

## 小型高精細度カメラを用いた重度障がい者用視線入力システム

## Eye-Gaze Input System using Small High Definition Camera for Seriously Disabled People

竹原 一行<sup>†</sup>  
Kazuyuki Takehara

## 1. はじめに

重度のALS（筋萎縮性側索硬化症）の患者の方たちのように運動機能が著しく低下している場合、他の人に意思を伝えたいとき、従来は1スイッチ法による文字入力が多く用いられてきた。この方法を用いた意思伝達装置は、構造が簡単であり、操作や設置が容易であるという長所があり、また、厚生労働省の補装具費支給の対象品となっていることもあって、広く普及している[1]。しかし、この1スイッチ法には、症状が進行してスイッチを操作すること自体が不可能になった場合には、使用できないという問題があった。

けれども、指一本動かさず、発語ができなくとも、脳は正常に機能しており、眼球だけは動く、という方もいる。こうした場合、視線方向の変化を捉え、それによりパソコンへ文字などを入力する視線入力が有効である。また、1スイッチ法の問題点とされる、平均入力速度が遅いという点も、見つめただけで文字が入力される視線入力では改善が期待される。

## 2. 視線入力方式の問題点

このような長所があるにもかかわらず、いまだに、視線入力タイプの意思伝達装置は普及しているとは言いがたい。普及を妨げているのは、装置が高額になる傾向がある[1]と言うこともその要因のひとつと考えられる。

装置が高額になるのは、視線方向の計測に高い精度が要求されるためと考えられる。例えば、視線入力装置に要求される性能の目安として、あいうえお50音表を一つの画面に表示し、その中から1文字を選択できる、ということがある[2]。この性能を得るためには、画面までの距離を400mm、画面上の文字アイコンを20mm角とすると、画面上の寸法では±10mm、視野角にして±1.4度の精度で視線方向を計測する必要がある。この視線方向の変化を瞳孔の動きで検出する場合、眼球を半径が12mmの球で近似でき、瞳孔の中心がその球の表面を大円に沿って動くことと仮定すると、±1.4度の精度は瞳孔中心の位置精度に直すと、±0.3mmという人体の動きの計測としてはかなり微細な値になる。

こうした高精度を達成できる視線計測方法としては、近赤外線を用いた眼球に照射したときに得られる角膜反射像（第1ブルキニエ像、以下ブルキニエ像と略）の位置と瞳孔中心の位置から視線方向を検出する角膜反射法がある。NTTのグループはこの方法で、目の周囲4cm四方の範囲を、画素数が640×480ピクセルの近赤外線カメラで60cm離れた位置から撮影して、0.23~0.46度の精度で視線方向を計測できたことを報告している[3]。

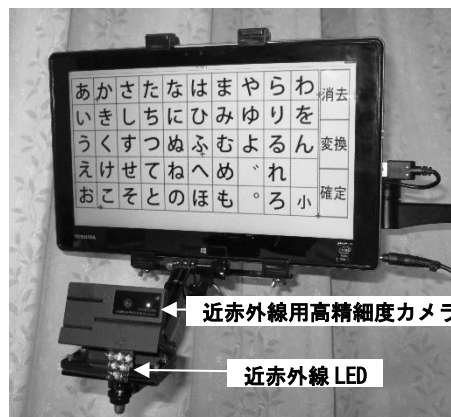


図1 視線入力システムの外観

このNTTのグループの方法の難点は、視線を測定するとき、目が4cm四方の撮影範囲内にないと計測できないため、なんらかの方法で目がこの範囲内に来るように、カメラの向きを制御しなければならない点である。また、拡大して撮影しているため、レンズの焦点を厳密に合わせることも必要になる。こうした機械的な要求を満たす必要があり、コストアップ要因となる。

## 3. 高精細度カメラを用いた視線入力方式

この機械的な要求を回避するため、ここでは高精細度なビデオカメラを用いて視線入力装置を構成している。高精細度カメラで、例えば従来のカメラの3倍の精度で撮影すれば、12cm四方の範囲を撮影しても、従来のカメラで4cm四方の範囲を撮影した場合と同等の画質が得られる。そのため、大雑把にカメラを顔に向けて撮影後、画像処理により目の周辺の画像を切り出しても、画質が落ちないので、カメラの向きの制御がラフでよい。

## 3.1 近赤外線用小型・高精細度カメラ

視線測定方法は、先に述べたカメラを用いた角膜反射法を採用している。試作した視線入力システムの外観を図1に示す。近赤外線光源としては、発光波長が940nmの近赤外線LEDを用いている。

また、高精細度赤外線カメラは、従来は専用のタイプが使われていたが、高価でかつ寸法が大きいので、ここでは、エレコム社の汎用WebカメラUCAM-DLI500TBKを用いている。このカメラは画素数500万画素の高精細度ビデオカメラで、定価8,000円、大きさは幅72.0mm奥行き38.5mm高さ37.5mmと小型・低価格である。

