

遠隔操作型細隙灯顕微鏡での診療における対象物の大きさの判定

相渡 敬太* 小池 伸弥* 堀内 賢一* 郷 健太郎† 柏木 賢治‡ 田邊 直彦‡

山梨大学工学部* 山梨大学大学院医学工学総合研究部† 山梨大学医学部‡

1. はじめに

山梨県は現在深刻な眼科医不足に陥っている。山間部や県境には眼科の診療所が無い町村が存在し、時間外の救急外来を受け入れている眼科診療所は、県内に 2ヶ所しかなく、時間帯によっては 1人の医師しか対応していない。このような現状では、適切な診療をすみやかに受けることが困難であり、重大な疾患の発見が遅れたり、緊急時に早急な対応をとれなかったりする可能性が出てくる。そこで我々は、眼科の初期診療で用いられる細隙灯顕微鏡を遠隔地から操作することで、眼科医のいない地域の患者を診療することを目的とした、眼科遠隔診療システムの開発を進めている[1]。システムを実際に使用している様子を図 1 に示す。

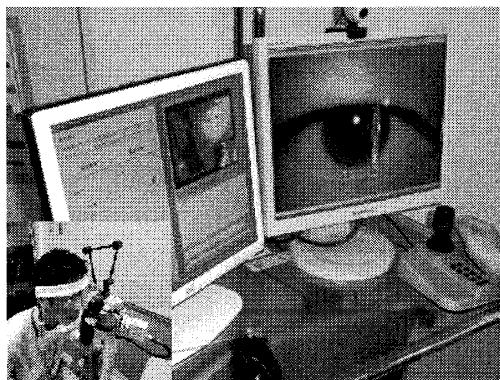


図 1 : 眼科遠隔診療システム使用風景

本研究では、システムにおける遠隔操作型細隙灯顕微鏡から医師側端末に送られてくる眼の診断映像と、顕微鏡の位置と倍率、及びスリット光の光量、幅、長さ、向きの情報を利用して、病巣などの対象物の大きさを判定する手法を提案する。

2. 現在の手法の問題点

現在、細隙灯顕微鏡を用いた対象物の大きさ判定は以下のよう手順で行われている。

- (1) 測定部位に応じてスリット光の状態や顕微鏡の倍率、位置を変化させる。
- (2) スリットランプ用カメラ（図 2）を用いて撮影する。もしくはスリット光の幅、長さ、角度を調整し、対象物とスリット光を一致させ、それらの情報をから対象物の大きさを測定する。
- (3) 写真を載せる、測定した値を記述する、対象物の様子をスケッチするなどの方法でカルテに記録する。

Measuring the size of on screen object with remote-control slit-lamp microscope

*Keita Aido, *Nobuya Koike, *Ken'ichi Horiuchi,

†Kentaro Go, ‡Kenji Kashiwagi, ‡Naohiko Tanabe

*Faculty of Engineering, University of Yamanashi,

†Interdisciplinary Graduate School of Medicine and Engineering, University of Yamanashi,

‡Faculty of Medicine, University of Yamanashi

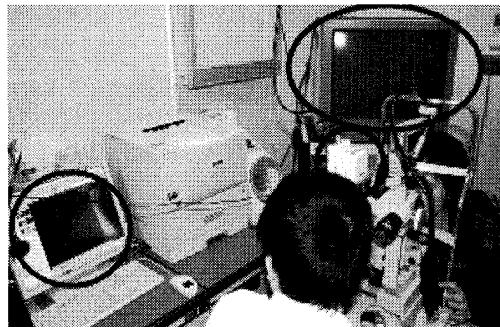


図 2 : 細隙灯顕微鏡による診療風景（図左-カメラと連動した PC, 図中央-スリットランプ用カメラ, 図右上-カメラの撮影映像を写すモニタ）

現在の手法には 2 つの問題があると考えられる。まず、スリット光による測定における測定部位の選定方法は医師の経験と勘によるところが大きく、他の医師によって再現することが困難である。次にカメラ撮影による記録方法では、専用の撮影装置が必要になり、金銭的、場所的コストがかかる。また、PC 上で写真を並べて比較することは可能だが、角膜表面の病巣の大きさ等を定量的に測定、比較するシステムは存在していない。

3. 提案手法

これらの問題を解決する手法として、眼科遠隔診療システムにおける診療映像（図 1 の右側ディスプレイ）を利用することを提案する。この診断映像を用いるメリットとして以下の点が挙げられる。

- 映像が非常に精細である。
- 前回の診断映像と今回の診断映像を重ねることで、対象物の大きさの変化を診るのが容易になる。
- 診断映像の保存が容易である。
- 顕微鏡位置情報、カメラ倍率などの情報を用いることで、測定部位の位置と大きさを数値データとして抽出可能。

以上のことから、簡単かつ正確に測定部位の位置情報と対象物の大きさを記録することができる。記録した測定部位の位置情報を用いることで、過去の診療における測定部位を正確に再現することが可能になる。また、角膜表面の病巣の大きさ等の定量的な測定、比較が可能になる。そして、診断映像の保存のためのスリットランプ用のカメラが必要なくなるため、コストの削減が可能になると考えられる。

3.1 提案手法の機能

上記の手法を実現するためには、以下の 4 つの機能が必要になると考えられる。

- (1) 測定部位の基準点をとるための診断映像のキャリブレーション
- (2) 測定部位の位置指定（映像上の 2 点の指定）
- (3) 指定された 2 点間の距離の計算

