



AKADEMIA GÓRNICZO-HUTNICZA
IM. STANISŁAWA STASZICA W KRAKOWIE

ELEKTRONICZNE SYSTEMY DIAGNOSTYKI MEDYCZNEJ I
TERAPII

Odszumianie sygnału metodą nielokalnych średnich

Autorzy:
Tomasz GAWLIK
Tomasz KAŃKA

Spis treści

1	Wstęp	2
2	Algorytm	3
3	Dobór parametrów	4
4	Prototyp programu	5
4.1	Implementacja metody NLM	5
4.2	Wizualizacja uzyskanych wyników	5
5	Implementacja algorytmu w C++	6
6	Porównanie implementacji w Matlabie oraz w C++	7
6.1	Rozbieżności między implementacjami	7
6.2	Czasowe porównanie implementacji	8
7	Wnioski	9

1 Wstęp

Niezwyczajnie istotnym z punktu widzenia analizy sygnału EKG jest oddzielenie rzeczywistego sygnału od szumu, który nakłada się na sygnał podczas badania. Jedną z technik stosowanych do odszumowania sygnału ekg jest filtr nielokalnych średnich (ang. nonlocal means NLM). Metoda polega na uśrednieniu podobnych fragmentów przebiegu, które powtarzają się na przestrzeni całego badania. Można zaryzykować stwierdzenie że sygnał EKG jest okresowy więc powyższa metoda powinna wiernie odwzorować realny przebieg.

2 Algorytm

Celem algorytmu jest odtworzenia poprawnego sygnału u z zarejestrowanego przebiegu $v = u + g$, gdzie g jest addytywnym szumem. Dla podanej próbki sygnału s estymata $\hat{u}(s)$ stanowi sumę ważoną innych próbek t które zawierają się w sąsiedztwie $N(s)$

$$\hat{u}(s) = \frac{1}{Z(s)} \sum_{t \in N(s)} w(s, t) v(t) \quad (1)$$

gdzie $Z(s) = \sum_t w(s, t)$, a waga dla próbki wynosi w :

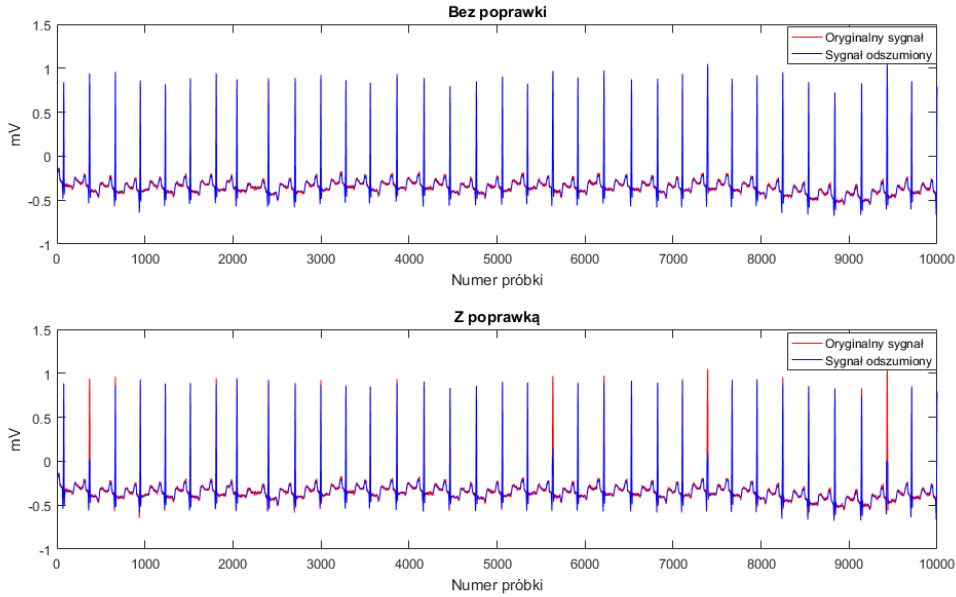
$$w(s, t) = \exp \left(-\frac{\sum_{\delta \in \Delta} (v(s + \delta) - v(t + \delta))^2}{2L_{\Delta}\lambda^2} \right) \equiv \exp \left(-\frac{d^2(s, t)}{2L_{\Delta}\lambda^2} \right) \quad (2)$$

W równaniu (2) λ jest parametrem opisującym pasmo, podczas gdy Δ reprezentuje lokalny fragment próbek wokół punktu s , zawierający L_{Δ} próbek. Okolice punktu t są analizowane wycinkiem o tym samym kształcie.

