

sem. V  
Grupa I  
(pon. 13:15)

**Elektroniczna Aparatura Medyczna**  
Raport z projektu

Autorzy:  
Krzysztof Domański (419630)  
Igor Głowacz (419808)

---

# Wzmacniacz biopotencjałów

## Spis treści

<b>1</b>	<b>Wprowadzenie</b>	<b>2</b>
1.1	Cel projektu . . . . .	2
1.2	Podział obowiązków . . . . .	2
1.3	Github . . . . .	2
1.4	Użyte oprogramowanie . . . . .	2
<b>2</b>	<b>Konstrukcja pierwszego filtru pasmowo przepustowego</b>	<b>3</b>
2.1	Wstępne obliczenia . . . . .	3
2.2	Przebiegi uzyskane w czasie symulacji oraz pomiarów . . . . .	3
<b>3</b>	<b>Konstrukcja drugiego filtru pasmowo przepustowego</b>	<b>4</b>
3.1	Obliczenia oraz symulacje . . . . .	4
3.2	Porównanie charakterystyki teoretycznej z praktyczną . . . . .	4
<b>4</b>	<b>Konstrukcja filtru typu notch</b>	<b>5</b>
4.1	Wybrana architektura filtru notch . . . . .	5
4.2	Filtr notch typu TWIN-T . . . . .	5
4.3	Filtr notch typu FLIEGE . . . . .	5
4.4	Dobór komponentów . . . . .	5
4.5	Symulacje dla filtru typu FLIEGE . . . . .	5
4.6	Porównanie charakterystyki teoretycznej z praktyczną . . . . .	5
<b>5</b>	<b>Prezentacja działania wzmacniacza biopotencjałów</b>	<b>6</b>
5.1	Weryfikacja działania układu PGA204 . . . . .	6
5.2	Pomiary EKG . . . . .	6
<b>6</b>	<b>Wnioski</b>	<b>7</b>
6.1	Konstrukcja pierwszego filtru pasmowo przepustowego . . . . .	7
6.2	Konstrukcja drugiego filtru pasmowo przepustowego . . . . .	7
6.3	Konstrukcja filtru typu notch . . . . .	7
6.4	Weryfikacja działania układu PGA204 . . . . .	7
6.5	Pomiary EKG . . . . .	7
6.6	Wnioski ogólne . . . . .	7

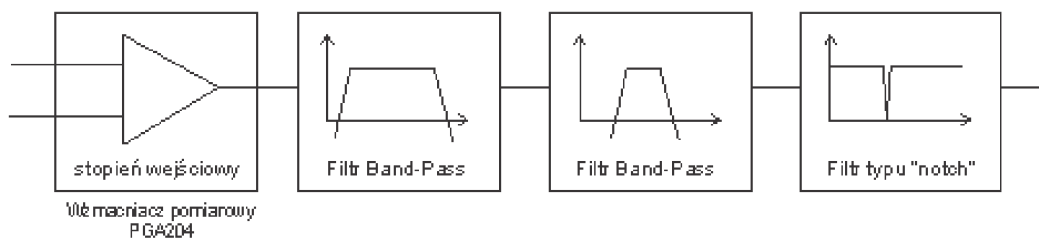
# 1 Wprowadzenie

## 1.1 Cel projektu

Celem projektu jest skonstruowanie wzmacniacza biopotencjałów, składającego się ze:

- stopnia wejściowego opartego na specjalizowanym wzmacniaczu pomiarowym o konfigurowalnym wzmocnieniu,
- wstępnego filtra pasmowo-przepustowego,
- bardziej selektywnego filtra pasmowo-przepustowego,
- filtra typu "notch".

Nasza grupa otrzymała wariant drugi selektywnego filtra pasmowo-przepustowego, tj. filtr typu **Butterworth** dla pasma **1Hz – 400Hz**.



Rysunek 1: Schemat blokowy projektu wzmacniacza biopotencjałów.

## 1.2 Podział obowiązków

Za symulacje, testowanie oraz zaprezentowanie wyników w sprawozdaniu odpowiedzialny był Krzysztof Domański.

Za prace manualne, lutowanie, pomiary wartości komponentów oraz testowanie odpowiedzialny był Igor Głowacz.

