

201419069A

平成26年度厚生労働科学研究費補助金
(障害者対策総合研究事業(障害者対策総合研究開発事業(感覚器障害分野)))

次世代視覚障害者支援システムの実践的検証

(H25-感覚-一般-005)

総括・分担研究報告書

研究代表者 仲泊 聡

平成27(2015)年3月

平成26年度厚生労働科学研究費補助金
(障害者対策総合研究事業(障害者対策総合研究開発事業(感覚器障害分野)))

次世代視覚障害者支援システムの実践的検証

(H25-感覚-一般-005)

総括・分担研究報告書

研究代表者 仲泊 聡

平成27(2015)年3月

目次

I. 厚生労働科学研究費補助金研究報告書概要	001
II. 平成26年度 総括研究報告書	
II-1. 研究背景	003
II-2. アクティブ視野計開発	006
II-3. ナレッジバンク整備	020
II-4. 研究成果	022
III. 平成26年度 分担研究報告書	
III-1. 小川景子 ラムダ反応の2峰性に関する検討	023
III-2. 西田朋美 視覚に障害をもつ患者の実態調査	029
IV. 資料	
IV-1. 仲泊聡 他. アクティブ視野計測システムの開発	037
IV-2. 仲泊聡 他. 連鎖サッカード間潜時の設定によるアクティブ視野表現の変化	053
IV-3. 仲泊聡 他. 視野障害者の手段的日常生活動作に関連する アクティブ視野指標	061
IV-4. 西脇友紀 わが国における視覚障害関連施設の概要	071
IV-5. 高橋あおい 他. リアルタイム視線計測による刺激提示プログラムを用いた 錐体分離視覚刺激に対するサッカード潜時の比較	079
IV-6. 引地伽織 他. 眼球運動訓練による求心性視野狭窄の視野代償機能改善	093

研究代表者

仲泊 聡 (国立障害者リハビリテーションセンター)

研究分担者

西田 朋美 (国立障害者リハビリテーションセンター)

岩波 将輝 (国立障害者リハビリテーションセンター)

宮内 哲 (独立行政法人 情報通信研究機構)

小川 景子 (広島大学大学院総合科学研究科)

研究協力者 (敬称略・順不同)

林 知茂 (国立障害者リハビリテーションセンター)

三輪 まり枝 (国立障害者リハビリテーションセンター)

西脇 友紀 (国立障害者リハビリテーションセンター)

山田 明子 (国立障害者リハビリテーションセンター)

中西 勉 (国立障害者リハビリテーションセンター)

小林 章 (国立障害者リハビリテーションセンター)

久保 寛之 (神奈川リハビリテーション病院)

古田 歩 (前田眼科)

小田 浩一 (東京女子大学)

高橋 あおい (東京女子大学)

堀口 浩史 (東京慈恵会医科大学)

I. 厚生労働科学研究費補助金研究報告書概要

I. 厚生労働科学研究費補助金研究報告書概要

【目的】

本研究の目的は、視覚障害者支援のあり方モデルの実践的検証である。視覚障害者支援のあり方モデルとは、平成22-24年度研究にて提唱したファーストステップと中間型アウトリーチ支援を中軸とする視覚障害者に対する次世代支援モデルのことである。またファーストステップとは、インターネットで約20の質問で支援ジャンルとナレッジバンク関連ページへのリンクが提示され、それと同時に利用した視覚障害者のマクロな実態とニーズが調査可能なソフトのことで、ナレッジバンクとは、インターネット上の視覚障害者支援関連用語解説および相談窓口連絡先リストのことである。そして中間型アウトリーチ支援とは、通所型と訪問型（アウトリーチ型）の中間的方法で、視覚障害当事者が日常通う施設（眼科など、一次支援者）に視覚障害者支援専門家（二次支援者）が訪問し支援を行うことであり、これらはいずれも視覚障害者支援のあり方モデルの中で重要なシステム要素となっている。これに向けた当初の目標は、ここで要となるファーストステップの正答率を上げるための新たな視点を確立することであった。そのため、今回、視線移動のデータを分析し、視野を推定するという原理に基づく、眼球運動に伴う総合的な視覚の有効範囲（アクティブ視野）を測定する装置（アクティブ視野計）の開発を推進した。本年度は、この視野計を使用して視野障害患者のIADL（Instrumental activities of daily living）との関連を推定し、ファーストステップの改良を計画した。

【方法】

1) ナレッジバンクの強化

日本盲人社会福祉施設協議会に参加する全国の187施設に参加依頼及び、相談窓口となりうる支援項目についてのアンケートを行い、それに基づいてナレッジバンクからのリンク先を増やした。また、現状把握のために眼科医に対して通院中の視覚に障害のある患者数についてのアンケートを行った。

2) アクティブ視野の生理学的基礎を探る実験

アクティブ視野と脳波の同時計測を行い、ラムダ波の起源について検討した。また、視標の厳密な色度測定からミジェット細胞選択的刺激を作成し、これによる視線変換の特性を調査した。

3) アクティブ視野に高相関するIADL変数の同定と当該変数によるファーストステップの最適化

視力良好な視野障害を有する患者に対して、アクティブ視野計測を行うとともにIADL評価を行い、アクティブ視野に関連の大きなIADL評価項目が何であるかについて検討し、優先的にファーストステップの判定基準へ組み込む項目を選定した。

4) 視野狭窄リハビリテーション訓練法の開発

視覚健常者における視覚探索訓練・視覚走査訓練・眼球運動訓練によるアクティブ視野への効果を検討した。

5) アクティブ視野計測システムの改良

アクティブ視野計測システムを用いて視覚健常者及び視力良好な視野障害を有する患者の視野計測を行い、計測精度向上及び被検者の負担を低減するためのシステムの改良を試みた。

(倫理面への配慮)

個人情報保護法に準じ、関連施設における倫理審査委員会の承認を得た。

【結果】

- 1) ナレッジバンクの強化：リンク先施設を従来の41施設から99施設に倍増することができ（資料4）、トップページへのアクセス数は平成27年3月28日時点で4550回を越えた。また、340名の眼科医に電子メールでアンケートを実施し、回収率は22.6%であったが、2483名分のデータを取得することができた（分担報告2）。
- 2) アクティブ視野の生理学的基礎の探求：アクティブ視野と脳波の同時計測を行い、ラムダ波のうちP1が中心視野にP2が周辺視野に関連していた（分担報告1）。また、心理物理学の実験により、ミジェット細胞選択的刺激では、視線変換の潜時の延長を認めた（資料5）。
- 3) アクティブ視野に高相関するIADL変数の同定と当該変数によるファーストステップの最適化：19名の視力良好な視野障害を有する患者に対して、アクティブ視野計測とインタビューによるIADL評価を行った。これより、IADLに最も高相関するアクティブ視野指数は、平均視標捕獲誤差であることが判明し、IADL項目の「外出」「すれ違う人の顔をみわけること」を用いて、これを説明するモデルを提案した（資料3）。
- 4) 視野狭窄リハビリテーション訓練法の開発：視覚健常者20名に実験施行し、訓練により視線変換の振幅が増大することがわかった（資料6）。
- 5) アクティブ視野計測システムの改良：眼球運動検出アルゴリズムやノイズ除去法など多くの改良を行った（資料1）。アクティブ視野計測と同時に従来視野計による視野評価に近い視機能評価もできることがわかった。さらに、連鎖して生じる場合のサックード間潜時に注目することで、視野狭窄患者の日常生活における視野活用力を評価することができるようになった（資料2）。

【考察】

本研究は、視覚障害者支援システムのあり方モデルを検証することを目的として遂行してきた。そして、その副産物であるアクティブ視野計測システムによって得られた視機能が、視覚障害者の生活に密接に繋がっていることがわかった。さらに、これまであまり顧みられてこなかった視野狭窄に対するリハビリテーション訓練やその効果判定に本システムが有用である可能性が示された。よって、今後このシステムの成熟を図る意義は大きい。

Ⅱ. 平成26年度 総括研究報告書

Ⅱ-1.	研究背景	003
Ⅱ-2.	アクティブ視野計開発	006
Ⅱ-3.	ナレッジバンク整備	020
Ⅱ-4.	研究成果	022

II-1. 研究背景

1. 現在までに行った研究
2. 国内・国外の他の研究と残されている部分
3. 本研究の全体像
4. 文献

1. 現在までに行った研究

我々は、平成22年度からの3年間、視覚障害者を対象としたアンケート調査を行い、支援サービスに繋げるソフトウェア『ファーストステップ』を開発し、これと『中間型アウトリーチ支援』を中核とした次世代の『視覚障害者支援のあり方モデル』を提案した¹⁾。そして、これらの一連の研究の中で、視覚障害者の日常生活動作 (Activities of Daily Living、以下、ADL) や生活の質 (Quality of Life、以下、QOL) にとって「視力」よりもむしろ「視野」が大きく影響していることを明らかにした^{2,3)}。しかし、従来の眼科での視野検査は、

(1) 一点を固視した状態で標的刺激の有無を検出するパッシブな視野しか測定できない

(2) 刺激の検出をボタン押しで報告するため、被験者の恣意的・意図的な要素が入りやすいという問題があった。我々は実生活により近い状態で、被験者の恣意的・意図的な要素が混入しにくい視野計測による視機能評価が視覚障害者支援にとって重要であると考え、眼球運動による視野測定の原理⁴⁾を用いた眼電図による視野測定を行った。そして、従来の静的視野の検査結果とは明らかな解離を認めた⁵⁾。しかしながら、眼電図では正確な視線の計測が困難で、電極の装着の手間等、臨床検査としては問題があり、新たに非接触で高精度に視線方向を記録し能動的な眼球運動を伴う視野を計測するシステムの開発が必要であるとの結論に至った。

以上の考えの下、我々は平成25年度の当研究において、非接触型の視線計測装置を活用した視野測定システム『アクティブ視野計』を作製し、視野

健常者と視野障害患者のデータを集積して、このシステムの改良を重ねた。様々な視標提示時間による実験を行い、600~800msの提示時間が最も安定して視野計測ができることを確認した⁶⁾。

2. 国内・国外の他の研究と残されている部分

『ファーストステップ』は、国内外を通して類がなく、今後の視覚障害者支援に資するものとして期待できる。しかし、その内容の充実とともに、周知をはかることでより多くの利用を促す必要がある。そして、あり方モデルは実現可能性を実証する必要がある。

一方、視線計測に基づく視野に関連した研究としては、フィンドレイらによる、眼球運動に伴って生じる日常生活に必要な総合的な視覚「アクティヴ・ビジョン」の存在の指摘がある⁷⁾。彼らは、これまでの視覚研究が条件統制を求めるあまりに、眼球運動と視覚を切り離して行われてきた結果、日常生活で使用される視覚の本質を見過ごしてきた可能性を指摘した。また、Yoshidaらは、従来の視野検査では測定不能な膝状体外路系による「無意識の視覚」の存在を明らかにした^{8,9)}。これらはいずれも、従来の視野計測では明らかにされなかった「意識されない視覚」が、日常生活に大きく関わっていることを示している。平成25年度に我々が作製した『アクティブ視野計』は、意識無意識にかかわらず、日常生活に重要な能動的な眼球運動の根拠となる視野 (アクティブ視野) を計測可能にすると考えられる。

現在までに、アクティブ視野が視覚障害者の日

常生活にどのような影響をもっているかについて検討し、視野障害のより正しい理解と視野狭窄患者の社会参加促進にむけた研究はまだない。我々が調べた範囲では、アクティブ視野計測は、主に幼児や知的障害を有する者の視野計測を目的としたものが主で¹⁰⁻¹⁴⁾、その中で本研究の目的に最も有効と考えられるシステムは、Murrayらによる Saccadic vector optokinetic perimetry (SVOP)¹²⁾であった。彼らの方法は、非接触型の視線計測器を用いて行うものであったが、固視点をその都度設定し直すという点で非日常的な要素が強い点、視野計測範囲が半径24度とやや狭い点で、我々の研究にそのまま活用するには不十分であった。

