

# 결 과 보 고 서

## EEG 기반 스트레스 완화 조명 시스템

팀명	릴렉스 라이트
팀원	김이안
	정재원
	최다혜

전남대학교 IDEC 2025 스마트 전자회로설계 챌린지

# 목차

## 1. 설계 개요

- 1) 기술 개발의 필요성 및 배경
- 2) 개발 시스템의 주요 기능 및 성능

## 2. 설계 과정

- 1) 알고리즘 구성
- 2) 설계 회로 구성
- 3) 설계 회로 검증

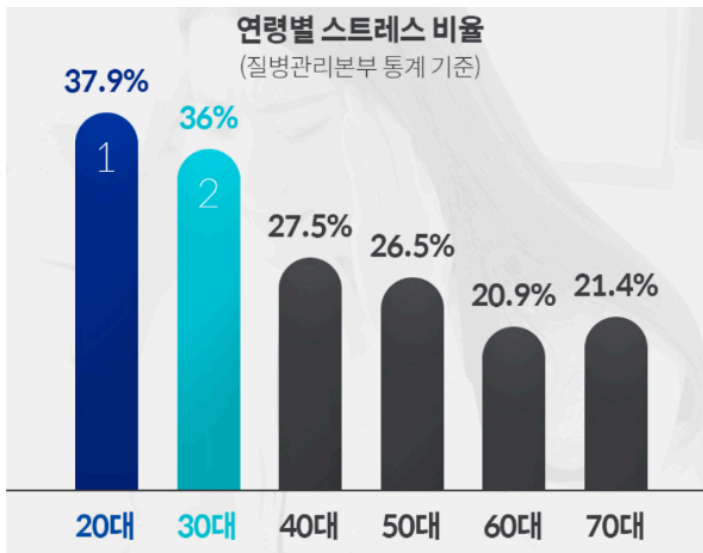
## 3. 구현 결과

## 4. 결론

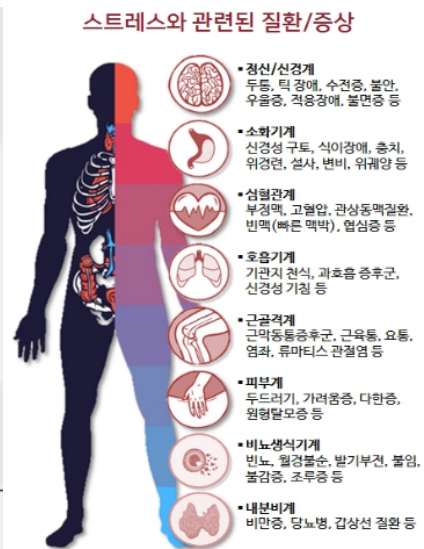
# 1. 설계 개요

## 1) 기술 개발의 필요성 및 배경

현대 사회는 급속한 산업화와 정보화로 인해 개인에게 요구되는 정신적 부담이 지속적으로 증가하고 있으며, 이는 만성 스트레스라는 심각한 사회적 문제를 야기하고 있습니다. 대한민국 성인의 스트레스 인지율은 지속적으로 높은 수준을 유지하고 있으며, 관련 통계 자료에 따르면 이러한 만성적 스트레스는 수면 장애, 불안 증세, 집중력 저하, 무기력증(번아웃) 등 다양한 정신 건강 문제의 직접적인 원인이 되고 있습니다. 더 나아가 장기간 누적된 스트레스는 심혈관계 질환, 면역계 질환 등 신체적 질병의 발병률을 현저히 높이는 주요 위험 인자로 작용하여, 개인의 삶의 질을 크게 저하시키고 막대한 사회경제적 비용을 초래하고 있습니다.



<그림 1-1> 연령별 스트레스 비율



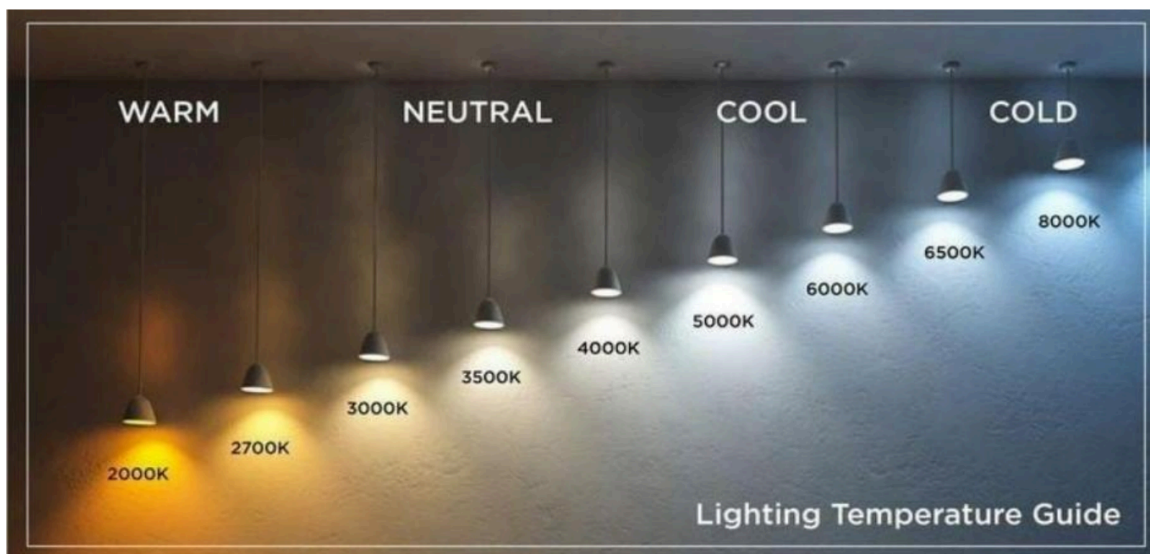
<그림 1-2> 스트레스와 관련된 질환/증상

이러한 문제에 대응하기 위해 명상, 호흡법, 바이오피드백 등 다양한 스트레스 관리 기법이 제안되어 왔으나, 대부분의 기법은 사용자의 의식적이고 지속적인 노력과 상당한 시간 투자를 요구한다는 한계를 가지고 있습니다. 특히 현대인의 바쁜 일상 속에서 이러한 방법들을 꾸준히 실천하기는 매우 어려우며, 이는 결과적으로 스트레스 관리의 지속성 확보를 어렵게 만드는 주요 원인이 되고 있습니다.

본 연구팀은 이러한 한계를 근본적으로 극복하기 위해, 사용자가 별도의 노력 없이 일상생활을 영위하는 동안 시스템이 비침습적(Non-invasive)으로 생체 신호를 실시간 모니터링하고, 주변 환경을 능동적으로 제어하여 무의식중에 심리적 안정을 유도하는 '지능형 주변 환경(Intelligent Ambient Environment)' 구축의 필요성을 인지했습니다. 이러한 접근은 사용자의 능동적 참여 없이도 지속적인 스트레스 관리가 가능하다는

점에서 기존 방법과 차별화됩니다.

본 연구에서는 뇌 활동을 가장 직접적으로 반영하는 생체 신호인 뇌파(EEG, Electroencephalogram)와 인간의 생체리듬 및 감정 상태에 지대한 영향을 미치는 것으로 알려진 조명(Lighting)을 핵심 제어 요소로 선정했습니다. 뇌파는 주파수 대역별로 서로 다른 정신 상태를 객관적으로 반영하는 것으로 알려져 있습니다. 특히 8~13 Hz 대역의  $\alpha$ (Alpha)파는 안정되고 편안한 상태, 즉 명상이나 휴식상태에서 우세하게 나타나며, 13~30 Hz 대역의  $\beta$ (Beta)파는 활동적이고 집중된 인지 상태 또는 긴장 상태에서 두드러지게 관찰됩니다. 이러한 뇌파의 특성을 활용하면 개인의 스트레스 수준을 실시간으로 평가할 수 있습니다.



<그림 1-3> 색 온도 가이드

한편, 빛은 시각 경로를 통해 뇌의 시상하부(Hypothalamus)에 직접적인 영향을 미쳐 수면-각성 주기를 조절하는 서캐디언 리듬(Circadian Rhythm)과 자율신경계 활동을 조절하는 것으로 알려져 있습니다. 다수의 선행 연구들은 조명의 색온도가 인간의 심리 상태에 미치는 영향을 과학적으로 입증해왔습니다. 색온도가 낮은(붉은 기가 도는) 3000K 이하의 따뜻한 조명은 심신을 안정시키는 부교감 신경계를 활성화하고 뇌의  $\alpha$ 파 생성을 촉진하는 반면, 색온도가 높은(푸른 기가 도는) 5000K 이상의 차가운 조명은 각성 효과를 유발하는 교감 신경계를 자극하는 것으로 보고되고 있습니다.

본 과제는 이러한 신경과학적, 생리학적 배경을 기반으로, 실시간 뇌파 신호 분석을 통해 사용자의 스트레스 지표(긴장/이완 상태)를 객관적으로 정량화하고, 그 결과에 따라 심리적 이완을 유도하는 최적의 색온도 및 밝기를 가진 조명 환경을 자동으로 조성하는 폐쇄 루프 뉴로피드백(Closed-loop Neurofeedback) 시스템을 FPGA 기반의 하드웨어로 구현하는 것을 최종 목표로 설정했습니다. 이를 통해 사용자의 능동적 개입



없이도 실시간으로 스트레스를 완화할 수 있는 지능형 환경 제어 시스템을 실현하고자 합니다.

## 2) 개발 시스템의 주요 기능 및 목표 성능

### (1) 주요 기능

- **다채널 EEG 신호 수집:** 외부 아날로그 프론트엔드(Analog Front-End) 회로로부터 사전 증폭 및 필터링 처리된 미세한 뇌파 아날로그 신호를 실시간으로 입력받습니다. 다채널 구성을 통해 전전두엽(Prefrontal cortex) 영역의 좌우 반구 신호를 동시에 획득하여 공간적 정보를 확보합니다.
- **고정밀 아날로그-디지털 변환(ADC):** 직접 설계한 SAR(Successive Approximation Register, 축차 비교형) ADC를 통해 미세한 뇌파 아날로그 신호를 최소 12비트 이상의 고해상도 디지털 데이터로 변환합니다. 높은 비트 해상도는  $\mu V$  수준의 미세한 신호 변화를 정확하게 디지털화하는 데 필수적입니다.
- **실시간 주파수 영역 분석:** 최적화된 FFT(Fast Fourier Transform, 고속 푸리에 변환) IP Core를 활용하여 시간 영역의 뇌파 데이터를 주파수 영역으로 변환하고, 실시간으로 전력 스펙트럼 밀도(Power Spectral Density, PSD)를 계산합니다. 이를 통해 각 주파수 대역별 뇌파 활동의 강도를 정량적으로 파악할 수 있습니다.
- **지능형 특징 추출 및 상태 분류:** 계산된 PSD로부터  $\alpha$ 파(8~12 Hz) 및  $\beta$ 파(13~30 Hz) 대역의 에너지를 추출하고, ' $\alpha/\beta$  비율(Alpha/Beta Ratio)'을 계산하여 사용자의 이완 또는 긴장 상태를 판별하는 규칙 기반 분류기(Rule-based Classifier)를 구현합니다. 알파/베타 비율이 높을수록 이완 상태, 낮을수록 긴장 상태로 판정됩니다.
- **동적 조명 제어(Dynamic Lighting Control):** 분류된 심리 상태에 따라 두 채널(웜화이트/쿨화이트)의 LED 조명을 제어하기 위한 PWM(Pulse Width Modulation, 펄스 폭 변조) 신호의 Duty Cycle을 동적으로 생성합니다. 급격한 조명 변화로 인한 불편함을 방지하기 위해 부드러운 조명 전환 로직(Smooth Transition Logic)을 포함하여 사용자 경험을 향상시킵니다.