## 1.3 Github

Poniżej zamieszczono link do github'a projektu, gdzie znajdują się wszelkie symulacje oraz skrypty użyte w trakcie realizacji projektu:

**mtm\_EAM**

## 1.4 Użyte oprogramowanie

Poniżej zamieszczono listę użytego oprogramowania podczas realizacji projektu:

1. **overleaf** - edytor  $\text{L}^{\text{A}}\text{T}_{\text{E}}\text{X}$ online; używany do sporządzenia sprawozdania.
2. **Spyder** - IDE, używane do sporządzenia wykresów oraz analizy danych w języku Python.
3. **LTspice** - symulator obwodów elektronicznych.
4. **Circuitikz Designer** - strona internetowa do tworzenia rysunków układów elektronicznych.<sup>1</sup>

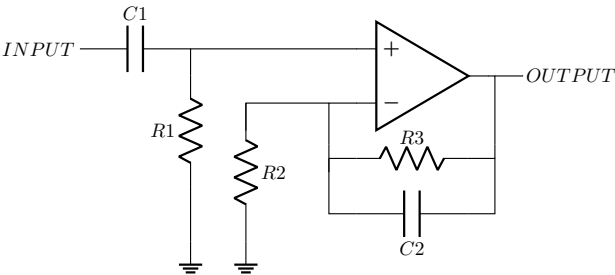
---

<sup>1</sup>strona **Circuitikz Designer** dostępna jest pod tym linkiem.

2 Konstrukcja pierwszego filtra pasmowo-przepustowego

2.2 Przebiegi uzyskane w czasie symulacji oraz pomiarów

Pierwszy filtr pasmowo-przepustowy miał posiadać wzmocnienie 10 oraz pasmo przepustowe w zakresie od 0.5 Hz do 1 kHz.



Rysunek 2: Schemat pierwszego filtra typu BANDPASS

2.1 Wstępne obliczenia

Pierwszy filtr pasmowo-przepustowy posiada dwa bieguny (spadek ch. częstotliwościowej 20db/dec dla filtrowanych częstotliwości), jeden biegun związany jest ze stałą czasową związaną z  $C_1$  oraz  $R_1$  na wejściu nieodwracającym wzmacniacza operacyjnego. Drugi biegun związany jest z komponentami  $R_3$  oraz  $C_2$ . Wartości idealne zostały podane w treści instrukcji do projektu.

	$R_1$	$R_2$	$R_3$	$C_1$	$C_2$
Idealna wartość:	330k	1k	100k	1uF	3.3nF
Użyta wartość:	326k	984	99k	0.9uF	3.1nF

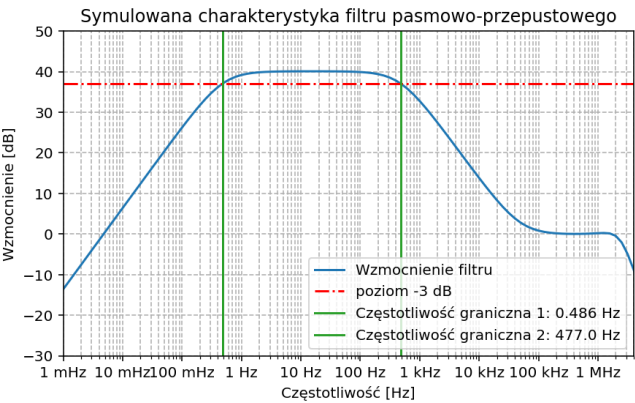
Tabela 1: Wartości komponentów dla pierwszego filtra

Obliczenia dla częstotliwości granicznych:

$$f_d = \frac{1}{2\pi C_1 R_1} = \frac{1}{2\pi * 1u * 330k} = 0.4822 \text{ Hz} \approx 0.5 \text{ Hz}$$
$$f_g = \frac{1}{2\pi C_2 R_3} = \frac{1}{2\pi * 3.3n * 100k} = 488.28 \text{ Hz} \approx 500 \text{ Hz}$$

Obliczone teoretycznie wartości zgadzają się z symulacjami wykonanymi w środowisku LTspice.