Należy zwrócić uwagę, że $w(s, s) = 1$. Stosując metodą NLM dla zaszumionych obrazów, często zakłada się, że:

$$w(s, s) = \max_{t \in N(s), t \neq s} w(s, t) \quad (3)$$

W przypadku odsumowania sygnału EKG, stosując powyższą korektę dochodzi do nadmiernego gładzenia niektórych zespołów QRS, co widoczne jest na rysunku 1. Pozostano więc przy oryginalnej wadze $w(s, s) = 1$.

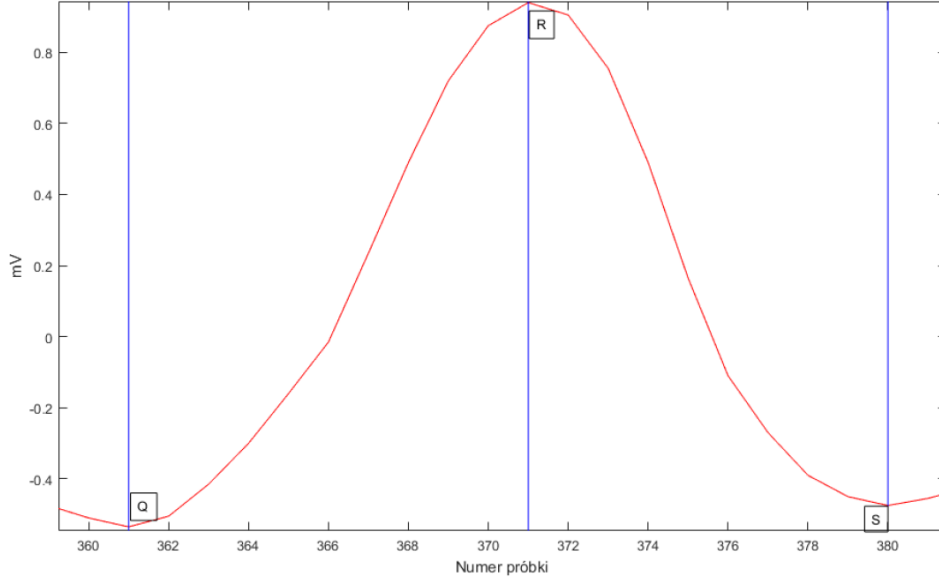


Rysunek 1: Sprawdzenie wprowadzenia korekty opisanej wzorem 3. Wprowadzona poprawka tak naprawdę pogarsza estymatę oryginalnego sygnału EKG.

Cechą odróżniającą metodę NLM są wagi $w(s, t)$ które zależą od podobieństwa między fragmentami, a nie odległością między punktami s i t . Uśrednianie podobnych fragmentów pozwala na znacznie lepsze zachowanie zboczy sygnału niż inne typowe filtry (np. Gaussowski, dolnoprzepustowy). Biorąc pod uwagę że podobieństwo między fragmentami jest widoczne na całym przebiegu, może on być uznany za sąsiedztwo badanego fragmentu. Taki zabieg powoduje że proces jest całkowicie nielokalny.[3]

3 Dobór parametrów

Przy implementacji filtra NLM pojawia się problem doboru parametrów algorytmu. Pierwszym parametrem jest P określający maksymalną odległość próbki należącej do Δ od punktu s , a więc $L_\Delta = 2P + 1$. Dla sygnałów EKG odpowiednim wyborem dla P jest liczba w okolicach połowy długości zespołu QRS.



Rysunek 2: Fragment sygnału EKG zawierający zespół QRS. Sygnał pochodzi z Physionet MIT-BIH arrhythmia database i jest oznaczony numerem 100.[2]

Z rysunku 2. wynika, że odpowiednią wartością będzie $P = 10$ próbek.

Parametr M reprezentuje połowę rozmiaru otoczenia $N(s)$ (czyli $|N(s)| = 2M + 1$). Zapewnia on „mniej lokalne” przeszukiwanie sygnału. Zakładając, że sygnał EKG jest praktycznie okresowy, im więcej „okresów” zostanie uwzględnionych w obliczaniu estymaty $\hat{u}(s)$ tym lepsze wyniki powinno się uzyskać. Jednakże zbytne zwiększenie obszaru poszukiwań powoduje dłuższe obliczenia. Przyjęto, że $M = 2000$, a co za tym idzie, obszar poszukiwań obejmuje około 15 „okresów” sygnału ECG.

Ostatnim, ale naistotniejszym parametrem jest pasmo λ , który odpowiada za wygładzenie estymaty zaszumionego sygnału EKG. Zbyt mała λ powoduje złe dopasowanie wag przy uśrednianiu, zbyt duża wartość tego parametru skutkuje w traktowaniu niepodobnych do siebie fragmentów sygnału jako podobnych. