

**ĐẠI HỌC BÁCH KHOA HÀ NỘI**

**TRƯỜNG ĐIỆN - ĐIỆN TỬ**



**BÁO CÁO BÀI TẬP LỚN**

**KỸ THUẬT VI XỬ LÝ**

**Đề tài:**

**Hệ Thông Khảo Sát Chất Lượng Sinh Học  
Qua Tín Hiệu PCG, PPG**

**Giảng viên hướng dẫn: TS. Hàn Huy Dũng**

**Lớp: 161848**

<b>Họ và tên</b>	<b>MSSV</b>
Nghiêm Đức An	20233989
Dương Văn Bảo	20233997
Nguyễn Đoàn Thùy Dương	20234004
Phạm Tuấn Kiệt	20234017

Hà Nội, 01-2026

## LỜI NÓI ĐẦU

Trong bối cảnh chất lượng cuộc sống ngày càng được nâng cao nhờ sự phát triển của khoa học kỹ thuật, con người đồng thời phải đối mặt với nhiều nguy cơ sức khỏe tiềm tàng từ lối sống hiện đại. Trong đó, các rối loạn hô hấp khi ngủ – tiêu biểu là hội chứng ngưng thở khi ngủ – đang trở thành vấn đề cấp thiết trong y tế toàn cầu. Tình trạng này không chỉ làm suy giảm chất lượng giấc ngủ mà còn là tác nhân dẫn đến các biến chứng tim mạch nghiêm trọng. Vì vậy, việc phát triển các hệ thống giám sát và cảnh báo sớm là thực sự cần thiết, giúp người bệnh chủ động theo dõi và điều chỉnh kịp thời tình trạng sức khỏe cá nhân.

Với mong muốn hiện thực hóa các kiến thức từ học phần “Kỹ thuật vi xử lý”, nhóm chúng em đã quyết định thực hiện dự án: “Hệ thống khảo sát chất lượng sinh học qua tín hiệu PPG và PCG”. Hệ thống được thiết kế tập trung vào hai chức năng cốt lõi: phân tích tiếng ngáy (PCG) để nhận diện tình trạng ngưng thở và theo dõi chỉ số bão hòa oxy trong máu (SpO2 qua tín hiệu PPG) nhằm đánh giá tác động của hội chứng này đối với cơ thể. Dự án không chỉ là cơ hội để nhóm củng cố nền tảng lý thuyết mà còn là bước đệm để rèn luyện kỹ năng chuyên môn và tích lũy kinh nghiệm thực tiễn.

Nhóm chúng em xin bày tỏ lòng biết ơn chân thành đến TS. Hàn Huy Dũng (Trường Điện - Điện tử) cùng anh Nguyễn Ngọc Sơn, những người đã trực tiếp hướng dẫn, hỗ trợ tận tình để nhóm có thể hoàn thành tốt bài tập lớn này!

<b>CHƯƠNG 1. GIỚI THIỆU .....</b>	<b>6</b>
1.1    Đặt vấn đề .....	6
1.2    Giới thiệu đề tài .....	6
1.3    Phân công công việc .....	7
<b>CHƯƠNG 2. PHÂN TÍCH HỆ THỐNG .....</b>	<b>9</b>
2.1    Yêu cầu chức năng.....	9
2.1.1    Cơ chế lấy mẫu và thu thập dữ liệu tự động.....	9
2.1.2    Cập nhật dữ liệu thời gian thực lên giao diện người dùng .....	9
2.1.3    Xử lý dữ liệu và đánh giá chỉ số sức khỏe .....	9
2.1.4    Cáp nguồn và đảm bảo các điều kiện hoạt động của thiết bị .....	9
2.1.5    Độ sai số và độ trễ thấp .....	10
2.2    Yêu cầu phi chức năng .....	10
2.2.1    Giao diện trực quan và thân thiện .....	10
2.2.2    Thiết kế tối ưu và tính di động cao.....	10
2.2.3    Giá thành hợp lý:.....	10
2.2.4    Chất liệu: .....	10
2.3    Sơ đồ hệ thống.....	11
2.4    So sánh và lựa chọn linh kiện .....	11
2.4.1    Cảm biến PCG.....	11
2.4.2    Cảm biến PPG .....	12
2.5    Danh sách linh kiện cần sử dụng .....	14
2.5.1    Giới thiệu về ESP32 .....	15
2.5.2    Giới thiệu về cảm biến PCG IMNP441[2] .....	16
2.5.3    Giới thiệu về cảm biến PPG MAX30102[5] .....	19
<b>CHƯƠNG 3. THIẾT KẾ HỆ THỐNG .....</b>	<b>23</b>
3.1    Thiết kế phần cứng .....	23

3.1.1	Lưu đồ thuật toán .....	23
3.1.2	Phân tích công suất.....	25
3.1.3	Kết nối vi xử lý ESP32 với module.....	29
3.2	Công nghệ sử dụng .....	30
3.2.1	IDF .....	30
3.2.2	Arduino IDE .....	31
<b>CHƯƠNG 4.</b>	<b>ĐO ĐẠC VÀ THỬ NGHIỆM CẢM BIẾN.....</b>	<b>32</b>
4.1	Thiết lập đo đạc .....	32
4.1.1	Mục tiêu, đối tượng đo đạc.....	32
4.1.2	Quy trình đo đạc và kết quả .....	32
<b>CHƯƠNG 5.</b>	<b>XỬ LÝ TÍN HIỆU VÀ KẾT QUẢ .....</b>	<b>38</b>
5.1.	Butterworth Bandpass (BTWRB) - Lọc thông dải Butterworth.....	38
5.1.1	Giới thiệu về BTWRB.....	38
5.1.2	Nguyên lý hoạt động .....	38
5.2	RemovingDC Smooth.....	40
5.2.1	Giới thiệu về RemovingDC Smooth .....	40
5.2.2	Nguyên lý hoạt động .....	40
5.3	Bộ lọc Kalman .....	42
5.3.1	Giới thiệu về bộ lọc Kalman .....	42
5.3.2	Nguyên lý hoạt động.....	43
5.4	Notch Filter - Bộ lọc chấn dải .....	44
5.5	Discrete Wavelet Transform (DWT) - Biến đổi Wavelet rời rạc .....	46
5.5.1	Giới thiệu về DWT .....	46
5.5.2	Nguyên lý hoạt động .....	46
5.5.3	Quá trình phân tích tín hiệu: The Subband Coding (Mã hóa băng con) ...	50
5.5.4	Quá trình tái thiết.....	52

5.5.5	Xây dựng công thức tính chỉ số sức khỏe từ tín hiệu đo được.....	54
5.5.6	Xây dựng thuật toán .....	56
<b>CHƯƠNG 6.</b>	<b>KẾT QUẢ XỬ LÝ .....</b>	<b>58</b>
<b>KẾT LUẬN.....</b>		<b>67</b>
<b>TÀI LIỆU THAM KHẢO.....</b>		<b>69</b>
<b>PHỤ LỤC .....</b>		<b>72</b>
Giới thiệu về các tín hiệu sinh học (PCG,PPG) và Wavelet Transform.....		72
A.	Phonocardiogram (PCG).....	72
B.	Photoplethysmogram (PPG): .....	73
C.	Giới thiệu về Wavelet Transform .....	76

## CHƯƠNG 1. GIỚI THIỆU

### 1.1 Đặt vấn đề

Dựa trên số liệu từ Tổ chức Y tế Thế giới (WHO), các bệnh lý về tim mạch hiện đứng đầu trong danh sách các nguyên nhân gây tử vong trên diện rộng, chiếm tỷ lệ **31%** toàn cầu [1]. Riêng tại Việt Nam, năm 2016, nhóm bệnh này đã gây ra hơn **170.000 ca tử vong**, tương đương **31%** tổng số ca tử vong trên cả nước. Một trong những "sát thủ thầm lặng" liên quan trực tiếp đến hệ tim mạch và hô hấp là hội chứng ngưng thở khi ngủ. Dù mang lại những hệ lụy nghiêm trọng như bệnh mạch vành, đột quy và cao huyết áp, nhưng tình trạng này hiện vẫn chưa nhận được sự cảnh giác đúng mức từ cộng đồng.

Thực trạng tại Việt Nam cho thấy hội chứng ngưng thở khi ngủ đang ngày càng phổ biến. Các nguyên nhân chính bao gồm tình trạng thừa cân, đặc điểm đường thở, thói quen sử dụng chất kích thích và áp lực từ lối sống đô thị hiện đại. Đặc biệt, những người có triệu chứng ngáy khi ngủ thường có nguy cơ cao đối mặt với các rối loạn hô hấp phức tạp, gây ảnh hưởng trực tiếp đến chất lượng cuộc sống lâu dài.

Để giải quyết vấn đề này, việc xây dựng một phương thức theo dõi liên tục các chỉ số như nồng độ oxy trong máu ( $\text{SpO}_2$ ) và âm thanh tiếng ngáy là giải pháp mang tính then chốt. Dữ liệu thu thập cần phải đảm bảo độ chính xác cao và tính thời gian thực, đồng thời thiết bị phải được tối ưu hóa về kích thước để đảm bảo sự tiện lợi, giúp người dùng dễ dàng nhận biết các dấu hiệu bất thường ngay tại nhà.

Từ những nhu cầu thực tế trên, nhóm chúng em đã triển khai đề tài: "**Hệ thống khảo sát chất lượng sinh học qua tín hiệu PPG và PCG**". Dự án tập trung vào việc ứng dụng công nghệ để giám sát tiếng ngáy nhằm phát hiện sớm tình trạng ngưng thở, đồng thời kết hợp theo dõi chỉ số ( $\text{SpO}_2$ ) để đánh giá sức khỏe hô hấp. Đây không chỉ là một công cụ hỗ trợ y tế cá nhân mà còn là giải pháp giúp giảm thiểu tối đa các rủi ro biến chứng tim mạch nguy hiểm cho người bệnh.

### 1.2 Giới thiệu đề tài

Xuất phát từ nhu cầu thực tiễn về giám sát sức khỏe, nhóm sinh viên lớp **Kỹ thuật vi xử lý ET-E9 K68**, dưới sự hướng dẫn khoa học của TS. **Hàn Huy Dũng** chúng em đã triển khai đề tài: "**Hệ thống khảo sát chất lượng sinh học qua tín hiệu PCG và PPG**". Dự án tập trung vào việc nghiên cứu và xây dựng một hệ thống đo lường các chỉ số sinh tồn trong

giác ngủ, trọng tâm là phân tích tiếng ngáy và nồng độ oxy trong máu ( $\text{SpO}_2$ ), nhằm phát hiện sớm hội chứng ngưng thở và đánh giá các tác động tiêu cực của nó đối với cơ thể.

Về mặt kỹ thuật, hệ thống sử dụng hai phương pháp thu thập tín hiệu chủ đạo: **Photoplethysmogram (PPG - Tâm quang thể tích đồ)** và **Phonocardiogram (PCG - Tâm thanh đồ)**. Các dữ liệu thô từ cảm biến chuyên dụng sẽ được truyền về khói xử lý trung tâm để thực hiện thuật toán phân tích, nhận diện các dấu hiệu bất thường như sự sụt giảm  $\text{SpO}_2$  hoặc các quãng ngưng thở kéo dài.

Để tối ưu hóa trải nghiệm người dùng, các kết quả phân tích sẽ được hiển thị trực quan thông qua màn hình **OLED** tích hợp trực tiếp trên thiết bị. Đồng thời, hệ thống còn hỗ trợ đồng bộ hóa dữ liệu lên **Website/Ứng dụng di động**, cho phép người dùng truy cập, quản lý và theo dõi diễn biến sức khỏe cá nhân một cách liên tục và thuận tiện nhất.

### 1.3 Phân công công việc

Nhằm phát triển hệ thống “Hệ thống khảo sát chất lượng sự sống qua tín hiệu PPG, PCG” dựa trên những kiến thức đã học trong học phần Kỹ thuật vi xử lý cùng kiến thức tìm hiểu liên quan, cả nhóm đã thảo luận, lập kế hoạch và phân công công việc cụ thể cho từng thành viên như trong Bảng 1

- A.1 Danh sách thành viên

No.	Full Name	Student's ID
1	Nghiêm Đức An	20233989
2	Nguyễn Đoàn Thùy Dương	20234004
3	Dương Văn Bảo	20233997
4	Phạm Tuấn Kiệt	20234017
5	Hoàng Anh Huy	20213708

Bảng 1.3.1: Danh sách thành viên

- A.2 Phân công công việc

Công việc		SV phụ trách
Firmware	PPG:MAX30102	Bảo
	PCG: IMNP441	An
	ESP-IDF	Cả nhóm
	Danh sách linh kiện	An, Huy
Signal Processing	Wavelet Transform	Dương, Kiệt
	Công thức tính toán SpO2	Kiệt
	Tóm tắt bài báo + Công thức	Dương, Bảo
	Xử lý tín hiệu: Lọc nhiễu	An, Dương
Báo cáo	Các phần lý thuyết chuyên môn tương ứng	Theo công việc được chia
	Yêu cầu chức năng - phi chức năng của hệ thống	Bảo, Dương
	Đánh giá các nghiên cứu/bài báo đã có	Dương, Kiệt
	So sánh, lựa chọn và lên danh sách linh kiện	Bảo, An,
	Thiết kế sơ đồ khôi hệ thống	An, Bảo
	Thiết kế sơ đồ kết nối chân linh kiện	An, Bảo
	Lưu đồ thuật toán Firmware	Dương, Kiệt
	Lưu đồ thuật toán Signal Processing	Dương, Kiệt
	Phân tích công suất	An, Kiệt
	Các công thức, thuật toán sử dụng	Dương, Bảo
Tổng kết báo cáo		An, Bảo, Dương, Kiệt, Huy

Bảng 1.3.2: Bảng phân công công việc

## CHƯƠNG 2. PHÂN TÍCH HỆ THỐNG

### 2.1 Yêu cầu chức năng

Từ nhu cầu sử dụng thực tế của hệ thống, nhóm thực hiện đặt ra yêu cầu chức năng đối với sản phẩm cuối cùng như sau.

#### 2.1.1 Cơ chế lấy mẫu và thu thập dữ liệu tự động.

Hệ thống được thiết kế để thực hiện quá trình đo đạc và lấy mẫu từ các cảm biến một cách hoàn toàn tự động. Thông qua các thuật toán điều khiển và chu kỳ lấy mẫu được thiết lập sẵn trong firmware, cảm biến sẽ liên tục thu thập dữ liệu từ môi trường một cách chính xác. Tùy thuộc vào cấu hình hệ thống, dữ liệu sau khi ghi nhận sẽ được xử lý tại chỗ hoặc truyền trực tiếp về khối trung tâm để phân tích và lưu trữ lâu dài.

#### 2.1.2 Cập nhật dữ liệu thời gian thực lên giao diện người dùng

Hệ thống được thiết kế để đảm bảo các thông số từ cảm biến luôn được hiển thị trên giao diện một cách trực quan và kịp thời. Với chu kỳ lấy mẫu cố định **15 giây/lần**, dữ liệu mới nhất sẽ liên tục được truyền tải và cập nhật lên màn hình giám sát. Quy trình vận hành định kỳ này không chỉ giúp người dùng theo dõi sát sao diễn biến các chỉ số mà còn đảm bảo tính chính xác và độ tin cậy cao cho dữ liệu trong suốt quá trình giám sát.

#### 2.1.3 Xử lý dữ liệu và đánh giá chỉ số sức khỏe

Dữ liệu PPG và PCG sau khi lấy mẫu sẽ trải qua quy trình tính toán phức hợp nhằm chuyển đổi các tín hiệu điện sinh học thành các thông số định lượng cụ thể. Bằng việc áp dụng các công thức chuyển đổi chuẩn và các phép biến đổi tín hiệu số, hệ thống đảm bảo sai số ở mức thấp nhất khi xác định nhịp tim và SpO<sub>2</sub>. Đây là cơ sở dữ liệu quan trọng để hệ thống đưa ra những nhận định chính xác về chất lượng sinh học, giúp người dùng theo dõi sức khỏe một cách tin cậy.

#### 2.1.4 Cấp nguồn và đảm bảo các điều kiện hoạt động của thiết bị

Hệ thống cần được đảm bảo cấp nguồn đầy đủ, đúng giá trị điện áp và dòng điện để các linh kiện bên trong hoạt động đúng hiệu quả. Ngoài ra, thiết bị sẽ không bị chập mạch, tỏa nhiệt quá mức,... gây ảnh hưởng đến chất lượng và hỏng hóc thiết bị cũng như gây nguy hiểm cho người sử dụng.

### **2.1.5 Độ sai số và độ trễ thấp**

Sản phẩm được thiết kế để đạt được độ sai số tối thiểu từ  $\pm 1,5\%$  đến  $\pm 3\%$ , độ trễ khi cập nhật dữ liệu hiển thị dưới 3s giúp người dùng có được thông tin chính xác và kịp thời nhất.

## **2.2 Yêu cầu phi chức năng**

Từ các đặc điểm của môi trường thực tế cũng như nhu cầu sử dụng, nhóm đưa ra các yêu cầu phi chức năng như sau:

### **2.2.1 Giao diện trực quan và thân thiện**

Màn hình hiển thị trên thiết bị được tối ưu hóa để cung cấp thông tin một cách rõ ràng và khoa học. Các chỉ số sinh học trọng yếu như **nhip tim** và **nồng độ SpO<sub>2</sub>** phải được trình bày dưới định dạng dễ hiểu, giúp người dùng nhanh chóng nhận biết các cảnh báo bất thường để đưa ra phương án xử lý kịp thời.

### **2.2.2 Thiết kế tối ưu và tính di động cao**

Để đảm bảo sự thoải mái khi sử dụng liên tục, sản phẩm được thiết kế với kích thước vật lý nhỏ gọn (dự kiến **6x4x6 cm**). Với khối lượng tổng thể dưới **200g**, thiết bị cho phép người dùng dễ dàng mang theo hoặc đeo trực tiếp trên cơ thể mà không gây vướng víu, đáp ứng tốt yêu cầu theo dõi sức khỏe tại mọi thời điểm

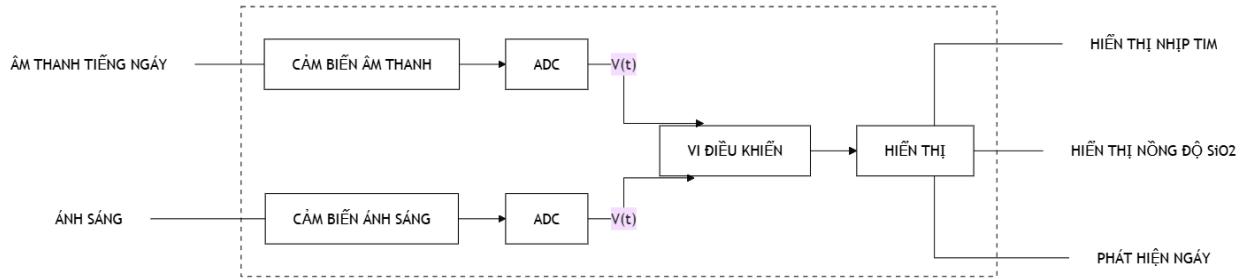
### **2.2.3 Giá thành hợp lý:**

Sản phẩm phải có giá thành hợp lý, dự kiến dưới 1.000.000 VNĐ, vừa phải để người dùng có thể dễ dàng tiếp cận. Chi phí sản xuất cần được tối ưu và giảm thiểu nhiều nhất có thể để sản xuất hàng loạt và bán có lãi.

### **2.2.4 Chất liệu:**

Vỏ nhựa tổng hợp, giúp cho sản phẩm gọn nhẹ và giá thành rẻ. Đồng thời, thiết kế vỏ nhựa có thể sơn đa dạng màu giúp cho sản phẩm có ngoại hình thân thiện, thẩm mỹ và thu hút người sử dụng.

## 2.3 Sơ đồ hệ thống



**Hình 2.3: Sơ đồ hệ thống khảo sát chất lượng sinh học**

Sơ đồ khái niệm hệ thống bao gồm: khái niệm PCG, khái niệm PPG, khái niệm vi xử lý, khái niệm hiển thị và khái niệm nguồn. Dữ liệu đo được từ cơ thể thông qua các khái niệm cảm biến PCG, PPG sẽ được đưa qua khái niệm vi xử lý (ESP32) để thực hiện tính toán và xử lý dữ liệu. Dữ liệu sau khi được xử lý sẽ được hiển thị cho người dùng qua màn hình OLED. Dữ liệu sẽ được tổng hợp và tính toán để đưa ra kết luận về chất lượng sinh học như tiếng ngáy, SpO2,...

## 2.4 So sánh và lựa chọn linh kiện

Sau khi phân tích các yêu cầu chức năng và hệ thống, sản phẩm của nhóm sẽ sử dụng các loại cảm biến PCG, PPG. Từ đó, các linh kiện sử dụng sẽ được so sánh và lựa chọn dựa theo các tiêu chí: Đơn giá, kích cỡ, SNR, tần số hoạt động, nhiệt độ hoạt động, nguồn, dòng điện tiêu thụ,...

#### 2.4.1 Cảm biến PCG

Tên	SPU410HR5HSB7	INMP441	ICS-40310
<b>Hình ảnh</b>			
<b>Đơn giá</b>	91.000VNĐ	40,000 VNĐ	115.000 VNĐ
<b>Giao thức</b>	ADC	I2S	ADC
<b>SNR</b>	59 dB	61 dB	64 dB
<b>Tần số hoạt động</b>	100Hz – 10KHz	60Hz – 15 kHz	20Hz – 20kHz
<b>Nguồn</b>	1.5V – 3.6V	1.8V - 3.3V	1.3V - 3.6V
<b>Độ phân giải</b>	Phụ thuộc ADC	Phụ thuộc ADC	24bit/mẫu
<b>Dòng điện tiêu thụ</b>	1.4mA	1.4mA	1.2mA

**Bảng 2.4.1: Bảng so sánh các loại cảm biến PCG**

Từ những yêu cầu kỹ thuật ở phần trước kết hợp với bảng so sánh ở trên, em đã quyết định lựa chọn cảm biến INMP441

#### 2.4.2 Cảm biến PPG

Như đã được đề cập ở phần lý thuyết, tín hiệu PPG là dạng tín hiệu quang phát xạ từ da, phương pháp đo về cơ bản là sử dụng 1 nguồn sáng truyền vào điểm cần đo qua bề mặt da, sau đó sử dụng một bộ thu để thu ánh sáng phản hồi lại. Thiết kế của bộ thu rất đa dạng, có thể là camera sẵn có của các thiết bị điện tử (xử lý bằng phương pháp phân tích ảnh), hoặc sử dụng cảm biến chuyên dụng. Ở thiết bị này, chúng ta lựa chọn sử dụng cảm biến

chuyên dụng vì phương pháp sử dụng camera săn có chỉ phù hợp với các thiết bị điện tử có

Tên linh kiện	<b>MAX30100</b>	<b>MAX30102</b>	<b>Pulse Sensor Amped</b>
Hình ảnh			
Tiêu thụ dòng chế độ chờ	0.7-10 $\mu$ A	0.7-10 $\mu$ A	Không có thông tin
Tiêu thụ dòng chế độ hoạt động	600 $\mu$ A đến 1.2 mA	600 $\mu$ A đến 1.6 mA	khoảng 4 mA
Giao tiếp	Giao tiếp I2C	Giao tiếp I2C	Giao tiếp analog
Điện áp cung cấp	1.7V-5V (TYP 1.8-3.3V)	1.8V- 5V (TYP 1.8-3.3V)	3-5V
Bộ lọc số tích hợp	Không	Có	Không
Led	Đỏ và Hồng ngoại	Đỏ, Hồng ngoại và Xanh dương ( <i>led xanh dương sử dụng chủ yếu để hỗ trợ độ chính xác cho các phép đo</i> )	Xanh lá
Giá thành	45,000 VNĐ	50,000 VNĐ	53,000 VNĐ

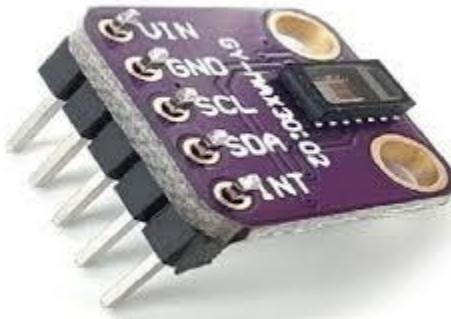
săn camera như điện thoại,...

#### **Bảng 2.4.2: Bảng so sánh các loại cảm biến PPG**

Dòng cảm biến chuyên dụng để đo tín hiệu PPG phổ biến nhất hiện tại trên thị trường phục vụ các hoạt động nghiên cứu, học tập là cảm biến MAX30102 thuộc họ MAX3010X của hãng Maxim nhờ những ưu thế vượt trội hơn so với các dòng cảm biến khác: thiết kế chống nhiễu môi trường tốt hơn, tiết kiệm năng lượng hơn, có tích hợp bộ lọc số giúp cải thiện tỉ lệ SNR. Mạch cảm biến phù hợp nhất được lựa chọn cho dự án này là mạch GY-MAX30102, đáp ứng các tiêu chí được đặt ra cho một thiết bị đo tín hiệu tim mạch tiếp cận đến đại chúng:

- Giá thành phù hợp.
- Không xâm lấn.

- Độ chính xác đáp ứng nhu cầu ( thực tế đã được tin dùng ở nhiều bài báo nghiên cứu khoa học).
- Có chế độ led 2 bước sóng khác nhau.
- Kích thước nhỏ gọn, điện năng tiêu thụ ít.
- Có nhiều tài liệu hỗ trợ



**Hình 2.4.3: Cảm biến GY-MAX30102**

## 2.5 Danh sách linh kiện cần sử dụng

Từ những linh kiện lựa chọn được sau khi so sánh, dưới đây là danh sách các linh kiện cần sử dụng để hoàn thiện sản phẩm “Hệ thống khảo sát chất lượng sinh học qua tín hiệu PCG và PPG”.

STT	Tên linh kiện	Số lượng
1	ESP32 supermini C3	1
2	Cảm biến PCG IMNP441	1
3	Cảm Biến PPG MAX30102	1

**Bảng 2.5: Danh sách linh kiện**

Bảng 2.5 là danh sách linh kiện cần sử dụng, không bao gồm các linh kiện như điện trở, tụ điện, dây dẫn, oled, sd card... Datasheet của từng linh kiện được trích dẫn trong mục Tài liệu tham khảo của báo cáo này. Phần sau đây của báo cáo sẽ trình bày chi tiết về từng linh kiện.

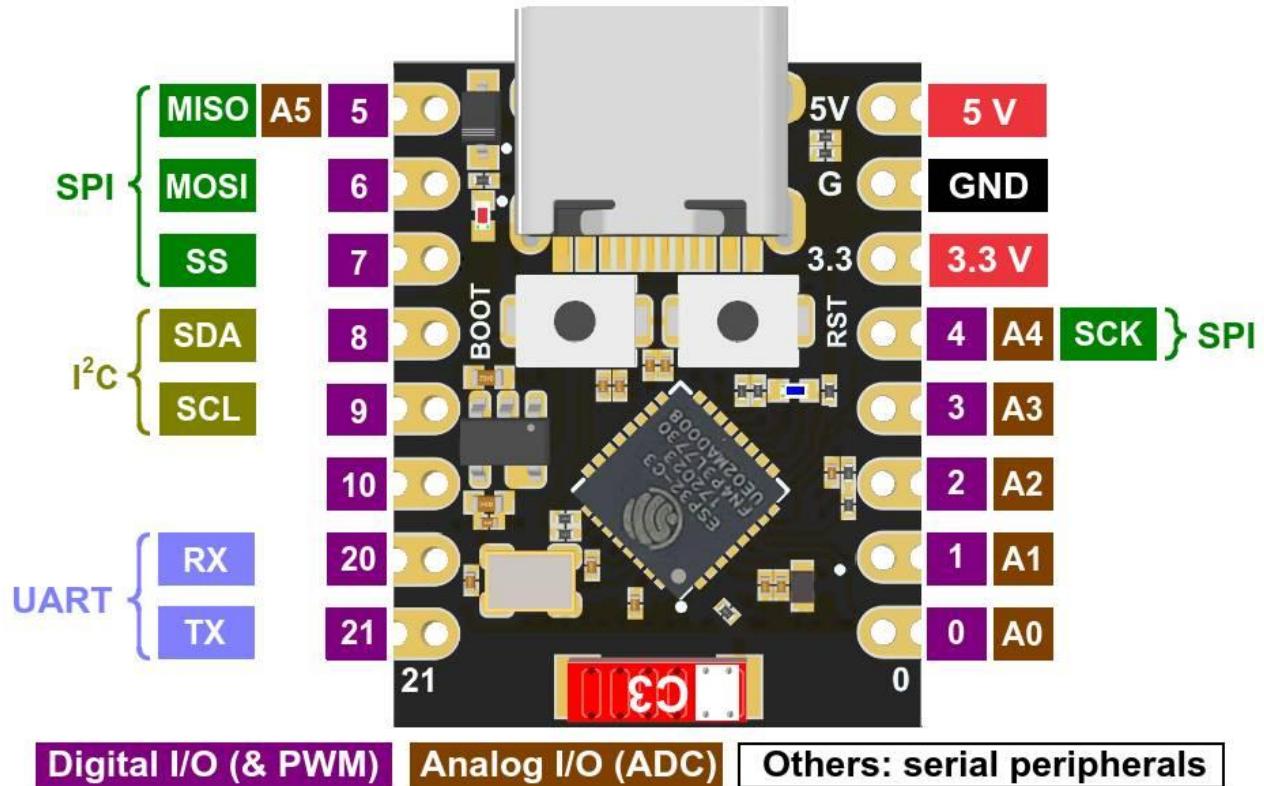
### **2.5.1      *Giới thiệu về ESP32***

ESP32 Super Mini C3 là một biến thể tối ưu hóa về kích thước của dòng vi điều khiển ESP32, được thiết kế đặc biệt cho các ứng dụng IoT yêu cầu sự nhỏ gọn tuyệt đối. Trái tim của bo mạch là chip ESP32-C3, một hệ thống trên chip (SoC) dựa trên kiến trúc RISC-V 32-bit đơn nhân mạnh mẽ. Nó tích hợp sẵn kết nối Wi-Fi 2.4 GHz và Bluetooth 5 (LE), mang lại khả năng truyền tải dữ liệu ổn định trong khi vẫn duy trì mức tiêu thụ năng lượng cực thấp. Với thiết kế "Super Mini", bo mạch này dễ dàng tích hợp vào các thiết bị đeo (wearables) hoặc các cảm biến nhỏ gọn mà các dòng ESP32 tiêu chuẩn không vừa.

Tương tự như các dòng ESP32 khác, ta có thể linh hoạt lập trình cho Super Mini C3 thông qua nhiều môi trường như Arduino IDE, MicroPython, CircuitPython hoặc ESP-IDF.

Dù có kích thước nhỏ, bo mạch vẫn cung cấp đầy đủ các giao tiếp ngoại vi thiết yếu như ADC, GPIO, PWM, UART, I2C và SPI. Một đặc điểm nổi bật là cổng kết nối USB Type-C hiện đại, vừa dùng để cấp nguồn vừa dùng để nạp chương trình trực tiếp mà không cần mạch chuyển đổi bên ngoài. Các chân cắm của ESP32 Super Mini C3 được bố trí tối ưu để có thể cắm trực tiếp vào breadboard hoặc hàn lên các mạch in (PCB) tùy chỉnh, làm cho nó

trở thành lựa chọn hàng đầu cho các kỹ sư và người yêu công nghệ trong việc hiện thực hóa các ý tưởng nhà thông minh và thiết bị kết nối.



Hình 2.5.1: Sơ đồ chân ESP32 Supermini C3

## 2.5.2 Giới thiệu về cảm biến PCG INMP441[2]

### 2.5.2.1 Nguyên lý:

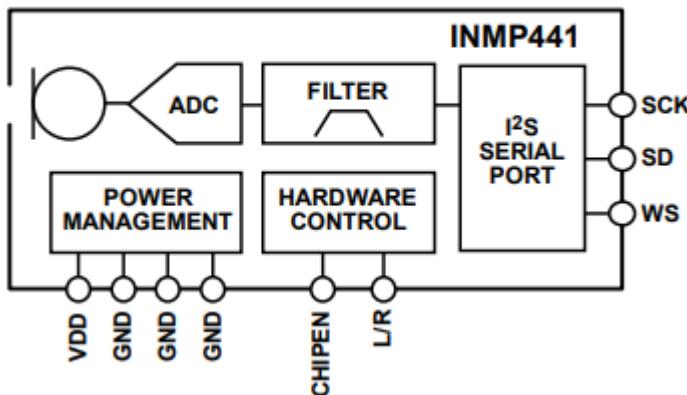
Cảm biến âm thanh INMP441 I2S Omnidirectional Microphone được sử dụng như một Microphone đa hướng giúp thu âm thanh từ môi trường. Bề mặt nhạy cảm của cảm biến INMP441 thu nhận các dao động áp suất từ âm thanh môi trường. Các dao động áp suất này làm cho bề mặt nhạy cảm của cảm biến chuyển động, điều này dẫn đến sự biến đổi của điện áp tại điểm thu. Tín hiệu này sau đó qua bộ lọc ADC để chuyển đổi từ tín hiệu analog sang tín hiệu số. Mức độ biến thiên của tín hiệu analog theo thời gian sẽ được chuyển đổi thành một chuỗi các số nhị phân (bits) biểu thị mức biến độ của tín hiệu đó và truyền tới Vi điều khiển qua giao tiếp I2S, thích hợp với các ứng dụng nhận dạng, xử lý âm thanh, điều khiển bằng giọng nói,...

I2S (Inter-IC Sound) là một giao diện âm thanh số được sử dụng để truyền dữ liệu âm thanh giữa các thiết bị điện tử như microcontroller, DSP (Digital Signal Processor), và các thiết bị âm thanh như DAC (Digital-to-Analog Converter) và ADC (Analog-to-Digital Converter). I2S thường được sử dụng trong các ứng dụng âm thanh chất lượng cao, nơi nó cho phép truyền dữ liệu âm thanh số mà không gặp vấn đề giảm chất lượng do nhiễu tín hiệu analog.

I2S sử dụng ba dây truyền chính:

1. Continuous Serial Clock (SCK): Tín hiệu này định thời gian cho việc truyền dữ liệu bit.
2. Word Select (WS): Tín hiệu này xác định liệu dữ liệu hiện tại là dữ liệu âm thanh trái (left) hay phải (right).
3. Serial Data (SD): Dữ liệu âm thanh được truyền qua đường này

#### FUNCTIONAL BLOCK DIAGRAM



Hình 2.5.2.1: Sơ đồ khối chức năng INMP441

### 2.5.2.2 Giao thức truyền dữ liệu I<sup>2</sup>S

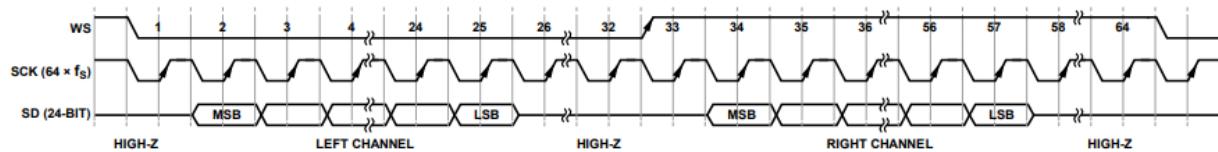


Figure 8. Stereo-Output I<sup>2</sup>S Format

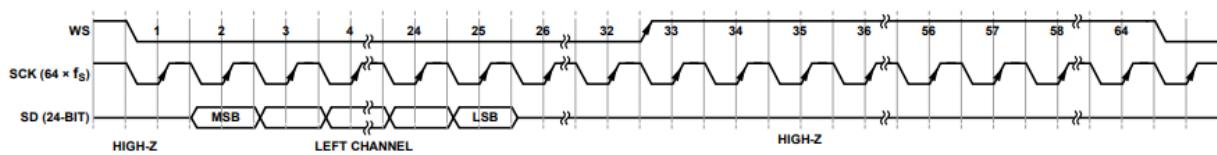


Figure 9. Mono-Output I<sup>2</sup>S Format Left Channel (L/R = 0)

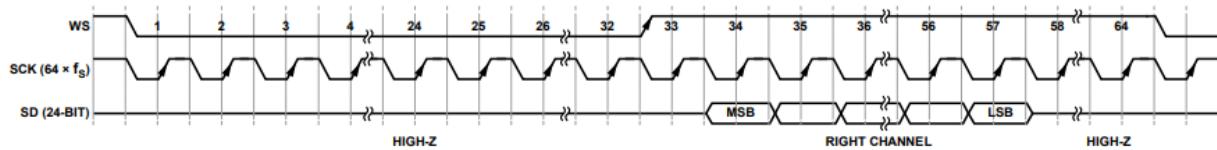


Figure 10. Mono-Output I<sup>2</sup>S Format Right Channel (L/R = 1)

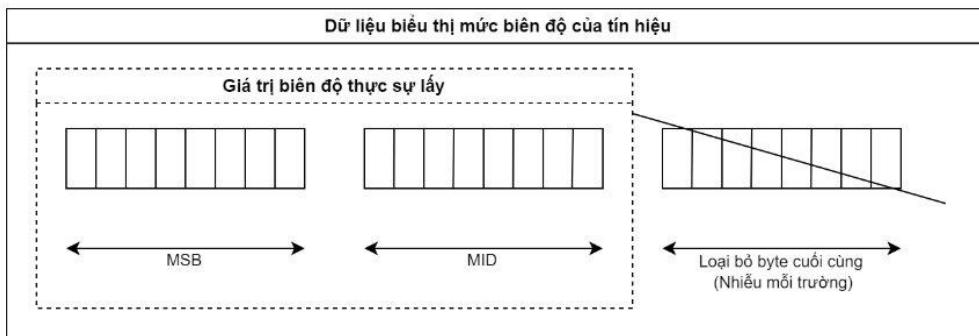
Mỗi khung WS của âm thanh stereo bao gồm 64 chu kỳ SCK. Tín hiệu WS chuyển đổi trạng thái ở giữa khung thời gian để phân tách dữ liệu giữa hai kênh. Khi WS ở mức cao, dữ liệu của kênh phải được truyền, và khi WS ở mức thấp, dữ liệu của kênh trái được truyền.

Trên đường SD, mỗi kênh dữ liệu có độ dài 32 bit, trong đó 24 bit là dữ liệu âm thanh thực tế và 8 bit còn lại là trạng thái không sử dụng (**padding bits**), được thêm vào để căn chỉnh khung dữ liệu theo tiêu chuẩn. Đồng thời tuân theo chuẩn giao tiếp I<sup>2</sup>S thường chỉ sử dụng khung dữ liệu cố định là 32 bit cho mỗi kênh trái và phải.

Kênh dữ liệu nối tiếp 32-bit, chứa 24-bit dữ liệu thực được truyền theo thứ tự từ MSB (Most Significant Bit - bit có giá trị cao nhất) đến LSB (Least Significant Bit - bit có giá trị thấp nhất).

8 bit padding không sử dụng này thường được thiết lập ở mức **0** hoặc trong một số trường hợp có thể là trạng thái **HIGH-Z (High Impedance)**. Chúng không chứa dữ liệu thực tế mà được dùng để đảm bảo cách ly giữa các khung dữ liệu, giúp tránh nhiễu hoặc xung đột tín hiệu.

Việc bổ sung các bit này tại đầu hoặc cuối dữ liệu giúp các thiết bị nhận dễ dàng phân biệt giữa các khung dữ liệu, đồng thời đảm bảo rằng tín hiệu được truyền một cách chính xác, đồng bộ theo tiêu chuẩn giao thức I2S.

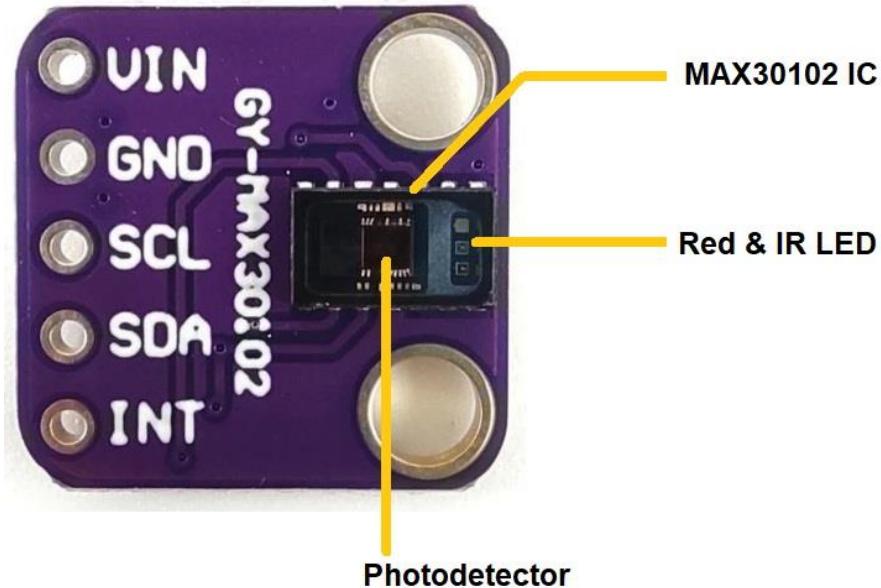


Kênh dữ liệu nối tiếp 32-bit chứa 24 bit dữ liệu thực (Most Significant Bit - MSB và Middle Bit - MID), với 8 bit cuối cùng (Least Significant Byte - LSB) được sử dụng làm padding byte để đáp ứng định dạng 32-bit. Do đó, ta cần dịch trái 8 bit để loại bỏ phần padding byte này, giữ lại 24 bit dữ liệu thực cho các bước xử lý tiếp theo. Quá trình này giúp ổn định tín hiệu và loại bỏ dữ liệu không cần thiết, đồng thời hỗ trợ việc chuyển đổi sang định dạng khác (như 16-bit) dễ dàng hơn."

### 2.5.3 Giới thiệu về cảm biến PPG MAX30102[\[5\]](#)

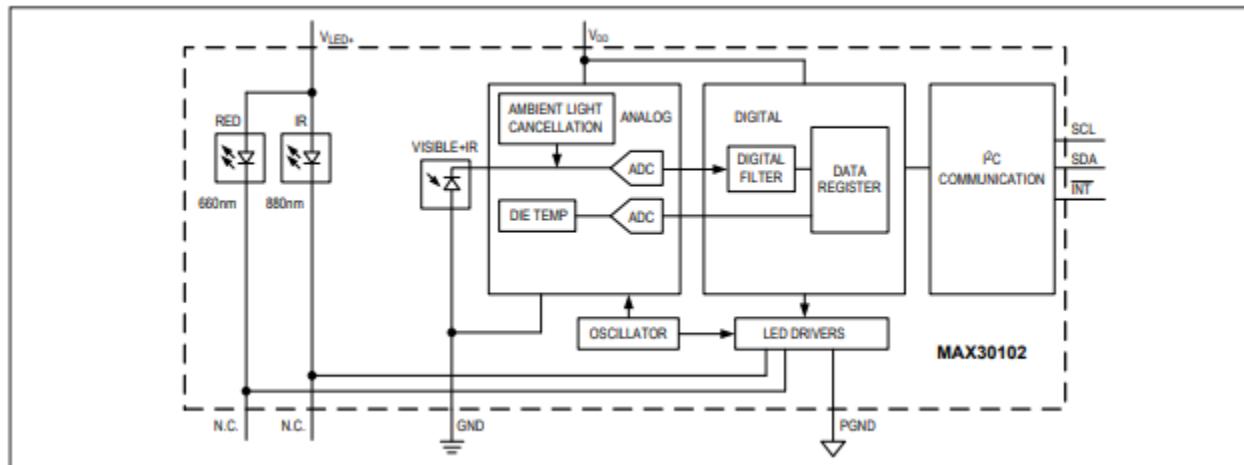
#### 2.5.3.1 Nguyên lý:

MAX30102 là một cảm biến PPG (Photoplethysmogram) được sản xuất bởi Maxim Integrated. Cảm biến có khả năng đo các tín hiệu quang phản xạ, ứng dụng trong việc đo tín hiệu tim mạch, nhờ vào 2 thành phần chính là thành phần phát ánh sáng và thành phần thu tín hiệu.

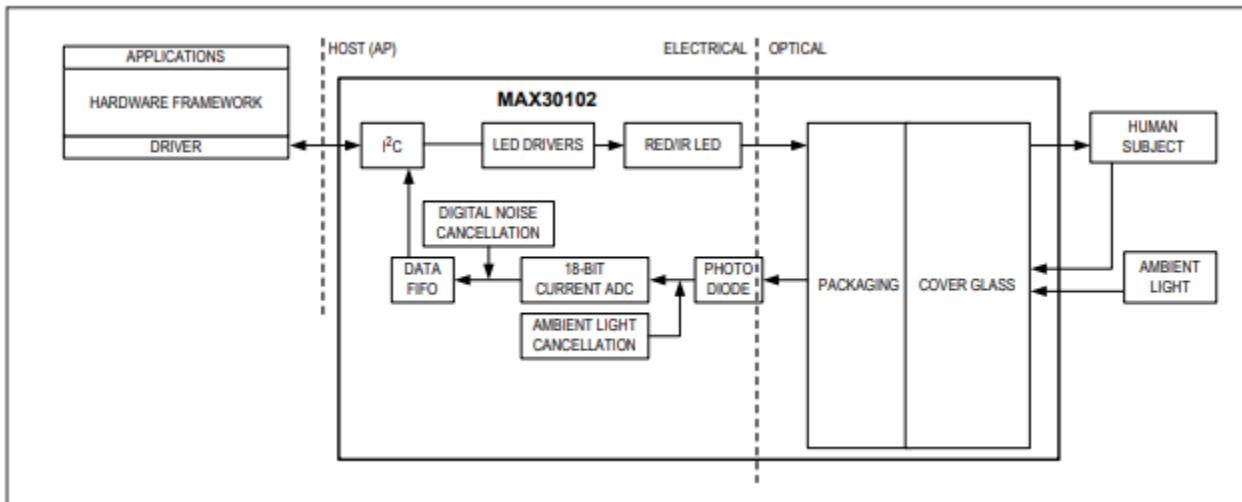


**Hình 2.5.3.1a: Phân tích thành phần**

Thành phần phát ánh sáng của cảm biến MAX30102 bao gồm 2 led ở 2 bước sóng: hồng ngoại (IR) và đỏ (RED). Cảm biến cần 2 led phát sáng ở 2 bước sóng khác nhau vì một số ứng dụng cần sử dụng đến tín hiệu phản xạ của 2 bước sóng trên, ví dụ: tính thông số SpO<sub>2</sub>,... Thành phần thu của cảm biến là một Photodetector loại Photodiodes. Loại cảm biến ánh sáng này hoạt động dựa trên nguyên lý của hiệu ứng quang điện trong xảy ra trong các vật liệu bán dẫn: Khi ánh sáng chiếu vào vật liệu, năng lượng ánh sáng sẽ được hấp thụ bởi các electron trong vật liệu. Năng lượng từ ánh sáng sẽ làm thay đổi số lượng electron tự do và sự di chuyển của chúng trong vật liệu, dẫn đến sự thay đổi điện trở hoặc suất điện động của vật liệu. Cảm biến ánh sáng sử dụng hiệu ứng quang điện trong có thể đo lường mức độ ánh sáng và chuyển đổi nó thành tín hiệu điện tương ứng.



**Hình 2.5.3.1b: Sơ đồ chức năng của cảm biến**

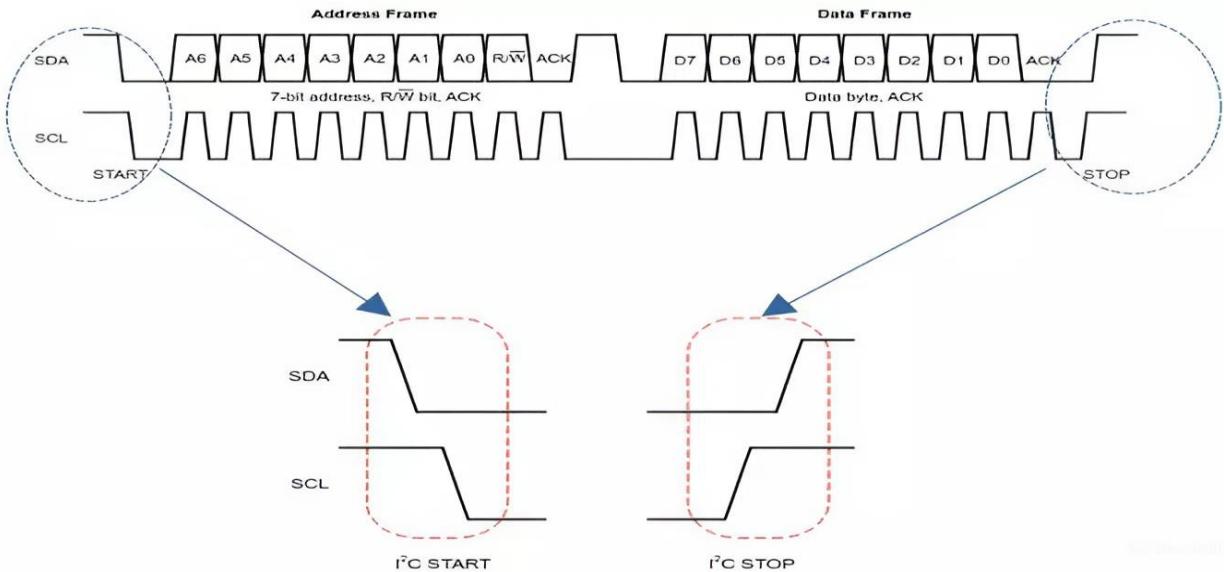


**Hình 2.5.3.1c: Sơ đồ hệ thống của cảm biến**

Tín hiệu điện áp sau khi được thu sẽ đi qua một bộ chuyển đổi analog-digital (ADC) có độ phân giải 18-bit để nhận lại được các mứrc tín hiệu ở dạng thông tin số. Sau đó, thông tin số nhận được sẽ đi qua 1 bộ lọc số (DIGITAL FILTER) trước khi được lưu vào bộ dữ liệu FIFO của Max30102 (FIFO DATA). Bộ lưu trữ này có dung lượng 192 bytes và có thể lưu trữ tối đa 32 mẫu. Bộ dao động (OSCILLATOR) cung cấp xung nhịp cho hoạt động của cảm biến và các thành phần nội bộ.

#### 2.5.3.2 Giao thức truyền dữ liệu I<sup>2</sup>C

MAX30102 truyền dữ liệu và nhận lệnh với vi điều khiển thông qua giao thức I<sup>2</sup>C, chỉ yêu cầu 2 bus lines: Một đường truyền dữ liệu nối tiếp (SDA) và một đường xung nhịp nối tiếp (SCL).



Hình 2.5.3.2: Giản đồ xung giao tiếp I2C cơ bản

Khi một thiết bị muốn giao tiếp với thiết bị khác trên đường truyền, quá trình thực hiện thường diễn ra như sau:

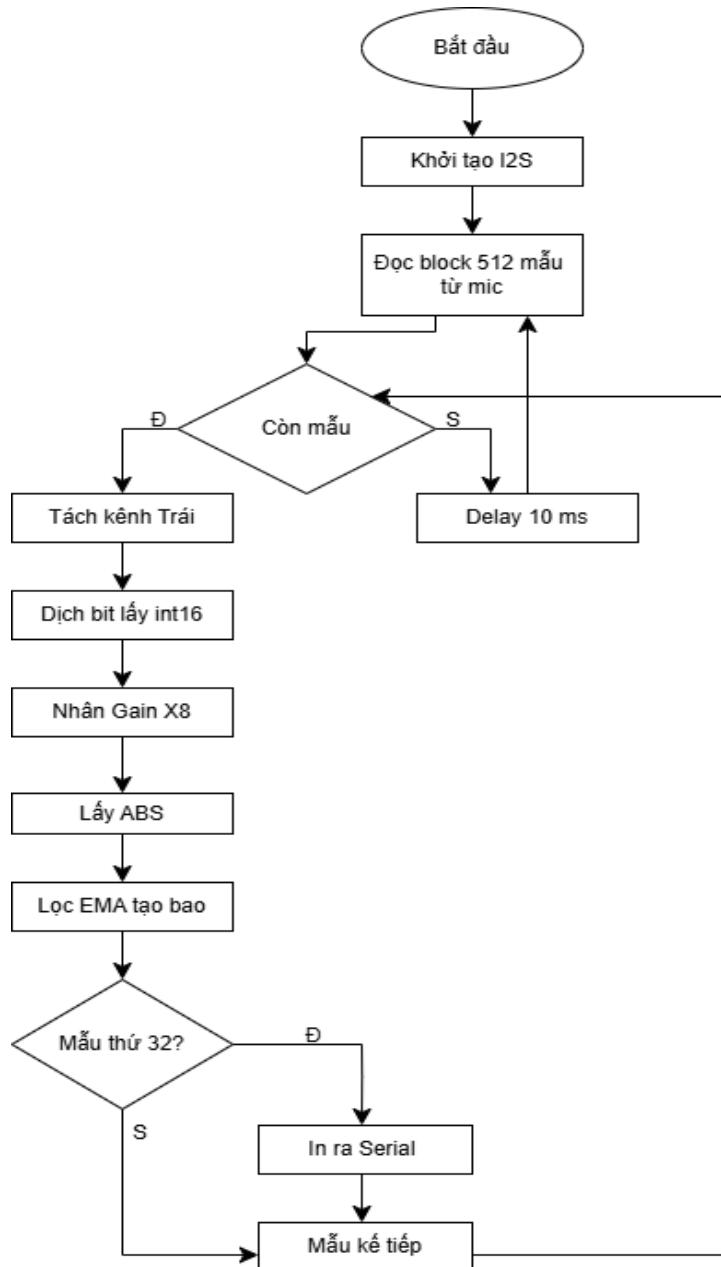
- I2C bus phải ở trạng thái "free" (SDA và SCL đều ở trạng thái H)
- Tạo "START signal" để sử dụng bus. Tất cả các thiết bị còn lại sẽ "LISTEN" dữ liệu trên bus để xác nhận xem mình có phải là đối tượng được truy cập hay không.
- Cung cấp xung nhịp CLOCK trên đường SCL. Xung CLOCK này sẽ được sử dụng chung cho tất cả các thiết bị còn lại trên bus. Dữ liệu trên đường SDA được "chốt" khi clock SCL chuyển trạng thái từ L --> H.
- Gửi địa chỉ của thiết bị cần truy cập lên bus.
- Gửi đến bus bit chỉ định việc SEND or RECEIVE dữ liệu từ thiết bị được truy cập. (R/W)
- Yêu cầu ACK bit từ thiết bị được truy cập để xác nhận thiết bị sẵn sàng cho việc giao tiếp.
- Sau khi nhận được ACK, bắt đầu trao đổi dữ liệu.
- Sau mỗi 8-bit data được trao đổi, transmitter yêu cầu ACK bit từ receiver để xác nhận việc truyền nhận dữ liệu OK.
- Sau khi hoàn tất việc trao đổi dữ liệu, free the bus và tạo "STOP signal" để hoàn tất quá trình.

## CHƯƠNG 3. THIẾT KẾ HỆ THỐNG

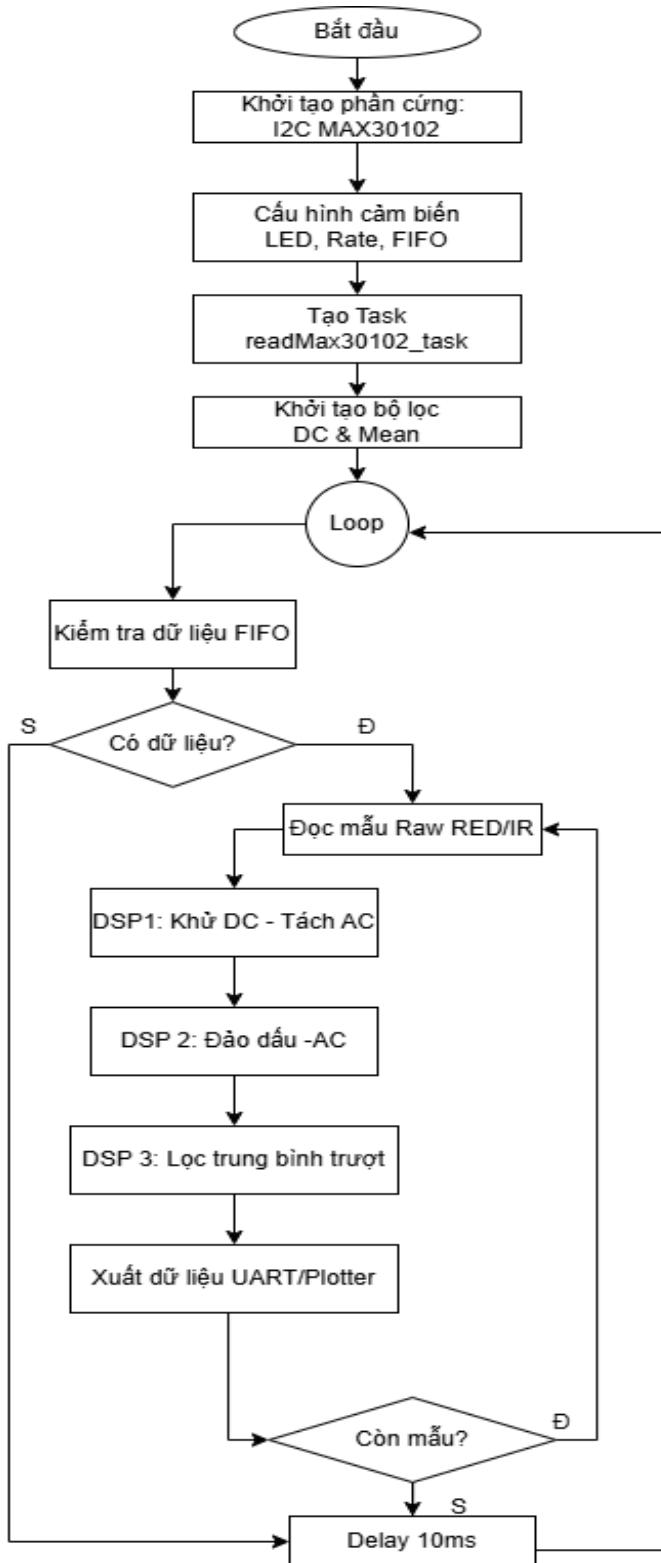
### 3.1 Thiết kế phần cứng

#### 3.1.1 Lưu đồ thuật toán

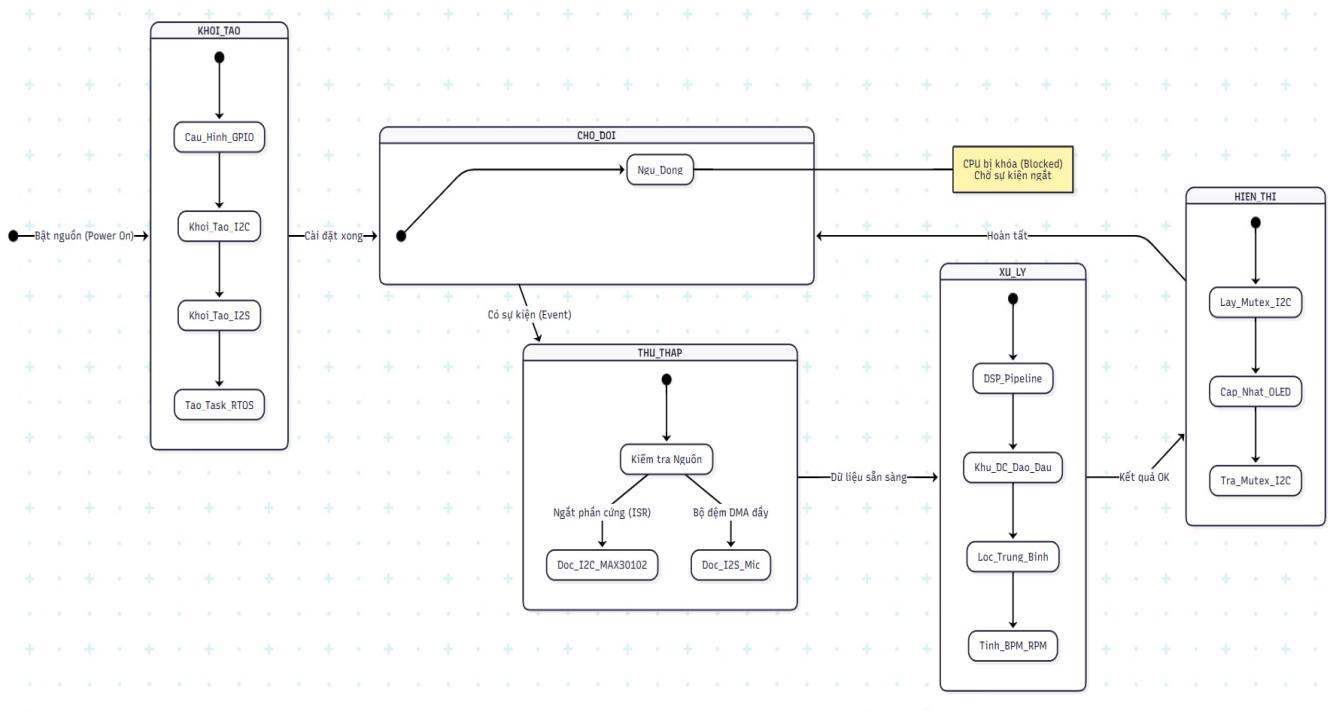
##### 3.1.1.1 Mạch sensor IMNP441



### 3.1.1.2 Mach sensor MAX30102



### 3.1.1.3 Lưu đồ trạng thái



## 3.1.2 Phân tích công suất

### 3.1.2.1 Sensor IMNP441

POWER SUPPLY			1.62	3.63	V	
Supply Voltage ( $V_{DD}$ )						
Supply Current ( $I_S$ )						
$V_{DD} = 1.8\text{ V}$	Normal Mode			1.4	1.6	mA
	Standby				0.8	mA
	Power Down				2	$\mu\text{A}$
$V_{DD} = 3.3\text{ V}$	Normal Mode		2.2	2.5	mA	
	Standby			0.8	mA	
	Power Down			4.5	$\mu\text{A}$	

