

# ĐÁNH GIÁ CÁC PHƯƠNG PHÁP ĐO LƯỜNG ĐỘ TRỄ THỊ GIÁC CỦA NÃO NGƯỜI

Nguyễn Trọng Kiên

Học viện Công nghệ Bưu chính Viễn thông

**Tóm tắt:** Độ trễ thị giác của con người đóng một vai trò quan trọng để hiểu được các chức năng thị giác cơ bản, cụ thể là sự phát triển thị giác và cho đánh giá điều trị y tế. Tuy nhiên việc đo độ trễ thị giác từ tín hiệu điện thế gọi thị giác ổn định (Steady state visually evoked potentials, SSVEPs) rất khó khi chúng ta không biết đã có bao nhiêu chu kỳ pha xảy ra trước đó trong tín hiệu gọi điện thế điện áp ổn định thu được so với tín hiệu kích thích thị giác. Để giải quyết vấn đề này, một nghiên cứu gần đây đã đề xuất một phương pháp sử dụng đường bao của tín hiệu và đường bao này được trích xuất từ phương pháp giải điều chế phức (Complex Demodulation) để đo lường độ trễ thị giác từ tín hiệu gọi điện thế ổn định (SSVEPs) sinh ra do một kích thích điều chế biên độ. Trong nỗ lực cung cấp một phương pháp thay thế để đo lường độ trễ thị giác, nghiên cứu này đã sử dụng biến đổi Hilbert để trích xuất các đường bao dung để đo độ trễ thị giác và đánh giá hiệu năng của phương pháp này so với phương pháp giải điều chế phức.

**Từ khóa:** Điện thế gọi thị giác ổn định, kích thích điều chế biên độ, phương pháp giải điều chế phức, biến đổi Hilbert, độ trễ đáp ứng thị giác

## I. GIỚI THIỆU

Mạng lưới thần kinh não của chúng ta là một hệ thống có tổ chức và phức tạp bao gồm nhiều đường truyền thông tin từ võng mạc thị giác đến các vùng não sơ cấp và thứ cấp. Các sợi thần kinh và đường dẫn truyền điện thế này khác nhau về tốc độ cho thấy sự khác biệt về mặt giải phẫu và sinh lý giữa các mạng lưới thần kinh. Khi một tín hiệu thị giác được truyền đến các tế bào hạch võng mạc (retinal ganglion cells), nó tiếp tục đi đến vỏ não thị giác thông qua nhân gối ngoài (lateral geniculate nucleus) nằm trong đồi não (thalamus) [1], [2].

Tuy nhiên, trong hệ thống thị giác não người, việc độ trễ thị giác vẫn còn chưa được xác định rõ ràng. Do đó, nó rất quan trọng để khám phá rằng thời gian di chuyển của một tín hiệu nhận được từ võng mạc thị giác đến vùng não người là bao lâu. Hay nói cách khác, một phương pháp để đo lường thời gian trễ thị giác là rất quan trọng. Những nghiên cứu trước đây đã thực hiện đo lường độ trễ thị giác bằng điện thế gọi thị giác ổn định (Steady-state visually evoked potentials, SSVEPs) [3]–[13]. Điện thế gọi thị giác ổn định được tạo ra từ một kích thích thị giác có tính điều hòa, liên tục tại một tần số nhất định. Do đó, Điện thế gọi thị giác ổn định là một công cụ ổn định và định lượng đáng tin cậy cho việc khám phá các chức năng của hệ thống thị giác con người như sự thay đổi về biên độ hay lệch pha của tín hiệu phát và tín hiệu nhận được. Mặc dù phổ biên độ của tín hiệu gọi điện thế thị giác ổn định có thể đặt được dễ dàng bằng cách phân tích phổ truyền thống như biến đổi Fourier, thì việc đo lường độ trễ thị giác vẫn còn nhiều thử thách. Đó là vì nó gần như không thể đo độ trễ thị giác từ tín hiệu điện thế ổn định được gọi lên bởi một tần số kích thích thị giác điều hòa. Vì chúng ta không biết được đã có bao nhiêu chu kỳ pha xảy ra trong tín hiệu thu được (điện thế gọi điện áp ổn định) so với tín hiệu phát kích thích thị giác. Để vượt qua khó khăn này, những nghiên cứu trước đây đã cố gắng sử dụng đường dốc pha của đáp ứng so với nhiều tần số kích thích [3]. Để vẽ độ dốc này, các đáp ứng pha của mỗi tần số kích thích được tính bởi biến đổi Fourier và được sắp xếp theo thứ tự của tần số kích thích. Tuy nhiên phương pháp này phải dựa trên giả định của mối quan hệ tuyến tính giữa tần số và pha đáp ứng và kết quả chỉ cho ‘độ trễ tương đối’. Do đó nó hoàn toàn không phù hợp để áp dụng lên hệ thống điện sinh học của hệ thống thị giác khi hệ thống thị giác là phi tuyến và đã chỉ ra ba phạm vi đường cong khác nhau của tần số đáp ứng trong điện thế gọi thị giác ổn định (Đó là, dưới 15 Hz, từ 15 đến 25 Hz, và từ 25 đến 60 Hz). Vậy nên một phương pháp mới là rất cần thiết. Như một sự cố gắng để giải quyết khó khăn này, một nghiên cứu gần đây của nhóm tác giả Nguyễn et al năm 2019 đã phát triển một phương pháp mới để đo lường độ trễ thị giác của não người bằng cách sử dụng một kích thích thị giác điều chế biên độ, là kích thích chứa tần số sóng mang và tần số đường bao [14]. Tín hiệu kích thích thị giác điều chế biên độ này cũng đã gọi điện thế thị giác ổn định có chứa hai thành phần sóng, là đường bao và sóng mang. Một điểm đáng chú ý của nghiên cứu này là họ chỉ trích xuất đường bao của tín hiệu đáp ứng và sau đó so sánh với đường bao của

