

視覚環境の評価と設計手法に関する研究 (その2)

— 視線検出装置の測定精度の評価 —

沢田 英一
(技術研究所)羽根 義
(技術研究所)

§ 1. はじめに

首都圏における住居およびオフィスの過密化が慢性化しつつあり、土地の有効利用が重要な検討課題になっている。このような背景のもと、地下空間や超々高層建築といった未利用な空間が注目を集めている。

しかしながら、このような閉鎖的な空間を就労や居住に利用する場合、圧迫感や画一感といったネガティブな印象が生じやすく、加えて人工的な環境になりやすい。したがって、このような環境下では、ユーザーにとって好ましい空間を創出することが重要になってくる。しかしながら設計者は、これらの空間に対して未体験のため、一般の住宅やオフィスに適用する経験則を用いることは難しいことから、閉鎖的な空間を「好ましい」環境として設計する手法は確立されていないのが現状であろう。このような場合、コンピュータグラフィックス (CG) や模型による模擬空間の刺激を用いて事前に評価する手法がよく用いられるが、漠然とした印象評価が行なわれるのみで、どの設計要素がどのような印象評価に影響を与えているのか、どの設計要素を改善すればどのような効果が得られるのかといった設計上の問題点や改善策を提示できる手法は構築されていない。

筆者らは、前報において、人間の認知構造に対して「能動的意味づけ過程」を導入し、「視ること」あるいは「視線とは何か」ということに関して仮説立てを行なった¹⁾。さらに、この仮説にもとづき、「視線検出法」として眼球運動を用いた環境評価手法を提案した。眼球の動きおよび注視点を抽出することによって、「好ましい」環境を評価するときに重要な役割を果たす設計要素が抽出できると考察されたからである。

提案した視線検出法による評価手法の信頼性を高めるためには、視線検出装置によって計測された注視点と設計要素との対応づけが不可欠である。しかしながら、視線検出装置によって計測された注視点がどの程度の精度を有しているかは不明である。

したがって、本報告では、視線検出装置の測定精度を評価するとともに、生じた誤差を補正する手法を提案し、その信頼性を評価した。

§ 2. 視線検出法の測定原理

本研究では、視線検出装置 EMR-600 (株式会社 制) を用いて視線を検出している。本節では EMR-600 の測定原理を概説し、これに起因する誤差を考察する。

2.1 眼球運動の検出原理について

EMR-600 は、眼球運動の検出方式として角膜反射方式を採用している。角膜反射方式では、眼前においた LED の角膜反射によって生じるプルキンエーサンソン (Purkinje-Sanson) 像の移動量を検出し、眼球の回転角に変換する方式が用いられる。Purkinje-Sanson 像のうち、一般に I~IV までの 4 つの像が用いられるが、中でも第 1 像は最も明るいため眼科臨床でよく用いられる²⁾。この像は瞳孔面より後方の水晶体付近にできており、EMR-600 でもこの像を使用している。

次に角膜反射方式について述べる³⁾。いま、眼前 25mm の位置に LED を置いたとすると、LED の光は角膜で反射し、図-1 中の点 P に Purkinje-Sanson 像ができる。この像ができる位置 h は、角膜の曲率半径を 8mm の凸球

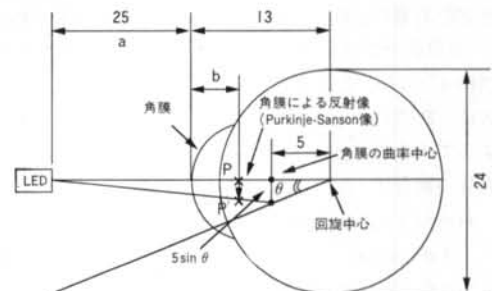


図-1 EMR-600の眼球運動の検出原理

面 ($f = 4 \text{ mm}$) とすると,

$$1/b = yf + 1/a = 1/4 + 1/25$$

$$\therefore b = 3.45$$

となる. 次に眼が回転角 θ だけ移動したとすると, Purkinje-Sanson 像も移動し, P' の位置にくる. このときの移動量 x は, 次式で表わされる.

$$x \approx 28.45/33 \times 5 \sin \theta$$

この原理に基づき, EMR-600 は眼球運動による Purkinje-Sanson 像の移動量を検出し, これを眼球の回転角に変換している.

