワークに対しても同様である。従って分類精度は、パラメータ条件によって大きな違いはないことがわかる。

次により計算コスト毎の分類性能を比較する。本ネットワークは、瞬きの度合いを 0 から 1 の間で表現するため、閉眼と開眼を区別するための適切な閾値を設定するためにこのように閾値の明確さを示す指標として AUC (Area Under the Curve) 値がある[51]。図 4.4 にパラメータ条件毎の AUC 値を示す。VGG-2 は比較的安定しているが、転移学習をしたネットワークでは、CNN の出力数が小さい程、閾値の精度低下していることがわかる。そして、パラメータ数を 1/8 にしたネットワークが最も閾値が安定していることがわかった。よっ

て、本研究では、1/8 削減したネットワークで学習したモデルを使用する。

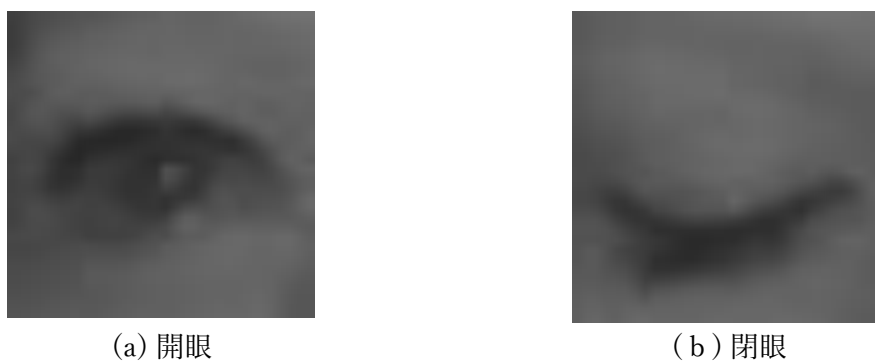


図 4.1 : MRL Eye Dataset([49]より引用)

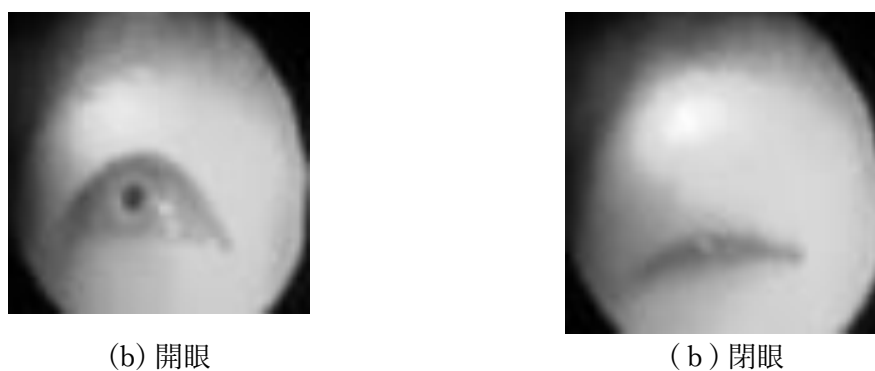


図 4.2 : 眼球画像

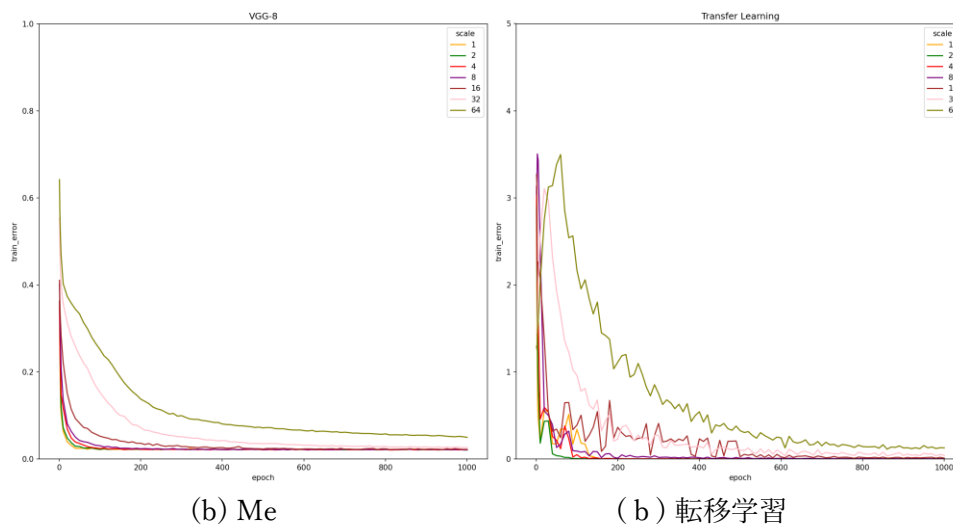


図 4.3 : AUC 曲線

表 4.2：検証データに対する平均分類精度・正確度

Scale	VGG-2		Transfer Learning	
	Accuracy	Precision	Accuracy	Precision
x1(Origin)	0.988	0.991	0.994	0.987
x1/2	0.988	0.991	0.993	0.986
x1/4	0.988	0.987	0.995	0.992
x1/8	0.985	0.986	0.996	0.994
x1/16	0.986	0.985	0.992	0.978
x1/32	0.983	0.983	0.988	0.981
x1/64	0.976	0.977	0.936	0.959

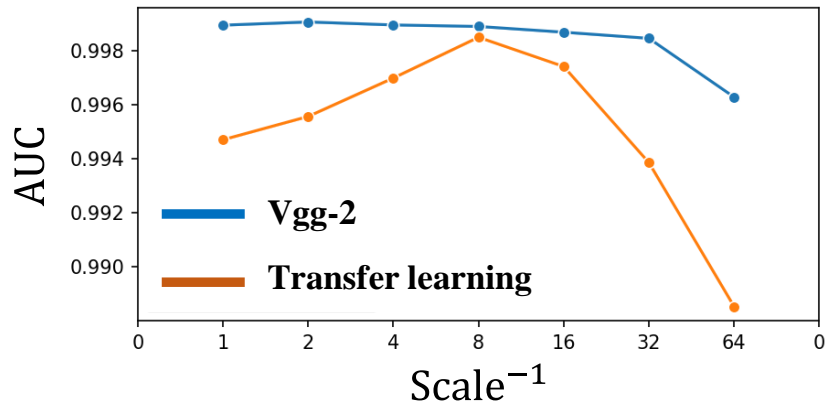
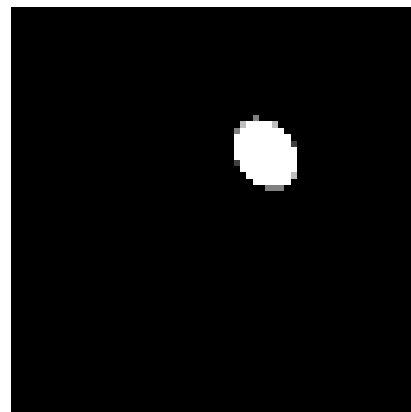


図 4.4：AUC 値



(b) 眼球画像



(b) Label 画像

図 4.5：瞳孔領域をセグメンテーションためのデータセット

表 4.3：検証データに対する平均分類精度・正確度

scale	Process Time						L1 Loss					
	1		1/2		1/4		1		1/2		1/4	
layer	4	3	4	3	4	3	4	3	4	3	4	3
mean	0.00212	0.00250	0.00201	0.00241	0.00195	0.00238	0.01329	0.01327	0.01313	0.01261	0.01657	0.01680
std	0.00034	0.00053	0.00032	0.00051	0.00037	0.00050	0.01443	0.01381	0.01670	0.01393	0.02230	0.02061
min	0.00097	0.00196	0.00097	0.00197	0.00097	0.00196	0.00202	0.00109	0.00174	0.00223	0.00267	0.00315
max	0.01400	0.01900	0.01057	0.01500	0.01100	0.01497	0.32885	0.33433	0.33152	0.33429	0.38554	0.37475

