

科学研究費助成事業（科学研究費補助金）研究成果報告書

平成25年 3月31日現在

機関番号：32612

研究種目：基盤研究(C)

研究期間：2010～2012

課題番号：22500442

研究課題名（和文） 画像解析による眼振運動の高精度計測とめまいの原因推定への応用

研究課題名（英文） PRECISE MEASUREMENT OF NYSTAGMUS MOVEMENT USING IMAGE PROCESSING AND THE APPLICATION TO CAUSE ESTIMATION OF VERTIGO

研究代表者

田中 敏幸 (TANAKA TOSHIYUKI)

慶應義塾大学・理工学部・教授

研究者番号：20217053

研究成果の概要（和文）：

めまいはその原因が複雑かつ多岐に渡るため、正確な診断を行うためには専門的な知識と経験を持った医師の診断が必要であるが、現在めまいの専門医は非常に少ないのが現状である。本研究ではめまいに伴う異常眼球運動（眼振）を動画像処理に基づいて解析するめまいの診断支援システムの実現を目的とする。提案手法には、まばたきの検出、瞳孔位置の特定、回旋性眼球運動の回転角算出が含まれており、まばたきなどのノイズ強く、かつ水平・垂直・回旋の3つの運動の解析を可能にしている。

研究成果の概要（英文）：

Since the causes of vertigo are various, it is difficult for doctors other than the specialists to find the specific cause of vertigo. Therefore, a support system to help a doctor diagnose the cause of vertigo at the first consultation is required. One of the most important indicators for diagnosing vertigo is involuntary abnormal eye movement, called nystagmus. We propose four approaches: Detection of blinks; estimation of pupil position; detection of pupil position and radius; and measurement of rotation angle of rotatory nystagmus. Our results confirm that the proposed method is robust to the noise incurred by eye blinking. The results show that our proposed method precisely detects the pupil's position and computes the rotation angle of rotatory nystagmus.

交付決定額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
2010年度	2,300,000	690,000	2,990,000
2011年度	500,000	150,000	650,000
2012年度	400,000	120,000	520,000
年度			
年度			
総計	3,200,000	960,000	4,160,000

研究分野：総合領域

科研費の分科・細目：人間医工学・医用システム

キーワード：めまい診断 位相限定相関法 眼振 眼球運動検出 瞳孔検出

1. 研究開始当初の背景

めまいはその原因が複雑かつ多岐に渡るため、正確な診断を行うためには高度な知識と経験を持った専門医が必要である。しかし、めまいの専門医が少ないため初期段階で原因となる部位を見つけるのが困難になっている。そこで、画像解析に基づいた診断支援システムが必要とされている。診断支援システムによって、正しい診療科が選択されれば、病気の早期治療が可能になると考えられる。

2. 研究の目的

本研究では、画像解析およびパターン計測の手法に基づいた、めまいの診断支援システムの構築を目的としている。診断支援システムは次の項目を含んでいる。

- (1) プログレッシブ方式のゴーグルカメラの作成
- (2) まばたきの検出アルゴリズムの作成
- (3) 瞳孔位置特定アルゴリズムの作成
- (4) 回旋角算出アルゴリズムの作成

3. 研究の方法

(1) ハードウェア面でのアプローチ

眼球運動を撮影するためのハードウェアが必要となる。めまい患者の眼球運動を撮影するためのゴーグルカメラがすでに市販されており、撮影にインターレース方式が採用されている。瞳孔位置の計測だけであればインターレース方式でも問題ないが、眼球の回旋角度を算出するとき、インターレース方式では不具合が生じる。そこで、プログレッシブ方式のゴーグルカメラの設計および製作を行う。

(2) ソフトウェア面でのアプローチ

①まばたきの検出

まばたきは眼振の動画像解析を行うときノイズになってしまうので、動画像の各フレームがまばたきの状態にあるかどうかを検出しなければならない。そのためにまず、瞳孔領域の検出を行い、瞳孔領域全体に対する可視領域の割合を求めることによって、まばたき状態にあるかどうかを判定する。画像中に瞳孔が完全な形で見えていることは少ないので、眼振撮影開始時に患者（被験者）には目をできるだけ開けてもらい、瞳孔が円形であると仮定して瞳孔面積の推定を行う。円近似なので、瞳孔領域面積 S_a は半径 r_p が求めれば $S_a = \pi r_p^2$ 出計算できる。画像中の瞳孔領域は2値化処理などを用いて抽出する。この瞳孔面積 S_v とすると、瞳孔の可視率 p は次のように計算できる。

$$p = S_v / S_a$$



(a) 開眼時 (b) 閉眼時

図1 開眼・閉眼時の瞳孔

図1に示すように、開眼時と閉眼時では瞳孔の面積に大きな差があるので、この可視率 p に対して閾値を設定することによって、まばたき状態を判定する。可視率が閾値以上の場合には、瞳孔領域位置から眼振を推定できるので、次の②以降の処理を行う。