### (2) 목표 성능

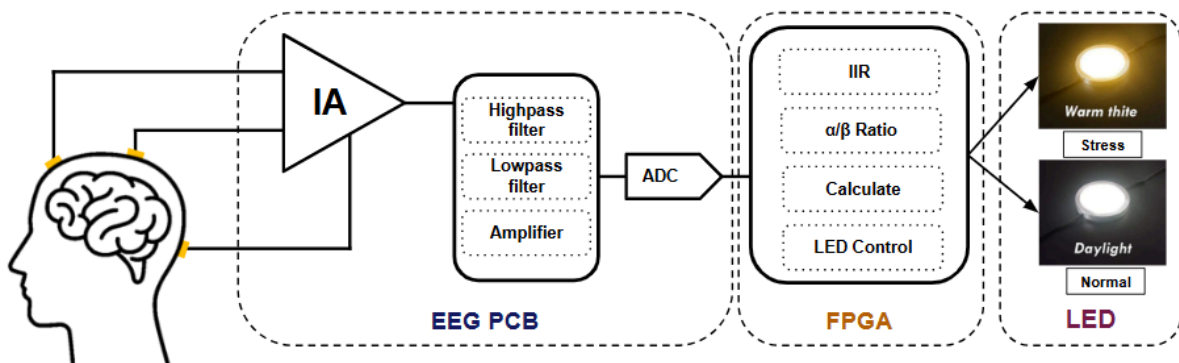
- **처리 지연 시간(Latency):** 뇌파 신호가 시스템에 입력된 시점부터 조명 제어 신호가 출력되는 시점까지의 총 지연 시간을 50ms 이내로 제한하여, 실시간성을 보장하는 즉각적인 피드백 시스템을 구현합니다. 이는 사용자가 시스템의 반응을

즉각적으로 체감할 수 있도록 하는 중요한 성능 지표입니다.

- **분류 정확도(Classification Accuracy):** 명확히 구분되는 두 가지 심리 상태(안정된 명상 상태 vs. 집중적 암산 수행 상태)에 대한 검증 데이터셋을 기반으로, 시스템이 90% 이상의 정확도로 두 상태를 올바르게 구분해 내는 것을 목표로 합니다. 이는 시스템의 신뢰성을 보장하는 핵심 지표입니다.
- **조명 제어 정밀도(Lighting Control Precision):** PWM 제어 방식을 통해 색온도는 3000K(따뜻한 백색)에서 6500K(차가운 백색)까지 최소 100K 단위로, 조도(밝기)는 100lx에서 700lx까지 최소 10% 단위로 정밀하게 제어 가능하도록 구현합니다. 이를 통해 개인의 상태에 최적화된 섬세한 조명 환경을 제공할 수 있습니다.

## 2. 설계 과정

### 1) 알고리즘 구성



<그림 2.1-1> 블록 다이어그램

### 시스템 전체 구성도

본 다이어그램은 'EEG 기반 스트레스 완화 조명 시스템'의 전체 신호 흐름과 하드웨어 구성을 보여줍니다. 시스템은 크게 아날로그 신호를 처리하는 'EEG PCB', 디지털 로직을 수행하는 'FPGA', 그리고 사용자에게 피드백을 제공하는 'LED'의 세 부분으로 구성됩니다.

#### (1) EEG 신호 획득 및 아날로그 처리 (EEG PCB)

사용자의 두피에 부착된 전극(EEG)으로부터  $\mu V$ (마이크로볼트) 단위의 미세한 뇌파 신호가 입력됩니다.

입력된 신호는 PCB 상의 IA(계측 증폭기)를 통해 1차 증폭됩니다.

이후 Highpass/Lowpass filter (대역 통과 필터)를 거치며 근전도(EMG) 노이즈와 DC 오프셋 등 불필요한 신호가 제거되고, 알파파(8~13Hz)와 베타파(13~30Hz)가 포함된 유효 대역폭만 Amplifier(증폭기)를 통해 증폭됩니다.

## **(2) 디지털 변환 및 핵심 연산 (FPGA)**

PCB에서 처리된 아날로그 신호는 ADC(Analog-to-Digital Converter)를 통해 디지털 데이터로 변환되어 FPGA로 전송됩니다.

FPGA 내의 로직은 본 설계의 핵심으로, IIR(Infinite Impulse Response) 필터 기반의 연산 로직을 사용하여 리소스 소모를 최소화하고 실시간 처리를 구현하였습니다.

IIR 로직은 ADC 샘플로부터 알파파와 베타파의 에너지 비율을 실시간으로 추정합니다.

Calculate 및 LED Control 로직이 비율 값을 입력받아, 사용자의 스트레스 상태를 판별하고 LED 조명을 제어할 PWM 듀티 사이클(Duty Cycle)을 생성합니다.

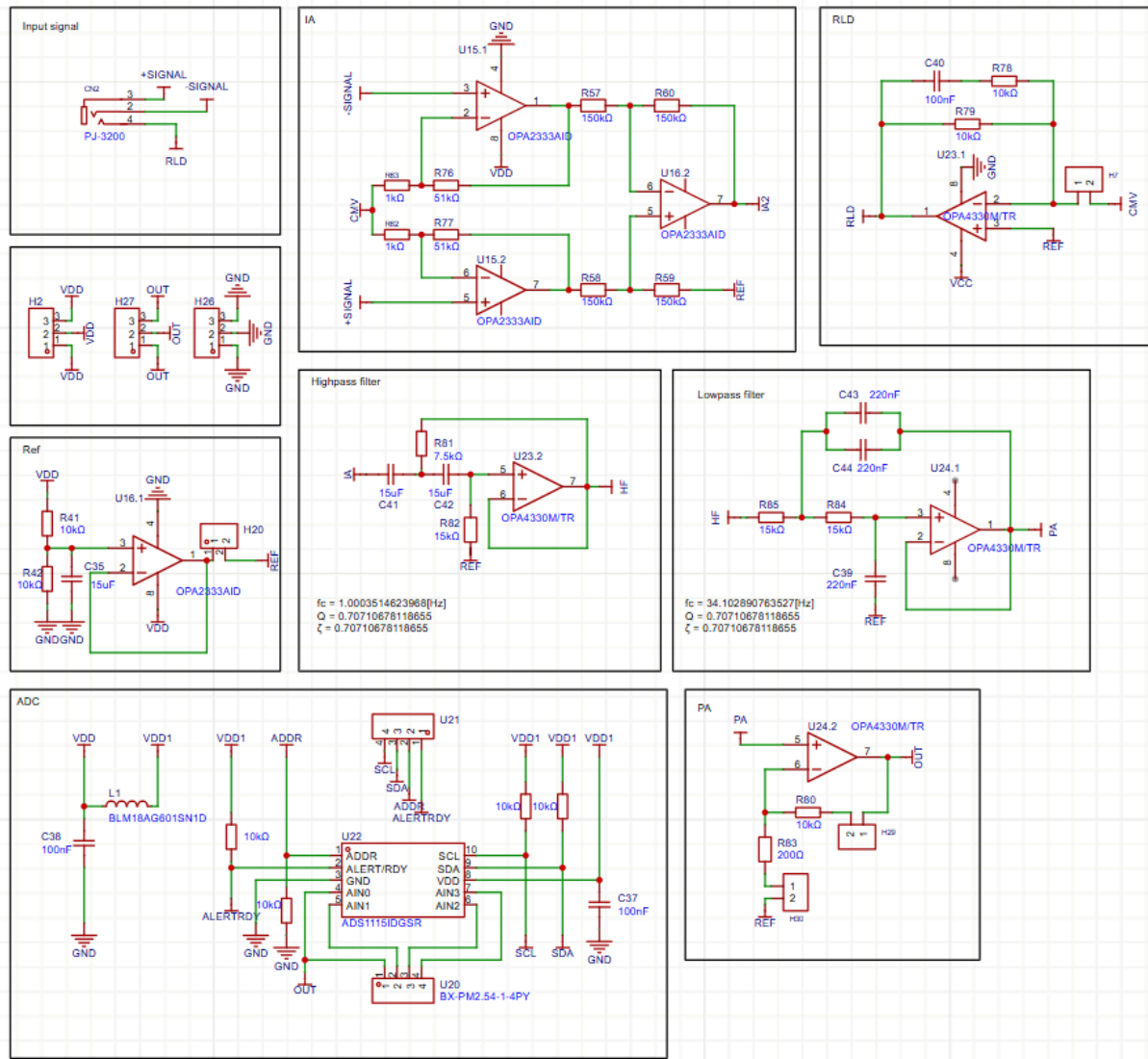
## **(3) 시각적 피드백 (LED)**

FPGA에서 생성된 PWM 신호는 LED 드라이버를 거쳐 최종적으로 조명의 색상과 밝기를 제어합니다.

사용자가 '정상(Normal)' 상태일 때는 Daylight(차가운 색) 조명이, '스트레스(Stress)' 상태가 감지되면 심리적 이완을 유도하는 Warm white(따뜻한 색) 조명이 점등됩니다.

## 2) 설계 회로 구성

### (1) EEG PCB 개요



<그림 2.2-1> EEG PCB Schematic

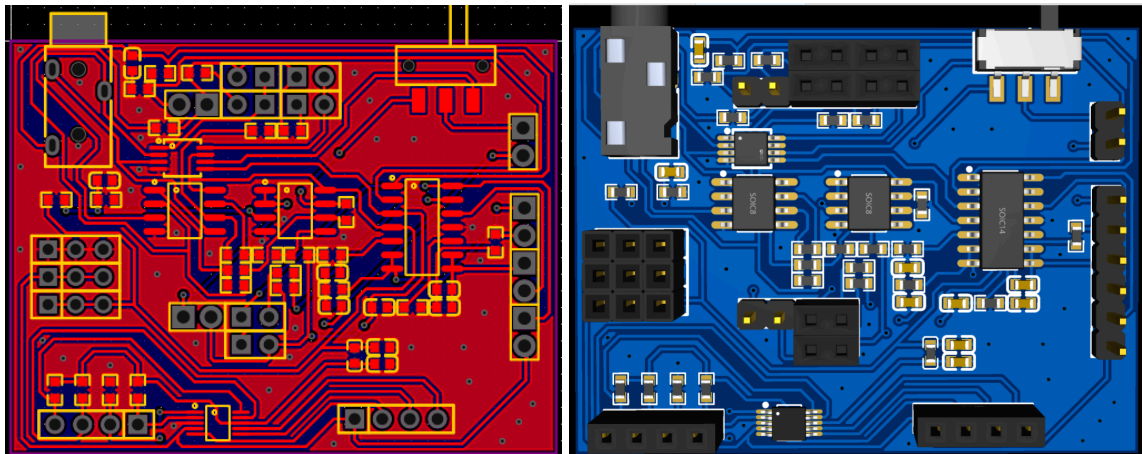
본 연구에서는 뇌파(EEG) 신호를 안정적으로 획득하기 위해 직접 설계한 전용 EEG PCB를 제작하였습니다.

EEG 신호는 수  $\mu\text{V}$ (마이크로볼트) 수준의 미세 전압이며, 외부 전자기 간섭과 인체의 움직임에 의한 노이즈에 매우 취약합니다.

따라서 회로는 고입력 임피던스, 저잡음, 높은 공통모드 제거비 (CMRR)를 가지는 구조로 설계하였으며, 전체 흐름은 아래와 같습니다.

EEG Electrode → IA → High/Low-pass Filter → Amplifier → ADC(ADS1115) → FPGA(PYNQ-Z2)

EEG PCB는 3개의 전극 (EEG, REF, RLD)과 아날로그 회로부, ADC 변환부로 구성됩니다.