しかしながら実際の角膜は球面でなく⁴⁾, さらに回転の中心部も移動することが知られている⁵⁾. これらの大きさやズレなどは個人によって異なっていることから, 個人ごとに初期補正を行なっている.

2.2 初期補正について

初期補正では, 視野画像上での座標と眼球の回転角度との対応づけが行なわれ, EMR-600 の場合, 13個の座標点が用いられる. ここでは座標と回転角との対応づけが行なわれるだけであるので, 座標点の取り方は任意である. しかしながら, 次節で述べるように, 座標の推定は二次方程式を用いて行なわれるため, 初期補正の範囲外での精度は悪くなる. したがって, 測定対象と同じ視野範囲で初期補正の座標を設定する必要がある.

加えて, 初期補正を行なうときの視距離と測定対象までの視距離とが異なると視野カメラと視線とのパララックスが生じ, 初期補正時の視野画像と測定時の視野画像とにズレが生じ, 測定精度に影響を及ぼす. このことから, 測定対象とほぼ同じ視距離で初期補正を行なう必要がある.

2.3 視線の座標検出の原理について

視線の座標検出を行なうためには, 初期補正によって補正係数を求める必要がある.

まず, 初期補正用のボードを用いて, 指示点を注視するときの右目の回転 (x_{RI}, y_{RI}) および左目の回転 (x_{LI}, y_{LI}) を位置センサーによって計測し, 合計 13 個のデータ ($i=1, \dots, 13$) を作成する.

次に, 次式によって補正係数 a_0, \dots, d_5 を最小二乗法によって求める.

右目の場合:

$$x_i = a_0 + a_1 x_{RI} + a_2 y_{RI} + a_3 x_{RI} x_{RI} + a_4 x_{RI} y_{RI} + a_5 y_{RI} y_{RI} \quad \dots\dots(1)$$

$$y_i = b_0 + b_1 x_{RI} + b_2 y_{RI} + b_3 x_{RI} x_{RI} + b_4 x_{RI} y_{RI} + b_5 y_{RI} y_{RI} \quad \dots\dots(2)$$

左目の場合:

$$x_i = c_0 + c_1 x_{LI} + c_2 y_{LI} + c_3 x_{LI} x_{LI} + c_4 x_{LI} y_{LI} + c_5 y_{LI} y_{LI} \quad \dots\dots(3)$$

$$y_i = d_0 + d_1 x_{LI} + d_2 y_{LI} + d_3 x_{LI} x_{LI} + d_4 x_{LI} y_{LI} + d_5 y_{LI} y_{LI} \quad \dots\dots(4)$$

ただし, i : 注視場所 ($i=1, \dots, 13$)

視線を出力する場合には, 位置センサーによって左右の視線を検出し, これに補正係数を乗じ, 式(1)~(4)にもとづいて補正された視線をモニターに出力する. この際, 座標系は視野カメラの画像が基準となる. したがって頭部が動き, 視野画像が変化すると, 座標系も変化する.

また, 初期補正が正確に行なわれた場合でも, 初期補正で指示された点以外では座標推定による誤差が生じる可能性がある.

§ 3. 精度に影響を与える要因の抽出

EMR-600 の測定精度に影響を与える要因を表-1 に示す. これらは, ①測定機器に関する要因, ②視覚特性に関する要因, ③操作に関する要因に分類された. 次節では, これらについて概説する.