4.1.2 瞳孔の中心座標の推定

DeepVOG のネットワーク層やパラメータ数について、異なる条件で作成したデータセットに対して学習を行い、抽出精度および推論速度の関係を検証し最適な条件を求めことが本節の検証目的である。

4.1.2.1 学習方法

層数を 5 および 4 層の 2 種類、パラメータ数は、1/1, 1/2, 1/4 の 3 種類、計 6 組の条件で学習を行う。学習データは、協力者 20 名（男女、平均年齢 25 歳）に対して視線キャリブレーションを実施した際の眼球を当該装置で撮影した約 20,000 枚の画像から学習用に 14,000 枚、検証用に 6,000 枚を分割して学習を行う。画像サイズは全て 64 x 64pixel に統一する。学習で使用する画像は全て開眼画像とする。また、学習データの多様性を確保するために、データオーギュメンテーション処理を学習データに対して行う。図 4.5 に学習データの一部を示す。

4.1.2.2 推論実験

層数とパラメータ数の異なる 6 つの組み合わせで学習を行い、検証データを用いて、誤差と推論時間を求める。誤差の算出には、正解のラベル画像(Target)と学習ネットワークによる推論画像(Predict)を

$$L1 = | \text{Target} - \text{Predict} | \quad (4.1)$$

で求める。式 4.1 は L1 ノルム損失という損失関数の一つであり、絶対誤差を表す。

表 4.3 に検証データに対する推論時間および推論誤差の基本統計値を示す。表 4.3 より処理時間は条件にかかわらず 2ms 程度に収まっており標準偏差も 0.5ms と小さいことから、240Hz 以上の速度で推論できることはわかった。図 3.7 に示す DeepVOG とネットワーク構成が同じ組 (Scale:1, Layer:4) に対して速度が確保された理由は、DeepVOG の入力サイズが 128×128pixel に対して本研究では、64×64pixel と小さくすることによって計算コストが

削減されたことが理由であると考えられる。次に誤差について、パラメータ数が多いほどに 2 つのレイヤー間の誤差の違いが大きくなっていることがわかる。これは、階層が深くなるほどに参照される画素領域が大きくなるため、本検証で学習したデータに対しては、4 層よりも 3 層が適しており、また 3 層の中で最も誤差が小さいパラメータ数は、1/2 であった。よって、本検証において適切なネットワーク構成は、ネットワーク層数が 3 であり、パラメータ数は、DeepVOG に対して 1/2 のパラメータ数である。DeepVOG で推論した結果と、作成した学習データで学習した結果を図 4.6 に示す。


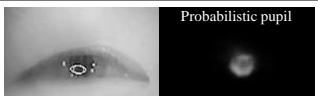
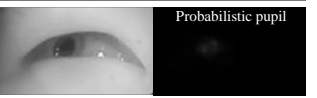
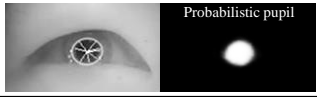
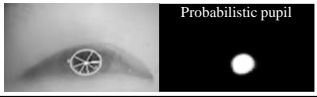
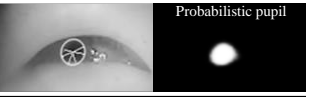
Methods	Frontal view	Eyelash-covered pupil	High off-axis view
DeepVOG			
Ours			

図 4.6 DeepVOG と提案手法による視野検査中の瞳孔の形状と視線情報を抽出した結果の一例

4.1.3 まとめ

本研究では、本視野計で視線計測を実現するために、瞬き検知によって、瞳孔の有無を保証し、セマンティックセグメンテーションを用いて高精度かつ安定した瞳孔領域の抽出に成功した。また、セマンティックセグメンテーションで推定される瞳孔領域は確率値であるため、瞳孔の境界位置が不安定になる問題が明らかになり、本研究では、この問題に対して、スターバスト法を用いることで解決をした。瞬き検知および瞳孔の中心座標の推定で使用される機械学習の処理には、CNN ベースのアーキテクチャを用いた。瞬き検知の学習には公開されている 75,000 枚の学習データを用いて学習を行い、次に協力者 20 名に対して本視野計で撮影し作成した 8,000 枚の学習データデータを用いて転移学習をすることで学習データ不足を解消し高精度に検知可能な瞬き検知モデルを作成した。そして、瞳孔抽出を行うモデルの学習には、様々な姿勢の眼球画像が必要になるため、瞬き検知と同様に協力者 20 名に対して本視野計で 25 点の視線キャリブレーションを実施した際の眼球画像から作成した 20,000 枚画像から手動で瞳孔領域のマスクを作成し学習を行った。そして、高精度に瞳孔抽出可能なモデルが実現することができた。以上の処理は、注視点を得るために必要な視線キャリブレーションの精度に大きく影響することから、本研究で提案する瞬き検知や瞳孔抽出の推定処理には有効である。

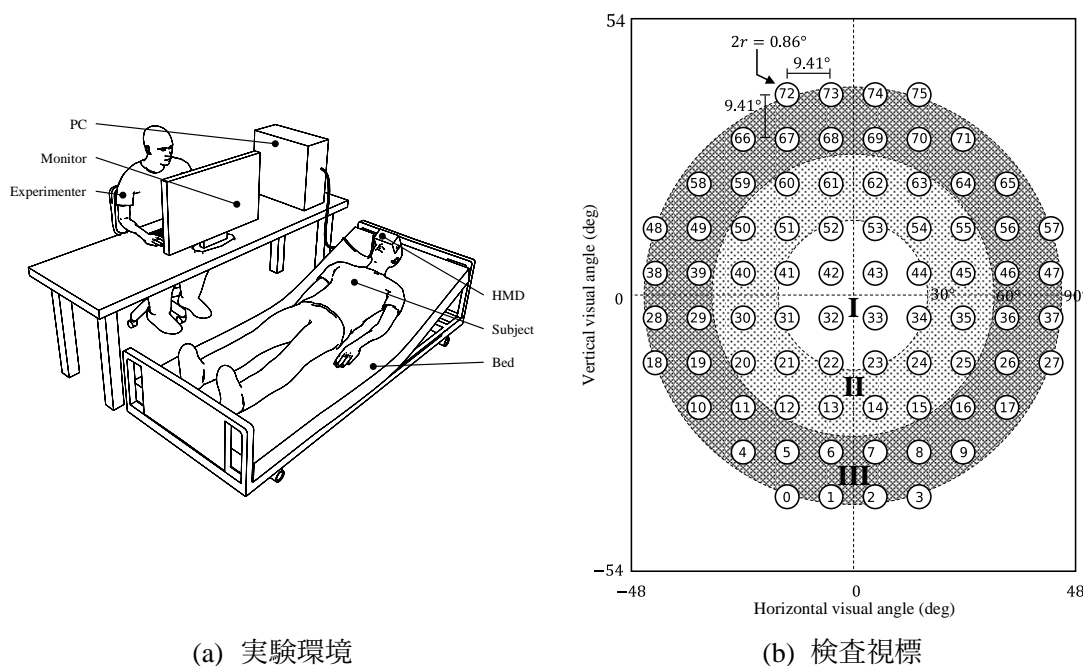
4.2 一点視線キャリブレーションを用いた視線視野検査の実現性の検証

本節の検証目的は2つある。1つ目は、本研究で提案する本視野計で行う視線キャリブレーションとして、一点視線キャリブレーションの有効性を確認すること、2つ目は当該機器で、AVFTを実施した場合の視野検査結果の精度検証である。以降に検査条件と検査手順、検査結果について報告をする。

4.2.1 検査条件

図 4.7 に、本研究における実験環境および使用した検査視標の仕様とその配置を示す。本実験は、被験者は仰向けにベッドで寝かせた状態で行う。寝かせる理由として既存の視野計では計測不可であった姿勢であることや、被験者にとって楽な姿勢で検査を行うことで集中できることが期待できるからである。本実験の検査視標の設定は、先行研究である AVFT にならない GKP で使用されている視標サイズ III (視角 0.86°) を使用し、配置は HFA の検査視標設定「30-2」とした。また、本実験では、本研究の目的の一つである、検査範囲の拡張について検証するために視標間距離を 6° から 9.41° へ変更することで、視野角 90° の範囲全体を検査することができる。なお、視野検査の結果を視野領域 I, II, III のように中心視野から 30° ごとに分類し、各領域の検査結果について分析を行う。