Tác giả liên hệ: Nguyễn Trọng Kiên,

Email: [kiennt@ptithcm.edu.vn](mailto:kiennt@ptithcm.edu.vn)

Đến tòa soạn: 9/2020, chỉnh sửa: 11/2020, chấp nhận đăng: 11/2020

tín hiệu kích thích để đo độ trễ kích thích. Phương pháp này đã thành công trong việc sử dụng đường bao để đo lường độ trễ thị giác một cách chính xác. Mặc dù vậy, trong nghiên cứu trước đây, tác giả chỉ mới sử dụng một phương pháp giải điều chế phức (Complex Demodulation) để trích xuất tín hiệu đường bao. Do đó, để tiếp tục với nghiên cứu trước, nghiên cứu hiện tại tiếp tục cố gắng đề xuất một phương pháp trích xuất đường bao khác để tính độ trễ thị giác. Phương pháp được đề xuất ở đây là biến đổi Hilbert. Tín hiệu mô phỏng và tín hiệu điện thế gọi thị giác ổn định thực tế được sử dụng để đánh giá hiệu năng đo lường độ trễ sử dụng biến đổi Hilbert và sau đó so sánh hiệu năng với phương pháp giải điều chế phức. Hình 1 minh họa giải thuật được sử dụng để tính độ trễ thị giác sử dụng hai phương pháp trích xuất đường bao này.

Cấu trúc của bài báo này như sau: phần II mô tả lý thuyết của hai thuật toán tách đường bao; phần III trình bày các kết quả thu được từ dữ liệu mô phỏng và dữ liệu thí nghiệm thực tế, Phần IV là kết luận.

## II. ĐỊNH LƯỢNG ĐỘ TRỄ DỰA TRÊN ĐƯỜNG BAO

Mặc dù nhiều bài báo trước đây đã sử dụng giải điều chế phức (complex demodulation) trong tín hiệu điện não để tách đường bao trong các thí nghiệm phân biệt sự tập trung của não người [15]–[18]. Tuy nhiên, một nghiên cứu gần đây đã đề xuất phương pháp này để đo lường độ trễ thị giác dựa trên so sánh pha giữa đường bao tín hiệu đáp ứng với đường bao của tín hiệu phát kích thích [14]. Giả sử ta có dạng công thức (1) của tín hiệu điện thế gọi thị giác ổn định với tần số sóng mang là  $\omega$ , được biểu diễn như sau:

$$S(t) = A(t) \cos(2\pi f_c t + \varphi(t)) + N(t) \quad (1)$$

Với  $t$  là thời gian tức thời của kích thích,  $A(t)$ ,  $\varphi(t)$  và  $N(t)$  biểu diễn cho sự thay đổi theo thời gian của biên độ, pha và nhiễu tương ứng.