3.1 測定機器に関する要因

測定機器に関する要因には, 「視線検出の座標推定における誤差」や「視線検出センサーのばらつき」などがある

1. 測定機器に関する要因

- ① 視線検出の座標推定における誤差
- ② 視線検出センサーのばらつき
- ③ 電源ノイズ
- ④ ケーブルコネクタの接触不良
- ⑤ 視線の検出範囲外
- ⑥ 視線と視野カメラとのパララックス
- ⑦ ヘッドユニットのズレ

2. 視覚特性に関する要因

- ① 角膜の表面が球状でない
- ② 眼球の振動
- ③ 回旋中心のズレ
- ④ 利き眼
- ⑤ 注視場所の違いによる見方の違い
- ⑥ 時間経過に伴う見方の違い

3. 操作に関する要因

- ① LEDの輝度レベルとフォーカス
- ② ヘッドユニット装着の非対称

表-1 視線検出装置の測定精度に影響を与える要因

る。これらの中には、実験によって誤差の大きさが明らかにされていたり、実験方法によって影響を低減することができる要因が含まれている。

義眼を用いた実験の結果から、「視線検出の座標推定における誤差」および「視線検出センサのばらつき」を合計した誤差は、中心部で約 0.5° であることがわかっている。

「電源ノイズ」や「ケーブルコネクタの接触不良」などは、計測結果の安定性、左右眼の測定のみらつきなどによって検出でき、実験方法などを工夫することによって回避または低減できる。

EMR-600の検出範囲は半径 20° の円である。この円外では、円内に比べて測定精度は悪くなる。

視線と視野カメラのパララックスは、初期補正を行なったときの視距離と実際に測定するときの視距離とが異なっているときに生じる。

ヘッドユニットのズレは、顔面の動きや自重などによって起こる。殆どの場合、水平あるいは垂直方向へのズレであり、この場合視野画像全体がズレるため比較的容易に検出できる。

3.2 視覚特性に関する要因

視覚特性に関する要因には「角膜の表面が球状でない」「眼球の振動」などがある。

EMR-600の検出原理では角膜の表面が球状で、回旋中心が不動であることを仮定しているが、実際の角膜の表面は球状でなく、加えて眼球運動に伴って回旋中心はズレることが知られている。

このうち回旋中心のズレについては、眼を上下に移動させると中心部は左右に平行移動したり、上下にも移動することがあり、全体として螺旋状に動く。

眼球は注視し続けていても、常に不随意的な微細運動を伴っている⁶⁾。このような不随意眼球運動 (involuntary eye movements) には、①眼震 (tremor)、②漂流運動 (drift)、③小飛越運動 (small saccadic movement) などがある。

利き眼は、ねらいをつけたり、照準を合わすような時にその役割がはっきりする。凝視点を意図的に動かすときには、利き眼によって眼球運動が開始され、非利き眼はそれに従って両眼の融合が失われないように反射的に動くにすぎない⁷⁾。このことは設定する課題—例えば、高速の追跡運動を要求するもの—によっては、左右の測定精度の違いや安定性に影響があることを示唆している。

注視場所の違いによる見方の変化とは、利き眼やその他の個人特性などの影響によって我々は常に同じ見方を

するのではなく、注視場所が異なると見方も異なってくることを意味する。中心視で重要な役割を果たす中心窩は 5° の外径を有しており、注視場所が異なると、そこへの投影箇所が異なると推測される。

さらに、時間経過に伴う眼球の疲労などの増加によっても見方が異なってくると考えられる。

3.3 操作に関する要因

これはEMR-600の操作方法に関する要因であり、主に実験者に関連するものである。

LEDの輝度レベルやフォーカスが最適なレベルに設定されていない場合、Purkinje-Sanson像の移動量を検出する際の精度が悪くなり、結果として視線の推定に影響を及ぼすと考えられる。

一方、ヘッドユニットを左右対称に装着しない場合、左右の視線検出にばらつきが生じるが、これはガイドLEDを用いることによってかなり解消できる。

§ 4. 実験

EMR-600の測定精度を評価するために実験を行なった。

4.1 実験要因

表-1に示した要因のうち、

- (1) 注視場所の違いによる見方の違い
- (2) 時間経過に伴う見方の違い

を実験要因とした。これらは、誤差を補正する際に必要な項目であるが、まだ明確に評価されていないため取り上げた。なお、同表の「2. 視覚特性に関する要因」の①~④は分離して評価することが難しく、上に示した(1)および(2)には、これらの要因の影響も含まれていると考えられる。