本実験の参加者は、視野に異常が認められない被験者 10 名 (平均年齢 23.2 歳) に対して視野検査の実験を行った。実験では HMD 装着の調整に約 3 分、視線キャリブレーションに約 1 分、3 回連続して行うアクティブ視野検査は約 3 分となった。以上の手順を左右の視野ごとに行うため、本実験でかかる実験時間は、被験者 1 人当たり約 14 分となった。



(a) 実験環境

(b) 検査視標

図 4.7：計測結果の修正

4.2.2 視野検査実験の手順

本実験の検証を行うために、次の手順で視野検査の実験を行う。

手順1：被検者をベッドに仰向けに寝かせた状態で、本視野計を装着する。

手順2：画面に一様に分布する25点の視標を利用して、左右の目を独立して視線キャリブレーションを行う。ここで、視線キャリブレーションの精度を2°以下になるまで、本手順を繰り返す。

手順3：左右の目ごとに、90°の円形視野領域に配置された76点の視標をもとにアクティブ視野検査を行う。ここで、前述より呈示時間を800msとする。

手順4：上記の手順3を連続して3回行う。ここで、各回において視標の表示順番が異なるが、この呈示順番を被験者間で統一する。

手順5：視線情報が正常に記録されていることを確認した後、集中力の低下や疲労について口頭で聞き取りし、実験を終了する。

4.2.3 検証結果

視線キャリブレーションで使用した25点の視標をもとに、内側9点の視標と中央1点の視標のみを用いた疑似視線キャリブレーション (simulated gaze point calibration) を行い、それぞれの注視精度について25点の視標を利用した視線キャリブレーションと比較した。ここで、一点視線キャリブレーションのための変換行列として、25点の視標を利用した視線キャリブレーションの精度が「最も高い被験者1名」、「上位5名の被験者」、「下位5名の被験者」の視線情報と「全ての被験者」の視線情報をそれぞれ利用した。便宜上、それぞれについて「Individual」、「Top-5」、「Bottom-5」、「All-Data」と称する。なお、視線キャリブレーション精度 Acc は、下記の式(4.2)で算出した。

$$Acc = \frac{1}{25} \sum_{i=1}^{25} \sqrt{(Target_{x_i} - POAF_{x_i})^2 + (Target_{y_i} - POAF_{y_i})^2} \quad (4.2)$$

$Target_{x_i}$ と $Target_{y_i}$ は i 番目視標の x と y の座標値、 $POAF_{x_i,j}$ と $POAF_{y_i,j}$ は、 i 番目視標に対応する平均固視座標 (Point-of-Average Fixation) の値を示す。

表4.4と表4.5に、左目と右目に対応する視線キャリブレーションの視標数とその精度の推移をそれぞれ示す。90°の視野領域における全被験者の視線キャリブレーション精度は、次のようになる。まず、25点視線キャリブレーションの精度は、左目において 1.34 ± 0.282 度、右目において 1.37 ± 0.345 度である。次に9点視線キャリブレーションの精度は、左目において 2.93 ± 0.987 度、右目において 3.42 ± 1.254 度である。最後に変換行列として「Individual」を適用した場合、一点視線キャリブレーションの精度は、左目において 3.96 ± 2.288 度、右目において 4.76 ± 2.29 度であるが、すべての被験者の視線情報をもとに構築した変換行列「All-Data」を適用すれば、左目において 3.30 ± 1.694 度、右目において 3.80 ± 1.342 度に向上されることが分かる。60°の視野領域において、仲泊ら(2015)が視野異常患者を対象に行った9点視線キャリブレーションの両眼の平均注視精度は $15.60 \pm 4.42^\circ$ であったが、本研究で提案した1点キャリブレーションを使用すれば、当該注視精度を改善で

表 4.4 各回のアクティブ視野検査における

視認判定

Subjects	Left eye			Right eye		
	1st	2nd	3rd	1st	2nd	3rd
S1	75	1	0	75	1	0
S2	74	2	0	73	3	0
S3	68	8	0	70	4	2
S4	76	0	0	76	0	0
S5	71	5	0	71	5	0
S6	75	1	0	76	0	0
S7	69	2	5	70	5	1
S8	72	4	0	71	5	0
S9	69	7	0	75	1	0
S10	69	7	0	67	9	0
Percentage	94.5%	4.9%	0.7%	95.3%	4.3%	0.4%

表 4.5 各視野領域におけるサッケードの

潜時時間の平均

Subjects	Left eye			Right eye		
	I	II	III	I	II	III
S1	189.0	180.0	189.5	196.5	176.5	187.0
S2	202.0	197.5	210.0	206.5	197.0	206.5
S3	181.0	186.0	186.0	179.5	186.5	186.0
S4	192.5	198.5	213.0	195.5	204.5	216.5
S5	184.0	177.0	193.0	183.0	179.0	195.0
S6	261.0	252.0	249.0	261.5	246.0	242.0
S7	171.5	171.0	181.0	177.0	177.0	184.5
S8	207.0	189.0	199.0	200.5	190.0	197.0
S9	216.0	201.5	203.0	217.0	200.0	207.0
S10	239.0	233.5	248.0	238.0	225.5	243.0
Mean	204.30	198.60	207.15	205.50	198.20	206.45

きると考えられる。

一点視線キャリブレーションで使用する 4 つの変換行列について、視線キャリブレーション精度の関係を調べるために、「Individual」、「Top-5」、「Bottom-5」、「All-Data」を水準とした 1 元配置分散分析を行った。その結果、右目において有意差が認められた $\{F(3, 996) = 6.181, p < 0.001\}$ が、左目においては有意傾向であった $\{F(3, 996) = 2.593, p < 0.1\}$ 。さらに、多重比較 (Tukey 法) で検定した結果、「Individual」に対してのみ有意差が認められた ($p < 0.01$)。また、「Top-5」、「Bottom-5」、「All-Data」間について検定を行った結果、右目は $\{F(2, 747) = 0.878, p > 0.1\}$ となり左目は $\{F(2, 747) = 0.208, p > 0.1\}$ であり、共に有意差は認められない結果となった。これは、一点視線キャリブレーションにおいて複数人の視線情報をもとに構築した変換行列を利用した方がより高いキャリブレーション精度を得ることができることを意味する。次に一点視線キャリブレーションをもとに計測した視線情報から、各回のアクティブ視野検査における視認判定を行った。表 4.4 に試行数ごとに視標の視認を確認できた数を示す。ただし、既にある試行で視標の視認を確認できたものは、次の試行で視認の確認を行わないこととした。表 4.4 からわかるように、76 点の視標のうち平均して約 95% の視標が初回の試行で条件を満たしている。更に試行数を重ねることで残りの約 5% は、その後の試行で視認判定されていることがわかる。表 4.5 に視野領域 I, II, III におけるサッケード潜時を示す。視認判定された視標において、平均サッケード潜時は両目ともに約 200ms となり、正常なサッケード潜時の長さ [18] に近い結果となった。なお、すべての視認判定された視標を視認した際に発生したサッケード回数が 3 回以下であることも確認できた。図 4.8 は、全被験者の平均サッケード潜時を視標ごとに可視化したものである。表 4.7 より、視野領域 I, II, III におけるサッケード潜時に対して一元配置分散分析を行った結果、左目 $\{F(2, 2277) = 2.687, p < 0.1\}$ と右目 $\{F(2, 2277) = 0.05, p < 0.1\}$ はともに有意差が認められなかった。これは、一点視線キャリブレーションにおいて複数人の視線