<그림 2.2-2> EEG PCB

## (2) 전극 구성

전극은 EEG Electrode, RDF Electrode, RLD Electrode로 구성됩니다

전극 명칭	전문용어	역할	설명
EEG Electrode	Active Electrode	신호 측정	뇌파 전압을 직접 감지하는 주 전극으로, 두피 전면부(Fpz, Fz 등)에 부착.
REF Electrode	Reference Electrode	기준 전극	기준 전위로 사용되는 전극
RLD Electrode	Driven Right Leg Electrode	능동 접지 전극	공통모드 노이즈(특히 60 Hz)를 억제하기 위해 IA의 반전 신호를 인체에 피드백하는 능동형 접지.

이 구조를 통해 EEG 신호와 기준 전위 간의 미세한 전위차만 증폭하며, 공통 잡음은 RLD 회로에 의해 크게 감소합니다.

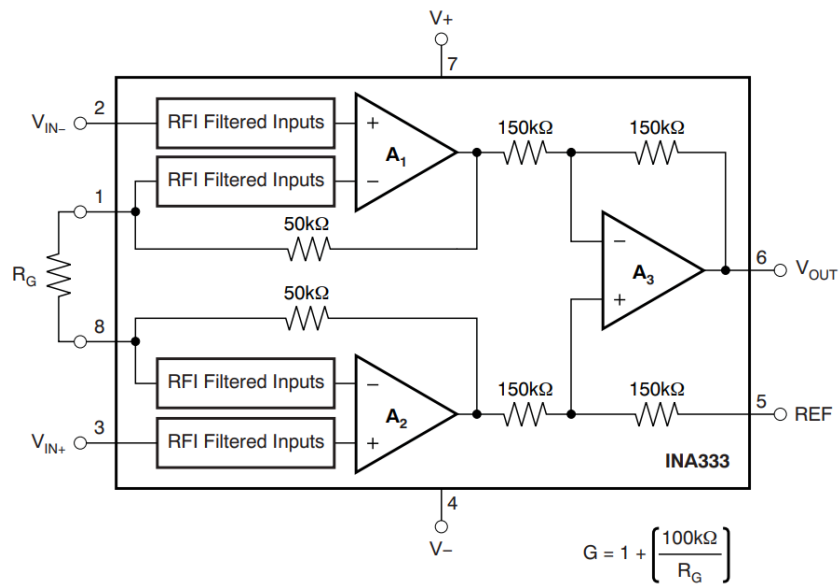


<그림 2.2-3> 사용 전극 및 단자 사진

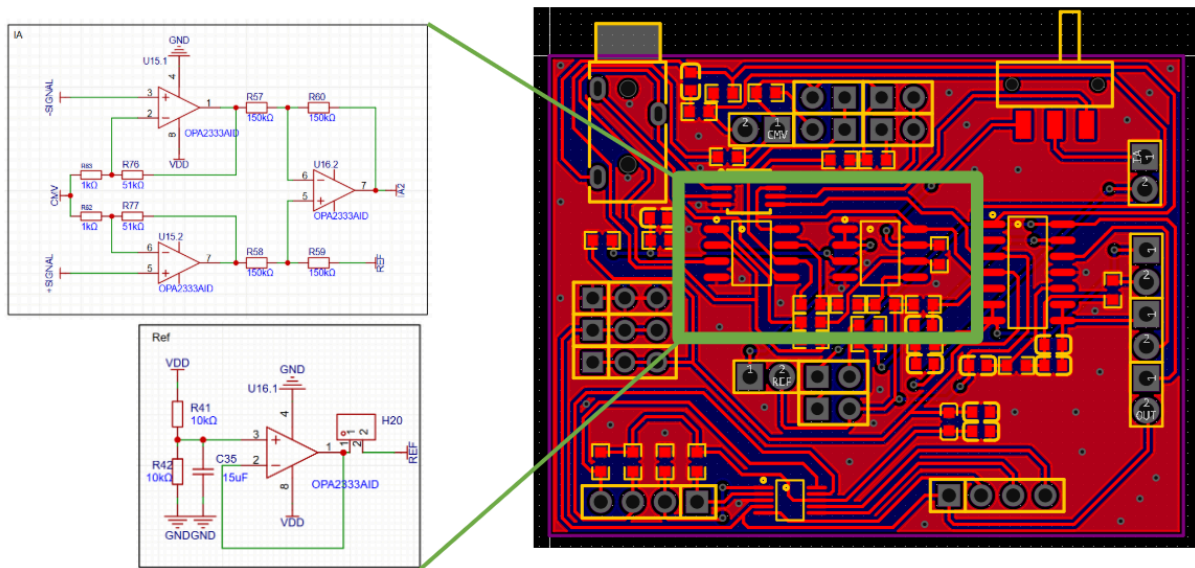
### (3) 아날로그 회로의 단계별 설명

- IA (Instrumentation Amplifier) 설계

EEG와 같은 미세 전압 신호를 안정적으로 증폭하기 위해 초기 단계에서 고정밀 IA를 이용해 1차 증폭을 수행하려고 하였으며 적합한 IA로 INA333을 선택하였습니다. INA333은 차동 입력 구조를 통해 공통 모드 잡음(Common-mode Noise)을 효과적으로 제거하며, 외부 저항을 통해 증폭 이득을 조절할 수 있습니다. 본 회로에서는 51배의 1차 증폭을 수행하도록 설계하였으며, 이는 후단 회로의 포화를 방지하면서도 충분한 신호 레벨을 확보하기 위한 최적값입니다.



<그림 2.2-4> IA 회로도



<그림 2.2-5> PCB 내에서의 IA 회로

- 필터 회로 (High-pass/ Low-pass Filter)

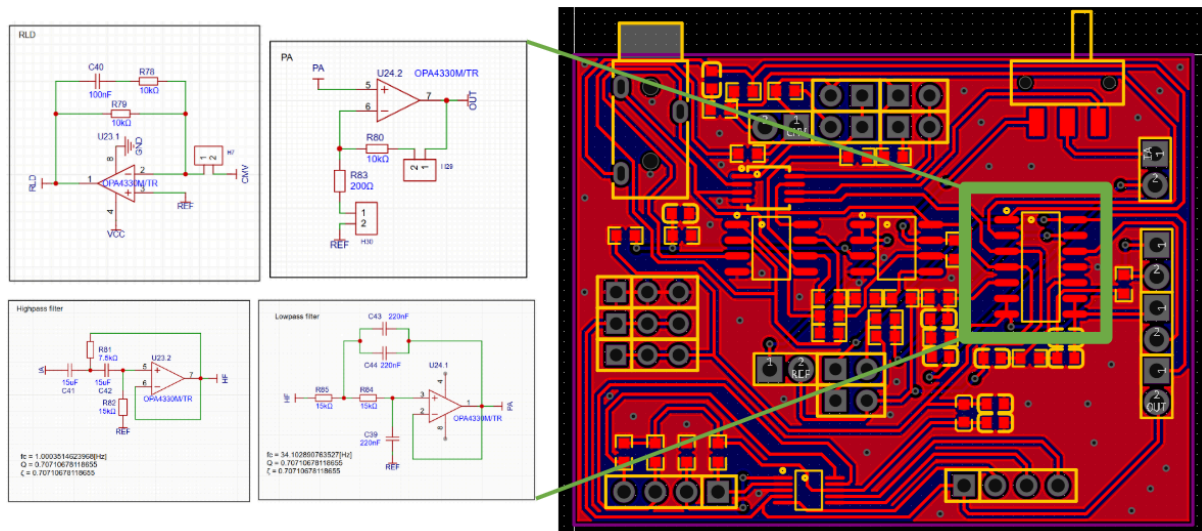
증폭된 신호에는 DC Drift 및 고주파 노이즈가 함께 존재하므로, 두 단계의 필터로 신호를 정제하였습니다.

- High-pass Filter (1 Hz): DC 오프셋 제거 및 천천히 변하는 노이즈 성분 억제.
- Low-pass Filter (40 Hz): EEG 분석 대역( $\delta \sim \beta$ 파, 1~40Hz)을 제외한 고주파 노이즈 차단.

각 필터는 Sallen-Key 구조로 구현되었으며, 커패시터와 저항값은 EEG 회로를 손상시키지 않도록 선택되었으며, 필터링 후 파형은  $\alpha$ (8~12 Hz),  $\beta$ (13~30 Hz) 대역이 뚜렷하게 구분되었습니다.

- 후단 증폭기 (Amplifier)

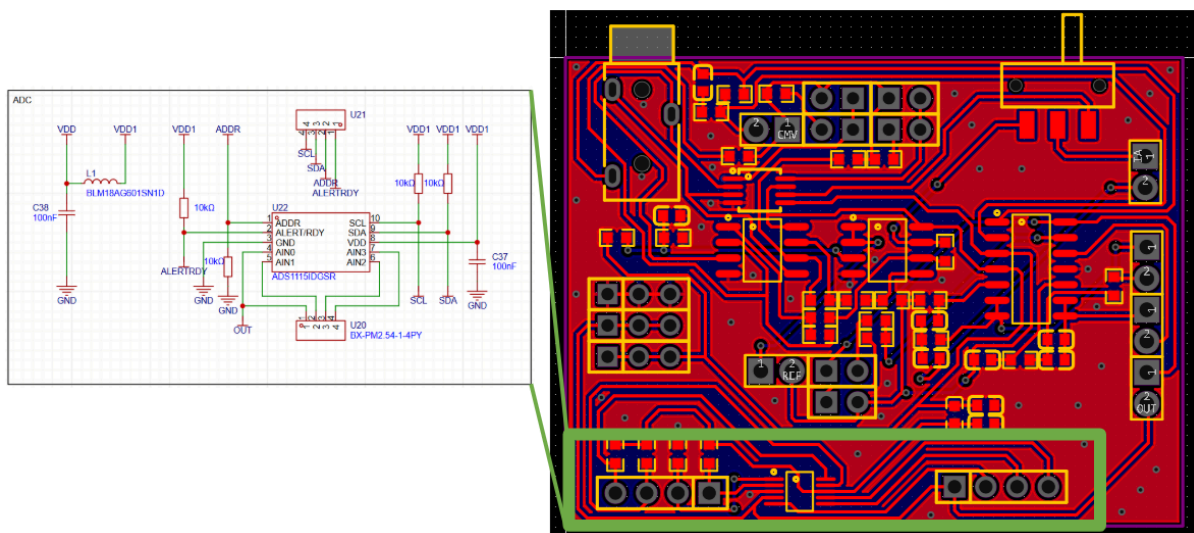
필터를 통과한 신호는 크기가 수십 mV 수준으로 낮기 때문에, Amplifier (OP-AMP 단)를 이용하여 약 51배 추가 증폭 하여, 출력 범위는 0~3.3 V 사이의 값이며 ADC의 입력 전압 범위에 최적화되도록 조정하였습니다.



- 아날로그-디지털 변환기 (ADC)

최종적으로 아날로그 EEG 신호는 ADS1115 (16-bit, 860 SPS, I<sup>2</sup>C 통신) 를 통해 디지털 신호로 변환됩니다.

본 연구에서는 샘플링 주파수를 250Hz로 설정하여 EEG의 주요 주파수 대역 (1~40 Hz)을 충분히 표현할 수 있도록 하였으며, ADC로 변환된 데이터는 FPGA(PYNQ-Z2)로 전달되어 IIR, 스펙트럼 분석, 조명 제어 알고리즘에 사용됩니다.





- **결론**

본 EEG 회로는 저전압 뇌파 신호를 안정적으로 증폭·필터링·디지털 변환하는 구조로, 시뮬레이션과 실제 실험을 통해 신호의 재현성과 잡음 억제 효과가 검증되었습니다.

이를 통해 FPGA 기반의 실시간 스트레스 분석 및 조명 제어 알고리즘에 필요한 정확하고 깨끗한 EEG 데이터 입력부를 확보하였습니다.

