

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

Elektroniczna Aparatura Medyczna

Raport z projektu

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

Wzmacniacz biopotencjałów

Spis treści

1 Wprowadzenie	2
1.1 Cel projektu	2
1.2 Podział obowiązków	2
1.3 Github	2
1.4 Użyte oprogramowanie	2
2 Konstrukcja pierwszego filtru pasmowo przepustowego	3
2.1 Wstępne obliczenia	3
2.2 Przebiegi uzyskane w czasie symulacji oraz pomiarów	3
3 Konstrukcja drugiego filtru pasmowo przepustowego	4
3.1 Obliczenia oraz symulacje	4
3.2 Porównanie charakterystyki teoretycznej z praktyczną	4
4 Konstrukcja filtra typu notch	5
4.1 Wybrana architektura filtra 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 filtra typu FLIEGE	5
4.6 Porównanie charakterystyki teoretycznej z praktyczną	5
5 Prezentacja działania wzmacniacza biopotencjałów	6
5.1 Weryfikacja działania układu PGA204	6
5.2 Pomiary EKG	6
6 Wnioski	7
6.1 Konstrukcja pierwszego filtru pasmowo przepustowego	7
6.2 Konstrukcja drugiego filtru pasmowo przepustowego	7
6.3 Konstrukcja filtra typu notch	7
6.4 Weryfikacja działania układu PGA204	7
6.5 Pomiary EKG	7
6.6 Wnioski ogólne	7

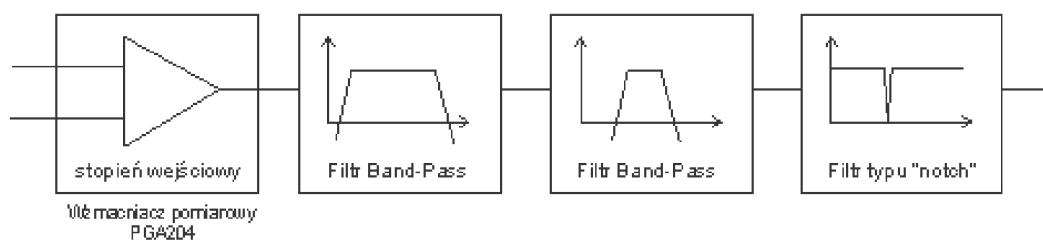
1 Wprowadzenie

1.1 Cel projektu

Celem projektu jest skonstruowanie wzmacniacza biopotencjałów, składającego się ze:

- stopnia wejściowego opartego na specjalizowanym wzmacniaczem pomiarowym o konfigurowalnym wzmacnieniu,
- wstępnego filtra pasmowo-przepustowego,
- bardziej selektywnego filtra pasmowo-przepustowego,
- filtru 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

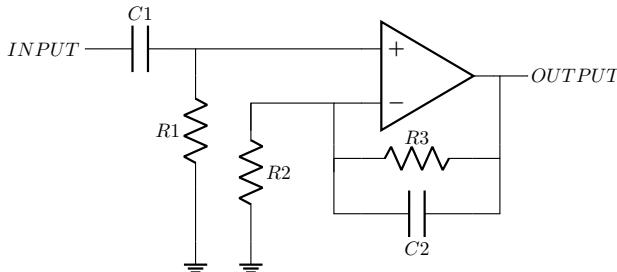
Poniżej zamieszczono listę użytego oprogramowania poczas realizacji projektu:

1. **overleaf** - edytor **LATEX**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.¹

¹strona **CircuiTikz Designer** dostępna jest pod tym linkiem.

2 Konstrukcja pierwszego filtru pasmowo przepustowego

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



Rysunek 2: Schemat pierwszego filtru typu BANDPASS

2.1 Wstępne obliczenia

Pierwszy filtr pasmowo-przepustowy posiada dwa bieguny (spadek ch. częstotliwościowej 20db/dec dla filtrowanych częstotliwości), jeden biegum związaany jest ze stałą czasową związaną z C_1 oraz R_1 na wejściu nieodwracającym wzmacniacza operacyjnego. Drugi biegum związaany 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 filtru

Obliczenia dla częstotliwości granicznych:

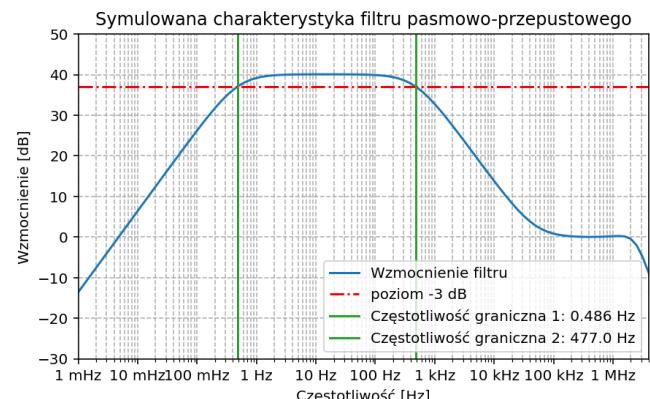
$$f_d = \frac{1}{2\pi C_1 R_1} = \frac{1}{2\pi * 1u * 330k} = 0.4822 \text{ Hz} \approx 0.5 \text{ Hz}$$

$$f_g = \frac{1}{2\pi C_2 R_3} = \frac{1}{2\pi * 3.3n * 100k} = 488.28 \text{ Hz} \approx 500 \text{ Hz}$$

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

2.2 Przebiegi uzyskane w czasie symulacji oraz pomiarów

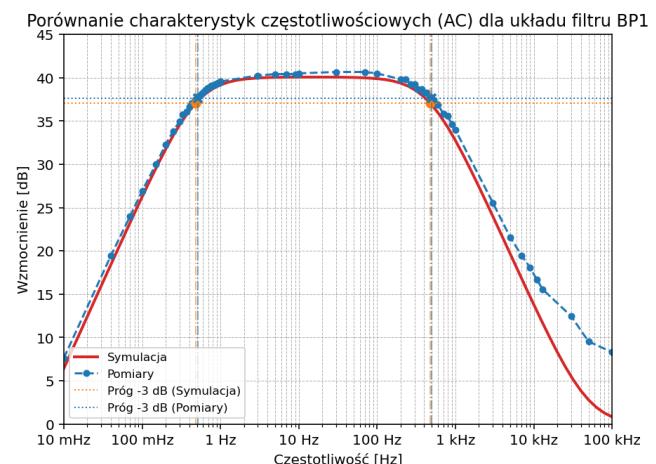
Poniżej przedstawiono symulowaną charakterystykę filtru z zaznaczonymi punktami -3db.



Rysunek 3: Symulowana charakterystyka filtru BP1

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

SYMULACJA:	
Maksymalne wzmacnienie	40.07 dB
Punkty 3dB: ['0.486 Hz', '477.0 Hz']	
POMIARY:	
Maksymalne wzmacnienie:	40.67 dB
Punkty 3dB: ['0.512 Hz', '493.0 Hz']	

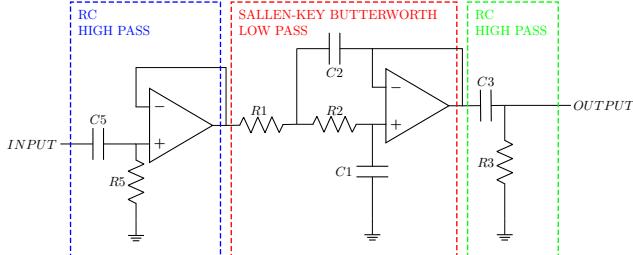


Rysunek 4: Porównanie charakterystyk teoretycznych z wykonanymi pomiarami

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

3 Konstrukcja drugiego filtru 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 filtru typu BANDPASS

Filtr składa się z dwóch części górnoprzepustowych (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:²

	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

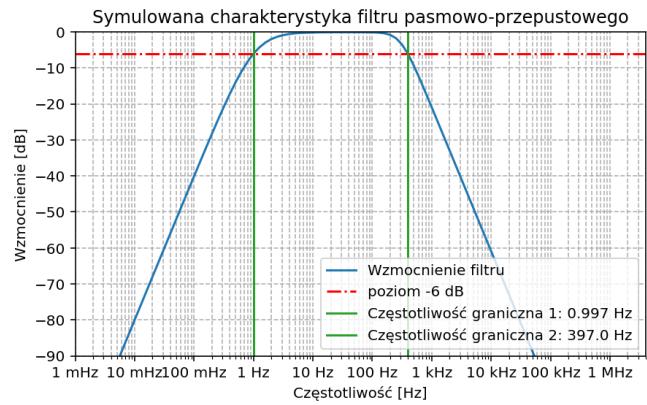
Tabela 2: Wartości komponentów dla drugiego filtru

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 filtru 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 pasywnych³.

