

Dedykowane algorytmy diagnostyki medycznej

ECG denoising - Empirical mode decomposition

Raport cząstkowy

Wojciech Kot, Mateusz Kozyra

22.12.2016

1 Wstęp

Celem projektu jest opracowanie, implementacja i przeprowadzenie testów algorytmu filtracji sygnału EKG z wykorzystaniem metody empirycznej dekompozycji (*ang. Empirical mode decomposition*) w środowisku C++. Prace nad algorytmem zostały podzielone na główne składowe, z których ten raport obejmuje:

- projekt toru przetwarzania sygnału,
- wstępna implementacja algorytmu z wykorzystaniem środowiska Matlab/Python i jego testowanie.

2 Opis metody - algorytmu

2.1 Dekompozycja empiryczna

Dekompozycja empiryczna należy do czasowo-częstotliwościowej transformaty sygnału, z której bazą jest sam analizowany sygnał. Ogólna zasada działania algorytmu polega na założeniu, że każdy sygnał zawiera w sobie różne proste oscylacje - funkcje składowe IMF (*ang. intrinsic mode function*). Funkcje te spełniają następujące warunki[1][2]:

1. Maksymalna różnica pomiędzy ilością ekstremów a przejść przez zero jest równa 1.
2. W dowolnym punkcie średnia wartość obwiedni utworzonej przez maksima i minima musi być równa 0.

W celu uzyskania składowych IMF z oryginalnego sygnału należy przeprowadzić na nim następujące działania[2]:

1. Identyfikacja wszystkich maksimów i minimów.
2. Przeprowadzenie interpolacji funkcją trzeciego stopnia w celu uzyskania górnej (dla maksimów) i dolnej (dla minimów) obwiedni. równa 0.
3. Obliczenie średniej pomiędzy dwoma obwiedniami i odjęcie jej od sygnału w celu wyodrębnienia detali

$$x_{avg}(t) = \frac{x_{min}(t) + x_{max}(t)}{2} \quad (1)$$

$$d_1(t) = x(t) - x_{avg}(t) \quad (2)$$

Gdzie:

$x(t)$ - sygnał oryginalny

$d_1(t)$ - detale, sygnał wejściowy dla kolejnej iteracji

$x_{min}(t)$ - minimum

$x_{max}(t)$ - maksimum

4. Jeśli wyznaczona składowa spełnia warunki to dokonuje się jej ekstrakcji z oryginalnego sygnału uzyskując sygnał resztkowy. W przypadku gdy wyznaczona składowa nie spełnia kryteriów, koniecznym jest powtórzenie poprzednich kroków do momentu aż zacznie je spełniać.

$$r_1(t) = x(t) - d_k(t) \quad (3)$$

$$h_1(t) = d_k(t) \quad (4)$$

Gdzie:

$r_1(t)$ - sygnał który bierze udział w wyznaczaniu kolejnego IMF/sygnał resztkowy
 $x(t)$ - sygnał oryginalny
 $d_k(t)$ - detale
 $h_1(t)$ - sygnał IMF

5. Traktując uzyskany sygnał resztkowy jako sygnał analizowany powtarza się poprzednie kroki w celu wyznaczenia kolejnej funkcji składowej IMF

Proces dekompozycji zostaje zakończony w momencie gdy nie jest możliwym wyodrębnienie kolejnych IMF z analizowanego sygnału, gdy komponenty IMF niosą w sobie wystarczającą informację o amplitudzie i modulacji sygnału. W takiej sytuacji analizowany sygnał jest funkcją monotoniczną bądź stałą. Dodatkowym kryterium zakończenia dekompozycji jest odchylenie standardowe pomiędzy kolejnymi sygnałami resztkowymi uzyskiwanymi podczas procesu dekompozycji. Typowo parametr SD przyjmuje zakres wartości 0.2 – 0.3[2][3].

$$SD = \sum_{t=0}^{L-1} \left[\frac{|d_{k-1}(t) - d_k(t)|^2}{d_{k-1}^2(t)} \right] \quad (5)$$

