

## Mô hình hóa và mô phỏng hệ thống phản xạ tiền đình-mắt cho ứng dụng y tế

Hà Ngọc Khoán<sup>1</sup>, Trần Văn Nghĩa<sup>2\*</sup>, Lê Kỳ Biên<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Viện Khoa học và Công nghệ quân sự;

<sup>2</sup>Học viện Phòng không-Không quân.

\*Email: nghiamosmipt@gmail.com

Nhận bài: 11/9/2023; Hoàn thiện: 10/11/2023; Chấp nhận đăng: 15/11/2023; Xuất bản: 10/12/2023.

DOI: <https://doi.org/10.54939/1859-1043.j.mst.FEE.2023.97-104>

### TÓM TẮT

Trong bài báo này, các tác giả đề xuất mô hình phản xạ tiền đình-mắt (VOR) và phương pháp tối ưu hóa giá trị bộ tham số của mô hình này cho cá thể người. Phương pháp đề xuất dựa trên thiết bị theo dõi mắt. Phương pháp xác định tâm đồng tử dựa trên ước lượng biên ảnh đồng tử và ước lượng tâm hình học elip. Tiến cử việc đo góc quay và tốc độ quay dựa trên hình học không gian kích thước ảnh pixel và tốc độ chụp khung hình. Những phương pháp đề xuất được đánh giá thông qua công cụ Matlab. Mô hình VOR đề xuất hữu ích cho nhân viên y tế đưa ra quyết định chẩn đoán và giải pháp hiệu quả khám và điều trị cho bệnh nhân.

**Từ khoá:** Phản xạ tiền đình-mắt; Bệnh tiền đình; Chóng mặt-mắt thăng bằng; Xung động đầu video.

### 1. MỞ ĐẦU

Phản xạ tiền đình mắt VOR (vestibulo-ocular reflex) là một phản xạ tự động giữa hệ thần kinh tiền đình và hệ thần kinh mắt giúp duy trì ổn định hình ảnh trên võng mạc [1]. Việc mô hình hóa hệ thống VOR đóng một vai trò quan trọng trong chẩn đoán và điều trị các bệnh và tổn thương khác nhau cũng như các hội chứng liên quan của chúng [2]. Nhiều công bố trước đây đã chứng minh rằng, chuyển động của mắt có thể được ước tính từ chuyển động của đầu [3–6]. Một số mô hình toán học cho VOR được đề xuất và từ đó có thể đưa ra dự đoán về cách hoạt động trong các tình huống kích thích khác nhau. Mô hình VOR có thể được sử dụng để mô phỏng chuyển động của mắt từ chuyển động của đầu, từ đó có thể ước lượng được mức độ, tính chất của các lỗi xảy ra trong quá trình đó bằng việc theo dõi ánh mắt qua các kích thích thị giác nhất định. Mô hình VOR điển hình do Merfeld và Zupan [3] đề xuất phản ánh sự tương tác giữa sỏi tai và ống bán khuyên. Mô hình này có độ trễ bậc nhất cho cơ mắt nên một số nghiên cứu kết hợp mô hình này với mô hình của Robinson [6] hình thành một mô hình mới chứa bốn tham số để bù cho sự khác biệt theo từng cá nhân [7]. Tuy nhiên, các mô hình này có độ phức tạp cao và khó khăn để ứng dụng vào chẩn đoán y tế cho từng loại bệnh.

Với mục đích phân tích, đánh giá và xác định nguyên nhân của việc mất thăng bằng, chóng mặt [8] của con người. Bài viết này giới thiệu một mô hình hóa và mô phỏng hệ thống phản xạ tiền đình mắt, đánh giá mức độ ảnh hưởng (độ nhạy) của các tham số để đưa ra bộ giá trị tham số tối ưu. Mô hình này có thể hữu ích cho nhân viên y tế phát hiện nguyên nhân sự mất cân bằng, gây chóng mặt trong thực tế [9], để từ đó đưa ra quyết định chẩn đoán và giải pháp hiệu quả nhằm nâng cao chất lượng khám và điều trị [10].

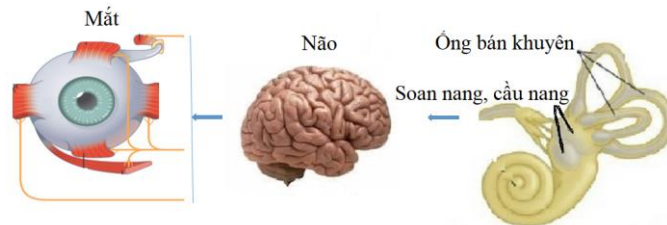
### 2. PHƯƠNG PHÁP ĐỀ XUẤT

#### 2.1. Hệ thống tiền đình con người

Cấu tạo giải phẫu của cơ quan tiền đình: Tiền đình gồm có hai phần là các ống bán khuyên (mỗi tai có 3 ống bán khuyên nằm thẳng góc với nhau) và phần tiền đình thực sự (gồm soan nang và cầu nang, nó bao gồm các thụ thể cho cảm giác về trọng lực và gia tốc thẳng).