4.2 実験方法

実験には、図-2に示す画面を使用し、図中の15点をランダムな順序に注視させた。被験者の負担を考慮し、実験時間は10分とし⁸⁾、10分間注視を繰り返した。

実験要因以外の影響を除去するために、以下の事項に留意した。

- ① 電源ノイズやケーブルコネクタの接触不良による影響をなくすため、実験中は他の電気機器を使用せず、さらに左右の視線検出の安定性を確認し、ケーブルコネクタの接触不良の有無を確かめた。

- ② 対象の大きさを $38^\circ \times 27^\circ$ とし、EMR-600 の検出範囲に収めた。
- ③ 視線と視野カメラのパララックスをなくすため、スクリーン上で初期補正を行なった。
- ④ ヘッドユニットのズレを少なくするために、被験者の頭部にしっかり固定した。
- ⑤ LED の輝度およびフォーカスは最適なレベルに調節した。
- ⑥ ガイド LED を用いてヘッドユニットはできるだけ左右対称に装着した。

4.3 実験状況

図-3 に実験状況を示す。実験では、スライドプロジェクタを用いて透過型スクリーンに画面を投影した。被験者は 2 m の視距離で画面を注視した。

4.4 実験手順

被験者に EMR-600 を装着し、スクリーン上で初期補正を行なった。

次に、図-2 に示す画面を提示した後、実験者が番号を読み上げ、被験者に番号を注視させた。被験者の視野画像、計測された視線、および実験者の音声を VTR によって記録した。なお、被験者の頭部は固定しなかったが、できるだけ頭を動かさないように教示した。

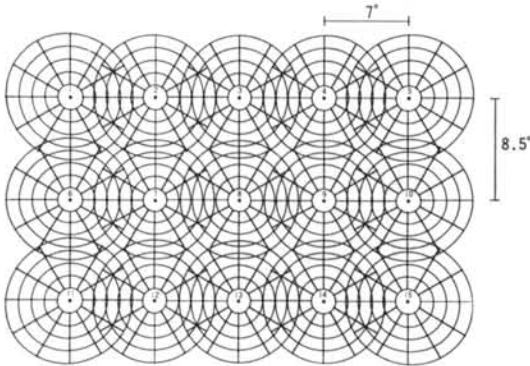


図-2 実験に使用した画面

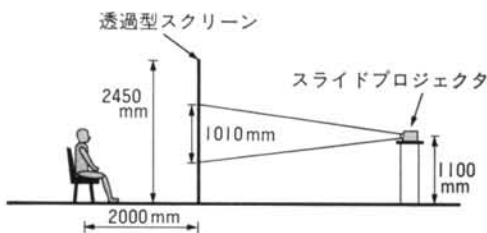


図-3 実験状況図

4.5 被験者

被験者は視機能正常な 5 名を用いた。近眼の者はコンタクトレンズで矯正した。被験者の利き眼はすべて右目であった。

§ 5. 解析方法

解析は、まず実験結果の VTR を再生し、注視すべき点と実際に計測された視線とのズレの大きさおよび方向を記録した。解析には、視線が安定して計測された左目を使用した。

次に式(1)および式(2)によって、実験開始時を基点とする位置ベクトルの成分を求め、式(3)および式(4)によってその大きさ D_{sit} および方向 α_{sit} を算出した。

$$x_{sit} = r_{sto} \cos \theta_{sit} - r_{sio} \cos \theta_{sto} \quad \dots\dots(1)$$

$$y_{sit} = r_{sto} \sin \theta_{sit} - r_{sio} \sin \theta_{sto} \quad \dots\dots(2)$$

$$D_{sit} = (x_{sit}^2 + y_{sit}^2)^{1/2} \quad \dots\dots(3)$$

$$\alpha_{sit} = \tan^{-1}(y_{sit}/x_{sit}) \quad \dots\dots(4)$$

ここに、 r : ズレの大きさ

θ : ズレの方向

s : 被験者 ($s = A, B, C, D, E$)

i : 注視場所 ($i = 1, \dots, 15$)

t : 時間経過 ($t = 1, \dots, 10$)

