

安価で簡易な視線計測システムの構築

Development of an Inexpensive Gaze Tracing System and the Evaluation of Validity

大籠友博^{1,2,3)}

¹⁾ 大阪河崎リハビリテーション大学：大阪府貝塚市水間 158 番地（〒 597-0104）

²⁾ 九州大学大学院 医学研究院 神経解剖学分野

³⁾ 和歌山県立医科大学 第 2 内科

Tomohiro Ohgomori^{1,2,3)}

¹⁾ *Osaka Kawasaki Rehabilitation University : 158 Mizuma, Kaizuka-city, Osaka 597-0104, Japan*

²⁾ *Department of Anatomy and Neuroscience, Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University*

³⁾ *Second Department of Internal Medicine, Wakayama Medical University*

要旨：視線計測は近年、心理学・医学・工学などの分野において高い注目を集めている。しかしながら、視線計測システムは現在も開発途上にあるため、安価ではなく気軽に導入できる技術ではない。近年では低コスト視線計測デバイスも開発されているが、研究目的での使用には制限がある。本研究では低コスト視線計測デバイスで計測した視点を座標化する技術を開発した。このシステムによって計測された視点の座標とモニターに提示されたシグナルの座標の誤差は、視角 2 度の範囲内に収まった。さらにウェーブレット解析では対象物を追う滑動性眼球運動が 3.0 Hz 以下の成分を選択的に解析することで、本システムでも正確にデータ取得できた。探索課題では、課題の難易度が上昇することによって、様々な領域に視点が移動し、視点の総軌跡長が長くなることが明らかになった。以上のことから本システムはモニターを用いた視線計測システムとして有効であると考えられる。

キーワード：視点、滞留時間、ウェーブレット解析

ABSTRACT : Gaze tracing has been widely used in fields such as psychology, medicine, and engineering. However, the eye trackers are so expensive and it is not a technology that can be feel free to used. Although the low-cost eye trackers are recently available, there are several limitations to the use for scientific researches. In this study, we developed the real time recording system of gaze point using a low-cost eye tracker. The error between the coordinates of the viewpoint measured by this system and those of the signal presented on the monitor was within the range of 2 degrees of vision angle. In addition, the smooth pursuit eye movement could be detected by the wavelet analysis using the data in low-frequency bandwidth of less than 3.0 Hz. The total moving distance of view point was longer in difficult exploration tasks than in easy ones. Taken together, it is considered that this system is effective as a monitor-based gaze tracing.

Key words : gaze point, resident time, wavelet analysis

¹⁾ 大籠友博 Tomohiro Ohgomori

E-mail : ohgomorit@kawasakigakuen.ac.jp

受付日 2021 年 9 月 8 日 受理日 2021 年 10 月 20 日
Receive Sep. 8, 2021. Accepted Oct. 20, 2021.

1. 序文

ヒトは五感（視覚・触覚・味覚・嗅覚・聴覚）を持ち、外界から様々な情報を受容する。これら五感の優位性については実験医学的に正確な数字が発表されているわけではないが、視覚器官からの受容は他に比べて大きいと言われる¹⁾。例えば、姿勢制御を対象にした研究では、片脚立位になることによって重心動揺は大きくなる。しかしながらその変化量は開眼時に比べて閉眼時の方が圧倒的に大きい²⁾。これは、足底の固有感覚情報を視覚情報が凌駕していることを示すものである。また、映画館の大型スクリーンに映し出された映像を見ると、自分がその空間を移動しているように感じることもあるが、ふとスクリーン外に視線を移すとその感覚が一旦リセットされる。このように視覚情報はヒトの行動に大きな影響を与える。したがって、ヒトがどこを見ているのかを可視化するアイトラッキングシステムは視覚科学、行動科学、心理学などの様々な分野を横断して利用されている³⁾。

アイトラッキングシステムには様々なタイプがある。これまでに開発されてきたものとして、接触型と非接触型の2つがある。接触型とは、眼に小型のサーチコイルを搭載した特殊なコンタクトレンズを付けて測定する方法や、眼球の電位差を計測する方法（電気眼球図記録法）などのことであり、眼球接触型トラッキング法と呼ばれる^{4,5)}。確かに視線の動きとは高い相関を示すが、いずれも被験者への負担が大きく手軽に利用できるシステムであるとは言い難い。一方、非接触型は近年主流になりつつある方法であり、被験者の眼に弱い赤外線を当ててカメラで撮影する光学的トラッキング法である。赤外線の照射方法には大きく分けて2種類あり、1つは視覚刺激を提示するモニターやスクリーンに固定されたタイプである⁶⁾。もう1つは、鼻の近くに近赤外発光ダイオードデバイスを搭載した眼鏡を装着するウェアラブルタイプである⁷⁾。いずれにしても光学的トラッキング法の基本原理は、眼球の外部から角膜上に光の反射点を生じさせ、この画像をアイカメラで撮影する。この画像から角膜上の光の反射点（プルキニエ像）や瞳孔を算出し、眼球の方向が計算されるため、非侵襲性であり被験者への負担が軽減されている⁸⁾。ところがこれらの光学的アイトラッキングシステムは、ウェアラブル型は勿論のことスクリーンベースのものでも100～200万円の出費を伴う極めて高価なシステムであり、容易に導入できる技術ではない^{9,10)}。このような中、最近視線計測技術の世界最大手であるトビー・テクノロジー株式会社を筆頭に、ゲーム用ツールとして安価なアイトラッカーが販売されてきている。基本原理は光学的トラッキング法と同様であり、近赤外発光ダイオードとアイカメラが内蔵されたUSB接続型の小型ツールである。しかしながら、これらの安価なアイトラッカーは研究目的で使用するためには大きな妨げが

あり、視点の座標データの出力には追加としてウェアラブル型に匹敵する価格のアプリケーションが必要になる¹¹⁻¹³⁾。光学的トラッキング法を利用した安価な視線計測システムの開発はこれまでも試みられているが、視線データをリアルタイムに座標として記録した例はなく、撮影された動画や連続撮影された写真から顔領域や眼領域を個別に抽出して眼球の方向を算出し、座標化しているものが多い。従って、視線計測が長時間に及べば画像解析には膨大な手間がかかることになる¹⁴⁾。このように被験者負担の少ない非接触型アイトラッカーを導入する上で大きな弊害は、視線データの数値化に大きなコストと労力がかかることにある。一方で四肢が動かない重度障害者は非接触型のアイトラッカーとパソコンに搭載された意思伝達システムを用いて、カーソルを動かしたり文字をタイピングしたりする。従ってこの意思伝達システムには視線をパソコンのカーソル位置へとリアルタイムに変換する機能が備わっている。そこで本研究では、この意思伝達システムを用いてリアルタイムに視線の座標を記録できるシステムを安価に開発し、その有効性について検討した。

2. 方法

2.1 参加者

参加者は、男性6名（年齢 = 26.7 ± 9.8 歳）、女性1名（20歳）である。なお、矯正視力を持つ参加者を含め、全ての参加者が視覚障害を持たないことをヒアリングで確認した。本研究はヘルシンキ宣言に基づき、大阪河崎リハビリテーション大学研究倫理審査委員会の承認を得た（承認番号 OKRU-RA0004）。参加者には実験の目的・内容を説明し、同意を得たうえで実施した。

2.2 測定手順

開発したシステムは遮光性の高い暗幕内（幅 180 cm × 奥行き 180 cm × 高さ 180 cm）に設置した。画面サイズ縦 33.60 cm × 幅 59.66 cm の 27 インチモニター（縦 1080 ピクセル × 横 1920 ピクセル）を参加者の視線の高さに設置した。参加者は、ハンドヘルドキーボード（PC Sensor社）を持ち、モニターから約 60 cm 離れた位置に両脚で立位姿勢を取った。アイトラッカーのキャリブレーションはドライバーソフト Tobii Experience（トビー・テクノロジー株式会社）を用いて実施し、ユーザー名登録を行った。

2.3 視線計測システム

視線計測システムの概要を図1に示す。低コスト視線計測デバイスは Tobii Eye Tracker 5（トビー・テクノロジー株式会社）を使用した。Tobii Eye Tracker はユーザー情報を複数登録できるため、繰り返しのキャリブレーション

ションや適度な頭部の動きに関する制限がない。視点をカーソル変換するためには、意思伝達システム Miyasuku EyeConLT2 (株式会社ユニコーン) を使用した。カーソル座標の記録には統合開発環境 Pycharm (JetBrains 社) を使用した。Tobii Experience、Miyasuku EyeConLT2、Pycharm は同一の PC に搭載した。本パソコンと課題提示用パソコンは同期コントローラー (AIMOS) を介してハンドヘルドキーボードと接続した。視線計測データは開発実行環境 R Studio を用いてヒートマップ化した。

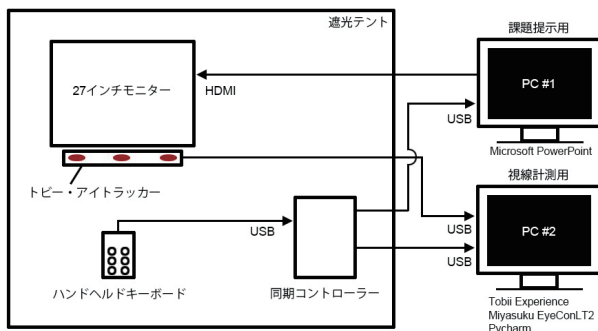


図1 本研究で開発した視線計測システム

2.4 精度検定

静止型マーカーを用いた精度検定において、参加者はまずモニターの中心に視線を位置し、任意のタイミングでハンドヘルドキーボードを押すことで、直径50ピクセルの赤い円形マーカーを提示された。マーカーの提示と同時に参加者はマーカーの中心を注視した。マーカーは以下の9点の座標に配置し、5秒ずつ注視させた。精度検定には後半3秒間の視線計測データを用いた。原点座標は画面の左上端である。

- マーカー 1: $x = 100$ ピクセル、 $y = 100$ ピクセル
- マーカー 2: $x = 100$ ピクセル、 $y = 980$ ピクセル
- マーカー 3: $x = 1820$ ピクセル、 $y = 100$ ピクセル
- マーカー 4: $x = 1820$ ピクセル、 $y = 980$ ピクセル
- マーカー 5: $x = 530$ ピクセル、 $y = 320$ ピクセル
- マーカー 6: $x = 530$ ピクセル、 $y = 760$ ピクセル
- マーカー 7: $x = 1390$ ピクセル、 $y = 320$ ピクセル
- マーカー 8: $x = 1390$ ピクセル、 $y = 760$ ピクセル
- マーカー 9: $x = 960$ ピクセル、 $y = 540$ ピクセル

動的マーカーを用いた精度検定において、参加者はまずモニターの中心に視線を位置し、任意のタイミングでハンドヘルドキーボードを押すことで、9個の升目のうち任意の1領域に300ピクセル×300ピクセルの青い四角形を提示された。ランダムな提示パターンを用いた場合、画面上にマーカーが無い時間帯はモニターの中心を注視し、マーカーが提示されるたびにマーカーの中心に視線を移すように指示した。マーカーは2.4秒おきにランダムに点灯し、1回のシグナルは0.8秒間持続的に点灯させた。またその倍速のものも用いた。マーカーが提示される可

能性のある領域の中心座標は以下の通りである。

- 位置 1: $x = 600$ ピクセル、 $y = 180$ ピクセル
- 位置 2: $x = 960$ ピクセル、 $y = 180$ ピクセル
- 位置 3: $x = 1320$ ピクセル、 $y = 180$ ピクセル
- 位置 4: $x = 600$ ピクセル、 $y = 540$ ピクセル
- 位置 5: $x = 960$ ピクセル、 $y = 540$ ピクセル
- 位置 6: $x = 1320$ ピクセル、 $y = 540$ ピクセル
- 位置 7: $x = 600$ ピクセル、 $y = 900$ ピクセル
- 位置 8: $x = 960$ ピクセル、 $y = 900$ ピクセル
- 位置 9: $x = 1320$ ピクセル、 $y = 900$ ピクセル

規則的な提示パターンを用いた場合は、常にマーカーの中心を眼で追うように指示した。マーカーの中心は $x = 1500$ ピクセル、 $y = 540$ ピクセルから、 $x = 420$ ピクセル、 $y = 540$ ピクセルまでを2.5秒かけて等速直線運動するようにした(432ピクセル/秒)。またその倍速のものも用いた(864ピクセル/秒)。

モニターへのマーカーの提示にはMicrosoft PowerPointを使用した。

2.5 ウェーブレット解析

眼球運動の解析にはフーリエ解析がしばしば利用される¹⁵⁾。しかしながら一般的なフーリエ変換技術では時間軸の情報が失われる。一方でウェーブレット解析では時間情報を保持したまま周波数成分を抽出することが可能である。そこで本研究ではウェーブレット解析を利用した。ウェーブレット解析はContinuous Wavelet Transform Ver 1.01 (wavelet.exe) を使用した。視線データは先行研究に基づいて3.0 Hzをカットオフ値とするローパスフィルタをかけ、ノイズを除去した¹⁶⁾。以下に示したガボール変換に対応するマザーウェーブレットを使用して、連続ウェーブレット変換を行った。

$$\Psi(t) = \frac{1}{2\sqrt{\pi}\sigma} e^{-\frac{t^2}{\sigma^2}} e^{-jt}$$

時系列データは取得した全ての座標データを使用し、減衰係数 $\sigma = 3.0$ とした。

マザーウェーブレットは変数 t をスケールパラメータ a とトランスレートパラメータ b によって以下の様に置き換えることで横方向に拡大縮小し、 t 軸上で移動させた。

$$t = \frac{(t-b)}{a}$$

これによってウェーブレット関数の組み合わせは以下の様に定義される。

$$\Psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (a, b \in \mathbb{R} \text{ and } a \neq 0)$$

またウェーブレット変換係数 W は以下の様に定義される。

$$W(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{\sqrt{|a|}} \overline{\Psi\left(\frac{t-b}{a}\right)} f(t) dt \quad (a, b \in \mathbb{R} \text{ and } a \neq 0)$$

スカログラムは周波数を縦軸に時間を横軸にとり、ウェーブレット変換係数の絶対値を高さとしたパワースカログラムとして出力した。

理論値と実測値から得られたパワースカログラムの継続的な一致度を調べる場合は、0.1秒間隔でウェーブレット変換係数の合計値を算出した。一方で、理論値と実測値から得られたパワースカログラムの各周波数帯における一致度を調べる場合は、0.03 Hz 間隔でウェーブレット変換係数の合計値を算出した。

2.6 探索課題

探索課題は、モニターの左側に探索対象となる記号が、右側に選択肢が10個記載されている。探索対象となる記号は、形情報と色情報の組み合わせによって複雑性の低いものと複雑性の高いものの2種類とした。複雑性の低い課題は色に関する情報が3つ（黒・緑・赤）、図形の形態に関する情報が2つ（丸・四角）含まれる。一方、複雑性の高い課題は色に関する情報が5つ（黒・緑・赤・黄・青）、図形の形態に関する情報は4つ（丸・四角・三角・星）含まれるようにした。被験者には提示された画面の左側に示された記号と同じものを、30秒以内に右の選択肢から探索するように指示した。また正解と思われる記号