### A. Phương pháp giải điều chế phức (complex demodulation):

Công thức (1) được biểu diễn theo hàm mũ phức, ta được công thức (2) như sau:

$$E(t) = \frac{1}{2} A(t) \left[ e^{i(\omega t + \varphi(t))} + e^{-i(\omega t + \varphi(t))} \right] + N(t) \quad (2)$$

Sau đó, công thức (2) được nhân với hàm mũ phức ( $e^{-i2\pi f t}$ ), ta thu được công thức (3) như sau:

$$\begin{aligned} \square E(t) &= E(t) e^{-i\omega t} \\ &= \frac{1}{2} A(t) \left[ e^{i\varphi(t)} + e^{-i(2\omega t + \varphi(t))} \right] + N(t) e^{-i\omega t} \end{aligned} \quad (3)$$

Bằng cách nhân với hàm mũ phức trong công thức (3), tần số toàn phổ sẽ bị dịch  $\omega$  về gốc không của phổ tần số. Kết quả từ phép nhân này là một véc tơ.

Kể từ khi tần số điều chế (hay tần số đường bao) cần tách là nhỏ hơn nhiều tần số sóng mang của kích thích thị giác, vì vậy một bộ lọc thông thấp Butterworth bậc 3 (không dịch pha) với tần số cắt tại 3Hz được sử dụng để giữ lại thành phần đường bao (đó là tại 2Hz) trong khi loại các thành phần tần số cao không cần thiết và thành phần nhiễu. Khi đó, ta tách được thành phần đường  $A(t)$  như trong biểu thức (4):

$$A(t) = 2 \left| E_{\text{filter}}(t) \right| \quad (4)$$

Với  $E_{\text{filter}}$  là tín hiệu được giải điều chế của tín hiệu điện thế gọi thị giác ổn định.

### B. Tách đường bao bằng phương pháp biến đổi Hilbert:

Để tách đường bao của một tín hiệu sử dụng biến đổi Hilbert, tín hiệu gốc trước tiên cần được đưa qua bộ lọc thông dải (từ 11 Hz đến 17 Hz, bộ lọc Butterworth bậc 3 không dịch pha) để lọc được tín hiệu có tần số trung tâm tại 14 Hz. Biến đổi Hilbert sau đó được áp dụng trên tín hiệu đã được lọc và có công thức (5) như sau:

$$H[x_{\text{filter}}(t)] = \frac{1}{\pi} PV \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{x_{\text{filter}}(\tau)}{\tau - t} d\tau \quad (5)$$

Với PV là giá trị chính của Cô-si (Cauchy Principal Value). Tín hiệu phân tích phức (complex analytic signal)  $x^*(t)$  đạt được bằng phép cộng của thành phần thực (đó là tín hiệu điện thế gọi thị giác ổn định được lọc tại 14 Hz) và thành phần ảo (đó là biến đổi Hilbert của tín hiệu điện thế gọi thị giác ổn định được lọc). Lúc này, tín hiệu phân tích phức  $x^*(t)$  có thể được biểu diễn như công thức (6):

$$x^*(t) = x_{\text{filter}}(t) + iH[x_{\text{filter}}(t)] = A(t)e^{i\omega(t)} \quad (6)$$

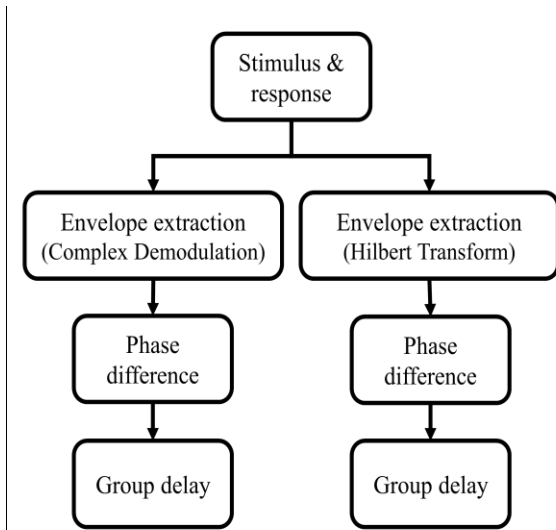
Với  $A(t) = \sqrt{x_{\text{bpf}}(t)^2 + H[x_{\text{bpf}}(t)]^2}$  thường là tín hiệu đường bao hay tần số điều chế biên độ.

### C. Đánh giá độ trễ từ đường bao đã tách được:

Bốn bước chính được thực hiện để tính độ trễ từ đường bao như được minh họa trong hình 1 là:

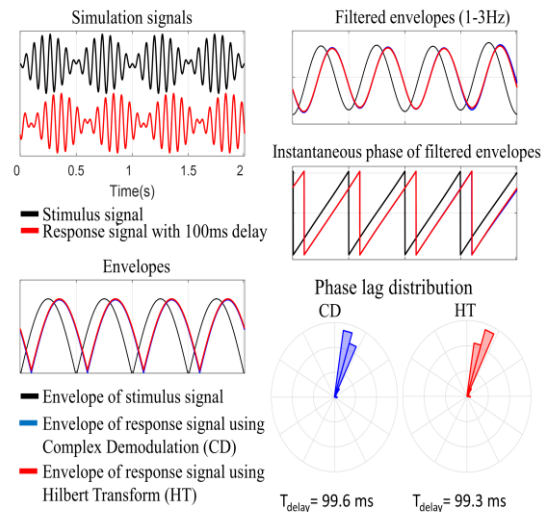
1. Tách các đường bao của tín hiệu kích thích và tín hiệu đáp ứng sử dụng giải điều chế phức (Complex Demodulation) và biến đổi Hilbert.
2. Một bộ lọc thông dải không dịch pha Butterworth bậc 3 (tần số cắt từ 1 Hz đến 3 Hz) được áp dụng trên các đường bao này để trích xuất tín hiệu đường bao được lọc tại 2 Hz.
3. Để lấy pha tức thời từ các đường bao của tín hiệu kích thích ( $\varphi_{\text{env\_photo}}$ ) và tín hiệu điện thế gọi thị giác ổn định ( $\varphi_{\text{env\_ssvep}}$ ), ta áp dụng biến đổi Hilbert.
4. Sau khi đạt được pha tức thời, độ trễ được tính theo công thức (7) như sau trong đó tần số  $f_{\text{env}}$  có giá trị bằng 2 Hz:

$$Time\ lag = \frac{1000\varphi_{difference}}{2\pi f_{env}} \quad (7)$$



Hình 1. Lưu đồ thuật toán

gần với độ trễ lí thuyết 100ms và có thể so sánh với kết quả được ở trường hợp 1.



Hình 2. Độ trễ đo được từ đường bao của tín hiệu không nhiễu

### III. KẾT QUẢ

#### A. Các kết quả mô phỏng

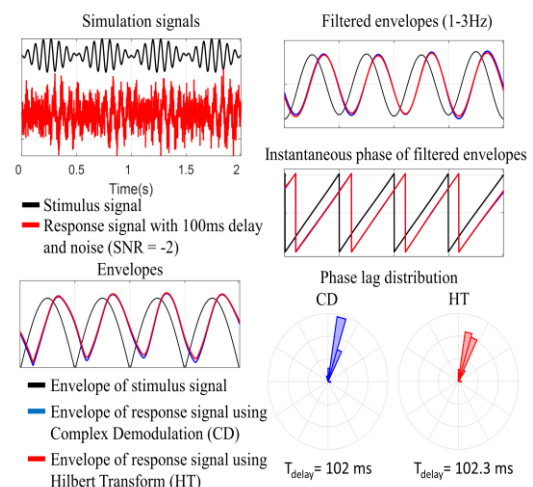
Phần trước đã giới thiệu hai phương pháp để tách các đường bao. Các đường bao được tách này sau đó được sử dụng để tính độ trễ. Để đánh giá sự hiệu quả các phương pháp này trong việc đo độ trễ, trong phần này, chúng tôi đã sử dụng các tín hiệu mô phỏng trong ba trường hợp chính sau

##### Trường hợp 1:

Tín hiệu phát S (đường màu đen) được tạo ra bởi phép nhân của hai tín hiệu điều hòa, mà trong đó tín hiệu sóng mang là 14 Hz và tín hiệu điều chế là 1 Hz. Cần lưu ý rằng đường bao của tín hiệu này có tần số gấp đôi tín hiệu điều chế (đó là,  $f_{env} = 2 * f_1 = 2$  Hz). Trong trường hợp này, tín hiệu đáp ứng R (đường màu đỏ) được tạo ra với độ trễ lí thuyết 100ms và không thêm nhiễu. Các đường bao của tín hiệu phát và đáp ứng được tách ra sử dụng hai phương pháp đã đề xuất. Đó là giải điều chế phức (complex demodulation) và biến đổi Hilbert. Kết quả từ hình 2 chỉ ra rằng độ trễ ước tính từ hai phương pháp (giải điều chế phức với 99.6ms và biến đổi Hilbert với 99.3 ms) là rất gần với độ trễ lí thuyết được tạo ra, điều này cho thấy hiệu năng của cả hai phương pháp đạt được là rất cao mặc dù hiệu năng từ biến đổi Hilbert kém hơn hiệu năng của phương pháp giải điều chế phức một chút.