4.3 真正面化処理を用いた自動キャリブレーション

真正面化処理と一点視線キャリブレーションを組み合わせた場合、精度および正確度は低下すると予想される。これは真正面化処理の推論誤差が加わるためである。本検証では、真正面化処理の誤差を明らかにし、真正面化処理を一点視線キャリブレーションに適用した場合のキャリブレーション誤差を求める。そして、25点や一点視線キャリブレーションと比較した場合の性能について議論することが本節の検証目的である。

4.3.1 検証条件

学習データは、協力者20名（男女、平均年齢23歳、視覚健常者）に対して25点視線キャリブレーションを実施した際に視標を固視している時の眼球を10フレーム分撮影する。入力画像は25方向を固視している際の眼球画像とし、13番の視標を注視している際の眼球画像を正解とした。また、装着時の頭部位置や骨格などの個人差が予想されるため、入力と正解は必ず同一の眼球かつ協力者から抽出するようにする。そして、得られた画像は、約20,000枚となり学習用に14,000枚、検証用に6,000枚を分割した。学習で使用する画像は、全て開眼画像とする。また、学習データの多様性を確保するために、データオーギュメンテーション処理を学習データに対して行う。1人の25点キャリブレーションによって得られる学習データの一例を図4.9に示す。

4.3.2 検証方法

本検証では、真正面化された眼球画像の再構成誤差と、一点視線キャリブレーションに適用した場合の注視精度について検証を行う。初めに再構成誤差は、25方向の視標を固視している眼球画像を真正面化処理に入力し出力された真正面化画像と正解画像に対して瞳

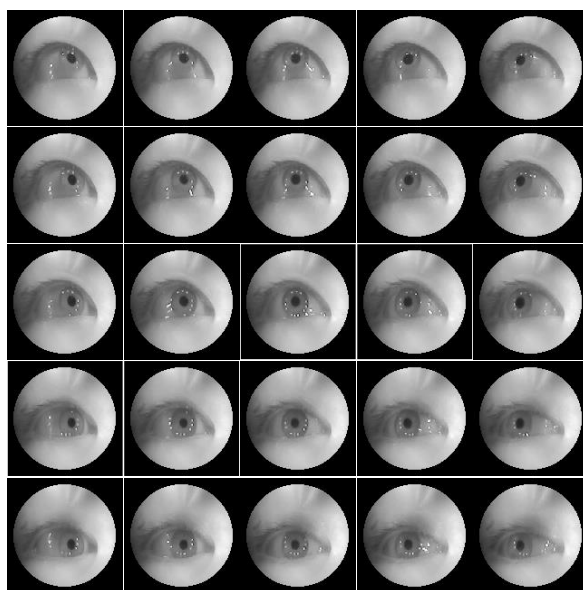


図 4.9：1人の25点キャリブレーションによって得られる学習データの一例

孔抽出処理によって得られる瞳孔領域の中心座標間の距離とする。よって正解の瞳孔の中心座標 (X, Y) と真正面化処理によって得られた瞳孔の中心座標 (x_i, y_i) から偏差と正確度を求める $(i = 1 \dots 25)$ 。まず、偏差は、

$$\text{Deviation (i)} = \sqrt{(X - x_i)^2 + (Y - y_i)^2} \quad (4.3)$$

で求める。次に正確度は、

$$\text{Precision} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n ((X - \bar{x}_i)^2 + (Y - \bar{y}_i)^2)} \quad (4.4)$$

から求める。従って、理想的な再構成誤差は、偏差が小さく、正確度が高い場合となる。次に協力者 40 名から得られた 25 点キャリブレーションのデータから最も注視誤差が小さい被験者のキャリブレーションパラメータ（係数）を一点視線キャリブレーションで使用するパラメータとする。被験者毎に得られる真正面化処理した瞳孔の中心座標 (x_i, y_i) を一点視線キャリブレーションの多項式に入力することで得られる注視座標 (u_G, v_G) から画面中央の水平及び垂直方向のずれ (t_x, t_y) を求め、最新の注視点 (u_R, v_R) に加算することで最終の注視点 (u', v') は、

$$\begin{bmatrix} u' \\ v' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} u_R \\ v_R \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} t_x \\ t_y \end{bmatrix} \quad (4.5)$$

と示すことができ、自動キャリブレーションの誤差は式 4.5 で求めることができる。

4.3.3 検証結果

図 4.10 と図 4.11 にキャリブレーションモデルごとの精度と正確度を示す。このときに 1 点および自動キャリブレーションを適用する眼球位置の条件は 12 番目の視標を注視しているときとする。つまり、最も誤差が小さくなる条件であると予想される。次に本実験によって得られた注視精度および正確度について報告する。初めに、25 点キャリブレーションの精度は、右目が 1.48 ± 0.90 度、左目が 1.45 ± 0.93 度となり、次に一点視線キャリブレーションでは、右目が 3.29 ± 2.46 度、左目が 3.49 ± 2.91 度であった。最後に本研究における提案手法では、右目が 5.50 ± 3.25 度、左目が 5.07 ± 3.30 度となった。本研究の提案手法は、一点視線キャリブレーションとくらべて両眼ともに約 2 度の精度低下である。一方、正確度は使用するキャリブレーションモデルにかかわらず、平均値は右目が 1.53 ± 0.14 度、左目が 1.44 ± 0.18 度となった。これは、正確度の値が偏差のばらつきであることから、視線座標の元となる瞳孔の中心座標の変位に影響されるためである。次に視標毎の誤差を確認する。図 4.11 に視標毎の精度を示す。当該図より 15 番以降から精度が低下していることがわかる。図 4.13 には、25 点のキャリブレーション視標を注視しているときの眼球画像を入力として、真正面化処理を行い、各条件下における注視精度を示す。真正面に近い 12 番前後の視標の誤差が小さく、視角が大きい 0 や 24 番の誤差が大きくなることがわか