Proponowana metoda wykorzystania EMD w filtracji sygnału EKG ma polegać na przeprowadzeniu filtracji IMF w momencie gdy funkcja składowa jest zdominowana przez szum. W celu określenia zawartości szumu w poszczególnych IMF posłużono się współczynnikiem płaskości widma [2].

$$plaskoscWidma = \frac{\sqrt[L]{\prod_{n=0}^{L-1} H(n)}}{\frac{\sum_{n=0}^{L-1} H(n)}{L}} \quad (6)$$

Zakres częstotliwości sygnału EKG zazwyczaj zawiera się w przedziale od 0.05 do 100Hz, z tego powodu moc widma funkcji składowych będzie skoncentrowana na małym zakresie częstotliwości, wniosek - spektrum zaszumionych funkcji IMF będzie względnie bardziej płaskie w porównaniu do sygnału IMF [2]. Zaszumione składowe poddano filtracji przy pomocy filtru dolnoprzepustowego i filtru górnoprzepustowego. Po przeprowadzonej filtracji sygnał jest rekonstruowany $\hat{x}(t)$ z:

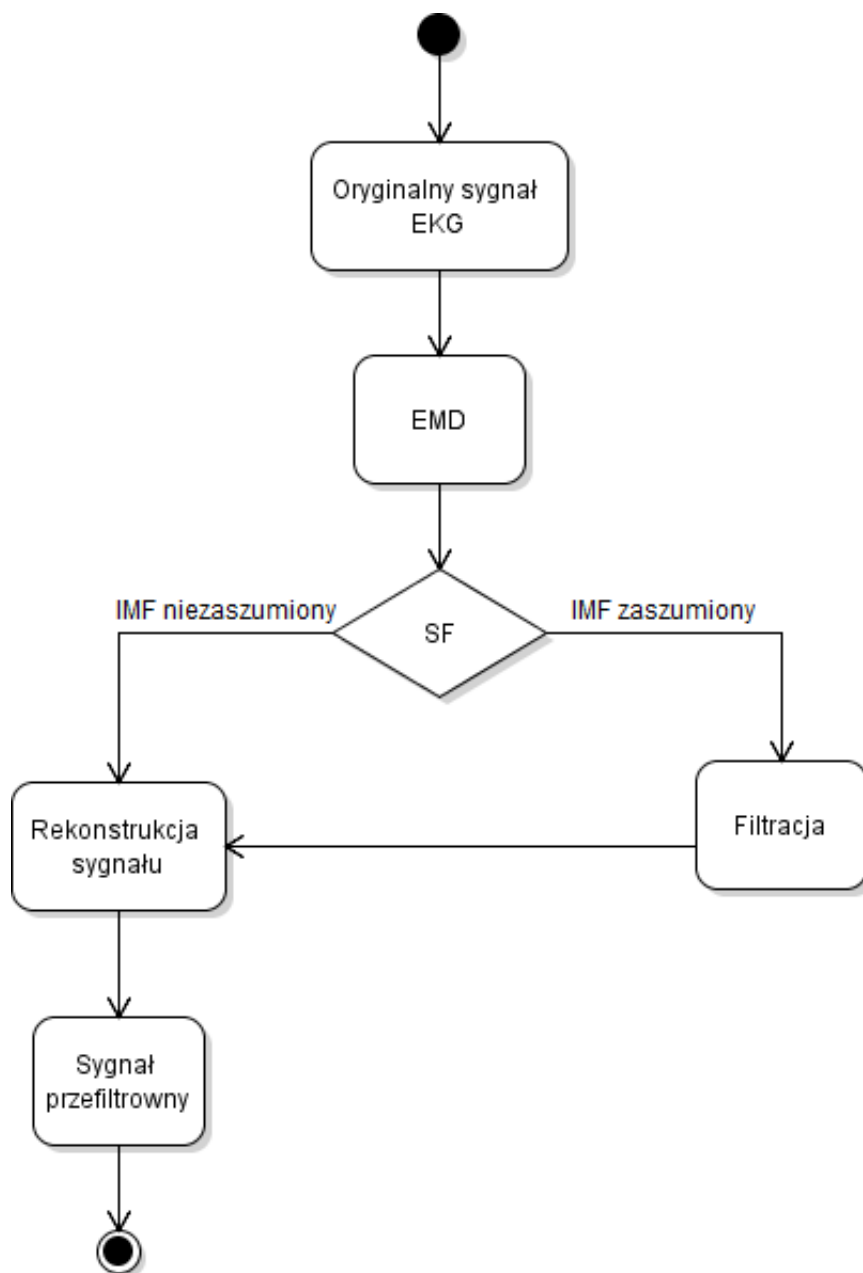
$$\hat{x}(t) = \sum_{k=1}^n \tilde{h}_k(t) + \sum_{k=n+1}^N h_k(t) + r_N(t) \quad (7)$$