②瞳孔位置の特定

水平方向と垂直方向の眼振については、動画像のフレームごとに瞳孔検出のアルゴリズムを実行する。手法としては、次に示すDaugmanの微積分演算子(Daugman's IDO)を適用する。この手法はバイオメトリクス認証に用いる手法として知られているが、眼振計測に利用するケースは少ないように思われる。

$$\max_{(x_0, y_0, r)} \left| \frac{\partial}{\partial r} \oint_{x_0, y_0, r} \frac{I(x, y)}{2\pi r} ds \right|$$

上式で、 (x_0, y_0) は微積分演算子を適用する中心座標、 r は中心座標からの距離、 $I(x, y)$ は位置 (x, y) における輝度値を示している。

まず、 (x_0, y_0) を中心とした半径 r の円周上に存在するピクセルの輝度値の平均値 $A(x_0, y_0, r)$ を算出する。このとき、画像の輝度値は連続的な値ではなく画素単位の離散的な値を持つため、 $A(x_0, y_0, r)$ を次式に示すように離散化する。

$$A(x_0, y_0, k) = \sum_m \left\{ \frac{I[(k\Delta r \cos(m\Delta\theta) + x_0), (k\Delta r \sin(m\Delta\theta) + y_0)]}{2\pi k\Delta r} \right\}$$

次に、半径 $r (= k\Delta r)$ を少しずつ変化させ、同様に輝度値の平均値を算出してその変化量を求める。これらの手順を (x_0, y_0) を変化させながら繰り返し、最も変化量が大きかった中心座標 (x_0, y_0) 半径 r をそれぞれ瞳孔の中心座標、瞳孔径とする。以上の処理は、以下の式によって表される。

$$\max |A(x_0, y_0, k) - A(x_0, y_0, k - 1)|$$

画像中の瞳孔形状は目の両端近くでは楕円に近い形状となる。そのため、Daugmanの演算子を利用すると、瞳孔が目の両端近くで移動したときに、形状が抽出できないという問題がある。そこで、瞳孔形状を楕円近似して中心位置を抽出する方法を考案し、計測を

行う。

③回旋角の算出

回旋性の眼球運動では、瞳孔径は変化せず図 2 の θ 方向に回転が生じる。回転量については、虹彩の小領域についてブロックマッチング法を利用する方法と、虹彩の比較的大きな領域に対して位相限定相関法を用いる方法について検討する。位相限定法では、図 2 に示すように虹彩の下部 120°領域を抽出し、図 3 に示すように矩形形状に変換することによって、回旋性の眼球運動は θ 方向の変位 δ_θ となる。位相限定相関法により、隣り合うフレーム間で虹彩部分の矩形画像の移動量を計測することによって、回旋角を算出することができる。

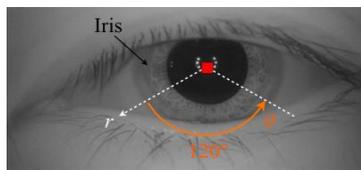


図 2 回旋性眼振の回転算出

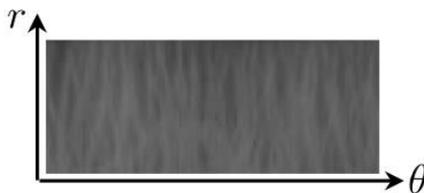


図 3 虹彩部分のアフィン変換

次に、眼振の計測アルゴリズムを作成する。水平方向の眼振と垂直方向の眼振については、瞳孔の中心位置の時間的な移動量によって計測する。また、回旋性眼振については、回転角の時間的な推移を計測する。

4. 研究成果

(1) ハードウェア作製

プログレッシブ方式の CCD カメラを搭載したゴーグルカメラの作成を行った。ゴーグルの枠を極力少なくすることにより軽量化し、カメラ位置を正面にすることによりメンテナンスと設置を容易にした。図 4 に作成したゴーグルカメラの写真を示す。