##### Trường hợp 2:

Tín hiệu mô phỏng giống với trường hợp 1 được lặp lại với việc thêm nhiễu (tỉ lệ tín hiệu trên nhiễu là -2) vào tín hiệu đáp ứng. Kết quả được chỉ ra ở hình 3 đã minh họa rằng, mặc dù độ chính xác của độ trễ đo được trong hai trường hợp đã bị giảm đi, tuy nhiên những giá trị đo được với điều kiện nhiễu này vẫn rất



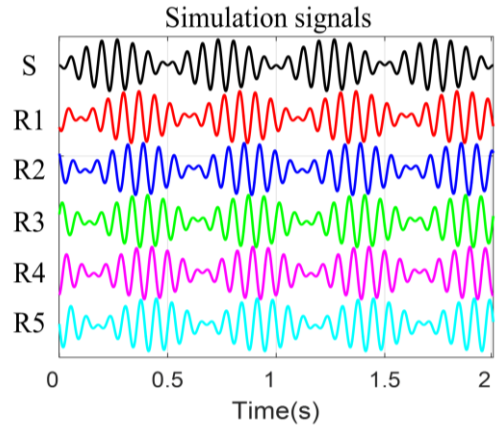
Hình 3. Độ trễ đo được từ đường bao của tín hiệu nhiễu mạnh

##### Trường hợp 3:

Các phương pháp này sau đó được kiểm chứng bằng các tín hiệu, giống với trường hợp 1 và 2, nhưng có độ trễ khác nhau từ 100 ms tới 180 ms với mỗi bước trễ cách nhau 20ms (Hình 4). **Bảng 1** tóm tắt kết quả đạt được và chỉ ra rằng các phương pháp cho độ chính xác cao cho việc đo độ trễ tại các bước trễ khác nhau trong trường hợp không nhiễu và cả nhiễu mạnh. Mặc dù độ chính xác có giảm đi trong trường hợp có nhiễu mạnh (tỉ lệ tín hiệu trên nhiễu là -2 dB) so với trường hợp tín hiệu không nhiễu. Tuy nhiên các giá trị độ trễ đo được vẫn được duy trì gần với độ trễ lí thuyết. Cụ thể là trong trường hợp không nhiễu, sử dụng phương pháp giải điều chế phức tính độ trễ có mức chính xác trung bình là 99.36% còn độ chính xác của biến đổi Hilbert là 99.10%. Trong trường hợp nhiễu (SNR = -2), độ chính xác của phương pháp giải điều chế phức giảm xuống còn 97.55% trong khi độ chính xác của biến đổi Hilbert là 97.34%.

*Trường hợp 4:*

Ba trường hợp ở trên đều đánh giá trên tín hiệu mô phỏng tuyến tính, do vậy ở trường hợp này hiệu năng của các phương pháp được đánh giá trên tín hiệu phi tuyến (Hình 5).



S: Stimulus signal  
R1-R5: Response signals with 100ms delay (R1) and steadily increased 20ms from R2 (120ms) to R5 (180ms)

Hình 4. Tín hiệu mô phỏng với các độ trễ khác nhau.

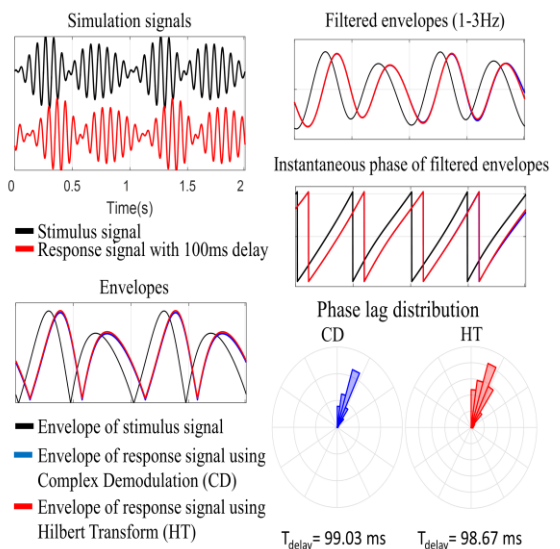
Bảng 1. Hiệu suất của hai phương pháp đo độ trễ với tín hiệu không nhiễu và nhiễu mạnh.