Chức năng của cơ quan tiền đình: Cung cấp cảm giác vận động khách quan trong không gian

3 chiều. Duy trì tư thế thẳng đứng cơ thể bằng cách điều chỉnh phản xạ cơ ở chi. Tiền đình hoạt hóa làm ổn định vị trí đầu trong không gian và kiểm soát cơ vận nhãn, giúp mắt ổn định một điểm trong không gian khi đầu di chuyển (phản xạ tiền đình mắt). Thông tin vào nhân tiền đình từ ống bán khuyên đi đến não bộ sau đó điều chỉnh các bó cơ để ổn định, điều chỉnh của mắt.

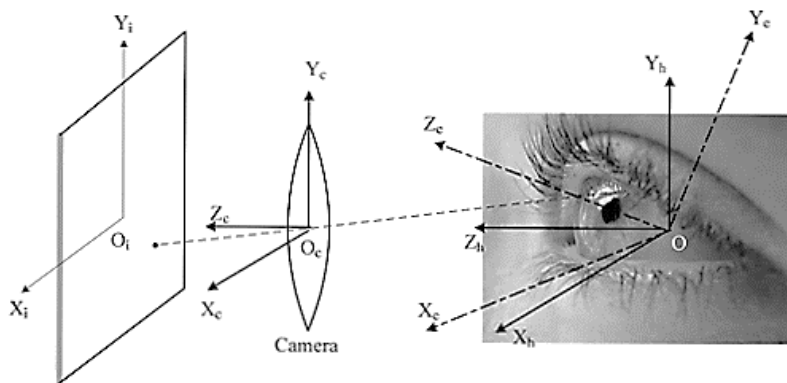


**Hình 1.** Cấu tạo cơ quan tiền đình con người.

Các mối liên hệ giữa các trung tâm tiền đình, trung tâm vận động các cơ mắt và khối cơ vùng cổ cùng với tiểu não tạo nên sự phối hợp chính xác cao của ba hệ thống chức năng, điều này cho phép chúng ta cố định nhìn một vật ngay cả trong lúc đầu chuyển động.

## 2.2. Phương pháp đề xuất đo chuyển động của mắt

Trong các mô hình, chuyển động của đầu được thể hiện bằng vận tốc góc làm đầu vào và chuyển động của đồng tử là đầu ra. Bằng việc đo lường sự chuyển động của đầu và mắt, nghiên cứu mối tương quan giữa hai giá trị đo lường này tạo ra các thông tin hữu ích cho y tế. Góc quay và vận tốc góc quay của đầu trên thực tế có thể dễ dàng đạt được thông qua các cảm biến gắn với thiết bị đeo trên đầu. Xét các hệ tọa độ được biểu diễn trên hình 2, trong đó tâm hệ tọa độ mắt và đầu có thể được xem là trùng nhau và là tâm quay của nhãn cầu.



**Hình 2.** Ánh xạ mắt lên ảnh và các hệ tọa độ: Hệ tọa độ mắt ( $O_c X_c Y_c Z_c$ ), hệ tọa độ đầu ( $O X_h Y_h Z_h$ ), hệ tọa độ camera ( $O_c X_c Y_c Z_c$ ) và hệ tọa độ ảnh ( $O_i X_i Y_i$ ).

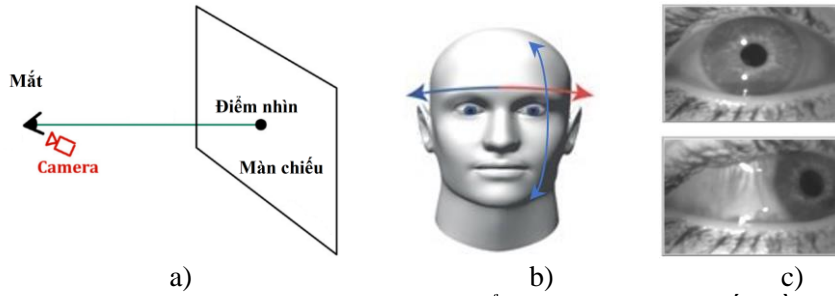
Vị trí của mắt trong không gian có thể được mô tả bằng các thành phần ngang, dọc và xoắn. Camera được lắp trên kính đeo và được coi là cố định so với đầu. Thành ra, chuyển động tương đối theo trục Z giữa mắt mở của mắt hay đầu và camera là không xảy ra. Việc ánh xạ mắt trong không gian lên ảnh hai chiều của nó là có thể cung cấp đủ thông tin để đo góc và tốc độ góc.