#### **(4) FPGA 하드웨어 로직 설계**

FPGA 보드(PYNQ-Z2)의 PL(Programmable Logic) 영역에 Verilog HDL을 사용한 순수 하드웨어 로직으로 구현되었습니다. 이는 뇌파 신호 입력부터 조명 제어 신호 출력까지의 총 지연 시간을 최소화하여 실시간 뉴로피드백을 구현하기 위함입니다.

##### **(a) 스트레스 지표 연산 모듈**

모듈은 ADC로부터 전달되는 EEG 원본 신호를 입력받아, '알파/베타 파워 비율'에 근거한 스트레스 지표를 실시간으로 계산하며, 매 샘플 클럭마다 즉각적인 연산을 수행하기 위해 IIR(Infinite Impulse Response) 필터를 연쇄적으로 구성하는 지연산량 방식으로 진행하였습니다.

- **DC 오프셋 제거:** 1차 IIR 저역 통과 필터(LPF)를 사용하여 신호의 평균값을 추적하고, 원본 신호에서 이를 감산하여 AC 성분만(**hp1**) 추출.
- **대역 분리 (근사):** DC가 제거된 **hp1** 신호를 다시 저속 IIR LPF(**hp1\_lp**)에 통과시켜 알파파(Alpha) 대역(8~13Hz)을 포함한 저주파 성분을 근사. 이후 **hp1**에서 **hp1\_lp**를 감산하여 베타파(Beta) 대역(13~30Hz)을 포함한 고주파 성분(**hp2**)을 근사.
- **에너지 계산:** 각 대역 신호의 절댓값을 다시 IIR LPF에 통과시켜, 각 대역의 에너지 지표인 **e\_alpha**와 **e\_beta**를 실시간으로 추정.
- **스트레스 지표 산출:** 최종적으로  $\text{stress\_q8\_8} = (\text{e\_beta} / \text{e\_alpha})$  비율을 Q8.8 고정소수점 나눗셈으로 계산. 이 값이 높을수록 베타파가 우세한 '긴장 상태'임을 의미.

```

module eeg_stress_estimator #(
    parameter integer ALPHA_LP_SHIFT = 5,
    parameter integer E_ALPHA_SHIFT = 8,
    parameter integer E_BETA_SHIFT = 7,
    parameter integer HP1_SHIFT = 5,
    parameter integer HP2_SHIFT = 3
);
    input wire clk,
    input wire resetn,
    input wire [15:0] sample,
    input wire sample_valid,
    output reg [15:0] stress_q8_8
);
    reg signed [23:0] x, lp, hp1, hp1_lp, hp2;
    wire [23:0] abs_hp1 = hp1[23] ? (~hp1+24'd1) : hp1;
    wire [23:0] abs_hp2 = hp2[23] ? (~hp2+24'd1) : hp2;
    reg [31:0] e_alpha, e_beta;
    localparam [31:0] EPS = 32'd256; // ≈1.0 (Q8.8 스케일 정합용)

    always @(posedge clk) begin
        if(!resetn) begin
            x<=0; lp<=0; hp1<=0; hp1_lp<=0; hp2<=0;
            e_alpha<=0; e_beta<=0; stress_q8_8<=16'd0;
        end else if(sample_valid) begin
            x <= {8'd0, sample};
            lp <= lp + ((x - lp) >> ALPHA_LP_SHIFT);
            hp1 <= x - lp;
            hp1_lp <= hp1_lp + ((hp1 - hp1_lp) >> HP1_SHIFT);
            hp2 <= hp1 - hp1_lp;
            e_alpha <= e_alpha + (({8'd0, abs_hp1} - e_alpha) >> E_ALPHA_SHIFT);
            e_beta <= e_beta + (({8'd0, abs_hp2} - e_beta) >> E_BETA_SHIFT);
            if ((e_alpha + EPS) != 0)
                stress_q8_8 <= ((e_beta[23:8] << 8) / ((e_alpha[23:8]) + EPS[23:8]));
            else
                stress_q8_8 <= 16'd0;
        end
    end
endmodule

```

<그림 2.2-8> eeg\_stress\_estimator 코드

## (b) 조명 피드백 제어 모듈

모듈은 eeg\_stress\_estimator 코드로부터 계산된 스트레스 지표(stress\_q8\_8)를 입력받아, 사용자의 심리적 이완을 유도하는 '폐쇄 루프 뉴로피드백(Closed-loop Neurofeedback)'을 수행합니다.

- **지표 정규화:** 입력된 Q8.8 형식의 스트레스 지표를 S\_LOW(0.5) ~ S\_HIGH(2.0) 범위 기준으로 0~256 사이의 정규화된 값 s로 변환.
- **색상 매핑:** 시스템이 '긴장 상태'(s 값 증가)를 감지하면, R(Red)과 G(Green)의 PWM 듀티(Duty)는 증가시키고 B(Blue)의 듀티는 감소.
- **이완 유도:** R과 G의 조합은 노란색/주황색 계열의 '따뜻한 빛(Warm Color)'을 생성. 붉은 기가 도는 조명이 심신을 안정시키고 알파파 생성을 촉진한다는 이론에 기반한 능동적 피드백 제어.
- **부드러운 전환:** ramp 함수는 조명 색상이 갑작스럽게 변하지 않고 RAMP\_STEP 값에 따라 매 샘플마다 점진적으로 변하도록 제어. 사용자가 인지하지 못하는 사이 심리적 안정을 유도하는 '지능형 주변 환경'을 구현.

```

module color_controller #(
    parameter integer RAMP_STEP = 64,          // 한 샘플당 듀티 변화 최대치
    parameter [13:0] R_MIN=14'd6000, G_MIN=14'd3000, B_MIN=14'd1000,
    parameter [13:0] R_MAX=14'd14000, G_MAX=14'd9000, B_MAX=14'd0,
    parameter [15:0] S_LOW=16'd128, S_HIGH=16'd512 // stress 0.5~2.0 매핑
)(
    input wire      clk,
    input wire      resetn,
    input wire      sample_valid,
    input wire [15:0] stress_q8_8,
    output reg [13:0] duty_r, duty_g, duty_b
);
    wire [15:0] s = (stress_q8_8 <= S_LOW) ? 16'd0 :
                    (stress_q8_8 >= S_HIGH) ? 16'd256 :
                    (((stress_q8_8 - S_LOW) << 8) / (S_HIGH - S_LOW));

    wire [13:0] tgt_r = R_MIN + (((R_MAX - R_MIN) * s) >> 8);
    wire [13:0] tgt_g = G_MIN + (((G_MAX - G_MIN) * s) >> 8);
    wire [13:0] tgt_b = B_MIN + (((B_MAX - B_MIN) * s) >> 8);

    function [13:0] ramp(input [13:0] cur, input [13:0] tgt);
        if (cur < tgt) ramp = (tgt - cur > RAMP_STEP) ? cur + RAMP_STEP : tgt;
        else ramp = (cur - tgt > RAMP_STEP) ? cur - RAMP_STEP : tgt;
    endfunction

    always @(posedge clk) begin
        if(!resetn) begin
            duty_r<=R_MIN; duty_g<=G_MIN; duty_b<=B_MIN;
        end else if(sample_valid) begin
            duty_r <= ramp(duty_r, tgt_r);
            duty_g <= ramp(duty_g, tgt_g);
            duty_b <= ramp(duty_b, tgt_b);
        end
    end
endmodule

```

<그림 2.2-9> color\_controller 코드

### 3) 설계 회로 검증

#### (1) 회로 검증 절차

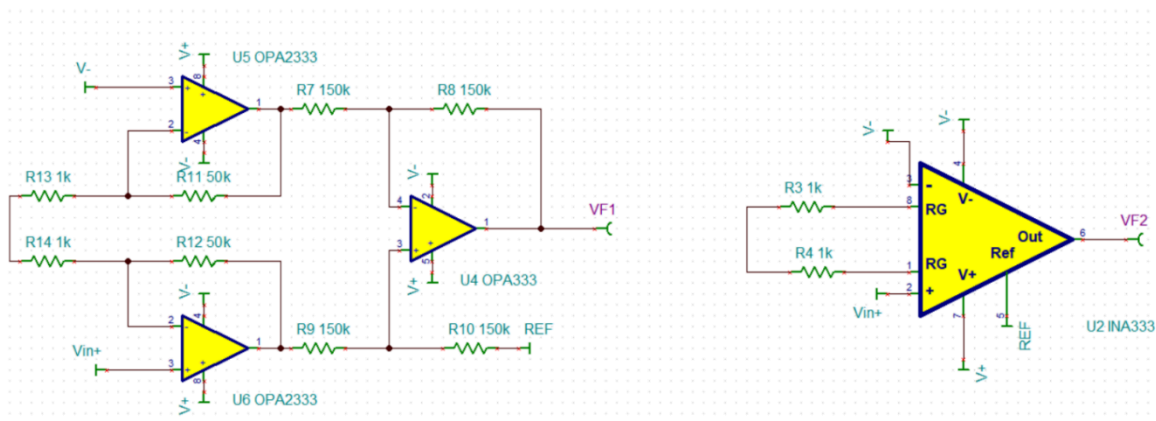
본 연구에서 설계된 EEG 회로의 정상 동작 여부를 검증하기 위해 시뮬레이션 단계와 실제 측정 단계로 나누어 검증을 진행하였습니다.

1단계에서는 각각의 PCB단인 IA, High-pass Filter, Low-pass Filter, Amplifier, ADC 를 각각 측정하여 동작 특성을 확인하였습니다.

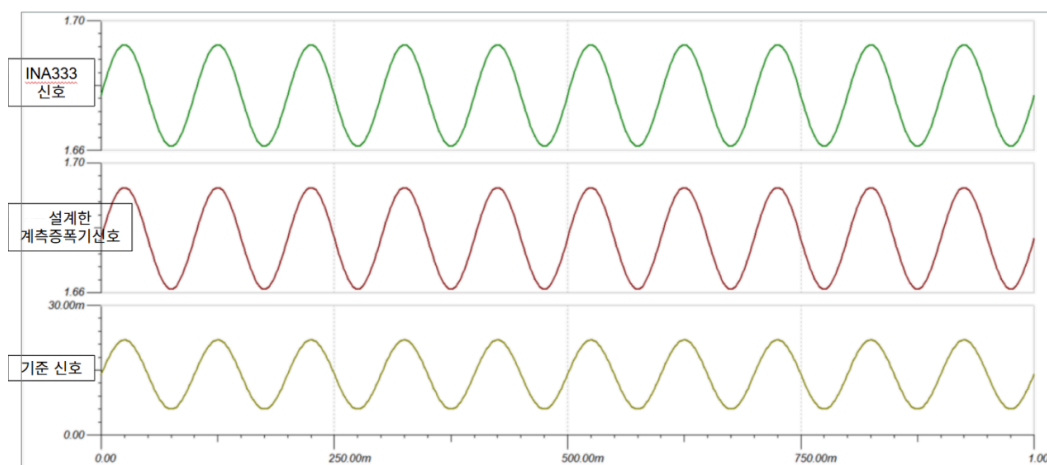
2단계에서는 외부 주파수 신호 주입 실험을 통해 회로의 주파수 응답을 확인하였습니다.

3단계에서는 실제 EEG 신호 측정 실험을 수행하며 검증하여 회로가 생체 신호를 안정적으로 측정할 수 있음을 검증하였습니다.