ただし、このカメラは自然光用のカメラであり、近赤外線カメラではない。そのため、改造を行い、近赤外線カメラとして用いている。まず、このカメラの受像素子は1/4インチCMOSセンサーである。CMOSセンサーは一般的に近赤外領域まで感度があり、波長940nmで

<sup>†</sup>一般社団法人日本ALS協会愛知県支部,  
Japan A.L.S. Association Aichi Branch

は最大感度となる波長の 15%程度の感度を有する。自然光の下で使う Web カメラなどは、良好な画像表現を得るため、近赤外線フィルタでカットしている[3]。ここで使用しているカメラでは、近赤外線カットフィルタとして、ガラスに薄膜を蒸着したタイプを用いている。そこで、このガラスでできた近赤外線カットフィルタを除去し、近赤外線に感度があるカメラとして用いている。

### 3.2 視点検出方法

角膜反射法では瞳孔の中心位置とプルキニエ像の位置から視点を検出している。以下、その方法について説明する。視点検出方法の概略図を図 2 に示す。近赤外線光源、近赤外線カメラ、タブレット型 PC などから構成される。タブレットの CPU は i5 タイプ、ディスプレイは 11.6 型である。

瞳孔中心などの位置計測精度を上げるためには、カメラはなるべく眼球に近い場所に設置した方が良いので、図 3(a)に示すような支持架を用いて、目に近い場所に設置している。ここでは、小型のカメラを用いているので、使用者に圧迫感を与えずに、目に近い位置に設置することが可能である。また、使用しないときには、カメラの支持架を畳んで介護の邪魔にならないようにできる(図 3(b))。ディスプレイと眼球の距離は 420mm、カメラと眼球の距離は 220mm に設定した。

光源の近赤外線 LED はカメラより低い位置に設置している(図 2)。この光源から低レベルの近赤外線を顔に照射し、先に述べた近赤外線カメラで図 4 に示す顔の画像を撮影する。撮影では、おおよそ画面に顔半分が写るようにカメラの方向を手動で調整する必要があるが、基本的には目が写っていれば良いので、頻繁にカメラの向きを変える必要はない。また、もともとカメラに付いていた固定フォーカス用のレンズをそのまま使っているので、改造時に焦点の微調整が必要であったが、使用するときには調整の必要はない。

### 3.3 暗瞳孔像とプルキニエ像

次にこの画像から図 5(a)のような右目の周辺の画像を切り出す。この像は、ディスプレイに表示された顔の画像の瞳孔を、マウスでクリックすることにより手動で瞳孔の位置を指定し、その位置を中心として図 5(a)の画像を切り出している。図 5(a)の画像の画素数は 400×300 ピクセルであり、この画像が表示している範囲は 32mm×24mm 程度である。

瞳孔の検出は次のようにして行っている。自然光のもとでは虹彩の色は通常濃い褐色で、瞳孔と明度の差があまりないため、瞳孔の検出が難しい。しかし、近赤外線は虹彩での反射率が高いため、瞳孔のみが暗い像、すなわち、図 5(a)に示す暗瞳孔像となり、瞳孔と虹彩との区別が付きやすくなるので、閾値を用いた 2 値化処理を行って図 5(b)に示すような瞳孔の白黒画像を得ている。

プルキニエ像は光源から放射された近赤外線が、角膜で反射された像であり、図 5(a)で、暗瞳孔像のすぐ下にある明るい輝点がプルキニエ像である。眼球とカメラおよび近赤外線の光源が図 2 のような位置関係にある時、プルキニエ像は常にこの位置付近にある。そこで、閾値のレベルを高くして 2 値化処理を行い、図 5(c)に示すような白黒の画像を作成し、瞳孔の中心に最も近い輝点をプルキニエ像としている。

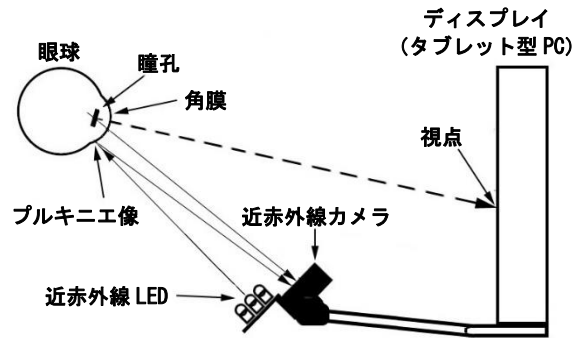


図 2 視点検出方法の概略図

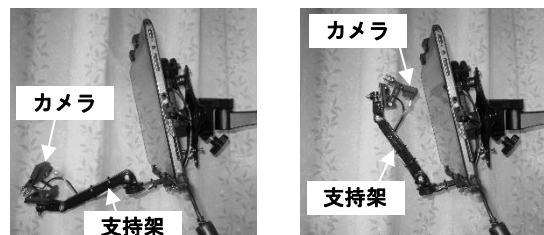


図 3(a) 支持架  
(使用時)

