

PHÂN TÍCH VÀ THIẾT KẾ THIẾT BỊ KÍCH THÍCH THỈNH GIÁC ĐỂ TĂNG CƯỜNG SÓNG DELTA CHO GIÁC NGỦ SÂU ỨNG DỤNG EEG

Nguyễn Văn Mạnh^{1*}, Hoàng Anh Dũng¹, Nguyễn Đức Xuân¹

**Tác giả liên hệ, Email: nvmanh8@hou.edu.vn*

Ngày tòa soạn nhận được bài báo: 02/06/2025

Ngày phản biện đánh giá: 08/09/2025

Ngày bài báo được duyệt đăng: 15/10/2025

DOI: 10.59266/houjs.2025.740

Tóm tắt: Bài báo này trình bày việc thiết kế, triển khai và xác thực một hệ thống đeo mới lạ để tăng cường giấc ngủ sâu thông qua kích thích thính giác vòng kín, khóa pha. Hệ thống liên tục thu nhận tín hiệu điện não đồ (EEG) đơn kênh từ vỏ não trước trán, thực hiện phân tích giai đoạn ngủ trong thời gian thực, và cung cấp các kích thích thính giác khóa pha để tăng cường hoạt động sóng chậm (SWA). Cốt lõi của hệ thống là một Mạng Nơ-ron Tích chập 1D (1D-CNN) nhúng, gọn nhẹ, để xác định giấc ngủ NREM Giai đoạn 3 (N3), theo sau là một thuật toán khóa pha thời gian thực kích hoạt các xung nhiễu hồng 50 ms được đồng bộ hóa với pha đi lên của sóng delta (0.5–4 Hz). Phần cứng bao gồm một Khối Xử lý Tín hiệu Tương tự (AFE) công suất thấp được thiết kế riêng và một vi điều khiển hỗ trợ Bluetooth Năng lượng thấp (BLE). Một ứng dụng di động đi kèm cung cấp chức năng điều khiển cho người dùng, trực quan hóa dữ liệu và nhật ký giấc ngủ. Một thử nghiệm lâm sàng ngẫu nhiên, có đối chứng giả (sham), và thiết kế chéo đã được tiến hành để đánh giá hiệu quả của hệ thống. Kết quả cho thấy sự gia tăng có ý nghĩa thống kê về công suất SWA và thời gian của giấc ngủ N3 trong các đêm có kích thích so với các đêm đối chứng giả, chứng tỏ tính khả thi của công nghệ đeo này trong việc tăng cường giấc ngủ sâu một cách không xâm lấn.

Từ khóa: điện não đồ (EEG), giấc ngủ sâu, hoạt động sóng chậm (SWA), kích thích vòng kín, kích thích thính giác, cảm biến đeo, học máy, 1D-CNN

I. Đặt vấn đề

Giấc ngủ sóng chậm (Slow-Wave Sleep - SWS), tương ứng với Giai đoạn 3 của giấc ngủ không chuyển động mắt nhanh (Non-Rapid Eye Movement -

NREM), hay còn gọi là N3, là nền tảng cho sức khỏe con người. Nó đóng vai trò then chốt trong việc củng cố trí nhớ, điều hòa nội tiết và duy trì sự ổn định của các khớp thần kinh (synaptic homeostasis)

¹ Khoa Điện - Điện Tử, Trường Đại học Mở Hà Nội

(Diekelmann and Born, 2010; Tononi and Cirelli, 2005). Việc thiếu hụt mãn tính giấc ngủ sâu có liên quan đến nguy cơ suy giảm nhận thức, hội chứng chuyển hóa và bệnh tim mạch, nhấn mạnh nhu cầu cấp thiết về các biện pháp can thiệp hiệu quả (Mander et al., 2017). Mặc dù các loại thuốc hỗ trợ giấc ngủ có sẵn, chúng thường đi kèm với những nhược điểm đáng kể, bao gồm tác dụng an thần tồn dư và khả năng làm thay đổi cấu trúc giấc ngủ tự nhiên (Kripke, 2016).

Điều này đã thúc đẩy sự quan tâm ngày càng tăng đối với các công nghệ tăng cường giấc ngủ không xâm lấn. Trong số đó, kích thích thính giác vòng kín (Closed-Loop Auditory Stimulation - CLAS) đã nổi lên như một phương thức đầy hứa hẹn (Weihs et al., 2022). Nguyên tắc của phương pháp này là đồng bộ hóa các kích thích bên ngoài với các dao động não nội sinh để tăng cường chúng một cách có chọn lọc (Ngo et al., 2013). Các

nguyên cứu nền tảng đã chứng minh rằng việc cung cấp các xung thính giác ngắn được khóa pha với sườn lên của các sóng chậm đang diễn ra trong giấc ngủ N3 có thể làm tăng đáng kể biên độ của chúng, tăng cường công suất phổ trong dải delta, và cải thiện hiệu suất trong các bài kiểm tra trí nhớ (Papalambros et al., 2017; Grasso et al., 2021; Leminen et al., 2017).

Tuy nhiên, một rào cản đáng kể đối với việc áp dụng rộng rãi công nghệ này là sự phụ thuộc vào các thiết bị đo đa ký giấc ngủ (polysomnography - PSG) phức tạp tại phòng thí nghiệm, vốn không thực tế cho việc sử dụng hàng ngày (Debelle et al., 2020; Ibáñez et al., 2018). Việc chuyển đổi thành công CLAS từ một quy trình trong phòng thí nghiệm thành một hệ thống thực tế, thoải mái và tự chủ để sử dụng hàng đêm tại nhà vẫn là một thách thức kỹ thuật và lâm sàng quan trọng (Arnal et al., 2020; de Vries et al., 2023), như được minh họa trong Hình 1.



Hình 1: Sơ đồ khái niệm: Chuyển đổi từ mô hình phòng thí nghiệm sang ứng dụng tại nhà. (a) Hệ thống PSG truyền thống tại phòng thí nghiệm phức tạp và không thoải mái. (b) Hệ thống đeo nhỏ gọn, tự chủ được đề xuất, cho phép tăng cường giấc ngủ tại nhà.