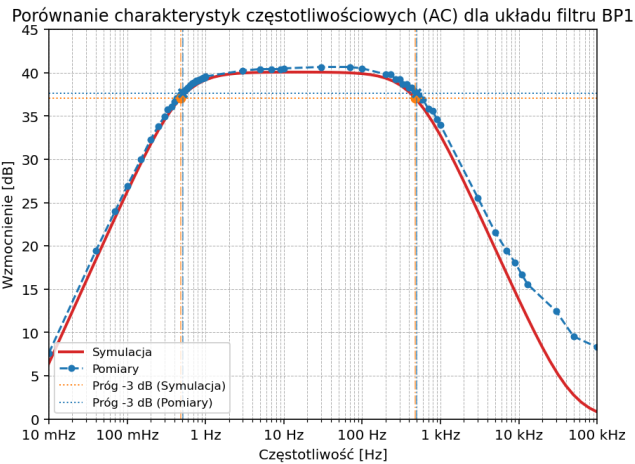
Poniżej przedstawiono symulowaną charakterystykę filtra z zaznaczonymi punktami -3db.



Rysunek 3: Symulowana charakterystyka filtra BP1

Celem porównania charakterystyki teoretycznej z praktyczną implementacją układu na płytce prototypowej opracowano skrypt w języku Python, który porównuje wyniki z symulacji (plik .txt wyeksportowany z LTspice) z uzyskanymi pomiarami (amplitudy oraz częstotliwość wyjściowego sygnału). Uzyskane wyniki przedstawiono poniżej:

<b>SYMULACJA:</b>	
Maksymalne wzmocnienie	40.07 dB
Punkty 3dB: ['0.486 Hz', '477.0 Hz']	
<b>POMIARY:</b>	
Maksymalne wzmocnienie:	40.67 dB
Punkty 3dB: ['0.512 Hz', '493.0 Hz']	

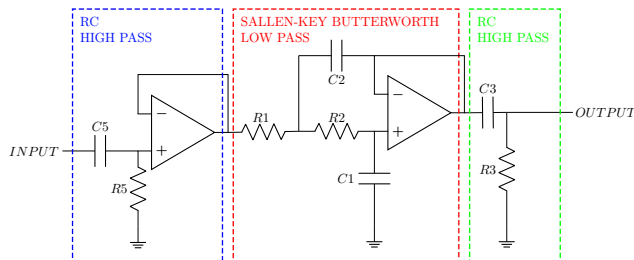


Rysunek 4: Porównanie charakterystyk teoretycznych z wykonanymi pomiarami

Wnioski zawarte zostały w dziale **Wnioski** znajdującym się pod koniec sprawozdania.

### 3 Konstrukcja drugiego filtra pasmowo-przepustowego

Drugi filtr pasmowo-przepustowy typu Butterworth'a miał posiadać pasmo przepustowe w zakresie od 1 Hz do 400 Hz.



Rysunek 5: Schemat drugiego filtra typu BANDPASS

Filtr składa się z dwóch części górno-przepustowych (niebieska oraz zielona) realizowanych za pomocą (buforowanych) pasywnych filtrów RC oraz części dolnoprzepustowej (czerwona) drugiego rzędu typu Sallen-Key.

#### 3.1 Obliczenia oraz symulacje

Poniżej zamieszczono tabelę użytych komponentów:<sup>2</sup>

	R5	C5	R3	C3	C1	C2	R1	R2
I:	160k	1u	160k	1u	1n	3n	165k	588k
U:	163k	0.95u	162k	0.90u	0.80n	3.05n	165k	558k

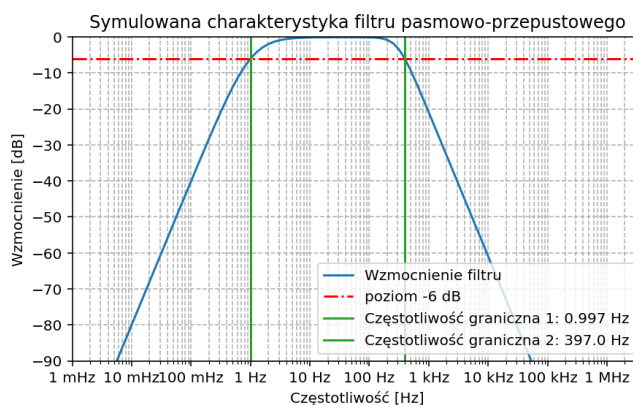
Tabela 2: Wartości komponentów dla drugiego filtra

Do obliczenia wkładu części dolnoprzepustowych (zakładamy:  $C_5 = C_3$  oraz  $R_5 = R_3$ ) użyto poniższych równań:

$$f_d = \frac{1}{2\pi C_5 R_5} = \frac{1}{2\pi * 1u * 160k} = 0.9947 \text{ Hz} \approx 1 \text{ Hz}$$

Do obliczenia elementów pasywnych dla filtra Sallen-Key użyto równań oraz wyprowadzeń zawartych w [2] na stronach 13-17 oraz Tab. 16-5. Na podstawie zawartych tam wzorów utworzono w serwisie Desmos kalkulator elementów pasywnych<sup>3</sup>.