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

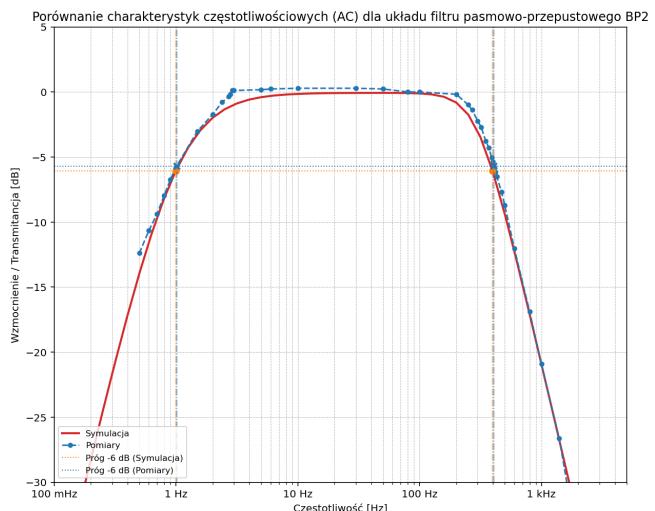


Rysunek 6: Symulowana charakterystyka filtru BP2

3.2 Porównanie charakterystyki teoretycznej z praktyczną

Tak jak w przypadku poprzedniego filtru zastosowano skrypt w języku Python celem porównania wyników symulacji z praktyczną implementacją filtru. 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 $3V_{pp}$.

²Skróty użyte w tabeli: I - ideal: U - used

³EAM second order filter calculator by ksksdom

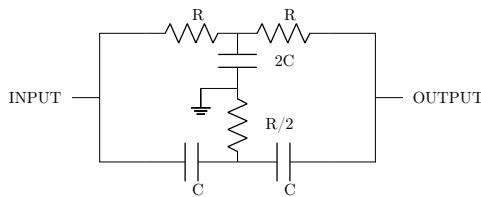
4 Konstrukcja filtru typu notch

Rejestracja biosygnałów 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 EMI⁴ 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.

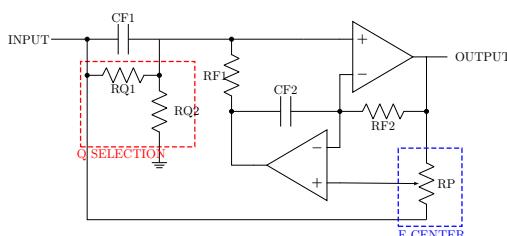


Rysunek 8: Schemat filtru notch typu TWIN-T

4.3 Filtr notch typu FLIEGE

Poniżej przedstawiona 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 ustawniona 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]⁵.

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

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

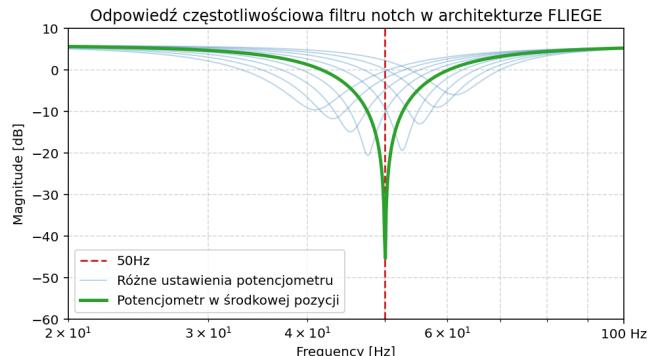
Poniżej zamieszczono tabelę użytych komponentów:

	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 potencjometru 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 ustawiiono potencjometr aby tłumienie sygnału było największe.

Niestety zlutowany układ nie tłumił 50Hz dla żadnych ustawień potencjometru. Na wejście 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.

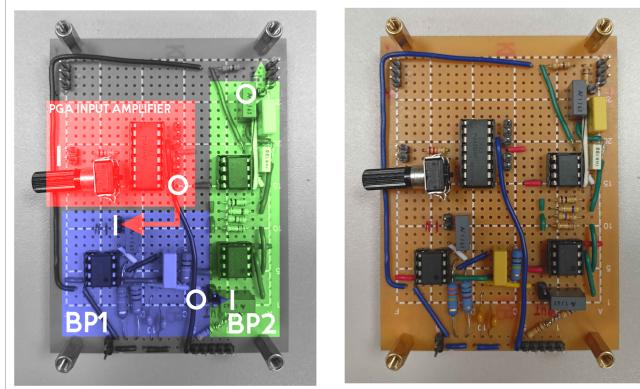
⁴EMI: Electromagnetic Interference (tj. zakłócenia elektromagnetyczne)