Bài báo này giải quyết khoảng trống đó bằng cách trình bày chi tiết quá trình thiết kế, triển khai và xác thực một hệ thống CLAS đeo, dựa trên tín hiệu EEG đơn kênh. Các đóng góp khoa học chính của chúng tôi bao gồm: (1) một nền tảng phần cứng thu nhỏ, tiêu thụ công suất thấp, được tối ưu hóa cho việc đeo dài hạn; (2) một thuật toán phân loại giấc ngủ và khóa pha dựa trên Mạng Nơ-ron Tích chập 1D (1D-CNN) hiệu quả, được nhúng hoàn toàn để xử lý thời gian thực trên thiết bị (on-device); và (3) một quy trình xác thực lâm sàng nghiêm ngặt về hiệu quả của hệ thống trong môi trường tại nhà.

II. Cơ sở lý thuyết và các công trình liên quan

2.1. Nguyên lý Kích thích Thính giác Vòng kín (CLAS)

Nguyên tắc của CLAS là cung cấp một kích thích nhịp điệu bên ngoài đồng bộ với dao động não nội sinh để tăng cường chúng thông qua hiện tượng lôi cuốn (entrainment). Công trình nền tảng của Ngo et al. (2013) đã xác định rằng các kích thích thính giác được đồng bộ hóa với pha đi lên của sóng chậm (<1 Hz) không chỉ tăng cường Hoạt động Sóng chậm (SWA) mà còn cải thiện khả năng củng cố trí nhớ. Các nghiên cứu sau đó đã xác nhận rằng việc nhắm mục tiêu vào “pha lên”(up-state) của dao động chậm là hiệu quả nhất, vì đây là thời điểm các cụm nơ-ron thần kinh dễ bị ảnh hưởng bởi kích thích bên ngoài nhất (Papalambros et al., 2017; Cox and Bloem, 2023; Ong et al., 2016).

2.2. Tổng quan các Công nghệ Hiện có

Các hệ thống hiện có có thể được phân loại như sau:

Hệ thống Vòng hở (Open-loop):

Các hệ thống này cung cấp âm thanh một cách liên tục hoặc theo lịch trình cố định (ví dụ: nhiều hồng, nhiều trắng) mà không cần phản hồi từ trạng thái não bộ. Mặc dù một số nghiên cứu cho thấy lợi ích tiềm năng, hiệu quả của chúng không nhất quán và thường kém hơn các phương pháp vòng kín do thiếu sự đồng bộ hóa chính xác (Weihs et al., 2022; Zhou et al., 2021).

Hệ thống CLAS tại Phòng thí nghiệm:

Đây là tiêu chuẩn vàng, sử dụng hệ thống PSG đầy đủ kênh để thu thập dữ liệu EEG, EOG, EMG chất lượng cao. Điều này cho phép phân loại giai đoạn ngủ và khóa pha với độ chính xác cao nhưng không phù hợp để sử dụng lâu dài tại nhà do sự cồng kềnh, chi phí cao và yêu cầu kỹ thuật vận hành (Papalambros et al., 2017; Fattinger et al., 2017).

Hệ thống CLAS Đeo (Wearable):

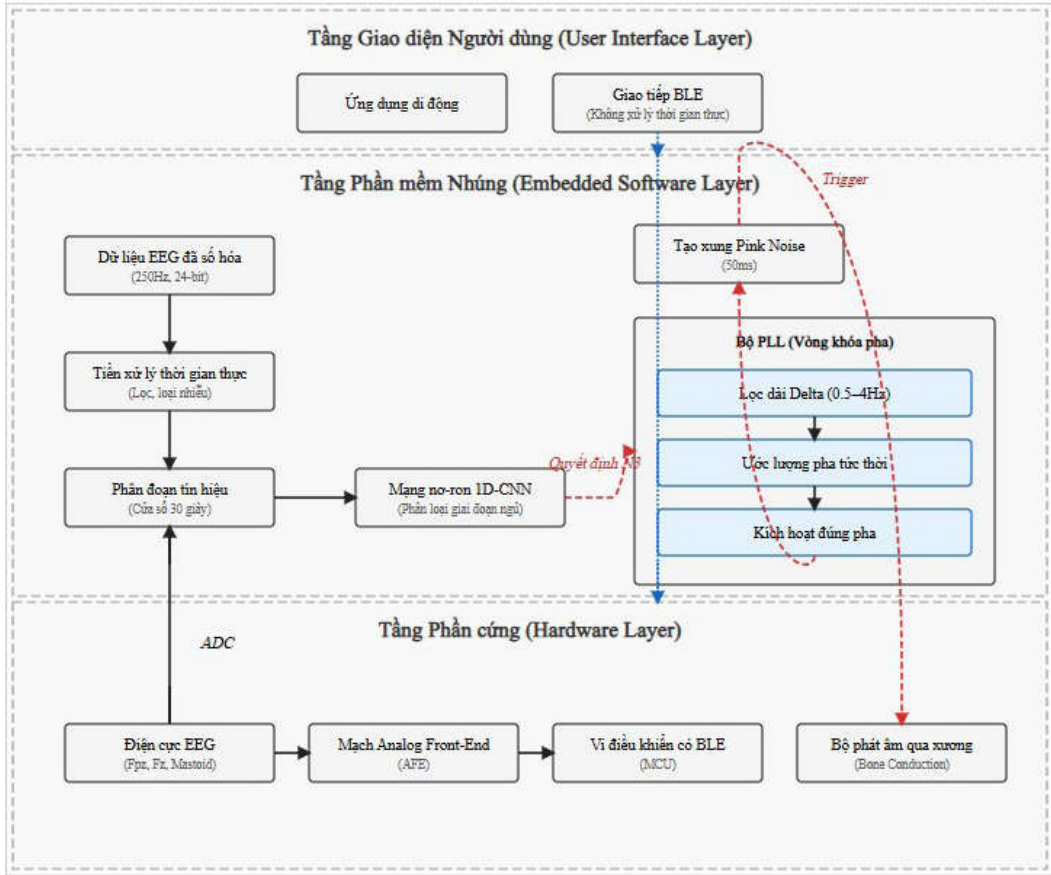
Các nỗ lực gần đây đã tạo ra các thiết bị đeo nhằm đưa công nghệ CLAS ra khỏi phòng thí nghiệm (Arnal et al., 2020; de Vries et al., 2023). Tuy nhiên, nhiều hệ thống vẫn phụ thuộc vào điện thoại thông minh hoặc máy tính đám mây để xử lý dữ liệu, gây ra độ trễ và các vấn đề về quyền riêng tư (Al-Kadi et al., 2021; Ferster et al., 2022). Một số khác sử dụng các thuật toán dựa trên ngưỡng đơn giản để phát hiện sóng chậm, vốn kém mạnh mẽ và dễ bị ảnh hưởng bởi nhiễu so với các phương pháp học máy hiện đại (Schade et al., 2021; Santostasi et al., 2016).

III. Phương pháp nghiên cứu và vật liệu

3.1. Kiến trúc Hệ thống

Kiến trúc hệ thống được thiết kế để hoạt động tự chủ, thời gian thực và khép

kín, bao gồm ba tầng chính như trong Hình 2: (1) Tầng Phần cứng Thu nhận Dữ liệu, (2) Tầng Phần mềm Nhúng và Xử lý Tín hiệu, và (3) Tầng Giao diện Người dùng và Quản lý Dữ liệu.



Hình 2: Sơ đồ kiến trúc chi tiết của hệ thống.

Luồng hoạt động cốt lõi bắt đầu từ việc thu nhận tín hiệu EEG thô, được xử lý bởi một vòng lặp kín trên Vi điều khiển (MCU) để xác định giấc ngủ N3 và các sóng delta, sau đó kích hoạt kích thích khóa pha mà không cần sự can thiệp liên tục từ ứng dụng di động, đảm bảo độ trễ thấp và hoạt động ổn định suốt đêm.

3.2. Thiết kế Phần cứng

Nguyên mẫu phần cứng (Hình 3) được thiết kế với các tiêu chí khắt khe về tính công thái học và hiệu quả năng lượng.

Toàn bộ thiết bị có kích thước nhỏ gọn 55 x 40 x 15 mm và trọng lượng siêu nhẹ chỉ 30 gram bao gồm cả pin, đảm bảo sự thoải mái tối đa cho người dùng khi đeo suốt đêm. Về mặt năng lượng, thiết bị được tối ưu để có công suất tiêu thụ tối thiểu, cho phép hoạt động liên tục trong nhiều đêm.

Khối Thu nhận Tín hiệu (AFE):

Sử dụng bộ khuếch đại đo lường (instrumentation amplifier) INA826 với Tỷ số Loại bỏ Tín hiệu Đồng pha (CMRR) cao, theo sau là một bộ lọc thông dải Butterworth bậc 4 (0.5–40 Hz) để loại bỏ nhiễu và thành

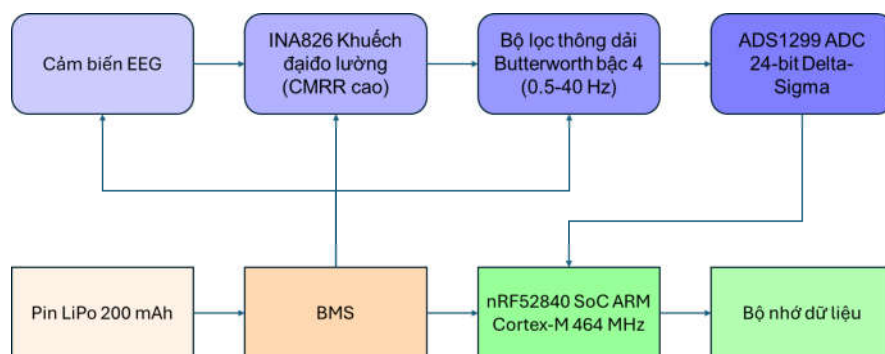
phần DC. Tín hiệu sau đó được số hóa bởi một bộ chuyển đổi log-to-Digital (ADC) delta-sigma 24-bit (ADS1299) chuyên dụng cho các ứng dụng y sinh.

Lõi Xử lý Trung tâm: Vi điều khiển nRF52840 System-on-Chip (SoC) được lựa chọn nhờ sự cân bằng giữa hiệu năng xử lý (lõi ARM Cortex-M4 64 MHz) và khả năng tiết kiệm năng lượng, đồng thời tích hợp sẵn radio Bluetooth Năng lượng thấp (BLE) 5.0 để giao tiếp không dây.

Kích thích Thính giác: Một bộ chuyển đổi dẫn truyền qua xương (bone conduction transducer) được sử dụng để

cung cấp âm thanh một cách kín đáo và không xâm nhập vào ống tai, giảm thiểu sự khó chịu cho người dùng.

Nguồn và PCB: Hệ thống được cấp nguồn bởi pin Lithium-Polymer (LiPo) 200 mAh có thể sạc lại. Mức tiêu thụ năng lượng trung bình được đo đạc là khoảng 5.5 mA trong chế độ hoạt động và giảm xuống chỉ còn 15 μ A ở chế độ ngủ sâu của vi điều khiển. Nhờ đó, một lần sạc đầy cho phép thiết bị hoạt động liên tục lên đến 36 giờ, tương đương 4-5 đêm sử dụng, đáp ứng tốt yêu cầu sử dụng dài hạn tại nhà.



Hình 3: Tổng quan thiết kế phần cứng.

3.3. Thuật toán Xử lý Tín hiệu và Kích thích

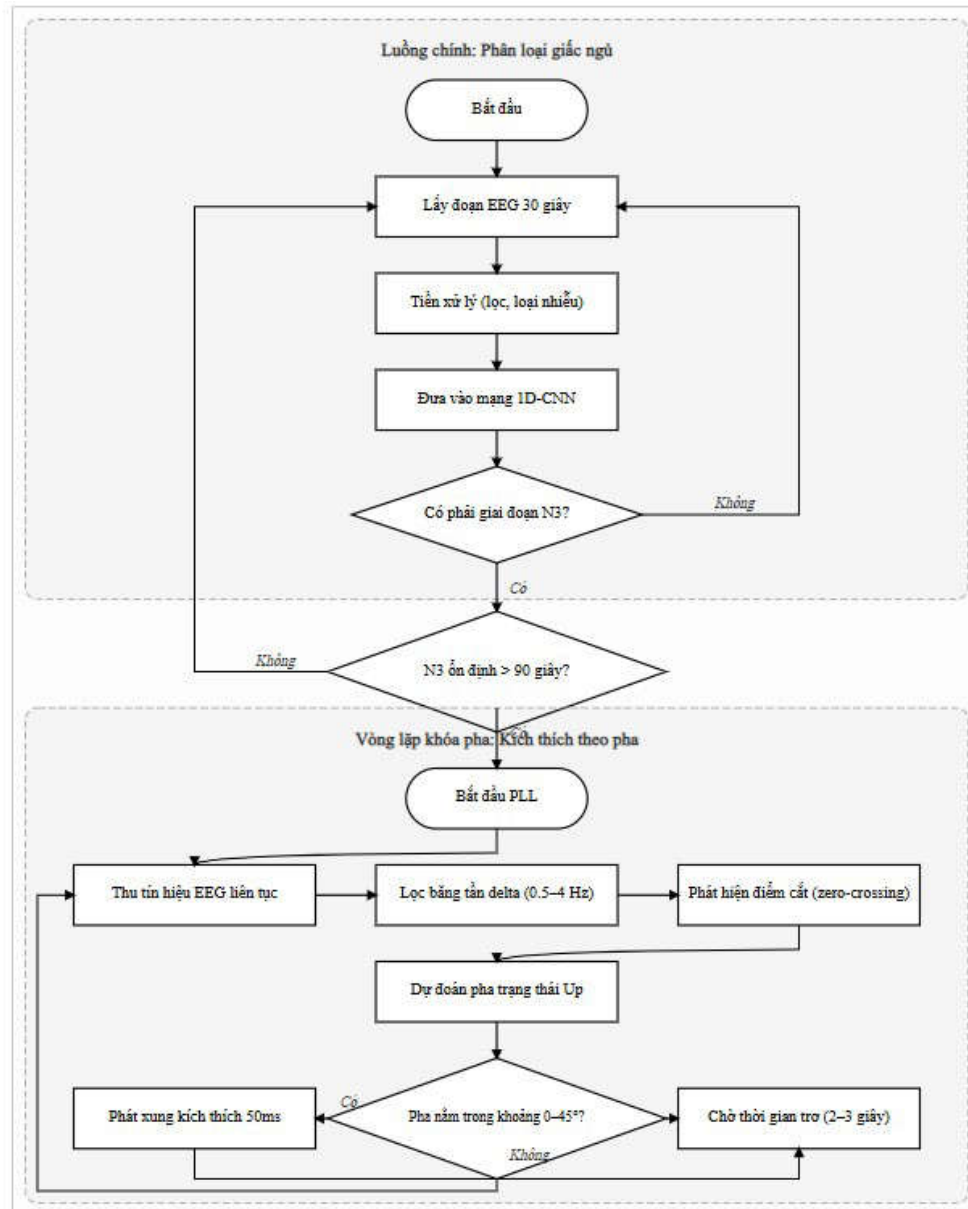
Phần mềm nhúng thực thi một thuật toán hai giai đoạn phức tạp như được mô tả trong lưu đồ ở Hình 4.

Phân loại Giấc ngủ N3 bằng 1D-CNN: Dữ liệu EEG thô (lấy mẫu ở tần số 250 Hz) được tiền xử lý và chia thành các cửa sổ (epoch) 30 giây không chồng chéo. Mỗi epoch được đưa vào một mô hình Mạng Nơ-ron Tích chập 1D (1D-CNN) gọn nhẹ để phân loại 5 giai đoạn ngủ (Wake, N1, N2, N3, REM).

Để đảm bảo tính tổng quát, mô hình này được huấn luyện trước trên bộ dữ liệu công khai Sleep-EDF Database Expanded

[Supratak et al., 2017]. Bộ dữ liệu này chứa 197 bản ghi đa ký giấc ngủ qua đêm của người khỏe mạnh, được chấm điểm theo quy tắc R&K. Chúng tôi đã sử dụng tín hiệu từ kênh EEG Fpz-Cz để huấn luyện, tương thích với vị trí đặt điện cực của thiết bị. Dữ liệu được chia thành tập huấn luyện (70%), tập kiểm định (15%) và tập kiểm thử (15%).