§ 6. 結果および考察

6.1 注視場所の違いによる精度の変化について

図-4 に被験者 A の実験開始時 ($t=0$) における各注視場所のズレの大きさおよび方向を示す。図中の「+」は、注視点と計測点とが一致したことを意味する。同図より「7」、「8」、「13」、といった画面の中央付近ではズレが少なく、「1」や「5」といった上段の両端ではズレが大きいことが分かる。また、ズレの大きさは 3° 以内であり、ズレの方向はほぼ 90° であるといえる。これは、初期補正直後においても注視点と計測点とのズレが生じているが、各注視場所におけるズレの方向はあまり変わらないことを意味する。

図-5 に被験者 B の $t=0$ におけるズレの大きさおよび方向を示す。同図をみると、中段 (注視場所 6, 7, 8, 9, 10) におけるズレの方向は $30 \sim 120^\circ$ であるのに対して、上段 (同 1, 2, 3, 4, 5) では $180 \sim 270^\circ$ であることから、注視場所によってズレる方向が異なっていることが分かる。さらに注視場所が異なると、ズレの大きさも異なっ

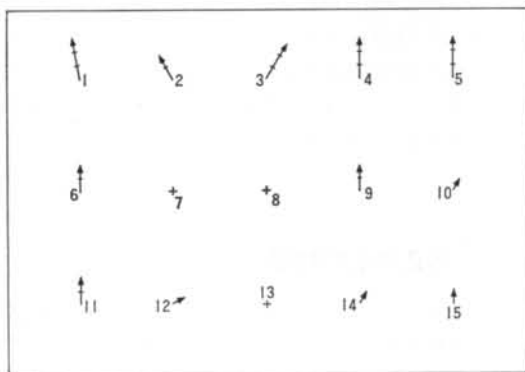
ている。また被験者Bの場合、被験者Aにくらべて全体的にズレが大きい。

以上のことから、 $t=0$ においても注視点と計測点との間にはズレが生じており、その大きさは注視場所によって異なっているといえる。また、ズレの方向には個人差があることが推察される。

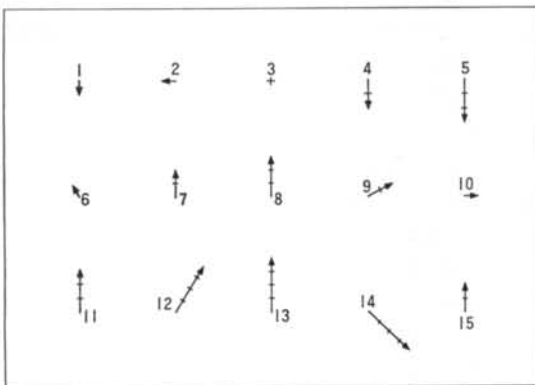
$t=0$ の段階でズレが生じていたのは、初期補正時の見方と $t=0$ の画面の見方とが異なっていたためと考えられる。初期補正では規則的な順序で注視したのに対し、実験ではランダムな順序で行なわれたため、対象の認識やすばやい走査が要求されたと推測される。このような課題内容の違いが眼球の移動速度や回旋中心のズレなどに影響を与え、結果として見方が異なったものと考えられる。

加えて、初期補正では注視点を指示するためにレーザーポインタを用いたのに対し、実験では画面上での点を注視させた。このような発光物と非発光物に対する見方の違いも影響を及ぼしたのかもしれない。