Filtr jest czwartego rzędu (spadek 40db/dec), dlatego przy rozważaniu punktów częstotliwości granicznych filtra rozważa się punkty 6db a nie 3db.



Rysunek 6: Symulowana charakterystyka filtra BP2

#### 3.2 Porównanie charakterystyki teoretycznej z praktyczną

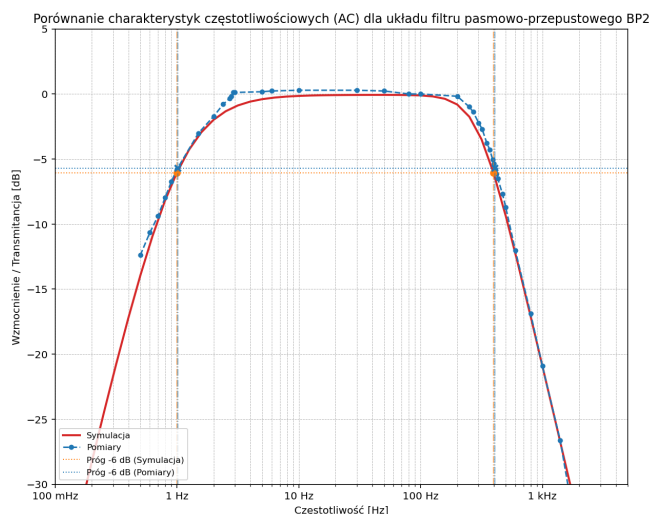
Tak jak w przypadku poprzedniego filtra zastosowano skrypt w języku Python celem porównania wyników symulacji z praktyczną implementacją filtra. Wyniki przedstawiono poniżej:

##### SYMULACJA:

Wartość szczytowa symulacji: -0.0702 dB  
6 dB points: ['0.997 Hz', '397.0 Hz']

##### POMIARY:

Wartość szczytowa pomiarów: 0.2848 dB  
6 dB points: ['1.01 Hz', '408.0 Hz']



Rysunek 7: Porównanie charakterystyk teoretycznych z wykonanymi pomiarami

Pomiary wykonywano dla wejściowego sygnału sinusoidalnego o amplitudzie między-szczytowej  $3V_{pp}$ .

<sup>2</sup>Skróty użyte w tabeli: I - ideal: U - used

<sup>3</sup>EAM second order filter calculator by kszdom

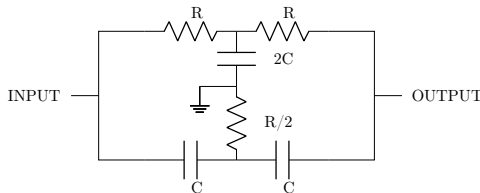
## 4 Konstrukcja filtru typu notch

Rejestracja biosygnalów powyższymi filtrami cechuje się pasmem sygnału z zakresie od 1Hz do 100Hz. Niestety w powyższym zakresie znajduje się częstotliwość linii energetycznej (50Hz), co powoduje duże problemy związane z EMI<sup>4</sup> dla tej częstotliwości. Należy więc zastosować filtr wysoce selektywny typu "notch" wycinający zakłócenia z linii energetycznej.

### 4.1 Wybrana architektura filtru notch

### 4.2 Filtr notch typu TWIN-T

Istnieje wiele architektur dla filtrów typu "notch". Jeden z najpopularniejszych to filtr typu TWIN-T przedstawiony na poniższym schemacie. Niestety powyższy filtr jest czuły na rozrzut komponentów, oraz nie jest możliwa regulacja wycinanej częstotliwości.