すでに市販されているゴーグルカメラもあるが、提案しているゴーグルカメラの方が軽量化している。また、加速度センサを取り付けたことで、頭を向けている方向や頭が揺れたときの加速度を同時に測定することができる。めまいの研究は単に眼振を計測するだけでなく、頭の向きや動きがどのような状況で眼振がおきたかを調べることができるので、めまい計測に適したゴーグルカメラであるといえる。



図 4 ゴーグルカメラ

耳鼻咽喉科医師の協力により、このゴーグルカメラを用いてめまい患者の眼振を撮影した。撮影条件などを考慮して撮影を続けた結果、大きな問題点が見つかった。目の正面に CCD カメラがあることで、患者が無意識に CCD カメラを見てしまい、軽度のめまい患者の場合には、撮影中にめまいが起きなくなってしまうという欠点があることが判明した。このことを踏まえて、ゴーグルカメラの構造そのものを検討し直す必要がある。この改良については、今後の研究で行うこととする。

(2) ソフトウェアの作成

① まばたきの検出

図 1(b) に示すように、まばたきで目を閉じたとき画像中から瞳孔は完全になくなってしまう。まばたきを起こした瞬間については瞳孔検出を行わず、その前のフレームの瞳孔位置を利用することによって、瞳孔抽出エラーを回避することにした。

画像処理による計測のため、面積はピクセル単位で求めた。図 5 に撮影開始時における円形近似による瞳孔抽出結果を示す。この円が瞳孔全体の形状であると推定した。また、各フレーム画像における瞳孔の抽出例を図 6 に示す。

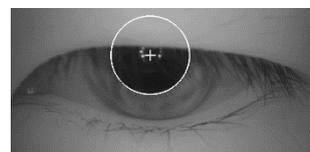


図 5 円近似による瞳孔位置特定

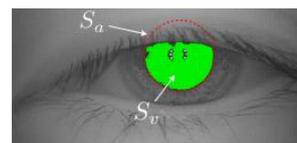


図 6 瞳孔面積の計測

円近似面積と動向領域面積の比によるまばたき判定は、容易な画像処理の組み合わせに

よるものであるが、まばたきの判定方法として非常に有効であることが確認できた。

② 瞳孔位置の特定

円形近似を行った場合および楕円近似を行った場合ともに、瞳孔の中心位置および瞳孔径はほぼ正確に特定することができた。瞳孔部分は3次的に眼球から少し飛び出した形状になっているため、眼振が大きく、瞳孔が目の両端に近いときに楕円に近い形状になる。その点で、楕円近時の方がよい結果が得られたといえる。また、瞳孔検出についてはサンプリング時間に対して眼振の速度が十分に遅いため、インターレース方式の CCD カメラの画像でも十分に処理ができることが確認できた。

③ 回旋角の算出

回旋性眼振の回旋角の算出について、テンプレートマッチングと位相限定相関法で行った結果を表 1、表 2 に示す。眼球画像から瞳孔を中心とした一部領域を切り出し、 0° から 10° まで 0.1° 刻みで回旋方向に回転させた画像を作成した。これらの回旋角が既知の画像に対し、テンプレートマッチングと位相限定相関法を適用し、回旋角を求めた結果を表 1、表 2 に示す。MAE, SDE はそれぞれ平均絶対誤差、誤差の標準偏差を表し、PA は Patient の略である。2 つの表から、位相限定相関法を用いた手法の方が高精度に回旋角を算出できることがわかる。

表 1 テンプレートマッチングによる回旋性眼振の回旋角計測

	PA1	PA2	PA3	PA4
MAE($^\circ$)	0.40	0.23	0.57	3.9
SDE($^\circ$)	0.34	0.16	0.36	2.3

表 2 位相限定相関法を用いた回旋性眼振の回旋角計測

	PA1	PA2	PA3	PA4
MAE($^\circ$)	0.091	0.11	0.064	0.12
SDE($^\circ$)	0.051	0.058	0.038	0.066

次に、実際の回旋性眼球運動に対する回旋角の算出結果を図 7 に示す。回旋角の波形に急速相と緩徐相の繰り返しが確認できることから、提案手法によって回旋性眼振を捕らえることが可能であるといえる。実際のめまい診断では、まず医師は目視で眼振の発生を観察する。次に、眼振波形から緩徐相速度や眼振の持続時間を算出し、診断を行っている。図 7 の波形からは、明らかに眼振の発生を確