また、初期補正に対する被験者の習熟性の影響も考えられる。



図—4 被験者Aの $t=0$ におけるズレ



図—5 被験者Bの $t=0$ におけるズレ

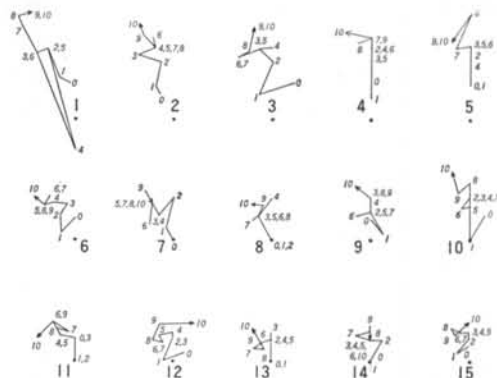
6.2 時間経過に伴う精度の変化について

図—6に被験者Aの各注視場所におけるズレの大きさの継時変化を示す。図中の番号は時間経過(分)を表わしている。同図より、殆どの注視場所において時間経過とともに、ズレは大きくなる傾向があることが分かる。また、注視場所の違いによりズレの大きさが異なり、注視場所1~5では、他の注視場所にくらべてズレが大きくなる傾向がみられた。一方、注視場所11~15では、時間が経過してもズレはあまり大きくならず、 3° 以内のズレにとどまっている。

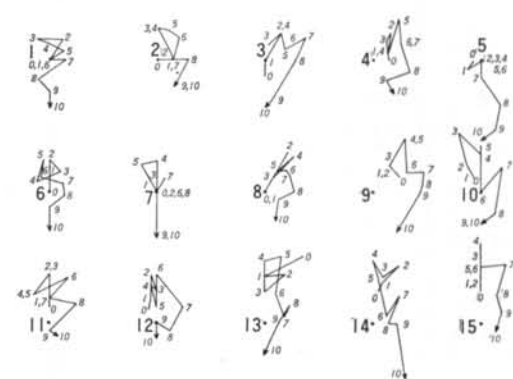
一方、ズレの方向は時間が経過してもあまり変わらず、ほぼ $60^\circ \sim 120^\circ$ の範囲にある。

以上のことから、被験者Aについては時間経過とともにズレは大きくなり、注視場所によってその大きさは異なっているといえる。またズレの方向に関しては、ほぼ $60^\circ \sim 120^\circ$ 、特に $90^\circ \sim 120^\circ$ の範囲に集中しており、時間が経過してもあまり変化しない傾向が見られた。

次に、図—7に被験者Cの各注視場所におけるズレの継時変化を示す。被験者Cの場合、被験者Aにくらべて時間経過に伴うズレは小さいことが分かる。この被験者



図—6 被験者Aの時間経過に伴うズレ



図—7 被験者Cの時間経過に伴うズレ

の場合、5分以内ではズレは約90°の方向にズレる傾向があるが、それ以降は270°の方向にズレる傾向が見られた。すなわち、時間の前半と後半でズレの方向が変化していた。

本実験では5名の被験者を用いたが、被験者Aのような傾向を示した者は5名中4名、被験者Cのような傾向を示した者は1名であった。

本実験では、ズレの方向には2種類の傾向が見られたが、被験者Cを除く4名においては、個人内におけるズレの方向の継時変化は、注視場所の違いに関わらずほぼ一定であった。また、ズレの大きさは実験開始時($t=0$)にくらべて、大きくなる傾向があった。

このように、時間経過に伴ってズレが大きくなった原因として、時間経過によって視覚負担が増加し、その結果として見方が異なってきたことが考えられる。視覚刺激によって実験を行なう場合、時間が経つにつれ視覚負担などが増加し、網膜細胞が疲労してくると思われる。このような疲労を回復するために、見方を変化させ、網膜像を疲労していない他の網膜細胞上に結ぶような見方を行なったために、ズレが大きくなったものと推測する。

図-8に $t=10$ におけるズレの大きさを示す。これは、実験開始時にくらべて、実験終了後では平均的にどのくらいズレるのかを表わしている。同図より、実験終了時では2°~4°ズレることが分かる。また同図からは、注視