Bảng 3.1.2.1 Bảng thông số kỹ thuật IMNP441 [10]

Hiệu điện thế nhómc dùng cho sensor là:  $U = 3.3\text{V}$

Ở chế độ chờ (Standby), ta thấy rằng dòng điện tiêu thụ là  $I = 0.8\text{mA}$ . Chế độ chờ là chế độ tiết kiệm năng lượng hơn so với chế độ bình thường, nơi cảm biến không thu thập dữ liệu nhưng vẫn sẵn sàng để kích hoạt lại nhanh chóng khi cần. Dựa theo datasheet, ta có thể thấy ở trạng thái chờ, thiết bị có giới hạn dòng điện tiêu thụ là  $0.8\text{mA}$ . Nên công suất tiêu thụ trong trường hợp này là:

$$P_{standby} = UI = 3.3 \times 0.8 \times 10^{-3}$$

Ở chế độ đóng (Power Down), ta thấy rằng dòng điện tiêu thụ là  $I = 4.5 \text{ } (\mu\text{A})$ . Chế độ tắt nguồn là chế độ tiết kiệm năng lượng tối đa, trong đó cảm biến tiêu thụ rất ít năng lượng, đủ để duy trì các mạch cần thiết để khởi động lại khi cần. Ở trạng thái này theo datasheet, thiết bị có giới hạn dòng điện tiêu thụ là  $4.5 \text{ } \mu\text{A}$ . Nên công suất tiêu thụ trong trường hợp này là:

$$P_{powerdown} = UI = 3.3 \times 4.5 \times 10^{-6}$$

Ở chế độ hoạt động bình thường (Normal Mode), ta có Average Current:  $I = 2.2 \text{ } (\text{mA})$ . Điều này chỉ ra rằng trong quá trình hoạt động thông thường, sensor tiêu thụ dòng điện trung bình  $2.2 \text{ } (\text{mA})$  khi điện áp cung cấp là  $3.3 \text{ (V)}$ . Điều này giúp đánh giá mức tiêu thụ năng lượng của thiết bị trong điều kiện bình thường. Ta sẽ có công suất tiêu thụ trung bình là

$$P_{avg} = UI_{avg} = 3.3 \times 2.2 \times 10^{-3} = 7.26 \text{ (mW)}$$

Ta cũng có Peak Current:  $I = 2.5 \text{ (mA)}$ . Điều này chỉ ra rằng trong quá trình hoạt động, sensor có khả năng tiêu thụ dòng điện tối đa là  $2.5 \text{ (mA)}$ . Dòng điện cao nhất này thường xuất hiện trong các tình huống đặc biệt hoặc trong quá trình khởi động và có thể sử dụng để đảm bảo rằng nguồn cung cấp điện hoạt động ổn định và đáp ứng được yêu cầu công suất tối đa của hệ thống hoặc thiết bị. Vậy nên công suất tối đa của ta là:

$$P_{max} = U \times I_{max} = 3.3 \times 2.5 \times 10^{-3} = 8.25 \text{ (mW)}$$

### 3.1.2.2 Sensor Max30102

Supply Current	$I_{DD}$	SpO <sub>2</sub> and HR mode, PW = 215μs, 50spS	600	1200	μA
		IR only mode, PW = 215μS, 50spS	600	1200	
Supply Current in Shutdown	$I_{SHDN}$	$T_A = +25^\circ\text{C}$ , MODE = 0x80	0.7	10	μA

**Bảng 3.1.2.2: Bảng thông số kỹ thuật Max30102 [2]**

Hiệu điện thế dùng cho cảm biến  $U = 3.3\text{V}$

Ta thấy ở chế độ hoạt động bình thường: Dòng điện tối đa mà cảm biến tiêu thụ là  $1200 \text{ } \mu\text{A}$ . Nên công suất trong trường hợp này:  $P = UI = 3.3 \times 1200 \times 10^{-6} \approx 4 \text{ (mW)}$

Ta thấy ở chế độ Shutdown: Dòng điện tối đa mà cảm biến tiêu thụ là  $10 \text{ } \mu\text{A}$ . Là trạng thái chờ thường là khi thiết bị đang không hoạt động hoặc đang ở trạng thái chờ đợi mà không tiêu thụ nhiều năng lượng. Điều này chỉ ra rằng trong trạng thái chờ, hệ thống

hoặc thiết bị đang được mô tả có giới hạn dòng điện tiêu thụ tối đa là  $10 \mu\text{A}$ . Nên công suất tiêu thụ trong trường hợp này là:  $P = UI = 3.3 \times 10 \times 10^{-6} \approx 0.03 (\text{mW})$

### 3.1.2.3 Vi xử lý ESP32 Supermini C3

Power Mode	PMU	Power Domain							
		PD Peripherals	Digital System	Wireless Digital Circuits	CPU	FOSC_CLK	XTAL_CLK	PLL	RF Circuits
Active	ON	ON	ON	ON	ON	ON	ON	ON	ON
Modem-sleep	ON	ON	ON	ON*	ON	ON	ON	ON	OFF
Light-sleep	ON	ON	ON	OFF*	OFF*	OFF*	OFF	OFF	OFF
Deep-sleep	ON	OFF	OFF	OFF	OFF	OFF	OFF	OFF	OFF

Table 5-4. DC Characteristics (3.3 V, 25 °C)

Parameter	Description	Min	Typ	Max	Unit
$C_{IN}$	Pin capacitance	—	2	—	pF
$V_{IH}$	High-level input voltage	$0.75 \times \text{VDD}^1$	—	$\text{VDD}^1 + 0.3$	V
$V_{IL}$	Low-level input voltage	-0.3	—	$0.25 \times \text{VDD}^1$	V
$I_{IH}$	High-level input current	—	—	50	nA
$I_{IL}$	Low-level input current	—	—	50	nA
$V_{OH}^2$	High-level output voltage	$0.8 \times \text{VDD}^1$	—	—	V
$V_{OL}^2$	Low-level output voltage	—	—	$0.1 \times \text{VDD}^1$	V
$I_{OH}$	High-level source current ( $\text{VDD}^1 = 3.3 \text{ V}$ , $V_{OH} \geq 2.64 \text{ V}$ , PAD_DRIVER = 3)	—	40	—	mA
$I_{OL}$	Low-level sink current ( $\text{VDD}^1 = 3.3 \text{ V}$ , $V_{OL} = 0.495 \text{ V}$ , PAD_DRIVER = 3)	—	28	—	mA
$R_{PU}$	Internal weak pull-up resistor	—	45	—	kΩ
$R_{PD}$	Internal weak pull-down resistor	—	45	—	kΩ
$V_{IH\_nRST}$	Chip reset release voltage (CHIP_EN voltage is within the specified range)	$0.75 \times \text{VDD}^1$	—	$\text{VDD}^1 + 0.3$	V
$V_{IL\_nRST}$	Chip reset voltage (CHIP_EN voltage is within the specified range)	-0.3	—	$0.25 \times \text{VDD}^1$	V

<sup>1</sup> VDD – voltage from a power pin of a respective power domain.

<sup>2</sup>  $V_{OH}$  and  $V_{OL}$  are measured using high-impedance load.

Work Mode <sup>1</sup>	Description		Peak (mA)
Active (RF working)	TX	802.11b, 1 Mbps, @21 dBm	335
		802.11g, 54 Mbps, @19 dBm	285
		802.11n, HT20, MCS7, @18.5 dBm	276
		802.11n, HT40, MCS7, @18.5 dBm	278
	RX	802.11b/g/n, HT20	84
		802.11n, HT40	87

Bảng 3.1.2.3: Bảng thông số kỹ thuật ESP32 [\[11\]](#)

Theo datasheet, ta thấy ESP32 tại trạng thái hoạt động (activate) sẽ tiêu thụ lớn nhất. Nó bao gồm các thông số:

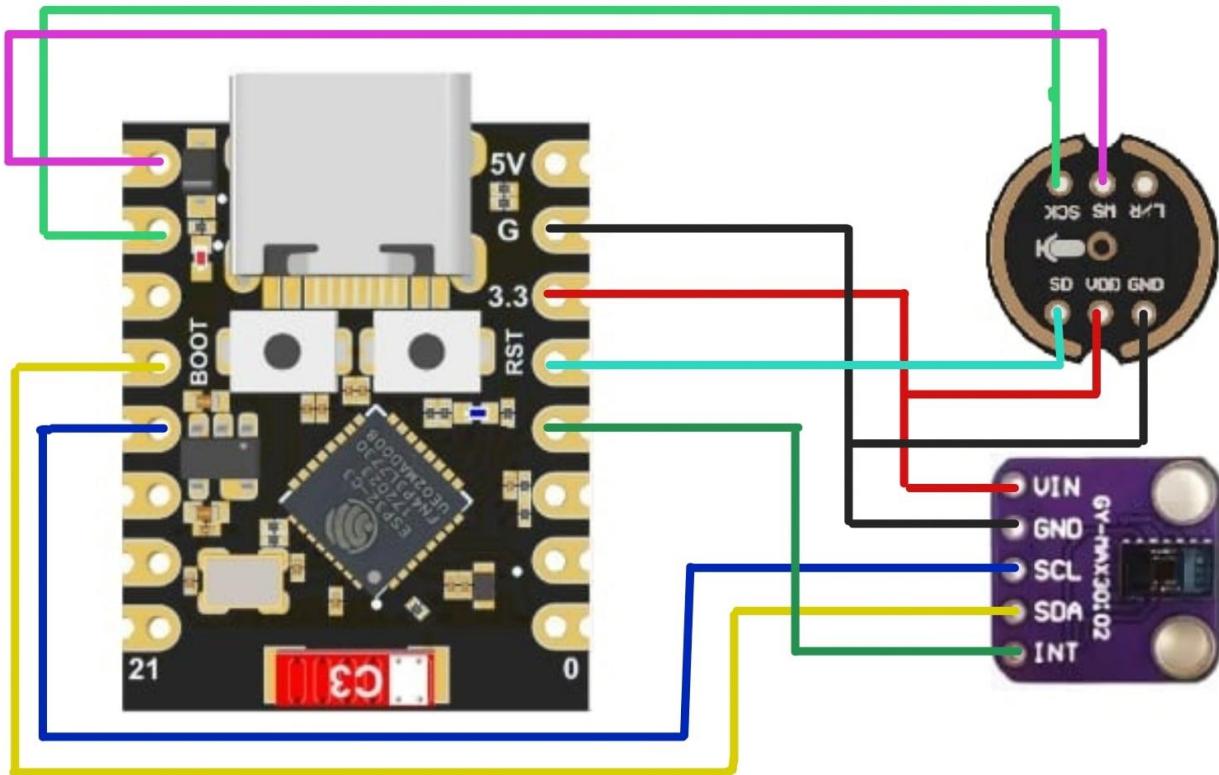
$$U_{tiêu\ thụ} = 3.3V, I_{max} = 335\ mA$$

Ta có công thức  $P = UI$ . Nên  $P_{max} = UI_{max} = 3.3 \times 335 \times 10^{-3} = 1105\ (mW)$

➔Công suất tiêu thụ tổng cho các link kiện ở trạng thái “active operations”:

$$\begin{aligned} P &= P_{ESP32} + P_{IMNP441} + P_{MAX30102} \\ &= 1105 \times 10^{-3} + 8.25 \times 10^{-3} + 4 \times 10^{-3} \approx 1.1178\ (W) \end{aligned}$$

### 3.1.3 Kết nối vi xử lý ESP32 với module



Hình 3.1.3: Sơ đồ kết nối chân linh kiện

Bảng kết nối chân từng module:

#### A. INMP441

- SCK: Chân nhận tín hiệu đồng bộ hóa dữ liệu liên tục với MCU qua giao thức I2S.
- WS: Chân điều khiển/ chỉ định kênh dữ liệu (trái/phải) cho giao thức I2S
  - WS = 0: Dữ liệu cho kênh trái
  - WS = 1: Dữ liệu cho kênh phải
- L/R: Lựa chọn kênh trái/phải. Khi đặt ở mức thấp (LOW), dữ liệu sẽ lấy ở kênh trái, đặt ở mức cao (HIGH), dữ liệu sẽ lấy ở kênh phải.
- SD: Chân truyền dữ liệu âm thanh theo định dạng nối tiếp, tương ứng với các bit.
- VCC: Nguồn vào 3.3V
- GND: Chân nối đất

<b>INMP441</b>	<b>ESP32 Supermini C3</b>
VDD	3.3V
GND	G
WS	5
LR	GND
SCK	6
SD	4

## B. MAX30102

- VIN: Cáp điện áp 3.3V
- SCL: Chân đồng bộ dữ liệu
- SDA: Chân truyền dữ liệu

<b>MAX30102</b>	<b>ESP32 Supermini C3</b>
VCC	3.3V
GND	G
SDA	8
SCL	9
INT	3

- GND: Chân nối đất

## 3.2 Công nghệ sử dụng

### 3.2.1 IDF

ESP-IDF (Espressif IoT Development Framework) là một bộ công cụ phát triển phần mềm dành cho vi điều khiển ESP32, ESP32-S2, ESP32 Supermni C3... Nó cung cấp các chức năng để xây dựng ứng dụng IoT trên nền tảng này, bao gồm hỗ trợ cho vi điều khiển, tích hợp hệ điều hành FreeRTOS, công cụ phát triển, thư viện và API, cộng đồng và hỗ trợ từ Espressif Systems.



### 3.2.2 Arduino IDE

Arduino IDE là một môi trường phát triển mã nguồn mở hoàn toàn miễn phí, mang đến không gian sáng tạo linh hoạt cho người dùng mà không bị ràng buộc bởi các vấn đề bản quyền. Được xây dựng trên nền tảng ngôn ngữ C/C++, phần mềm này cho phép lập trình viên kế thừa và tối ưu hóa mọi đoạn mã tiêu chuẩn để thiết kế chương trình cho các dòng bo mạch Arduino. Điểm mạnh vượt trội của Arduino IDE chính là hệ sinh thái phong phú với hơn 700 thư viện được đóng góp bởi cộng đồng và nhà phát hành, giúp người dùng dễ dàng tích hợp các tính năng phức tạp vào dự án cá nhân một cách nhanh chóng và tiết kiệm chi phí. Bên cạnh đó, với giao diện tối giản, thân thiện, ứng dụng này không chỉ vận hành mượt mà trên các hệ điều hành Windows, Mac OS, Linux mà còn hỗ trợ lưu trữ đám mây, tạo điều kiện cho việc nghiên cứu và làm việc mọi lúc, mọi nơi.

## CHƯƠNG 4. ĐO ĐẠC VÀ THỬ NGHIỆM CẢM BIẾN

### 4.1 Thiết lập đo đạc

#### 4.1.1 Mục tiêu, đối tượng đo đạc

-Mục đích thử nghiệm là để xác định được độ chính xác của cảm biến, cụ thể qua các tham số được thiết lập như sau:

Cảm biến	MAX30102	INMP441
Tham số khảo sát	Các tín hiệu LED RED, IR (Raw và sau khi lọc Bandpass)	Dải tần hình sin, tiếng thở (Raw và sau khi lọc Bandpass)
Tần số lấy mẫu	100Hz	4000Hz
Số lần thử nghiệm	2 lần	2 lần
Khoảng cách đo	Chạm ngón tay	<2cm
Thời gian/lần	4s	2s

- Điều kiện đo đạc: thử nghiệm được thiết lập trong môi trường không quá yên tĩnh, nhiều tạp âm và bị ảnh hưởng bởi nhiều nguồn ánh sáng khác nhau (không lý tưởng)

#### 4.1.2 Quy trình đo đạc và kết quả

##### 4.1.2.1 Cảm biến INMP441

###### a) Dải tần hình sin

Do tần số lấy mẫu được thiết lập là 4000Hz (thu 4000 mẫu/s), theo định lý lấy mẫu Nyquist, tần số tối đa có thể tái tạo lại hoàn chỉnh là:

$$f_{max} = \frac{f_{sample}}{2} = \frac{4000}{2} = 2000\text{Hz}$$

Lựa chọn thử nghiệm với các dải tần: 400Hz, 800Hz, 1000Hz.

###### Các bước tiến hành đo đạc

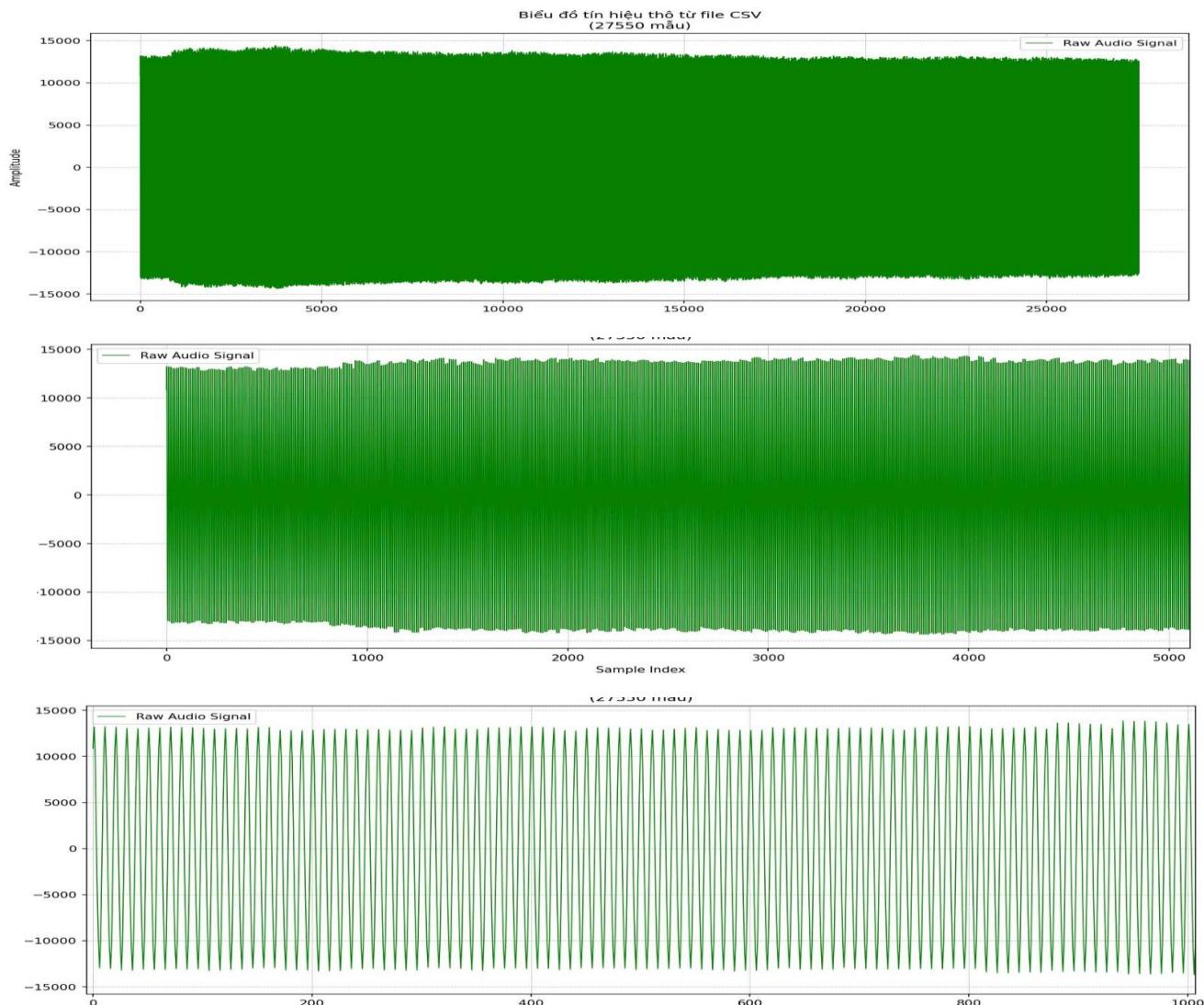
- Bố trí hệ thống: sử dụng nguồn phát âm thanh từ điện thoại NUBIA NEO 5G với cường độ âm thanh là được bật tối đa bằng nút âm lượng. Đặt cảm biến cách nguồn âm khoảng cách giao động trong khoảng 8cm, thu trong 15s.

- Cách thu lại dữ liệu: Sử dụng màn hình terminal của ESP-IDF để hiển thị dữ liệu, sau đó copy dữ liệu và lưu vào 1 file csv, mỗi lần copy chứa 9028 dòng (số dòng tối đa terminal có thể hiển thị lên).

## Kết quả

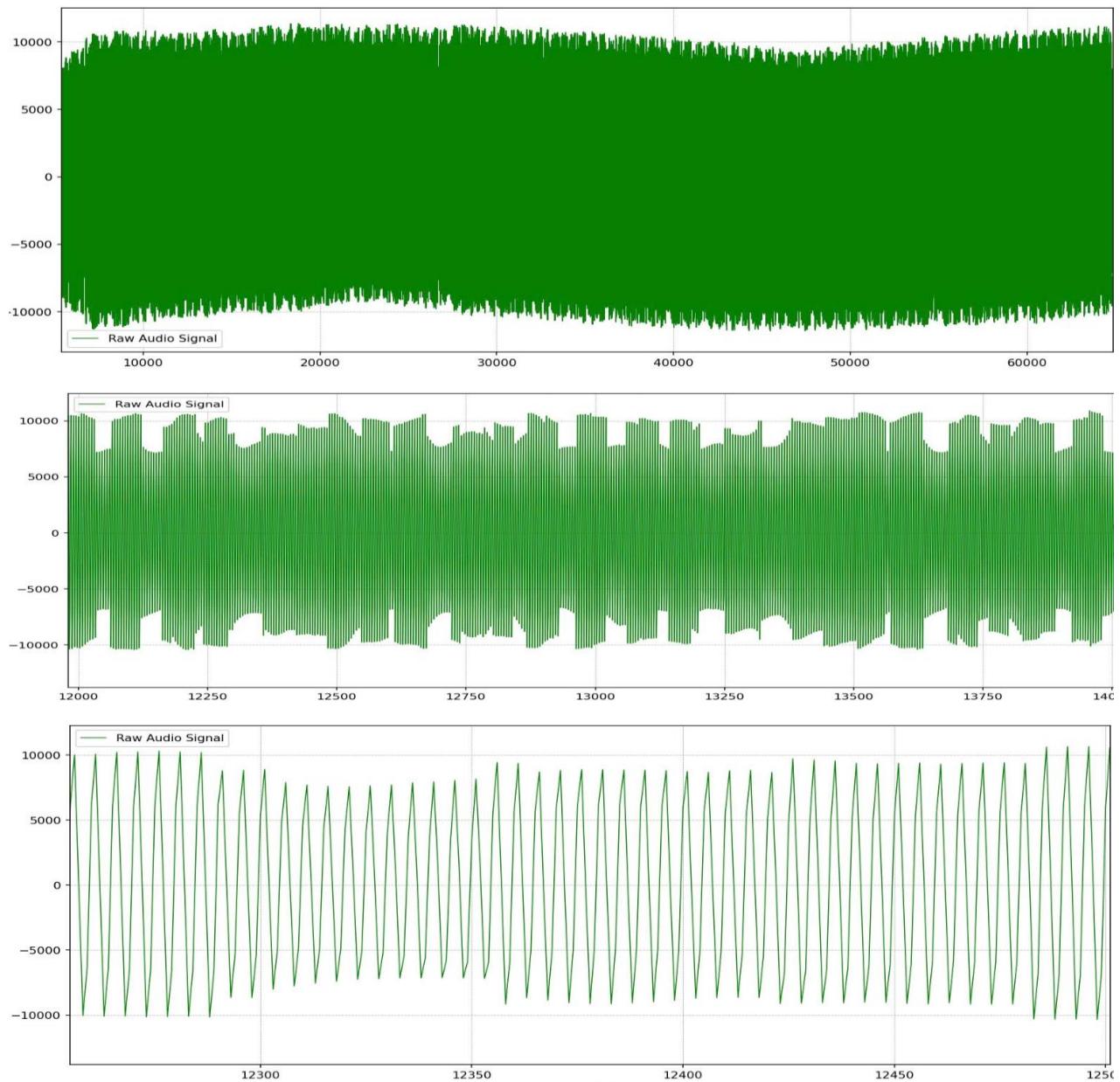
- Sau đây là dữ liệu thô sau khi thử nghiệm với 3 dải tần:

Với tần số 400Hz



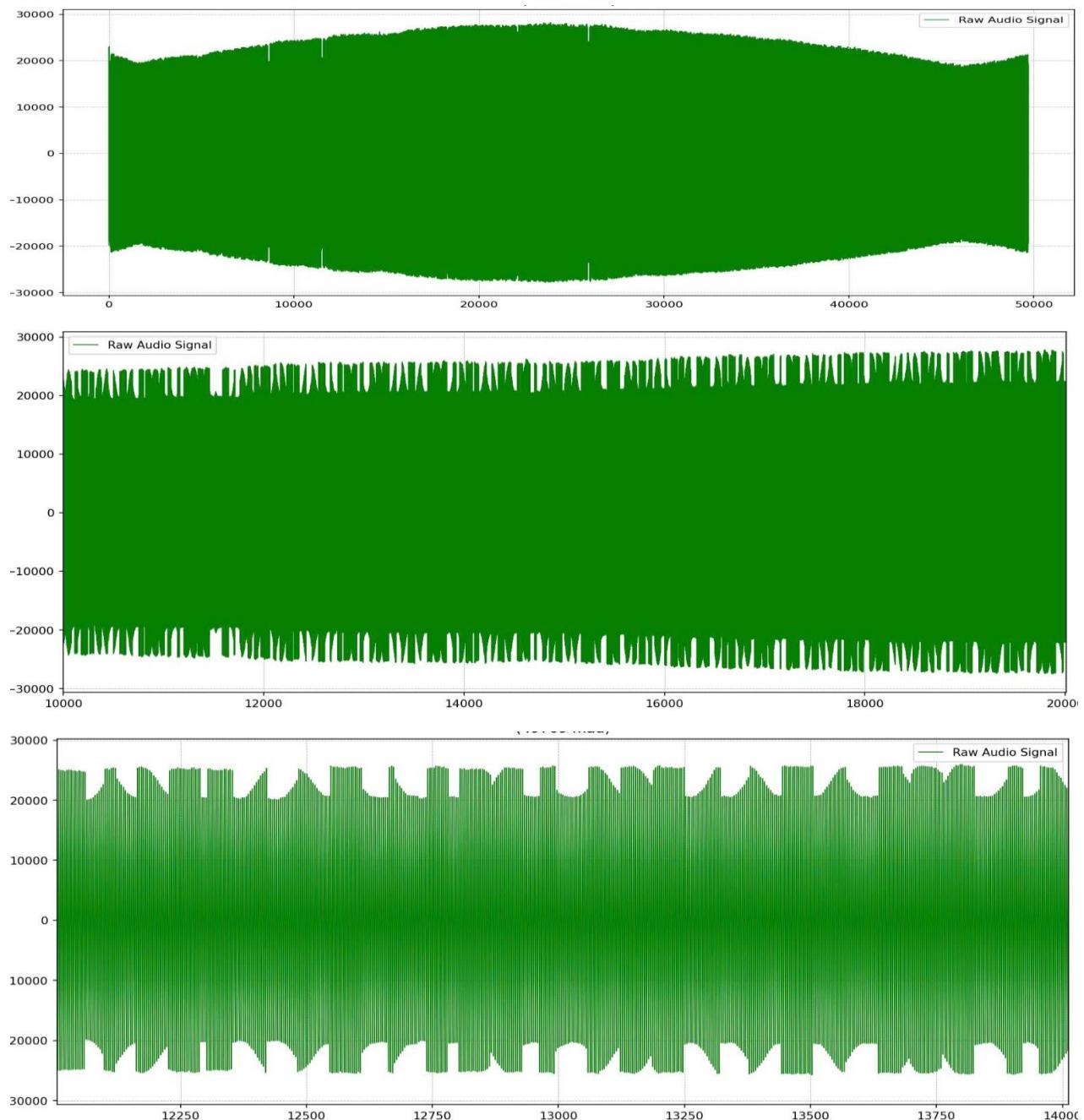
Hình ảnh dải tần 400Hz sau khi được mô phỏng

Với tần số 800Hz



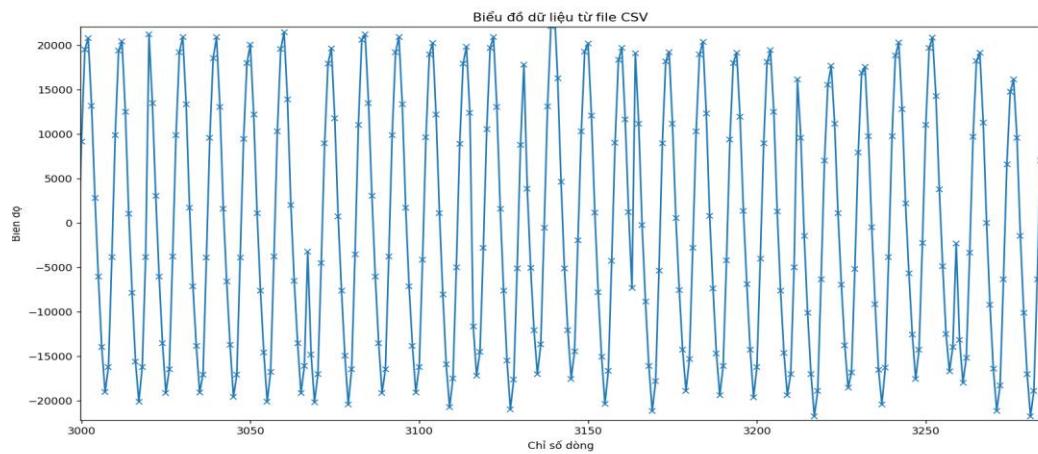
Hình ảnh dài tần 800Hz sau khi mô phỏng

Với tần số 1000Hz



**Hình ảnh dải tần 1000Hz sau khi mô phỏng**

- ✓ **Nhận xét kết quả:** Kết quả sau khi được cho xử lý đếm mẫu bằng code Python thì vẫn có hiện tượng mất từ 4-5 mẫu trong một chu kỳ (đối với tần số 400Hz)



### b) Tiếng ngáy

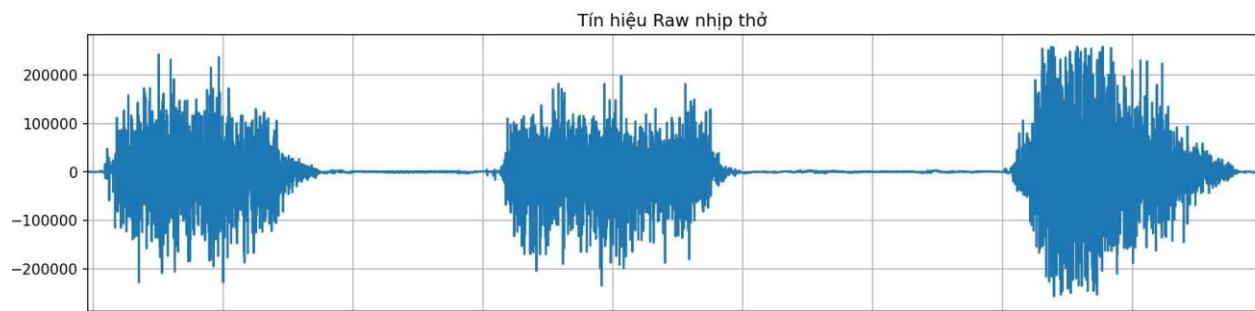
Thực hiện khảo sát thu tiếng thở của 1 người khỏe mạnh.