#### (2) IA 회로 검증



<그림 2.3-1> 설계한 IA와 INA333

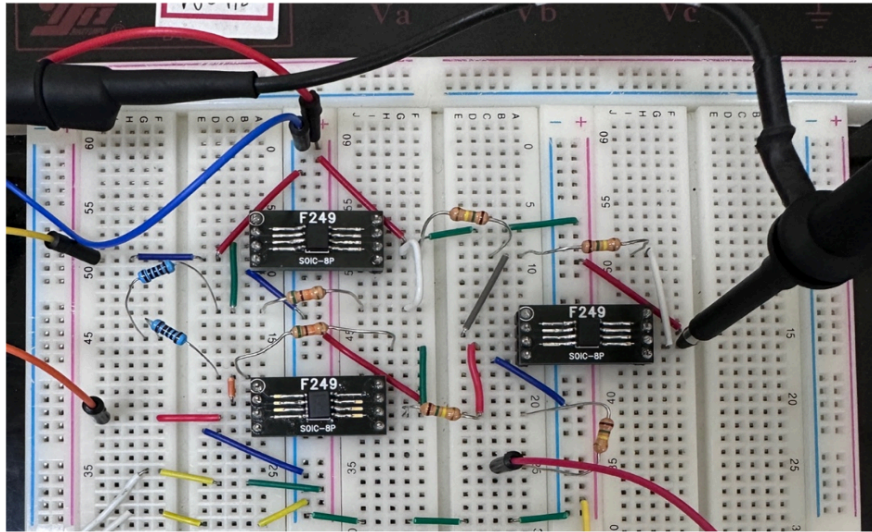


<그림 2.3-2> 시뮬레이션으로 확인한 파형

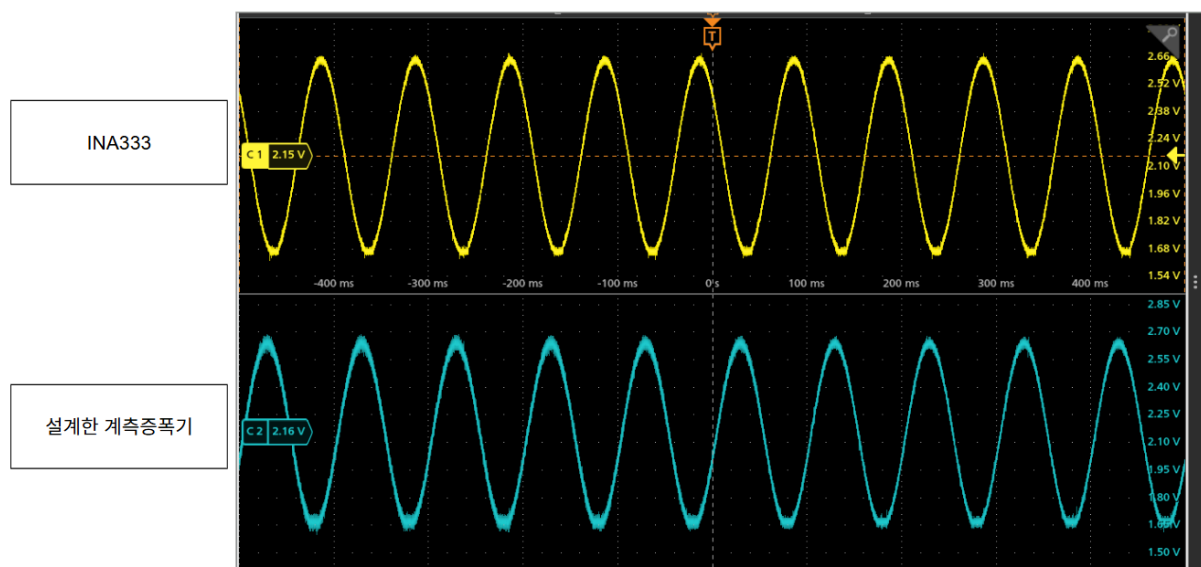
TI사에서 만든 TINA 시뮬레이션을 사용해 IA schematic을 설계하였습니다.

이 시뮬레이션을 통해 설계한 IA가 기존 INA333의 이론적 특성과 일치하였다는 점을 확인하였습니다.

이후 OPA333을 통해 직접 Bread Board에 실험을 진행하였고, 동일한 파형을 확인하여 회로의 동작을 검증하였습니다.

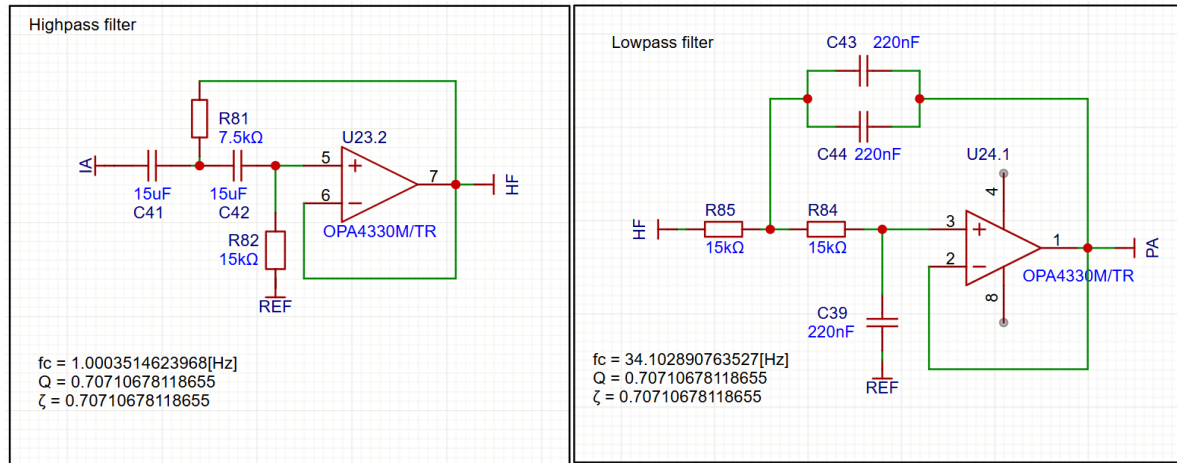


<그림 2.3-3> Bread Board에 실험한 IA



<그림 2.3-4> 오실로스코프로 측정한 INA333과 설계한 IA의 실제 파형

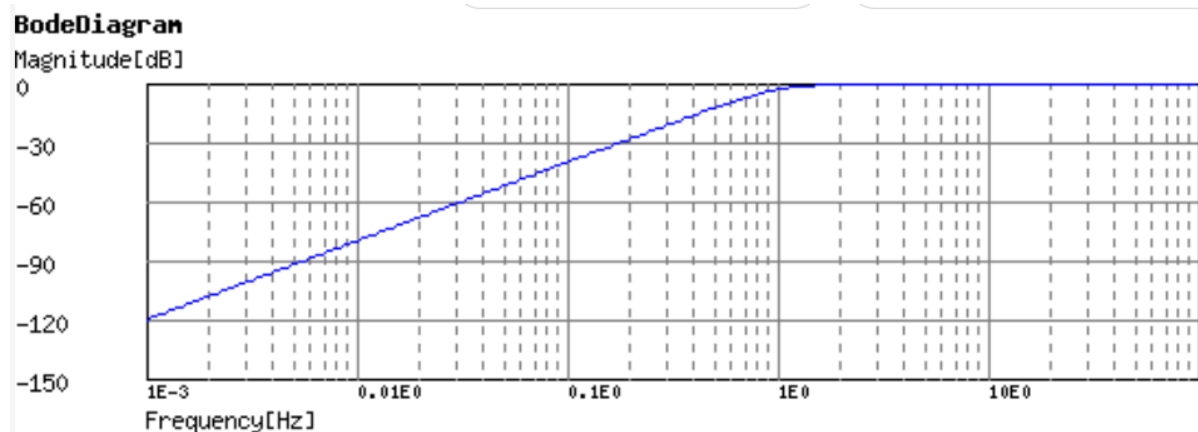
### (3) High-pass Filter, Low-pass Filter 회로 검증



<그림 2.3-5> High-pass Filter와 Low-pass Filter schematic

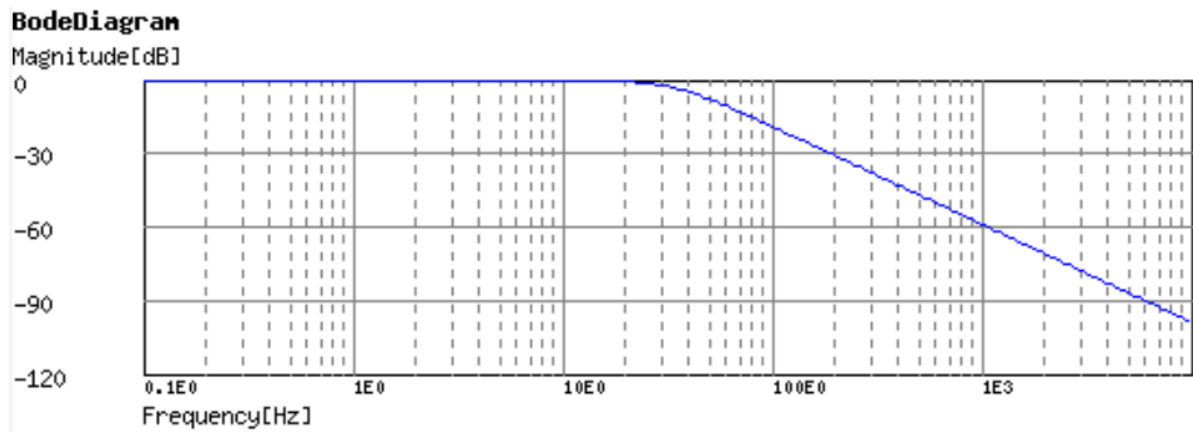
High-pass Filter는 OPA4330 정밀 연산증폭기를 이용하였으며 필터의 Cut-off frequency ( $f_c$ )는 약 1Hz이며, Quality factor (Q)와 Damping ratio ( $\zeta$ )가 각각 0.707로 설정되어 Butterworth 특성을 갖습니다.

이는 주파수 응답이 평탄하고 과도한 Overshoot이 없는 안정적인 필터 특성을 의미합니다.



<그림 2.3-6> High-pass Filter의 Bode Plot

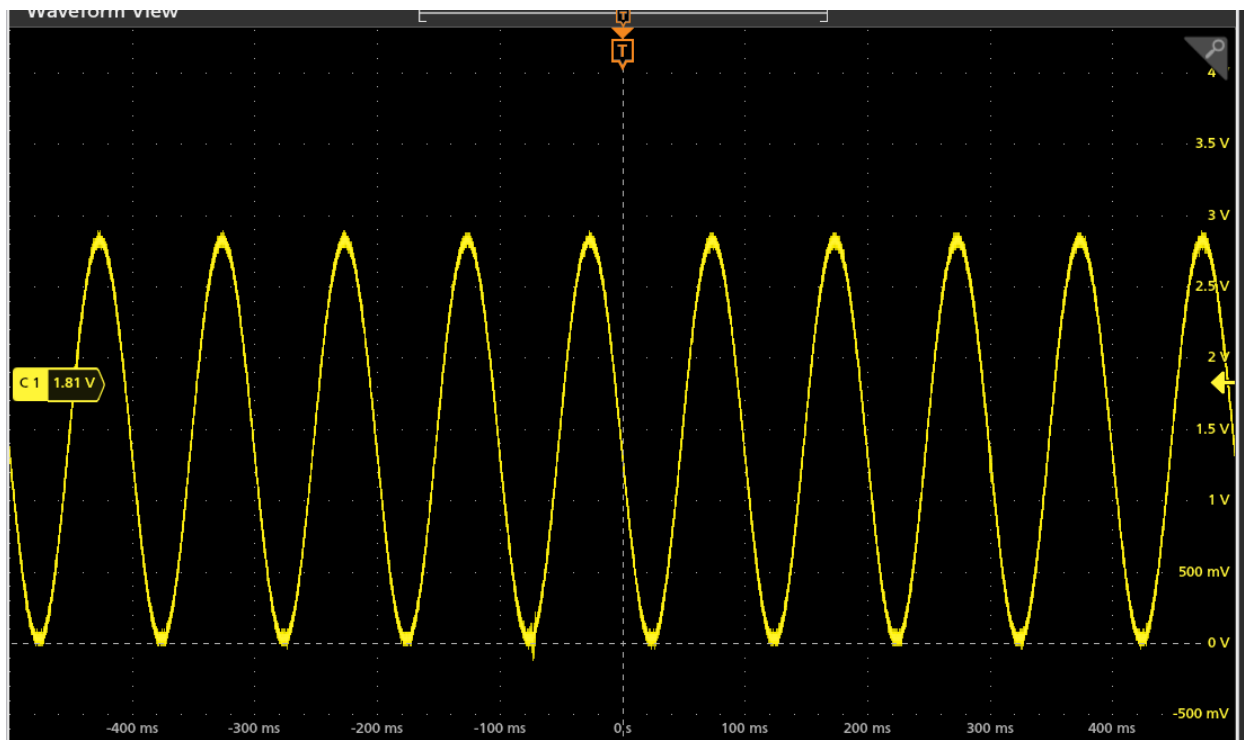
Low-pass Filter는 OPA4330 정밀 연산증폭기를 이용하였으며 필터의 Cut-off frequency ( $f_c$ )는 약 34Hz이며, Quality factor (Q)와 Damping ratio ( $\zeta$ )가 각각 0.707로 설정되어 Butterworth 특성을 갖습니다.