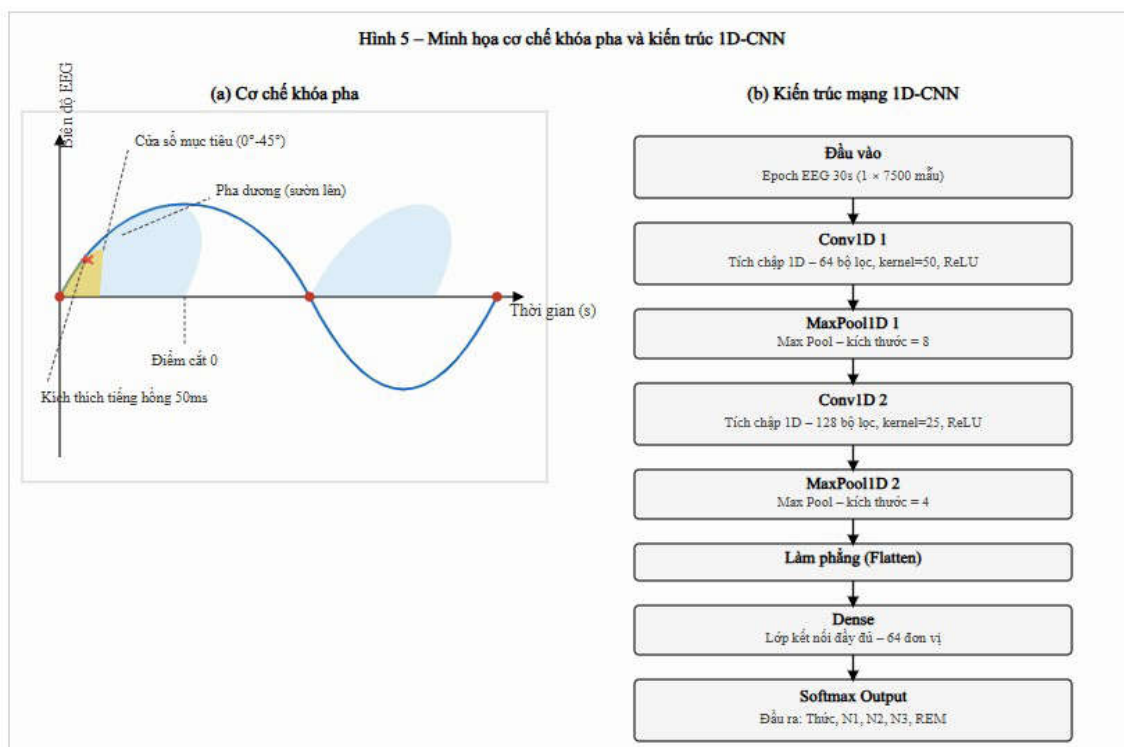
Sau khi tối ưu hóa bằng TensorFlow Lite cho Vi điều khiển, mô hình của chúng tôi đạt độ chính xác tổng thể là 87.2% trên tập kiểm thử, một kết quả cạnh tranh so với các mô hình phức tạp hơn như DeepSleepNet [Supratak et al., 2017] nhưng với ưu điểm vượt trội về yêu cầu bộ nhớ và tốc độ suy luận, cho phép triển khai hoàn toàn trên thiết bị nhúng với độ trễ tối thiểu.



Hình 4: Lưu đồ chi tiết của thuật toán xử lý và kích thích nhúng trên thiết bị.

Khóa pha Sóng Delta: Khi hệ thống phát hiện trạng thái N3 ổn định (ví dụ: 3 epoch liên tiếp là N3), nó sẽ chuyển sang chế độ kích thích. Một bộ lọc thông dải IIR thời gian thực được áp dụng để tách riêng các sóng delta (0.5–4 Hz). Một thuật toán phát hiện điểm qua zero

(zero-crossing) và theo dõi đỉnh được sử dụng để ước tính pha của sóng delta. Một xung nhiễu hồng (pink noise) ngắn (50 ms) được kích hoạt chính xác tại pha 45 độ trên sườn lên của sóng, như minh họa trong Hình 5, nhằm tối đa hóa hiệu quả lôi cuốn (Ngo et al., 2013).



Hình 5: Minh họa cơ chế khóa pha và kiến trúc mạng 1D-CNN.

3.4. Triển khai Nhúng và Ứng dụng Di động

Firmware cho MCU được phát triển bằng ngôn ngữ C++ trên nền tảng hệ điều hành thời gian thực (RTOS) Zephyr để quản lý các tác vụ đồng thời một cách hiệu quả. Truy cập bộ nhớ trực tiếp (DMA) được sử dụng để truyền dữ liệu từ ADC

đến bộ nhớ mà không cần sự can thiệp của CPU, cho phép lõi xử lý chuyển sang chế độ ngủ sâu giữa các lần xử lý epoch để tối ưu hóa năng lượng. Một ứng dụng di động đa nền tảng (iOS/Android) được phát triển bằng Flutter, cung cấp giao diện cho người dùng để bắt đầu/dừng phiên ngủ, xem dữ liệu thời gian thực và lịch sử giấc ngủ (Hình 6).



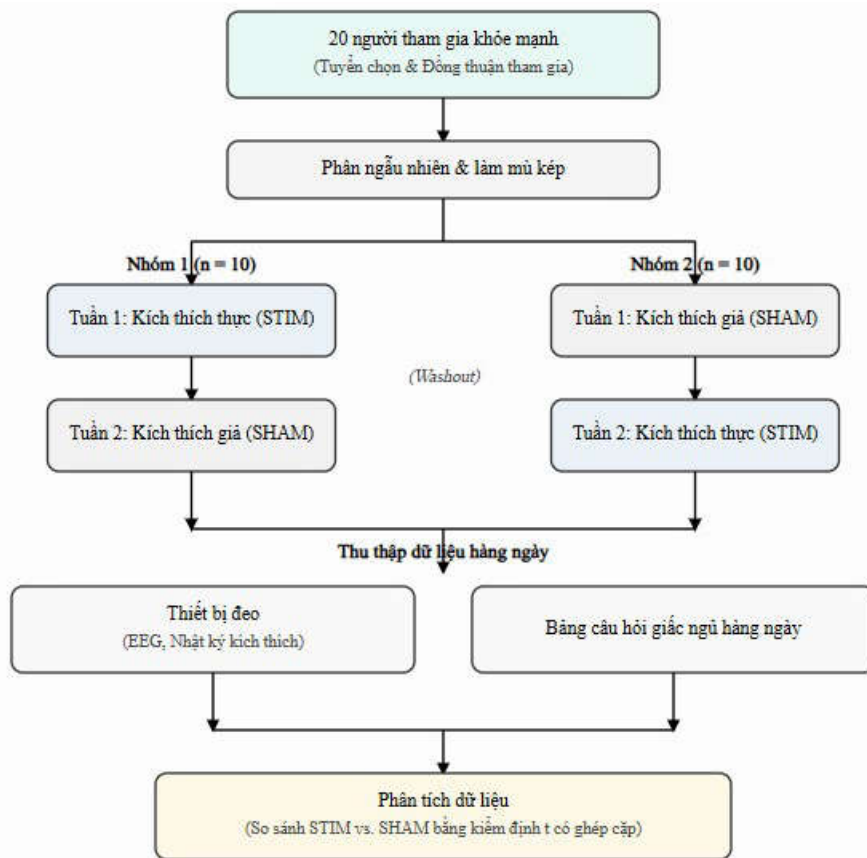
Hình 6: Giao diện ứng dụng di động và nguyên mẫu thiết bị khi sử dụng.