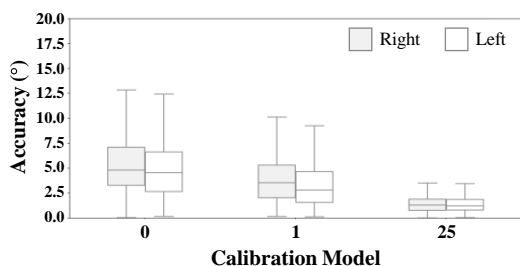


図 4.10 キャリブレーションモデルごとの精度

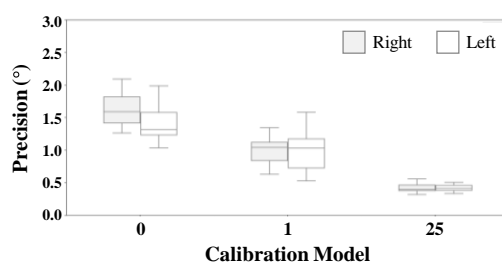


図 4.11 キャリブレーションモデルごとの正確度

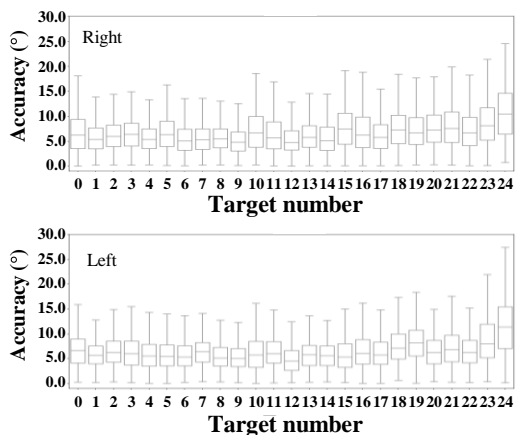


図 4.12 視標ごとの注視精度

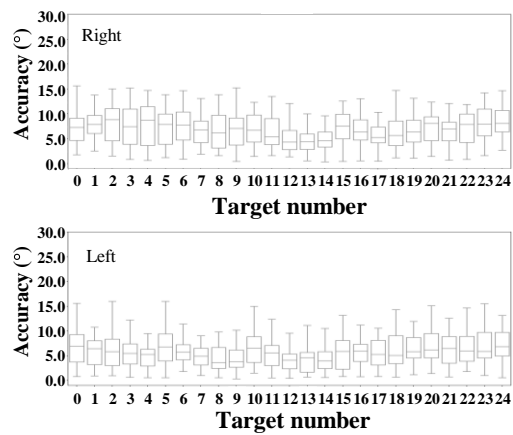


図 4.13 視野角ごとの注視精度

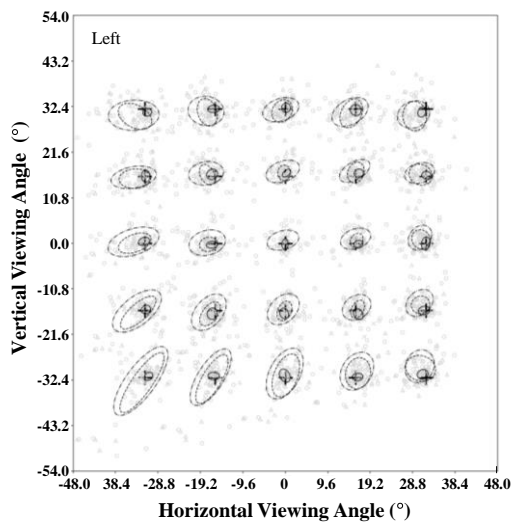
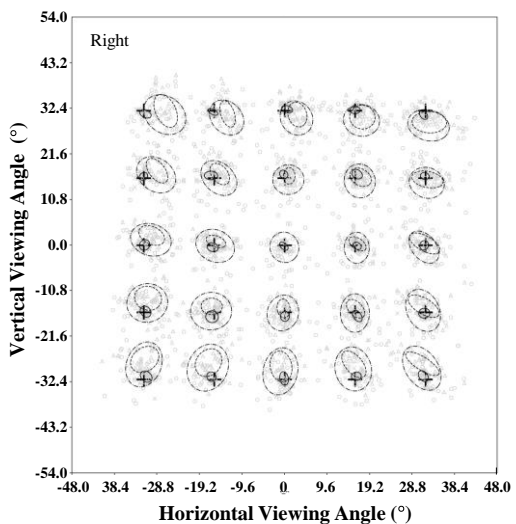


図 4.14 キャリブレーションモデルごとの注視分布

る。図 4.14 に全被験者の注視位置の分布を示す。図 4.14 の中で各視標を注視しているときの注視位置の分布から 99%信頼楕円を示した。25 点キャリブレーションの分布は視標付近に収束しており、1 点および自動キャリブレーションは、楕円の形状からもわかるようにスクリーン中央から周辺の視標に向かって分布が広がっていることが分かる。

4.3.4 まとめ

本研究では、一点視線キャリブレーションに必要である 1 点の注視作業を真正面化処理によって代用することで、キャリブレーション作業を省略する方法を提案した。提案手法を実現するために、視線修正技術を応用して、本視野計で撮影した眼球画像を真正面化する機械学習モデルを実装した。学習データには、協力者 20 名に対して実施した 25 点キャリブレーションから得られる 25 方向の眼球画像を使用した。学習の結果得られたモデルに対する再構成した結果の誤差に対する検証を実施した。その結果、その誤差は右目や左目による影響はなく、視方向によって誤差の値が異なることがわかった。特に、垂直方向の視角が負である場合は、誤差の増加がみられたことから瞼の位置や目領域の状態が再構成精度に影響をことが考えられる。

次に真正面化処理を一点視線キャリブレーションに適用した場合の注視精度および正確度について検証を行った。その結果、得られた注視精度は左右ともに約 5 度となり、一点視線キャリブレーションよりも誤差が増加した。また視標ごとの精度を可視化した結果と真正面化処理の偏差の変化が類似していることから、真正面化処理の精度がキャリブレーション精度に依存していることがわかった。以上の結果から、本研究で提案した真正面化処理によって視線キャリブレーションを行わずに視野検査を実施できることを期待されたが、得られた注視精度が低いことから、当該処理は実用的ではない結果となった。

第 5 章 偏心視訓練への応用

5.1 VRHMD 型視野検査機器を用いる偏心視訓練システムの提案

Liuら（2017）は偏心視訓練に視線情報を用いることで訓練効果を定量化する方法を提案した。検証実験では 8 名の健常者を対象としていたが、擬似的に視野異常を再現した状態で行った偏心視訓練では、数時間で偏心視を獲得することができた。しかしながら、当該検査では、周辺視野の訓練は行っておらず偏心視訓練の検証として不十分である。また、訓練できる視野角がスクリーンに依存していることから、高視野領域の PRL の訓練を行うことができない。本研究では、視線計測を用いる偏心視訓練の課題について本視野計を用いることで、解決を試みる。本視野計を偏心視訓練に利用する場合、3 つの利点がある。第一に、本視野計は高視野角に映像を呈示することができるため高視野領域の偏心視訓練を実施することができる。第二に、当該装置は、ヘッドトラッキングなどの VRHMD と同様の性能を有していることから訓練環境を仮想環境で実施することができる。第三に、本視野計には視線計測システムが搭載されているため、Liuら（2017）と同様に注視情報から、訓練効果評価することが可能である。以上の利点により、本視野計で偏心視訓練が可能であることから、本章では、偏心視訓練に本視野計を利用する訓練方法を提案する。そして、提案する訓練について健常者 10 名に対して、中心視野および周辺視野に視野異常を再現するマスキング処理を適用した状態で訓練を行う。

5.2 偏心視訓練システムの開発

本視野計で偏心視訓練を実施するために、本研究では、図 5.1 に示すように、棒が奥から手前に向かって 10 秒の間に一定の速度で移動する環境を実装した。2 つの棒の間には頭部が 1 つ入る隙間（ゲート）があり、ゲートの位置は、移動開始時に x y 軸に ± 30 cm のオフセットをランダムに設定する。訓練者は棒が頭部に衝突しないように、頭部を動かしてゲートを通り抜ける作業を 5 回行う。本研究では、頭部変動による注視精度への影響を考慮して、図 5.2 に示すようにあご台に頭部を固定して訓練を行う、頭部の動きはマウス操作によって代用をする。マウスを水平に移動させた場合は、仮想環境内の始点も連動して水平移動させる。訓練効果の評価には、視線情報と頭部位置を用いる。ゲートを適切に通るためには、偏心視を維持した状態で頭部と適切に制御する必要がある。つまり、頭部位置の変位と注視位置のばらつきが小さくなると考えられる。頭部位置はマウスの入力値、注視情報は、本視野計の視線計測システムによって得られる視線情報から記録する。

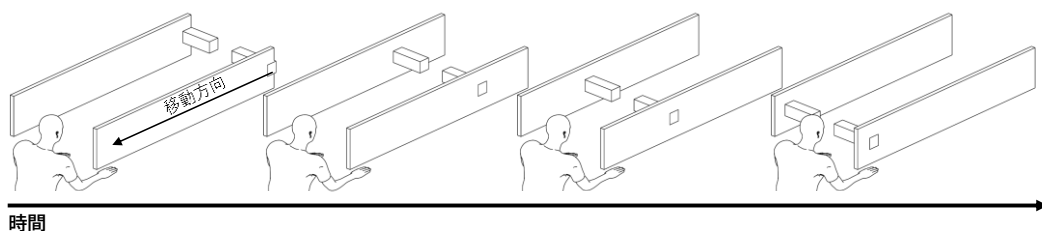


図 5.1：1 試行の訓練内容

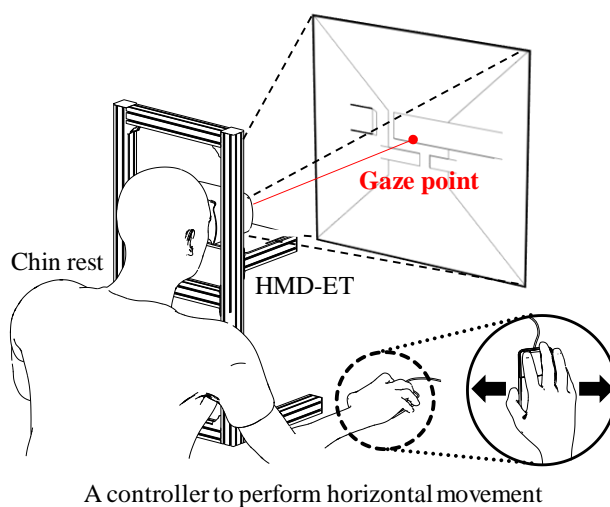


図 5.2：実験環境

5.4 訓練効果の結果の検証

5.4.1 訓練条件

本研究の検証では、視野に異常がない 6 名の被験者に対して、VRHMD 型視野検査機器を装着させ、視線キャリブレーション (25 点, 平均注視誤差が 0.1 度) を実装した後に提案する偏心視訓練を実施した。本実験では健常者を対象とした実験であるため、視野異常を模擬したマスクを本検査機内のスクリーンに適用することで視野異常を再現した。模擬マスクは中心視野欠損と周辺視野欠損の 2 種類を使用した。マスクの範囲は視角 30 度とした。図 5.3 に使用した疑似視野異常マスクを示す。

