

# Budowa analogowego efektu audio sterowanego biosygnalami

Filip Węgrzyn 

AGH Akademia Górniczo-Hutnicza, Wydział Inżynierii Mechanicznej i Robotyki, Kraków

---

**Streszczenie:** W pracy przedstawiono opis budowy analogowego efektu audio wykorzystującego biosygnaly zarejestrowane na skórze głowy człowieka do modulacji dźwięku. W zakres biosygnalów wchodziły fale elektroencefalograficzne zawężone do pasma fal mózgowych alfa, a także elektrookulograficzne zawierające się w tym samym paśmie. Wybrany został efekt typu *phaser* modyfikujący sygnały wejściowe w wyniku zmiany częstotliwości środkowej filtrów pasmowo-zaporowych. Urządzenie skonstruowano tak, by funkcjonowało w dwóch trybach. W pierwszym z nich fale EEG (elektroencefalograficzne) i EOG (elektrookulograficzne) były wykorzystywane bezpośrednio do sterowania filtryami wpływającymi na dźwięk. W drugim – modulacja odbywała się z wykorzystaniem sygnału trójkątnego uzyskanego z generatora przestrajanego napięciem, na którego wejście podano obwiednię zarejestrowanych fal. Efekt został przetestowany podczas badania elektroencefalografem, zaś stopień kontroli użytkownika nad jego parametrami został określony podczas analizy uzyskanych spektrogramów.

**Słowa kluczowe:** efekt audio, modulacja, elektroencefalografia, biosygnaly, fale mózgowie

## CONSTRUCTION OF AN ANALOG AUDIO EFFECT CONTROLLED BY BIOSIGNALS

**Abstract:** The paper presents a description of the construction of an analog audio effect using biosignals recorded from the human scalp to modulate sound. The biosignals included electroencephalographic waves narrowed to the Alpha brainwave band, as well as electrooculographic waves within the same band. A phaser effect was chosen, which modifies input signals based on changing the center frequency of notch filters. The device was designed to operate in two modes. In the first mode, EEG (electroencephalographic) and EOG (electrooculographic) waves were directly used to control the filters affecting the sound. In the second mode, modulation was carried out using a triangular signal obtained from a voltage-controlled oscillator, to which the envelope of the recorded waves was applied. The effect was tested during an electroencephalograph examination, and the degree of user control over its parameters was determined through the analysis of the obtained spectrograms.

**Keywords:** audio effect, modulation, electroencephalography, biosignals, brain waves

---

[https://doi.org/10.7494/978-83-68219-20-3\\_7](https://doi.org/10.7494/978-83-68219-20-3_7)

## 1. Wstęp

Od wielu dziesięcioleci naukowcy z całego świata badali możliwości kontrolowania technologii za pomocą biosygnatów generowanych przez ludzki organizm. Próby stworzenia interfejsu mózg–komputer rozpoczęły się już w latach osiemdziesiątych XX wieku (Vidal 1973), a pierwsze odkrycia związane z rejestracją fal mózgowych z powierzchni skóry głowy sięgają lat trzydziestych, kiedy Hans Berger, niemiecki neurolog, użył zwykłego sprzętu radiowego do wzmocnienia elektrycznej aktywności mózgowej zarejestrowanej na skórze głowy człowieka. Ogłosił on, że słabe prądy elektryczne generowane w mózgu mogą zostać zmierzone bez fizycznego otwierania czaszki. Odkrycie Bergera zapoczątkowało wiele z dzisiejszych zastosowań elektroencefalografii. Uznaje się, że Hans Berger jest twórcą określenia „elektroencefalogram” opisującego przebieg elektrycznych potencjałów w ludzkim mózgu (Teplan 2002). Dekadę później opublikowano pierwszy artykuł opisujący koncept „ludzkich fal mózgowych” oraz identyfikujący regularne oscylacje w przedziale od 10 Hz do 12 Hz, które nazwane zostały „rytmem alfa” (Adrian i Matthews 1934).

Biosygnaly znalazły zastosowanie nie tylko w medycynie, ale również w muzyce. Polski kompozytor Krzysztof Penderecki wykorzystał zapis fal EEG pacjentów słuchających jego utworu *Tren – Ofiarom Hiroszimy* (1961) do stworzenia notacji muzycznej dzieła *Polymorphia* (1963) (Paalasmaa i in. 2012). Z kolei Alvin Lucier w utworze *Music for Solo Performer* (1965) jako pierwszy użył biosygnatów w czasie rzeczywistym podczas koncertu na żywo (Straebel i Thoben 2014).

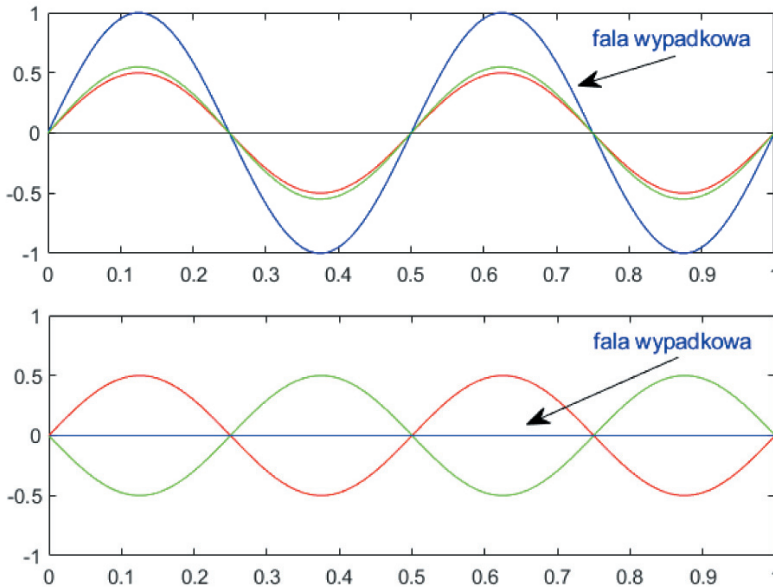
Efekty modulacyjne, powszechnie stosowane przez gitarzystów, służą do modyfikowania dźwięku i charakteryzują się takimi parametrami jak prędkość i głębokość modulacji (Zölzer 2011). Zazwyczaj kontrola tych parametrów odbywa się ręcznie, co powoduje, że brzmienie efektu pozostaje niezmiennie przez większość trwania utworu. W przypadku możliwości kontroli parametrów przez biosygnaly użytkownik mógłby w dowolny sposób modyfikować brzmienie wybranych efektów bez konieczności ręcznego zmieniania ich wartości. Powstaje zatem potrzeba opracowania efektu audio przystosowanego do zmiany parametrów pracy na podstawie rejestrowanych biosygnatów.