Gdzie:

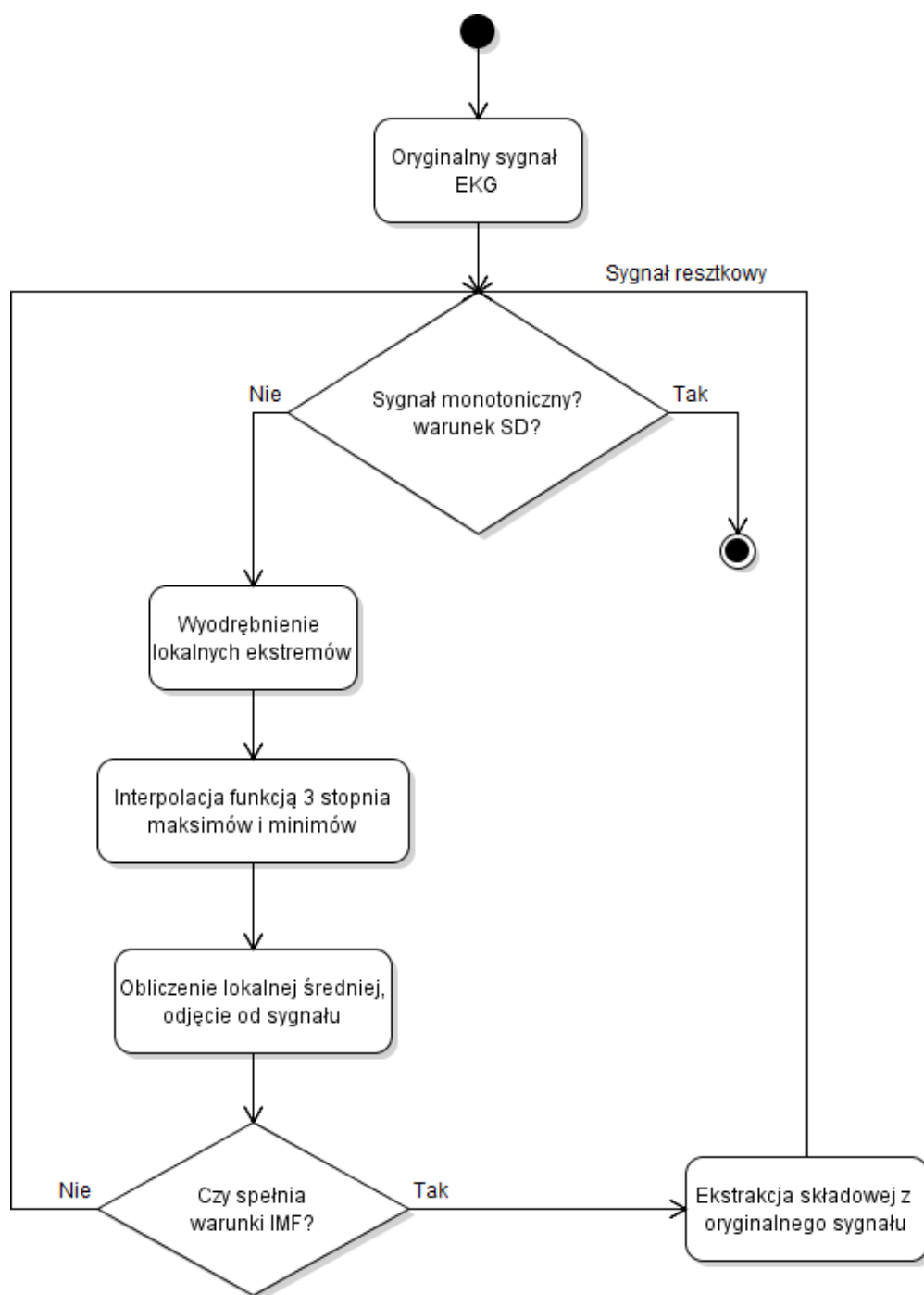
$\tilde{h}_k(t)$ - przefiltrowana wersja $h_k(t)$
 $r_N(t)$ - pozostały sygnał IMF