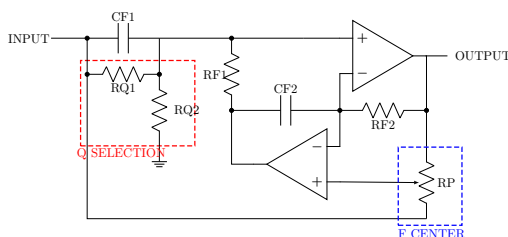


Rysunek 8: Schemat filtru notch typu TWIN-T

### 4.3 Filtr notch typu FLIEGE

Poniżej przedstawiono architektura opisaną w [1], typu FLIEGE. Posiada trzy zalety w stosunku do filtrów typu TWIN-T:

- Do jej budowy potrzebne są tylko cztery precyzyjne komponenty (CF1, CF2, RF1, RF2).
- Dobroć filtru może być ustawiona za pomocą rezystorów RQ.
- Wycinana częstotliwość może być dostrajana w niewielkim zakresie potencjometrem RP, na koszt tłumienia.



Rysunek 9: Schemat filtru notch typu FLIEGE

### 4.4 Dobór komponentów

Wartości dobrane zostały według wzorów z publikacji [1]<sup>5</sup>.

$$f_c = \frac{1}{2\pi C_F R_F} = \frac{1}{2\pi * 10n * 318k} = 50.048 \text{ Hz} \approx 50 \text{ Hz}$$

$$Q = \frac{R_Q}{2 * R_F} = \frac{1MEG}{2 * 318k} = 1.57$$

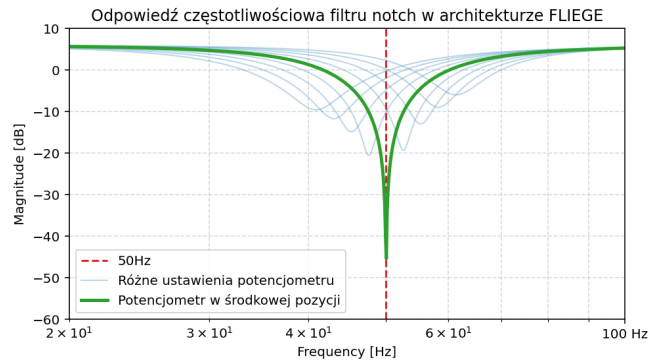
Poniżej zamieszczono tabelę użytych komponentów:

	RF1	RF2	CF1	CF2	RQ1	RQ2	RP
I:	318k	318k	10n	10n	1MEG	1MEG	10k
U:	297k	297k	10.6n	10.6n	1MEG	1MEG	10k

Tabela 3: Wartości komponentów dla filtru notch

### 4.5 Symulacje dla filtru typu FLIEGE

Poniżej zamieszczono wyniki symulacji. Symulowano kręcenie potencjometrem w zakresie 8k - 12k.



Rysunek 10: Symulowana charakterystyka dla zaprojektowanego filtru

### 4.6 Porównanie charakterystyki teoretycznej z praktyczną

Przed pomiarami dokonano kalibracji: na wejście układu podano sygnał sinusoidalny 50 Hz oraz tak ustawiono potencjometr aby tłumienie sygnału było największe.

Niestety zlutowany układ nie tłumiał 50Hz dla żadnych ustawień potencjometru. Na wejściu podano sinusa o amplitudzie  $1V_{pp}$ , na wyjściu otrzymano minimalną amplitudę o wartości  $920mV$ . Zdecydowano się nie umieszczać wyników w sprawozdaniu oraz zaniechać używania filtru NOTCH podczas pomiarów całego toru wzmacniającego.

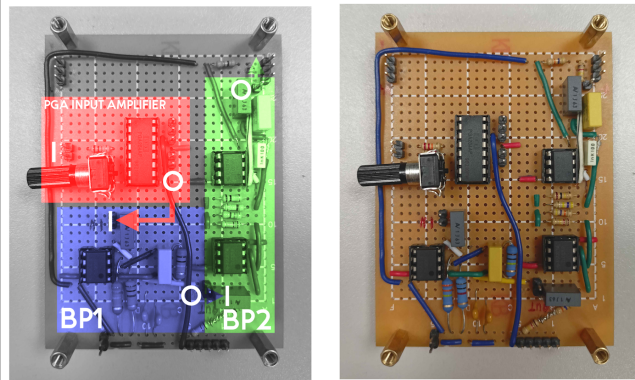
<sup>4</sup>EMI: Electromagnetic Interference (tj. zakłócenia elektromagnetyczne)

<sup>5</sup>Publacja dostępna jest pod adresem: <https://www.ti.com/lit/an/slyt235/slyt235.pdf>

## 5 Prezentacja działania wzmacniacza biopotencjałów

Na płytce prototypowej dolutowano układ PGA204 wraz z elementami pasywnymi - rezystancje wejściowe oraz kondensatory odsprężające.