## 2. Opis efektu

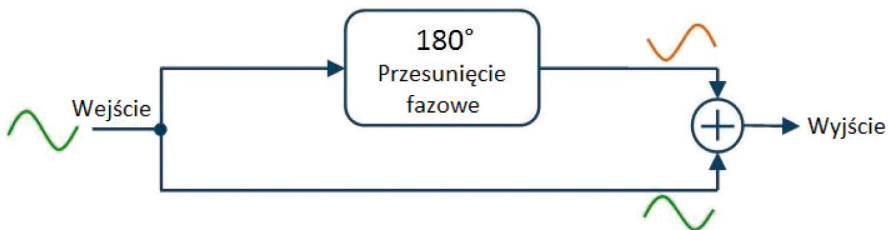
„Phaser” jako efekt gitarowy pojawił się w 1967 r., kiedy japońska firma Shin-Ei wprowadziła na rynek model Univibe. Był to pierwszy rodzaj efektu modulacyjnego wykorzystującego przesunięcie fazowe zamiast linii opóźniających. Produkt okazał się sukcesem, a najpopularniejsi gitarzyści, m.in. Jimi Hendrix czy Robin Trower, zaczęli wykorzystywać go w swoich utworach. W 1974 r. Amerykańska firma MXR rozpoczęła

sprzedaż produkowanego do dziś phasera o nazwie MXR Phase 90 (The JHS Show 2021). Konstrukcja MXR Phase 90 opiera się na czterech przesuwnikach fazowych, które tworzą dwa filtry pasmowo-zaporowe o częstotliwościach środkowych modulowanych z wykorzystaniem tranzystorów JFET (Eichas i in. 2014). Phaser konstruowany na potrzeby badań był wzorowany na projekcie właśnie tego modelu.

Jak wspomniano we wstępie, brzmienie phasera powstaje w wyniku modulacji częstotliwości środkowych filtrów pasmowo-zaporowych. Na początku sygnał wejściowy w phaserze jest rozdzielany na dwie osobne kopie. Jedna z nich zostaje przesunięta w fazie o  $180^\circ$  – proces ten dotyczy tylko jednej częstotliwości. Następnie obydwa sygnały zostają zsumowane na wyjściu, powodując tłumienie częstotliwości przesuniętej w fazie w wyniku zjawiska interferencji destruktywnej fal (Keen 1999). Przykład zjawiska interferencji został przedstawiony na rysunku 1. Ogólny schemat blokowy phasera pokazano na rysunku 2.

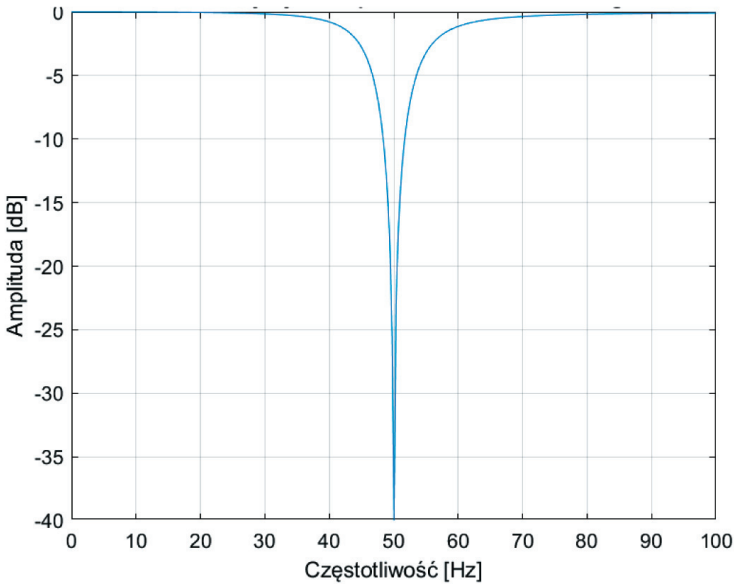


Rys. 1. Zjawisko interferencji konstruktywnej (góra) i destruktywnej (dół)



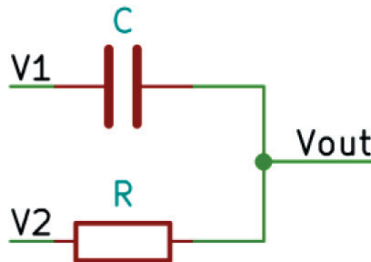
Rys. 2. Przykładowy schemat działania phasera

Po zsumowaniu sygnałów w widmie sygnału wyjściowego słumiona zostaje częstotliwość, dla której została przesunięta faza. Tym samym układ zaczyna pełnić funkcję filtra pasmowo-zaporowego (Kurzeła 2020). Przykładowa charakterystyka amplitudowa takiego filtra została przedstawiona na rysunku 3.

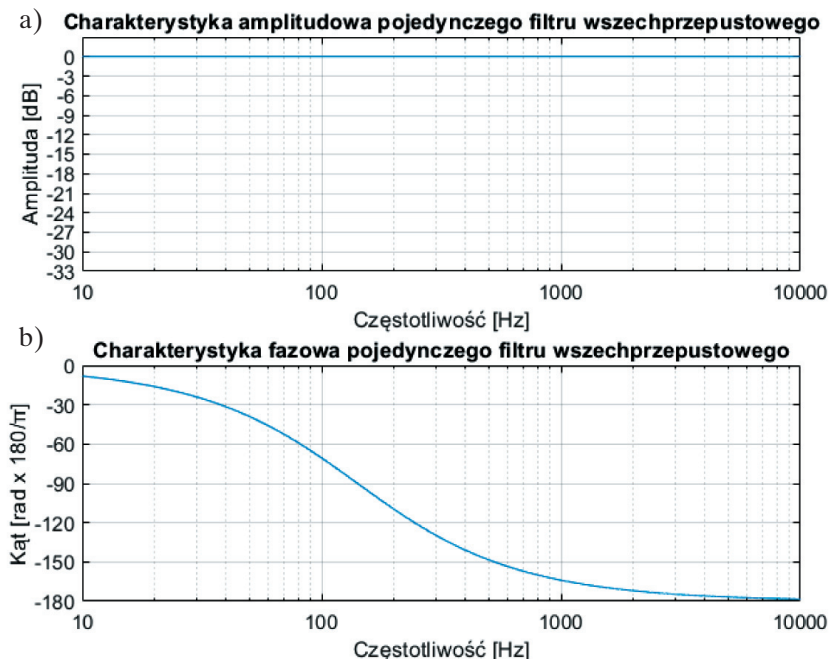


Rys. 3. Przykładowa charakterystyka amplitudowa filtra pasmowo-zaporowego

Aby uzyskać przesunięcie fazowe, phaser wykorzystuje filtry wszechprzepustowe, zwane również przesuwnikami fazy. Układy tego typu nie modyfikują w żaden sposób amplitudy przetwarzanych sygnałów, przesuwają je natomiast w fazie o wartość zależną od częstotliwości (Horowitz i Hill 1995). Przykładowy filtr wszechprzepustowy RC został przedstawiony na rysunku 4, zaś jego charakterystyki amplitudowe oraz fazowe widoczne są na rysunku 5. Na złącze V1 zostaje podany sygnał wejściowy, zaś na złącze V2 – sygnał wyjściowy o odwróconej polaryzacji (przesunięty w fazie o  $180^\circ$ ).