2.2 Diagramy algorytmu

Poniżej przedstawiono schematy blokowe algorytmu EMD oraz właściwego procesu dekompozycji, opisane w w punkcie 2.1.



Rysunek 1: Ogólny schemat algorytmu EMD



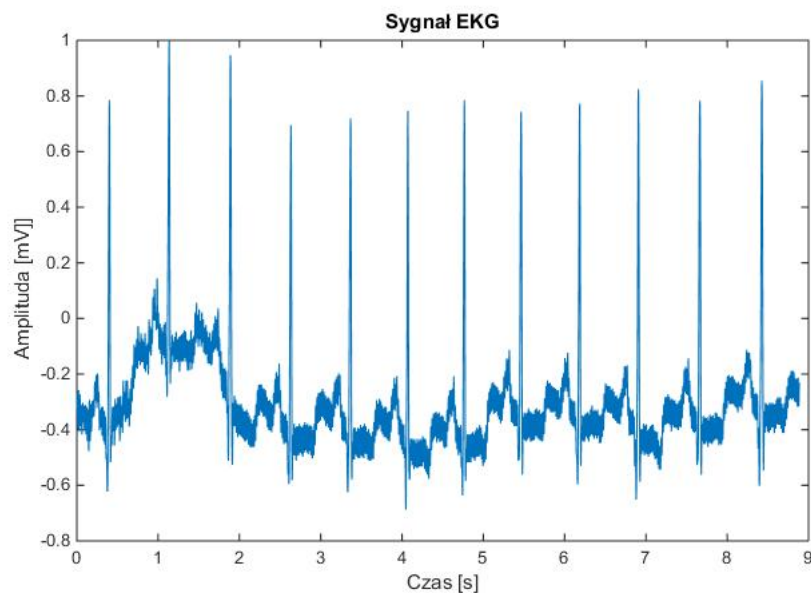
Rysunek 2: Schemat procesu dekompozycji na komponenty IMF

3 Działanie algorytmu

Algorytm zaimplementowany został zgodnie ze schematami podanymi w rozdziale 2. Jako środowisko wybrany został program Matlab, ze względu na dużą ilość już wbudowanych funkcji, które mogą być wykorzystane. W proponowanym algorytmie proces rozpoczyna się od dekompozycji, gdzie wyszukiwane są kolejne komponenty IMF. Zgodnie z [2], dla każdej wyznaczonej funkcji, mogącej być funkcją oscylacyjną, sprawdzane są warunki. Jeżeli w kolejnych iteracjach, nie dojdzie do znalezienia odpowiedniego komponentu IMF, jest on wyznaczany jako funkcja, dla której SD, pomiędzy nią, a tą z poprzedniej iteracji, jest mniejsze niż 0,3. Przyjęta wartość progowa, jest wynikiem licznych prób algorytmu, dając najlepsze rezultaty. Źródła [2][3], podają jej wartość jako przedział 0,2-0,3, co jednak w praktyce dało gorsze wyniki. Sam proces przesiewania może się więc zakończyć w następujących przypadkach:

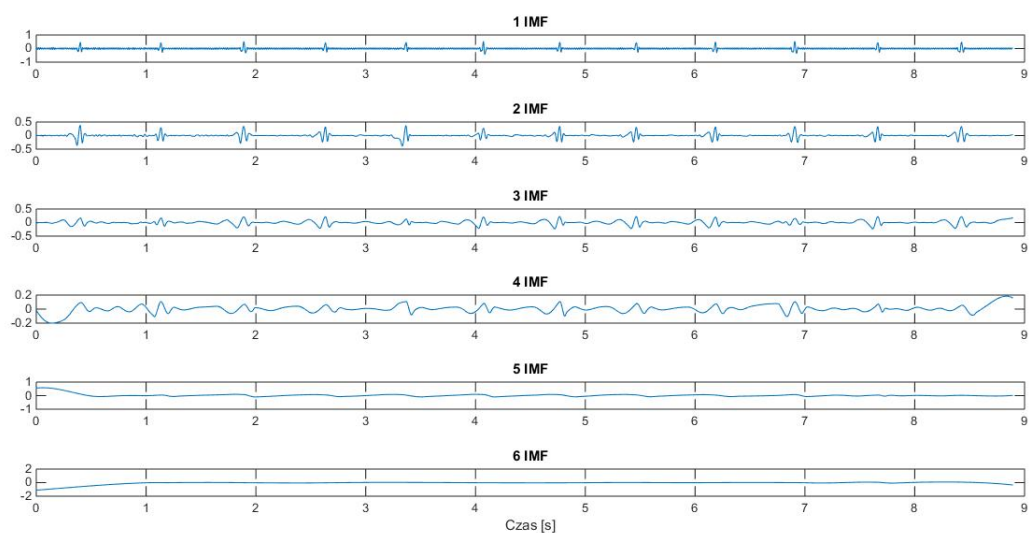
- Znalezienie IMF, spełniającej kryteria.
- Znalezienie IMF, wyznaczoną na podstawie SD.
- Brak możliwości wygenerowania obwiedni sygnału (na podstawie minimów i maksimów), ze względu na niewystarczającą ilość punktów (minimum 2).

Ostatni warunek, wynika z faktu, iż w kolejnych iteracjach analizowany sygnał zmienia się, zgodnie ze wzorami 3 i 4. Proces zostaje zakończony, gdy analizowany sygnał przestaje być funkcją monotoniczną, co powoduje, że nie można wyodrębnić więcej składowych IMF. Rysunek 3 przedstawia przykładowy sygnał EKG (sygnał nr 100 z bazy MIT-BIH Arrhythmia Database), który poddany został analizie i zostanie pokazany jako przykład w tym raporcie.