認することができ、また緩徐相速度や持続時間を算出することも可能である。提案手法によってめまい診断が可能なアルゴリズムを構築することができたといえる。

算出した回旋角の波形に対し、眼振領域の抽出を行った結果を図 8 の赤色の点線に示す。急速相の終点 p_t と始点 p_b を算出することによって回旋角の波形から急速相と緩徐相を抽出できている。眼振領域の抽出により、従来医師が手動で算出していた緩徐相や眼振の持続時間を自動で算出することが可能になった。

虹彩パターンは被験者によって個人差が存在する。虹彩模様が明瞭に見える場合もあれば、不明瞭な場合もある。輝度値に基づく虹彩パターン間の相互相関数から回旋角を算出するブロックマッチング法では、虹彩模様が不明瞭になると解析精度が低下するが、位相情報に着目した手法では 4 人の被験者全員の回旋角の波形に急速相と緩徐相の繰り返しが確認できた。提案手法は虹彩パターンの個人差にも対応できる汎用性を持っているといえる。

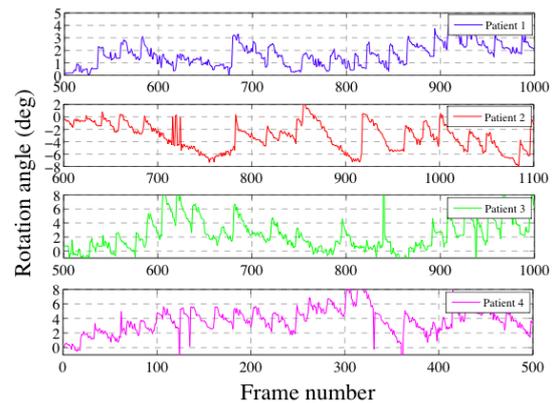


図 7 回旋性眼振の回旋角の時間的変化

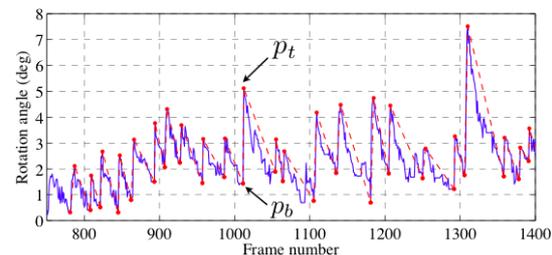


図 8 Patient1 の回旋性眼振における回旋角の時間的変化

5. 主な発表論文等

[学会発表] (計 7 件)

- ① 土岐佳輝, 田中敏幸, 岡本茂, VS データベースとデータプロセッシング バーチャ

ルスライド読み込みライブラリを
MATLAB で利用するためのプログラム
開発, 第 11 回日本テレバソロジー・バー
チャルマイクロコピー研究会総会, 査
読無, 2012 年 12 月 14 日, G0-05

- ② Takuya Ito, Toshiyuki Tanaka,
Tracking of eye movement by time
series analysis, SICE Annual
Conference 2012, 査読あり, 2012 年 8 月
23 日, pp. 2062-2065
- ③ 伊藤拓哉、田中敏幸, 眼球運動の時系列
解析によるめまいの診断, 第 16 回パター
ン計測シンポジウム, 査読無, 2011 年 11
月 4 日, pp.21-25
- ④ Toshiyuki Tanaka, Shunsuke Tominaga,
Analysis of Rotational Vertigo using
Video and Image Processing, The 4th
International Conference on
BioMedical Engineering and
Informatics, 査読あり, 2011 年 10 月 16
日, pp. 124-129
- ⑤ 富永俊弼、田中敏幸, 動画像処理による
眼振の三次元解析, 動的画像処理実利用
可ワークショップ DIA2011, 査読無,
2011 年 3 月 3 日, O3-2, pp.192-197
- ⑥ 富永俊弼、田中敏幸, 動画像処理による
眼振の三次元解析, 第 27 回センシングフ
ォーラム, 1A1-1, 査読無, 2010 年 9 月
27 日, pp.7-10
- ⑦ Shunsuke Tominaga, Toshiyuki Tanaka,
3-Dimensional Analysis of Nystagmus
using Video and Image Processing,
SICE Annual Conference 2010, 査読有,
2010 年 8 月 19 日, pp.89-91

[その他]

ホームページ等

<http://www.isp.appi.keio.ac.jp>

6. 研究組織

(1) 研究代表者

田中 敏幸 (TANAKA TOSHIYUKI)

慶應義塾大学・理工学部・教授

研究者番号：20217053

(2) 研究分担者

なし

(3) 連携研究者

なし