Rys. 4. Podstawowy układ filtra wszechprzepustowego (przesuwnika fazy)



Rys. 5. Charakterystyka amplitudowa (a) i fazowa (b) pojedynczego filtra wszechprzepustowego

Układ z rysunku 4 można rozpatrywać zarówno jako filtr dolno-, jak i górnoprzepustowy. Jeżeli złącze V2 zewrzymy z masą, całość funkcjonować będzie jako filtr górnoprzepustowy, natomiast po zwarceniu z masą złącza V1 – jako filtr dolnoprzepustowy. Impedancja kondensatora maleje wraz ze wzrostem częstotliwości, więc przy bardzo wysokich częstotliwościach kondensator można traktować jako zwarcie, a sygnał podawany na niego staje się sygnałem dominującym na wyjściu z układu. W miarę zmniejszania się częstotliwości sygnału impedancja kondensatora rośnie, a dominować zaczyna sygnał z rezystora. W efekcie amplituda sygnału na wyjściu z filtra nie ulega zmianie, natomiast faza zmienia się o  $90^\circ$  dla tzw. częstotliwości odcięcia danej wzorem (1). Połączenie dwóch takich samych układów pozwala na uzyskanie przesunięcia o  $180^\circ$  (Keen 1999).

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (1)$$

gdzie:

- $f_c$  – częstotliwość odcięcia filtra [Hz],
- $R$  – rezystancja użytego rezystora [ $\Omega$ ],
- $C$  – pojemność użytego kondensatora [F].

Efekt zmiany częstotliwości odcięcia można uzyskać, wykorzystując tranzystory typu JFET. Wypadkowa impedancja pomiędzy drenem a źródłem tranzystorów zależy od napięcia podanego na bramkę (Eichas i in. 2014, Tietze i Schenk 1996). Jak wynika ze wzoru (1), częstotliwość odcięcia filtra jest zależna od wartości wykorzystanego rezystora. Jeżeli zatem dołączymy równolegle do takiego rezystora tranzystor JFET i podamy na jego bramkę cyklicznie zmieniający się sygnał, wypadkowa impedancja będzie naprzemiennie rosła oraz malała, powodując przesuwanie się częstotliwości odcięcia filtra. Po zsumowaniu sygnału przetworzonego z oryginalnym zostanie uzyskany filtr pasmowo-zaporowy o cyklicznie zmieniającej się częstotliwości środkowej.

### 3. Budowa efektu

Projekt efektu jest jedną z części pracy magisterskiej autora (Węgrzyn 2024). Celem projektowanego phasera jest modulowanie dźwięku w wyniku zmiany wartości częstotliwości środkowych dwóch filtrów pasmowo-zaporowych z wykorzystaniem biosygnali rejestrowanych przez elektroencefalograf. Większość efektów modulacyjnych wykorzystuje w swojej budowie LFO (ang. *low frequency oscillator*) generujący sygnał o stałej częstotliwości i amplitudzie (Mitcheltree i in. 2023). W przypadku phasera taki przebieg trafia na bramki tranzystorów JFET, powodując oscylację częstotliwości środkowych filtrów i zmianę brzmienia. Fale rejestrowane przez elektroencefalograf są zazwyczaj złożeniem wielu częstotliwości o dynamicznie zmieniających się amplitudach. Powstaje zatem ryzyko, że biosygnale wykorzystane do modulacji mogą zmieniać się zbyt szybko, by układ był w stanie na nie reagować. Ponadto ich niskie amplitudy mogą okazać się niewystarczające do spowodowania słyszalnej modyfikacji brzmienia. Aby uniknąć wyżej wymienionych ograniczeń, phaser wyposażono w dwa tryby funkcjonowania:

1. Fale zarejestrowane przez elektroencefalograf moduluje sygnał przetwarzany przez phaser. Sygnale EEG i EOG podawane są bezpośrednio na bramki tranzystorów. W tym trybie użytkownik poprzez sygnale EEG i EOG steruje zarówno prędkością, jak i głębokością modulacji.
2. Modulacja odbywa się z wykorzystaniem generatora przestrajanego napięciem VCO (ang. *voltage controlled oscillator*), który wytwarza na wyjściu fale trójkątne o stałej amplitudzie i częstotliwości zależnej od obwiedni sygnału z elektroencefalografu. Głębokość modulacji jest stała, a użytkownik steruje jedynie jej częstotliwością, zmieniając amplitudy biosygnali. W tym trybie phaser moduluje dźwięk z wykorzystaniem sygnału trójkątnego, stosowanego najczęściej w tego typu efektach, co powinno pozytywnie wpłynąć na jakość wrażeń słuchowych.

Projekt w końcowej wersji składał się z pojedynczej płytki PCB, na której umieszczono układ zasilający, bufor audio, cztery filtry wszechprzepustowe o częstotliwościach środkowych sterowanych tranzystorami, detektor obwiedni, generator przestrajany na-



## 4. Analiza efektu

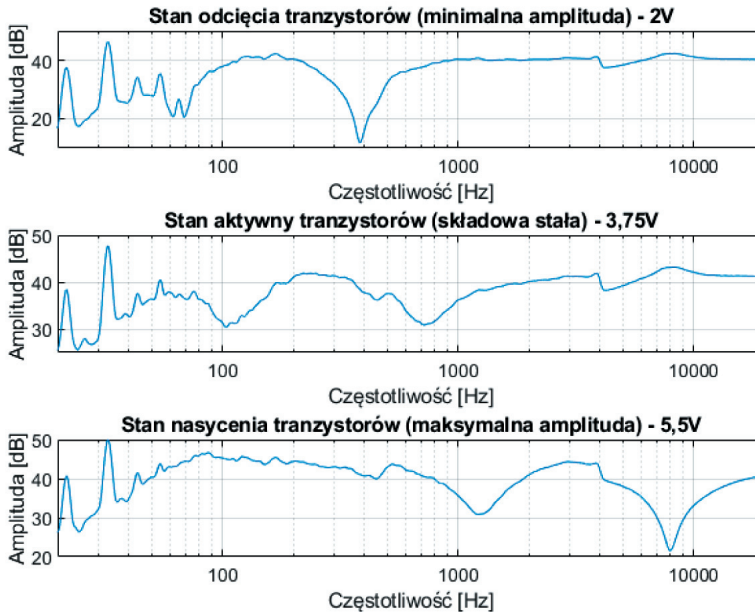
Prezentowane w tym rozdziale analizy zostały wykonane w środowisku Matlab R2024a, natomiast spektrogramy wygenerowano, korzystając z programu Sonic Visualiser.