Giả thiết rằng, khi bắt đầu quá trình đo, mắt nhìn thẳng, tập trung về phía trước vào một điểm ngắm trên màn hình như thể hiện trên hình 3a. Quá trình thử nghiệm, người thao tác tiến hành quay đầu người tham gia (bệnh nhân, người tự nguyện tham gia thử nghiệm) theo hai hướng lắc ngang (quay quanh trục Y) và lắc dọc (quay quanh trục X) như trên hình 3b. Hình ảnh đồng tử nhận được sẽ có dạng khác nhau nhưng tổng quát là các hình elip (hình 3c) có phương trình chính tắc như sau (Theo sách giáo khoa lớp 10 - Nhà xuất bản giáo dục Việt Nam):

$$\frac{x_p^2}{a_p^2} + \frac{y_p^2}{b_p^2} = 1 \quad (1)$$

Trong đó,  $a_p$  và  $b_p$  là bán kính lớn và bán kính nhỏ tương ứng của elip.

Sự chuyển động của mắt là được xác định thông qua sự dịch chuyển của tâm đồng tử. Phương pháp tìm kiếm tâm đồng tử là đạt được thông qua ước lượng tâm của elip (1). Đây là một vấn đề không phức tạp và đã được giải quyết bằng nhiều nghiên cứu [11]. Tâm của đồng tử ban đầu được tìm kiếm và được coi là điểm tham chiếu để tính góc chuyển động mắt trong quá trình đo.

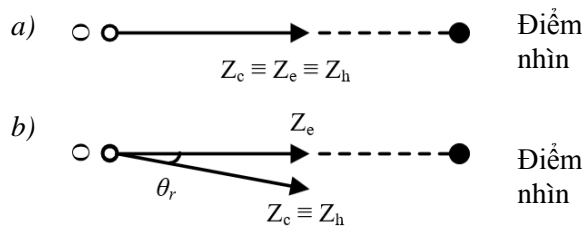


**Hình 3.** Minh họa: a) Vị trí người tham gia so với điểm nhìn; b) Hướng lắc đầu; c) Hình dạng ảnh đồng tử và mống mắt.

Xét trường hợp lắc đầu ngang làm tổng quát trong các phân tích sau đây. Kính đeo được thiết kế sao cho mặt mở camera vuông góc với mặt mở của mắt. Hay nói cách khác trục  $Z_c$  song song với  $Z_h$ . Như vậy, khi chưa lắc đầu và người tham gia thử nghiệm ngồi thẳng hướng với điểm ngắm trên màn hình, các trục  $Z_c, Z_e, Z_h$  coi như trùng nhau và có hướng từ tâm O đến điểm ngắm (hình 4a). Một camera bao gồm các tham số cần thiết đó là độ phân giải  $\alpha \times \beta$  và số khung hình/giây fps (frame per second). Tốc độ góc quay tâm đồng tử có thể dễ dàng đạt được thông qua việc đo góc quay của nó từ ảnh này đến ảnh chụp kế tiếp. Khoảng thời gian chụp mỗi ảnh là đều, tốc độ góc quay của mắt  $v_p$  nhận được:

$$v_p = \theta_r f_c \quad (2)$$

Trong đó,  $\theta_r$  là góc quay tâm đồng tử từ khung ảnh hiện tại so với khung ảnh trước đó,  $f_c$  là tốc độ chụp ảnh (là số khung hình trên giây fps).



**Hình 4.** Hướng các trục Z khi: a) Đầu không quay đầu, người ngồi thẳng hướng với điểm ngắm; b) Khi quay đầu.

Theo nguyên lý của thấu kính, tọa độ điểm trên mắt ngoài không gian tỷ lệ với tọa độ điểm đó trong khung ảnh. Đoạn dịch chuyển của mắt  $X_e$  có thể được xác định thông qua đoạn dịch chuyển trên ảnh  $X_i$ :

$$X_e = \gamma X_i \quad (3)$$

Trong đó,  $\gamma$  là một hệ số tỷ lệ, được xác định từ thiết kế thiết bị theo dõi ảnh mắt,  $X_i$  là kích thước ảnh được tính theo số lượng pixel.

Như có thể thấy rằng, với tốc độ quay của mắt dưới 200 độ/giây và tốc độ chụp ảnh của camera gắn trên thiết bị theo dõi mắt lên đến 60 ÷ 300 fps, do nhãn cầu có dạng hình cầu, góc

quay tâm đồng tử từ ảnh này đến ảnh kia tối đa  $1,5 \div 3$  độ. Hơn nữa, trong quá trình đo chẩn đoán thực tế, người tham gia chỉ bị quay với tốc độ khoảng 100 độ/giây, dẫn đến sự thay đổi góc quay tâm đồng tử từ ảnh đến ảnh chỉ khoảng 1 độ. Từ hình 4b có thể thấy rằng, với góc quay nhỏ  $\theta_r$  tạo ra một cung quay trong không gian bằng với một đoạn thẳng trong mặt phẳng. Đoạn thẳng này là nhỏ và người thao tác tiến hành lắc đầu người tham gia cẩn thận, thì đoạn thẳng này được coi như là nằm trên trục X. Với độ dài đoạn thẳng này là  $X_e$ , theo nguyên lý hình học, nó được tính bởi:

$$X_e = R_e \theta_r \quad (4)$$

Trong đó,  $R_e$  là bán kính nhãn cầu có độ lớn 13,54 mm đối với con người [12],  $\theta_r$  là góc dịch của tâm đồng tử được tính theo radian.

Từ (3) và (4) chúng ta nhận được

$$\theta_r = \frac{X_e}{R_e} = \frac{\gamma X_i}{R_e} \quad (5)$$

Từ (5) có thể thấy rằng, góc quay có thể đạt được thông qua độ dịch chuyển điểm ảnh của tâm đồng tử. Tuy nhiên, những biểu thức trên chưa tính đến sự dịch chuyển của mắt và đầu trong không gian. Để loại trừ ảnh hưởng này, do đó duy trì các biểu thức nhận được ở trên chúng ta cần đưa ra các điều kiện thiết kế thiết bị và áp dụng trong đo lường. Trong thực tế, với thao tác lắc đầu ngang, giới hạn góc quay đầu theo hai hướng trái-phải khoảng 100 độ, trong khi lắc đầu dọc là 60 độ và ký hiệu tổng quát là  $\theta_{Hor}^{max}$  và  $\theta_{Ver}^{max}$  tương ứng. Xét lắc đầu ngang làm trường hợp tổng quát. Số pixel biểu thị khoảng giới hạn dịch chuyển của tâm đồng tử theo chiều ngang là  $X_{Hor}^{max}$ . Như thể hiện trên hình 3a, gọi khoảng cách từ tâm O đến màn chứa là R, giới hạn tâm O dịch chuyển theo chiều ngang trong không gian là  $\Delta$ . Khi mắt nhìn ổn định tập trung vào điểm ngắm, ta có thể xem điểm ngắm là một điểm tâm quay, tâm O và mặt đồng tử là chuyển động trong không gian.

Nếu  $R \gg R_e$  thì

$$X_{Hor}^{max} \approx \Delta \quad (6)$$

Bài báo đề xuất định nghĩa độ phân dải góc quay mắt, được xác định bởi góc quay tối thiểu mà tại đó dẫn đến sự thay đổi tâm đồng tử tương ứng một pixel trong ảnh mắt.

$$\delta_i = \frac{\theta_r}{X_i} \quad (7)$$

Nếu sự dịch chuyển của đầu dẫn đến tâm O chuyển động trong không gian với góc quay cực đại so với tâm điểm ngắm nhỏ hơn một nửa độ phân dải góc (7) thì điểm ảnh biểu diễn tâm đồng tử không thay đổi. Do đó, trong trường hợp như vậy có thể xem mắt đứng yên so với tâm điểm ngắm, dẫn đến các biểu thức (2) – (5) ở trên là luôn thỏa mãn. Giả thiết  $X_o$  là độ dịch chuyển lớn nhất của tâm O theo trục X. Theo cấu trúc hình học không gian ở điều kiện  $R \gg X_o$ , góc quay cực đại của mắt so với điểm ngắm đạt được:

$$\theta_{OH}^{max} = \frac{X_o}{R} \quad (8)$$

Để được xem rằng mắt đứng yên so với điểm ngắm, từ (7) và (8) thiết lập được điều kiện:

$$\theta_{OH}^{max} < \frac{\delta_i}{2} \Rightarrow \frac{X_o}{R} < \frac{\theta_r}{2X_i} \quad (9)$$

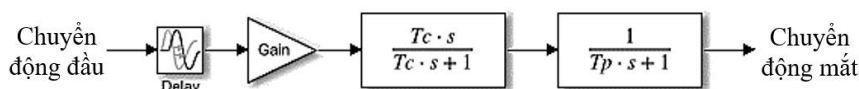
$$R > \frac{2R_e}{\gamma} X_o \quad (10)$$

Từ (10) có thể thấy rằng, khi đặt màn hình ở khoảng cách so với mắt người bệnh thỏa mãn

(10) thì góc quay tâm đồng tử và vận tốc góc của nó có thể xác định theo (4) và (2) tương ứng.