3. 本研究の全体像

本研究の目的は、先行研究で得られた「視覚障害者支援のあり方モデル」の実践を通して検証することにある。アクティブ視野計を開発し、これによって得られる新しい観点での視覚障害の機能評価のデータを加味することで、ファーストステップを改良することが本研究の根幹となる。そして、その上で中間型アウトリーチ支援を実践し「視覚障害者支援のあり方モデル」の効果を実証する予定であった。しかし、当初計画した中間型アウトリーチ支援の実践は、対象施設で視覚障害当事者と接触するため、研究として行うための倫理審査手続き上の問題が煩雑で実現困難であった。その結果、本年度での施行は見送り、第三年度に、すでに実践している施設へのヒアリングをもってこれに替え、システム総経費の推定を行い、「視覚障害者支援のあり方モデル」の効果を実証する予定とした。

その一方で、当初第三年度に予定していたアクティブ視野の生理学的基礎を探る実験とアクティブ視野計を使用した視野狭窄リハビリテーション法の開発に本年度から取りかかることとした。ま

た、65歳未満と60歳以上の二群(60歳以上65歳未満の者は両群に属する)に分けた解析に基づく、年齢別の新アルゴリズムの導入を行ったファーストステップの改良版を実際に使用するために、ホームページを整備した。そして、この使用を一般に開放するとともに、その使用を促す広報活動を行ったが、実際はほとんど利用されず、データ不足のため、当初から計画していた自動最適化機能の付与については、本研究期間内の実現は諦めざるをえない。しかし、ナレッジバンクについては、リンク先を41施設から99施設へ拡張し、そのアクセス数も飛躍的に伸びている(トップページへのアクセス数は平成27年3月28日時点で4550回)。

4. 文献

- 1) 仲泊聡, 他. 総合的視覚リハビリテーションシステムプログラムの開発(H22-感覚-一般-005). 平成22-24年度厚生労働科学研究費補助金事業総合研究報告書. 2013
- 2) 仲泊聡, 他. 視覚障害者の行動特性からみたヒト視機能の本質. VISION 24: 119-120, 2012
- 3) 仲泊聡. 視覚障害程度を推定する指標としての周辺視の再考. あたらしい眼科31: 886-890, 2014
- 4) 永田啓. 眼球運動による視野測定. 眼科プラクティス15: 376, 2007
- 5) 仲泊聡, 他. 衝動性眼球運動による視野検査法. 日眼会誌 114: 322, 2010
- 6) 仲泊聡, 他. 視線視野検査における至適視標提示時間. 次世代視覚障害者支援システムの実践的検証(H25-感覚-一般-005). 平成25年度厚生労働科学研究費補助金事業総括研究報告書: 31-47, 2014
- 7) J. M. フィンドレイ, 他. 本田仁視監訳. アクティブ・ビジョン. 北大路書房, 京都. 2006

- 8) Isa T, Yoshida M. Saccade control after V1 lesion revisited. *Curr Opin Neurobiol* 19: 608-14, 2009
- 9) Kato R, et al. Contribution of the retino-tectal pathway to visually guided saccades after lesion of the primary visual cortex in monkeys. *Eur J Neurosci* 33: 1952-60, 2011
- 10) 普天間稔. 心身障害児の視野検査の試み. *日眼会誌*81: 1539-1548, 1977
- 11) 片桐和雄 小児及び障害児の視野計測 金沢大学教育学部紀要, 25: 29-38, 1976
- 12) 中島和夫, 他. 知能障害児の反射的眼球運動と他覚的視野測定を試み *特殊教育学研究*, 15: 14-21, 1977
- 13) Murray IC, et al. Feasibility of saccadic vector optokinetic perimetry: a method of automated static perimetry for children using eye tracking. *Ophthalmology* 116: 2017-2026, 2009
- 14) 中野泰志, 他 (2007). 眼球運動を指標とした視野測定方法の検討 *ヒューマンインタフェースシンポジウム2007論文集*: 709-714, 2007.

II-2. アクティブ視野計開発

- | | |
|------------|-----------------------|
| 1. 背景 | 7. アクティブ視野指数 |
| 2. 既存の手法 | 8. アクティブ視野指数とニーズ・IADL |
| 3. 視線計測器 | 9. アクティブ視野を理解するためのモデル |
| 4. 視線変換の同定 | 10. アクティブ視野の基礎 |
| 5. 視標提示 | 11. 視野狭窄のリハビリテーション |
| 6. 視野の可視化 | 12. 文献 |

1. 背景

1) 視野障害患者がいかに危険にさらされているか
視野狭窄がある患者から自動車の運転についての相談を受けることは、眼科医であれば稀なことではない。患者自身は、視野狭窄そのものを自覚しない。健常人の視野にも耳側15度の位置に直径10度内外の大きな見ることのできない領域(マリオット盲点)が存在するが、片眼で見たとしても、通常これを自覚することはできない。多くの視野狭窄患者が自分の視野異常を自覚できないのは、それと同じことであると考えられる。しかし、視野狭窄が重篤になると、視野が狭いという自覚よりも先に、よくものにぶつかるか探し物ができなくなったなどと思うようになる。このような患者に自動車の運転はとても勧められないが、山間部などで自動車が生活に必須という場合、簡単に諦められないという事例も存在する。平成23年にあった視野狭窄患者による運転での死亡事故裁判を契機として警察庁内で議論が高まり、平成25年度には「視野と安全運転の関係に関する調査研究」委員会が立ち上がった。その報告書では、諸外国のなかでは日本がやや厳しい基準になっていることが示され、運転シミュレーターを用いた実験結果から視野狭窄は安全運転に影響していることを示している¹⁾。しかし、運転試験場を訪れた者へのアンケート調査からは、その因果関係は明確になっていない。その結果、安全性と免許所持者の利便性のジレンマが少ない落としどころを見つけれず、まだその結論がでない状況