### 4.1. Charakterystyka phasera (wpływ napięcia bramki JFET)

Skonstruowany phaser wyróżnia się zmienną charakterystyką amplitudową, zależną od napięcia podanego na bramki tranzystorów JFET. Jednym z najistotniejszych parametrów tranzystorów tego typu jest ich wartość napięcia odcięcia  $V_{gs(off)}$ . Napięcie to definiuje próg, po którego przekroczeniu tranzystory wchodzi w stan odcięcia. Niestety większość modeli dostępnych na rynku podaje jedynie zakres, w jakim to napięcie może się zawierać. W zastosowanym typie tranzystora 2N5952 napięcie  $V_{gs(off)}$  może się różnić nawet o 2,2 V (Fairchild 2021). Ten dość szeroki zakres wymusił konieczność przeprowadzenia testów wyznaczających zależność napięcia na bramce od rezystancji pomiędzy źródłem i drenem, a co za tym idzie – położeniem częstotliwości środkowych filtrów pasmowo-zaporowych w stanie aktywnym tranzystorów. W tym celu wykorzystano zasilacz laboratoryjny generujący napięcie stałe. Napięcie to jako sygnał sterujący tranzystorem było dostarczane na bramki tranzystorów, z kolei na wejście audio phasera podano szum biały o amplitudzie 1 V. Napięcie z generatora zwiększano w zakresie od 0 V do 5,5 V ze skokiem 0,5 V i rejestrowano sygnał wejściowy i wyjściowy układu przez 30 sekund. Dodatkowo multimetrem mierzono wartość rezystancji pomiędzy drenem a źródłem. Tranzystory były spolaryzowane napięciem wynoszącym 5,5 V, zatem im większa była amplituda sygnału na bramkach, tym mniejsza była wartość napięcia  $V_{gs}$ . Uzyskane widma szumowe zostały przeanalizowane pod kątem położenia filtrów pasmowo-zaporowych, co pozwoliło wyciągnąć następujące wnioski:

- poniżej 2 V – tranzystory pozostają w stanie odcięcia, wartość rezystancji pomiędzy źródłem i drenem jest maksymalna,
- od 2 V do 5,5 V – tranzystory wchodzi w stan aktywny, wartość rezystancji pomiędzy źródłem i drenem maleje zgodnie z charakterystyką tranzystora,
- powyżej 5,5 V – tranzystory wchodzi w stan nasycenia, wartość rezystancji pomiędzy źródłem i drenem jest minimalna.

Zgodnie z opisanymi powyżej rezultatami sygnał trafiający na bramki tranzystorów, zmieniając się w zakresie od 2 V do 5,5 V, powoduje ciągłą modulację brzmienia. Składowa stała sygnału powinna zatem wynosić 3,75 V, zaś maksymalna amplituda zmian – 1,75 V. Przykładowe widma uśrednione w pasmach 1/12 oktawy uzyskane dla wartości napięć 2 V, 3,75 V i 5,5 V zostały zaprezentowane na rysunku 8.

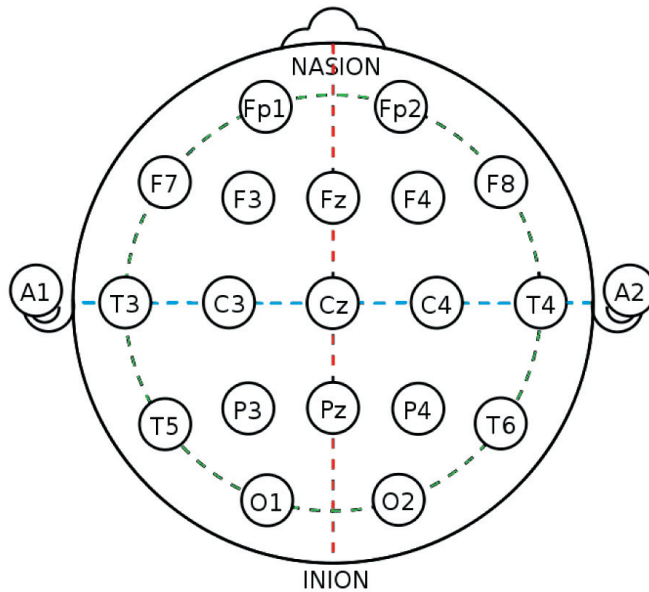


Rys. 8. Zestawienie charakterystyk amplitudowych phasera dla poszczególnych wartości napięcia na bramkach tranzystorów

## 4.2. Tor pomiarowy

Badanie stopnia kontroli nad parametrami phasera z wykorzystaniem sygnału EEG zostało przeprowadzone w warunkach laboratoryjnych, ograniczając zakłócenia źródeł zewnętrznych. W początkowym etapie konieczne było dobranie odpowiednich regionów na czaszce osoby (operatora) odpowiedzialnej za sterowanie phaserem, do których umocowano elektrody, każdy obszar odpowiada bowiem za inną aktywność mózgową. W praktyce klinicznej elektrody pomiarowe rozlokowywane są na powierzchni głowy według międzynarodowego standardu zwanego Systemem 10–20 (Węgrzyn 2023) (rys. 9). Wyróżnia się sześć rodzajów fal mózgowych, z czego każda z nich zawiera się w innym przedziale częstotliwościowym oraz odzwierciedla inne stany ludzkiego mózgu (Markiewicz 2017). Ich zakresy częstotliwości przedstawiono w tabeli 1.

Pod względem kontroli fal mózgowych fale alfa są uznawane za jedne z najprostszych. Odpowiadają one za relaks, rozluźnienie oraz skupienie. Dodatkowo zaobserwowano, że ich amplituda rośnie w chwili zamknięcia oczu (Markiewicz 2017). Również sama czynność ich otwierania i zamykania powoduje występowanie impulsów elektrycznych związanych z polaryzacją gałki ocznej. Przebiegi tego typu nazywane są elektrookulogramami, zaś ich częstotliwość bardzo często zawiera się w paśmie fal alfa.