#### Các bước tiến hành đo đạc

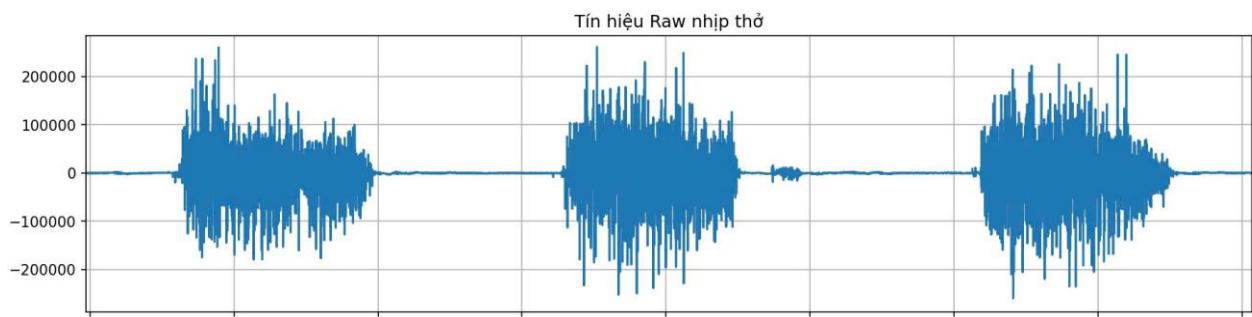
- Bộ trí hệ thống: Đặt cảm biến cách mũi người đo khoảng  $<2\text{cm}$ , đo trong vòng 8s.
- Cách thu dữ liệu: sử dụng CoolTerm công cụ đọc ngõ vào tín hiệu, lưu dữ liệu đọc được ra file .csv sau đó sử dụng code python để mô phỏng dạng tín hiệu nhận được.

#### Kết quả

Sau đây là kết quả của 2 khoảng thu tiếng thở ở các thời điểm khác nhau:



Lần 1



Lần 2

### Hình ảnh tiếng ngáy sau khi được mô phỏng

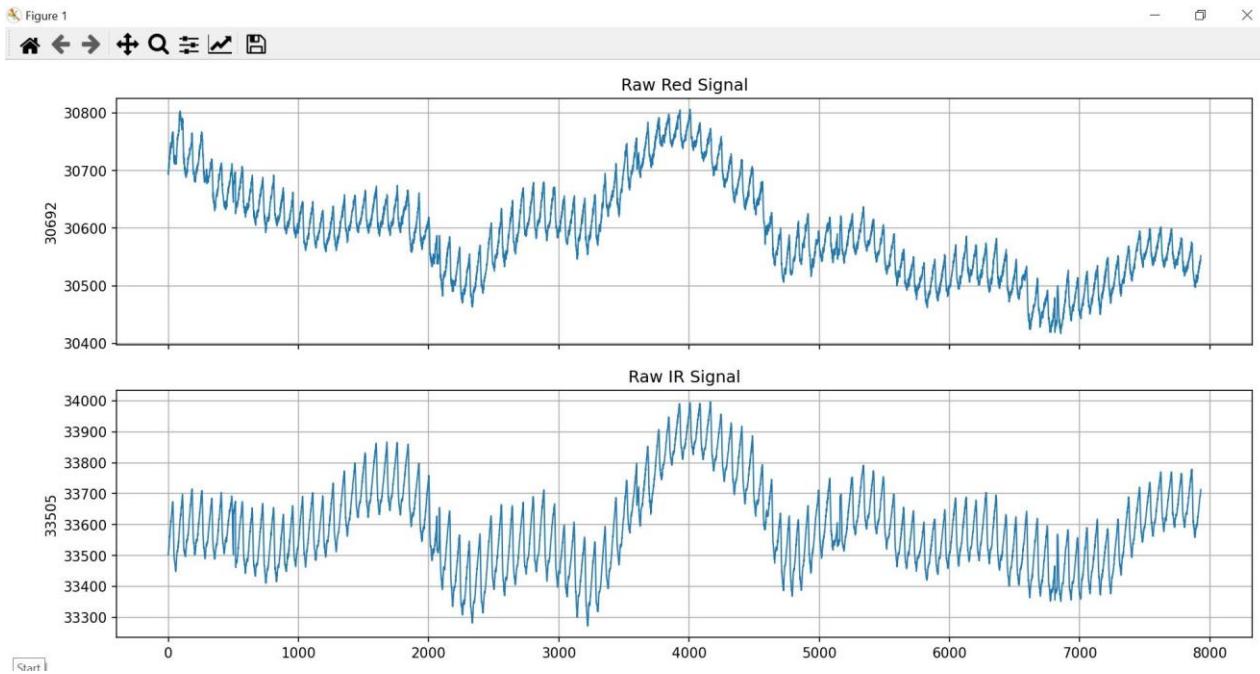
➤ Nhận xét kết quả:

#### 4.1.2.2 Cảm biến MAX30102

##### a) Các bước tiến hành đo đạc

- Bố trí hệ thống: Thu thập dữ liệu thực tế với đối tượng là một người khỏe mạnh đang trong trạng thái ngáy ngủ. Cảm biến được kết nối trực tiếp với máy tính để hiện thị dữ liệu lên terminal thông qua UART. Ngón tay được đặt vào cảm biến và giữ cố định bằng 1 dây chun.
- Cách thu thập dữ liệu: sử dụng CoolTerm công cụ đọc ngõ vào tín hiệu, lưu dữ liệu đọc được ra file .csv sau đó sử dụng code python để mô phỏng dạng tín hiệu nhận được.

## b) Kết quả



Hình ảnh kết quả đo SpO2 từ cảm biến MAX30102

✓ Nhận xét kết quả:

➤ Dữ liệu PPG:

- Kênh RED (xanh): tín hiệu giao động tương đối đều với biên độ rõ ràng, cho thấy cảm biến nhận tín hiệu từ ánh sáng đỏ ổn định. Biên độ giao động phù hợp với chu kỳ nhịp tim, phản ánh sự thay đổi thể tích máu trong mạch máu.
- Kênh IR(xanh ): Tín hiệu IR dao động tương tự như RED nhưng có giá trị trung bình cao hơn. Vì IR thường xuyên được hấp thụ nhiều hơn trong mô da so với ánh sáng đỏ

➤ Sự tương quan giữa IR và RED:

- Giá trị IR thường xuyên lớn hơn tín hiệu RED, phù hợp với lý thuyết rằng ánh sáng hồng ngoại có khả năng xuyên sâu vào mô

➤ Đánh giá về chất lượng giấc ngủ qua tín hiệu SpO2 của người ngáy:

- Các biến đổi đột ngột về biên độ hoặc các đoạn tín hiệu tăng giảm không đều có thể là dấu hiệu của sự ngắt quãng hô hấp hoặc lưu lượng máu không ổn định.

## CHƯƠNG 5. XỬ LÝ TÍN HIỆU VÀ KẾT QUẢ

### 5.1. Butterworth Bandpass (BTWRB) - Lọc thông dải Butterworth

#### 5.1.1 Giới thiệu về BTWRB

Bộ lọc Butterworth Bandpass là một hệ thống tuyến tính bất biến theo thời gian (LTI), được thiết kế để tách một dải tần số cụ thể  $[\omega_1, \omega_2]$  từ một tín hiệu hỗn hợp.

Đặc điểm quan trọng nhất của nó là đáp ứng biên độ phẳng tối đa ở dải thông. Điều này có nghĩa là trong khoảng tần số được chọn, độ lợi (gain) của bộ lọc gần như bằng 1 và không có sự gợn sóng (ripple), giúp bảo toàn năng lượng và dạng sóng của tín hiệu gốc một cách trung thực nhất.

#### 5.1.2 Nguyên lý hoạt động

##### 5.1.2.1 Đáp ứng biên độ

Trong miền tần số, đáp ứng biên độ của bộ lọc Butterworth bậc  $n$  được định nghĩa bởi công thức:

$$|H(j\omega)| = \frac{1}{\sqrt{1 + \epsilon^2 \left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)^{2n}}}$$

Trong đó:

- $\omega$  là tần số góc.
- $\omega_c$  là tần số cắt (tại đó công suất giảm đi một nửa, tương đương -3 dB).
- $n$  là bậc của bộ lọc. Khi  $n \rightarrow \infty$ , đáp ứng tần số sẽ tiến gần đến bộ lọc lý tưởng.

##### 5.1.2.2 Phép biến đổi miền tần số

Để tạo ra bộ lọc thông dải (Bandpass), người ta thực hiện phép biến đổi từ một bộ lọc thông thấp chuẩn hóa (Low-pass Prototype) sang miền Bandpass thông qua biến số phức S trong miền Laplace:

$$S = \frac{s^2 + \omega_0^2}{s \cdot BW}$$

Các tham số định hình bộ lọc bao gồm:

- Tần số trung tâm ( $\omega_0$ ): Được tính bằng trung bình nhân của hai tần số cắt.
- Bandwidth (BW): Khoảng cách giữa hai tần số cắt.
- Hệ số phẩm chất (Q): Xác định độ chọn lọc của bộ lọc, được tính bằng thương số của tần số trung tâm và băng thông.

#### 5.1.2.3 Cấu trúc lọc đa tầng

Trong lý thuyết xử lý tín hiệu số, bộ lọc Butterworth Bandpass không được xem như một thực thể đơn lẻ mà là một **hệ thống ghép tầng (Cascade system)** phức tạp.

Một bộ lọc thông dải bậc n thực chất được tổng hợp từ sự kết hợp của một bộ lọc thông cao (High-pass) và một bộ lọc thông thấp (Low-pass). Về mặt toán học, hàm truyền đạt  $H_{BP}(s)$  được hình thành bằng cách thay thế biến số  $s$  trong hàm truyền thông thấp chuẩn hóa bằng một hàm phân thức bậc hai. Kết quả là tạo ra một cấu trúc có các điểm cực (poles) phân bố đối xứng trên một vòng tròn trong mặt phẳng phức  $s$ , giúp tối ưu hóa sự chuyển đổi năng lượng giữa các tần số cắt, tạo ra sự hội tụ của các miền lọc.

Độ dốc vùng chuyển tiếp là tốc độ suy giảm biên độ ngoài dải thông. Đối với bộ lọc Butterworth, độ dốc này đạt giá trị ổn định là  $20n$  dB/Decade. Độ dốc này cho phép cắt bỏ nhiễu điện tại tần số trung bình cao mà không làm suy hao các thành phần tín hiệu nằm gần dải tần bị lọc.

Nhờ tính chất bảo toàn trên toàn bộ dải thông, các đạo hàm bậc cao của đáp ứng biên độ tại tần số trung tâm  $\omega_0$  đều triệt tiêu về 0. Điều này đảm bảo rằng trong suốt dải thông  $[\omega_1, \omega_2]$ , độ lợi (gain) của bộ lọc xấp xỉ bằng 1 (0 dB), giúp giữ nguyên biên độ của các đỉnh sóng sinh học một cách ổn định.

#### 5.1.2.4 Phân tích Pha và Kỹ thuật lọc không lệch pha

Bộ lọc Butterworth là loại bộ lọc IIR (Infinite Impulse Response), vốn có đặc tính pha phi tuyến. Điều này gây ra hiện tượng trễ nhóm không đồng đều: các thành phần tần số khác nhau đi qua bộ lọc với tốc độ khác nhau. Kết quả là hình dạng sóng (morphology) bị méo

mó, các đỉnh sóng có thể bị dịch chuyển thời gian, dẫn đến sai sót khi đo khoảng cách R-R hoặc phân tích sự đồng bộ giữa tiếng ngáy và nhịp thở.

Để khắc phục, kỹ thuật lọc hai chiều được sử dụng. Tín hiệu được lọc lần một theo chiều xuôi, sau đó đảo ngược lại và lọc lần hai theo chiều ngược. Nếu hàm truyền đạt là  $H(e^{j\omega})$ , sau hai lần lọc, đáp ứng tổng cộng là  $|H(e^{j\omega})|^2$ . Do pha của lần lọc ngược đổi nghịch hoàn toàn với lần lọc xuôi, tổng độ lệch pha sẽ bằng 0. Kỹ thuật này cho phép ta sử dụng bộ lọc bậc rất cao (để lọc nhiễu cực mạnh) mà vẫn đảm bảo các đỉnh sóng nằm đúng vị trí thời gian thực tế như trong tín hiệu gốc.

#### 5.1.2.5 Biến đổi Bilinear

Biến đổi Bilinear sử dụng phép thay thế:

$$s = \frac{2}{T} \frac{1 - z^{-1}}{1 + z^{-1}}$$

Phép biến đổi này ánh xạ toàn bộ trực ảo của mặt phẳng phức s lên vòng tròn đơn vị của mặt phẳng z. Điều này đảm bảo rằng nếu bộ lọc analog ổn định, thì bộ lọc số sau khi chuyển đổi cũng sẽ tuyệt đối ổn định.

## 5.2 RemovingDC Smooth

### **5.2.1 Giới thiệu về RemovingDC Smooth**

Phương pháp **RemovingDC\_Smooth** là một kỹ thuật tiền xử lý kết hợp hai mục tiêu: loại bỏ thành phần một chiều (DC Offset/Baseline Wander) và giảm thiểu nhiễu trắng (Smoothing). Trong các hệ thống ghi nhận tín hiệu sinh học như PPG và PCG, tín hiệu thường bị "nâng" lên một mức điện áp nhất định do đặc tính phần cứng và bị "răng cưa" do nhiễu môi trường. Phương pháp này giúp đưa tín hiệu về trạng thái dao động thuần túy quanh trực tiếp không (0), đồng thời tối ưu hóa tỉ số tín hiệu trên nhiễu (SNR) để làm nổi bật các đặc trưng hình thái học của sóng.

### **5.2.2 Nguyên lý hoạt động**

#### 5.2.2.1 Bản chất của thành phần DC và Nhiễu

Tín hiệu thu được từ cảm biến ( $s[n]$ ) có thể được mô hình hóa như sau:

$$s[n] = x[n] + DC[n] + \eta[n]$$

Trong đó:

- $x[n]$  là tín hiệu sinh học hữu ích.
- $DC[n]$  là thành phần mức nền, thường bị trôi (Baseline drift) do hô hấp hoặc nhiệt độ linh kiện.
- $\eta[n]$  là nhiễu cao tần (nhiễu trắng).

#### 5.2.2.2 Quy trình xử lý kép

Nguyên lý thực hiện bao gồm hai bước kế tiếp:

1. **Detrending (Loại bỏ DC):** Ước lượng giá trị trung bình cục bộ của tín hiệu và thực hiện phép trừ để triệt tiêu mức nền.
2. **Smoothing (Làm mượt):** Sử dụng các bộ lọc trung bình trượt để triệt tiêu các biến động nhanh của nhiễu cao tần.

#### 5.2.2.3 Mô hình toán học của quá trình Khử DC

Quá trình loại bỏ DC không chỉ đơn thuần là trừ đi một hằng số, mà là một quá trình lọc thông cao (High-pass) với tần số cắt cực thấp.

Thành phần DC được xác định thông qua kỳ vọng toán học cục bộ của tín hiệu trong một cửa sổ thời gian  $L$ . Giá trị trung bình được tính bằng:

$$\mu[n] = \frac{1}{L} \sum_{i=0}^{L-1} s[n-i]$$

Tín hiệu sau khi khử DC ( $s_{AC}[n]$ ) là kết quả của phép trừ:

$$s_{AC}[n] = s[n] - \mu[n]$$

Về mặt phổ, quá trình này tương đương với việc đặt một điểm "Zero" tại tần số  $f = 0$  trong mặt phẳng z. Nó giúp loại bỏ hoàn toàn sai số hệ thống (Systematic error) từ bộ chuyển đổi ADC, ngăn chặn hiện tượng bão hòa tín hiệu trong các bước tính toán tích phân hoặc FFT phía sau. Việc lựa chọn độ dài cửa sổ  $L$  là một bài toán tối ưu:  $L$  phải đủ lớn để không làm mất đi các thành phần tần số thấp của nhịp tim nhưng đủ nhỏ để bám sát sự thay đổi của đường nền.

#### 5.2.2.4 Lý thuyết làm mượt

Quá trình làm mượt (Smooth) thực chất là một bộ lọc thông thấp (Low-pass) trong miền thời gian, tập trung vào việc giảm phương sai của nhiễu. Mẫu đầu ra là trung bình cộng của  $M$  mẫu đầu vào liên tiếp

Hàm truyền đạt của bộ lọc trung bình mượt

$$H(z) = \frac{1}{M} \sum_{k=0}^{M-1} z^{-k}$$

Đáp ứng xung của bộ lọc làm mượt là một hàm chữ nhật (Rectangular window). Trong miền tần số, nó có dạng hàm *Sinc*. Điều này có nghĩa là bộ lọc sẽ triệt tiêu hiệu quả các nhiễu ở tần số cao, nhưng đồng thời tạo ra hiện tượng "làm tròn" các đỉnh sóng nhọn. Nếu  $M$  quá lớn, nhiễu biến mất nhưng biên độ của các đỉnh sóng S1, S2 hoặc đỉnh tâm thu sẽ bị suy giảm (attenuation), gây sai số trong việc xác định cường độ tín hiệu.

#### 5.2.2.5 Thuật toán

Sử dụng cấu trúc đệ quy, thay vì tính lại tổng từ đầu cho mỗi mẫu mới, giá trị trung bình được cập nhật dựa trên mẫu cũ nhất và mẫu mới nhất:

$$\begin{aligned} Sum_n &= Sum_{n-1} + x[n] - x[n-M] \\ y[n] &= Sum_n / M \end{aligned}$$

Trong cấu trúc phần cứng, một mảng tĩnh được sử dụng để lưu trữ các mẫu cũ. Việc quản lý con trỏ trong Buffer vòng đầm bảo quá trình "Smooth" diễn ra liên tục mà không cần dịch chuyển dữ liệu trong bộ nhớ, tối ưu hóa băng thông của vi điều khiển.

### 5.3 Bộ lọc Kalman

#### 5.3.1 Giới thiệu về bộ lọc Kalman

Bộ lọc Kalman là một thuật toán ước lượng đệ quy tối ưu, được xây dựng dựa trên lý thuyết bình phương tối thiểu (Least Squares) và lý thuyết xác suất thống kê. Trong lĩnh vực xử lý tín hiệu y sinh, bộ lọc Kalman được coi là một công cụ mạnh mẽ để trích xuất các thông tin hữu ích (như dạng sóng PPG hoặc PCG) từ các phép đo bị nhiễu nặng.

Khác với các bộ lọc tần số cố định, bộ lọc Kalman có khả năng thích nghi và tối ưu hóa theo thời gian bằng cách cân bằng giữa mô hình toán học dự báo và dữ liệu thực tế từ cảm biến, giúp đạt được sai số ước lượng trung bình bình phương là nhỏ nhất (Minimum Mean Square Error - MMSE).

### **5.3.2 Nguyên lý hoạt động**

Nguyên lý hoạt động của bộ lọc Kalman được xây dựng dựa trên cấu trúc không gian trạng thái (State-space) và chu trình dự báo - cập nhật liên tục.

#### 5.3.2.1 Mô hình không gian trạng thái

Hệ thống được mô tả qua hai phương trình cơ bản:

- **Phương trình trạng thái (State Equation):** Mô tả sự biến thiên của tín hiệu qua từng thời điểm lấy mẫu:

$$x_k = Ax_{k-1} + B u_k + w_{k-1}$$

Trong đó  $x_k$  là trạng thái thực tại thời điểm  $k$ ,  $A$  là ma trận chuyển trạng thái, và  $w_k$  là nhiễu quá trình (Process Noise) với hiệp phương sai  $Q$ .

- **Phương trình đo lường (Measurement Equation):** Mô tả giá trị thu được từ cảm biến:

$$z_k = H x_k + v_k$$

Trong đó  $z_k$  là giá trị đo,  $H$  là ma trận quan sát và  $v_k$  là nhiễu đo lường (Measurement Noise) với hiệp phương sai  $R$ .

#### 5.3.2.2 Chu trình dự báo

Tại mỗi bước thời gian, bộ lọc thực hiện việc nhìn trước để đưa ra ước lượng tiên nghiệm và hiệp phương sai sai số tiên nghiệm :

- Ước lượng trạng thái:  $\{x\}_k^-$ .
- Ước lượng sai số:  $P_k^-$ .

#### 5.3.2.3 Hệ số tăng Kalman và Chu trình cập nhật

Khi có dữ liệu thực tế  $z_k$ , bộ lọc thực hiện điều chỉnh để đưa ra ước lượng hậu nghiệm:

Hệ số tăng Kalman ( $K_k$ ) là trọng số tối ưu hóa, quyết định mức độ tin tưởng vào dữ liệu cảm biến so với mô hình dự báo:

$$K_k = P_k^- H^T (H P_k^- H^T + R)^{-1}$$

Nếu nhiễu đo lường ( $R$ ) rất lớn (cảm biến bị nhiễu nặng),  $K_k$  sẽ tiến về 0 và bộ lọc sẽ tin tưởng vào dự báo. Ngược lại, nếu  $R$  nhỏ, bộ lọc sẽ bám sát theo giá trị thực từ cảm biến.

## 5.4 Notch Filter - Bộ lọc chặn dải

### 5.4.1 Giới thiệu về Bộ lọc chặn dải

Trong kỹ thuật thu nhận tín hiệu y sinh có biên độ thấp như PPG và PCG, hiện tượng nhiễu từ hệ thống điện lưới xoay chiều (50Hz tại Việt Nam) là một trong những tác nhân gây biến dạng tín hiệu nghiêm trọng nhất. Bộ lọc Notch là một trường hợp đặc biệt của bộ lọc chặn dải (Band-stop filter), được thiết kế với băng thông cực hẹp nhằm triệt tiêu hoàn toàn năng lượng tại một tần số xác định mà không làm suy giảm các thành phần tần số lân cận. Trong hệ thống này, bộ lọc Notch đóng vai trò là màng lọc chọn lọc để loại bỏ nhiễu 50Hz, đảm bảo tính trung thực cho các bước phân tích phổ năng lượng tiếp theo.

### 5.4.2 Nguyên lý hoạt động

#### 5.4.2.1 Thiết kế trong miền Z

Nguyên lý cốt lõi của bộ lọc Notch số là việc đặt các điểm "không" (zeros) của hàm truyền đạt lên vòng tròn đơn vị trong mặt phẳng phức  $Z$ . Vị trí của các điểm không này tương ứng với góc pha của tần số cần triệt tiêu:

$$\omega_0 = 2\pi \left( \frac{f_{notch}}{f_s} \right)$$

Hàm truyền đạt của bộ lọc Notch IIR bậc 2 thường được biểu diễn dưới dạng:

$$H(z) = \frac{1 - 2 \cos(\omega_0) z^{-1} + z^{-2}}{1 - 2r \cos(\omega_0) z^{-1} + r^2 z^{-2}}$$

Trong đó,  $r$  là bán kính của các điểm cực (poles). Việc đặt các điểm cực rất gần với điểm không ( $r \approx 1$ ) giúp bộ lọc đạt được độ dốc cực lớn tại tần số cắt, tạo ra một "hố đen" năng lượng tại đúng vạch 50Hz.

Độ hẹp của dải chặn được điều khiển bởi hệ số phẩm chất Q, được định nghĩa bởi tỉ số giữa tần số trung tâm và băng thông tại mức -3dB:

$$Q = \frac{f_{notch}}{BW}$$

Một giá trị Q cao sẽ tạo ra một dải chặn cực hẹp. Điều này giúp bảo toàn năng lượng của các tín hiệu sinh học hữu ích nằm rất gần tần số nhiễu. Tuy nhiên, Q quá cao sẽ làm tăng thời gian đáp ứng quá độ và độ nhạy của bộ lọc đối với sự sai lệch tần số lấy mẫu ( $f_s$ ).

#### 5.4.2.2 Cơ chế triệt tiêu pha và Đáp ứng biên độ

Về mặt toán học, khi tần số đầu vào bằng  $f_{notch}$ , tử số của hàm truyền đạt tiến về 0, dẫn đến đáp ứng biên độ  $|H(e^{j\omega_0})| = 0$ . Quá trình này triệt tiêu hoàn toàn thành phần hình sin của nhiễu điện lưới. Khác với các bộ lọc FIR truyền thống, cấu trúc đệ quy (IIR) của bộ lọc Notch cho phép đạt được độ chọn lọc tần số rất cao với bậc bộ lọc thấp ( $n = 2$ ), giúp tối ưu hóa tài nguyên tính toán cho vi điều khiển.

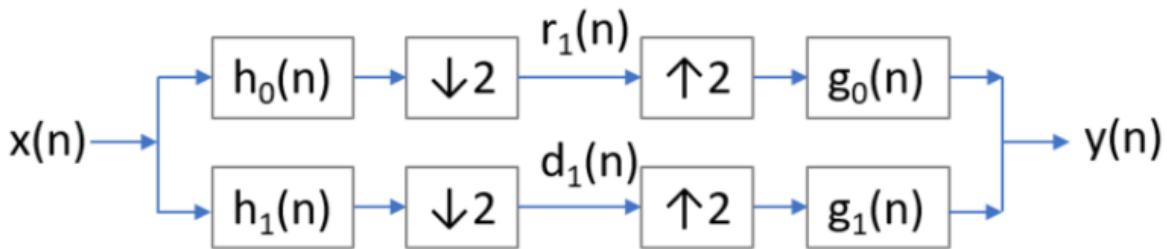
## 5.5 Discrete Wavelet Transform (DWT) - Biến đổi Wavelet rời rạc

### 5.5.1 Giới thiệu về DWT

Biến đổi Wavelet rời rạc (DWT) là quá trình phân tách một tín hiệu thành các thành phần tần số khác nhau thông qua việc áp dụng các hàm Wavelet. DWT sử dụng hai loại hàm cơ bản: hàm chia tỷ lệ (Scaling function) và hàm wavelet (Wavelet function) tương ứng được liên kết với các bộ lọc thông thấp và thông cao.

Trong thực tế, DWT luôn được triển khai như một ngân hàng bộ lọc. Điều này có nghĩa là nó được triển khai như một chuỗi các bộ lọc thông cao và thông thấp. Do các ngân hàng bộ lọc là một cách rất hiệu quả để chia tín hiệu thành nhiều dải tần số con.