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

5 Prezentacja działania wzmacnia- cza biopotencjałów

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

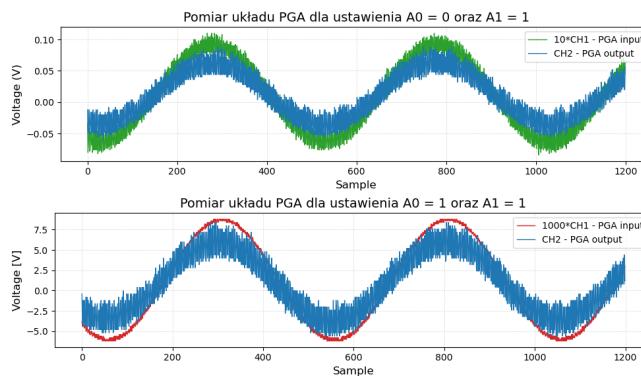
Na poniższych zdjęciach widać zlutowany układ oraz zaznaczone poszczególne elementy toru przetwarzania sygnałów:



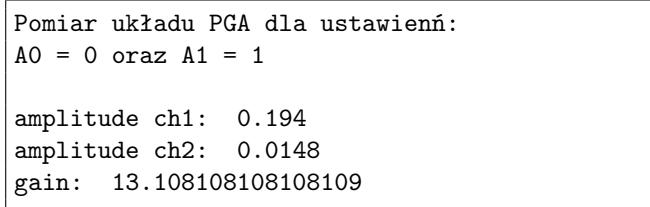
Rysunek 11: Zdjęcie oraz pokolorowany schemat układu

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 wzmacnienia.



Rysunek 12: Pomiary przebiegów dla różnego ustawienia amplitud.



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

amplitude ch1: 15.0
amplitude ch2: 0.01399999999999999
gain: 1071.4285714285716

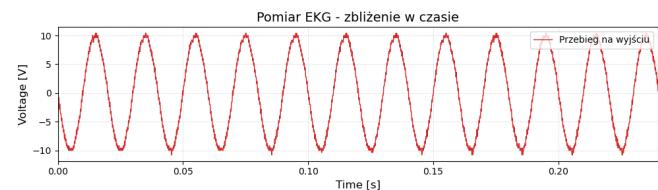
5.2 Pomiary EKG

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,

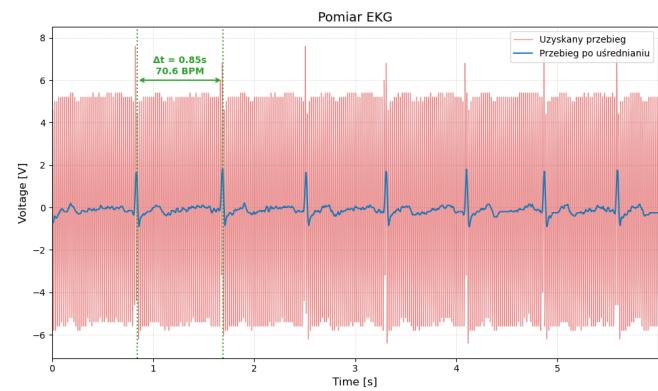
dokonano pomiarów na wyjściu toru pomiarowego.

Niestety przez brak układu filtrującego typu NOTCH na wyjściu dało się zauważać 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. Tęto 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 filtru pasmowo przepustowego

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

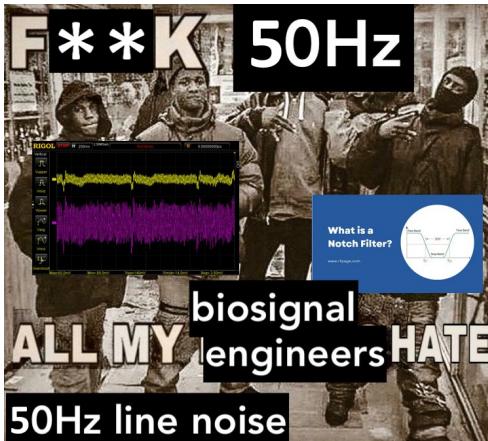
- nie-idealności użytych komponentów (nieznaczne przesunięcie się punktów -3db oraz zwiększenie wzmacnienia o 0.5dB),
- nie-idealności, efektów wyższego rzędu (zera i bieguny niedominujące nieopisane w nocy katalogowej wzmacniacza TL082) co skutkuje rozbieżnością pomiędzy pomiarami a symulacją pod koniec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

6.2 Konstrukcja drugiego filtra pasmowo przepustowego

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

6.3 Konstrukcja filtru typu notch

Projekt samego filtru notch nie był skomplikowany - łatwo było wyznaczyć oraz zasymować 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 oczekiwany (do wartości amplitudy brano skrajne wartości napięć - na sygnał nałożony jest szum który powoduje zawyzione wyniki).

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

Tabela 4: Uzyskane wzmacnienia dla różnych ustawień PGA204

6.5 Pomiary EKG

Brak filtra NOTCH, wycinającego 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.