**Rys. 9.** Rozmieszczenie elektrod 10–20 na jednowymiarowym rzucie głowy (System 10–20 2010)

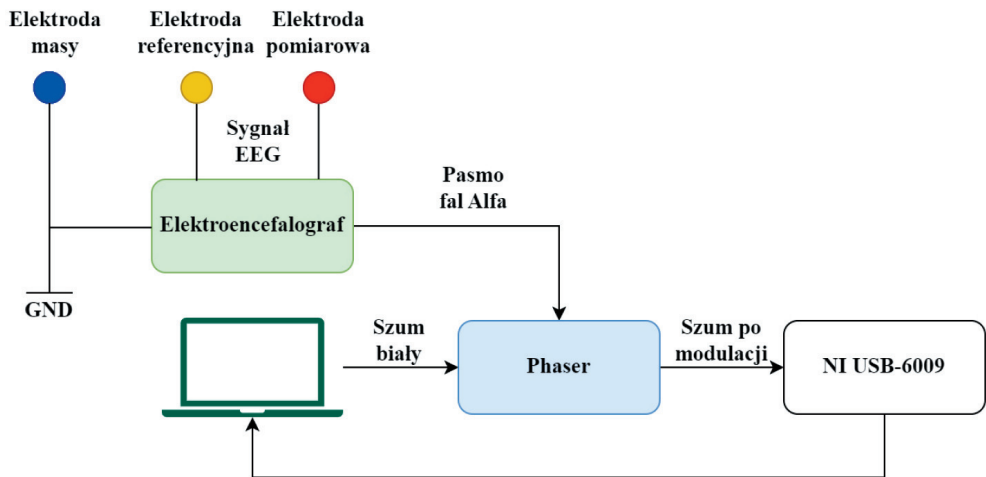
**Tabela 1**

Zestawienie zakresów częstotliwości fal mózgowych (Markiewicz 2017)

Fala mózgową	Zakres częstotliwości [Hz]
Delta	0,5–4
Theta	4–8
Alfa	8–12
SMR	12–15
Beta 1	15–18
Beta 2	18–40

W efekcie sygnały EOG mogą powodować dodatkowe wzmocnienie rejestrowanego sygnału EEG ze wspomnianego pasma alfa (Mohammed i in. 2015). Z tego względu elektrody pomiarowa i referencyjna zostały umieszczone na płacie czołowym w pozycjach kolejno Fp1 oraz Fp2, skąd najłatwiej jest zarejestrować sygnały elektrookulograficzne. Elektrode masy umocowano na pozycji A1. Do badania wykorzystano jednorazowe elektrody samoprzylepne. Pojedynczy pomiar trwał 30 sekund. Operator siedział nieruchomo z otwartymi oczami przez 15 sekund, a przez kolejne 15 sekund gwałtownie mrugał. Z uwagi na znane widmo o jednorodnym rozkładzie częstotliwości

jako sygnał wejściowy audio dla phasera zastosowano szum biały generowany z karty dźwiękowej laptopa. Szum po modulacji oraz sygnały na bramkach tranzystorów były rejestrowane przez kartę pomiarową USB-6009 od firmy National Instruments. Założono, że specyfika widma szumu białego pozwoli na łatwą identyfikację i obrazowanie działania układu filtrującego. Schemat blokowy toru pomiarowego zaprezentowano na rysunku 10.

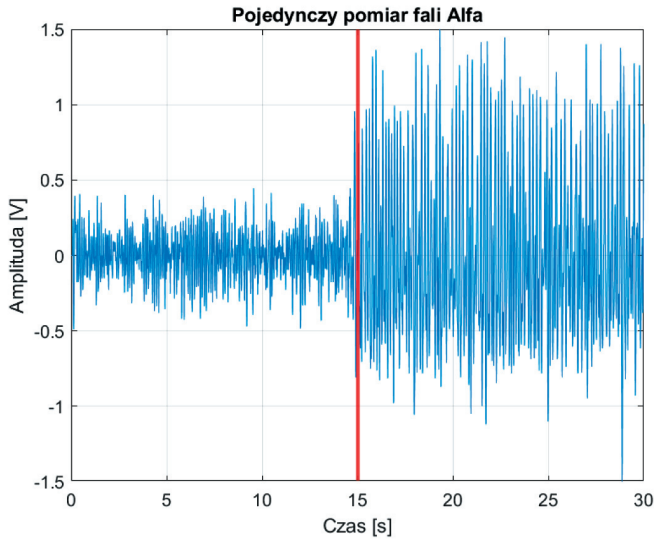


Rys. 10. Schemat blokowy toru pomiarowego

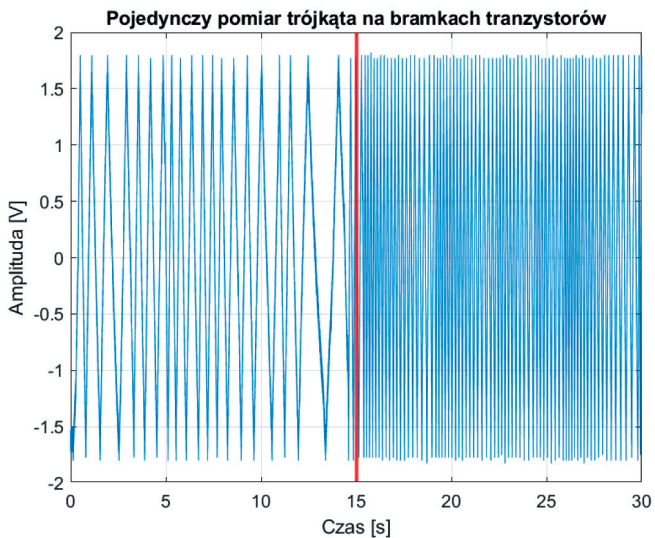
### 4.3. Analiza spektrogramów

W przypadku przeprowadzania pomiarów w Trybie 1 przebiegi EEG bezpośrednio modulowały sygnał z phasera. Na rysunku 11 przedstawiono przykładowy 30-sekundowy pomiar pasma fali alfa zarejestrowanej z płatu czołowego. Można zauważyć znaczny wzrost amplitudy zarejestrowanego sygnału w momencie rozpoczęcia mrugania. W przypadku pomiarów w Trybie 2 układ podawał na bramki tranzystorów sygnał trójkątny o stałej amplitudzie oraz o częstotliwości zależnej od obwiedni sygnału EEG. Rysunek 12 przedstawia 30-sekundowy przebieg sygnału trójkątnego zarejestrowanego na bramkach. Na rysunkach 11 i 12 czerwoną linią oznaczono 15 sekundę, w której badany rozpoczynał gwałtowne mruganie.