にある。本研究代表者の仲泊は、視野が極度に狭いにも関わらず運転を続けている者をこれまでに眼科外来で少なからず診察してきている。また、その時点で運転はしていないが、数年前まではしていたという視野狭窄者の中に、運転していた時期の視野検査の結果が、中心10度内外の求心性狭窄であった例が存在する。そのような事例の中には、運転をしていた頃と運転をやめてしばらくたった今とで、眼科で行った視野検査の結果には、ほとんど違いがないという者がいる。この事例には、二つの問題が潜んでいる。一つは、視野狭窄の自覚困難の問題であり、もう一つは、従来の視野検査では、自覚的・他覚的な日常の不自由さを予測しにくいという問題である。すなわち、視野狭窄は患者自身がその状況を把握できないばかりでなく、視野狭窄を診断する眼科医も、従来の視野検査からでは患者の不自由さを推定することが困難なのである。患者は、視野狭窄による危険にさらされていても自覚できず、また、正しい忠告を受けることすらままならないというのが現状であると言わざるをえない。

2) 平成22-24年度の厚生労働科学研究でわかった視野の重要性

平成22-24年度の厚生労働科学研究「総合的視覚リハビリテーションシステムプログラムの開発(H22-感覚-一般-005)」で、我々は、複雑な視野異常の患者データを除外し、求心性狭窄の程度で序列化できるデータのみを選定して、共分散

構造分析により視覚障害者のADLやQOLにとって「良いほうの目の矯正視力」よりもむしろ「狭窄の程度を表す視野インデックス」が大きく影響することを明らかにした^{2,3)}。そしてさらに我々は、このデータに対して、視覚関連に限定した項目の因子分析を行い、視覚に強く関連する3つの主要因子を推定した。そして「良いほうの目の矯正視力」と「狭窄の程度を表す視野インデックス」の両者を従属変数として、これら3つの因子を独立変数とした重回帰分析を行ったところ、第一因子は、両者にとって重要な因子で、第二因子は、主に視力に影響する因子で、第三因子は、主に視野に影響する因子であった。この第三因子は、調査項目の「左右どちらか横にある物に気づくのどの程度困難が有りますか」と「ふだん道を歩くとき、まわりのものに気がつかないことがありますか」との相関が高く、周辺視野における空間認知との関連が強く示唆された。

3) 高齢化時代の視機能評価

高齢者での視覚特性についての研究は多々あるが、その多くは、水晶体の白濁・黄変化と縮瞳に伴うものと言える⁴⁾。自動車の運転が高齢者で危険を伴うのは、視機能の問題というよりも認知機能の問題であると考えられている。しかし、視線変換は、視環境に散在する対象認知にとって必要欠くべからざる機能であり、この加齢変化については、これまであまり検討されてこなかった。眼球運動の機能は、70歳まではさほど変化が生じていないどころか、神経・筋肉をおかす疾患のほとんどで、外眼筋に異常が出るのは最後であると言われている⁵⁾。しかし、Warrenらが、高性能の非接触型視線計測機を使用して、若者と高齢者の視線変換特性の違いを検討した結果、高齢者は、視線変換の潜時が遅延し、周辺視野における検出閾とともに正確度が低下していることを明らかにした⁶⁾。我が国ではさらに高齢化が進み、80歳以上の人口が年々増加している。もしWarrenらが言う

ように、視線変換の機能低下が高齢者にあるとすると、視覚探索に伴う視線変換の機能を測定することが、彼らの日常生活での危険回避にとって大変有意義であると言える。したがって、アクティブ視野の適用範囲としての高齢者の視機能評価は今後重要である。

2. 既存の手法

非接触型視線計測装置を用いた視野検査法というアイデアは、以前よりあった。以下に、そのいくつかを例示する。まず中野らは、2007年に非接触型視線計測装置を用いて、知的障害などで標準的な視野検査ができない患者にも視野検査のエビデンスに基づいた障害理解や環境整備が行えるようにすることを目標に、眼球運動を指標とした視野計測について検討した⁷⁾。しかし、これに用いたCambridge Research Systems社製のVisual Stimulus GeneratorのEyetrackerToolbox(サンプリングレート50Hz)による視線計測システムでは、6名の健常被験者において、視線到達率、視線移動率、方向一致率、視線移動・方向一致率ともにまちまちであった。彼らは、この結果から眼球運動を視野検査に利用できるかと判断しているが、健常者データでこれだけのばらつきが生じることから推察すると、その判断を受け入れることはできない。ただ、その着眼点は間違っはおらず、使用された計測システムの精度に問題があったのではないかと思われる。つぎに小谷らは、2010年に非接触型視線計測装置を用いた視野検査法として『視野検査システム』の特許を出願した。彼らの着眼点は、従来視野検査の検査時間が長いことであり、視線計測を使用してその問題を解決することであった⁸⁾。しかし、実際に開発した視野計では16点の測定に4分を要し、従来検査のHumphrey視野検査の標準的なプログラムであるシータファースト(30-2)が76点を5分程度で測定するのに比べ、決して検

査時間を短縮できてはいない。その理由は、刺激提示において、固視点の提示、固視の判定、刺激の提示、刺激への視線変換の判定、視線変換が生じなかった場合の警告音の発生、刺激の探索の繰り返しという複雑な行程を経る必要があるためと思われる。また、MurrayらもSaccadic vector optokinetic perimetry (SVOP) と命名した非接触型視線計測装置を用いた視野検査法を開発し、Humphrey視野検査24-2プログラムとの高い相関があったと報告した⁹⁾。これは、既報の中で我々が求めるものに最も近いと考えられるが、固視点をその都度設定し直すという点で非日常的な要素が強く、視野計測範囲が半径24度とやや狭い点で我々の研究にそのまま活用するには不十分であった。また、Warrenらも同様の装置を使用して、水平方向、左右に4、12、20、28度へのサッケードの潜時、正確度、閾値を厳密に測定し、これらには加齢変化が存在することを示した⁶⁾。