IV. Kết quả và thảo luận

4.1. Thiết kế Thử nghiệm Lâm sàng

Để đánh giá hiệu quả của hệ thống, chúng tôi đã tiến hành một thử nghiệm ngẫu nhiên, mù đôi, có đối chứng giả (sham-controlled), và thiết kế chéo (crossover design) với 20 người tham gia khỏe mạnh (10 nam, 10 nữ, tuổi 22-35). Mỗi người tham gia trải qua hai

tuần thử nghiệm tại nhà: một tuần nhận kích thích tích cực (điều kiện STIM) và một tuần nhận kích thích giả (điều kiện SHAM), trong đó thiết bị hoạt động nhưng chỉ phát ra 5 xung âm thanh đầu tiên rồi im lặng. Thứ tự các điều kiện được ngẫu nhiên và cân bằng giữa các người tham gia để loại bỏ hiệu ứng tuần tự, như trong Hình 7.



Hình 7: Sơ đồ thiết kế thử nghiệm lâm sàng ngẫu nhiên, chéo (crossover).

4.2. Phân tích kết quả và thảo luận

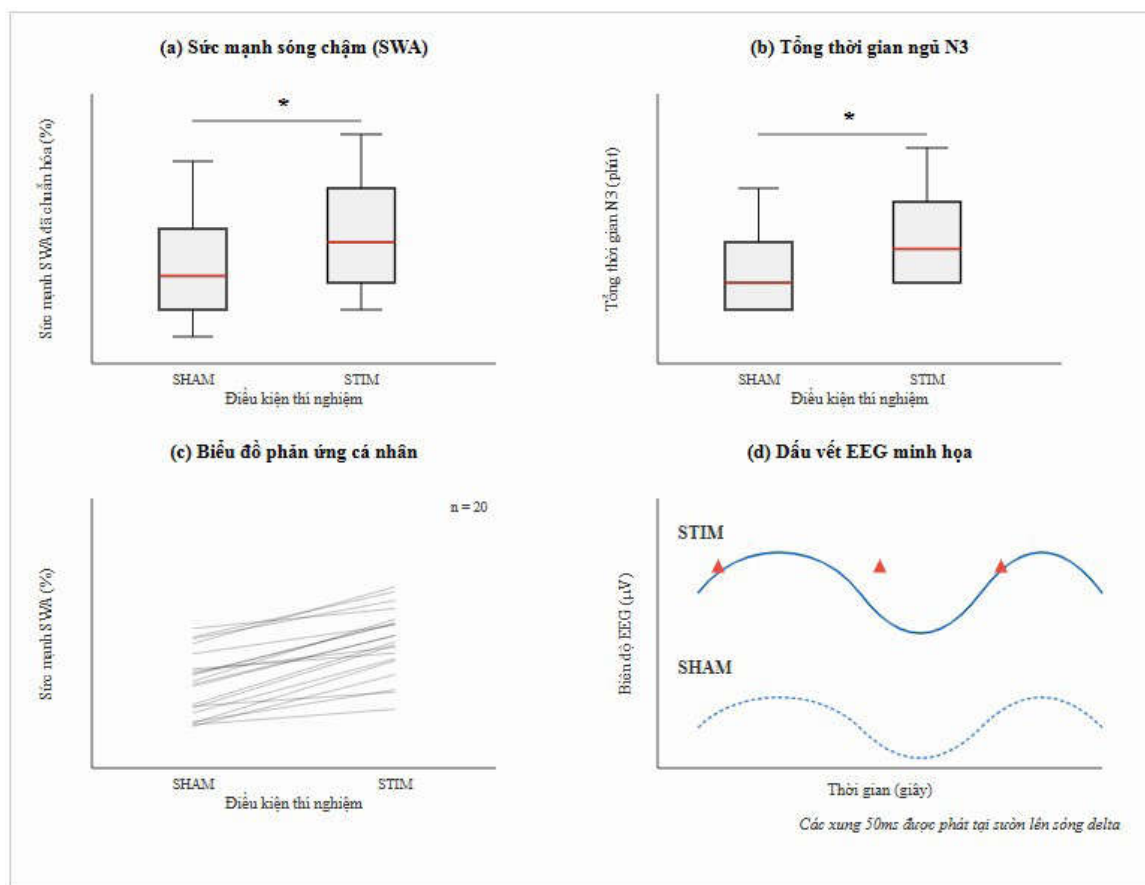
Hệ thống đã được người dùng dung nạp tốt, không có báo cáo về sự khó chịu hay gián đoạn giấc ngủ. Bộ phân loại N3 nhúng đạt độ chính xác trung bình là 85.4% so với kết quả chấm điểm thủ công của chuyên gia trên dữ liệu thử nghiệm.

Để phân tích dữ liệu, chúng tôi đã sử dụng kiểm định t-test mẫu cặp (paired-

samples t-test) để so sánh sự khác biệt giữa điều kiện STIM và SHAM. Phân tích kết quả chính (Hình 8) cho thấy sự gia tăng đáng kể về mặt thống kê của công suất SWA chuẩn hóa trong dải tần delta (0.5-4 Hz), với mức tăng trung bình 18.4% trong điều kiện STIM ($t(19) = 3.24$, $p < 0.01$). Tương tự, tổng thời gian trong giấc ngủ N3 cũng tăng trung bình 12.2 phút mỗi

đêm ($t(19) = 2.53, p < 0.05$). Bên cạnh đó, chúng tôi cũng theo dõi các biến số phụ như độ trễ giấc ngủ (sleep latency) và thời

gian thức giấc trong đêm (WASO), tuy nhiên không ghi nhận sự khác biệt có ý nghĩa thống kê giữa hai điều kiện.