Complex Demodulation					Hilbert Transform			
Noiseless			SNR = -2		Noiseless		SNR = -2	
Ideal Delay (ms)	Estimated Delay (ms)	Accuracy (%)	Estimated Delay (ms)	Accuracy (%)	Estimated Delay (ms)	Accuracy (%)	Estimated Delay (ms)	Accuracy (%)
100	99.60	99.60	98.47	98.47	99.31	99.31	98.80	98.80
120	119.49	99.49	121.63	98.37	119.21	99.21	121.99	98.01
140	139.37	99.37	141.97	98.03	139.09	99.09	141.41	98.59
160	159.23	99.23	154.48	94.48	158.96	98.96	153.65	93.65
180	179.13	99.13	178.41	98.41	178.95	98.95	177.66	97.66
Mean		99.36		97.55		99.10		97.34
SD		0.17		1.55		0.14		1.89

Kết quả từ hình 5 cho thấy rằng độ trễ ước tính từ phương pháp giải điều chế phức là 99.03ms và biến đổi Hilbert là 98.67 ms. Kết quả này là rất gần với độ trễ lý thuyết được tạo ra ở 100ms, điều này cho thấy hiệu năng của cả hai phương pháp đạt được là rất cao mặc dù độ chính xác có giảm nhẹ so với trường hợp 1 (đó là 99.6 ms và 99.3 ms tương ứng với phương pháp giải điều chế và biến đổi Hilbert).

**B. Kết quả từ thí nghiệm:**

Ở phần này, thay vì sử dụng tín hiệu mô phỏng, tín hiệu điện não đo được từ thí nghiệm người đang sử dụng điện thế gọi thị giác ổn định để phân tích và đánh giá khả năng tính độ trễ thị giác của các phương pháp đã đề xuất. Độ trễ thị giác được tính toán từ điện thế gọi thị giác ổn định từ một người thí nghiệm nhận kích thích thị giác điều chế biên độ (amplitude-modulated flicker) vào cả hai mắt và được đo tại kênh đo tại thùy chẩm sau (Oz channel, occipital lobe). Dữ liệu này được lấy từ dữ liệu gốc đã được báo cáo từ bài báo Nguyen et al., (2019). Cụ thể của thí nghiệm này như sau, những người làm thí nghiệm khỏe mạnh được yêu cầu nhìn vào hai ống phát quang có chiều dài 13 cm, mỗi mắt nhìn một ống trong vòng 2.5 giây.



Hình 5. Độ trễ đo được từ đường bao của tín hiệu phi tuyến không nhiễu

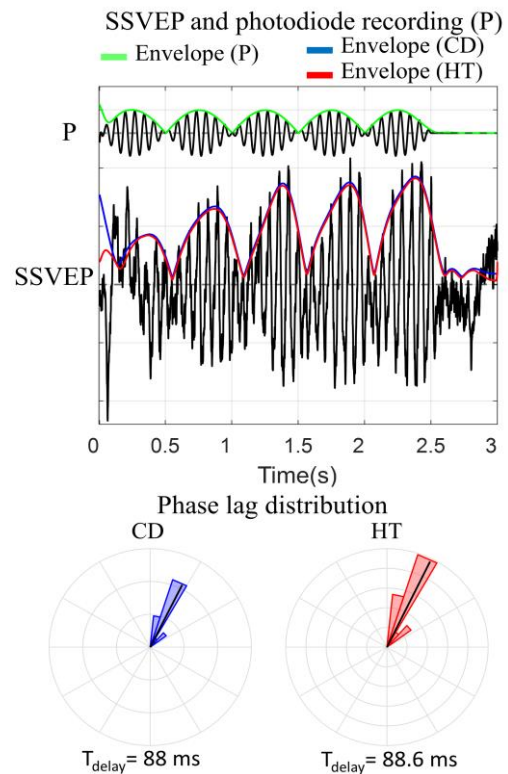
Mỗi ống sẽ có đèn LED trắng được bao bởi một cái hộp vuông 4x4 cm được đặt ở đáy ống để tạo một tầm nhìn thị giác lên đến 18.2 độ và độ sáng trung bình lên đến 39.2 cd/m<sup>2</sup>. Hình 6, dưới chỉ ra kết quả đo