5.4.2 訓練結果

初めに頭部変動の結果について説明する。図 5.3 は、中心視野欠損と周辺視野欠損の頭部変動を示している。壁の出現開始および終了時刻を点線で示した。周辺視野欠損の場合、中心性視野の場合に比べて経路の変動が大きい。これは、視野が狭くなることで、周辺情報が少なくなるためである。頭部変動を定量的に分析するために、各ゲートの出現時間における注視座標の標準偏差を算出した。標準偏差の対象となる VFD と、経路の中心からのゲート位置 (50cm, 100cm, 150cm) を従属変数として、二元配置分散分析を行った。結果を表 5.1 に示す。予想通り、VFD と経路中心からのゲート位置の間には、統計的に有意な相互作用があり、 $F(1, 996) = 10.34, p < 0.001$ となった。また、経路中心からのゲート位置にも有意な主効果が見られた。

次にゲートの中心位置(Gate location)を基準として全被験者の平均注視位置を図 5.5 に示す。中心視野異常の場合は、マスクング範囲外に被験者 5 名は注視位置があることがわかる。周辺視野異常の場合は、全被験者がゲートを中心視野で捉えることができるため、ゲート中心から視角 30 度以内にある。図 5.6 に試行数毎の注視精度 (Root Mean Square Error; RMSE) を示す。中心視野異常では、初回が最も RMSE の値が大きく、2 回目以降から徐々に RMSE の値が増加している。一方、周辺視野異常では、RMSE の値が試行数にかかわらず一定であった。

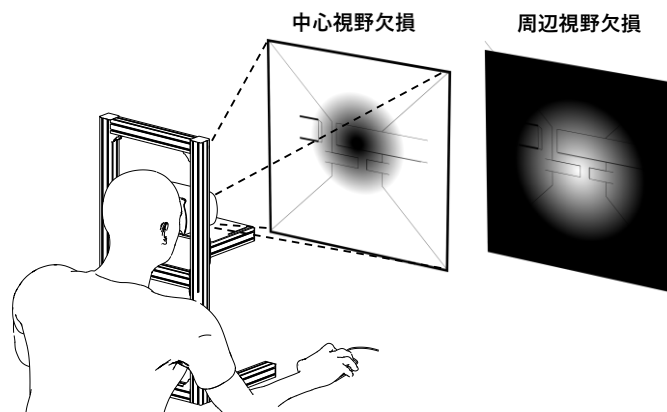


図 5.3 : 模擬マスクングの例

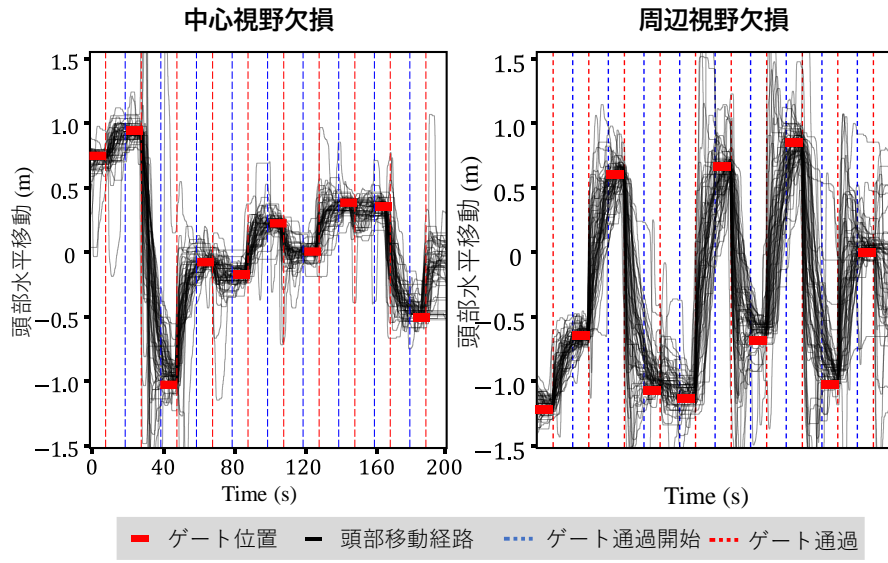


図 5.4：頭部の移動経路

表 5.1 各視野領域におけるサッケードの潜時時間の平均

Effect	DF	Sum Sq.	F-value	p-value
VFDs	1	5.19E+02	0.28	0.59
Gate location	1	1.36E+04	7.43	0.006
VFDs×Gate location	1	1.89E+04	10.34	0.0001
Residuals	996	1.82E+06		

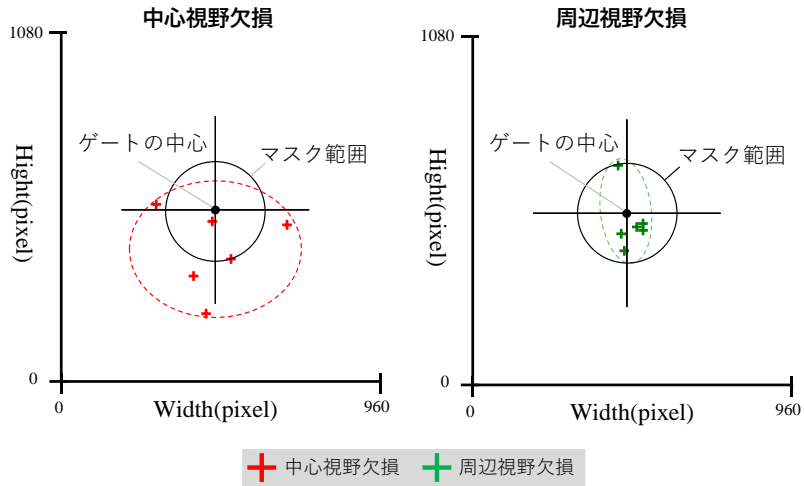


図 5.5：ゲートの中心を原点とした注視点の分布

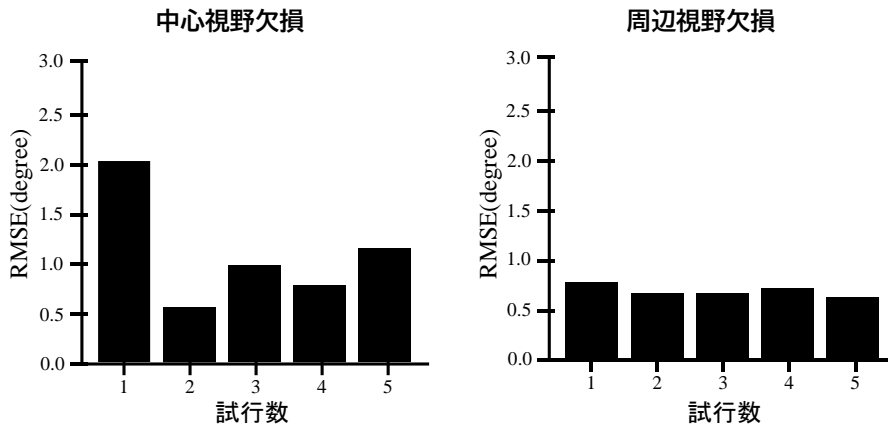


図 5.6：注視精度

第6章 結論

本研究では、視野異常に伴う視覚の質（Quality of Vision; QoV）の改善を目的として、視野異常を早期に発見可能な視野検査の実現方法、そして視野異常が完治できない場合の偏心視訓練方法を究明することを研究の出発点とした。