3. 視線計測器

客観的な視線計測は、眼電図により古くから行われていた。しかし、その位置情報は、ノイズ除去フィルターの影響もあり、変動が大きく精密な測定には適していなかった。したがって、厳密な測定を行う場合には、コイルを内蔵したコンタクトレンズを使用したり、実験動物の場合は眼球にコイルを縫い付けて、電磁的にその空間情報を取得する方法がとられていた。しかし、1990年頃よりバーチャリアリティ技術の産業文化への影響が社会的に認識されるようになってからは、一般でも使用可能な非侵襲的な視線計測法が求められ、眼球のビデオ映像を画像解析するタイプの視線計測装置が積極的に開発されるようになった。

現在一般に使用されている視線計測装置は、その形状から、帽子やヘッドバンドに装填するヘッドマウント型と、机などに置いて、被験者がそれと対峙して使用する非接触型の二つに分けられる。

ヘッドマウント型では、眼球近くの視線を妨げない位置に設置したカメラで眼球の映像を記録し、そこから視線を推定する。これは、常にカメラと頭部が固定されているため、安定した眼球のビデオ映像を記録することができ、純粋な眼球運動の記録に有用である。しかし、視線方向を知るためには顔正面の風景を別のカメラで同時記録し、その風景映像の中に視線位置を示す「アイマーク」をスーパーインポーズする必要がある。視線は、眼球だけでなく体や首を動かしても変化し、この場合、視線方向を風景映像全体の動きの中で、見ただ目で確認することは容易であるが、視線変換の精密な移動方向と移動距離を知るには、風景映像全体の動きの計算を加味しなければならず、複雑な処理を要する。一方、非接触型の視線計測装置では、カメラと頭部の相対的位置が変動するため、被験者の顔周囲の映像からその都度、眼球の位置を検出する必要がある。そして、その上で視線方向を同定する。視線方向の変化は、眼球運動とそれに伴う頭部や体の動きが総合的に影響する。非接触型視線計測装置では、その総合的な視線変化を記録することになる。そのため、純粋な眼球運動をそこから抽出するためには、頭部移動の客観データを何らかの方法で記録し、全体の動きから差し引かなければならない。

我々が本研究で注目するのは、眼球運動そのものではなく、総合的な視線変換であるため、非接触型の特徴が好都合となる。今回、我々が選択した視線計測器はSMI社製のRED (120Hz) であった(図1)。一般に、眼球のビデオ映像からの視線計測では、しばしば赤外線カメラが使用され、瞳孔の中心と赤外線照射器からの角膜反射の相対位置から視線が推定される。単に瞳孔形状からだけでは、厳密な測定はできない。角膜反射も一つより複数の光源で行った方が、眼瞼や睫毛で隠される影響を減じることができる。また、単眼よりも両眼のデータを平均化して視線推定に用いる方が、単眼毎の推定よりも通常は安定する。すなわ

ち、測定原理に起因する制約として、瞼裂幅が狭い、瞳孔が大きすぎる、角膜が不透明であったり、いびつである場合、瞳孔が透明ではない場合は測定不可能となる。また、眼内レンズ挿入眼であると、レンズ表面からの反射が強すぎて計測が邪魔される場合がある。



図1. アクティブ視野計測システム

4. 視線変換の同定

1) 用語の問題

我々の研究は、視線変換の観測から視野を推定することを目的としている。視線変換は、当然眼球運動が主であるが、頭部や体の動きも影響する。視線変換に関わる眼球運動は、衝動性眼球運動あるいはサッケード (saccade) と呼ばれることが多いが、これらの用語には、意志によって視線を変換するという意味合いが含まれている。しかし、日常生活における視線変換のほとんどはむしろ無意識に生じており、この無意識で生じる視線変換について衝動性眼球運動と呼ぶには違和感を禁じえない。そこで、単にそのピーク速度に注目して急速眼球運動 (rapid eye movement) と呼ぶ場合がある。また、周辺視野に入って来た対象に無意識に視線を変換することを定位反射

と表現する論文が散見されるが、定位反射とはバプロフが発見した条件反射を妨げる生得的な反射に対して命名されたものであり、視線変換を生じる反射のみを意味するものではない。以上より、本報告書において我々は、頭部等の移動を含む視線変換において生じる総合的な視線方向の変化に対して「視線変換」という用語を用い、視線変換の運動の主成分となる眼球運動を「急速眼球運動」とし、衝動性眼球運動またはサッケードという用語は、周辺視野の対象へ意志をもって視線変換する場合の急速眼球運動に対してのみ使用することとする。そして、無意識に周辺視野に入ってきた対象へ視線を変換する反射を「視線変換反射」と呼ぶこととする。

2) 視線変換の検出

サッケードは、一般に30~800度/秒のピーク速度を有し、運動時間は20~140msec、その振幅は0.5~40度と言われている¹⁰⁾。我々は、これらの値を参考として、20名の健常者を被験者として行った実験結果のデータ分布から、実際に我々が作製したシステムにおける視線変換同定のためのパラメーターを決定した¹¹⁾。この実験では、顎台を用いて頭部を固定し、周辺視野に提示される明らかな対象に対して意志をもって視線変換を行ったため、サッケードがそのまま視線変換と同義となる。提示時間700±100msecで、視野半径30度内の76点に向かう視覚刺激により誘発された視線変換の特性のヒストグラムを作製し、ピーク速度、振幅および潜時の範囲を求めた¹¹⁾。

我々が開発したアクティブ視野計測システムでは、毎秒120個の視線データが得られる (サンプリングレート:120Hz)。データの時系列の隣り合った数値の差分が速度を意味する。理想的な視線変換では、速度は徐々に上昇して一つのピークをもって徐々に低下する。このピークを検出することで視線変換の候補を検出することができる。この視線変換の候補に伴って生じる視線移動の速

度が30度/秒となる時点とその起点とし、視線変換が終わる手前の30度/秒となる時点を終点とした。そして、これらの二つの時点での視線位置を繋ぐベクトルが、その視線変換の振幅と方向を表す。