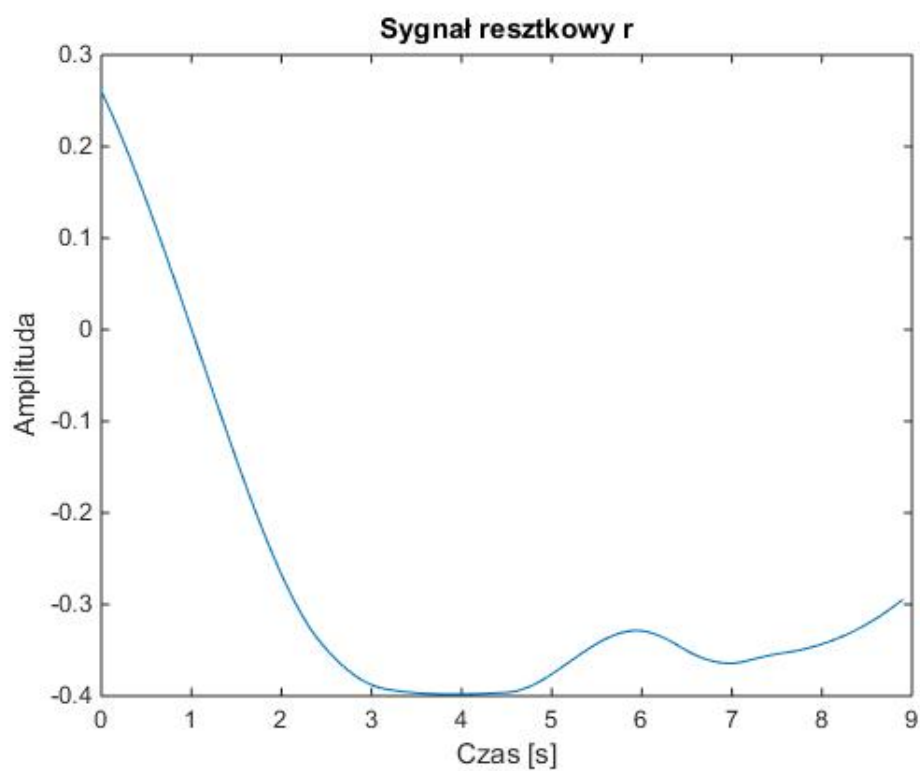
Rysunek 3: Sygnał EKG poddawany analizie

Po dokonaniu procesu przesiewania uzyskano kolejne funkcje oscylacyjne IMF (Rysunek 4). Zakłócenia sygnału w postaci szumów zawarte są w kilku pierwszych funkcjach [2]. W proponowanym rozwiązaniu w celu określenia ilości zaszumionych komponentów, zdecydowano się wykorzystać wyliczenie płaskości widma (*ang. Spectral Flatness- SF*) dla każdej funkcji i uznaniu za zaszumione, tylko te, dla których jej wartość znajduje się poniżej ustalonego progu. Pierwsze funkcje oscylacyjne, których wartość SF, jest mniejsza od 0,09, zostaną uznane za zaszumione. Proóg został przyjęty, na podstawie danych dostępnych w źródłach [2] i jak wykazała dalsza analiza sprawdza się również w zaproponowanym algorytmie. Algorytm wykazał, że za zaszumioną, można uznać tylko pierwszą funkcję oscylacyjną.



Rysunek 4: Kolejne funkcje oscylacyjne sygnału EKG

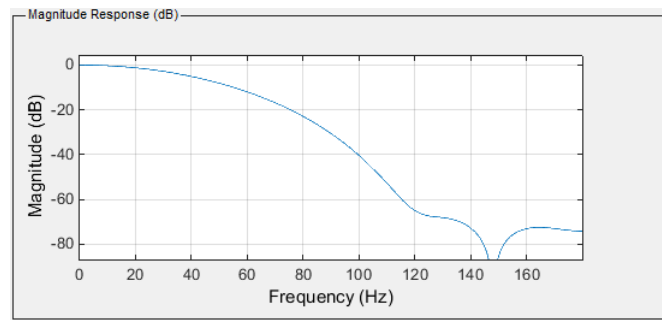
Rezultatem procesu przesiewania, oprócz powyższych funkcji, był również sygnał resztkowy, czyli pozostałość wejściowego, z której nic nie można już było wyodrębnić (Rysunek 5).