まず、早期に発見可能な視野検査を実現するには、「視野検査の信頼生が高い」、「広範囲視野角での検査が可能」、「検査時の身体的負担が低い」が重要だと考えられるため、これらの条件をどの程度既存の視野検査で実現されているかについて調査を行った。その結果、以下の様なことが判明した。

- ・視野検査の信頼生：Goldmann や Humphrey に代表された視野計では、検査中の視認判定が被験者の自己申告に基づいているため、高信頼とはいえない。
- ・検査可能な視野角：Goldmann 視野計では、全視野領域の検査が可能である。
- ・身体的負担：一般的には 30 分～1 時間の検査時間を要しているが、検査時に同じ姿勢を保つ必要があることから、身体的負担が高い。

以上のことから、既存の視野計を改善するための他覚的視野検査法が開発されており、検査の信頼生を向上させようとした。当該検査法は不随性のある眼球運動をもとに視認判定を行っているため、視線計測機器が必要である。しかしながら、計測精度を確保するために頭部を固定すること、検査可能な視野範囲が 60 度と狭いこと、そして検査前の視線キャリブレーションが困難という課題がある。

本研究では、軽量のヘッドマウント型視線計測機器をもとにした視野計（VRHMD 型視野検査機器）を提案した。本機器は、頭部に装着して楽な姿勢で検査が行えることから、検査時の身体的負担が低い。また 90 度の視野角で視線計測が可能のため、他覚的視野検査法よりも広い視野範囲を検査することができる。視野検査の精度を向上させるためには、以下の諸技術を導入した。

- ・視線キャリブレーションの簡易化：一点視線キャリブレーションを導入し、視野異常の患者にも視線計測を可能にした。これに合わせて自動キャリブレーションも考案し、将来への展望を開拓した。
- ・視線計測精度の向上：高速動作可能なニューラウネットワークによる瞳孔抽出や瞬き検知を導入し、視線計測の誤差を軽減した。
- ・眼球運動の特徴による視認判定：サッケードの潜時とサッケードの回数を考慮した視認判定の導入による視認判定信頼を向上させた。

本研究では、開発した VRHMD 型視野検査機器を視野異常による日常生活の不自由さを改善する偏心視を獲得するための偏心視訓練システムに応用した。本機器によって安全に様々な生活シーンを呈示できることから、従来の訓練施設で行うよりも効果的である。本研究では、中心視野欠損と周辺視野欠損のそれぞれのシーンを作成し、訓練の効果を検証した結果、中心視野欠損のためのシーンを体験した被験者は、偏心視を獲得できる傾向が

見られた。同様に、周辺視野欠損のためのシーンを体験した被験者は、視線探索の能力が向上し、物体の追跡が適切に行えるようになった。なお、本検証実験での被験者は健常者であるが、中心視野欠損または周辺視野欠損を擬似的に体験できるように欠損する視野領域に見えるモニタの映像に対してマスキングを施した。

本研究では、HFA で行うことができる視認可能な限界輝度を調べる検査について言及していない。これは、VRHMD 等で使用される液晶ディスプレイでは、HFA で使用される光源の明るさに届かないためである。今後は液晶ディスプレイではなく、小型プロジェクタなど高輝度で表示可能な表示ディスプレイに置き換えることで HFA と同様の検査を行うことができると思われる。

最後に本研究で開発された VRHMD 型視野検査機器によって視野検査をより簡易的に行うことができると思われる。今後、視力検査と同じように視野検査が身近な視力検査の一つとして実用化されることで、眼疾患の早期発見につながり視野異常を軽度に抑えることができれば QoV の低下を最小減に抑えることができると予想される。また、重篤した視野異常についても、再現性の高い偏心視訓練と客観的な訓練効果の評価によって偏心視訓練を継続性、適切な偏心視を獲得、維持により視野異常患者の QoV を大幅に改善することができる。本研究で得られた知見は、他覚的視野検査技術および偏心視訓練の発展に寄与するものであると期待する。

参考文献

- [1] 朝倉 邦造:”視覚情報処理ハンドブック”, 第2版, 日本視覚学会編 (2001).
- [2] A. M. Hoste.: “New insights into the subjective perception of visual field defects,” *Bull. Soc. Belge Ophthalmol.*, No. 287, pp. 65–71, (2003).
- [3] 福地 健郎.: “緑内障による視野障害の病態と Quality of Vision (QOV), Quality of Life (QOL),” *新潟医学会雑誌*, Vol. 128, No. 3, pp. 99–104, (2014).
- [4] A. Iwase et al.: “The prevalence of primary open-angle glaucoma in Japanese: the Tajimi Study,” *Ophthalmology*, Vol. 111, No. 9, pp. 1641–1648, (2004)
- [5] 視野狭窄で死亡事故,無罪 日本経済新聞(2021年5月24日閲覧)
- [6] 道路交通法施行規則 (昭和三十五年法律第十七条, 第二十三条) (抄)
- [7] 松本 長太:“視野検査とその評価 (専門医のための眼科診療クオリファイ 27) ”, 第2版, 中山書店 (2015).
- [8] 長太松本.: “視野検査とその進歩,” *近畿大学医学雑誌*, Vol. 37, No. 3,4, pp. 101–106, (2012).
- [9] 峰生近藤.: “VERIS を用いた新しい網膜機能検査,” *日本視能訓練士協会誌*, Vol. 31, pp. 9–15, (2002).
- [10] I. C. Murray et al.: “Feasibility of Saccadic Vector Optokinetic Perimetry: A Method of Automated Static Perimetry for Children Using Eye Tracking,” *OPHTHA*, Vol. 116, No. 10, pp. 2017–2026, (2009).
- [11] D. Mazumdar *et al.*: “Effect of Age, Sex, Stimulus Intensity, and Eccentricity on Saccadic Reaction Time in Eye Movement Perimetry,” *Transl. Vis. Sci. Technol.*, Vol. 8, No. 4, p. 13, (2019), doi: 10.1167/tvst.8.4.13.
- [12] 仲泊 聡:“次世代視覚障害者支援システムの実践的検証 平成 26 年度 総括・分担研究報告書”, 国立障害者リハビリテーションセンター (2015).
- [13] 小田 浩一:“ロービジョンの視機能とモノの見え”, *光学*, Vol. 37, No. 9, pp.511-517 (2008).
- [14] 三好 哲也:“運転時の周辺視野画像の眼球運動への影響”, 22nd Fuzzy System Symposium, Vol.43, No.2, pp.97-100 (2007).
- [15] Denis G. P.:“The Visual Requirements of Mobility”, *Low Vision*, pp.134–146 (1987).
- [16] R. V. Abadi,G. Jeffery,and J. S. Murphy.: “Awareness and filling-in of the human blind spot: linking psychophysics with retinal topography,” *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, Vol. 52, No. 1, pp. 541–548, (2011).
- [17] D. Zur and S. Ullman.: “Filling-in of retinal scotomas,” *Vision Res.*, Vol. 43, No. 9, pp. 971–982, (2003).
- [18] V. S. Ramachandran and R. L. Gregory.: “Perceptual filling in of artificially induced scotomas in human vision,” *Nature*, Vol. 350, No. 6320, pp. 699–702, (1991).
- [19] 小松 崎篤:”眼球運動の神経学”, 第1版, 医学書院 (1985).