**2.3. Mô hình phản xạ tiền đình-mắt**

Các mô hình VOR đã công bố có thể khác nhau tùy theo ứng dụng cụ thể, nhưng chúng đều có điểm chung rằng, các mô hình đều có bốn tham số được ký hiệu: Delay, Gain,  $T_c$  và  $T_p$ . Các tham số này có giới hạn về giá trị được đo bằng thực nghiệm với nhiều nghiên cứu đã chỉ ra [3, 4, 6, 7]. Sơ đồ xử lý tín hiệu mô hình hóa VOR như được thể hiện như hình 5.



**Hình 5.** Sơ đồ mô hình phản xạ tiền đình-mắt (MathWorks Inc).

Tham số Delay mô hình hóa thực tế là có trễ bởi tế bào thần kinh trong việc truyền tín hiệu từ tai trong đến não và mắt. Dựa trên số lượng khớp thần kinh tham gia vào phản xạ tiền đình-mắt, độ trễ này dự kiến khoảng  $2 \div 9$  ms tùy thuộc vào từng cá nhân.

Tham số Gain mô hình thực tế là mắt không di chuyển nhiều như đầu. Mặc dù đầu có thể chuyển động nhanh hơn so với mắt nhưng hình ảnh vẫn có sự duy trì ổn định trên võng mạc. Giá trị của tham số này được kiểm nghiệm thực tế với con người nằm trong khoảng 0,6 đến 1.

Tham số  $T_c$  mô hình hóa các động lực liên quan đến các kênh bán nguyệt, cũng như một số xử lý thần kinh bổ sung. Các kênh này là các bộ lọc thông cao, bởi vì sau khi một đối tượng được đưa vào chuyển động quay, các màng hoạt động thần kinh từ từ giãn trở lại vị trí nghỉ, vì vậy các kênh ngừng cảm nhận chuyển động. Do đó, tại thời điểm chuyển tiếp, các chuyển động của mắt có xu hướng rời khỏi kích thích theo thời gian. Dựa trên các đặc tính cơ học của ống tủy, kết hợp với xử lý thần kinh bổ sung,  $T_c$  có khoảng giới hạn từ 10 đến 30 giây.

Cuối cùng, tham số  $T_p$  mô hình các đặc tính động lực học của vận động cơ mắt, tức là mắt và các cơ và mô gắn liền với nó. Các cơ quan này có thể được mô hình hóa bởi hai cực, tuy nhiên, cực có hằng số thời gian lớn hơn sẽ bị hủy bỏ bởi sự bù trừ trước trong não, để cho phép mắt thực hiện các chuyển động nhanh chóng. Vì vậy, tại các thời điểm chuyển tiếp các kích thích, các chuyển động của mắt theo sau đó chỉ có một chút chậm trễ. Đối với tham số  $T_p$ , giá trị thực nghiệm của nó khoảng 0,01 giây và giới hạn khoảng thay đổi nó nằm trong khoảng 0,005 đến 0,05 giây.

Bỏ qua tham số Delay, mô hình VOR được đề xuất được biểu diễn toán học như sau:

$$v_e = G \frac{T_c s}{T_c s + 1} \frac{1}{T_p s + 1} v_h^{delay} \tag{11}$$

Trong đó,  $G$  là hệ số Gain,  $v_e$  là vận tốc góc của tâm đồng tử,  $v_h$  là vận tốc góc quay của đầu và  $v_h^{delay}$  là vận tốc góc của đầu đã giữ chậm bởi tham số delay.

$$v_{p-p} = \frac{T_c s}{T_c s + 1} v_h^{delay} \tag{12}$$

$$v_e' = \frac{1}{T_p s + 1} v_{p-p} \tag{13}$$

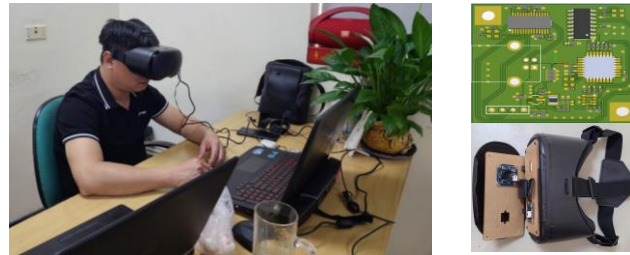
Trong đó, (12) biểu thị mô hình các cơ quan ngoại vi cảm nhận (bờ tai) và các neuron tiền đình xử lý sự quay quay của đầu. Biểu thức (13) mô hình cho các cơ quan vận động của mắt.