を見つけた場合は、制限時間までその領域を注視するように指示した。各選択肢に対する視点の滞留時間は、選択肢の重心からx方向に±305ピクセル、y方向に±108ピクセルの領域に視点が滞留する時間の合計値として算出した。

2.7 統計処理と画像編集

視点の総軌跡長、注視点の滞留時間の統計学的検定には、カレイダグラフ4.5を使用した。多群検定ではフリードマンの検定を実施した後、2群間についてウィルコクソンの符号順位検定を行い、そのP値を検定の組み合わせ総数で除すボンフェローニ法で統計値の調整を行った。2群検定の場合はウィルコクソンの符号順位検定を行った。注視点のヒートマップは注視点の重心が位置した座標に対して、滞留時間に依存した大きさの円形および配色で作成した。スカログラムの理論値と実測値に対する相関はピアソン相関解析を用いて調べた。視点移動の周波数変化は、0.03 Hz 間隔のパワー積算頻度に対してコルモゴロフスミルノフ検定を実施して調べた。ピアソン相関係数の算出、影付きの折れ線グラフの作成、積算曲線のコルモゴロフスミルノフ検定にはいずれもR Studioを使用した。いずれの統計学的検定においても $P < 0.05$ で有意であると判断した。

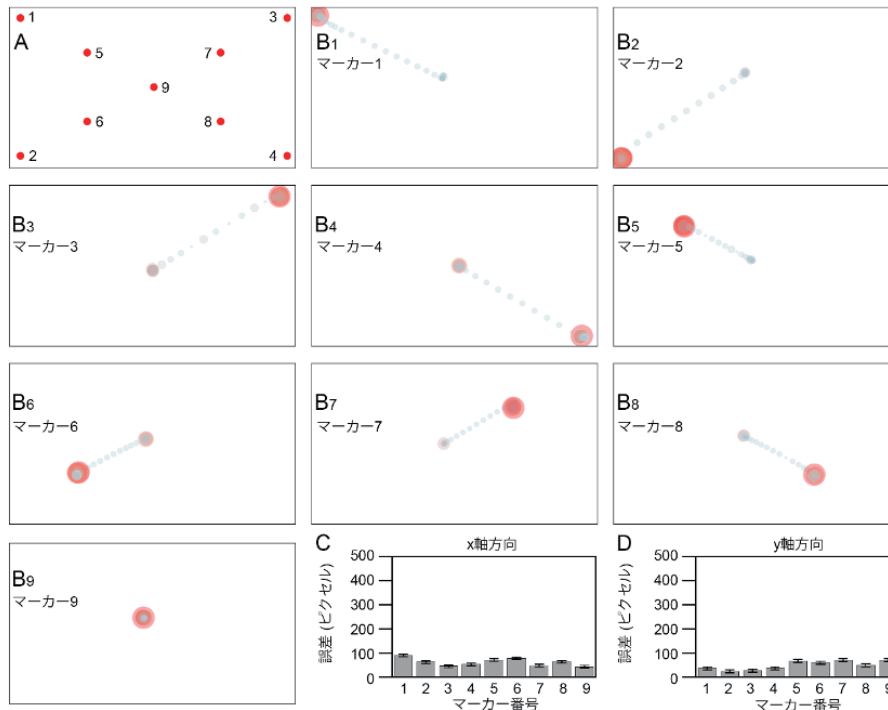


図2 静止型マーカーを用いた視線計測システムの測定誤差の検証。

(A) 使用した9種の静止型マーカー。(B) 各マーカー提示後5秒間の代表的な視点滞留時間のマッピング (B₁, マーカー1; B₂, マーカー2; B₃, マーカー3; B₄, マーカー4; B₅, マーカー5; B₆, マーカー6; B₇, マーカー7; B₈, マーカー8; B₉, マーカー9)。(C) 各マーカーの重心点と記録された視点のx方向誤差。(D) 各マーカーの重心点と記録された視点のy方向誤差。カラムは平均値±標準誤差 ($n = 7$ 参加者) を示す。統計学的検定はフリードマン検定を行った後、Post-hoc テストとしてウィルコクソンの符号順位検定を行い、ボンフェローニ法によるP値の調整を行った。

3. 結果

3.1 静止型マーカーを用いた精度検定

本研究ではまず、静止型マーカーを用いて、開発した視線計測システムの精度を調べた(図2)。注視させた9つの赤い円形マーカーの座標(図2A)と、各マーカーに対する視線計測データ(図2B)の重心点について、x方向とy方向に分けて誤差を測定した。x方向の計測誤差は、マーカー1では 90.1 ± 19.7 ピクセル(2.8 ± 0.6 cm)、マーカー2では 63.2 ± 11.2 ピクセル(2.0 ± 0.3 cm)、マーカー3では 46.2 ± 11.9 ピクセル(1.4 ± 0.4 cm)、マーカー4では 54.0 ± 14.9 ピクセル(1.7 ± 0.5 cm)、マーカー5では 71.8 ± 14.3 ピクセル(2.2 ± 0.4 cm)、マーカー6では 79.2 ± 12.9 ピクセル(2.5 ± 0.4 cm)、マーカー7では 48.6 ± 13.6 ピクセル(1.5 ± 0.4 cm)、マーカー8では 64.8 ± 25.9 ピクセル(2.0 ± 0.8 cm)、マーカー9では 43.8 ± 8.3 ピクセル(1.4 ± 0.6 cm)であった(図2C)。またy方向の計測誤差は、マーカー1では 37.4 ± 7.8 ピクセル(1.2 ± 0.2 cm)、マーカー2では 25.6 ± 8.9 ピクセル(0.8 ± 0.3 cm)、マーカー3では 28.2 ± 5.4 ピクセル(0.9 ± 0.2 cm)、マーカー4では 37.6 ± 11.9 ピクセル(1.2 ± 0.4 cm)、マーカー5では 68.6 ± 19.2 ピクセル(2.1 ± 0.6 cm)、マーカー6では 60.5 ± 12.5 ピクセル(1.9 ± 0.4 cm)、マーカー7では 70.7 ± 24.9 ピクセル(2.2 ± 0.8 cm)、マーカー8では 50.2 ± 13.8 ピクセル(1.6 ± 0.4 cm)、マーカー9では 71.1 ± 19.6 ピクセル(2.2 ± 0.6 cm)であった(図2D)。これらの誤差について、x方向にもy方向にも特定の部位における突出した誤差はなかった($P > 0.00139$)。

セル(1.2 ± 0.4 cm)、マーカー5では 68.6 ± 19.2 ピクセル(2.1 ± 0.6 cm)、マーカー6では 60.5 ± 12.5 ピクセル(1.9 ± 0.4 cm)、マーカー7では 70.7 ± 24.9 ピクセル(2.2 ± 0.8 cm)、マーカー8では 50.2 ± 13.8 ピクセル(1.6 ± 0.4 cm)、マーカー9では 71.1 ± 19.6 ピクセル(2.2 ± 0.6 cm)であった(図2D)。これらの誤差について、x方向にもy方向にも特定の部位における突出した誤差はなかった($P > 0.00139$)。