Jak opisano w rozdziale drugim, po dotarciu na bramki tranzystorów JFET sygnał modulujący powodował gwałtowne zmiany częstotliwości środkowej filtrów pasmowo-zaporowych. Po podaniu szumu białego na wejście phasera w spektrogramie sygnału wyjściowego powinny być widoczne dwie silnie tłumione częstotliwości, których zmiany odpowiadają kształtem sygnałowi modulującemu.



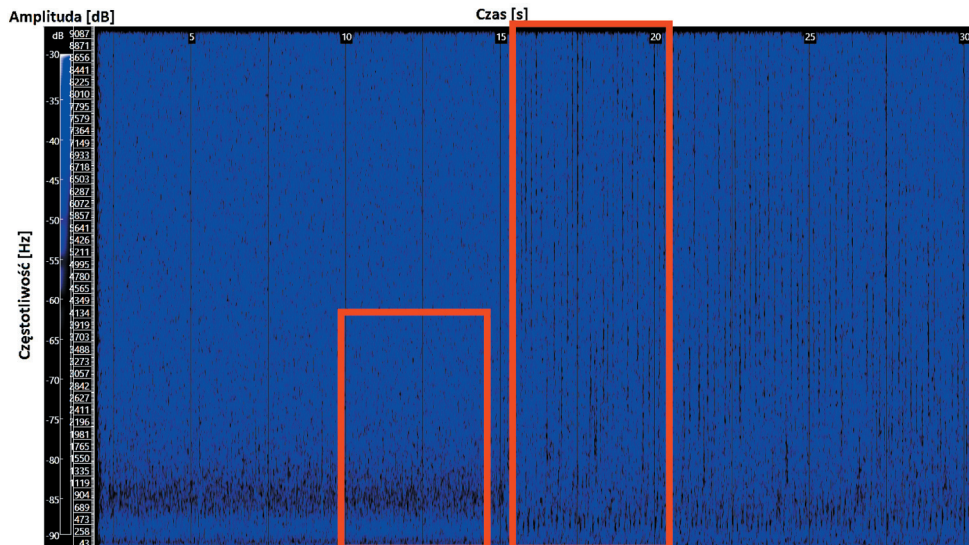
**Rys. 11.** Przykładowy pojedynczy pomiar fali alfa, czerwoną linią zaznaczono początek mrugania oczami przez badanego



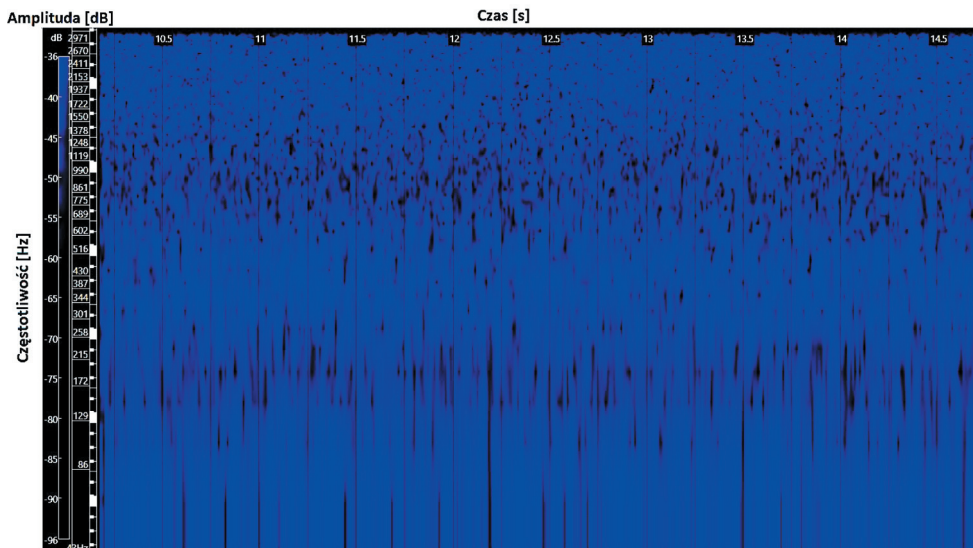
**Rys. 12.** Przykładowy pojedynczy pomiar sygnału trójkątnego na bramkach tranzystorów, czerwoną linią zaznaczono początek mrugania oczami przez badanego

W przypadku modulacji bezpośrednim sygnałem EEG spektrogram szumu dla 30-sekundowego fragmentu może okazać się nieczytelny (rys. 13). Dlatego wyodrębnione zostały z niego dwa 5-sekundowe fragmenty oznaczone czerwonymi prostokątami. Pierwszy fragment (po lewej) zawiera część sygnału modulowaną podczas otwartych oczu, co oznacza, że amplituda fali alfa jest niewielka. Na rysunku 14 skala częstotliwości-

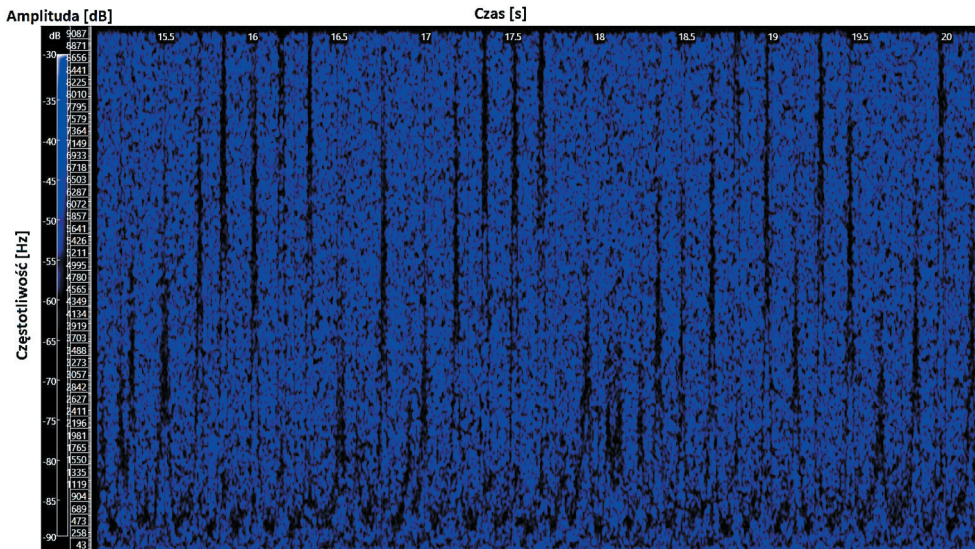
ściowa została zatem zmieniona na logarytmiczną w celu uwydatnienia modulacji w niskich częstotliwościach. Zawężono również zakres widocznych częstotliwości. Część spektrogramu pokazana na drugim fragmencie (rys. 15) pochodzi z etapu mrugania, przez co modulacja jest lepiej widoczna, a skala częstotliwościowa pozostaje liniowa.