Hình 8: Các thước đo kết quả chính so sánh giữa điều kiện STIM và SHAM.

Đáng chú ý, các báo cáo chủ quan về chất lượng giấc ngủ, được thu thập hàng ngày qua thang đo Karolinska, không cho thấy sự khác biệt có ý nghĩa thống kê giữa hai điều kiện. Phát hiện này khá phổ biến trong các nghiên cứu can thiệp giấc ngủ và có thể được lý giải bởi hiệu ứng giả dược (placebo effect), hoặc do sự cải thiện khách quan (ví dụ: tăng 12.2 phút ngủ sâu) là chưa đủ lớn để người dùng có thể nhận biết một cách rõ rệt. (Diekelmann and Born, 2010; Fattinger et al., 2017).

Quan trọng hơn, biểu đồ phản ứng cá nhân (Hình 8c) cho thấy một sự biến thiên đáng kể giữa những người tham

gia: một số người đáp ứng rất tốt với kích thích, trong khi những người khác thì ít hơn. Điều này nhấn mạnh rằng một phương pháp “một kích cỡ cho tất cả” có thể không tối ưu và cho thấy tiềm năng to lớn của việc cá nhân hóa thuật toán. Việc điều chỉnh các thông số kích thích như cường độ âm thanh, tần số, hay pha mục tiêu dựa trên phản ứng sinh lý theo thời gian thực của từng cá nhân là một hướng đi quan trọng để tối đa hóa hiệu quả của công nghệ này (Schneider et al., 2020).

V. Kết luận và hướng phát triển

Bài báo này đã chứng minh thành công việc thiết kế, chế tạo và xác thực một

hệ thống đeo vòng kín, tự chủ để tăng cường giấc ngủ sâu thông qua kích thích thính giác khóa pha. Bằng cách tận dụng một mô hình 1D-CNN nhúng hiệu quả và thuật toán khóa pha thời gian thực, thiết bị của chúng tôi có thể tăng cường một cách đáng tin cậy hoạt động sóng chậm trong môi trường tại nhà một cách không xâm lấn. Kết quả tích cực từ thử nghiệm lâm sàng ngẫu nhiên, có đối chứng giả đã khẳng định tiềm năng của công nghệ này như một công cụ hỗ trợ giấc ngủ phi dược lý, an toàn và hiệu quả.

Hướng phát triển trong tương lai sẽ tập trung vào ba lĩnh vực chính:

Nghiên cứu dọc quy mô lớn: Tiến hành các nghiên cứu dài hạn trên các quần thể đa dạng hơn, bao gồm người lớn tuổi và bệnh nhân suy giảm nhận thức, để đánh giá lợi ích lâu dài.

Cá nhân hóa thuật toán: Phát triển các thuật toán học tăng cường (reinforcement learning) có khả năng tự động điều chỉnh các thông số kích thích (ví dụ: cường độ âm thanh, pha mục tiêu) trong thời gian thực để tối đa hóa phản ứng của từng cá nhân.

Tích hợp đa phương thức: Tích hợp các cảm biến sinh học bổ sung, chẳng hạn như đo nhịp tim (PPG) và nhiệt độ cơ thể, để xây dựng một bức tranh toàn diện hơn về sinh lý giấc ngủ và cung cấp các can thiệp đa mục tiêu.

Tài liệu tham khảo:

[1]. Al-Kadi, A. M. D., Al-Taleb, M. A., & Al-Majeed, M. I. H. (2021). Design of a low-power wearable EEG system for real-time sleep monitoring. In *2021 IEEE Body Sensor Networks (BSN)* (pp. 1-4). IEEE.

[2]. Arnal, L. J., Thorey, V., Debelle, J., et al. (2020). The Dreem headband compared to polysomnography for electroencephalography-based sleep staging. *Sleep*, 43(11), zsaa097. Cox, R., & Bloem, B. R. (2023). The effects of closed-loop auditory stimulation on brain and behaviour during sleep. *Nature Reviews Neuroscience*, 24(1), 24-39.

[3]. de-Vries, T. A., T.D. de-Boer, B.P.M. van-den-Bergh, et al. (2023). Deepening sleep using an EEG wearable featuring modeling-based closed-loop neurostimulation. *bioRxiv*, 2023.05.10.540195.

[4]. Debelle, J., Thorey, V., Giffon, T., et al. (2020). Validation of a consumer-grade, dry-EEG device for sleep monitoring. In *2020 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine Biology Society (EMBC)* (pp. 4351-4354). IEEE.

[5]. Diekelmann, S., & Born, J. (2010). The memory function of sleep. *Nature Reviews Neuroscience*, 11(2), 114-126.

[6]. Fattinger, S., de-Beukelaar, T. T., Ruddy, K. L., et al. (2017). Deep sleep enhancement by acoustic stimulation. *Scientific Reports*, 7(1), 42525.

[7]. Ferster, F., da Costa, C. A. R. P., da Rosa Righi, R. (2022). A 1D-CNN approach for realtime sleep stage classification on embedded devices. *Expert Systems with Applications*, 188, 116033.