3.2 動的マーカーを用いた精度検定

次に、我々は動的マーカーを用いて、開発した視線計測システムの精度を調べた(図3)。動的マーカーはランダムに提示されるマーカー(図3A)と規則的に動くマーカー(図3B)の2種類を用いた。2.4秒/回でランダム提示されるマーカーを用いた場合、視点のx座標およびy座標は、マーカーの提示に応じて偏位していた(図3C)。1.2秒/回でランダム提示されるマーカーを用いた場合、視点のx座標およびy座標はマーカーの提示に応じて偏位していたが、特に初期において偏位の遅れが見られた(図3D)。次にマーカーの重心とモニターの中心座標から求めた視点移動距離の理論値と、記録された座標から求

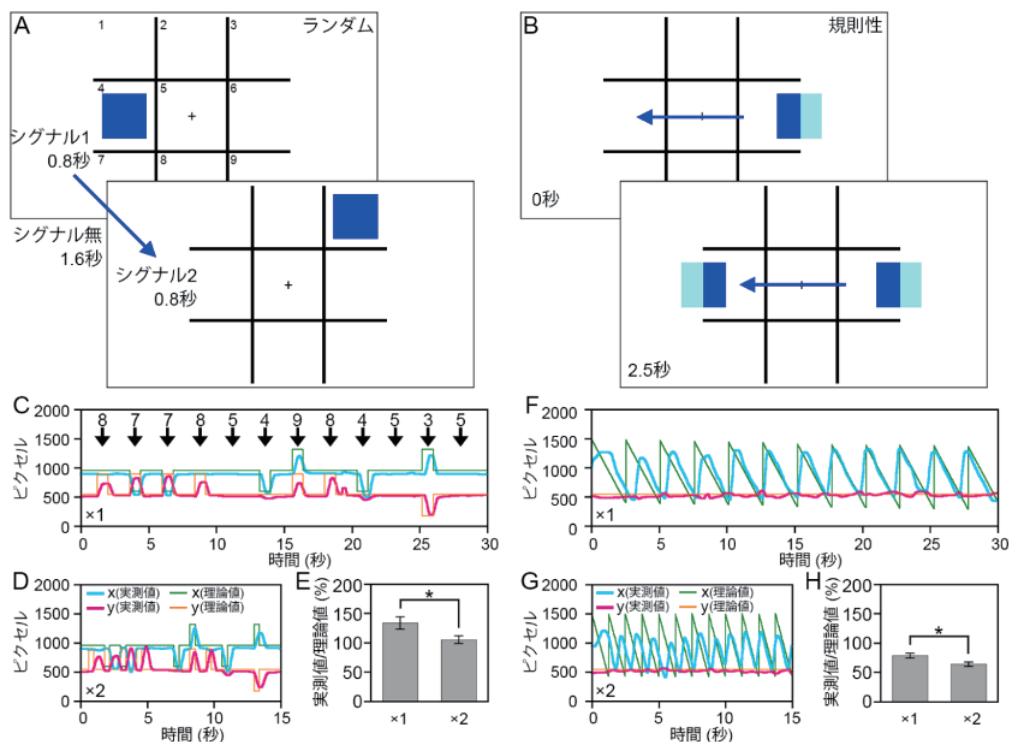


図3 動的マーカーを用いた視線計測システムの測定精度の検証。

(A) ランダム提示マーカーの例。9個の升目のうち任意の1領域が0.8秒間点灯する。その後1.6秒間の消灯時間を経て、任意の1領域が0.8秒間点灯する。これを12回繰り返す。(B) 規則性横移動マーカーの例。マーカーは9個の升目の右端から現れ、左端へ2.5秒間かけて移動し消失する。消失と同時に右端には新たなマーカーが現れる。これを12回繰り返す。(C) 2.4秒/回(×1)でランダム提示されるマーカーを用いた場合の、代表的な視点座標の時系列プロット。(D) 1.2秒/回(×2)でランダム提示されるマーカーを用いた場合の、代表的な視点座標の時系列プロット。(E) シアンはx座標実測値の変化、マゼンダはy座標実測値の変化、緑はx座標理論値の変化、オレンジはy座標理論値の変化をそれぞれ示す。矢印は信号が提示されたタイミングを示し、番号はマーカーの提示位置を示す。(F) 視点移動距離の理論値と実測値の比率。(G) 432ピクセル/秒(×1)で規則的に横移動するマーカーを用いた場合の、代表的な視点座標の時系列プロット。(H) シアンはx座標実測値の変化、マゼンダはy座標実測値の変化、緑はx座標理論値の変化、オレンジはy座標理論値の変化をそれぞれ示す。(I) 視点移動距離の理論値と実測値の比率。カラムは平均値±標準誤差を示す($n = 7$ 参加者)。統計学的検定はウィルコクソンの符号順位検定を用いた。* $P < 0.05$ を示す。

めた視点移動距離の実測値の比率を調べた。2.4秒/回でランダム提示されたマーカーを用いた場合は理論値と実測値の比率が $134.1 \pm 10.8\%$ 、1.2秒/回で提示されたマーカーを用いた場合はその比率が $105.7 \pm 6.4\%$ であり、提示速度の上昇に伴う視点の総移動距離が有意に低下したものの、いずれの場合も100%前後であった(図3E)。

432ピクセル/秒で規則的に横移動するマーカーを用いた場合、視点のx座標はマーカーの移動に応じて偏位していたが、初期においてやや偏位の遅れが見られ、視点の移動範囲も理論的範囲よりやや狭かった。y座標に大きな偏位は見られなかった(図3F)。864ピクセル/秒で横移動するマーカーを用いた場合、視点のx座標はマーカーの移動に応じて偏位していたが、中期に至るまでやや偏

位の遅れが見られ、視点の移動範囲も理論的範囲より狭かった。一方で、視点のy座標には大きな偏位は見られなかった(図3G)。次にマーカーの重心から求めた視線移動距離の理論値と、記録された座標から求めた視点移動距離の実測値の比率を調べた。432ピクセル/秒で横移動するマーカーを用いた場合は、その比率が $79.2 \pm 4.0\%$ であった。さらに、864ピクセル/秒で横移動するマーカーを用いた場合は、その比率が $64.4 \pm 3.8\%$ まで有意に低下した(図3H)。