### 5.5.2 Nguyên lý hoạt động



DWT phân tích tín hiệu ở các dải tần số khác nhau với các độ phân giải khác nhau bằng cách phân tích tín hiệu thành thông tin chi tiết và xấp xỉ thô. DWT sử dụng hai bộ hàm, được gọi là hàm tỷ lệ và hàm wavelet, tương ứng liên quan đến bộ lọc thông thấp và thông cao. Việc phân tích tín hiệu thành các dải tần số khác nhau chỉ đơn giản thu được bằng cách lọc thông cao và thông thấp liên tiếp của tín hiệu miền thời gian.

Tín hiệu gốc  $x[n]$  được truyền qua bộ lọc thông thấp với đáp ứng xung  $h_0[n]$  và bộ lọc thông cao với đáp ứng xung  $h_1[n]$ . Chia tín hiệu gốc thành hai thành phần tần số thấp và tần số cao. Sau đó cho các thành phần này đi qua bộ downsampling (lấy mẫu con hay phép phân chia) với hệ số 2 để loại bỏ một nửa số mẫu. Quá trình này có thể lặp lại nhiều lần để phân tích thêm. Kết quả thu được tín hiệu ban đầu được chuyển đổi thành nhiều tín hiệu, mỗi tín hiệu tương ứng với các dải tần số khác nhau. Quá trình này được gọi là quá trình phân tích tín hiệu hay thuật toán mã hóa băng con.

Quá trình tái thiết tín hiệu được thực hiện theo cách ngược lại, tín hiệu ở mọi mức đi qua bộ upsampling (lấy mẫu lại hay phép nội suy) với hệ số 2 làm tăng gấp đôi số lượng mẫu tín hiệu. Rồi tín hiệu đi qua bộ tổng hợp thông cao với đáp ứng xung  $g_1[n]$  và bộ tổng hợp thông thấp với đáp ứng xung  $g_0[n]$ , sau đó cộng các thành phần lại cho ra tín hiệu  $y[n]$ , tín hiệu thu được sau DWT.

DWT trả về hai bộ hệ số: hệ số xấp xỉ (approximation coefficients) biểu thị đầu ra của bộ lọc thông thấp của DWT và hệ số chi tiết (detail coefficients) biểu thị đầu ra của bộ lọc thông cao của DWT.

#### 5.5.1.1 Bộ lọc thông thấp

Được sử dụng để giữ lại các thành phần tần số thấp của tín hiệu. Các hệ số xấp xỉ được tính toán bằng cách áp dụng bộ lọc thông thấp lên tín hiệu.

Hệ số xấp xỉ  $a_j[k]$  được tính bằng cách:

$$a_j[k] = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n] \cdot h_0[2k - n]$$

Trong đó:

- $x[n]$  là tín hiệu đầu vào.
- $h_0[n]$  là đáp ứng xung của bộ lọc thông thấp.

#### 5.5.1.2 Bộ lọc thông cao

Được sử dụng để giữ lại các thành phần tần số cao của tín hiệu. Các hệ số chi tiết được tính toán bằng cách áp dụng bộ lọc thông cao lên tín hiệu.

Hệ số chi tiết  $d_j[k]$  được tính bằng cách:

$$d_j[k] = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n].h_1[2k-n]$$

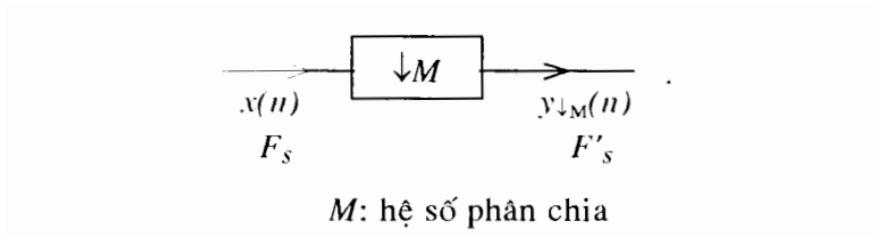
Trong đó:

- $x[n]$  là tín hiệu đầu vào.
- $h_1[n]$  là đáp ứng xung của bộ lọc thông cao.

#### 5.5.1.3 Downsampling

Downsampling (*phép giảm mẫu hay còn được gọi là phép lấy mẫu con, phép phân chia*) là quá trình giảm số lượng mẫu trong tín hiệu. Lấy mẫu con một tín hiệu tương ứng với việc giảm tần số lấy mẫu hoặc loại bỏ một số mẫu của tín hiệu.

Định nghĩa: giảm tần số lấy mẫu từ  $F_s$  đến một giá trị  $F'_s$  ( $F' < F_s$ ) được định nghĩa là lấy mẫu con. Nếu  $F' = F_s/M$  ( $M > 1$ , nguyên dương) thì gọi là phép lấy mẫu con hệ số  $M$ .



#### **Ký hiệu bộ Downsampling**

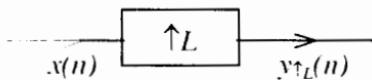
*Đồ thị dạng không chuẩn hoá và chuẩn hoá trước, sau khi ra khỏi bộ Downsampling theo hệ số  $M = 2$*

#### 5.5.1.4 Upsampling

Upsampling (*phép tăng mẫu hay lấy mẫu lại, phép nội suy*) là quá trình tăng số lượng mẫu trong tín hiệu bằng cách chèn thêm các mẫu giữa các mẫu hiện có. Lấy mẫu lại tín hiệu tương ứng với việc tăng tần số lấy mẫu của tín hiệu bằng cách thêm các mẫu mới vào tín hiệu. Ví dụ, lấy mẫu lại theo hệ số  $n$  có nghĩa là thêm một mẫu mới, thường là giá trị không hoặc giá trị nội suy, giữa mỗi hai mẫu của tín hiệu. Lấy mẫu lại tín hiệu theo hệ số  $n$  sẽ làm tăng số mẫu trong tín hiệu theo hệ số  $n$ .

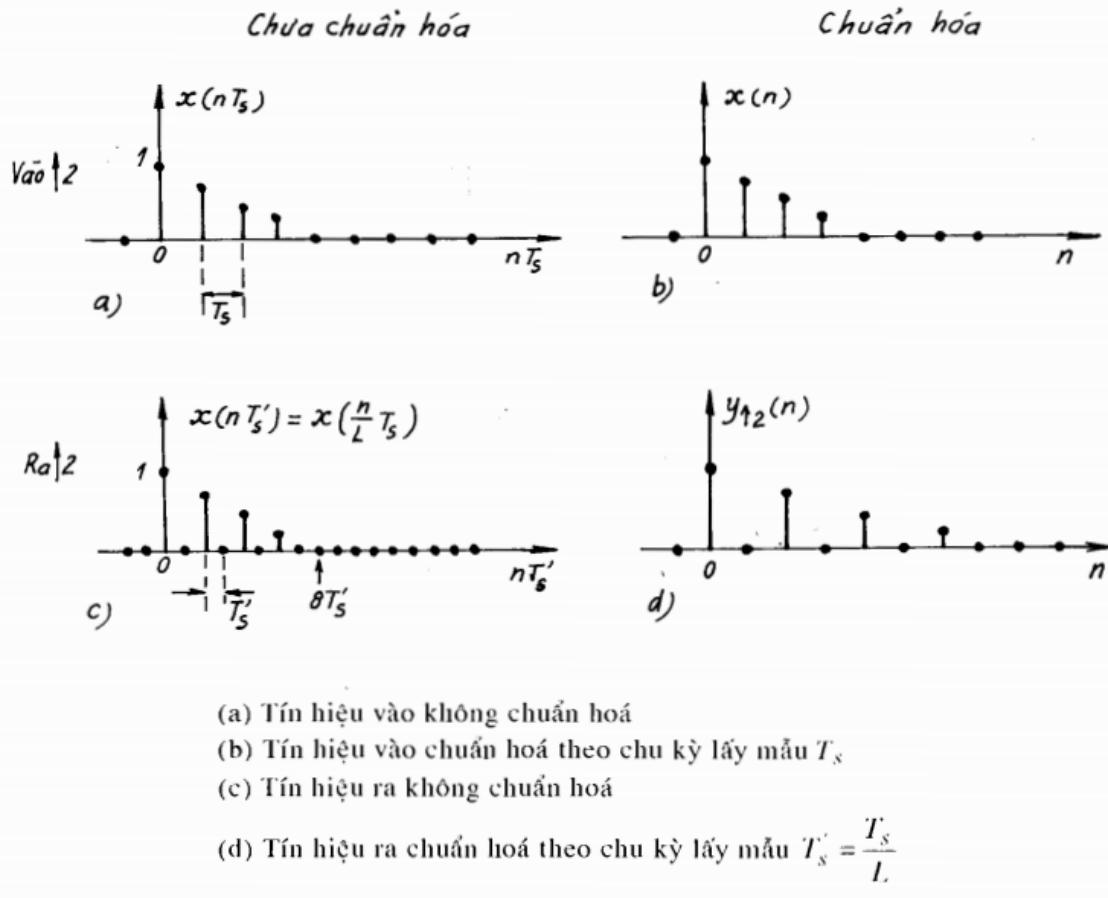
Định nghĩa: tăng tần số lấy mẫu từ  $F_s$  đến một giá trị  $F'_s$  ( $F' > F_s$ ) được định nghĩa là phép lấy mẫu lại. Nếu  $F' = F_s \cdot L$  ( $L > 1$  và nguyên dương) thì gọi là lấy mẫu lại hệ số  $L$ .

Trong ngữ cảnh của DWT, upsampling thường được thực hiện bằng cách chèn các giá trị không (zero) giữa các mẫu hiện có và sau đó lọc tín hiệu để khôi phục các thành phần tần số cao và thấp.



$L$ : hệ số nội suy

**Ký hiệu bộ Upsampling**



Đồ thị dạng không chuẩn hóa và chuẩn hóa trước, sau khi ra khỏi bộ Upsampling theo hệ số  $L=2$

#### 5.5.1.5 Bộ tổng hợp

Các bộ lọc phân tích và tổng hợp giống hệt nhau, ngoại trừ sự đảo ngược thời gian. Tức là bộ tổng hợp cũng gồm thông thấp và thông cao nhưng bị đảo ngược thời gian. công thức tái tạo trở thành (cho mỗi lớp):

$$x[n] = \sum_{k=-\infty}^{\infty} (y_{high}[k].g[-n+2k]) + (y_{low}[k].h[-n+2k])$$

Bộ lọc thông cao và thông thấp không độc lập với nhau và chúng liên quan với nhau bởi: Trong đó  $h_1[n]$  là bộ lọc thông cao,  $h_0[n]$  là bộ lọc thông thấp và  $L$  là độ dài bộ lọc (theo số điểm).

Lưu ý rằng hai bộ lọc là các phiên bản đảo ngược xen kẽ chỉ số lẻ của nhau. Chuyển đổi thông thấp sang thông cao được cung cấp bởi thuật ngữ  $(-1)n$ . Các bộ lọc thỏa mãn

điều kiện này thường được sử dụng trong xử lý tín hiệu và chúng được gọi là Bộ lọc gương vuông góc (QMF).

### 5.5.3 Quá trình phân tích tín hiệu: The Subband Coding (Mã hóa băng con)

Tín hiệu gốc  $x(n)$  được truyền bộ lọc thông cao nửa dải với đáp ứng xung  $h_1[n]$  qua bộ lọc thông thấp nửa băng tần với đáp ứng xung  $h_0[n]$ . Lọc tín hiệu tương ứng với phép toán tích chập của tín hiệu với đáp ứng xung của bộ lọc. Bộ lọc thông thấp nửa băng tần loại bỏ mọi tần số cao hơn một nửa tần số cao nhất trong tín hiệu.

Sau khi đưa tín hiệu qua bộ lọc thông thấp nửa băng tần, một nửa số mẫu có thể bị loại bỏ theo quy tắc Nyquist. Sau đó tín hiệu có thể được lấy mẫu con theo 2, loại bỏ mọi mẫu khác. Điều này cấu thành một cấp độ phân tích và có thể được biểu thị về mặt toán học như sau:

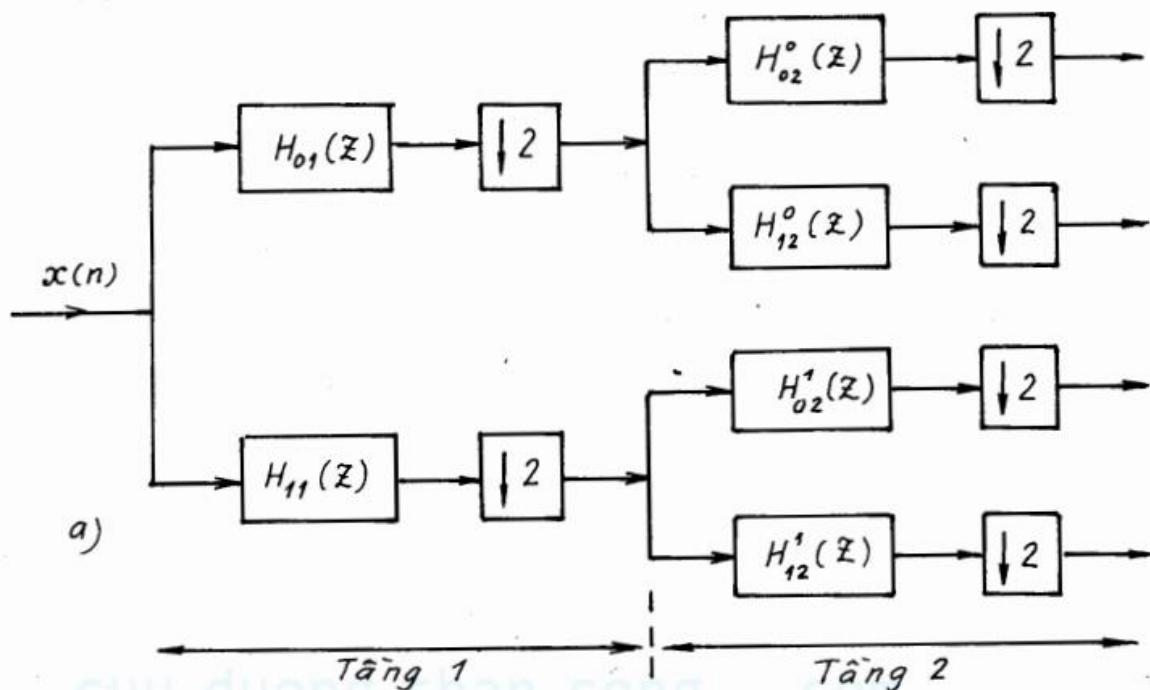
$$y_0[k] = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n] \cdot h_0[2k - n]$$

$$y_1[k] = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n] \cdot h_1[2k - n]$$

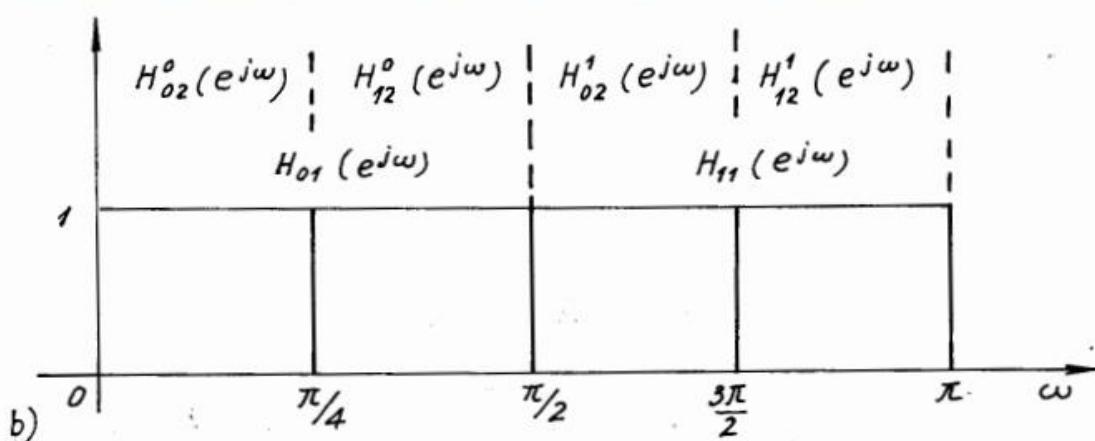
Trong đó:

- $x[n]$  là tín hiệu đầu vào.
- $h_0[n]$  là đáp ứng xung của bộ lọc thông thấp.
- $h_1[n]$  là đáp ứng xung của bộ lọc thông cao.

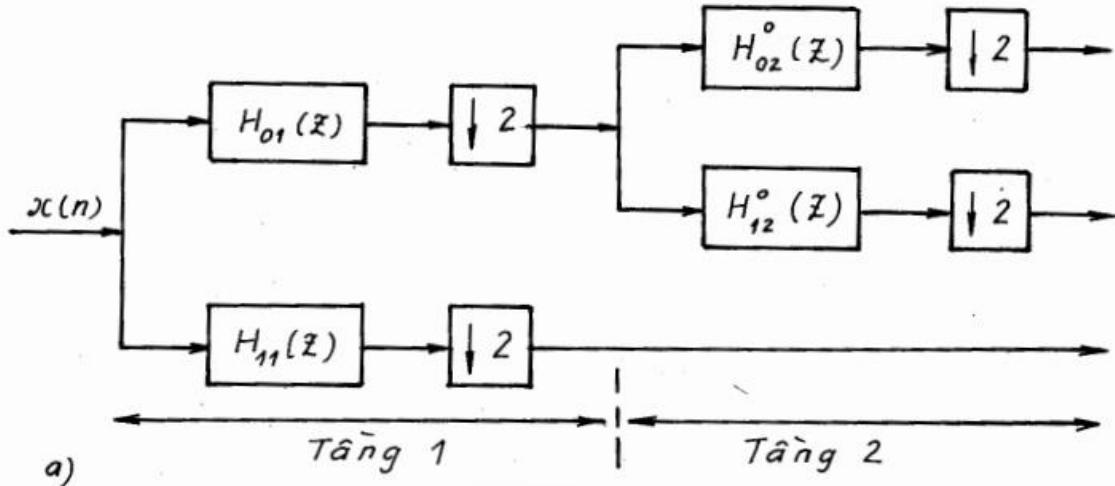
Quy trình trên, còn được gọi là mã hóa băng tần con hay quá trình phân tích đa độ phân giải, có thể được lặp lại để phân tích thêm.



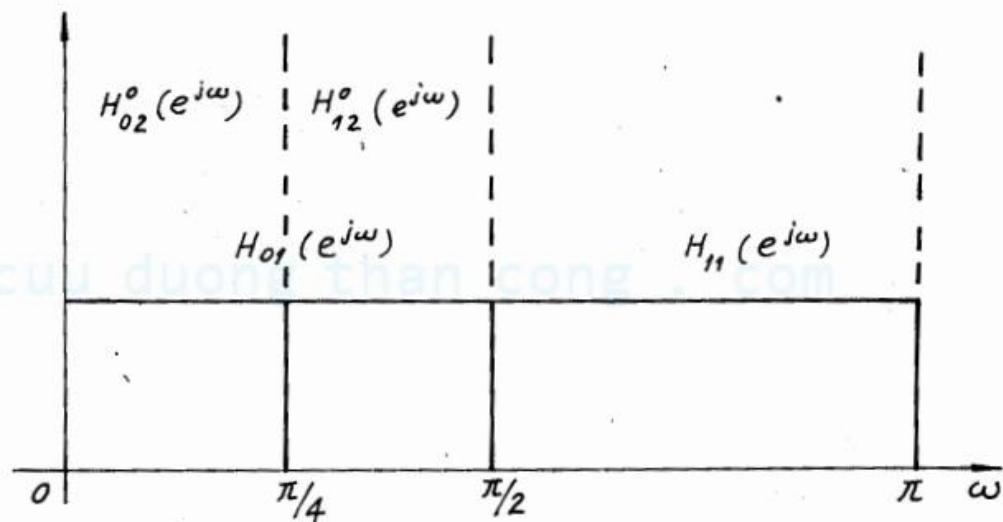
Cáu trúc dạng cây đơn phân giải của bank lọc phân tích (hay thuật toán Mã hóa bằng con dây đúi)



Đồ thị tần số đáp ứng tần số của các bộ lọc trong bank lọc



Cấu trúc dạng cây đa phân giải của bank lọc phân tích (Thuật toán Mã hóa băng con 1-D)

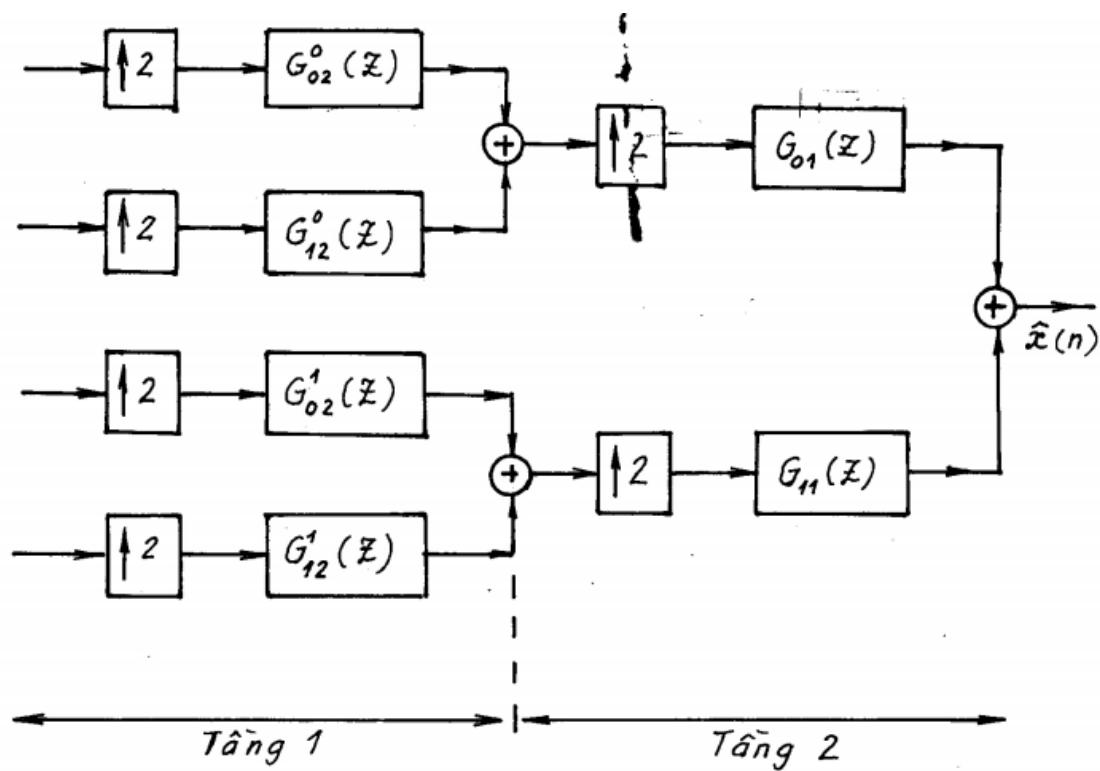


Đồ thị tần số đáp ứng tần số của các bộ lọc trong bank lọc phân tích

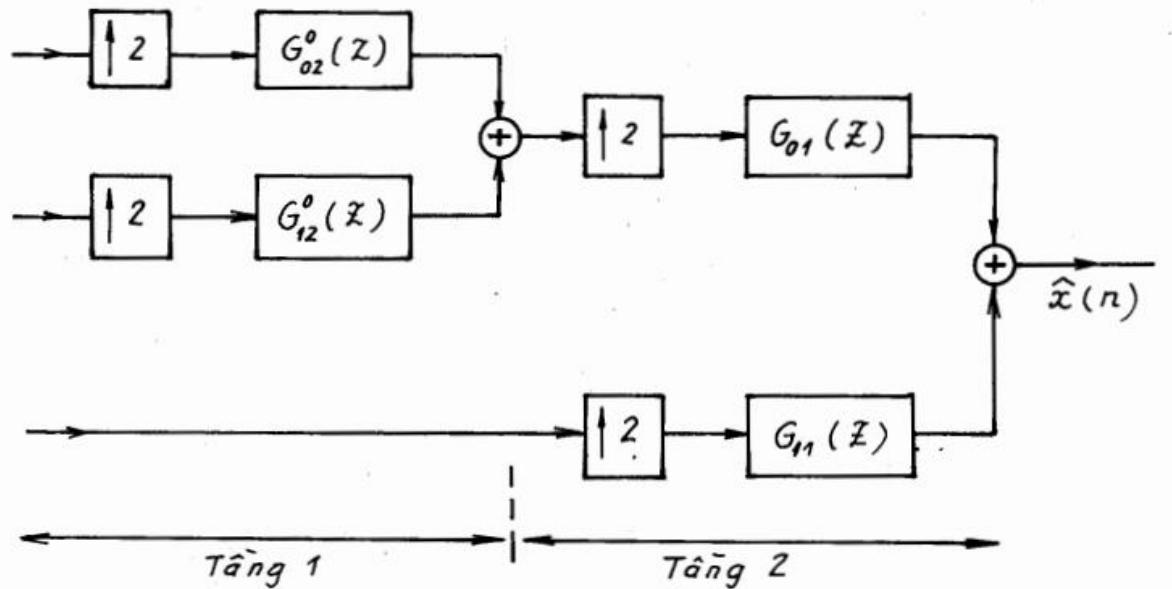
#### 5.5.4 Quá trình tái thiết

Quá trình tái thiết diễn ra ngược lại quá trình phân tích. Tín hiệu ở các mức được lấy mẫu lại theo hệ số 2, tăng gấp đôi tần số lấy mẫu hay số lượng mẫu. Rồi truyền qua các bộ lọc tổng hợp  $g_0[n]$  là đáp ứng tần số bộ lọc thông thấp,  $g_1[n]$  là đáp ứng tần số bộ lọc thông cao. Sau đó các tín hiệu được cộng lại. Công thức tái tạo là:

$$x[n] = \sum_{k=-\infty}^{\infty} (y_{high}[k].g[-n+2k]) + (y_{low}[k].h[-n+2k])$$



Cấu trúc dạng cây đơn phân giải của bank lọc tổng hợp



Cấu trúc dạng cây đa phân giải của bank lọc tổng hợp

### 5.5.5 Xây dựng công thức tính chỉ số sức khỏe từ tín hiệu đo được

#### 5.5.5.1 HR (Nhịp tim)

$$\text{Heart Beat} = \frac{60f_s}{x} (\text{bpm})$$

Heart Beat là số lần tim đập trong 1 phút, đơn vị bpm (beats per minute).