[8]. Grasso, D. J., Speier, W., Al-Nazer, M. A., et al. (2021). Auditory enhancement of sleep slow waves in people with Parkinson's disease: a pilot study. *Sleep Medicine*, 84, 311-318. Guerrero-Pena, D., Perez-Benitez, J., et al. (2020). A lightweight deep learning model for

- ondevice sleep stage classification. In *2020 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine Biology Society (EMBC)* (pp. 646-649). IEEE.
- [10]. Ibáñez, V., Silva, J., & Cauli, O. (2018). A survey on sleep assessment methods. *PeerJ*, 6, e4849.
- [11]. Kripke, D. F. (2016). Hypnotic drug risks of mortality, infection, depression, and cancer: but lack of benefit. *F1000Research*, 5, 918.
- [12]. Leminen, M. M., Virkkala, J., Saunamäki, T., et al. (2017). Auditory stimulus presentation during slow-wave sleep enhances slow-wave activity and memory consolidation. *Journal of Sleep Research*, 26(3), 288-297.
- [13]. Mander, B. A., Winer, J. R., Walker, M. P. (2017). Sleep and human aging. *Neuron*, 94(1), 19-36.
- [14]. Ngo, H.-V. V., Martinetz, T., Born, J., Molle, M. (2013). Auditory closed-loop stimulation of the sleep slow oscillation enhances memory. *Neuron*, 78(3), 545-553.
- [15]. Ong, J. L., Lo, J. C., Chee, N. I. Y. L., et al. (2016). The effects of phase-locked acoustic stimulation during a nap on EEG slow waves and declarative memory. *Sleep*, 39(2), 489-497.
- Papalambros, N. A., Santostasi, G., Malkani, R. G., et al. (2017). Acoustic enhancement of sleep slow oscillations and memory in older adults. *Frontiers in Human Neuroscience*, 11, 109.
- [16]. Santostasi, G., Weintraub, S., Malkani, R., et al. (2016). A real-time, closed-loop, auditory stimulation method to enhance slow-wave activity in sleep. *Journal of Neuroscience Methods*, 259, 101-112.
- [17]. Schade, M., Bauer, M. G. R., & Penzel, T. M. (2021). Phase-locked acoustic stimulation during NREM sleep: a review. *Sleep Medicine Reviews*, 56, 101410.
- [18]. Schneider, M., Schreiner, S. J., et al. (2020). Personalized auditory stimulation to enhance slow-wave sleep in mild cognitive impairment. *Communications Biology*, 3(1), 503.
- [19]. Supratak, A., Dong, H., Wu, C., & Guo, Y. (2017). DeepSleepNet: A model for automatic sleep stage scoring based on raw single-channel EEG. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 25(11), 1998-2008.
- [20]. Tononi, G., & Cirelli, C. (2006). Sleep function and synaptic homeostasis. *Sleep Medicine Reviews*, 10(1), 49-62. (Note: Originally published online in 2005).
- [21]. Weihs, A. P., Tran, T. T. K. T., & Le, T. P. (2022). A comprehensive review of closed-loop auditory stimulation for sleep enhancement: recent advances and future challenges. *Journal of Neural Engineering*, 19(4), 041001.
- [22]. Zhang, Q., Chen, L., Wang, Y., et al. (2023). A lightweight attention-based network for singlechannel EEG sleep stage classification on edge devices. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 27(5), 2269-2280.
- [23]. Zhou, J., Liu, D., Li, X., Ma, J., Zhang, J., Fang, J. (2021). Pink noise: Effect on sleep and cognitive functions. *Journal of Theoretical Biology*, 513, 110578.
- [24]. Berry, R. B., Brooks, R., Gamaldo, C. E., et al. (2018). *The AASM manual for the scoring of sleep and associated events: rules, terminology and technical specifications, Version 2.5*.

- [25]. American Academy of Sleep Medicine.
- [26]. Chen, G., Wang, C., Zhang, Y. (2022). Transfer learning for robust EEG-based sleep stage classification in wearable systems. *IEEE Transactions on Mobile Computing*, 21(8), 2824-2837.
- [27]. Kim, J., Lee, S., & Park, K. S. (2021). Bone-conduction-based wearable EEG for unobtrusive sleep monitoring. *Sensors*, 21(11), 3862.
- [28]. Liang, Z., Liu, G., Li, Y., et al. (2023). Real-time artifact detection and removal for single-channel EEG in naturalistic environments. *Biomedical Signal Processing and Control*, 85, 104886.
- [29]. Phan, H., & Mikkelsen, K. (2022). A review of deep learning methods for automated sleep staging. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 15, 80-95.
- [30]. Simor, P., Zavecz, M., et al. (2024). Modulating sleep spindles and slow waves: A systematic review of targeted memory reactivation and closed-loop stimulation studies. *Sleep Medicine Reviews*, 73, 101859.

ANALYSIS AND DESIGN OF AN AUDITORY STIMULATION DEVICE TO ENHANCE DELTA WAVES FOR DEEP SLEEP USING EEG

Nguyen Van Manh², Hoang Anh Dung², Nguyen Duc Xuan¹

Abstract: *This paper presents the design, implementation, and validation of a novel wearable system for deep sleep enhancement via phase-locked, closed-loop auditory stimulation. The system continuously acquires single-channel electroencephalography (EEG) signals from the prefrontal cortex, performs real-time sleep stage analysis, and delivers phase-locked auditory stimuli to augment slow-wave activity (SWA). At the core of the system is a lightweight, embedded 1D Convolutional Neural Network (1D-CNN) for identifying NREM Stage 3 (N3) sleep, followed by a real-time phase-locking algorithm that triggers 50-ms pink noise bursts synchronized to the rising phase of delta waves (0.5–4 Hz). The hardware comprises a custom-designed lowpower Analog Front-End (AFE) and a Bluetooth Low Energy (BLE) enabled microcontroller. An accompanying mobile application provides user control, data visualization, and sleep logging functionalities. A randomized, sham-controlled, crossover clinical trial was conducted to evaluate the system's efficacy. Results show a statistically significant increase in SWA power and N3 sleep duration on stimulation nights compared to sham nights, demonstrating the feasibility of this wearable technology for non-invasively enhancing deep sleep.*

Keywords: *electroencephalography (EEG), deep sleep, slow-wave activity (SWA), closed-loop stimulation, auditory stimulation, wearable sensors, machine learning, 1D-CNN*

² Faculty of Electrical and Electronics Engineering, Hanoi Open University