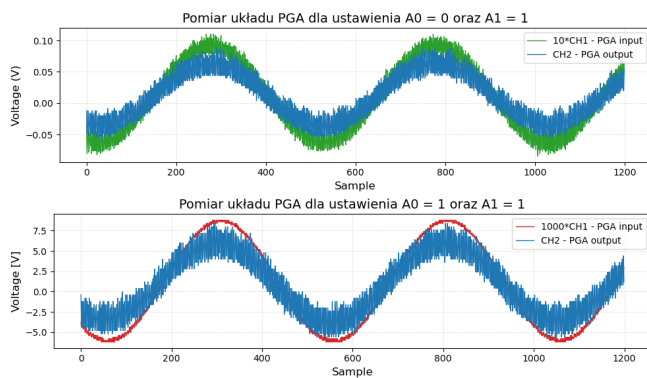
Na poniższych zdjęciach widać zlutowany układ oraz zaznaczone poszczególne elementy toru przetwarzania sygnałów:



Rysunek 11: Zdjęcie oraz pokolorowany schemat układu

### 5.1 Weryfikacja działania układu PGA204

Na wejście układu PGA podano przebieg sinusoidalny o częstotliwości 100Hz oraz amplitudzie  $10mV_{pp}$ . Badano przebiegi na wyjściu celem weryfikacji cyfrowego ustawienia wzmocnienia.



Rysunek 12: Pomiary przebiegów dla różnego ustawienia amplitud.

Pomiar układu PGA dla ustawień:  
 $A0 = 0$  oraz  $A1 = 1$

amplitude ch1: 0.194  
 amplitude ch2: 0.0148  
 gain: 13.108108108109

Pomiar układu PGA dla ustawień:  
 $A0 = 1$  oraz  $A1 = 1$

amplitude ch1: 15.0  
 amplitude ch2: 0.013999999999999999  
 gain: 1071.4285714285716

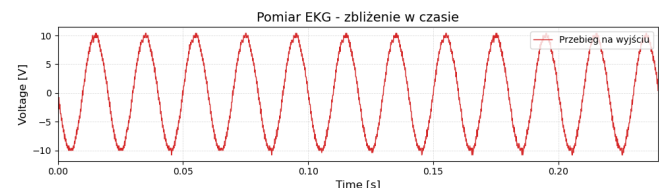
### 5.2 Pomiary EKG

Po podłączeniu trzech elektrod:

- elektroda czarna: BIAS, podpięta do prawej kostki,
- elektroda czerwona:  $IN+$ , podpięta do lewej kostki
- elektroda niebieska:  $IN-$ , podpięta do prawej ręki,

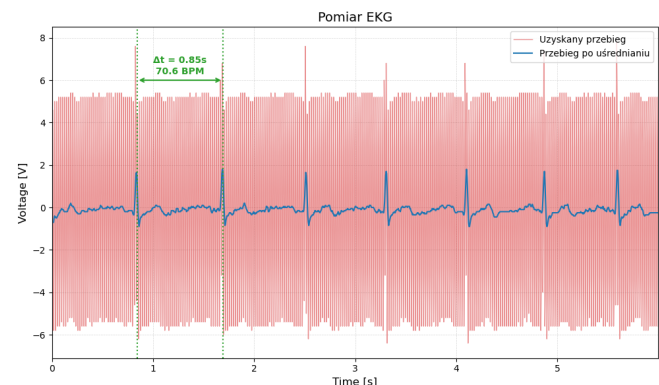
dokonano pomiarów na wyjściu toru pomiarowego.

Niestety przez brak układu filtrującego typu NOTCH na wyjściu dało się zauważyć piękną sinusoidę o częstotliwości 50Hz.



Rysunek 13: Zbliżenie na uzyskany przebieg - widoczne zakłócenia sieciowe o częstotliwości 50Hz

Jednakże po zebraniu próbek z dłuższej ilości czasu zauważono okresowo występujące piki odpowiadające sygnałom EKG - po dokonaniu uśredniania 4 próbek udało się w domenie cyfrowej odfiltrować zakłócenia sieciowe. Tętno obliczono jako wartość czasu między dwoma pikami. Uzyskane przebiegi przedstawiono na poniższym wykresie.