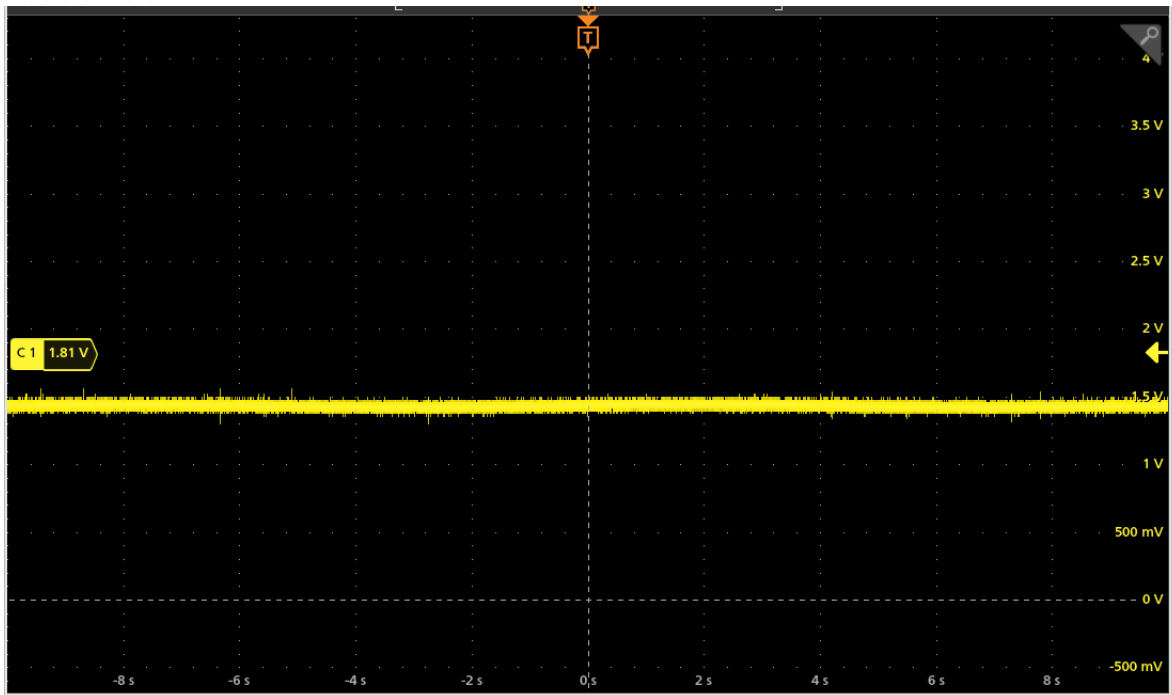
<그림 2.3-7> Low-pass Filter의 Bode Plot

위 특성을 보면 정상적인 Sallen-key Filter 특성을 갖고있음을 확인할 수 있고, 이후 일정한 Amplitude와 Offset값을 주며 설계된 EEG 아날로그 필터(High-pass 1 Hz, Low-pass 35 Hz)의 실제 주파수 특성을 확인하기 위해 실험을 진행하였습니다.

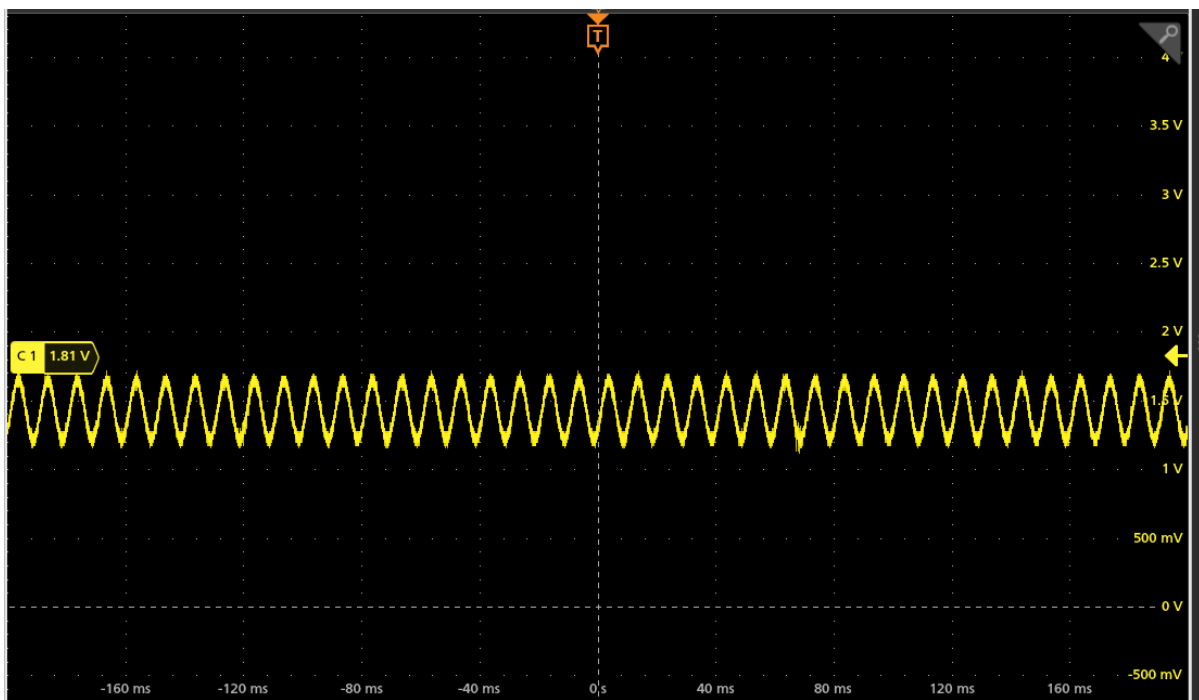
입력신호는 10 Hz, 0.1 Hz, 100Hz의 정현파를 각각 인가하였으며, 오실로스코프를 통해 출력값을 측정하였습니다.



<그림 2.3-8> 10Hz 를 인가하였을때 출력 값



<그림 2.3-9> 0.1Hz 를 인가하였을때 출력 값



<그림 2.3-10> 100Hz 를 인가하였을때 출력 값

<그림 2.3-8>을 보면 10 Hz는 입력대비 약 2600배의 이득이 유지되며 필터의 통과 대역 (1~35 Hz)에서 신호가 정상적으로 증폭되는 것을 확인하였습니다.



<그림 2.3-9>에서는 0.1 Hz를 입력하였고, 출력 진폭이 현저히 감소하여 거의 0 V 수준으로 관찰되었습니다. 이는 Cut-off frequency 1 Hz 이하의 매우 저주파 성분이 High-pass Filter에 의해 제거되었음을 의미합니다.

<그림 2.3-10>은 100 Hz 입력을 통해 출력 진폭이 10 Hz 대비 약 1/8 수준 (-18 dB)로 감소하였으며 이는 Low-pass Filter의 Cut-off frequency 이후 구간에서 감쇠 특성이 작용한 결과입니다.

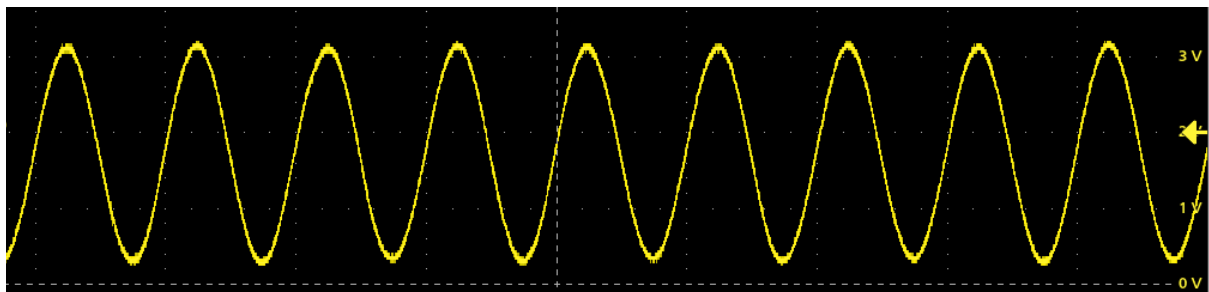
따라서 주파수별 출력 변화는 설계된 아날로그 필터의 이론적 응답과 일치함을 보여주며, 설계한 회로가 EEG의 유효 주파수 대역 (1~35 Hz) 만을 안정적으로 통과시킴을 실험적으로 검증하였습니다.

#### (4) Amplifier 회로 검증

이후 회로의 최종 증폭단은 전단의 필터 회로를 통과한 EEG 신호를 안정적으로 증폭하고 출력 임피던스를 낮추기 위해 설계된 비반전 증폭기 (Non-inverting amplifier) 구조입니다.

증폭기의 입력은 필터 이후의 저주파 신호로 제한되어 있으며, 고주파 성분이 이미 제거된 상태이므로 증폭단에서는 주파수별 이득 변화나 위상 왜곡이 거의 발생하지 않습니다.

회로의 이론적 전압 이득은 51배로 이 증폭기는 OPA4330 정밀 연산증폭기를 사용하여, 저잡음, 저 오프셋 특성을 확보하였습니다.

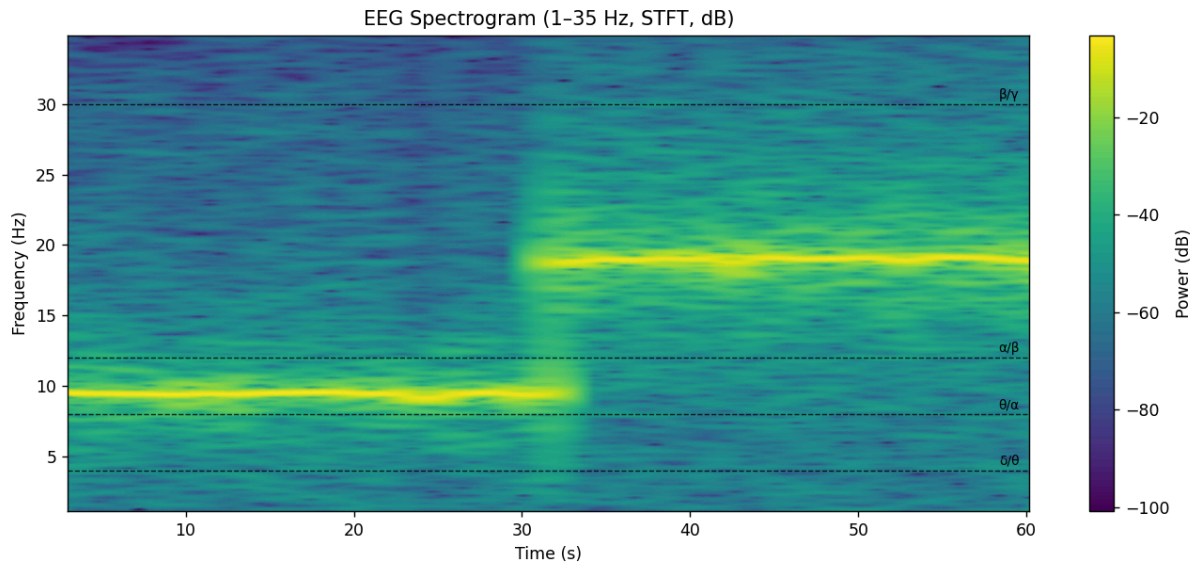


<그림 2.3-11> Amplifier을 거친 파형

#### (5) ADC 회로 검증

본 연구에서는 EEG 신호의 디지털화를 위해 EEG PCB 상에 ADC를 직접 설계·내장 하였습니다. 이에 따라 설계된 아날로그 프런트엔드를 거친 신호가 ADC에서 정확히 샘플링 되고, 디지털 영역에서 주파수 정보가 보존되는지를 검증하였습니다.