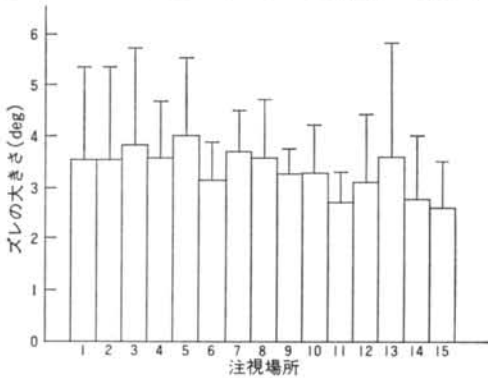


図-8 $t=10$ におけるズレの大きさの平均値

	注視場所		時間経過		注視場所×時間経過	
	大きさ	方向	大きさ	方向	大きさ	方向
被験者A	○	×	○	×	○	×
被験者B	○	○	○	×	○	×
被験者C	○	○	○	○	○	○
被験者D	○	×	○	×	○	×
被験者E	○	×	○	×	○	×

○：影響あり，×：影響なし

表-2 注視場所および時間経過がズレに与える影響

場所の違いによる規則的な傾向は見られなかった。このように時間経過に伴ってズレが大きくなっていくので、仮にズレが生じても視線が検出範囲内に収まるように実験で使用する画面の大きさを決定する必要がある。

6.3 ズレの個人差について

表-2に注視場所、時間経過、および注視場所と時間経過との交互作用がズレの大きさおよび方向に及ぼす影響の有無を被験者ごとにまとめた結果を示す。

同表をみると、すべての被験者において、注視場所、時間経過、および注視場所と時間経過との交互作用がズレの大きさに影響を与えていることが分かる。

5名中3名の被験者については、注視場所の違いや時間経過がズレの方向に影響を与えていなかった。

被験者Bの場合、注視場所の違いによりズレの方向が異なる傾向が見られたが、この傾向は時間が経過しても一定であった。

一方、被験者Cの場合、時間経過に伴ってズレの方向も異なる傾向が見られた。

このような現象が起こった原因として、時間経過による見方の違いと補正係数による視線検出の推定式との交互作用などが推測される。このように、注視場所によるズレの違いや時間経過によるズレの変化に個人差が存在しており、このことはズレの個人差に対応した補正方法が必要であることを示唆している。

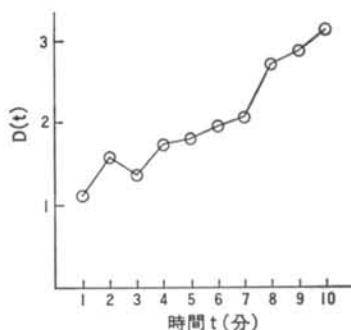
§ 7. 補正方法の提案

本節では、ズレを二次補正する方法の1つとして、ズレの平均値を用いる方法を検討する。CG やスライドを用いた実験においては、被験者に対する負担などの観点から、頻繁にズレの評価を行なうことができない。したがって、ここでは、実験開始時($t=0$)および実験終了時($t=10$)においてズレを評価すると仮定し、これらのズレの情報をもとにして二次補正を行なう方法を検討する。

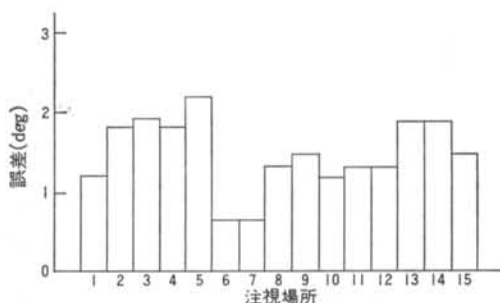
まず、ズレの方向が注視場所および時間経過の影響を受けなかった3名の被験者から、ズレの大きさの継時変化を求め、この関数を $D(t)$ とする。これを、任意の時刻 t におけるズレの大きさの推定値とする。

次に、 $t=0$ におけるズレの大きさの平均値 D_0 を求める。さらに $t=10$ のときのズレの方向の平均値 α を求め、この方向は時間が経過しても変化しないとする。