**3. KẾT QUẢ VÀ THẢO LUẬN**

Mục này tiến hành đánh giá kết quả đo lường sự vận động của mắt và đánh giá độ chính xác của mô hình VOR. Kích thích hệ thần kinh tiền đình thông qua việc lắc đầu thụ động, nghĩa là nhân viên y tế lắc đầu bệnh nhân không để bệnh nhân biết trước và yêu cầu bệnh nhân luôn nhìn

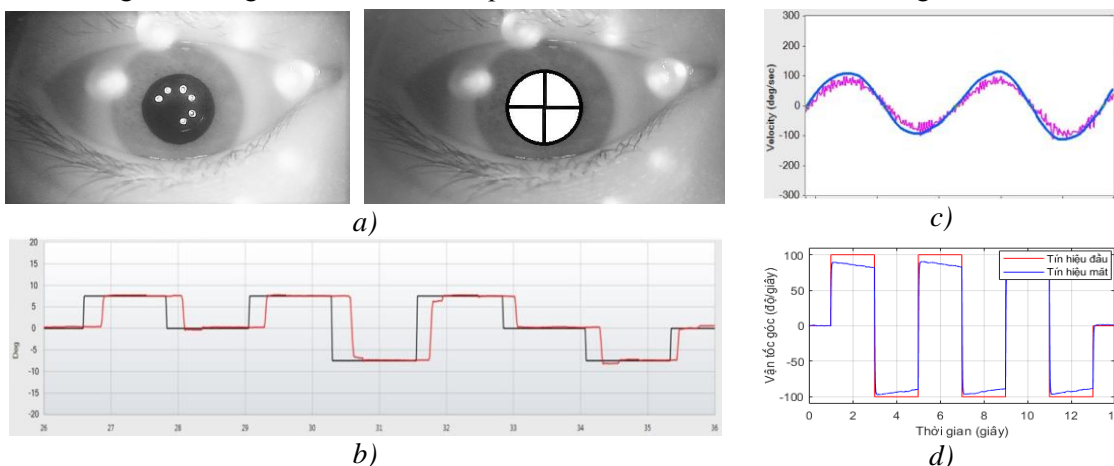
vào một điểm ngắm trên màn hình quan sát như hình 3a.

Camera của thiết bị quan sát mắt đặt cách mắt 2 - 3cm. Độ phân giải 640 x 360 pixels với tốc độ ghi nhận 120 khung hình/giây. Người ngồi ở khoảng cách tối thiểu 2 m so với màn hình hiển thị điểm ngắm để thỏa mãn điều kiện (10). Nhân viên y tế lắc đầu ngang hoặc dọc và duy trì ổn định sao cho mắt di chuyển trong không gian với giới hạn dưới 5 cm so với tâm đồng tử ban đầu. Nếu sự dịch chuyển này lớn hơn, cần phải để người ngồi xa màn hình hiển thị điểm ngắm sao cho điều kiện (10) luôn thỏa mãn. Thiết bị và minh họa thử nghiệm trên hình 6.



Hình 6. Hình ảnh thử nghiệm.

Hình 7a thể hiện kết quả định tâm đồng tử xác định với từng ảnh chụp theo hình elip. Hình 7a chỉ ra rằng, tâm đồng tử với mỗi ảnh chụp được xác định chính xác theo thời gian thực.



Hình 7. Kết quả đo lường: a) Tâm đồng tử (ảnh chụp-phía trên, ảnh được xử lý-phía dưới); b) Góc quay tâm đồng tử (màu đỏ) tương ứng với góc quay đầu (màu đen) khi lắc dọc; c) Tốc độ góc quay tâm đồng tử (màu hồng) và quay đầu (màu xanh) khi lắc ngang; d) Tốc độ góc quay tâm đồng tử (màu xanh) và quay đầu (màu đỏ) khi lắc dọc.

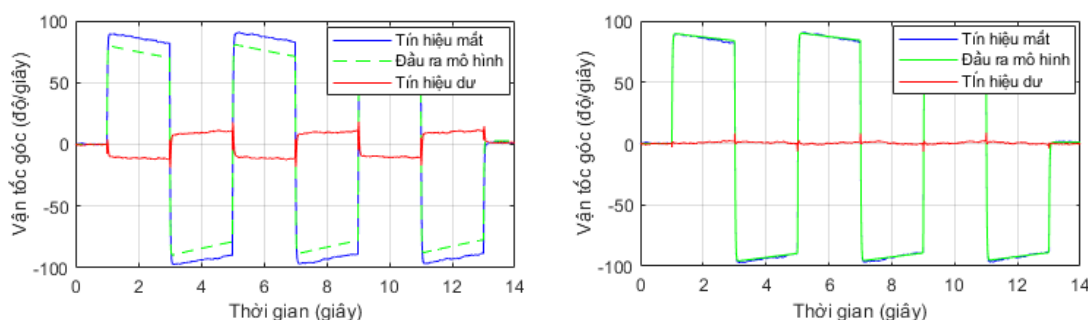
Việc kích thích hệ thần kinh tiền đình của bệnh nhân được nhân viên y tế thực hiện theo quy trình (hình 6). Theo các nghiên cứu đã công bố, lắc đầu theo chiều dọc kích thích mạnh mẽ hơn sự phản xạ của hệ thần kinh tiền đình, vì như vậy các cơ quan của tiền đình trong tai cộng thêm tác động của trọng lực. Để thuận tiện trong các quan sát kết quả, hướng quay của mắt được hiển thị ngược lại so với thực tế. Hình 7b đưa ra kết quả lật đầu thay đổi góc và hướng đột ngột theo chiều dọc. Hình 7c và 7d biểu diễn tốc độ góc quay. Từ các kết quả này có thể thấy rằng, mắt bám theo sự chuyển động ổn định của đầu nhưng chậm hơn khi thay đổi góc quay đầu đột ngột (hình 7b). Chuyển động của mắt là gần như, nhưng không hoàn toàn bù đắp chuyển động của đầu, trong đó (hình 7c và 7d). Sai lệch lớn nhất giữa chuyển động mắt so với chuyển động đầu tại những thời điểm thay đổi hướng quay và những điểm tốc độ quay đầu lớn nhất.