검증을 위해 PCB 입력에 10 Hz 정현파 자극 신호를 인가한뒤, 동일 조건에서 20 Hz 정현파로 변경하였습니다. 각 구간에서 온보드 ADC가 변환한 데이터를 외부 MCU를 통해 수집하고 이를 기반으로 FFT를 적용하여 1-35 Hz 대역 스펙트로그램을 작성하였습니다.



<그림 2.3-12> 스펙트로그램

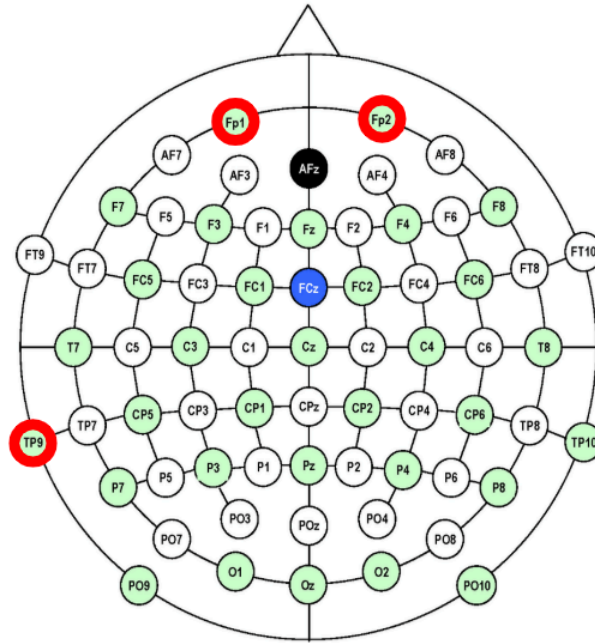
스펙트로그램 결과, 10 Hz 인가 구간에서 10 Hz에 뚜렷한 에너지 피크가 형성되었으며, 주파수를 20 Hz로 변경한 이후에는 해당 피크가 20 Hz 대역으로 명확하게 이동하는 것이 관찰되었습니다. 이 과정에서 추가적인 위변조 성분이나 불안정한 스펙트럼 확산이 나타나지 않았으며, 이는 설계된 ADC가 선택한 샘플링 주파수와 해상도에서 입력 주파수를 정확히 재현하고, 시스템의 유효 대역 내 정보를 손실 없이 디지털화하고 있음을 의미합니다.

따라서 본 스펙트럼 분석 결과를 통해 EEG PCB에 내장된 ADC가 설계 사양에 따라 정상적으로 동작함을 검증하였습니다.  $\beta$ 파(13–30 Hz) 상승,  $\alpha$ 파 감소를 유도하기 때문에, 스트레스 상태 검출 성능을 평가하는 데 사용됩니다.

## (6) EEG 신호 검증

설계된 EEG 측정 시스템의 신호 정확성을 검증하기 위해 ‘베르거 효과 (Berger Effect)’를 기반으로 한 실험을 수행하였습니다.

베르거 효과는 피험자가 안정된 상태에서 눈을 감을 때  $\alpha$ 파(8–13 Hz)가 증가하고, 눈을 뜰 때 감소하는 생리적 반응으로, EEG 측정의 기본적인 신뢰성을 판단하는 대표적 기준입니다.

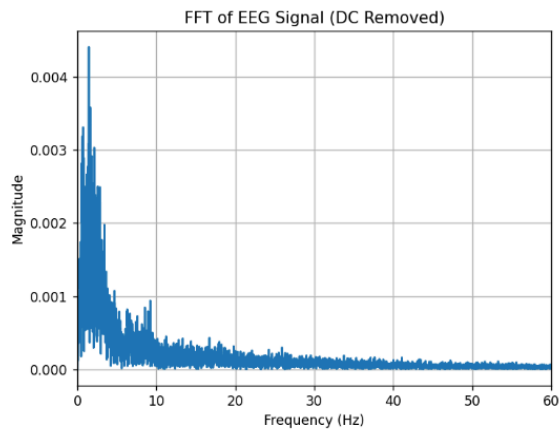


<그림 2.3-13> EEG 전극 부착 위치

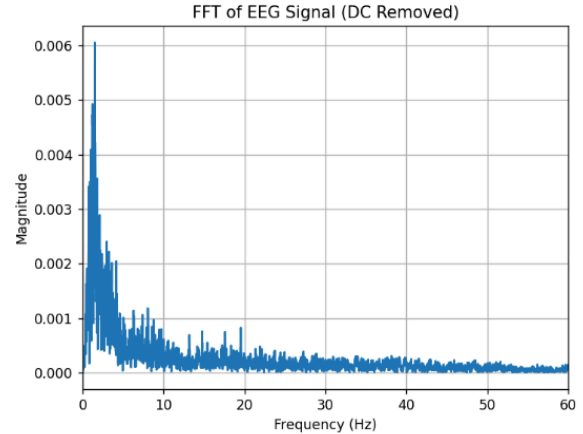
<그림 2.3-13>은 국제 10-20 전극 배치법 (International 10-20 System)으로 전극 위치도를 보여주고 있으며, 본 실험에서는 Fp1, Fp2, TP9을 연결하였습니다. 위 전극은 각각 Ref electrode, EEG electrode, RLD electrode를 부착하였습니다. 위 전극을 선택한 이유는 전두엽 영역인 Fp1, Fp2는 인간의 집중력, 스트레스, 감정 상태 등의 고차 인지 기능과 밀접한 관련이 있으며, 베르거 효과 및 정신적 과제 수행 시 변화가 가장 뚜렷하게 나타나는 부위입니다.

특히  $\alpha$ (8–13 Hz),  $\beta$ (13–30 Hz) 대역의 전력이 눈 개폐나 인지 부하에 따라 민감하게 변하므로, 이 영역의 측정은 정신적 스트레스 검출 및 이완 상태 평가에 적합합니다.

TP9은 좌측 후측두 부위로, 전면부 신호 간섭이 적고 전기적 안정성이 높아 공통 모드 제거(RLD)에 유리하여 선택하였습니다.



눈을 뜨고있는 상태



눈을 감은 상태

<그림 2.3-14> 눈을 뜬 상태(좌)와 눈을 감은 상태(우)에서 측정된 EEG 신호의 FFT

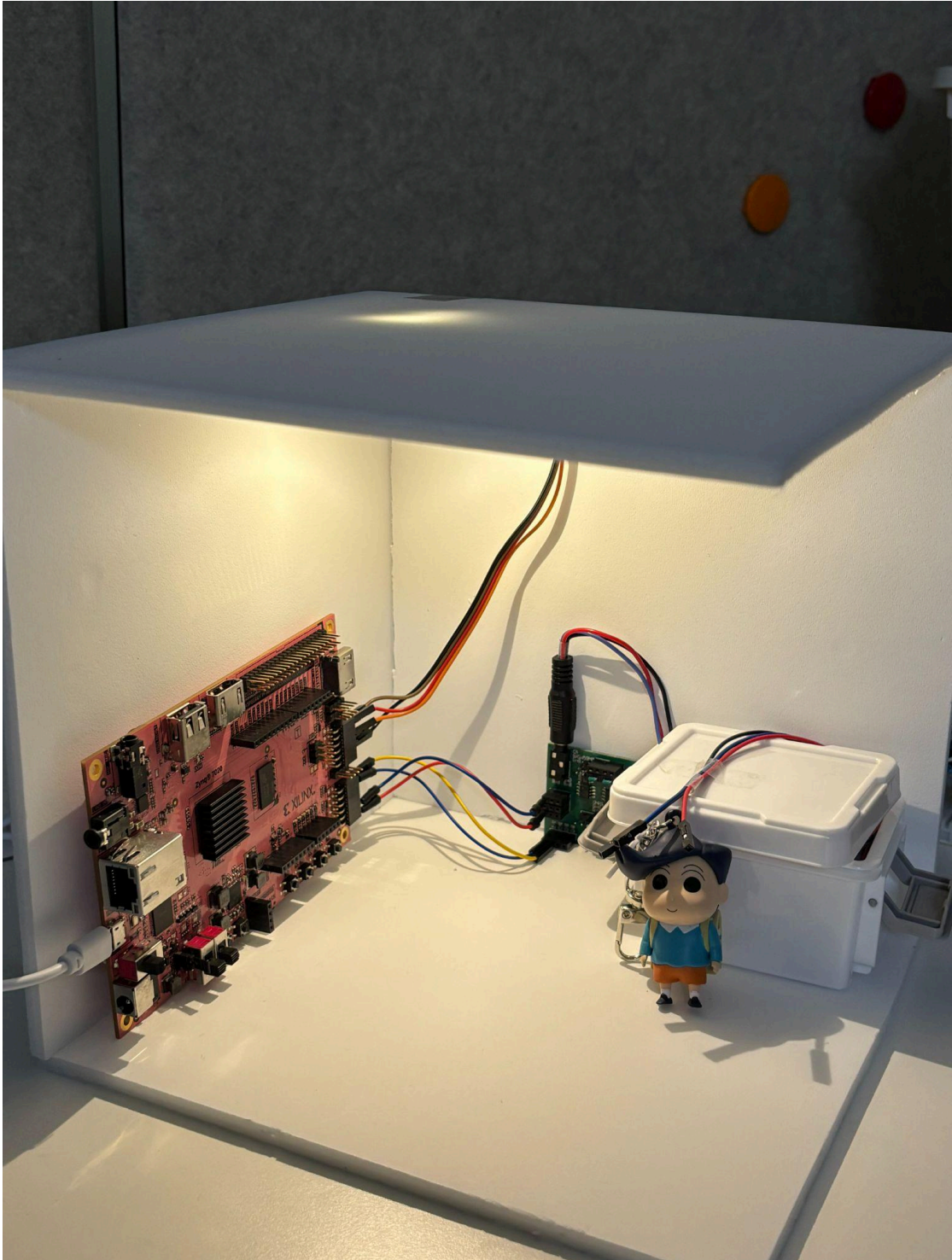
<그림 2.3-14>에서 눈을 뜬 상태에서는 전체 주파수 대역에 넓게 분포한 저전력 성분이 주로 관찰되며,  $\alpha$  대역(8–13 Hz)의 뚜렷한 피크가 상대적으로 약하게 나타납니다.

반면 눈을 감은 상태에서는  $\alpha$  대역에서의 스펙트럼 크기가 증가하여, 해당 주파수 구간에 뚜렷한 전력 집중이 형성되는 양상을 보입니다.