したがって、任意の時刻 t におけるズレの大きさは $D_0 + D(t)$ 、方向は α となり、停留点軌跡を $(\alpha + 180^\circ)$



図一 時間経過に伴うズレの大きさの変化



図一〇 各注視場所における誤差

の方向に $D_0 + D(t)$ だけシフトすることによって二次補正が行なわれる。

二次補正した例として、被験者Aの $t=5$ の場合を取り上げる。

図一 9 にズレの大きさの変化を表す関数 $D(t)$ を示す。被験者Aの $t=0$ におけるズレの平均値は 1.43° 、 $t=10$ におけるズレの方向の平均値は 109° であった。

以上のことから、 $D(5)=1.79$ であるので二次補正は、計測点を $109+180=289^\circ$ の方向へ $1.43+1.79=3.22^\circ$ シフトすることによって行なわれる。

次に、二次補正することによって生じる誤差を次式で評価する。

$$x_{At5} = r_{At5} \cos \theta_{At5} + D(5) \cos(\alpha + 180)$$

$$y_{At5} = r_{At5} \sin \theta_{At5} + D(5) \sin(\alpha + 180)$$

$$e_i = (x_{At5}^2 + y_{At5}^2)^{1/2}$$

ここに、 i : 注視場所 ($i=1, 2, \dots, 15$)

e_i : 注視場所 i における誤差

図一〇に各注視場所における誤差を示す。同図より、注視場所 2, 3, 4, 5 では、他の注視場所にくらべて誤差が大きいことが分かる。これは、注視場所の違いによってズレの大きさが異なっているためと考えられる。

したがって、平均値によって二次補正する方法では、注視場所によって二次補正の誤差にばらつきが生じる可能性があり、被験者Aの場合、中段（注視場所 6, 7, 8, 9, 10）や下段（同 11, 12, 13, 14, 15）にくらべて上段（同 1, 2, 3, 4, 5）の誤差が大きくなっている。

しかしながら、全注視場所の平均値は 1.46° であり、被験者Aの場合、十分な精度で二次補正されていると考えられる。

§ 8. 今後の課題

本研究で提案した二次補正の方法は、時間が経過してもズレの方向が変わらない被験者に対して有効である。また、本実験で用いた 15 点以外の注視場所での二次補正に関しては、新たにズレの大きさの推定方法が必要である。さらに、二次補正の精度を上げるためには、注視場所ごとに補正する方法が考えられる。このような場合、コンピュータなどを用いて補正する必要がある。

本実験から、10 分後には $2 \sim 4^\circ$ のズレが生じていた。このようなズレが生じても EMR-600 の検出範囲内に画面を収める必要があり、ズレの大きさを考慮して画面の大きさを設定する必要がある。

さらに、二次補正によって注視点の特定に誤差が生じるため、誤差内に異なる設計要素が存在すると、被験者がどちらを注視していたのかが特定できなくなる。したがって、二次補正による誤差を考慮して設計要素の配置を決める必要がある。

謝辞 本研究の一部は、通産省工業技術院産業科学技術開発制度の一環として、新エネルギー産業技術総合開発機構を通じ、委託を受けて実施したものです。ここに謝意を表します。

＜参考文献＞

- 1) 沢田英一, 他: “視覚環境の評価と設計手法に関する研究 (その 1)” 清水建設研究報告 第 58 号 (1993 年) pp. 105~115

- 2) 西信元編：“眼光学の基礎” 金原出版（1992年）p. 136
- 3) 坂本繁：“アイマークレコーダーの光学系” O plus E No. 167（1993年）pp. 89～93
- 4) 長谷川滋，他：“フォトケラトグラムよりの角膜形状-2” 日本コンタクトレンズ学会誌, Vol. 24, No. 3,（1982年）p. 224
- 5) 大山正編：“感覚+知覚ハンドブック” 誠信書房（1989年）p. 671
- 6) 鳥居修晃：“視覚の心理学” サイエンス社（1989年）pp. 305～308
- 7) G. L. Walls,：“A theory of Ocular Dominance” AMA Archives of Ophthalmology（1951年）pp. 387～412
- 8) 鈴木光二，他：“アイマークレコーダーの精度に関する研究” 日本人間工学会関東支部講演集（1993年）pp. 130～131