Rysunek 5: Sygnał resztkowy

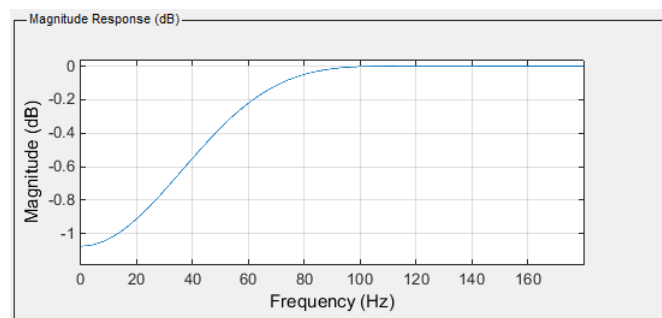
Kolejnym etapem było odsumienie pierwszej funkcji oscylacyjnej. Ogólnie algorytm sumuje wszystkie zaszumione funkcje i dopiero na wynikowej dokonuje dalszych operacji, jednak, z powodu faktu, iż w tym przypadku jest tylko jedna, nie jest konieczna operacja sumowania. Odszumiony sygnał wyjściowy ma następnie zastąpić wszystkie zaszumione funkcje oscylacyjne, czyli w wielu przypadkach, chociaż nie w analizowanym, nastąpi redukcja ilości tych funkcji. W celu przeprowadzenia operacji odszumiania, zaprojektowano filtr pasmowo-przepustowy o paśmie 5-20 Hz, pasmo takie pozwoli na usunięcie niepożądanych zakłóceń. Dobór okna, uzasadniony był wieloma próbami, mającymi na celu wyłonić, to dla którego uzyskane wyniki będą najlepsze-Blackmana. Częstotliwość próbkowania sygnału wynosi 360 Hz. Filtr wykonano w postaci kaskadowego połączenia filtra dolno i górnoprzepustowego:

- Filtr dolnoprzepustowy: $f_c=20$ Hz, rząd=10, okno: Blackman (Rysunek 6)



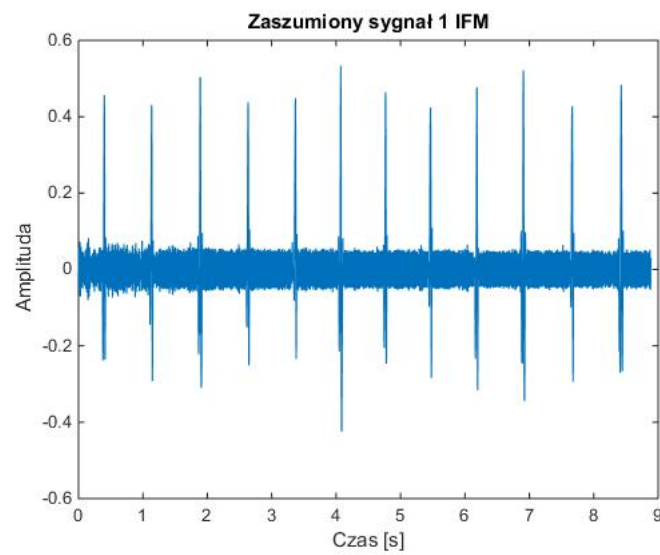
Rysunek 6: Filtr dolnoprzepustowy- odpowiedź częstotliwościowa

- Filtr górnoprzepustowy: $f_c=5$ Hz, rząd=10, okno: Blackman (Rysunek 7)