Để ước lượng các tham số tối ưu cho mô hình VOR với mỗi cá nhân, tập dữ liệu lắc đầu dọc sẽ được sử dụng. Hình 8 minh họa kết quả đánh giá mô hình. Khi sử dụng giá trị trung bình khoảng thay đổi các tham số, tín hiệu sai số (tín hiệu dư) giữa đầu ra mô hình và thực tế là lớn.

Để tìm bộ giá trị tối ưu hóa, bài báo sử dụng 5÷10% lượng dữ liệu để phân tích mức độ ảnh hưởng của tham số với giá trị ngẫu nhiên phân bố đều trong tập dữ liệu. Kết quả đánh giá tham số trong bảng 1 chỉ ra rằng tham số Delay và  $T_c$  có độ nhạy không đáng kể, trong đó,  $T_c$  là ảnh hưởng nhỏ nhất. Thậm chí, trong một số ứng dụng, tham số  $T_c$  có loại bỏ khỏi mô hình.

**Bảng 1. Kết quả đánh giá tham số mô hình.**

Tham số	Delay	Gain	$T_c$	$T_p$
<b>Độ nhạy của tham số</b>	0.01303	0.90873	0.044395	0.19919
<b>Giá trị tối ưu của tham số</b>	0.0038	0.8996	28.3485	0.0148



**Hình 8. Kết quả xử lý của mô hình khi chọn giá trị tham số trung bình trong khoảng thay đổi (bên trái) và giá trị tham số tối ưu (bên phải).**

Tham số Delay và  $T_c$  có thể được cố định khi tối ưu hóa. Việc giảm số lượng các tham số ít ảnh hưởng này sẽ tăng tốc độ tối ưu hóa và mở rộng tập phân tích đưa đến mô hình chính xác hơn. Hình 8 minh họa kết quả xử lý mô hình VOR đề xuất với giá trị tham số tối ưu. Từ hình 8 có thể thấy rằng, sai số mô hình VOR với kết quả đo lường thực tế là tương đối nhỏ. Những giá trị sai số lớn chủ yếu nằm ở các thời điểm thay đổi hướng quay của đầu. Điều này cũng hoàn toàn phù hợp với thực tế rằng, sự rung giật của mắt xuất hiện trong những điều kiện đó. Đây là sự phản xạ tự nhiên của hệ thần kinh tiền đình, giúp mắt bù nhanh sự thay đổi của đầu.

#### 4. KẾT LUẬN

Bài báo đã nghiên cứu mô hình hóa và mô phỏng phản xạ tiền đình-mắt để tạo ra các chuyển động bù trừ của mắt bằng cách sử dụng phân tích độ nhạy để thu hẹp số lượng tham số cần ước tính phù hợp và có thể giúp làm nổi bật mức độ ảnh hưởng các tham số đến mô hình. Mỗi một tham số đại diện cho một yếu tố sinh học tác động đến quá trình thu nhận xử lý tín hiệu phản xạ tiền đình – mắt. Kết quả phân tích độ nhạy bằng cách lấy mẫu lại và đánh giá lại hàm mục tiêu cho các mẫu, hoặc có thể sử dụng trực giác kỹ thuật để phân tích nhanh ta cũng có thể thấy kết quả các tác động liên quan đến các kênh bán nguyệt, cũng như một số xử lý thần kinh bổ sung ít nhạy cảm trong mô hình. Cùng với đó, độ trễ truyền tín hiệu từ tai trong đến não và mắt là thời gian cần thiết để các chất dẫn truyền thần kinh hóa học đi qua khe tiếp hợp kết nối các tế bào thần kinh có độ nhạy thấp, ít ảnh hưởng tới hiệu suất mô hình. Việc giảm số lượng các yếu tố này sẽ tăng tốc độ tối ưu hóa, điều này rất có ý nghĩa trong lâm sàng, giúp cho các kết quả chẩn đoán có chất lượng hơn. Kết quả thực nghiệm của mô hình trong quá trình điều chỉnh tham số cho kết quả tương đương như các nghiên cứu trước đây. Trong thời gian tới, nhóm tác giả sẽ tiến hành thu thập thêm dữ liệu từ nhiều đối tượng thử nghiệm để thấy rõ tác động của việc kích thích tiền đình-thị giác đối với chuyển động của mắt.