Với:

- $f_s$  là tần số lấy mẫu
- $x$  là số mẫu tín hiệu trong 1 chu kỳ tim đập

#### 5.5.5.2 HRV (Biến thiên nhịp tim)

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (RR_i - \bar{RR})^2} \quad (\text{ms})$$

**SDNN** là độ lệch chuẩn của các khoảng thời gian giữa hai nhịp tim liên tiếp **bình thường** (Normal-to-Normal intervals)

- $RR_i$ : Khoảng thời gian giữa hai đỉnh nhịp tim liên tiếp
- $\bar{RR}$ : Giá trị trung bình của các khoảng RR
- $N$ : Số lượng các khoảng RR

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (RR_{i+1} - RR_i)^2} \quad (\text{ms})$$

**RMSSD** là căn bậc hai trung bình của bình phương sự khác biệt giữa các khoảng NN liên tiếp

- $RR_{i+1}$  &  $RR_i$  Hai khoảng thời gian giữa 2 đỉnh nhịp tim liên tiếp

#### 5.1.1 SpO<sub>2</sub> (Độ bão hòa Oxy trong máu ngoại vi)

$$SpO_2 = 110 - 25R \quad (\%)$$

**SpO<sub>2</sub>** là *độ bão hòa Oxy trong máu ngoại vi, mang ý nghĩa tỷ lệ hemoglobin có oxy trên tổng lượng hemoglobin trong máu, đơn vị %.*

Với **R** được tính như sau:

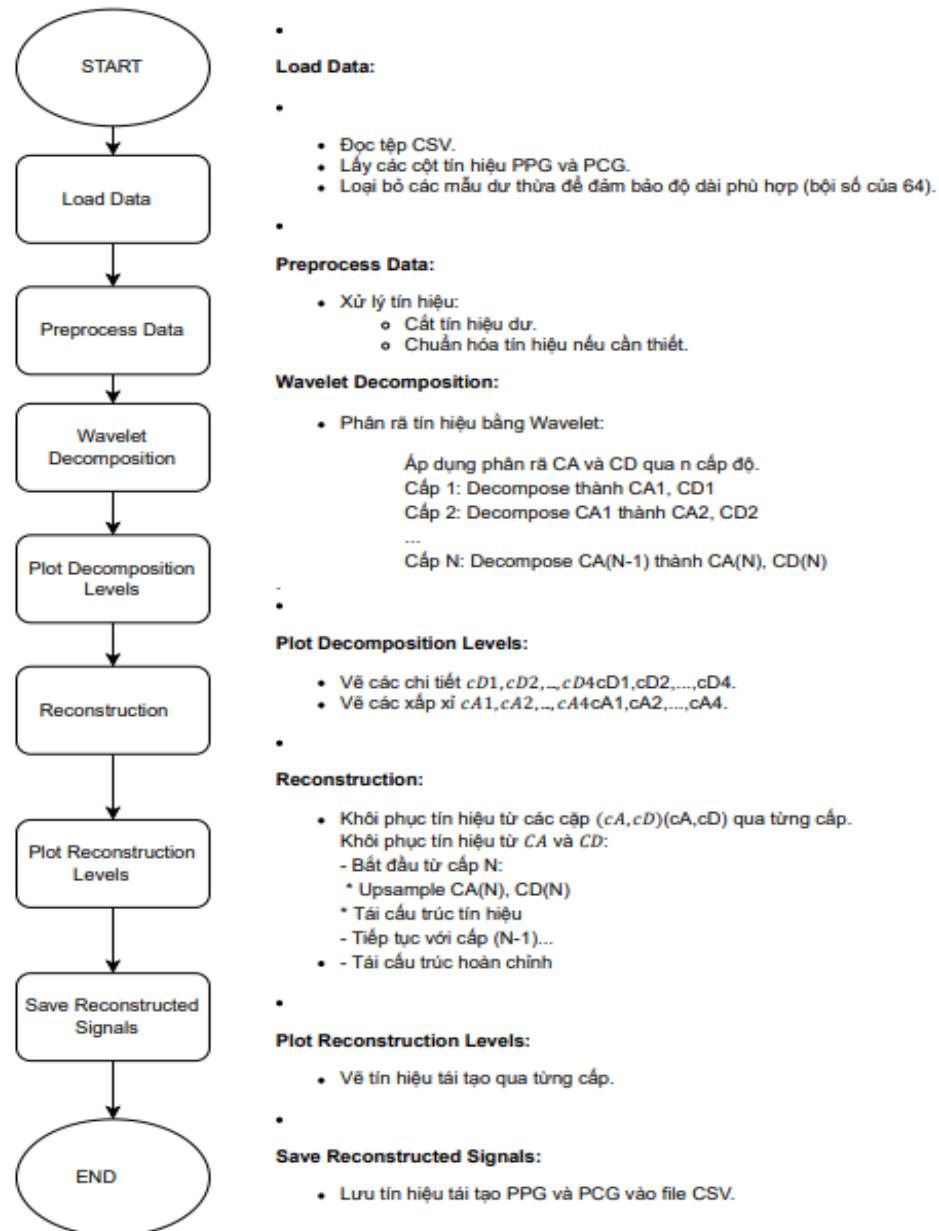
$$R = \frac{AC_{rms,Red}/DC_{Red}}{AC_{rms,IF}/DC_{IF}},$$

Với

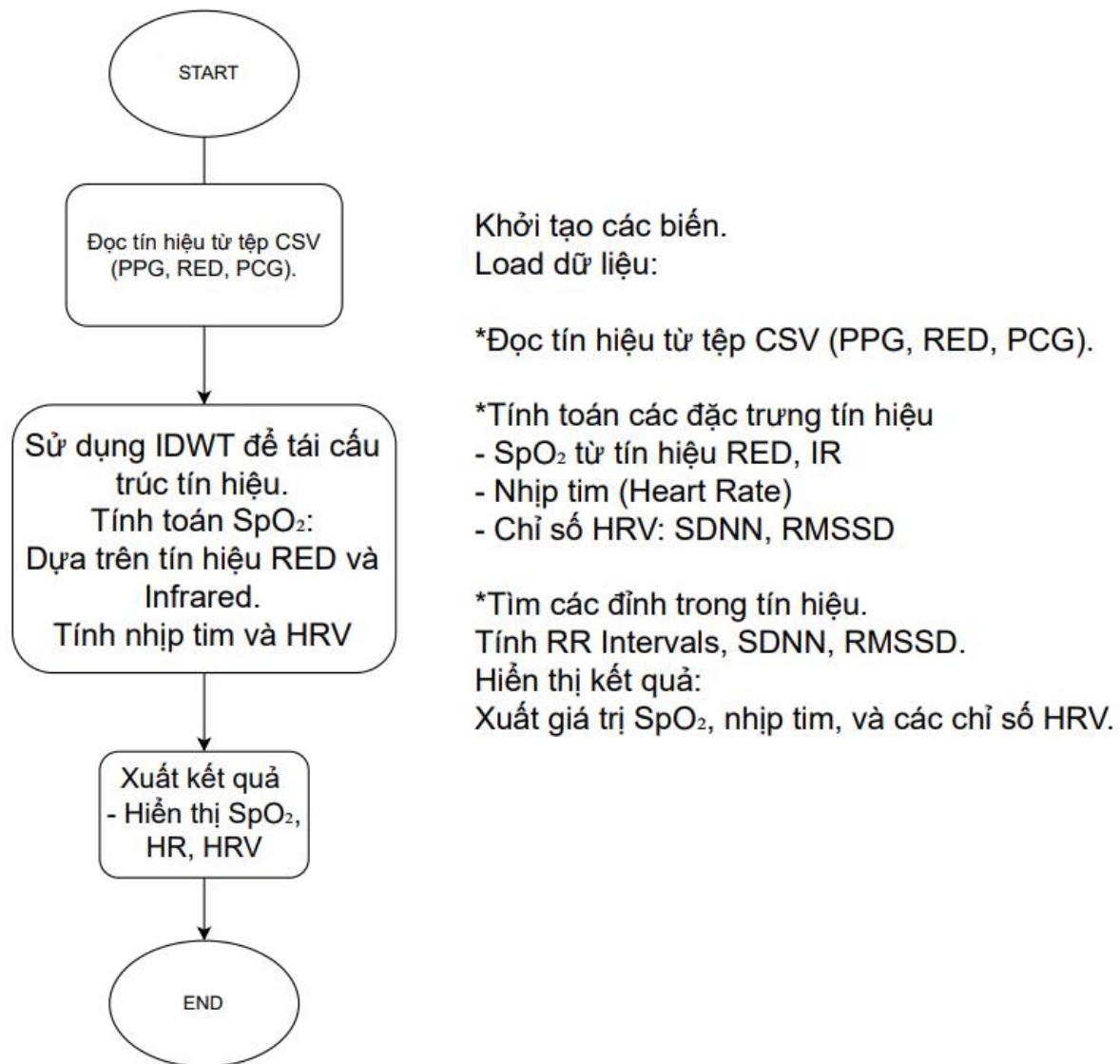
- $AC_{rms,Red}$  là giá trị điện áp xoay chiều hiệu dụng trung bình của ánh sáng đỏ (V)
- $DC_{Red}$  là giá trị điện áp một chiều của ánh sáng đỏ (V),
- $AC_{rms,IF}$  là giá trị điện áp xoay chiều hiệu dụng trung bình của ánh sáng hồng ngoại (V)
- $DC_{IF}$  là giá trị điện áp một chiều của ánh sáng hồng ngoại (V)

## 5.5.6 Xây dựng thuật toán

### 5.5.6.1 Thuật toán Phân rã Wavelet và Khôi phục Wavelet



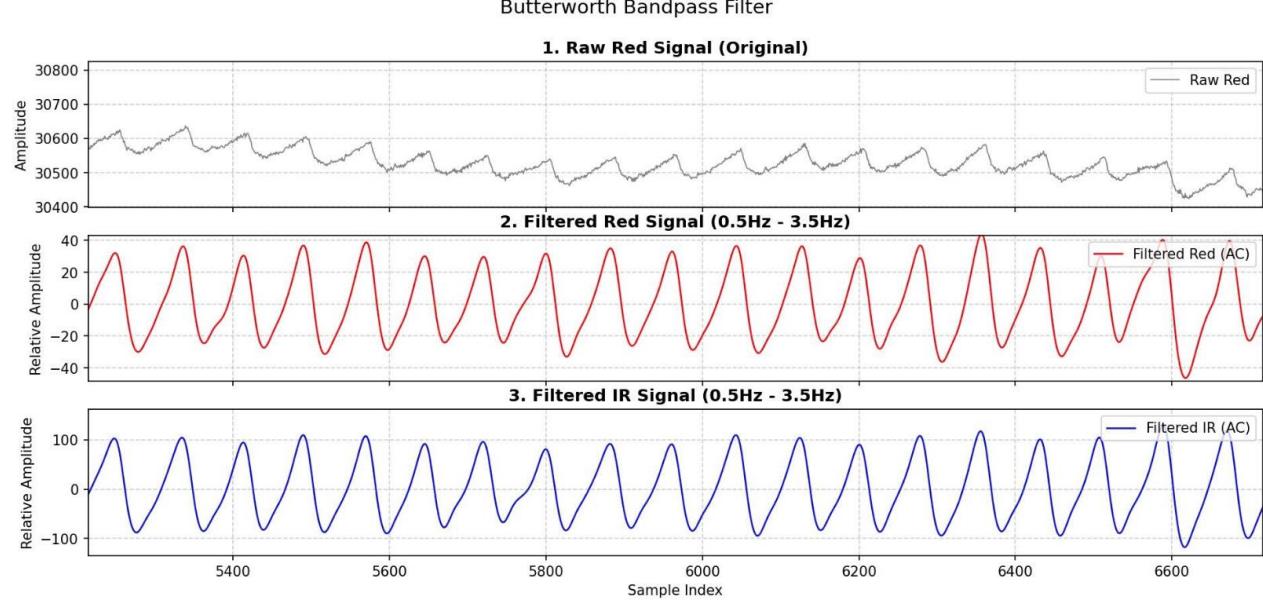
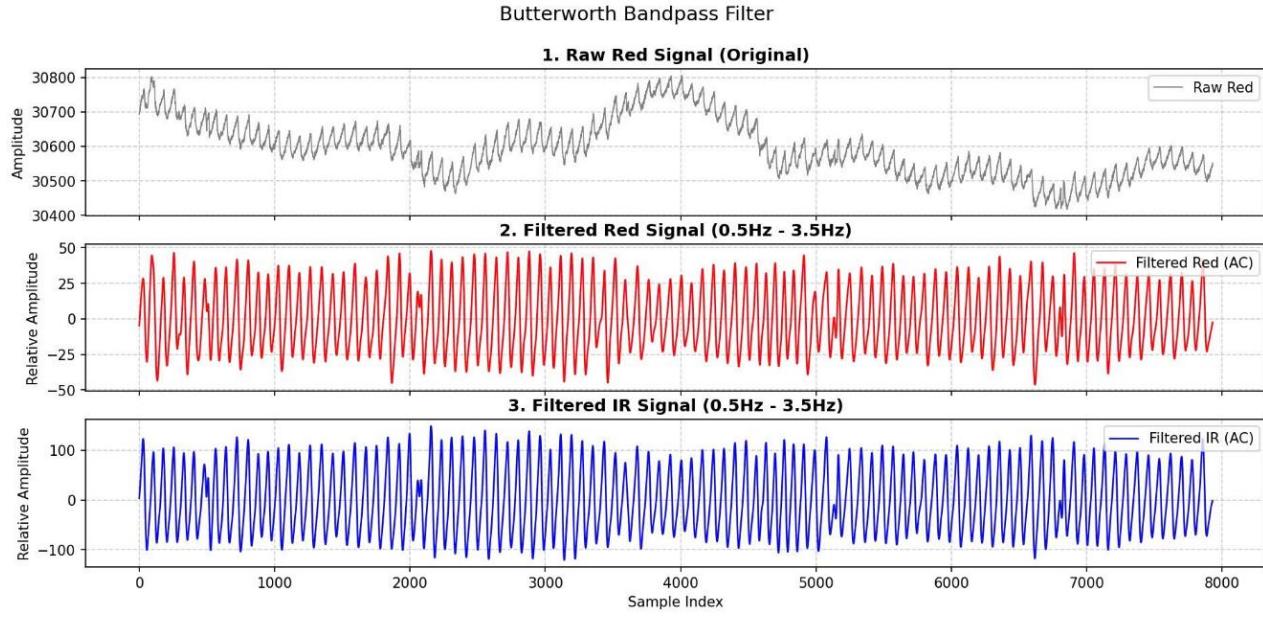
### 5.5.6.2 Thuật toán tính các thông số khai thác được từ tín hiệu



## CHƯƠNG 6. KẾT QUẢ XỬ LÝ

Tín hiệu sau khi đi qua các bộ lọc:

### Butterworth Bandpass (BTWRB) - Lọc thông dải Butterworth

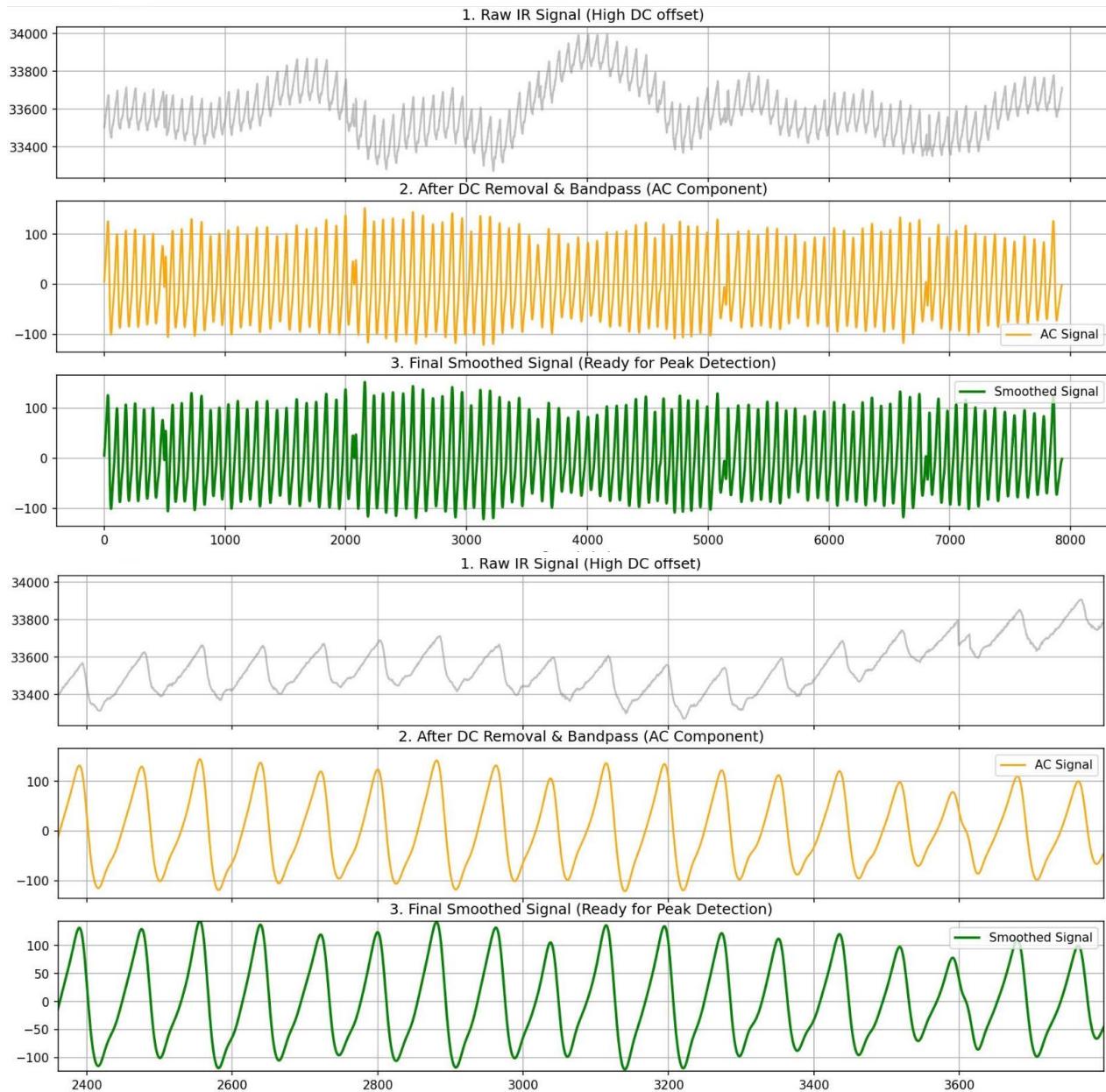


Tín hiệu PPG sau khi đi qua bộ lọc **Butterworth Bandpass** đã đạt được độ sạch lý tưởng nhờ việc triệt tiêu hoàn toàn nhiễu điện lưới 50Hz và các dao động nhiễu cao tần.

Tần số thông cao của bộ lọc giúp ổn định đường nền quanh trục đối xứng, loại bỏ hiện

tượng trôi dạt do nhịp thở gây ra mà không làm biến dạng biên độ sóng. Đặc biệt, nhờ đặc tính phẳng tối đa và kỹ thuật lọc không lệch pha, các đặc trưng hình thái như đỉnh tâm thu được bảo toàn nguyên vẹn về cả hình dạng lẫn vị trí thời gian.

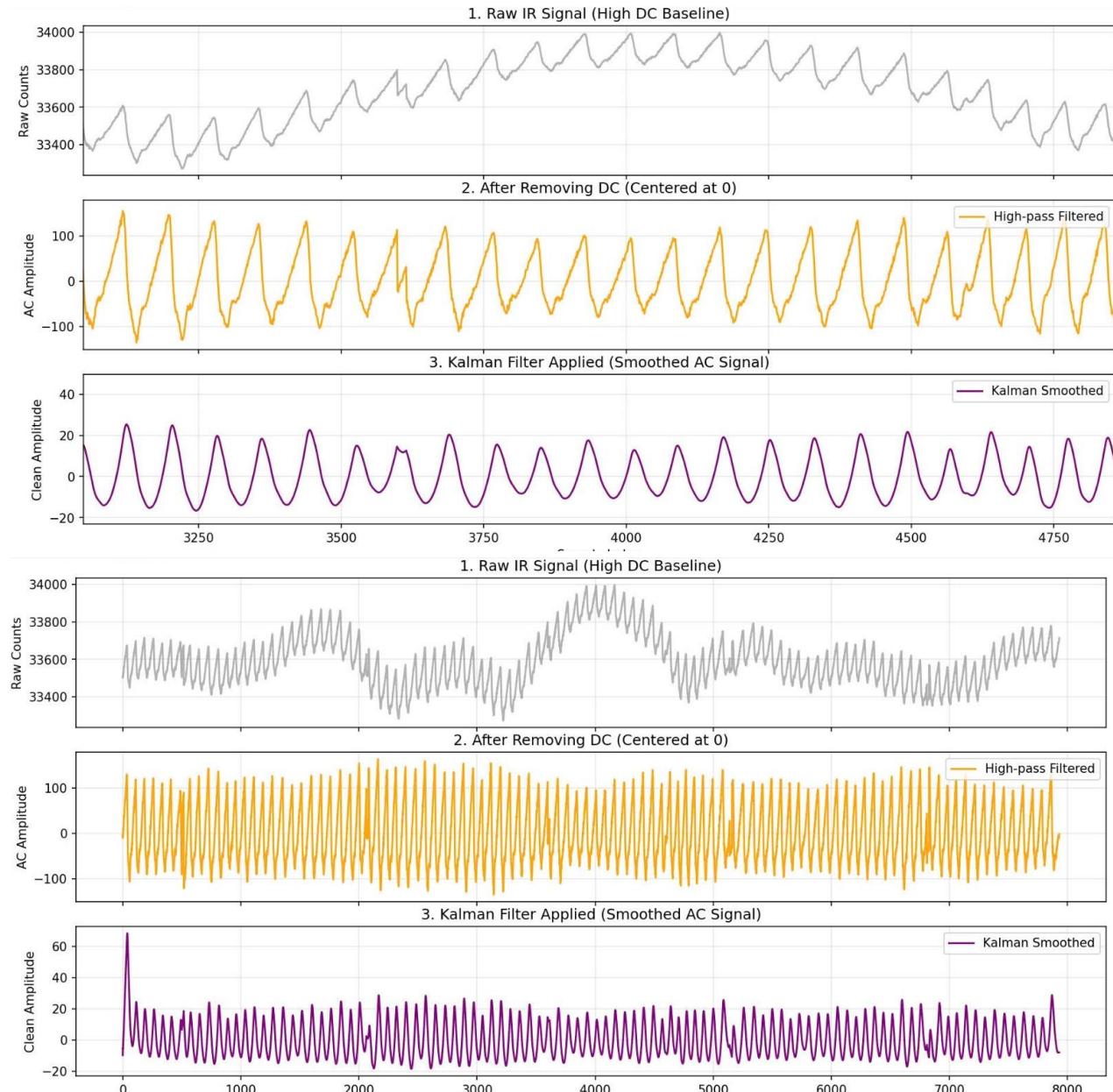
## RemovingDC – Smooth



Phương pháp **RemovingDC - Smooth** đã xử lý hiệu quả tín hiệu bằng cách loại bỏ hoàn toàn thành phần một chiều và hiện tượng trôi dạt đường nền, đưa tín hiệu về dao động chuẩn quanh trực đối xứng. Việc sử dụng bộ lọc làm mượt giúp triệt tiêu các xung nhiễu

răng cửa cao tần, làm cho đường biểu diễn trở nên liên tục và mượt mà hơn mà vẫn giữ được cấu trúc cơ bản của các đỉnh sóng. Kết quả thu được là một tín hiệu có độ sạch cao, rõ ràng.

## Bộ lọc Kalman

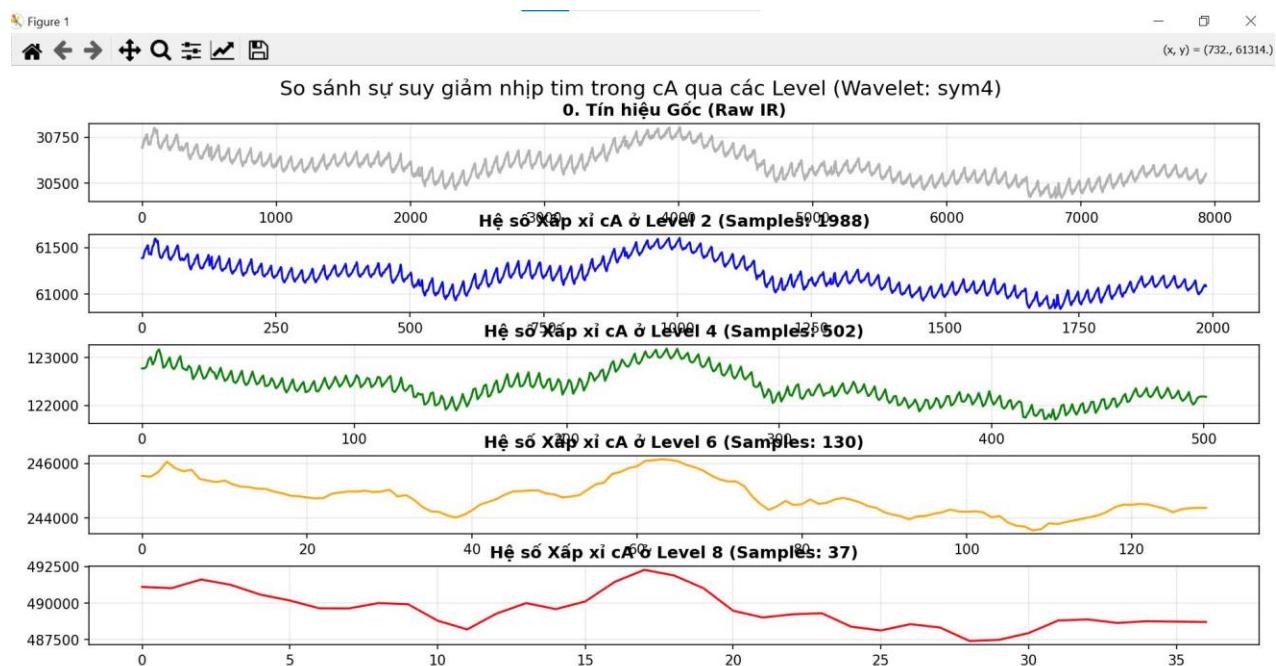


Tín hiệu sau khi đi qua bộ lọc **Kalman** thể hiện sự vượt trội về độ ổn định và khả năng bám sát trạng thái thực của nhịp sinh học ngay cả trong môi trường có phuơng sai nhiễu lớn. Khác với các bộ lọc tần số thông thường, bộ lọc Kalman đã thực hiện ước lượng đê quy tối ưu, giúp triệt tiêu hiệu quả các nhiễu động đột biến và nhiễu cử động (Motion

Artifacts) mà vẫn duy trì được tính đáp ứng nhanh với những thay đổi tức thời của tín hiệu gốc. Đường biểu diễn thu được có độ mượt cao, loại bỏ hoàn toàn hiện tượng răng cưa nhưng không làm trễ hay biến dạng các đỉnh sóng quan trọng. Kết quả này cung cấp một dạng sóng PPG có tính ổn định cao nhất, tốt nhất.

## Biến đổi Wavelet

Biến đổi wavelet có nhiều họ, mỗi họ lại có nhiều wavelet con với các level khác nhau. Chúng có ý nghĩa, độ phân giải, làm mịn khác nhau. Để chọn ra wavelet phù hợp với cả 2 tín hiệu PPG và PCG ta cần khảo sát các wavelet khác nhau để đưa ra lựa chọn phù hợp.

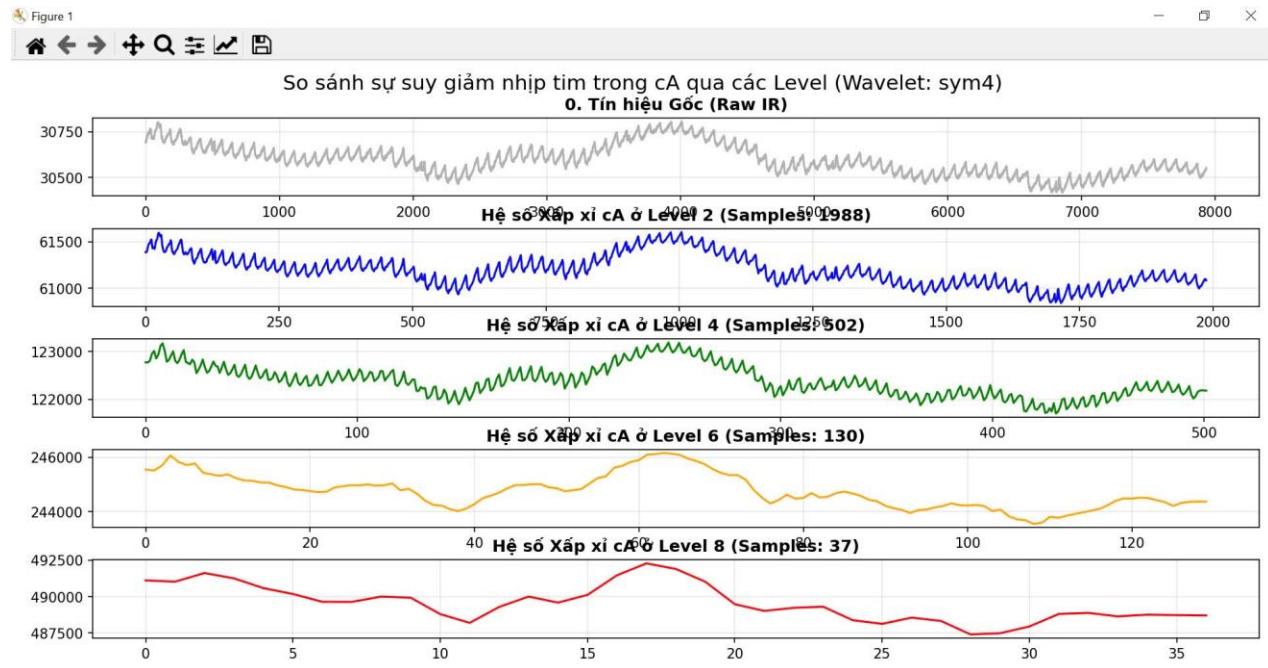


Các kênh đầu ra của tín hiệu PPG qua wavelet: sym2

Sym2: là một wavelet con của họ Symlet Wavelet. Ta đang khảo sát tín hiệu PCG ở level 4 của Sym2. Sau khi thu được tín hiệu đầu ra như hình ta có thể thấy tín hiệu PCG bị mất đỉnh.

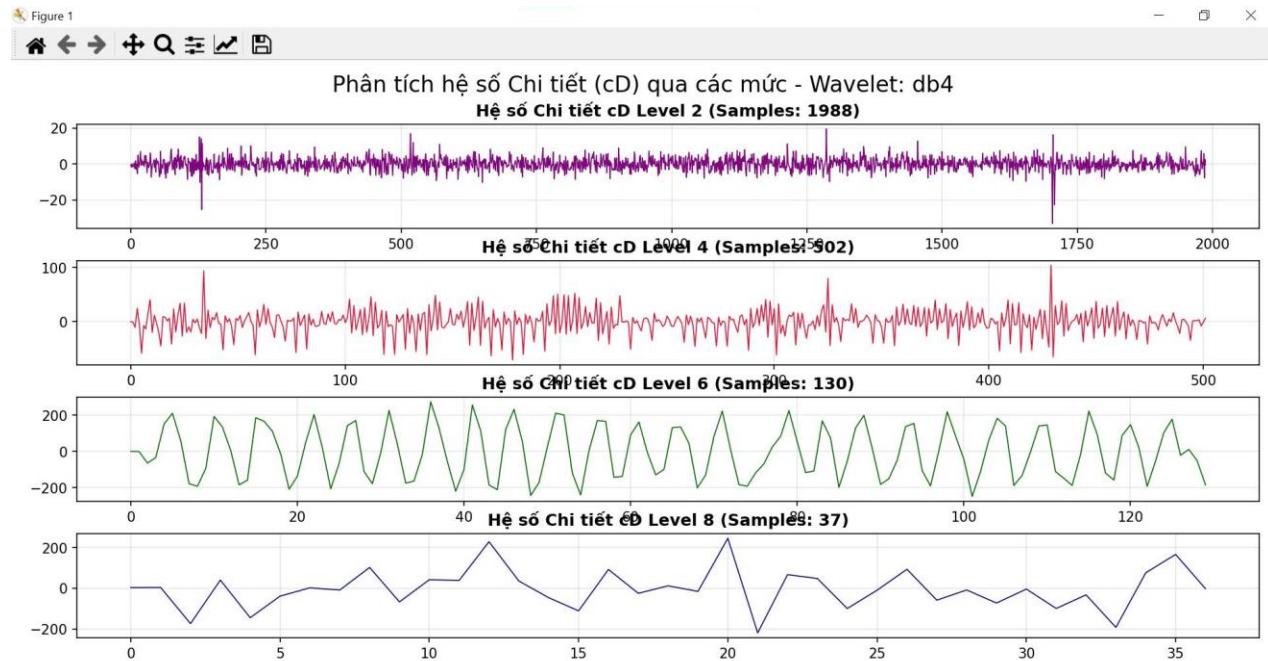
Các kênh đầu ra thu được gồm:

- + cA<sub>2</sub>, cA<sub>4</sub>, cA<sub>6</sub>, cA<sub>8</sub> là các kênh đầu ra của tín hiệu sau quá trình mã hóa bằng con ở tần số thấp, biểu diễn các thông tin ở tần số thấp của tín hiệu. Kí hiệu cA càng lớn, càng phân tích tần số thấp ở băng thông cao.