- [20] J. Turski.: “Binocular System with Asymmetric Eyes,” *bioRxiv*, p. 241323, Dec. 31, 2017.
- [21] A. T. Duchowski. "Eye Tracking Methodology: Theory and Practice". (2017).
- [22] J. Kim et al.: “NVGaze: An Anatomically-Informed Dataset for Low-Latency, Near-Eye Gaze Estimation,” in Proceedings of the 2019 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems, Glasgow, Scotland Uk, pp. 1–12, (2019).
- [23] J. Jiang,X. Zhou,S. Chan,and S. Chen.: “Appearance-Based Gaze Tracking: A Brief Review,” in *Intelligent Robotics and Applications*, 2019, pp. 629–640, doi: 10.1007/978-3-030-27529-7_53.
- [24] 哲理井上.: “リンバストラッカーによる眼球運動測定法：原理と実際,” *Vision Res.*, Vol. 3, No. 2, pp. 77–80, (1991).
- [25] D. A. Robinson.: “A Method of Measuring Eye Movement Using a Scieral Search Coil in a Magnetic Field,” *IEEE Transactions on Bio-medical Electronics*, Vol. 10, No. 4, pp. 137–145, (1963).
- [26] 高木峰夫.: “サーチコイル法による眼球運動測定,” *VISION*, Vol. 3, pp. 67–72, (1991).
- [27] K. Hyoki et al.: “Quantitative electro-oculography and electroencephalography as indices of alertness,” *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, Vol. 106, No. 3, pp. 213–219, (1998)
- [28] Pupil Core : <https://pupil-labs.com/products/core/> (2021年5月24日閲覧)
- [29] Tobii Pro Fusion : <https://www.tobii.com/ja/product-listing/tobii-pro-fusion/> (2021年5月24日閲覧)
- [30] H. Goldmann: “Ein Selbstregistrierendes Projektionskugelperimeter,” *Ophthalmological*, Vol. 109, pp. 71-79 (1945).
- [31] A. Heijl, V. M. Patella: “Essential Perimetry: The Field Analyzer,” 3rd edition, Carl Zeiss Meditec (2005).
- [32] C. Matsumoto et al.: “Visual Field Testing with Head-Mounted Perimeter ‘imo,’” *PLoS One*, Vol. 11, No. 8, (2016)
- [33] I. C. Murray *et al.*: “Feasibility of Saccadic Vector Optokinetic Perimetry: A Method of Automated Static Perimetry for Children Using Eye Tracking,” *OPHTHA*, Vol. 116, No. 10, pp. 2017–2026, (2009), doi: 10.1016/j.ophtha.2009.03.015.
- [34] I. Murray *et al.*: “Saccadic Vector Optokinetic Perimetry (SVOP): a novel technique for automated static perimetry in children using eye tracking,” *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, Vol. 2013, pp. 3186–3189, (2013), doi: 10.1109/EMBC.2013.6610218.
- [35] A. J. Tatham *et al.*: “Speed and accuracy of saccades in patients with glaucoma evaluated using an eye tracking perimeter,” *BMC Ophthalmol.*, Vol. 20, No. 1, p. 259, (2020), doi: 10.1186/s12886-020-01528-4.
- [36] M. Amsler.: “Earliest symptoms of diseases of the macula,” *Br. J. Ophthalmol.*, Vol. 37, No. 9, pp. 521–537, (1953), doi: 10.1136/bjo.37.9.521.
- [37] R. Liu and M. Kwon.: “Integrating oculomotor and perceptual training to induce a pseudo fovea:

- A model system for studying central vision loss,” *J. Vis.*, Vol. 16, No. 6, p. 10, (2016), doi: 10.1167/16.6.10.
- [38] K. Simonyan and A. Zisserman.: “Very Deep Convolutional Networks for Large-Scale Image Recognition,” arXiv, (2014).
- [39] C. Nwankpa,W. Ijomah,A. Gachagan,and S. Marshall.: “Activation Functions: Comparison of trends in Practice and Research for Deep Learning,” arXiv, (2018).
- [40] Sony Corporation. Neural Network Console : Not just train and evaluate. You can design neural networks with fast and intuitive GUI. <https://dl.sony.com/>
- [41] Y.-H. Yiu et al.: “DeepVOG: Open-source pupil segmentation and gaze estimation in neuroscience using deep learning,” *J. Neurosci. Methods*, Vol. 324, p. 108307, (2019).
- [42] O. Ronneberger,P. Fischer,and T. Brox.: “U-Net: Convolutional Networks for Biomedical Image Segmentation,” arXiv, (2015).
- [43] D. Li,D. Winfield,and D. J. Parkhurst.: “Starburst: A hybrid algorithm for video-based eye tracking combining feature-based and model-based approaches,” in 2005 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR’05) - Workshops, (2005).
- [44] L. Wolf,Z. Freund,and S. Avidan.: “An eye for an eye: A single camera gaze-replacement method,” in *2010 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, Jun. 2010, pp. 817–824, doi: 10.1109/CVPR.2010.5540133.
- [45] E. Wood *et al.*: “GazeDirector: Fully Articulated Eye Gaze Redirection in Video,” *arXiv [cs.CV]*, Apr. 27, 2017.
- [46] M. Sela *et al.*: “GazeGAN - Unpaired Adversarial Image Generation for Gaze Estimation,” *arXiv [cs.CV]*, Nov. 27, 2017.
- [47] L. F. Isikdogan,T. Gerasimow,and G. Michael.: “Eye contact correction using deep neural networks,” presented at the 2020 IEEE Winter Conference on Applications of Computer Vision (WACV), Snowmass Village, CO, USA, (2020).
- [48] Y. Matsuo *et al.*: “Gap Effect Abnormalities during a Visually Guided Pro-Saccade Task in Children with Attention Deficit Hyperactivity Disorder,” *PLoS One*, Vol. 10, No. 5, p. e0125573, (2015), doi: 10.1371/journal.pone.0125573.
- [49] R. Fusek.: “Pupil localization using geodesic distance,” in *Advances in Visual Computing*, Cham, (2018), pp. 433–444.
- [50] C. Shorten and T. M. Khoshgoftaar.: “A survey on Image Data Augmentation for Deep Learning,” *Journal of Big Data*, Vol. 6, No. 1, pp. 1–48, (2019), doi: 10.1186/s40537-019-0197-0.
- [51] A. P. Bradley.: “The use of the area under the ROC curve in the evaluation of machine learning algorithms,” *Pattern Recognit.*, Vol. 30, No. 7, pp. 1145–1159, (1997), doi: 10.1016/S0031-3203(96)00142-2.

- [52] Hotta, K.; Prima, O.D.A.; Imabuchi, T.; Ito, H. VRHMD Eye Tracker in Active Visual Field Testing. In Proceedings of the 2019IEEE Conference on Virtual Reality and 3D User Interfaces (VR), Osaka, Japan, 23–27 March 2019; pp. 1843–1847.

謝 辞

本論文の執筆にあたり、多くの方に、ご協力とご支援を頂きました。ここにその感謝の意を表します。

これまで、一連の研究を通して、指導してくださいました。Prima Oky Dicky Ardiansyah 准教授には、研究指導をはじめとして、生活面でのご指導、研究のあり方やコミュニケーションの方法など多くの知識や知見をご指導頂きました。心より深く感謝致します。そして、ゼミや研究室活動を通して伊藤久祥講師には、研究指導や研究発表における伝わり易い表現や図表のデザインなど多くのことをご教授頂き感謝致します。中間発表および論文審査会においてご指導くださいました、亀田昌志教授、村田嘉利教授、松田浩一准教授、眞田尚久准教授には研究に関する貴重なご意見を頂き、心より感謝致します。また、本研究に関わる様々な視覚情報処理について日本情報通信研究機構の宮内哲研究員には大変貴重な知識と意見を頂き深く感謝致します。そして、視線計測や視覚情報処理について様々な専門知識や研究活動のアドバイスなどご指導してくださいました Prima 研究室の今淵貴志先輩には大変お世話になり、感謝致します。また、普段から共に研究を行い、多くの議論を交わした Prima 研究室の同輩には、様々な場面で支えていただきました。感謝致します。

最後に本研究の実験に参加してくださいました同研究室の皆様には深く感謝致します。