(4) (2) と (3) で得られた測定部位の位置と計算結果の記録

以下では、各機能について実装方法を説明する。

3.2 キャリブレーション

測定データの基準点をとるため、診断中の映像に、既存の診断映像を重ね合わせ、キャリブレーションを行う。その手順は以下の通りである。

- (1) 瞳孔中心線を測定する。
 - (2) 既存の診断画像と今回の診断画像を二値化し、虹彩部分のエッジ検出を行う。既存の診断画像が無い場合、今回の診断画像を次回の基準点をとるための画像として保存する。
 - (3) 2つの画像のエッジ部分を一致させることで、2つの画像を重ね合わせる。
- ここで、瞳孔中心線とは、角膜表面に直角に入射し、入射瞳（角膜の屈折によって生ずるみかけの瞳孔）の中心を通る軸であり、臨床的に簡単に測定できる[2]。

3.3 判定部位の指定

顕微鏡カメラの位置情報をから点 $A(x_a, y_a, z_a)$ 、点 $B(x_b, y_b, z_b)$ を指定する。指定方法として、診断画像ウィンドウに重なるように、中央にカーソルを表示させた透過ウィンドウを出現させる。指定したいポイントにカーソルが合うように顕微鏡カメラを移動させ、その時の顕微鏡カメラの位置情報を取得する。この作業を A 点（図 3(a)）B 点（図 3(b)）で行う。

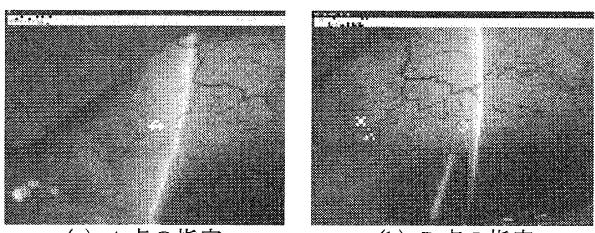


図 3: 測定部位の指定

3.4 大きさの判定

2 点間の距離の計算とは、図 4 における L の長さ、即ち円の弧長を求めることがある。いま、曲率半径 r を既知の値[3][4]として、弦長 a はベクトル AB の大きさとする。円の弧長 L は

$$L = r\theta \quad (1)$$

で求められる。余弦定理より、次式が求められる。

$$\cos\theta = \frac{2r^2 - a^2}{2r^2} \quad (2)$$

ここで $\cos^{-1}\theta$ より θ の大きさがわかるので、 θ を(1)式に代入して L の値を求める。AB が角膜と強膜をまたぐ場合には、角膜部分と強膜部分で曲率半径が異なっているため、それぞれ別々に弧長を求めて足し合せる（図 5）。

3.5 データの記録

現在データの保存形式として、診断画像は BMP 形式で、点 A と点 B の位置情報は診断画像に対するピクセル値で、対象物の幅 L はテキスト形式での保存を考えている。

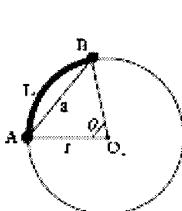


図 4: 対象物の幅 L の計算

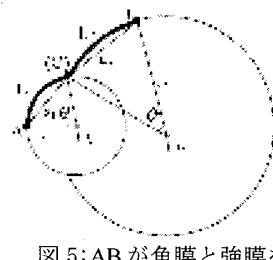


図 5: AB が角膜と強膜をまたいだ場合

4. 実験

4.1 実験計画

提案手法の機能のうち、大きさの判定について、顕微鏡の倍率の違いが与える影響と、理論値との誤差について評価を行う。理論値として、実際の眼球に近い直径 22 mm の球体に 10 mm の間隔で点を描き、2 点間の長さを測定する。

4.2 実験結果

実験の結果を分散分析した結果、倍率によって計算結果に 1% 水準で有意差は見られなかった。

また、倍率毎に測定誤差の平均値を取ると、-0.44 mm ~ -0.18 mm の範囲をとった。これは実験に使用した眼科遠隔診断システムでは座標値の精度が 1 mm のためであると考える。したがって扱う座標値の精度を向上させる必要がある。

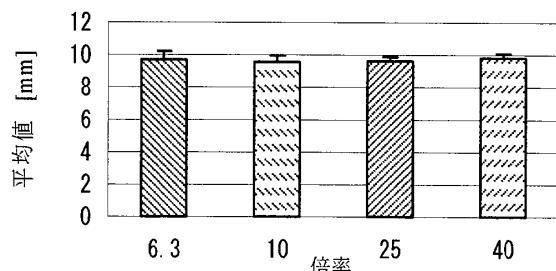


図 6: 顕微鏡の倍率による測定結果と誤差の関係

5. おわりに

今回の実験を通じて、座標値の精度の向上が必要なことがわかった。今後は、眼科遠隔診療システムにおける座標値の精度の向上させることで、測定誤差を減らすようシステムを改良し、キャリブレーション機能も含めたシステム全体の評価実験を行う予定である。

謝辞

本研究は総務省戦略的情報通信研究開発推進制度(SCOPE) の支援を受けて行われた。

参考文献

- [1] Kentaro Go, Yuki Ito, and Kenji Kashiwagi. Interaction design of a remote clinical robot for ophthalmology, LNCS 4557, pp. 840-849, Springer-Verlag, 2007.
- [2] 大橋裕一, 木下茂, 角膜形状解析 from A to Z, メジカルビュー社, 1996.
- [3] 稲垣有司, 角膜曲率半径の経年変化, 日眼会誌, 91 卷, 1 号, pp. 2-139, 1987
- [4] 芹阪良二, 古賀一男, 中溝幸夫, 眼球運動の実験心理学, 名古屋大学出版会, 1993.