3.3 ウェーブレット解析を用いた視線計測の妥当性と有効性の検討

次に我々はウェーブレット解析を用いて、理論値と実

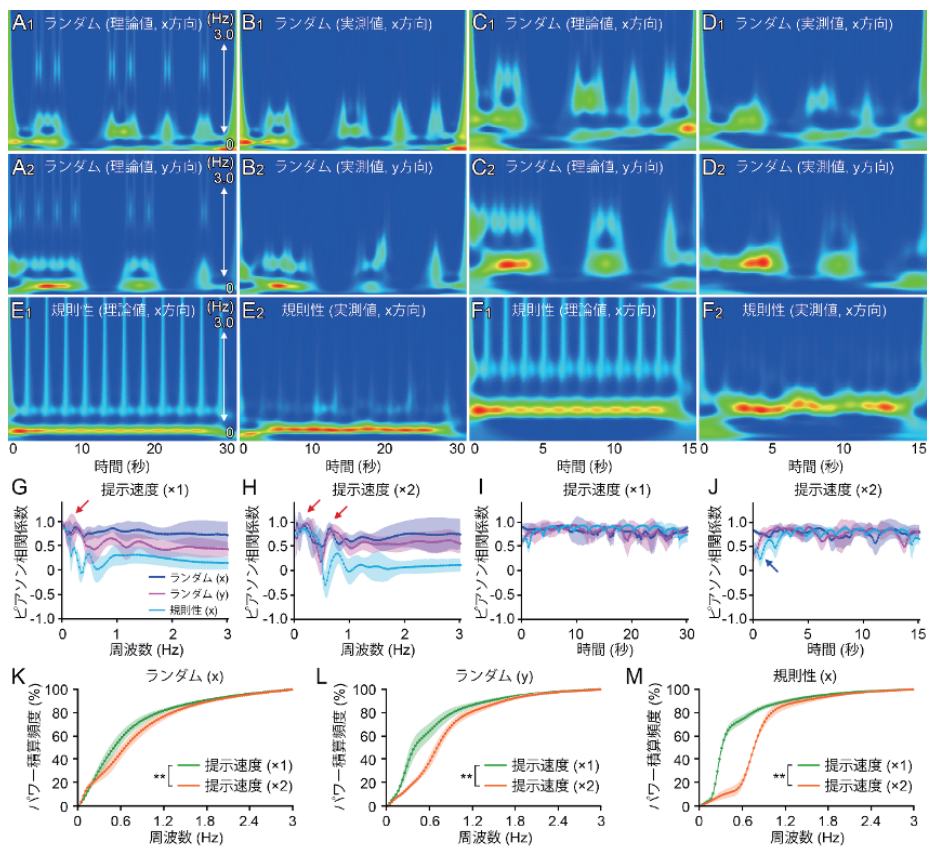


図4 ウェーブレット解析による滑動性眼球運動の検出。

(A) 2.4秒/回でランダム提示されるマーカーの理論的重心座標を用いて算出された、x方向(A₁)とy方向(A₂)の代表的なスカログラム。(B) 2.4秒/回でランダム提示されるマーカーの実測視点座標を用いて算出されたx方向(B₁)とy方向(B₂)の代表的なスカログラム。(C) 1.2秒/回でランダム提示されるマーカーの理論的重心座標を用いて算出された、x方向(C₁)とy方向(C₂)の代表的なスカログラム。(D) 1.2秒/回でランダム提示されるマーカーの実測視点座標を用いて算出されたx方向(D₁)とy方向(D₂)の代表的なスカログラム。(E) 432ピクセル/秒で規則的に横移動するマーカーの理論的重心座標(E₁)と実測視点座標(E₂)を用いて算出された代表的なスカログラム。(F) 864ピクセル/秒で規則的に横移動するマーカーの理論的重心座標(F₁)と実測視点座標(F₂)を用いて算出された代表的なスカログラム。(G) 2.4秒/回もしくは432ピクセル/秒の横移動で提示されるマーカーを用いた場合の、理論的重心座標を用いて算出された周波数別パワーと、実測の視点座標を用いて算出された周波数別パワーの相関。(H) 1.2秒/回もしくは864ピクセル/秒の横移動で提示されるマーカーを用いた場合の、理論的重心座標を用いて算出された周波数別パワーと、実測の視点座標を用いて算出された周波数別パワーの相関。(I) 2.4秒/回もしくは432ピクセル/秒の横移動で提示されるマーカーを用いた場合の、理論的重心座標を用いて算出された経時的パワーと、実測の視点座標を用いて算出された経時的パワーの相関。(J) 1.2秒/回もしくは864ピクセル/秒の横移動で提示されるマーカーを用いた場合の、理論的重心座標を用いて算出された経時的パワーと、実測の視点座標を用いて算出された経時的パワーの相関。青はランダム提示マーカーのx座標を対象とした相関係数、マゼンダはランダム提示マーカーのy座標を対象とした相関係数、シアンは規則性横移動マーカーのx座標を対象とした相関係数を示す。赤矢印は高い相関を示す部分を示す。青矢印はマーカー提示直後に相関が低い部分を示す。(K) ランダム提示マーカーのx座標を対象とした周波数別パワーの分布。(L) ランダム提示マーカーのy座標を対象とした周波数別パワーの分布。(M) 規則性横移動マーカーのx座標を対象とした周波数別パワーの分布。緑は2.4秒/回もしくは432ピクセル/秒の横移動で提示されるマーカーを用いた場合、橙は1.2秒/回もしくは864ピクセル/秒の横移動で提示されるマーカーを用いた場合を示す。すべての折れ線グラフは平均値を、影はそれぞれの95%信頼区間を示す。統計学的検定はコルモゴロフ-スミルノフ検定を用いた。** $P < 0.01$ を示す。

測値から得られたパワースカログラムがどの程度一致しているかを調べた(図4)。2.4秒/回でランダム提示されるマーカを用いた場合、x座標およびy座標の理論値から算出されたスカログラム(図4A)は、実測の座標から算出されたスカログラムと高い類似性を示したが、1.5 Hz以上の成分は理論値から算出されたスカログラムで選択的に見られた(図4B)。1.2秒/回でランダム提示されるマーカを用いた場合、x座標およびy座標の理論値から算出された周波数(図4C)は、2.4秒/回で提示された場合に比べて高くなったが、実測の座標から算出されたスカログラムとは高い類似性を示した(図4D)。一方で、1.5 Hz以上の成分は理論値から算出されたスカログラムで選択的に見られた(図4D)。432ピクセル/秒で横移動するマーカを用いた場合、x座標の理論値から算出されたスカログラムは、実測の座標から算出されたスカログラ

ムと高い類似性を示したが、2~3 Hzでスパイク状に観察される成分は理論値から算出されたスカログラムで選択的に見られた(図4E)。864ピクセル/秒で横移動するマーカを用いた場合、x座標の理論値から算出された周波数は、432ピクセル/秒で提示された場合に比べて高くなったが、実測の座標から算出されたスカログラムとは高い類似性を保持していた(図4F)。一方で2~3 Hzでスパイク状に観察される成分は理論値から算出されたスカログラムで選択的に見られた(図4F)。

次に理論値から算出されたスカログラムと、実測値から算出されたスカログラムの類似性を調べた。2.4秒/回でランダム提示されるマーカを用いた場合、x方向、y方向共に0.5 Hz以下の領域において高い相関がみられた(図4G)。また432ピクセル/秒で横移動するマーカを用いた場合も0.5 Hz以下の領域で高い相関がみられた(図