20名の健常者を被験者として行った実験結果のデータ分布から、平均ピーク速度は408.7度/秒で、標準偏差は191.8度/秒であった。ピーク速度の0.5%タイルは81度/秒で、99.5%タイルは848度/秒であった。これより、サッケードの定義の一つとしてそのピーク速度が80から850度/秒の視線変換とした。

一方、サッケードには刺激が提示されてから眼球が動き出すまでの時間、すなわち潜時が存在する。サッケード潜時は、それから生じるサッケードの振幅によりやや増大し、5度の振幅では約200msecであるのに対し40度では240-250msecであるという¹²⁾。しかし、極端に短い振幅を強要すると潜時はむしろ長くなるが、20度以内であればさほどの違いはない¹³⁾。したがって、日常生活で主に使用される範囲の振幅であれば、サッケード潜時はおよそ200msecと考えてよい。ただ、これはあくまで固視点を凝視している視線が、周辺に新たに出現する明確な目標に向かって生じる眼球運動 (visual guided saccade) における潜時であって、刺激の提示条件が異なると変化が生じる。まず、目標と背景のコントラストが低下するとサッケード潜時は延長する¹⁴⁾。そればかりか、コントラストが一定でも全体の輝度が低下すると潜時が延長する¹⁵⁾。これは、個々の視細胞の反応が加算されて、網膜神経節細胞が刺激を受容するまでの時間が影響するためと考えられている。

また、固視点が消えた後、若干の間隙をもって目標が提示されると、サッケード潜時は100msec程度まで大幅に短縮される。このようなサッケードはエクスプレスサッケード (express saccade) と呼ばれ、固視に要する

注意の解除にあたる神経活動が不要になるためと推察されている¹⁶⁾。さらに、これらのサッケードのいずれにおいても目標の近くですと軌道を修正する場合があります、この軌道修正にかかる停留時間は50msec程度とさらに短い。この軌道修正時にみられるような短潜時小振幅のサッケードは修正サッケード (corrective saccade) と呼ばれ、一次視覚野の機能が関連すると考えられている¹⁷⁾。我々の健常者データによると平均潜時は180.5msecで標準偏差は37.2msecであった。健常者の0.5%タイルは50msec、99.5%タイルは337msecで、明らかにいわゆるサッケードの特性がみられており、エクスプレスサッケードあるいは修正サッケードと考えられる潜時をもつものはほんのわずかであった。したがって、視標の提示に反応して生じた視線変換を、提示後50から340msecの間に起点を持つものと定義した。

3) 連鎖サッケードの定義

実際の視線計測においては、視線変換が立て続けに生じる場合が少なからず存在する。前述の修正サッケードが生じる場合もあるが、特に視野欠損がある場合では、刺激提示としては継続的に提示しているにもかかわらず、被験者が視標を見失う場面が生じる。このときエクスプレスサッケードが生じる条件が整い、短い潜時の連鎖したサッケードが生じる可能性が高まる。これらの視線変換を個別の視線変換の連発とするか修正サッケードのような一連の視線変換と解釈するかで、視野を推定する場合には結果が大きく異なることになる。そこで、我々は、この連鎖的な視線変換の間の停留時間 (以下、連鎖サッケード間潜時) をPeriodForSaccadeChainというパラメーターで設定し、視線変換の終点とその後の起点との間隔がこれ未満の場合、修正サッケードが生じていると判断し、一連のサッケード群であると判定するようにした。今回の解析ではこれを90.5msecと設定した。

5. 視標提示

眼科臨床で現在標準検査となっているGoldmann視野検査(以下、GP)とHumphrey視野検査(以下、HP)では、半球型スクリーン上にハロゲン光源からの光を投影して視標が提示される。ともに視距離を30cm、背景輝度を31.5asb(約10cd/m²)と揃えている。背景の上に重ねて投影する視標の輝度をGPでは31.5asbから1000asbまで、HPでは10000asbまでを断続的に変化させて測定する。その視標サイズは、GPではサイズV(64mm²)とI(1/4mm²)を用いるのが、我が国での標準的手法であるが、HPではサイズIII(4mm²)に固定されている。視距離が30cmであることより、サイズVの視角は半径0.86度、サイズIIIの視角は半径0.22度であるが、顎台の額当てベルトの位置のみ固定されており、顔面の形状により数ミリの変動が被験者間では生じる。また、GPでは、被験者の視野の外あるいは暗点内から視標を固視点、あるいは見えている領域に向かって動かして計測するのに対し、HPでは、事前に決められた座標に視標を提示して計測する。そして、被験者は固視点を凝視しながら、周辺視野で視標を知覚したらボタンを押して応答する。アクティブ視野計測システムでは、これらの標準検査の検査条件をできるだけ再現し、固視点を使用しないという点でのみ異なる環境にできるだけ近づけるよう試みた。したがって、背景輝度を31.5asb、視標輝度を1031.5asb、サイズをVとした。ただし、汎用パーソナルコンピュータ用の周辺機器でシステムを構築し、現状では通常の液晶モニター(iiyama ProLite XB2776QS, 27inch)を刺激提示に使用したため、スクリーンは平面であり、画面中央と周辺での視線がなす角度と距離が異なり、視標の厳密な輝度およびサイズの管理が困難で、この補正は行っていない。そのため、画面中央に視標が提示された場合は、周辺に比べ感知しやすい可能性がある。この問題は、将来的には、最近安価になってきた曲面ディスプレイを

用いることで解決できる。視距離は、視線計測器の測定可能範囲に30cmが含まれていないため、顎台で60cmに固定した。その結果、視標を提示する視野の範囲は、視角にして40.8度×31.2度(モニターの横×縦が44.6×33.5cm・024×768pixel)であった。この場合、画面中央に固視点を設定するとHPの標準である30-2プログラムの測定範囲(固視点から30度の範囲)をカバーできない。しかし、アクティブ視野計測では、固視点を使用しないため、この40.8度×31.2度の範囲でも30-2プログラムの測定範囲と同等の検査になるような配列を予め用意することができた。