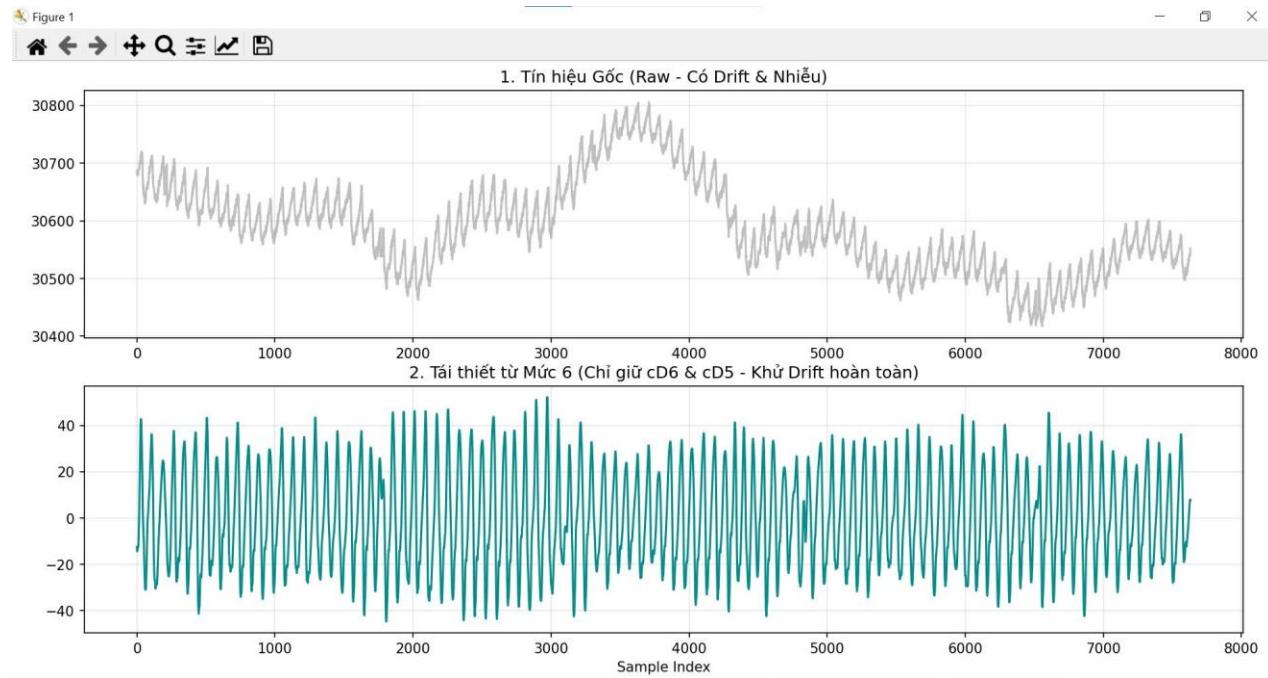
Các kênh đầu ra của tín hiệu PPG qua wavelet: db4

Db4: là một wavelet con của Daubechies Wavelet. Ta đang khảo sát PCG ở level 6 của db4. Tín hiệu đầu ra . Nên thông nhất sử dụng db4 để xử lý.



Đầu ra tín hiệu sau Downsampling ở các level theo cD

Sau mỗi lần downsampling ở 1 level thì số mẫu tín hiệu giảm một nửa, độ phân giải tần số tăng lên gấp đôi so với level trước đó do băng tần của tín hiệu hiện chỉ bằng một nửa băng tần trước đó và độ phân giải thời gian giảm một nửa so với level trước do mất mẫu hiện đặc trưng cho toàn bộ tín hiệu.

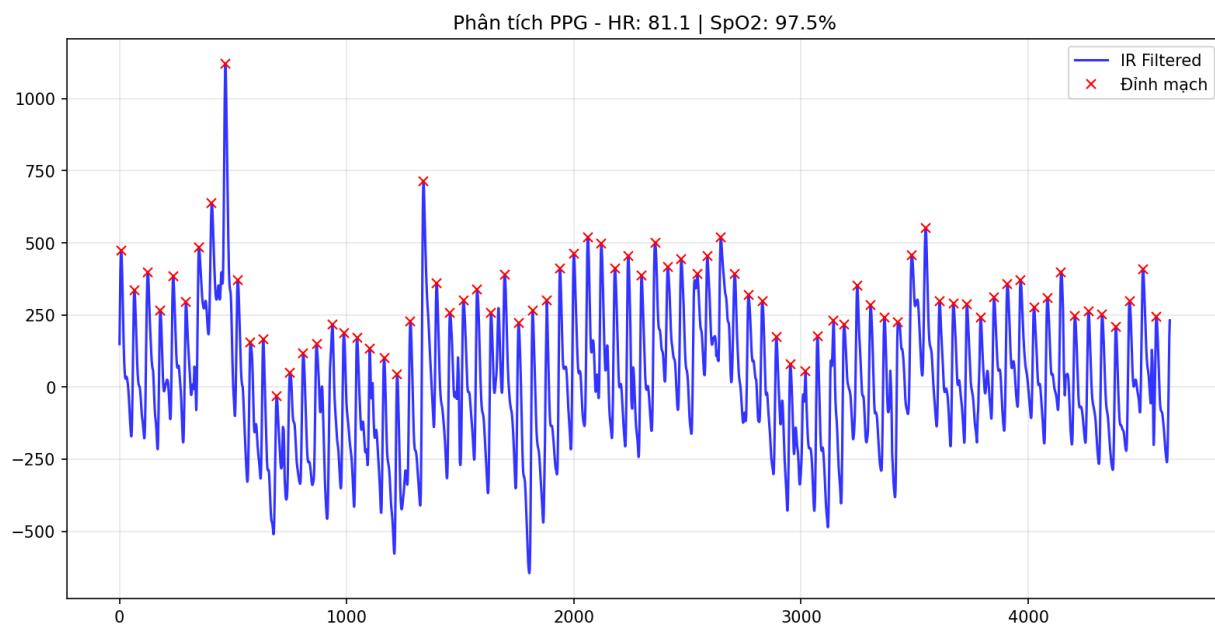


#### *Đầu ra tín hiệu Upsampling ở các level sau quá trình khôi phục từ CA, CD*

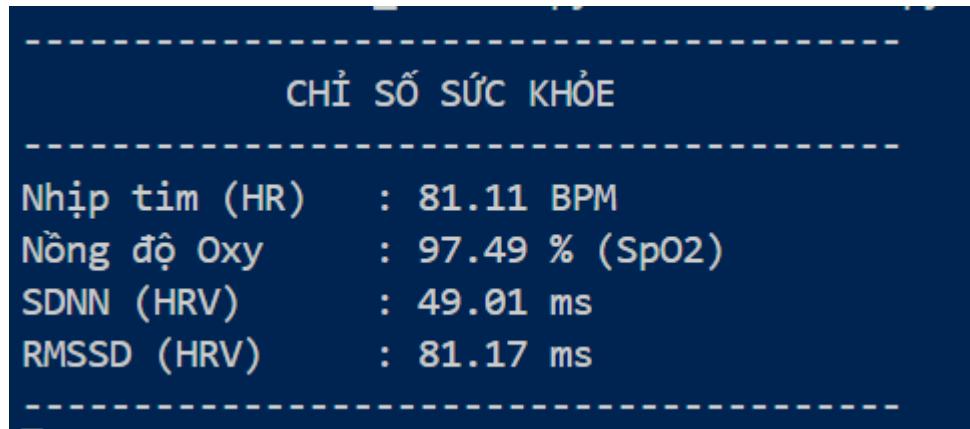
Sau mỗi lần upsampling số mẫu tín hiệu tăng gấp đôi ở mỗi level. Quá trình làm cho thang đo tăng gấp đôi mà không ảnh hưởng tới độ phân giải. Chọn tái thiết từ mức 6 vì cD cho định rõ ràng và cA bám sát với đường nền, loại bỏ thành phần DC – cA6, và các thành phần cD1,2,3,4 vì chứa nhiễu, tiến hành tái thiết dữ liệu từ mức 6.

Bảng tham chiếu các chỉ số đã đo giữa người bình thường và người ngủ ngáy hoặc có vấn đề về đường thở:

CHỈ SỐ	DÀI THAM CHIẾU (BÌNH THƯỜNG)	ĐƠN VỊ
NHỊP TIM (HR)	60 - 100	BPM
SDNN	50 - 150	Ms
RMSSD	20 - 100	Ms
SPO2	95 - 100	%



Nồng độ SpO2 của người bình thường



Bảng tổng hợp kết quả qua chương trình

Heart Rate	81.11 BPM
SDNN	0.05 s
RMSSD	0.08 s



## KẾT LUẬN

Với mục tiêu ban đầu mà nhóm đã đặt ra: xây dựng một hệ thống giám sát chỉ số sinh học, từ đó xử lý và đưa ra các thông số sức khỏe và hiển thị trên màn hình, thông qua việc thu các kết quả lấy được từ các cảm biến đã được cấu hình trước. Khi đó người sử dụng hệ thống này để biết được các thông tin như nhịp tim, nồng độ oxy trong máu của bản thân. Từ đó, cả nhóm đã cùng nhau tìm kiếm thông tin, cách thức và các kiến thức cần có để thiết kế được một sản phẩm thỏa mãn được yêu cầu mà nhóm đã đặt ra.

Để xây dựng được mô hình hệ thống này nhóm đã sử dụng Vi xử lý ESP32 supermini, các cảm biến như INMP441, Max30102.... Để giải quyết việc xây dựng hệ thống này, nhóm đã tiến hành giao tiếp các cảm biến với vi điều khiển với chuẩn giao tiếp của từng cảm biến. Sau khi nhận dữ liệu đo được, các thông tin này sẽ được chuyển đến cho bộ phận xử lý.

Hoạt động thực tế của hệ thống sẽ đo các chỉ số sinh học từ cơ thể người qua biện pháp không xâm nhập dựa vào các cảm biến. Sau khi đo xong, các tín hiệu được đưa đi xử lý, nhằm mục đích đưa ra các thông số sức khỏe như nhịp tim, nồng độ oxy trong máu, ... , của người sử dụng. Bằng cách sử dụng các thuật toán phân tích tín hiệu bằng Wavelet (Phân rã - Khôi phục), lọc kết quả đo có sai số lớn và cuối cùng là tính toán, nhóm đã thử nghiệm và xử lý thành công các tín hiệu để đưa ra được các thông số, từ đó giúp chẩn đoán bất thường trong hoạt động của tim và phát hiện dấu hiệu người có bệnh tim/động mạch.

Tuy vậy, sản phẩm đầu ra của nhóm còn gặp nhiều trở ngại và chưa đạt được toàn bộ yêu cầu ban đầu đã đề ra. Về phần cứng, các cảm biến chưa hoạt động đồng thời, nên các chỉ số PCG và PPG chưa thu được dữ liệu cùng lúc. Cảm biến MAX30102 đo chưa chính xác tín hiệu nhịp tim, và tổng thể mạch còn chạy chập chờn. Về thuật toán và xử lý, chưa có thuật toán tìm đỉnh S2, S3 và S4 của PCG.

Trong tương lai, dự án sẽ được phát triển để thêm hoàn thiện. Phần việc quan trọng nhất là khắc phục toàn bộ vấn đề về phần cứng, để thiết bị có thể thu được 2 tín hiệu sinh học đồng thời, độ trễ thấp và sai số không đáng kể. Ngoài ra, các thuật toán cần được tối ưu hơn, các dữ liệu xử lý có thể sẽ được tải lên server cloud để lưu trữ và tính toán nhanh chóng.

Qua bài tập lớn này, nhóm chúng em đã học tập được rất nhiều kiến thức về chuẩn giao tiếp của các loại cảm biến với bộ vi xử lý ESP32, nắm rõ thêm một số các thuật toán và lập trình, rèn luyện được kỹ năng làm việc nhóm và học cách làm việc trong một dự án lớn, và nhận thấy được phần quan trọng của vi xử lý đối với cuộc sống hiện tại. Do thời gian cũng như trình độ của các thành viên nhóm còn hạn hẹp nên không thể tránh khỏi việc còn nhiều sai sót trong quá trình làm việc, cũng như trong sản phẩm cuối cùng và trình bày báo cáo. Nhóm xin được cảm ơn thầy Hàn Huy Dũng đã giúp đỡ giảng dạy cho nhóm về kiến thức về bộ môn Vi Xử lý để nhóm có thể dễ nắm bắt và hoàn thiện được bài tập lớn này.

## TÀI LIỆU THAM KHẢO

- [1] [Bệnh tim mạch \(CVD\) ở Việt Nam \(who.int\)](#) – 2017.
- [2] [Khoảng 200.000 người Việt tử vong vì tim mạch mỗi năm - Công thông tin Bộ Y tế \(moh.gov.vn\)](#) - 2023
- [3] [Bệnh tim là gì? Nguyên nhân, triệu chứng và cách điều trị bệnh tim | Vinmec](#)
- [4] Honeywell International Inc “[Honeywell HPM](#)” - 2021.
- [5] BME280 Easybom - “[BME 280 datasheet](#)” - 2023.
- [6] Aosong Electronics Co.,Ltd “[DHT22](#)”.
- [7] SENSIRION “[CJMCU-SHT10](#)” - 2008.
- [8] Zhengzhou Winsen Electronics Technology Co., Ltd “[MH-Z19](#)”.
- [9] ams [CCS811](#)- 2016-Dec-23.
- [10] MH-Z14A Futurlec - “[MH-Z14 CO2 module](#)” - 2023.
- [11] Espressif - “[ESP32-C3](#)” - 2025.
- [12] Qian Ding, Zhenghong Peng, Tianzhen Liu \* and Qiaohui Tong, <https://ieeexplore.ieee.org/document/6846030>, 14 October 2014.
- [13] How to Design Peripheral Oxygen Saturation (SpO2) and Optical Heart Rate Monitoring (OHRM) Systems Using the AFE4403 - Application Report - Sang-Soo Oak, Praveen Aroul - Texas Instruments. SLAA655 (3/2015) [https://www.ti.com/lit/an/slaa655/slaa655.pdf?ts=1720629855137&ref\\_url=https%253A%252F%252Fwww.google.com%252F](https://www.ti.com/lit/an/slaa655/slaa655.pdf?ts=1720629855137&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.google.com%252F).

- [14] Truong, H., Montanari, A., & Kawsar, F. (2022, May). Non-invasive blood pressure monitoring with multi-modal in-ear sensing. In *ICASSP 2022-2022 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP)* (pp. 6-10). IEEE.
- [15] Al-Qazzaz, N. K., Abdulazez, I. F., & Ridha, S. A. (2014). Simulation Recording of an ECG, PCG, and PPG for Feature Extractions. *Al-Khwarizmi Engineering Journal*, 10(4), 81-91.
- [16] Phonocardiogram,
- [17] Analysis of ECG and PCG Time Delay around Auscultation Sites
- [18] Al-Qazzaz, N. K., Abdulazez, I. F., & Ridha, S. A. (2014). Simulation Recording of an ECG, PCG, and PPG for Feature Extractions. *Al-Khwarizmi Engineering Journal*, 10(4), 81-91.
- [19] Thomas, R. J., et al. (2009). *Heart Rate Variability during Normal and Pathological Sleep*. Frontiers in Physiology.
- [20] European Society of Cardiology and North American Society of Pacing and Electrophysiology. (1996). *Heart Rate Variability: Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical Use*
- [21] Punjabi, N. M. (2008). *The Epidemiology of Adult Obstructive Sleep Apnea*. Proceedings of the American Thoracic Society
- [22] WHO guidelines for oxygen saturation.
- [23] Sequent Help Center. "Butterworth Filter (BTWRB) - Oasis montaj 2023.2, [https://help.sequent.com/Oasismontaj/2023.2/Content/gxhelp/fft2con/fft2con\\_btwrb.htm](https://help.sequent.com/Oasismontaj/2023.2/Content/gxhelp/fft2con/fft2con_btwrb.htm). Sequent, 2023.
- [24] Klein, J. "Quick and Simple Digital Filters for Smoothing and DC Removal." *Klein Embedded*, 2023. [Online]. Available: <https://kleinembedded.com/quick-and-simple-digital-filters-for-smoothing-and-dc-removal/>.
- [25] I. Milekhin, "Kalman Filter Interview: Guide to the Kalman Filter," *KalmanFilter.net*, 2023. [Online]. Available: <https://kalmanfilter.net/>.

[26] C. Wang, "Signal Conditioning for Pulse Oximetry," *Texas Instruments Incorporated*, Application Report SLYT235, 2006. [Online]. Available: <https://www.ti.com/lit/an/slyt235/slyt235.pdf>.

**Một số công trình nghiên cứu sử dụng thư viện PyWavelets trong xử lý tín hiệu:**

- Sedghamiz, H. (2018). *BioSigKit: A MATLAB Toolbox and Interface for Analysis of BioSignals*.
- Misiti, M., et al. (2000). *Wavelet Toolbox for Use with MATLAB: User's Guide*. (While this is MATLAB-focused, PyWavelets implements similar wavelet theories.)
- Khandoker, A. H., et al. (2009). *Wavelet-based Feature Extraction for Heart Sound and Murmur Analysis*. Physiological Measurement.

## PHỤ LỤC

### Giới thiệu về các tín hiệu sinh học (PCG, PPG) và Wavelet Transform

#### A. Phonocardiogram (PCG)

PCG là tín hiệu ghi lại các tần số âm thanh tạo ra bởi hoạt động của trái tim, đặc biệt là các âm thanh được tạo ra do sự di chuyển của máu trong quá trình đóng mở van tim gây ra. Đây là một phương pháp không xâm lấn để chẩn đoán các bệnh tim mạch.

Âm thanh tim là kết quả của các rung động được tạo ra bởi sự đóng lại của các van tim. Có ít nhất hai âm thanh chính:

1. Âm thanh thứ nhất (S1): Được tạo ra khi các van nhĩ thắt (van ba lá và van hai lá) đóng lại ở đầu kỳ tâm thu. Tương ứng với sóng R của ECG kéo dài hơn về thời gian (50-100ms), có tần số thấp hơn (30-100Hz) và cường độ lớn hơn
2. Âm thanh thứ hai (S2): Được tạo ra khi van động mạch chủ và van động mạch phổi (van bán nguyệt) đóng lại ở cuối kỳ tâm thu. Có thời gian xảy ra ngắn hơn (25-50ms) tần số cao hơn ( $> 100\text{Hz}$ )

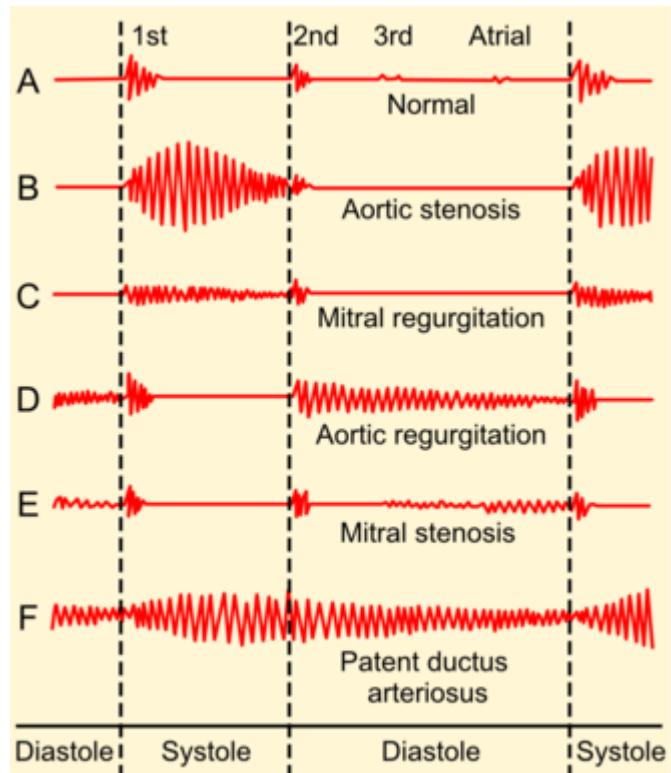
(Ngoài ra còn có S3 và S4 nhưng rất khó để phát hiện nên ta tạm thời bỏ qua)

Trong y tế, PCG giúp phát hiện các bệnh lý van tim như hẹp van tim, hở van tim, và các bệnh lý khác liên quan đến sự hoạt động không bình thường của van tim. PCG cũng giúp phát hiện tiếng thổi tim, có thể là dấu hiệu của các vấn đề về van tim hoặc các bất thường khác trong lưu thông máu qua tim.

Sử dụng PCG kết hợp cùng với điện tâm đồ (ECG) để cung cấp một cái nhìn toàn diện hơn về hoạt động của tim sẽ giúp cải thiện độ chính xác trong chẩn đoán và đánh giá tình trạng tim mạch.



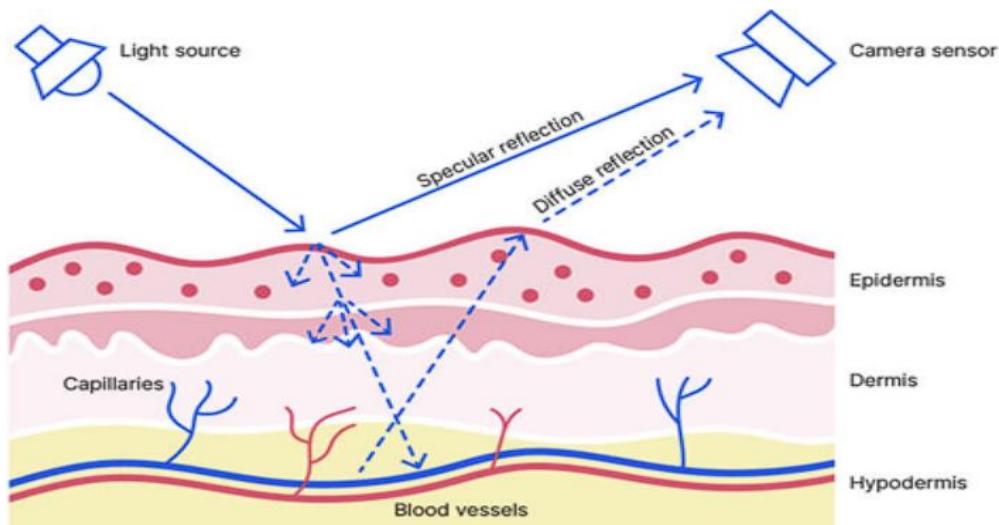
Tín hiệu các đỉnh âm thanh tim của PCG



Tín hiệu các đinh âm thanh tim của PCG (người bệnh)

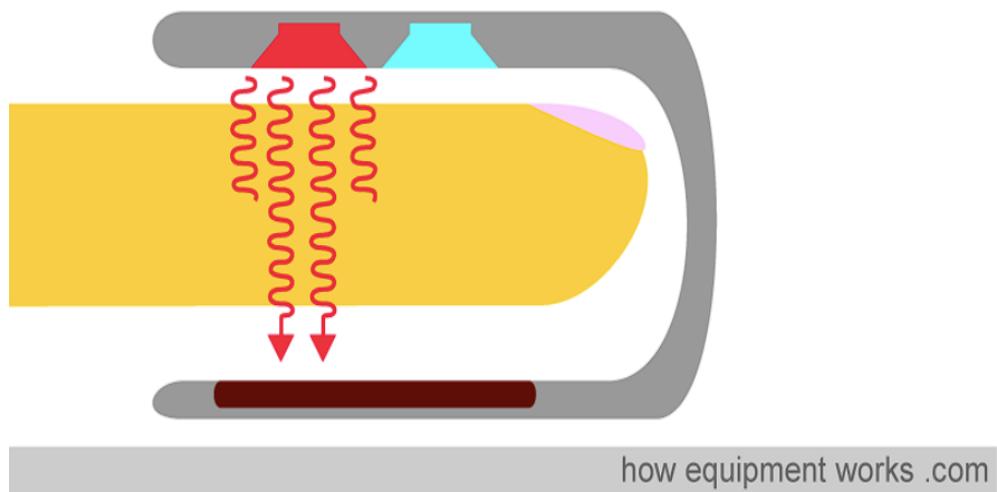
### B. Photoplethysmogram (PPG):

PPG là một phương pháp đo lường không xâm lấn hoạt động dựa trên nguyên lý quang học. Khi ánh sáng được chiếu vào da, một phần ánh sáng sẽ bị hấp thụ bởi máu và các mô dưới da, trong khi phần còn lại sẽ bị phản xạ hoặc tán xạ.



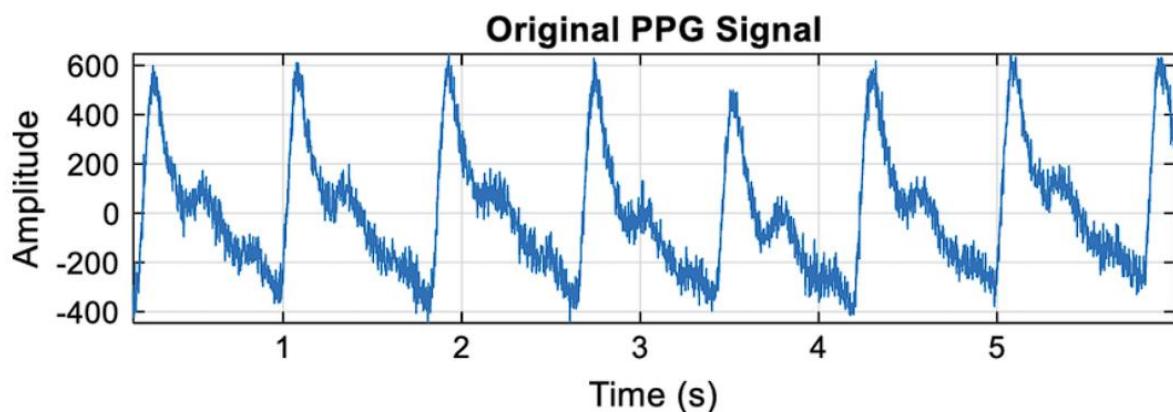
Hình 1.1 Mô tả nguyên lý phương pháp đo tín hiệu PPG

Cảm biến PPG đo lường sự thay đổi trong cường độ ánh sáng phản xạ hoặc truyền qua mô, sau đó chuyển những thông số về cường độ ánh sáng thu được này thành tín hiệu điện áp. Những thay đổi này tương ứng với nhịp đập của máu trong các mạch máu, từ đó giúp xác định các thông số sinh lý như nhịp tim (HR) và mức độ bão hòa oxy trong máu (SpO<sub>2</sub>).

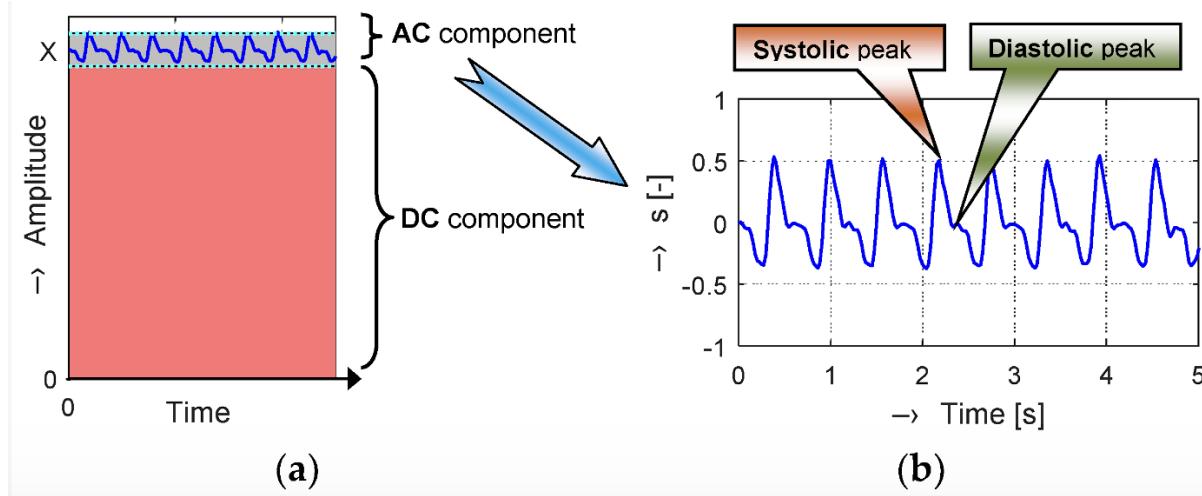


Hình 1.2 Mô tả hoạt động của cảm biến đo PPG

Tín hiệu PPG gồm 2 thành phần AC và DC. Các thành phần nhịp của tín hiệu PPG thường được gọi là thành phần AC và thường có tần số cơ bản khoảng 1Hz tùy thuộc vào nhịp tim. Thành phần AC được chồng lên thành phần DC – liên quan tới các mô và lưu lượng máu trung bình.



Hình 1.3 Dạng sóng tín hiệu PPG (chưa qua xử lý)



Hình 1.4 Phân tích dạng sóng tín hiệu PPG

Thành phần DC này thay đổi từ từ do hô hấp, hoạt động vận mạch, co mạch và một số yếu tố khác. Sự tương quan của ánh sáng thu được từ tín hiệu PPG bao gồm các quá trình tán xạ, hấp thụ, phản xạ ánh sáng. Những yếu tố quan trọng ảnh hưởng đến lượng ánh sáng thu nhận được từ bộ tách sóng quang là lưu lượng máu và áp lực thành mạch.

\*Systolic Peak (Đỉnh huyết áp tâm thu): Là giá trị cao nhất của huyết áp trong chu kỳ tim, xảy ra khi tâm thất trái co bóp và đẩy máu vào động mạch chủ. Đỉnh huyết áp tâm thu cung cấp thông tin về khả năng bơm máu của tim và sức cản của mạch máu trong quá trình co bóp của tim.

\*Diastolic Peak (Đỉnh huyết áp tâm trương): Là giá trị thấp nhất của huyết áp trong chu kỳ tim, xảy ra khi tâm thất trái thư giãn và máu chảy vào từ tĩnh mạch. Đỉnh huyết áp tâm trương cung cấp thông tin về sức cản của mạch máu khi tim ở trạng thái nghỉ ngơi giữa các lần co bóp.