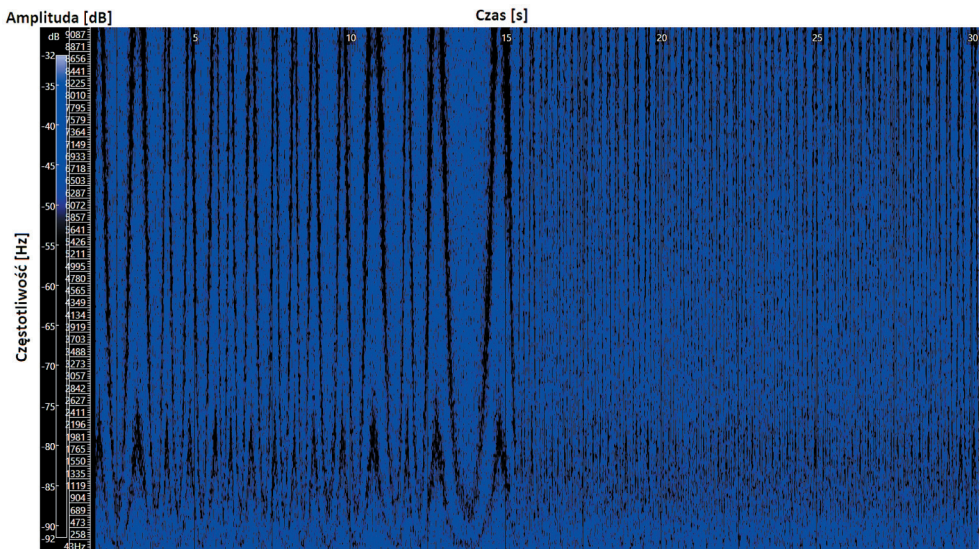
Rys. 13. Spektrogram szumu białego uzyskany po bezpośredniej modulacji sygnałem EEG, czerwone prostokąty oznaczają powiększone fragmenty przedstawione na rysunkach 14 i 15



Rys. 14. Fragment spektrogramu szumu białego podczas otwartych oczu, skala logarytmiczna



Rys. 15. Fragment spektrogramu szumu białego podczas mrugania oczami przez badanego, skala liniowa



Rys. 16. Spektrogram szumu białego uzyskany po modulacji sygnałem trójkątnym o częstotliwości zależnej od obwiedni fali alfa

Analizując rysunki od 13 do 15, można zaobserwować znaczną różnicę w głębokości modulacji pomiędzy poszczególnymi fragmentami (bez mrugania i z mruganiem). W przypadku fragmentu przy otwartych oczach zakres przemieszczenia częstotliwości wy-

nosił od 500 Hz do 1700 Hz w górnych częstotliwościach i od 80 Hz do 400 Hz w dolnych. Wartości te są jednak mocno przybliżone, ponieważ zarówno zbyt duża prędkość, jak i zbyt mała głębokość modulacji uniemożliwiły precyzyjną analizę. W przypadku fragmentu sygnału podczas mrugania oczami modulacja odbywa się w pełnym zakresie częstotliwości, zaś jej prędkość maleje na tyle, by dało się wyróżnić pojedyncze przebiegi. Co istotne, uzyskane tłumienia są położone w regularnych odstępach. Oznacza to, że pomimo zastosowania sygnału będącego złożeniem pewnego pasma częstotliwości wzrost amplitudy fali alfa jest wystarczający, by spowodować dominację pojedynczej częstotliwości nad pozostałymi.

Jak można zaobserwować na wykresie 12, częstotliwość sygnału trójkątnego zgodnie z przewidywaniami gwałtownie wzrasta w momencie rozpoczęcia mrugania oczami. Jeśli zaś chodzi o uzyskany spektrogram (rys. 16), w przeciwieństwie do tego otrzymanego przy bezpośredniej modulacji sygnałem EEG (rys. 13), modulacja jest wyraźna zarówno w niskich, jak i w wysokich częstotliwościach. Wpływ obydwu filtrów jest widoczny, a zmiany w prędkości modulacji są istotnie zależne od sygnału trójkątnego. Odbywa się to jednak kosztem kontroli nad jej głębokością, która pozostaje stała.

## 5. Podsumowanie

Celem niniejszej pracy było skonstruowanie efektu audio zdolnego do modulacji brzmienia na podstawie biosygnali rejestrowanych na skórze głowy człowieka. Jako efekt został wybrany phaser, zaś jego budowa opierała się na modelu MXR Phase 90. Zaprojektowany efekt audio wykonano fizycznie (stworzono układ PCB) oraz przeprowadzono pomiary testujące poprawność jego działania. Efekt wyposażono w dwa tryby umożliwiające zarówno bezpośrednie kontrolowanie modulacji przez biosygnali, jak i wykorzystanie generatora przestrajanego napięciem generującego falę trójkątną o częstotliwości zależnej od obwiedni fal EEG.

Analiza zależności charakterystyki amplitudowej efektu od napięcia sterującego na bramkach tranzystora odbyła się z wykorzystaniem zasilacza laboratoryjnego generującego napięcie stałe. Wyznaczona została wartość amplitudy (ustalona doświadczalnie na 1,75 V) oraz składowej stałej sygnału sterującego (3,75 V) wymagana do uzyskania ciągłej modulacji w pełnym zakresie częstotliwości (obie wartości z uwagi na jakość zastosowanych tranzystorów JFET każdorazowo powinny zostać wyznaczone doświadczalnie).

Porównano także spektrogramy sygnałów przetworzonych przez phaser w jego dwóch trybach. W obydwu przypadkach operator sterował efektem, wykorzystując zjawisko wzmacniania sygnału EEG z pasma fal alfa przez mruganie oczami.

W trybie bezpośredniego sterowania przebiegiem EEG niskie amplitudy fali alfa skutkowały małą głębokością modulacji, co prowadziło do bardzo słabej i niewyraźnej zmiany sygnału. Rozpoczęcie mrugania powodowało natomiast gwałtowny wzrost amplitudy, niemal natychmiast zwiększając zakres przemiatania do prawie maksymalnych wartości. Ponadto niższe częstotliwości sygnału sterującego stały się dominujące, przez co uzyskano wyraźniejszą modulację.