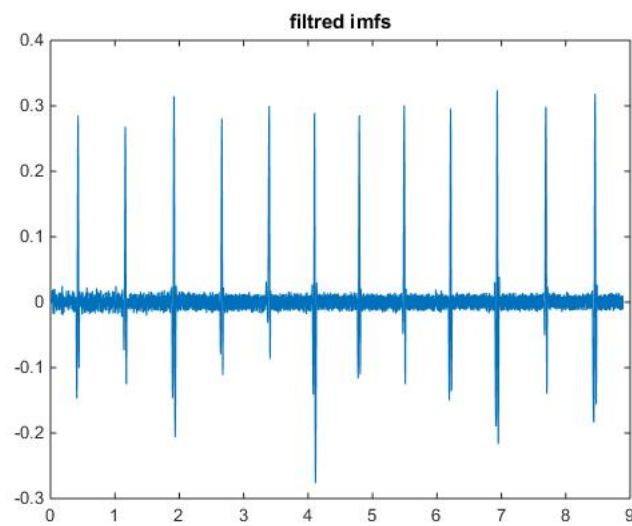


Rysunek 7: Filtr dolnoprzepustowy- odpowiedź częstotliwościowa

Rezultaty przedstawiono na Rysunkach 8 i 9. Filtr, jak widać nie eliminuje całkowicie zakłóceń, jednak znacznie je zmniejsza. Wynik jest zdecydowanie lepszy niż w przypadku filtracji pasmowo przepustowej 40-60 Hz (Butterworth, rząd 10), która jest wykorzystywana w analogicznych przypadkach [2]. Zaproponowane pasmo, pozwala na dalszą swobodną analizę i ostateczne odszumienie sygnału, choć nie wykluczone, że filtracja pozostanie aspektem, który należy poddać jeszcze dalszej pracy, celem jego udoskonalenia.

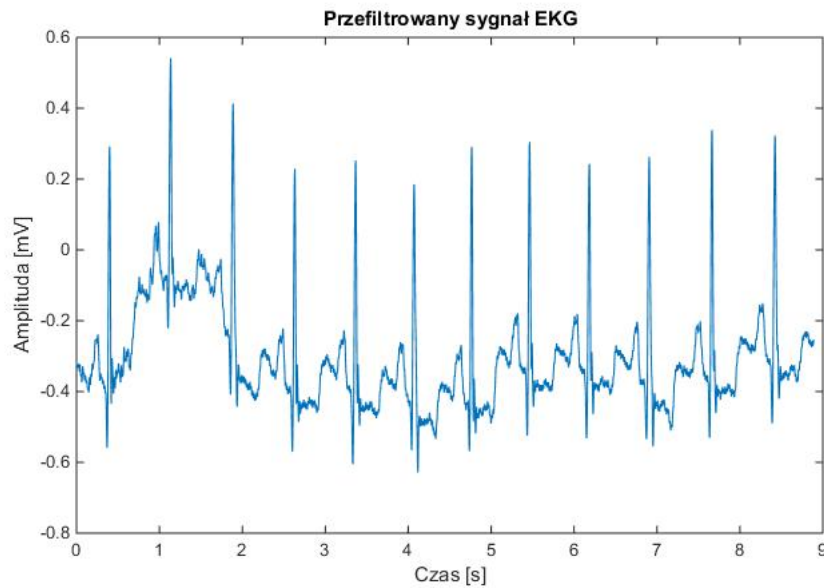


Rysunek 8: Zaszumiona 1 funkcja oscylacyjna



Rysunek 9: Przetworzona 1 funkcja oscylacyjna

Ostatecznie przetworzoną funkcję oscylacyjną dodano do pozostałych oraz do sygnału resztkowego. Utworzony w ten sposób sygnał stanowi końcową wersję- przetworzony sygnał EKG (Rysunek 10).



Rysunek 10: Przefiltrowany sygnał EKG

4 Podsumowanie

Przedstawione w artykule wyniki eksperymentu potwierdzają możliwość zastosowania metody EMD do filtracji sygnałów EKG oraz poprawność wykonania prototypu. Porównując sygnał wejściowy i wynikowy, widać wyraźną poprawę jakości i uzyskanie znacznej redukcji szumów. Z diagnostycznego punktu widzenia może mieć to szerokie zastosowanie w dalszej analizie sygnału pod kątem występowania w nim nieprawidłowości. Uwagę zwraca niższa wartość amplitudy załamków R w sygnale przefiltrowanym. Może mieć to wpływ na dalszą diagnostykę, stąd w dalszych etapach zostaną podjęte starania mające na celu minimalizację tego efektu.

Literatura

- [1] Md. Ashfanoor Kabir, Celia Shahnaz *Denoising of ECG signals based on noise reduction algorithms in EMD and wavelet domains.*
- [2] Anil Chacko, Samit Ari *Denoising of ECG signals using Empirical Mode Decomposition based technique*
- [3] Omkar Singh, Ramesh Kumar Sunkaria *ECG Signal Denoising Based on Empirical Mode Decomposition and Moving Average Filter*