이는 눈 감김에 따라  $\alpha$  파워가 증가하는 고전적인 베르거 효과와 일치하는 결과로, 설계된 EEG 회로(전극, 증폭기, 필터, 온보드 ADC 포함)가 실제 뇌파의 생리학적 변화를 정확히 반영하고 있는 것을 의미하며 EEG 신호의 타당성이 입증되었습니다.

### 3. 구현 결과

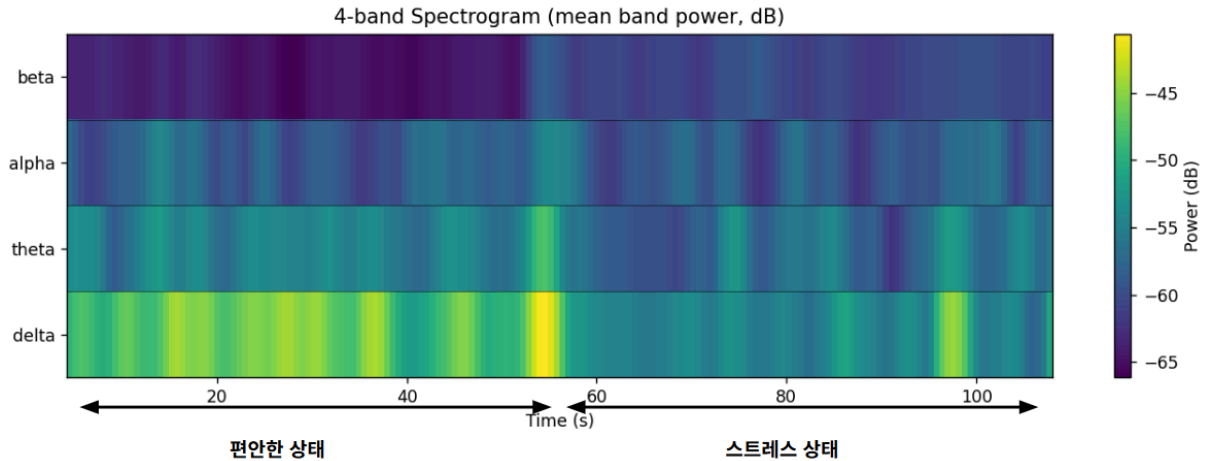
#### 1) 작품 구현



<그림 3-1> 최종 구현 결과

## 2) EEG 신호 구현

검증된 EEG 회로를 통해 다양한 상태에서의 파형을 측정하기 위해 편안한 상태와 스트레스 상태를 나누어 측정하였습니다.



<그림 3-2> 산술 과제를 통한 EEG 검증 결과

스트레스 상태는 산술 과제 (Arithmetic Test) 를 통해 상황을 주었습니다. 산술 과제 수행은 정신적 집중과 인지 부하 증가로 인해  $\beta$ 파(13–30 Hz) 상승을 유도하기 때문에, 스트레스 상태 검출 성능을 평가하는 데 사용됩니다.

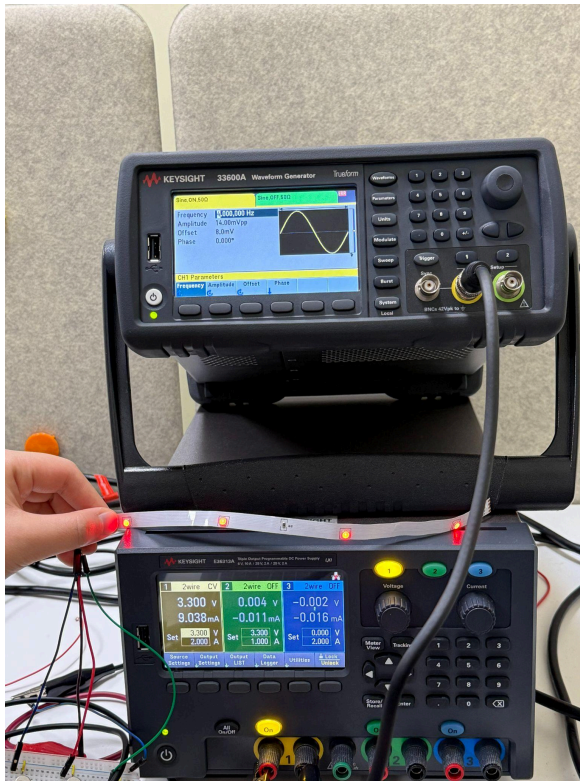
<그림 3-2>은 두가지 실험 조건 (편안한 상태 vs 스트레스 상태)에서 측정한 EEG 신호를 4개의 주파수 대역 ( $\delta$ ,  $\theta$ ,  $\alpha$ ,  $\beta$ ) 으로 분리하여 평균 밴드파워로 나타낸 스펙트로그램입니다.

그래프에서 확인되듯, 편안한 상태(좌측 구간) 에서는  $\beta$ 대역이 약하게 있으며, 스트레스 상태일때는  $\beta$ 대역이 강해지는 특성을 확인할 수 있습니다.

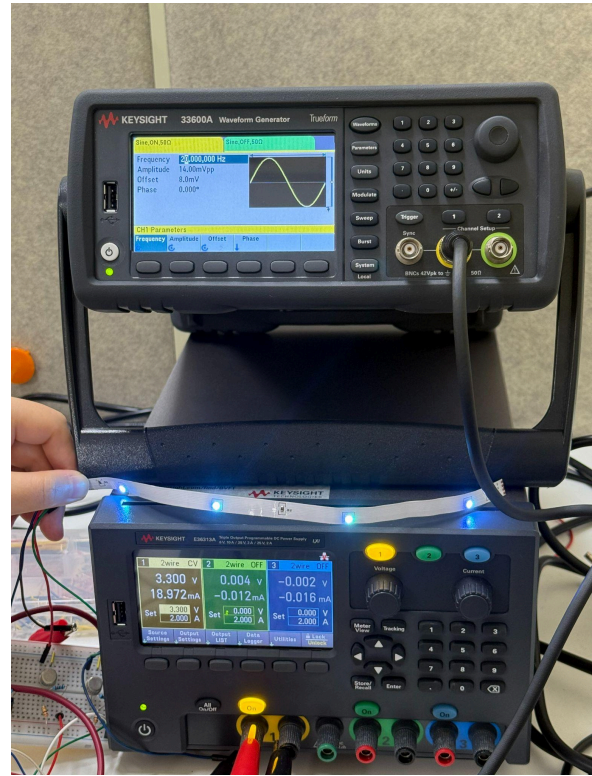
따라서 본 실험 결과는 설계된 EEG 회로 및 신호 처리 시스템이 인체 생리적 상태 변화에 따른 뇌파 대역별 반응을 정확히 검출할 수 있음을 입증하며, 이를 통해 전체 시스템의 신호 측정 및 분석 기능을 확인할 수 있습니다.



### 3) 동작 예시



(a)



(b)

<그림 3-3> (a) 4Hz의 sin파를 입력하였을 때 결과,

(b) 20Hz의 sin파를 입력하였을 때의 결과

시스템의 핵심 기능인 뇌파 주파수 대역별 조명 제어 로직을 검증하기 위해, 파형 발생기(Waveform Generator)를 사용하여 실제 EEG 신호를 모사하는 테스트를 진행했습니다. 육안으로 동작을 명확히 확인하기 위해, 시스템의 조명 출력을 이완 상태는 붉은색(Red)으로, 긴장/집중 상태는 푸른색(Blue)으로 설정하였습니다.

<그림 3-3>의 (a)는 이완 상태를 모사하기 위해, 알파파(Alpha) 대역에 해당하는 4Hz의 사인파를 시스템에 입력한 모습입니다. 시스템은 입력된 4Hz 신호를 낮은 스트레스(이완) 상태로 판별하여, LED 스트립에 붉은색 조명이 점등되었습니다.

<그림 3-3>의 (b)는 반대로 긴장/집중 상태를 모사하기 위해, 베타파(Beta) 대역에 해당하는 20Hz의 사인파를 시스템에 입력한 모습입니다. 시스템은 20Hz 입력을 높은 스트레스(긴장) 상태로 판별하였으며, 그에 따라 차가운 계열의 푸른색 조명이 점등되었습니다.

위 테스트 결과, 본 시스템이 입력되는 뇌파 신호의 핵심 주파수 성분(알파/베타 대역)을

실시간으로 분석하고, 그에 맞춰 조명 환경을 동적으로 제어하는 뉴로피드백 알고리즘이 설계대로 성공적으로 구현되었음을 검증하였습니다.

## 4. 결론

본 연구에서는 EEG(뇌파) 신호를 기반으로 사용자의 스트레스 상태를 실시간으로 측정하고, 이를 조명 제어에 반영하여 스트레스 완화 효과를 유도하는 지능형 환경 제어 시스템을 설계 및 구현하였습니다.

이를 위해 EEG 신호의 특성을 고려한 전용 아날로그 회로 (EEG PCB)를 직접 설계하여, 1–35 Hz 대역의 유효 신호만을 안정적으로 획득하도록 하였습니다.

High-pass 및 Low-pass Filter, 저잡음 증폭기, RLD 회로, 그리고 ADC를 포함한 이 하드웨어는 시뮬레이션 및 주파수 응답 실험을 통해 정확히 동작함을 확인하였으며 베르거 효과(Berger Effect) 및 산술 과제(Arithmetic Test)를 활용한 실험을 통해, EEG 시스템이 실제 생리적 스트레스 반응과 집중도의 변화를 정확히 반영함을 검증하였습니다.

획득된 EEG 데이터는  $\delta$ (1–4 Hz),  $\theta$ (4–8 Hz),  $\alpha$ (8–13 Hz),  $\beta$ (13–30 Hz) 대역으로 분리되어 밴드 파워 분석을 수행하였으며, 편안한 상태에서는  $\alpha$ ,  $\theta$  대역의 전력이 높고, 스트레스 상태에서는  $\beta$  대역 전력이 상승하는 뚜렷한 경향을 확인하였습니다.

이를 기반으로 산출된 EEG 기반 스트레스 지수(Stress Index)를 조명 제어 모듈과 연동하여, 스트레스가 증가할 경우 자동으로 색온도와 밝기를 조정하는 페루프 피드백 제어 시스템을 완성하였습니다.

기존의 스트레스 관리 방식은 대부분 사용자가 스스로 스트레스를 인지하고 휴식을 취하는 등 수동적인 조치를 필요로 했습니다. 반면, 본 시스템의 가장 큰 장점은 사용자가 별다른 행동을 하지 않아도 시스템이 먼저 생체신호를 감지하고, 자동으로 조명을 조절해 스트레스를 완화하는 능동적 방식이라는 점입니다.

즉, 뇌파를 기반으로 한 '무의식적 스트레스 완화 환경'을 구현하여, 사용자의 직접적인 개입 없이도 심리적 안정과 생리적 회복을 유도할 수 있습니다.

따라서 본 연구는 EEG 스트레스 감지 기술과 조명 제어라는 환경적 개입을 성공적으로 결합한 사례로서, 향후 더 정밀하고 사용자에게 최적화된 스트레스 관리 시스템으로 확장될 수 있는 기반이 될 것입니다.



## 참고문헌

<https://blog.signifykorea.com/?p=14003> (색온도는 우리의 감정에 어떤 영향을 미칠까?)

<https://www.dbpia.co.kr/pdf/pdfView.do?nodeId=NODE06298808&width=1920> (색온도 조도 제어가능한 조명환경에서의 스트레스가 인체에 미치는 영향 분석)

[https://www.index.go.kr/unity/potal/indicator/IndexInfo.do?clasCd=10&idxCd=F0056&utm\\_source=chatgpt.com](https://www.index.go.kr/unity/potal/indicator/IndexInfo.do?clasCd=10&idxCd=F0056&utm_source=chatgpt.com) (지표누리: 스트레스 인지율)