#### TÀI LIỆU THAM KHẢO

[1]. Kandel, E. R., Schwartz, J. H and Thomas M. Jessell, “Principles of Neural Science: 5th edition,” McGraw-Hill Education / Medical, (2012).

- 
- [2]. Agrawal, Y., Van de Berg, R., Wuyts, F., Walther, L., Magnusson, M., Oh, E., Sharpe, M., & Strupp, M., “Presbyvestibulopathy: Diagnostic criteria Consensus document of the classification committee of the Bárány Society,” *Journal of vestibular research: equilibrium & orientation*, **Vol. 29**, **No. 4**, pp.161–170, (2019).
- [3]. D. M. Merfeld and L. H. Zupan, “Neural processing of gravito-inertial cues in humans. III. Modeling tilt and translation responses,” *Journal of Neurophysiology*, **Vol. 87**, **No. 2**, pp.819–833, (2002).
- [4]. L. H. Zupan and D. M. Merfeld, “Neural processing of gravito-inertial cues in humans. IV. Influence of visual rotational cues during roll optokinetic stimuli,” *Journal of Neurophysiology*, **Vol. 89**, **No. 1**, pp.390–340, (2003).
- [5]. J. L. Viirre, and E. S. Demer, “Visual-Vestibular Interaction During Standing, Walking, and Running,” *Journal of Vestibular Research*, **Vol. 6**, **No. 4**, pp.295-313, (1996).
- [6]. D. A. Robinson, “The use of control systems analysis in the neurophysiology of eye movements,” *Annual Review of Neuroscience*, **Vol. 4**, pp.463–503, (1981).
- [7]. Anh Son Le, Makoto Inagami, Hiroto Hamada, Tatsuya Suzuki, Hirofumi Aoki, “Towards online detection of driver distraction: Eye-movement simulation based on a combination of vestibulo-ocular reflex and optokinetic reflex models,” *Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour*, **Vol. 65**, pp. 716-729, (2019).
- [8]. K. Kabaya, S. Katsumi, A. Fukushima, S. Esaki, T. Minakata and S. Iwasaki, “Assessment of semicircular canal function in benign paroxysmal positional vertigo using the video head impulse test and caloric test,” *Laryngoscope Investigative Otolaryngology*, **Vol. 8**, **No. 2**, pp.525-531, (2023).
- [9]. G. Psillas, I. Petrou, A. Printza, I. Sfakianaki, P. Binios, S. Anastasiadou and J. Constantinidis, “Video head impulse test (vHIT): value of gain and ascending fixation in vestibular neuritis one side,” *Journal of Clinical Medicine*, **Vol. 11**, **No. 12**, pp. 1-11, (2022).
- [10]. Jennifer L Millar, Yoav Gimmon, Dale Roberts, Michael C Schubert “Improvement After Vestibular Rehabilitation Not Explained by Improved Passive VOR Gain,” *Frontiers in Neurology*, Vol. 11:79 (2020).
- [11]. Jin N, Mavromatis S, Sequeira J, Curcio S. “A Robust Method of Eye Torsion Measurement for Medical Applications,” *Information*, **Vol. 11**, **No. 9**, pp. 1-15, (2020).
- [12]. F. Donders, “On the Anomalies of Accommodation and Refraction of the Eye,” *The New Sydenham Society: London, UK, ISBN 074531807X*, (1864).

### ABSTRACT

#### Modeling and simulation of vestibular-ocular reflex system for medical applications

*In this article, the authors propose a new vestibulo-ocular reflex (VOR) model and a method for optimizing the parameter set of this model for each individual. The proposed method is based on eye-tracking devices. The method involves determining the center of the pupil based on estimating the pupil contour and the geometric estimation of the ellipse center. The suggestion is to measure the angle of rotation and the angular velocity based on the spatial geometry of pixel image size and frame capture rate. The proposed methods are evaluated using Matlab tools. The proposed VOR model is useful for healthcare professionals in making diagnostic decisions and providing effective examination and treatment solutions for patients.*

**Keywords:** Vestibulo-Ocular Reflex - VOR; Vestibular disorder; Dizziness-imbalance; Video head impulse test.