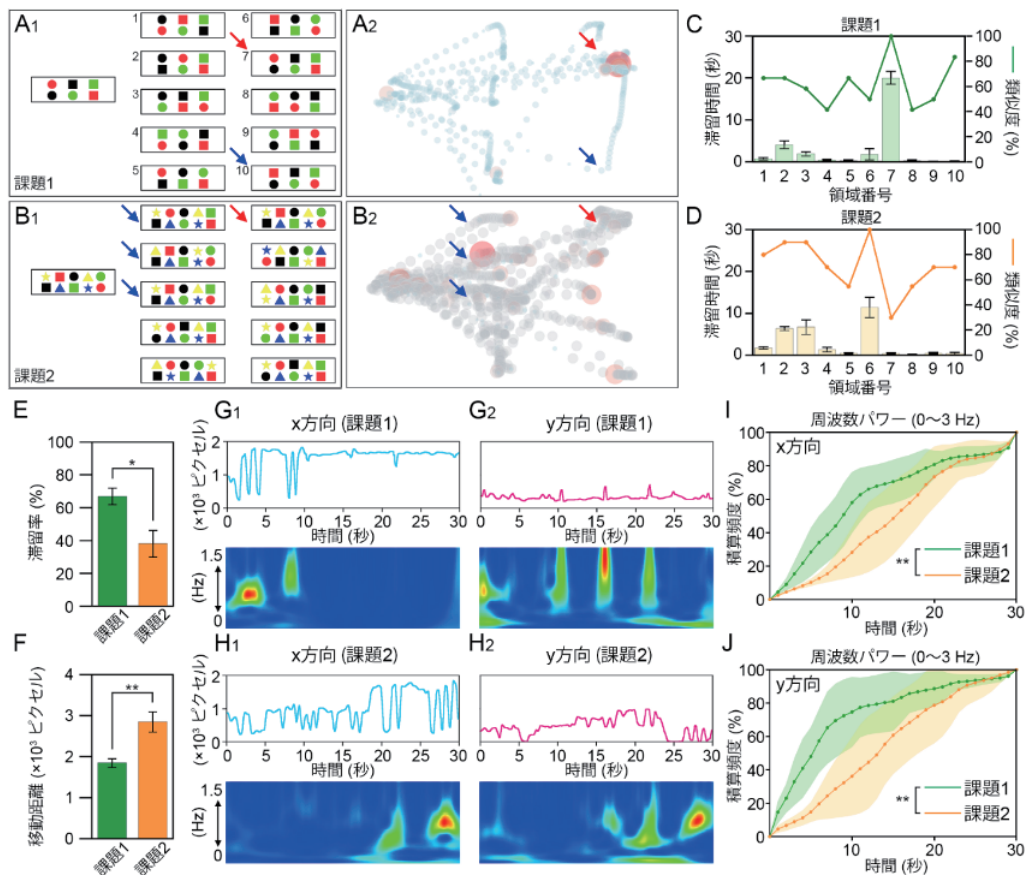


図5 探索課題実施中の視線計測。

(A) 複雑性の低い探索課題を用いた場合の視線。(A₁) 色情報3種、形態情報2種の探索課題(課題1)。(A₂) 課題1を提示した場合の代表的な視点滞留時間のマッピング。赤矢印は正解を、青矢印は色と形態について80%以上の類似性を示す選択肢を示す。(B) 複雑性の高い探索課題を用いた場合の視線。(B₁) 色情報5種、形態情報4種の探索課題(課題2)。(B₂) 課題2を提示した場合の代表的な視点滞留時間のマッピング。赤矢印は正解を、青矢印は色と形態について80%以上の類似性を示す選択肢を示す。(C) 課題1を提示した場合の、各選択肢に対する視点滞留時間と選択肢の類似率の関係。薄緑のカラムは各選択肢に対する視点の滞留時間を、緑の折れ線は正解に対する選択肢の類似率を示す。(D) 課題2を提示した場合の、各選択肢に対する視点滞留時間と選択肢の類似率の関係。薄橙のカラムは各選択肢に対する視点の滞留時間を、橙の折れ線は正解に対する選択肢の類似率を示す。(E) 正解へ視点が滞留した時間の割合(緑、課題1; 橙、課題2)。(F) 視点の総軌跡長(緑、課題1; 橙、課題2)。(G) 課題1を提示した場合の、x方向(G₁, シアン)およびy方向(G₂, マゼンダ)における視点移動のウェーブレット解析。上段は視点座標の変化を、下段はウェーブレット解析で得られたパワースカログラムを示す。(H) 課題2を提示した場合の、x方向(H₁, シアン)およびy方向(H₂, マゼンダ)における視点移動のウェーブレット解析。上段は視点座標の変化を、下段はウェーブレット解析で得られたパワースカログラムを示す。(I) x方向について各時間におけるパワーの存在率を積算曲線で示す。緑は課題1を提示した場合、橙は課題2を提示した場合を示す。各折れ線周辺の影は、95%信頼区間を示す。(J) y方向について各時間におけるパワーの存在率を積算曲線で示す。緑は課題1を提示した場合、橙は課題2を提示した場合を示す。各折れ線周辺の影は、95%信頼区間を示す。カラムは平均値±標準誤差を示す($n = 7$ 参加者; C-F)。統計学的検定はウィルコクソンの符号順位検定を用いた(C-F)。積算曲線の統計学的検定はコルモゴロフスミルノフ検定を用いた(I, J)。* $P < 0.05$, ** $P < 0.01$ を示す。

4G)。1.2 秒 / 回でランダム提示されるマーカーを用いた場合、x 方向、y 方向共に 0.5 Hz 以下に加えて 0.5 ~ 1.0 Hz の領域でもやや高い相関がみられた (図 4H)。一方で 864 ピクセル / 秒で横移動するマーカーを用いた場合は、0.5 Hz 以下の領域でのみ高い相関がみられた (図 4H)。

次に理論値から算出されたスカログラムと、実測値から算出されたスカログラムの経時的な類似性を調べた。2.4 秒 / 回でランダム提示されるマーカーを用いた場合、x 方向、y 方向共に、全ての時間帯で高い相関を示した (図 4I)。432 ピクセル / 秒で横移動するマーカーを用いた場合も同様であったが、マーカー提示直後にやや相関が低い時間帯が存在した (図 4I)。一方で、1.2 秒 / 回でランダム提示されるマーカーを用いた場合、x 方向では全ての時間帯で高い相関を示したが、y 方向ではマーカー提示直後の相関が低い時間帯が顕在化した (図 4J)。864 ピクセル / 秒で横移動するマーカーを用いた場合も同様に、マーカー提示直後の相関が低い時間帯が顕在化していた (図 4J)。

さらに、マーカーの提示速度の違いに伴う周波数パワーの相違を調べるために、0.03 Hz ごとのパワーを算出し、その積算分布を比較した。ランダムに提示されるマーカーを用いて測定した視点の x 座標を対象として解析した場合、マーカーの提示速度が速くなることで、滑動性眼球運動が高周波化した (図 4K)。同様の結果が y 座標を対象として解析した場合にも得られた (図 4L)。規則的に横移動するマーカーを用いて測定した視点の x 座標を対象として解析した場合もまた、マーカーの提示速度が速くなることで滑動性眼球運動が高周波化した (図 4M)。

3.4 探索課題実施中の視線計測

最後に我々は、探索課題を実施している際の視線計測を行った (図 5)。記録された視点の軌跡をヒートマップとしてプロットすると、複雑性の低い探索課題 (図 5A₁) では正解へたどり着くまでに視点があまり動かず、正解への視点滞留時間が長かった (図 5A₂)。一方で、複雑性の高い課題 (図 5B₁) では視点が長い距離を移動し正解への視点滞留時間が短かった (図 5B₂)。各選択肢に対する視点の滞留時間を比較すると、正解を含む領域への視点滞留時間は複雑性の低い探索課題で長く、複雑性の高い探索課題では短かった (図 5C, D)。興味深いことに複雑性が低い探索課題では、正解と比べて 80% 以上の類似性を持つ選択肢であっても視点の滞留時間は短かった (図 5C)。一方で複雑性が高い探索課題では、正解と比べて 80% 以上の類似性を持つ選択肢に対しては視点滞留時間が長くなった (図 5D)。正解を含む領域への視点の滞留割合は、複雑性の低い課題に比べて複雑性の高い課題で低かった (図 5E)。視点の総移動距離は、複雑性の低い課題に比べて複雑性の高い課題で長かった (図 5F)。次に 1.5 Hz 以下の低周波成分の経時的変化をウェブ

レット解析によって調べたところ、複雑性の低い探索課題では x 方向、y 方向ともに早期~中期で強いパワーが見られ後期にはほとんど見られなかった (図 5G)。一方で、複雑性の高い探索課題では x 方向、y 方向ともに後期で比較的強いパワーが見られた (図 5H)。各時間におけるパワー存在率を比較すると、x 方向の 0.3 Hz の周波数パワーの分布は、複雑性の高い課題実施中で遅く、複雑性の低い課題実施中で早かった (図 5I)。また y 方向についても同様の結果が得られた (図 5J)。