W trybie wykorzystującym sygnał trójkątny z generatora przestrajanego napięciem pochodzącym z obwiedni wzmocnionego sygnału EEG efekt okazał się znacznie łatwiejszy do kontrolowania. Mruganie oczami powodowało natychmiastowy wzrost amplitudy sygnału EEG, co przekładało się na zwiększenie częstotliwości przebiegu trójkątnego trafiającego na bramki tranzystorów. Modulacja zarówno fragmentów bez mrugania, jak i z mruganiem była znacznie wyraźniejsza niż w przypadku bezpośredniego sterowania przebiegiem EEG. To rozwiązanie charakteryzowało się jednak ograniczeniem, ponieważ użytkownik nie miał możliwości kontroli głębokości modulacji.

W subiektywnej ocenie użytkowników efektu brzmienie uzyskanego phasera znacząco różni się pomiędzy zbadanymi trybami. W Trybie 1 (bezpośrednia modulacja sygnałem EEG) modulacja fragmentu bez mrugania oczami jest niemalże niesłyszalna, natomiast we fragmencie z mruganiem prędkość zmian modulacji jest zbyt duża (przez co słabo słyszalna). W przypadku Trybu 2 brzmienie efektu jest porównywalne z brzmieniem zwykłego phasera, zarówno dla fragmentu z mruganiem, jak i bez mrugania.

Skonstruowany phaser umożliwi modulację dźwięku z wykorzystaniem biosygnalów, a także zapewni użytkownikowi kontrolę nad jego parametrami. W ostatecznej ocenie modulacja z wykorzystaniem generatora przestrajanego napięciem zapewnia lepsze brzmieniowo wrażenia słuchowe z równoczesnym zachowaniem dostatecznej kontroli nad prędkością modulacji.

## Literatura

- Adrian E.D., Matthews B.H.C., 1934, *The Berger rhythm: potential changes from the occipital lobes in man*, Brain: A Journal of Neurology, vol. 57, s. 355–385, <https://doi.org/10.1093/brain/57.4.355>.
- Eichas F., Fink M., Holters M., Zölzer U., 2014, *Physical Modeling of the MXR PHASE 90 Guitar Effect Pedal*, Department of Signal Processing and Communications, Hamburg.
- Fairchild Semiconductor, 2002, 2N5952, N-Channel RF Amplifier Datasheet, <https://www.mouser.com/datasheet/2/149/2N5952.pdf> [dostęp: 17.06.2024].
- Horowitz P., Hill W., 1995, *Sztuka elektroniki, cz. I*, wyd. 2 zmien., Wydawnictwa Komunikacji i Łączności WKŁ, Warszawa.

- Keen R.G., 1999, *The Technology of Phasers and Flangers*, GeoFex, [http://www.geofex.com/article\\_folders/phasers/phase.html](http://www.geofex.com/article_folders/phasers/phase.html) [dostęp: 17.06.2024].
- Kurzela M., 2020, *Filtr pasmowo-zaporowy 50 Hz*, Elektronika Praktyczna, s. 55–57, [https://ep.com.pl/files/ppx/12966-ep\\_2020-03\\_055-057.pdf](https://ep.com.pl/files/ppx/12966-ep_2020-03_055-057.pdf) [dostęp: 17.06.2024].
- Markiewicz R., 2017, *Zastosowanie EEG Biofeedback/Neurofeedback w rehabilitacji psychiatrycznej*, Psychiatria Polska, t. 51, nr 6, s. 1095–1106, <https://doi.org/10.12740/PP/68919>.
- Mitcheltree C., Steinmetz C.J., Comunití M., Reiss J.D., 2023, *Modulation Extraction for LFO-driven Audio Effects*, Centre for Digital Music, Queen Mary University of London, <https://doi.org/10.48550/arXiv.2305.13262>.
- Mohammed A.Z., Ahmed S.S., Seha S.N.A., 2015, *A New EEG Acquisition Protocol for Biometric Identification Using Eye Blinking Signals*, International Journal of Intelligent Systems and Applications, s. 48–54, <https://doi.org/10.5815/ijisa.2015.06.05>.
- Paalasmaa J., Murphy D., Holmqvist O., 2012, *Analysis of Noisy Biosignals for Musical Performance*, Department of Computer Science, University of Helsinki, Finland, Lecture Notes in Computer Science, vol. 7619, s. 241–252, [https://doi.org/10.1007/978-3-642-34156-4\\_23](https://doi.org/10.1007/978-3-642-34156-4_23).
- Straebel V., Thoben W., 2014, *Alvin Lucier's "Music for Solo Performer": Experimental music beyond sonification*, Cambridge University Press, vol. 19, s. 17–29, <https://doi.org/10.1017/S135577181300037X>.
- System 10-20, 2010, *Electrode locations of International 10-20 system for EEG (electroencephalography) recording*, [https://en.wikipedia.org/wiki/10%E2%80%9320\\_system\\_\(EEG\)#/media/File:21\\_electrodes\\_of\\_International\\_10-20\\_system\\_for\\_EEG.svg](https://en.wikipedia.org/wiki/10%E2%80%9320_system_(EEG)#/media/File:21_electrodes_of_International_10-20_system_for_EEG.svg) [dostęp: 17.06.2024].
- Teplan M., 2002, *Fundamentals of EEG Measurement*, Measurement Science Review, vol. 2, sect. 2, s. 1–11.
- Tietze U., Schenk C., 1996, *Układy półprzewodnikowe*, Wydawnictwa Naukowo-Techniczne, Warszawa.
- The JHS Show, 2021, *Legendary Phasers*, <https://thejhsshow.com/articles/legendary-phasers> [dostęp: 17.06.2024].
- Vidal J.J., 1973, *Toward Direct Brain-Computer Communication*, Annual Review of Biophysics, vol. 2, s. 157–180, <https://doi.org/10.1146/annurev.bb.02.060173.001105>.
- Węgrzyn F., 2023, *Budowa elektroencefalografu do oceny bodźców akustycznych*, Akademia Górniczo-Hutnicza im. Stanisława Staszica w Krakowie [praca inżynierska].
- Węgrzyn F., 2024, *Kontrola parametrów efektu audio z wykorzystaniem sygnału EEG*, Akademia Górniczo-Hutnicza im. Stanisława Staszica w Krakowie [praca magisterska].
- Zölzer U., 2011, *DAFX: Digital Audio Effects*, wyd. 2, Wiley, Hoboken, s. 7–14.