điện thế gọi thị giác ổn định (SSVEPs) và các đường bao được tách ra từ hai phương pháp (màu xanh là từ phương pháp giải điều chế phức, màu đỏ là từ phương pháp biến đổi Hilbert). Vòng tròn phân bố pha và độ trễ thị giác giữa tín hiệu thu được và tín hiệu phát của hai tín hiệu được thể hiện gần giống nhau. Hai phương pháp đã thành công trong việc đo lường độ trễ thị giác dù có một chút khác nhau về giá trị độ trễ. (đó là 88ms cho phương pháp giải điều chế phức và 88.6 ms cho phương pháp biến đổi Hilbert). Từ các kết quả điện não và mô phỏng này, kết luận của nghiên cứu được tóm tắt trong phần tiếp theo.

#### IV. KẾT LUẬN

Trong nghiên cứu này, chúng tôi đã đề xuất một phương pháp biến đổi Hilbert như một phương pháp có khả năng thay thế phương pháp trước đây dùng giải điều chế phức để tách đường bao, là thành phần rất quan trọng trong đo lường độ trễ thị giác. Nghiên cứu này đã đánh giá hiệu năng của phương pháp này so với phương pháp giải điều chế phức. Các kết quả từ thực nghiệm từ mô phỏng có điều khiển tham số

cho tới tín hiệu điện não thu được dùng phương pháp biến đổi Hilbert mặc dù có hiệu năng thấp hơn một chút so với phương pháp giải điều chế phức. Tuy nhiên, độ trễ được tính từ phương pháp này vẫn rất gần với độ trễ lý thuyết chỉ ra rằng đây là một công cụ đáng tin cậy trong việc đo lường độ trễ và ứng dụng trong y sinh.



Hình 6. Độ trễ thị giác được đo từ điện thế gọi thị giác ổn định từ một người làm thí nghiệm

#### TÀI LIỆU THAM KHẢO

[1] W. H. Merigan and J. H. R. Maunsell, "How Parallel are the Primate Visual Pathways?," *Annu. Rev. Neurosci.*, vol. 16, no. 1, pp. 369–402, Mar. 1993, doi: 10.1146/annurev.ne.16.030193.002101.

[2] R. Shapley and V. Hugh Perry, "Cat and monkey retinal ganglion cells and their visual functional roles," *Trends Neurosci.*, vol. 9, pp. 229–235, 1986, doi: https://doi.org/10.1016/0166-2236(86)90064-0.

[3] D. Regan, "Some characteristics of average steady-state and transient responses evoked by modulated light," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 20, no. 3, pp. 238–248, 1966, doi: 10.1016/0013-4694(66)90088-5.

[4] G. G. Celesia, "STEADY-STATE AND TRANSIENT VISUAL EVOKED POTENTIALS IN CLINICAL PRACTICE," *Ann. N. Y. Acad. Sci.*, vol. 338, no. 1, pp. 290–305, May 1980, doi: 10.1111/j.1749-6632.1980.tb19362.x.

[5] D. Regan, "COMPARISON OF TRANSIENT AND STEADY-STATE METHODS," *Ann. N. Y. Acad. Sci.*, vol. 388, no. 1, pp. 45–71, Jun. 1982, doi: 10.1111/j.1749-6632.1982.tb50784.x.

[6] F. B. Vialatte, M. Maurice, J. Dauwels, and A. Cichocki, "Steady-state visually evoked potentials: Focus on essential paradigms and future perspectives,"

*Prog. Neurobiol.*, vol. 90, no. 4, pp. 418–438, 2010, doi: 10.1016/j.pneurobio.2009.11.005.

[7] A. M. Norcia, L. G. Appelbaum, J. M. Ales, B. R. Cottareau, and B. Rossion, "The steady-state visual evoked potential in vision research: A review," *J. Vis.*, vol. 15, no. 6, p. 4, 2015.

[8] B. Falsini and V. Porciatti, "The temporal frequency response function of pattern ERG and VEP: changes in optic neuritis," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. Potentials Sect.*, vol. 100, no. 5, pp. 428–435, 1996, doi: https://doi.org/10.1016/0168-5597(96)95695-6.