6. 視野の可視化

1) アクティブサッケードマップ

得られたデータから視野表を描画するための解析用ソフトウェア(GazeReader)を開発した。まず、前述の方法で視線変換を検出し

i) 刺激提示後50~340msecの間にこの視線変換の起点が生じているかについて判定した。

ii) その視線変換の終点における視線と刺激となった視標の距離を計算し、これが任意の距離(今回は6.71度に設定)以内であるかどうかを判定した。これらの操作により、i)から視標に誘発された視線変換であるかどうかを、ii)から視標を捕らえた視線変換であるかどうかの判定を行い、観測された視線変換を反応タイプにより以下のように分類した。

a) 視標に誘発され視標を捕らえた視線変換(iとiiの両者に当てはまる場合)

b) 視標が出現してすぐには向かわなかったものの結果的に視標を捕らえた視線変換(iiには当てはまらないがiiiに当てはまる場合)

c) 視標の出現に誘発されて生じたものの視標を捕らえることはできなかった視線変換(iiに当てはまるがiiiには当てはまらない場合)

d) 視標とは無関係な視線変換(iとiiの両者に当

てはまらない場合)

これらの視線変換のうち、視標を捕らえたaとbをアクティブサッケードと命名し、これらの眼球運動のベクトルを元に視野表を描画したものをアクティブサッケードマップとした。アクティブサッケードマップでは、視標提示直後に動いたaを白丸で、視標提示直後には動かなかったbを黒丸で区別して表示した。まさに視標が見えて目を動かしてそれを捕らえた場合はaである。それに対し、一度見失った後に目を動かして探していたところ、気がついてそれを見たという場合はbになる。したがって、これもまた見えた範囲を推測するための視標ということができる。その一方で、cとdについては、視標を捕らえていない視線変換である。見えていた視標の位置が変わり、見失った後にすぐに目を動かしたものの発見できなかったという場面ではcになろう。これは見えたということの確実な根拠とはならないが、何か気配を感じて比較的近くを見たという場合はこれに含まれる。アクティブサッケードマップではaとbに限定して結果を表示した。

2) SPTP正確度マップ

新しい視標が出現して一定時間内に視線変換が生じた場合、視線変換前の視線位置を原点とした視野座標上の周辺視野上に出現した新しい視標を知覚できたと解釈できる。したがって、この位置関係を示すベクトル(視標位置と視線位置の差)をマップとして示せば、従来の視野検査に類似した知覚に基づいた視野表を作成できるはずである。この視標提示後すぐに視線変換を生じさせた視標の位置ベクトルをサッケード誘発視標位置(Saccade-Provoking Target-Position、以下、SPTP)と定義し、すべての視標提示におけるSPTPを座標表示したものをSPTPマップと命名した。なお、SPTPを計算するために使用された視線変換は、視標提示後規定された期間内に起点をもつもののうち、最初に生じたものに限定し

た。したがって、提示された視標の数と同数のSPTPが評価された。視標提示直後に視線変換を生じさせたSPTPのうち、視標近くに視線変換の終点があった視標位置をSPTP_in、視標近くに終点なかった視標位置をSPTP_outと命名した。SPTP_inは、ほぼ確実に見えている視野部分であるといえる。それに対し、SPTP_outは、その捕獲誤差により、もう少しでSPTP_inにもなりうるものと全くいい加減な方向に向かって、タイミングだけが合って動いたものが混在する。したがって、SPTP_outで示された部分は、従来の視野計で示される暗点の部分を含んでいる。一方、視標提示後に視線変換を誘発しなかった視標の位置をSPTP陰性と命名した。SPTP陰性の意味するところは、

- ①視標が提示されても規定時間内じっとして動かなかった場合
- ②視標が提示された後、視線変換の規定にのらない極めて緩徐な眼球運動または極端に速い眼球運動が生じた場合
- ③瞬目などの原因で測定器が眼球を認識せずデータが欠損した場合

のいずれかであると考えられる。結果は、視標提示時点での視線から視標への相対位置における、視線変換の正確度をグレースケールで表示した。小丸は、SPTP陰性を意味し、赤と青で色分けを行った。ここで、赤は視線位置エラーまたは瞳孔径エラーがあったもの、青は無かったものである。グレースケールの大丸はSPTPで、半径30度視野内の1%に相当する半径3度内なら白、5%相当の半径6.71度内に入らなければ黒とし、その間を程度に応じてグレースケールで表した。なお、二重丸は連続サッケードの合成で一回の視線変換として表現したものを意味する。

3) SPTP潜時マップ

上と同様に視線変換の潜時を白黒濃淡で表示したものをSPTP潜時マップとして表示した。ここ

では、健常者の75%タイルの192msec以下のとき白、95%タイルの242msec以上のとき黒とし、その中間をグレースケールとして表した。

4) SPTP速度マップ

上と同様に視線変換のピーク速度を白黒濃淡で表示したものをSPTP速度マップとして表示した。ここでは、健常者のTMPSにおける平均ピーク速度の50%タイルの500deg/sec以上のとき白、10%タイルの283deg/sec以下のとき黒とし、その中間をグレースケールとして表した。

5) アクティブ視野検査結果の例

図2にアクティブ視野の実例3名分を示す。左列は、視野健常者、他の2列は求心性視野狭窄患者である。最上段(A)は、Goldmann視野検査のV/4e視標で測定した範囲で、白色部分は両眼とも見える範囲、灰色は片眼で見える範囲、黒色は両眼とも見えていない範囲を示す。上下左右とも視角30度の範囲における反応を表している。第2段目(B)は、アクティブサッケードマップで、視標提示直後に動いたものを白丸で、視標提示直後には動かなかったものを黒丸で表示した。第三段目(C)は、アクティブサッケードマップのイメージ図である。第4段目(D)は、SPTP正確度マップである。アクティブサッケードマップとSPTP正確度マップは、Goldmann視野検査の結果に準じた記録ができてることがわかる。しかし、視野狭窄患者の場合、やや広い範囲が見えているように表現されている。第5段目(E)は、SPTP潜時マップである。視野狭窄患者ではノイズが多い。そして、最下段(F)はSPTP速度マップである。健常者でも中央付近が黒く表現されているのは、視線変換の振幅が小さいと速度が遅くなることを意味する。