4. 考察

4.1 視線データの 2 次元空間解析における本システムの有効性

視線計測の科学的利用では、視点のデータを如何に正確かつリアルタイムに座標化できるかが鍵となる。本研究で利用した Tobii Eye Tracker 5 は元々ゲーミングツールであるが、アップグレードキーを使用することで視点の座標記録が可能であった。現在でも Tobii Eye Tracker 5 は 2~3 万円で入手することが可能であるが、アップグレードキーは生産が終了している。すなわち現状では安価に科学的利用が可能なアイトラッカーは手に入りにくい。近年のウェアラブル視線計測装置は、眼前の視覚刺激と視点座標の記録を指定された解像度で同時に実施することができ、多様性と範囲の制限が無い視覚刺激に対して視線計測が可能である。このような機器の例として 2013 年に販売されたトビー・テクノロジー株式会社のアイトラッカー X2 がある。ところがこの機器は低価格を謳っているものの機材が 99 万円、ソフトウェアが 40 万と容易に手を出せる価格とは言い難い。他にも、学術研究やマーケティングリサーチに利用されるアイトラッカーは機材のみでも 100 万円を超えるものが大多数である。一方で、本システムの開発に要した総額は 70000 円弱であり、この価格は近年のウェアラブル型アイトラッカーに比べて 10 分の 1 以下の価格であり、極めて経済的であった。

Miyasuku Eye ConLT2 は重度障害者が眼球運動を利用して意思伝達を行うために開発されたツールであり、約 5000 円で入手が可能である。このソフトウェアに対応したモニターキーボード Miyasuku Keyboard は横 14 列、縦 5 列に正方形型で 50 音を始めとするキーが配列されており、単一キーのピクセルサイズは約 140 ピクセル四方であると考えられる。本研究の静止型マーカーを用いた精度検定では、マーカーの重心座標と視点の誤差が概ね上下左右に 100 ピクセル以内に収まっていたことから、Miyasuku Eye ConLT2 を用いた視点の座標変換は、安価で十分な精度を有するものであると考えられる。この正確性は視覚科学的にも重要である。視覚は視角約 2.5 度に含まれる中心視とその外部である周辺視に分けられる¹⁷⁾。

例えば日常における姿勢制御においては、中心視よりも周辺視の方が重心動揺のコントロールに対して大きな影響を与えることが知られており、視覚刺激を与える場合は中心視と周辺視を切り分けて考える必要性がしばしばある^{18,19)}。本研究の測定条件では、静止型マーカーを注視した場合においてx方向に 1.94 ± 0.16 cm、y方向に 1.56 ± 0.19 cmの測定誤差が生じた。モニターから参加者の立ち位置までの距離から計算すると、この誤差はx方向の視角 1.85 ± 0.16 度、y方向の視角 1.49 ± 0.18 度であり、そのほとんどが中心視に含まれる。さらに、探索課題実施時の注視点は上下の視角約6度にある別の選択肢の重心とも判別が可能であった。従って、本システムはある程度中心視と周辺視を切り分けることが可能であることを示す。以上のことから、本システムは、モニターベースで実施される視線計測において高い有用性を持つと言える。

Tobii Eye Tracker 5は27インチモニターが使用できる最大サイズのモニターである。健常者の日常生活では、視覚情報は27インチモニターよりも圧倒的に広範囲から入力される²⁰⁾。27インチモニターを用いた場合、モニター画面の領域はx方向の視角が最大約45度、y方向の視角が最大約16度であり、確かに中心視と周辺視の両領域が含まれるが、モニターの四隅が絶対座標になり得ることから、日常生活に近い動的な周辺視の影響を標的とした研究はやや難しい。このため、より自然界に近い広視野映像の提示や頭部の大きな移動を伴うバーチャルリアリティ条件で視線計測を行うためには、現行のシステムでは困難でありウェアラブルデバイスに頼らざるを得ないであろう。

4.2 視線計測における周波数解析の有効性

重心動揺や視線計測など、2次元平面上に軌跡として得られるデータの解析では、しばしば周波数解析が使用される^{21,22)}。さらに動的マーカーや探索課題を用いて取得した視線データのウェーブレット解析によって、対象物を眼で追うときの滑動性眼球運動は3.0 Hz以下の周波数帯を重点的に解析することで捉えることができることが明らかになった。後頭葉視覚野や前頭眼野が関わる滑動性の追従眼球運動の場合、網膜中心窩が発達したヒトでは、約 50° /秒までを実施できるといわれる^{23,24)}。本研究で用いた規則性横移動マーカーは、遅いもので 12° /秒、倍速でも 24° /秒であり十分に滑動性眼球運動で追尾できる範囲であった。マーカーの重心座標を用いたウェーブレット解析では、マーカーの移動周波数が1 Hzであった。この対象物の移動速度を周波数の観点から見た場合、サルを対象とした研究では、0.8 Hz以下で移動する対象物は十分に滑動性眼球運動で追尾できるが、2.0 Hzで移動する対象物の追尾は不完全であることが報告されている²⁵⁾。以上のことから、理論的座標と実測座標からウェーブレッ

ト解析によって得られた結果が1.0 Hzを下回る成分において高い相関を示していたことは妥当であると考えられる。興味深いことに、本研究で使用した2種の動的マーカーでは、マーカーの提示速度が速くなることによって滑動性眼球運動が安定化しにくくなっていた。今後、より高速で提示されるシグナルを用いた比較解析が必要ではあるが、2.0 Hz以上で移動する対象物の追尾能力が低下することを裏付ける結果であると考えられる。

一方で、眼球運動には対象物を追う滑動性眼球運動以外にも、マイクロサッケード(フリック)・ドリフト・トレモアなどの不随意的な微小眼球運動(固視微動)があることが知られている²⁶⁾。この固視微動は、対象物に対して眼球の位置を補正するために滑動性眼球運動と混在して起こることがあり、最も低いマイクロサッケードでも1~3 Hz²⁷⁾、高いトレモアでは80 Hzを超える比較的高周波成分であることが明らかにされている²⁸⁾。一般的に、視点の停留点を調べるためには5 Hz以上の計測速度が、サッケードを観察するためには20 Hz以上の計測速度が必要であると言われる²⁹⁾。本研究で用いたPsycharmのTime.sleep関数では約67 Hzでのサンプリングが可能であり理論的にはサッケードの検出も可能である。本研究では先行研究に基づき0~3.0 Hzの周波数帯をウェーブレット解析の対象としたが、50 Hzを超える領域にもいくつかの大きなシグナルが検出された(未発表データ)。しかしながらこのシグナルはマーカーの理論的座標から時間周波数解析によって得られたスカログラムでも検出されており、固視微動に由来する周波数成分ではないと考えられた。従って、固視微動を正確に検出するためには眼球の電位差を計測する方法の様に、より精密な手法でデータ取得を行う必要がある。

4.3 本システムの課題

本研究で開発した視線計測システムには幾つかの課題がある。1つ目はサンプリング周波数に関する課題である。本システムでは約67 Hzでの視点座標記録に成功した。ただしPsycharmでは単純にTime.sleep関数を用いると、プログラム待機時間を0.01秒に設定しているものの、関数の呼び出しとループ内の処理の実行時間として一律に0.005秒程度の時間差が生じる。これが、サンプリング周波数が100 Hzになっていない原因である。この時間差はプログラムの複雑性によって変わるが、統合開発環境で単純なTime.sleep関数を用いて時間を記録した場合の限界点であり、完全に一定の時間間隔で記録を行うためには別の関数を使う様な工夫が必要である。しかしながら現在プログラムのバージョンアップを試みており、時間的誤差についてはほぼ解決している。2つ目は測定可能範囲に関する課題である。27インチを超えるモニターを使用する場合や、VRシステムを用いる場合は異なる検出器を使用する必要がある。