[9] J. Lee, D. Birtles, J. Wattam-Bell, J. Atkinson, and O. Braddick, "Latency measures of pattern-reversal VEP in adults and infants: Different information from transient P1 response and steady-state phase," *Investig. Ophthalmol. Vis. Sci.*, vol. 53, no. 3, pp. 1306–1314, 2012.

[10] M. C. Morrone, A. Fiorentini, and D. C. Burr, "Development of the temporal properties of visual evoked potentials to luminance and colour contrast in infants," *Vision Res.*, vol. 36, no. 19, pp. 3141–3155, 1996, doi: 10.1016/0042-6989(96)00050-8.

[11] S. Sadeghi and A. Maleki, "Character encoding based on occurrence probability enhances the performance of SSVEP-based BCI spellers," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 58, p. 101888, 2020, doi: https://doi.org/10.1016/j.bspc.2020.101888.



- [12] B. Liu, X. Huang, Y. Wang, X. Chen, and X. Gao, "BETA: A Large Benchmark Database Toward SSVEP-BCI Application," *Front. Neurosci.*, vol. 14, p. 627, 2020, doi: 10.3389/fnins.2020.00627.
- [13] B. Wittevrongel and M. M. Van Hulle, "Frequency- and Phase Encoded SSVEP Using Spatiotemporal Beamforming," *PLoS One*, vol. 11, no. 8, p. e0159988, Aug. 2016, [Online]. Available: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0159988>.
- [14] K. T. Nguyen, W.-K. Liang, N. G. Muggleton, N. E. Huang, and C.-H. Juan, "Human visual steady-state responses to amplitude-modulated flicker: Latency measurement," *J. Vis.*, vol. 19, no. 14, p. 14, 2019, doi: 10.1167/19.14.14.
- [15] R. Draganova and D. Popivanov, "Assessment of EEG frequency dynamics using complex demodulation," *Physiol. Res.*, vol. 48, no. 2, pp. 157–165, 1999.
- [16] Y. Kashiwase, K. Matsumiya, I. Kuriki, and S. Shioiri, "Time Courses of Attentional Modulation in Neural Amplification and Synchronization Measured with Steady-state Visual-evoked Potentials," *J. Cogn. Neurosci.*, vol. 24, no. 8, pp. 1779–1793, 2012.
- [17] M. M. Müller, S. K. Andersen, and A. Keil, "Time course of competition for visual processing resources between emotional pictures and foreground task," *Cereb. Cortex*, vol. 18, no. 8, pp. 1892–1899, 2008, doi: 10.1093/cercor/bhm215.
- [18] M. M. Muller, S. Andersen, N. J. Trujillo, P. Valdes-Sosa, P. Malinowski, and S. A. Hillyard, "Feature-selective attention enhances color signals in early visual areas of the human brain," *Proc. Natl. Acad. Sci.*, vol. 103, no. 38, pp. 14250–14254, 2006, doi: 10.1073/pnas.0606668103.



**Nguyen Trọng Kiên**, Tốt nghiệp Thạc sĩ Kỹ thuật Viễn thông năm 2014 tại Học viện Công nghệ Bưu chính Viễn thông. Nhận học vị Tiến sĩ ngành Khoa học Thần kinh nhận thức, chuyên ngành kỹ thuật y sinh năm 2020 tại Đài Loan. Hiện là giảng viên khoa Kỹ thuật Điện tử 2, Học viện Công nghệ Bưu chính Viễn thông, cơ sở tại TP. Hồ Chí Minh. Lĩnh vực nghiên cứu: Xử lý tín hiệu y sinh không xâm lấn, thiết kế hệ thống nhúng, thiết bị y sinh.

#### AN EVALUATION OF METHODS FOR MEASURING THE HUMAN VISUAL LATENCY

**Abstract:** The human visual latency plays an important role to understand the fundamental visual function, specifically in visual development and for clinical evaluation. However, it is difficult to measure the response latency from a steady-state response since the preceding cycles occur in the SSVEP compared to visual stimulus are ambiguous. To address this issue, a recent study has proposed a novel method using envelopes of signals, which were extracted by Complex Demodulation, for measuring the response latency from the SSVEPs induced by an amplitude-modulated flicker. In an attempt to offer an alternative approach to quantify the response latency, this study used Hilbert transform to extract the envelopes in order to measure the visual response latency and evaluated the performance of this approach compared to Complex Demodulation.

**Key words:** Steady state visually evoked potentials, amplitude-modulated flicker, complex demodulation, Hilbert transform, visual response latency.