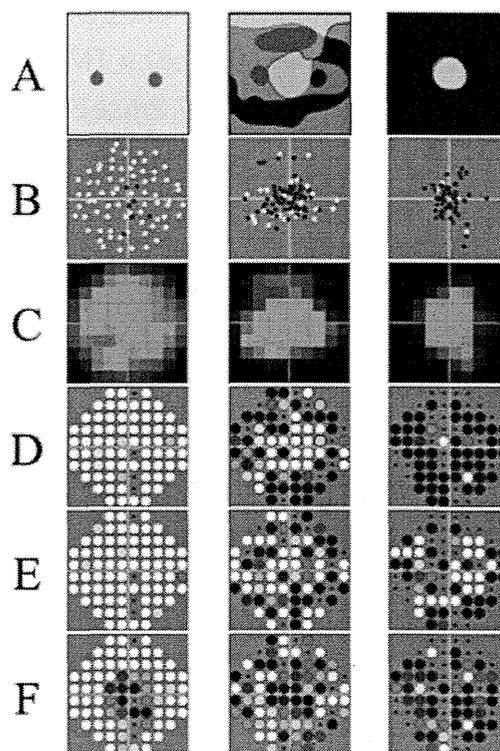


図2. アクティブ視野検査結果の例

7. アクティブ視野指数

1) 平均視標捕獲誤差

平均視標捕獲誤差は、視標が提示された後すぐに生じた視線変換の終点と視標中心との距離の総和を度単位で表示したものをその視線変換の数で除した値である。これは、現在のところ視線変換の正確度を表す指標としている。平均視標捕獲誤差が小さいほど、視線変換の正確度は高いと考えている。しかし、キャリブレーションにおける誤差は、そのままこの値に影響する。したがって、キャリブレーションの誤差をキャンセルできるような集団での比較においては、視線変換の正確度の評価に使用可能と考えられる。20名の健常者データでは1.6~5.3度(平均3.1±1.2度)であった。

2) 平均潜時

視標が提示された後すぐに生じた視線変換についてのみ計算される。解析上、視標が提示されてから視線が動くまでの上限値は340msecと規

定した。視標が提示された後すぐに生じたすべての視線変換の潜時の平均 (Latency_TMPSall) は健常者20名では 180.5 ± 37.2 msecであった。

3) 平均ピーク速度

すべての視線変換のピーク速度の平均 (Velo_All) は健常者20名では 408.7 ± 191.8 度/秒であった。

4) 平均振幅

すべての視線変換の振幅の平均 (MvDist_All) は健常者20名では 13.2 ± 7.5 度であった。

5) アクティブサッケード数

視標を捕らえた視線変換の数のことである。この数値は、たとえば76回の視標提示がある場合、最大76回になるはずだが、実際にはそれ以上の数値になることがある。これは、一度見つけた後、視線がずれて、二度見したときに再度カウントされることにより76回を越える値をとることになる。逆に76回を下回る場合は、見つからなかったり、記録できなかったりという場合である。健常者データでは66~131回 (平均 93.9 ± 16.8 回) であった。

6) 連鎖サッケード数

二つ以上のサッケードが連鎖的に起きている場合、解析パラメータPeriodForSaccadeChain (msec) で設定した時間以下の間隔をもつ連鎖サッケードの生じた回数を表示する。同パラメータを90.5で設定すると、連鎖サッケード間潜時が50ms前後の修正サッケードは一連のサッケードとしてカウントされ、同じく100ms前後のエキスプレッスサッケードは個別のものとして連鎖サッケード数にはカウントされない。しかし、同値を194msで設定するとエキスプレッスサッケードも連鎖サッケードとしてここにカウントされるようになる。健常者データでは2~20回 (平均 6.5 ± 4.5 回) であった。

8. アクティブ視野指数とニーズ・IADL

1) 平均視標捕獲誤差とニーズ・IADL

視力障害のない視野障害患者19名についてアクティブ視野検査を行い、年齢、Functional Field Scoreおよび各種アクティブ視野指数とニーズ・IADLとの関連について検討したところ、平均視標捕獲誤差とニーズ・IADLスコアとの間には有意な相関が認められた¹⁸⁾。我々が調整した25項目からなる視覚障害者ニーズ・IADL調査用質問紙の総和点および移動に関連する6項目のみの総和点に対して、平均視標捕獲誤差は高い相関を有していた。平均視標捕獲誤差は、連続した視線変換を別々にカウントするか一連の一つの視線変換とカウントするかによって異なる値になる。これを規定するために連鎖した視線変換を繋ぐ停留時間を我々は連鎖サッケード間潜時として、これを任意に設定できるように解析ソフトを調整した。そして、これを90.5msecとした場合と194msecとした場合での違いについて検討したところ、異なるアクティブ視野 (正確度マップ) を得た¹⁹⁾。90.5msecとした場合の視野表は、従来の視野検査で測定したものと非常に近いものであったが、194msecとした場合のものは、それよりもかなり広い範囲に視線が変換されたことを表していた。我々はこのどちらが、実際のIADLと相関するかについて検討した。その結果、90.5msecよりも194msecで連鎖サッケード間潜時を規定した方が、平均視標捕獲誤差がIADLスコアに対してやや大きな相関をもつことがわかった。また、同調査用質問紙からは、IADL評価だけでなくニーズの評価を得ることができる。よって、対ニーズの相関についても検討したところ、IADLと同等に高い相関を有することがわかった。連鎖サッケード間潜時を194msecとした場合の各スコアとの相関は以下の通りである。対IADLスコア ($r = -0.521$, $p = 0.026$, 両側検定) 対移動関連IADLスコア ($r = -0.633$, $p = 0.004$, 両側検定) 対ニーズスコア ($r = 0.570$, $p = 0.011$, 両側検定) 対移動関連