### C. Giới thiệu về Wavelet Transform

#### 1. Định nghĩa:

Biến đổi Wavelet (Wavelet Transform) là một công cụ toán học mạnh mẽ và linh hoạt, được ứng dụng rộng rãi trong nhiều lĩnh vực khác nhau của khoa học và kỹ thuật, đặc biệt là trong việc phân tích và xử lý tín hiệu. Không giống như Biến đổi Fourier, chỉ cung cấp thông tin về tần số của tín hiệu và không thể xử lý tốt các tín hiệu không tuyến tính và không ổn định, Biến đổi Wavelet cho phép phân tích tín hiệu đồng thời trong cả miền thời gian và tần số. Điều này mang lại khả năng đặc biệt trong việc xử lý các tín hiệu có đặc điểm thay đổi theo thời gian, như các

tín hiệu sinh học (Photoplethysmogram - PPG, Phonocardiogram - PCG, và Electrocardiogram - ECG).

Wavelet Transform hoạt động dựa trên việc sử dụng các hàm wavelet, một tập hợp các hàm toán học nhỏ gọn và có dạng sóng, để chia nhỏ tín hiệu ban đầu thành các thành phần tần số khác nhau, mỗi thành phần được phân tích ở một mức độ phân giải thời gian cụ thể. Điều này cho phép nhận diện và phân tích các chi tiết nhỏ và các xu hướng tổng quát của tín hiệu, từ đó giúp trích xuất các đặc trưng quan trọng và lọc bỏ các nhiễu không mong muốn. Quá trình này bao gồm việc phân rã tín hiệu

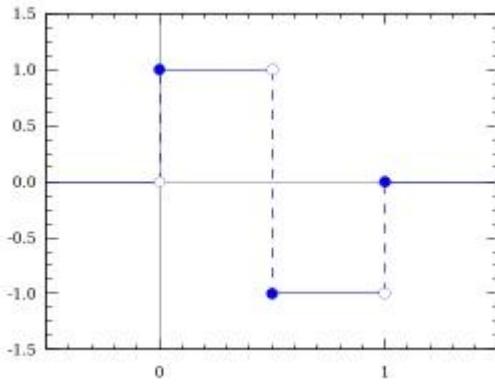
thành các hệ số xấp xỉ và chi tiết qua các bộ lọc thông thấp và thông cao, sau đó lấy mẫu con để giảm số lượng dữ liệu nhưng vẫn giữ lại thông tin quan trọng.

Tiêu chí	Biến đổi Fourier (FT)	Biến đổi Wavelet (WT)
Phương pháp	Chuyển đổi tín hiệu từ miền thời gian sang miền tần số bằng cách phân tích thành phần sóng sin và cosin	Chia nhỏ tín hiệu thành các thành phần sóng wavelet ở nhiều mức độ phân giải thời gian và tần số
Đặc điểm	Phù hợp cho các tín hiệu không gian thời gian không biến thiên	Phù hợp cho các tín hiệu có biến thiên đặc tính theo thời gian
Độ phức tạp	Tính toán đơn giản và hiệu quả cho tín hiệu không gian thời gian không biến thiên	Tính toán phức tạp hơn, nhưng linh hoạt hơn cho tín hiệu có biến thiên theo thời gian
Khả năng biểu diễn	Biểu diễn dưới dạng các thành phần sóng sin và cosin	Biểu diễn dưới dạng các thành phần sóng wavelet
Ứng dụng	Phù hợp cho các tín hiệu có tính chất không biến thiên theo thời gian như âm thanh, video	Phù hợp cho các tín hiệu có biến thiên theo thời gian như tín hiệu sinh học, nhiều trong hệ thống truyền dẫn
Ứng dụng cụ thể	Nén ảnh và video (VD: DFT, DCT trong JPEG)	Trích xuất đặc trưng tín hiệu sinh học (VD: ECG, PPG), nén ảnh (VD: DWT trong JPEG2000)

So sánh Biến đổi Fourier và Biến đổi Wavelet

## 2. Các loại Wavelet phổ biến

### a) Haar Wavelet



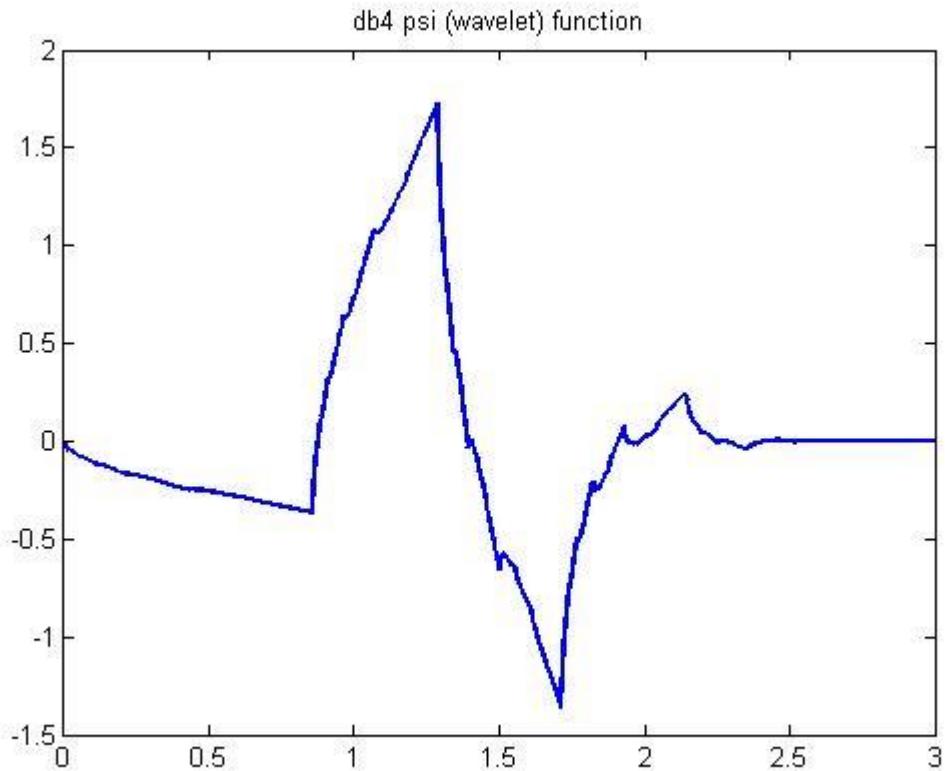
Haar Wavelet

- Giới thiệu: là wavelet đơn giản nhất và là dạng sớm nhất của wavelet. Được Alfred Haar giới thiệu vào năm 1909.

- Đặc điểm: Có dạng hình chữ nhật và là wavelet trực giao (orthogonal). Phù hợp cho các phân tích đơn giản và dễ hiểu.

- Ứng dụng: Dùng trong phân tích dữ liệu cơ bản, nén ảnh và phát hiện biên trong xử lý ảnh.

### b) Daubechies Wavelet

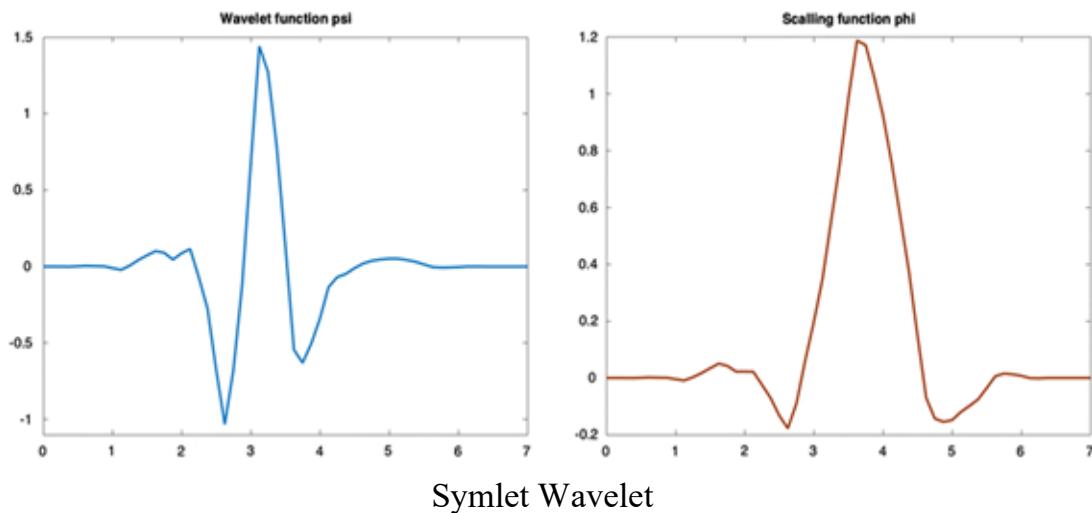


- Giới thiệu: Được phát triển bởi Ingrid Daubechies vào cuối những năm 1980.

- Đặc điểm: Có khả năng phân tích tín hiệu phức tạp với độ mịn cao, có dạng đối xứng hoặc gần đối xứng. Các wavelet Daubechies được ký hiệu theo số biên độ của các điểm không (VD: db1, db2, ...).

- Ứng dụng: Rộng rãi trong phân tích tín hiệu, xử lý ảnh, nén dữ liệu và phát hiện đặc trưng trong tín hiệu sinh học.

### c) Symlet Wavelet

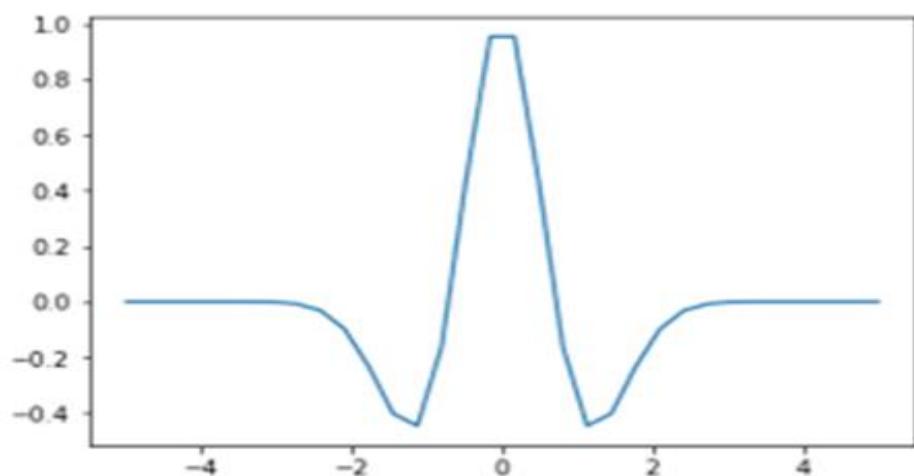


- Giới thiệu: Một dạng biến thể của Daubechies wavelet, phát triển bởi Ingrid Daubechies.

- Đặc điểm: Có tính đối xứng tốt hơn Daubechies wavelet, được thiết kế để giảm thiểu méo dạng pha.

- Ứng dụng: Thường được sử dụng trong xử lý tín hiệu và ảnh nơi tính đối xứng và tái tạo chính xác là quan trọng.

### d) Coiflet Wavelet

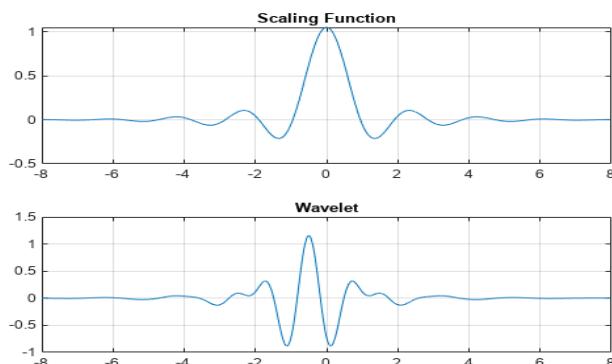


- Giới thiệu: Được phát triển bởi Ingrid Daubechies theo yêu cầu của Ronald Coifman.
- Đặc điểm: Có độ mịn cao hơn và tính chính xác trong tái tạo tín hiệu, với nhiều đặc trưng tương tự như Daubechies wavelet nhưng có thêm tính chất mô-men bằng không.
- Ứng dụng: Thích hợp cho phân tích tín hiệu trong các ứng dụng yêu cầu độ mịn và chính xác cao.

#### e) Biorthogonal Wavelet

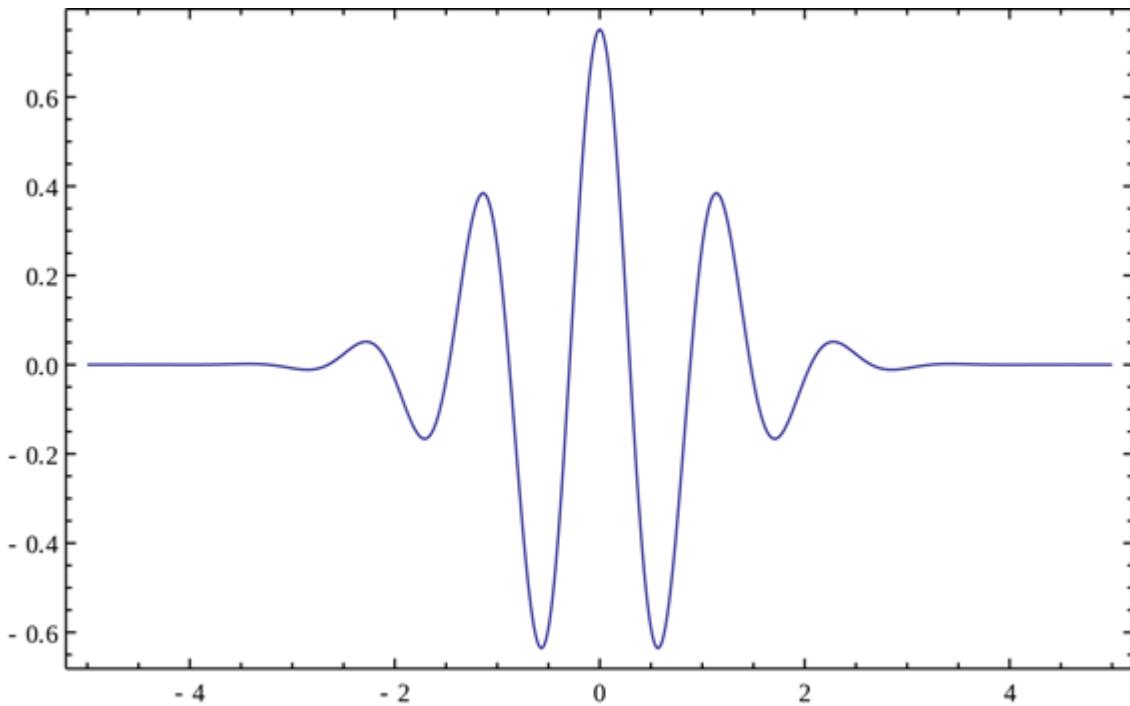
- Giới thiệu: Dựa trên khái niệm biorthogonal (trục giao kép), cho phép sử dụng các bộ lọc tái tạo và phân tích khác nhau.
- Đặc điểm: Cung cấp tính chất đối xứng hoàn hảo, cho phép tái tạo tín hiệu chính xác mà không cần quá trình lọc ngược.
- Ứng dụng: Rất phổ biến trong nén ảnh và video (VD: sử dụng trong tiêu chuẩn JPEG2000), xử lý ảnh và các ứng dụng y học.

#### f) Meyer Wavelet



- Giới thiệu: Được Yves Meyer phát triển, là một wavelet lý tưởng nhưng không phải là wavelet compactly supported.
- Đặc điểm: Có sự phân bố tần số trơn tru và liên tục, với các hàm wavelet có dạng trơn mượt.
- Ứng dụng: Thích hợp cho các ứng dụng yêu cầu phân tích tần số mượt mà và không gian miền thời gian chính xác.

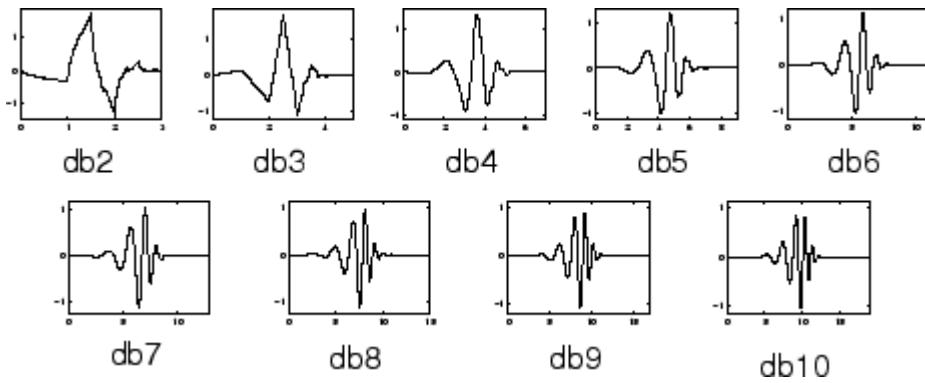
### g) Morlet Wavelet



- Giới thiệu: Được phát triển bởi Jean Morlet, ban đầu được dùng trong phân tích địa chấn.
- Đặc điểm: Kết hợp giữa một hàm Gaussian và một hàm sóng hình sin, rất tốt trong việc phân tích tín hiệu không dừng.
- Ứng dụng: Phân tích tín hiệu địa chấn, xử lý tín hiệu thời gian thực, và phân tích âm thanh.

### 3. Wavelet con cùng một họ Wavelet

Trong mỗi họ wavelet, có nhiều wavelet con với các đặc điểm và tính chất khác nhau, phục vụ các mục đích và ứng dụng cụ thể. Dưới đây là một số đặc điểm chính của các wavelet con trong các họ wavelet phổ biến:



Họ Wavelet Db

Trong phân tích và xử lý tín hiệu, các wavelet có nhiều tính chất chung quan trọng giúp chúng trở nên hữu ích trong nhiều ứng dụng. Nhưng tất cả các wavelet con phải tuân thủ theo các điều kiện nhất định. Dưới đây là các tính chất quan trọng của các họ wavelet.

### a) Tính chuẩn hóa

Chuẩn hóa là quá trình đảm bảo rằng wavelet có độ lớn nhất định, thường là độ lớn bằng 1. Điều này giúp duy trì tính ổn định và nhất quán trong phân tích tín hiệu (Hạn chế ảnh hưởng đến công suất của tín hiệu đầu ra). Một hàm wavelet  $\psi(t)$  được chuẩn hóa nếu:

$$\int_{-\infty}^{\infty} |\psi(t)|^2 dt = 1$$

- Ý nghĩa: Chuẩn hóa đảm bảo rằng năng lượng của hàm wavelet được duy trì và không bị mất mát trong quá trình phân tích tín hiệu. Điều này cũng giúp các hệ số wavelet dễ dàng so sánh và xử lý cũng như khôi phục tín hiệu.
- Ứng dụng: Được sử dụng rộng rãi trong các phương pháp nén và truyền tải tín hiệu, đảm bảo rằng tín hiệu đã qua xử lý vẫn giữ nguyên năng lượng ban đầu.

### b) Trực giao

Trực giao là tính chất quan trọng đảm bảo rằng các wavelet và các hệ số của chúng không bị chồng chéo và không tương quan với nhau. Điều này có nghĩa là:

$$\int_{-\infty}^{\infty} \psi(t)\psi(t-k)dt = \delta(k)$$

với  $\delta(k)$  là hàm Delta Dirac, bằng 1 nếu  $k = 0$  và bằng 0 nếu  $k \neq 0$ .

- Ý nghĩa: Tính trực giao giúp loại bỏ sự tương quan giữa các wavelet, cho phép phân tích tín hiệu mà không bị mất thông tin do chồng lấn. Điều này rất quan trọng trong các ứng dụng như nén dữ liệu và lọc nhiễu.

- **Ứng dụng:** Được sử dụng trong các hệ thống nén dữ liệu, tính trực giao giúp giảm thiểu lượng dữ liệu dư thừa và tối ưu hóa quá trình tái tạo tín hiệu. Dễ dàng phân biệt giữa các wavelet trong một họ wavelet.

### c) Các điều ràng buộc giữa các Wavelet

Các wavelet thường phải tuân theo một số điều ràng buộc toán học để đảm bảo hiệu suất và độ chính xác trong phân tích tín hiệu. Một trong những điều ràng buộc quan trọng là

các wavelet phải có một số mô-men bằng không, điều này giúp loại bỏ thành phần tần số thấp và tập trung vào các chi tiết cao hơn trong tín hiệu:

$$\int_{-\infty}^{\infty} t^n \psi(t) dt = 0 \quad \text{for } n = 0, 1, \dots, N - 1$$

- Ý nghĩa: Điều ràng buộc về mô-men giúp các wavelet tập trung vào các đặc trưng tần số cao hơn, từ đó cải thiện khả năng phát hiện và phân tích các chi tiết quan trọng trong tín hiệu.
- Ứng dụng: Quan trọng trong các ứng dụng phân tích tín hiệu như phát hiện biên trong xử lý ảnh và trích xuất đặc trưng trong tín hiệu sinh học.

#### d) Tính đối xứng gần đúng

Tính đối xứng và tính gần đối xứng là các đặc tính quan trọng khác của các wavelet. Các wavelet đối xứng hoặc gần đối xứng giúp giảm méo dạng pha và đảm bảo rằng tín hiệu được tái tạo chính xác.

- Tính Đối Xứng: Một wavelet  $\psi(t)$  là đối xứng nếu  $\psi(t) = \psi(-t)$  và là gần đối xứng nếu nó gần như đối xứng.
- Ứng dụng: Các wavelet đối xứng và gần đối xứng như Symlet và Biorthogonal wavelet thường được sử dụng trong xử lý ảnh và nén dữ liệu, nơi tính đối xứng giúp giảm thiểu méo dạng pha và cải thiện chất lượng tín hiệu tái tạo.

#### 4. Phương trình Wavelet liên tục

$$X(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} \overline{\Psi\left(\frac{t-b}{a}\right)} x(t) dt$$

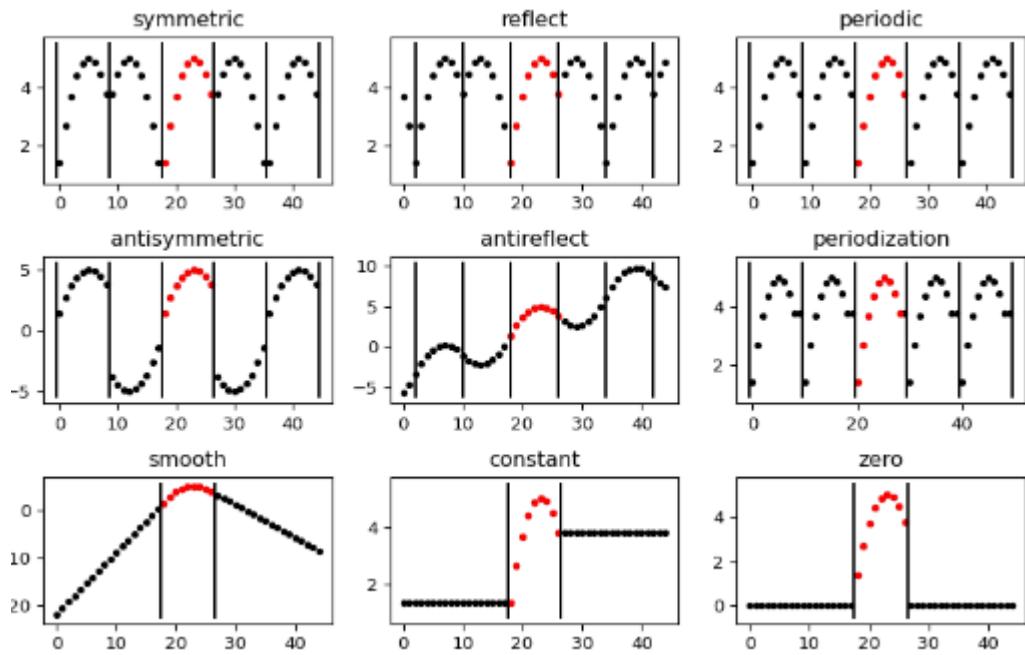
Trong đó:  $\psi$  là wavelet mẹ liên tục được chia tỷ lệ theo hệ số  $a$  và được dịch theo hệ số  $b$ . Các giá trị của hệ số tỷ lệ và hệ số dịch là liên tục, có nghĩa là có thể có vô số sóng con.

#### 5. Phương trình Wavelet rời rạc

$$f(x) = \sum_k c_{j_0}(k) \varphi_{j_0, k}(x) + \sum_{j=j_0}^{\infty} \sum_k d_j(k) \psi_{j, k}(x)$$

Trong đó:  $c_{j_0}(k)$  là hệ số xấp xỉ (hệ số tỷ lệ),  $d_j(k)$  là hệ số wavelet,  $\varphi(x)$  là hàm tỷ lệ,  $\psi(x)$  là hàm wavelet.

#### 6. Bộ đếm



Các loại bộ đệm trong xử lý tín hiệu

Trong quá trình xử lý tín hiệu, sau khi trượt wavelet qua thì điểm đầu và điểm cuối của tín hiệu xuất hiện ảnh hưởng của hiệu ứng biên (biên độ giảm đột ngột). Bộ đệm có vai trò hạn chế hiệu ứng biên và trễ pha. [18]

...  $x_2 \ x_1 \ | \ x_1 \ x_2 \ \dots \ x_n \ | \ x_n \ x_{n-1} \ \dots$

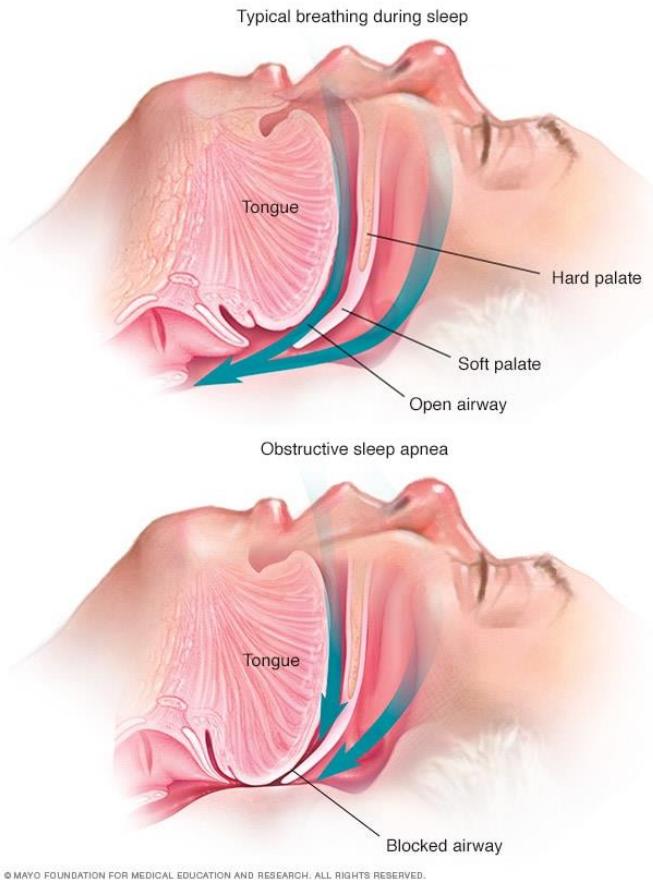
Bộ đệm symmetric

Nguyên lý hoạt động của bộ đệm là thêm hữu hạn các phần tử vào đầu và cuối tín hiệu

### **Ngáy ngủ và chứng tắc ngưng thở do tắc nghẽn khi ngủ**

#### **1. Chứng ngưng thở khi ngủ (OSA)**

Chứng ngưng thở khi ngủ (Obstructive Sleep Apnea – OSA) là một rối loạn giấc ngủ phổ biến, xảy ra khi đường hô hấp trên bị tắc nghẽn một phần hoặc hoàn toàn trong khi ngủ, dẫn đến ngưng thở tạm thời. Tình trạng này gây ra sự gián đoạn trong luồng khí vào phổi, làm giảm oxy trong máu và gây rối loạn giấc ngủ.



© MAYO FOUNDATION FOR MEDICAL EDUCATION AND RESEARCH. ALL RIGHTS RESERVED.

#### a. Các đặc điểm chính của chứng ngưng thở

- Cơ và mô mềm trong cổ họng (bao gồm lưỡi và lưỡi gà) sụp xuống trong khi ngủ, gây hẹp hoặc tắc nghẽn đường thở
- Các nguyên nhân chính gây ra bao gồm
- Gồm béo phì, cấu trúc đường thở bất thường, sử dụng rượu, thuốc an thần, hoặc thuốc lá

#### b. Các triệu chứng

- Ngày lớn và không đều
- Ngừng thở ngắn (có thể được phát hiện bởi người ngủ cùng)
- Thức giấc đột ngột với cảm giác nghẹt thở

### c. Phân biệt ngáy và OSA

Ngáy đơn thuần là hiện tượng rung động của các mô mềm trong họng khi ngủ, gây ra tiếng ồn nhưng không dẫn đến ngưng thở. Ngược lại, OSA là tình trạng đường hô hấp trên bị tắc nghẽn hoàn toàn hoặc một phần trong khi ngủ, dẫn đến ngưng thở hoặc giảm thông khí, gây giảm oxy máu và ảnh hưởng đến chất lượng giấc ngủ.

### d. Chẩn đoán OSA

Tiêu chuẩn để chuẩn đoán chứng rối loạn giấc ngủ là thực hiện đa ký giấc ngủ (polysomnography), theo dõi các thông số như độ bão hòa Oxy trong máu, lưu lượng khí qua miệng và mũi, mức độ gắng sức hô hấp, điện tâm đồ (ECG), tư thế cơ thể và cử động toàn thân.

Dựa trên chỉ số apnea-hypopnea(AHI), mức độ nghiêm trọng của OSA được phân loại như sau:

- Nhẹ: AHI từ 5 đến 14, độ bão hòa Oxy ít nhất 86%, triệu chứng ban ngày tối thiểu
- Trung bình: AHI từ 15 đến 30, độ bão hòa Oxy từ 80% đến 85%, triệu chứng ban ngày vừa phải.
- Nặng: AHI trên 30, độ bão hòa Oxy dưới 80%, triệu chứng ban ngày nghiêm trọng.