また本研究にもいくつかの限界がある。1つ目はサンプルサイズの小ささである。本研究では7名の参加者を無作為にリクルートしたが、より多くのサンプルサイズで精度検定を行う必要がある。2つ目は参加者の属性である。本研究では健康な若齢の日本人を対象としたが、他の国籍や人種・年齢ではブルキニエ画像の得られ方が異なる可能性がある。従って本研究の結果を一般化することには注意が必要である。3つ目は探索課題の種類数である。探索課題実施中の“迷い”をより明確に定量化するためには、背景を暗転させた場合や、選択肢の類似率を変更した場合などの多様な課題を用いて、多方面からの検討が必要であると思われる。

参考文献

- 1) 教育機器編集委員会. 産業教育機器システム便覧. 386 (日科技連出版社, 1972).
- 2) Liang, Y., Hiley, M. & Kanosue, K. The effect of contact sport expertise on postural control. *PLoS One* 14, e0212334, doi:10.1371/journal.pone.0212334 (2019).
- 3) Schütz, A. C., Braun, D. I. & Gegenfurtner, K. R. Eye movements and perception: a selective review. *J Vis* 11, doi:10.1167/11.5.9 (2011).
- 4) Robinson, D. A. A METHOD OF MEASURING EYE MOVEMENT USING A SCLERAL SEARCH COIL IN A MAGNETIC FIELD. *IEEE Trans Biomed Eng* 10, 137-145, doi:10.1109/tbmel.1963.4322822 (1963).
- 5) Müller, J. A., Wendt, D., Kollmeier, B. & Brand, T. Comparing Eye Tracking with Electrooculography for Measuring Individual Sentence Comprehension Duration. *PLoS One* 11, e0164627, doi:10.1371/journal.pone.0164627 (2016).
- 6) Morgante, J. D., Zolfaghari, R. & Johnson, S. P. A Critical Test of Temporal and Spatial Accuracy of the Tobii T60XL Eye Tracker. *Infancy* 17, 9-32, doi:10.1111/j.1532-7078.2011.00089.x (2012).
- 7) Rinard, G. A., Matteson, R. W., Quine, R. W. & Tegtmeier, R. S. An infrared system for determining ocular position. *ISA Trans* 19, 3-6 (1980).
- 8) Cornsweet, T. N. & Crane, H. D. Accurate two-dimensional eye tracker using first and fourth Purkinje images. *J Opt Soc Am* 63, 921-928, doi:10.1364/josa.63.000921 (1973).
- 9) Prado, E. L. et al. Early Child Development Outcomes of a Randomized Trial Providing 1 Egg Per Day to Children Age 6 to 15 Months in Malawi. *J Nutr* 150, 1933-1942, doi:10.1093/jn/nxaa088 (2020).
- 10) Vinuela-Navarro, V., Erichsen, J. T., Williams, C. & Woodhouse, J. M. Saccades and fixations in children with delayed reading skills. *Ophthalmic Physiol Opt* 37, 531-541, doi:10.1111/opo.12392 (2017).
- 11) Niehorster, D. C., Andersson, R. & Nyström, M. Titta: A toolbox for creating PsychToolbox and Psychopy experiments with Tobii eye trackers. *Behav Res Methods* 52, 1970-1979, doi:10.3758/s13428-020-01358-8 (2020).
- 12) Ooms, K., Dupont, L., Lapon, L. & Popelka, S. Accuracy and precision offixation locations recorded with the low-cost EyeTribe tracker in different experimental set-ups. *J Eye Mov Res* 8, 1-24 (2015).
- 13) Gibaldi, A., Vanegas, M., Bex, P. J. & Maiello, G. Evaluation of the Tobii EyeX Eye tracking controller and Matlab toolkit for research. *Behav Res Methods* 49, 923-946, doi:10.3758/s13428-016-0762-9 (2017).
- 14) 今村成明. 簡易視線計測システムの開発. 1-6 (鹿児島, 2014).
- 15) Harris, C. M., Wallman, J. & Scudder, C. A. Fourier analysis of saccades in monkeys and humans. *J Neurophysiol* 63, 877-886, doi:10.1152/jn.1990.63.4.877 (1990).
- 16) Tarnowski, P., Kołodziej, M., Majkowski, A. & Rak, R. J. Eye-Tracking Analysis for Emotion Recognition. *Comput Intell Neurosci* 2020, 2909267, doi:10.1155/2020/2909267 (2020).
- 17) Strasburger, H., Rentschler, I. & Jüttner, M. Peripheral vision and pattern recognition: a review. *J Vis* 11, 13, doi:10.1167/11.5.13 (2011).
- 18) Amblard, B. & Carblanc, A. Role of foveal and peripheral visual information in maintenance of postural equilibrium in man. *Percept Mot Skills* 51, 903-912, doi:10.2466/pms.1980.51.3.903 (1980).
- 19) Paulus, W. M., Straube, A. & Brandt, T. Visual stabilization of posture. Physiological stimulus characteristics and clinical aspects. *Brain* 107 (Pt 4), 1143-1163, doi:10.1093/brain/107.4.1143 (1984).
- 20) Okuzumi, H., Haishi, K., Tanaka, A. & Kokubun, M. The Role of Foveal and Peripheral Visual Fields in Body Sway Control. *Equilibrium Res* 55, 474-478 (1996).
- 21) Sim, T. et al. Analysis of sensory system aspects of postural stability during quiet standing in adolescent idiopathic scoliosis patients. *J Neuroeng Rehabil* 15, 54, doi:10.1186/s12984-018-0395-6 (2018).
- 22) Veneri, G., Federighi, P., Rosini, F., Federico, A. & Rufa, A. Spike removal through multiscale wavelet and entropy analysis of ocular motor noise: a case study in patients with cerebellar disease. *J Neurosci Methods* 196, 318-326, doi:10.1016/j.jneumeth.2011.01.006 (2011).
- 23) Robinson, D. A. The mechanics of human smooth pursuit eye movement. *J Physiol* 180, 569-591, doi:10.1113/jphysiol.1965.sp007718 (1965).
- 24) Von Noorden, G. K. & Mackensen, G. Pursuit movements of normal and amblyopic eyes. An electro-ophthalmographic study. 1. Physiology of pursuit movements. *Am J Ophthalmol* 53, 325-336, doi:10.1016/0002-9394(62)91183-2 (1962).
- 25) Skinner, J., Buonocore, A. & Hafed, Z. M. Transfer function of the rhesus macaque oculomotor system for small-amplitude slow motion trajectories. *J Neurophysiol* 121, 513-529, doi:10.1152/jn.00437.2018 (2019).
- 26) Martinez-Conde, S., Macknik, S. L. & Hubel, D. H. The role of fixational eye movements in visual perception. *Nat Rev Neurosci* 5, 229-240, doi:10.1038/nrn1348 (2004).
- 27) Zuber, B. L., Stark, L. & Cook, G. Microsaccades and the velocity-amplitude relationship for saccadic eye movements. *Science* 150, 1459-1460, doi:10.1126/science.150.3702.1459 (1965).

- 28) Bolger, C., Bojanic, S., Sheahan, N. F., Coakley, D. & Malone, J. F. Dominant frequency content of ocular microtremor from normal subjects. *Vision Res* 39, 1911-1915, doi:10.1016/s0042-6989(98)00322-8 (1999).
- 29) Fischer, B. & Ramsperger, E. Human express saccades: extremely short reaction times of goal directed eye movements. *Exp Brain Res* 57, 191-195, doi:10.1007/bf00231145 (1984).