Rysunek 14: Uzyskane przebiegi oraz pomiar tętna



## 6 Wnioski

### 6.1 Konstrukcja pierwszego filtra pasmowo przepustowego

Skonstruowany układ praktycznie nie różni się od symulowanego. Ewentualne rozbieżności pomiędzy symulacjami a pomiarami wynikają z:

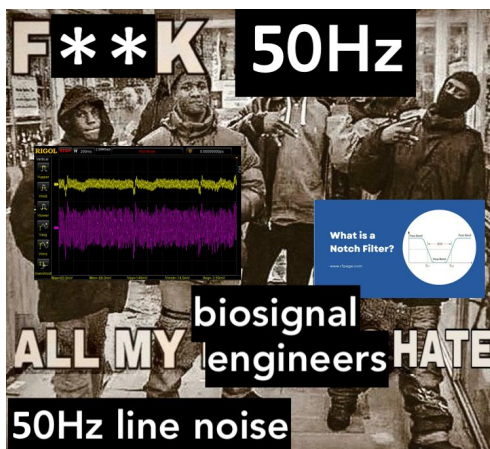
- nie-idealności użytych komponentów (nieznaczne przesunięcie się punktów -3db oraz zwiększenie wzmocnienia o 0.5dB),
- nie-idealności, efektów wyższego rzędu (zera i bieguny niedominujące nieopisane w nodzie katalogowej wzmacniacza TL082) co skutkuje rozbieżnością pomiędzy pomiarami a symulacją pod koniec charakterystyki (od 5kHz w górę);

### 6.2 Konstrukcja drugiego filtra pasmowo przepustowego

Skonstruowany układ praktycznie nie różni się od symulowanego. Dolna wartość częstotliwości dla wzmocnienia -6db wynosi 1.01 Hz co jest 0.01Hz oddalone od specyfikowanej. Wartość górna "przesunęła" się o 8Hz w górę, co nie wpływa na działanie układu (400Hz). Układ działa zgodnie z założoną specyfikacją.

### 6.3 Konstrukcja filtra typu notch

Projekt samego filtra notch nie był skomplikowany - łatwo było wyznaczyć oraz zasymulować działanie układu. Szczególnie zważając na istnienie cytowanej noty aplikacyjnej [1]. Lutowanie jednak, zajęło bardzo dużą ilość czasu, po których filtr nie działał (4 zajęcia laboratoryjne) - czas ten można było przeznaczyć na coś innego.



Rysunek 15: Humorystyczna grafika przedstawiająca problemy z zakłóceniami sieciowymi w układach biomedycznych

### 6.4 Weryfikacja działania układu PGA204

Układ PGA204 zamontowano poprawnie. Wzmocnienie dla testowanych ustawień jest zgodne z oczekiwanym (do wartości amplitudy brano skrajne wartości napięć - na sygnał nałożony jest szum który powoduje zawyżone wyniki).

Wzmocnienie oczekiwane	Wzmocnienie uzyskane	$A_1$	$A_0$
10	13	0	1
1000	1071	1	1

Tabela 4: Uzyskane wzmocnienia dla różnych ustawień PGA204

### 6.5 Pomiary EKG

Brak filtra NOTCH, wycinający zakłócenia sieciowe okazał się być o wiele większym problemem niż zakładano, na szczęście analiza sygnałów z EKG została uratowana poprzez zastosowanie DSP oraz funkcji uśredniania dla okna o szerokości 4 próbek - uzyskano wtedy przebieg EKG, który mógł być poddany dalszej analizie. Udało się zmierzyć tętno na poziomie 70.6 BPM, co uznaje się za odpowiednie dla tętna spoczynkowego - badana osoba siedziała wówczas na stanowisku w laboratorium.

### 6.6 Wnioski ogólne

Lepszym pomysłem byłoby wykonanie projektu płytki prototypowej z każdą częścią układu pomiarowego tak, aby możliwe było dowolne rozłączanie i testowanie każdego z filtrów z osobna; oraz zamówienie jest np. z JLCPCB aniżeli wykonywanie układu na płytce typu *perfboard*. Końcowo zaoszczędziłoby to czas oraz wyglądało o wiele estetyczniej.

## Literatura

- [1] Bruce Carter. High-speed notch filters. *Analog Applications Journal*, (1Q):19–24, 2006.
- [2] Ron Mancini. *Op Amps for Everyone*, chapter 16: Active Filter Design Techniques. Texas Instruments, 2002. Excerpted version.