図 3(b) 支持架  
(未使用時)



図 4 顔の画像

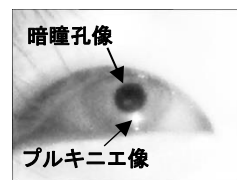


図 5(a) 暗瞳孔像と  
プルキニエ像

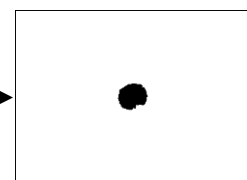


図 5(b) 瞳孔の白黒画像

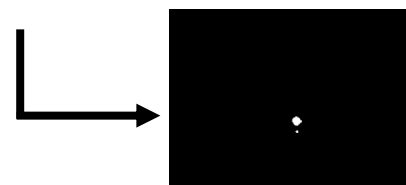


図 5(c) プルキニエ像の白黒画像

### 3.4 瞳孔の中心とプルキニエ像の位置の計測

その後、図 5(b)に示す瞳孔の輪郭を求め、その輪郭を楕円に近似し中心位置を求めている。具体的には、輪郭の水平方向の座標の最大値と最小値の算術平均で水平位置を、垂直方向の座標の最大値と最小値の算術平均で垂直位置を表せるとして、瞳孔の中心位置を求めている。

図 5(c)に示す瞳孔の中心に最も近い輝点であるプルキニエ像はその領域が小さいため、楕円近似ではなく、輪郭を求めた後その輪郭の重心の位置を計算して、プルキニエ像の位置とした。

### 3.5 視点の位置の算出

視点の位置は、プルキニエ像の位置に対する瞳孔中心の位置をもとに算出している。例えば、右目のプルキニエ像の位置を基準として、瞳孔中心の位置が目尻側に移動すれば、視点は右に、逆に目頭側に移動すれば、視点は左に移動する。また、同様に瞳孔中心の位置が上に移動すれば、視点は上に、下に移動すれば、視点は下に移動する。この関係は再現性があるので、キャリブレーションを行って、プルキニエ像の位置に対する瞳孔中心の位置と実際の視点の位置との関係を求め、視点の位置を計算している。

キャリブレーションでは、まず、画面の四隅に置いた基準点を順次注視し、各基準点における瞳孔とプルキニエ像の位置の計測データを集め、このデータをもとに、オフセット量と倍率を定めた。

## 4. 視線計測実験

以上述べた方法により、視線入力システムを試作し、実験を行った。カメラの精細度は  $2048 \times 1536$  [画素] であり、7fps で取り込み、リアルタイムで処理している。今回のシステムでは近赤外線カメラに可視光をカットするフィルタを実装していないため、可視光の影響を受けやすいと考えられた。また、目に対する影響を考えると、目に照射する近赤外線はなるべく少なくしたい。そのために、蛍光灯の照明の下、照度 10 lux 程度の低照度な状態で実験を実施して、可視光の影響を小さくしながら、目に照射する近赤外線の量を少なくした。

また、ここでは試作したシステムの基本性能を調べるため、視線計測実験を行った。実験は次のような方法で行っている。被験者の右目正面方向を中心として、前方 420mm にある平面ディスプレイ上に、水平方向  $\pm 100$ mm、垂直方向  $\pm 50$ mm の範囲において、50mm 間隔で 15 点の指標を図 6 のように設置した。被験者は頭部をあご台にのせた状態で、平面ディスプレイ上に 3 秒間隔で順次強調表示される 15 点の指標を、まず最初に左端の指標を上から順に、次に左から 2 番目の指標を同様に上から順にとこの方法で、順次注視した[5]。なお、被験者のきき目は右目であった。

このとき試作した視線入力システムを用いて計測した、視点の水平方向の位置を図 7(a)に、垂直方向の位置を図 7(b)に示す。本来なら、水平方向の位置は 9 秒間隔の、また、垂直方向の位置は 3 秒間隔の階段状の波形になるはずであるが、計測には誤差があるため、図 7(a)、(b)のようにノイズがある波形になったと考えられる。

この結果から求めた誤差の大きさは、水平方向の位置では、 $3.0 \pm 7.0$ mm、垂直方向の位置では、 $-0.5 \pm 5.9$ mm で

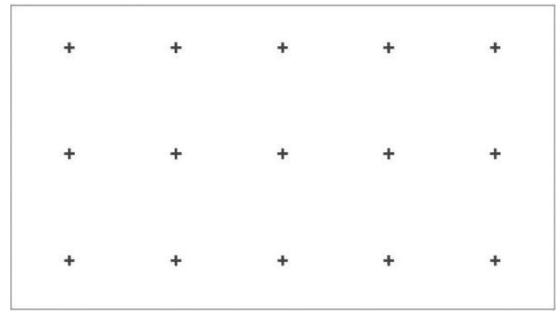


図 6 指標

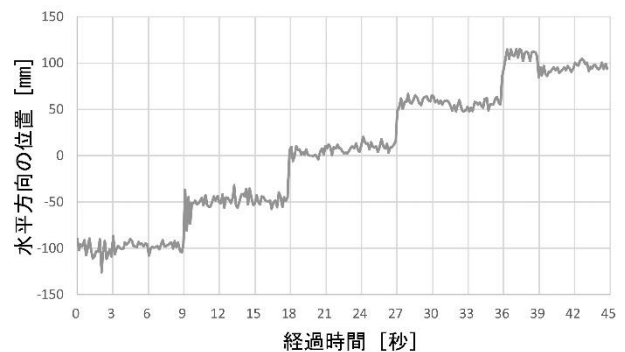


図 7(a) 各指標を順に注視したときの視点の水平方向の位置の計測結果

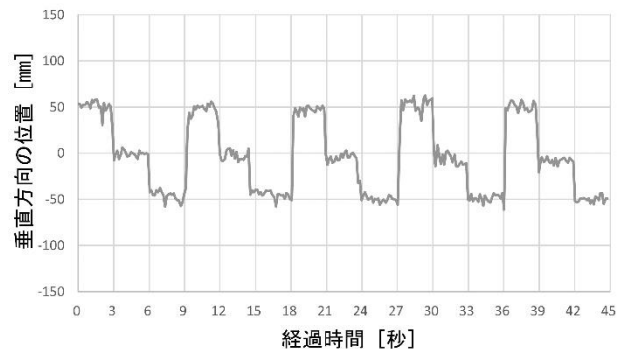


図 7(b) 各指標を順に注視したときの視点の垂直方向の位置の計測結果

あった。視野角に直すと、水平方向で  $0.4 \pm 1.0$  度、垂直方向で  $-0.07 \pm 0.85$  度であり、目標の  $\pm 10$ mm、 $\pm 1.4$  度をなんとか満足する性能であった。この誤差の原因であるが、カメラの精細度に起因する誤差は 1 画素、視野角にして、 $0.38$  度であるので、その他の要因が支配的であると考えられる。また、図 7(a)、(b)の誤差の状態から見て、平均化処理などにより、さらに計測精度を上げることは可能であると考えている。

## 5. まとめ

重度のALSの患者の方たちのように、運動機能が著しく低下している人たちの意思伝達に用いる、視線入力システムの開発を行っている。ここでは、システムの中核となる部品である、小型で高精細な近赤外線カメラとして、市販のWebカメラを改造したものをを用いて、視線入力システムを構築し、システムの低価格化を図った。このシステムの視線計測精度を測ってみると、視野角にして水平方向で $0.4 \pm 1.0$ 度、垂直方向で $-0.07 \pm 0.85$ 度であった。視線入力システムに要求される精度は $\pm 1.4$ 度であるので、必要とされる高精度の視点計測性能を有しつつ、低価格な視線入力システムを構築できることを示すことができた。

しかし、現状では、要求されている精度を実験室レベルでクリアできる程度の状態なので、今後さらに、計測結果の平均化処理などにより精度を上げていきたいと考えている。また、瞳孔検出の自動化などにも取り組み、低価格で使いやすい視線入力システムを実用化して難病患者様に提供し、その生活の質の向上の一助となれるようにしていきたいと考えているので、皆様の助言などをお願いしたい。

### 参考文献

- [1] 日本リハビリテーション工学協会編, “「重度障害者用意思伝達装置」導入ガイドライン”, 参考資料編, (2013)
- [2] 伊藤 和幸, 数藤 康雄, 伊福部 達, “重度肢体不自由者向けの視線入力式コミュニケーション装置”, 電子情報通信学会論文誌, D-I, Vol. J83-D-I No.5 (2000)
- [3] 大野 健彦, 武川 直樹, 吉川 厚, “眼球形状モデルに基づく視線測定システム”, ヒューマンインターフェース, Vol.937, No.7 (2001)
- [4] 藤田 卓, “CCD/C-MOS イメージセンサー技術および視感度補正フィルターガラスの機能と最新動向”, NEW GLASS Vol.19 No.4 (2004)
- [5] 疋田 真一,他, “角膜反射像を用いた眼球回転中心位置推定に基づく視線計測法”, 電子情報通信学会論文誌 D Vol.J96-D No.1(2013)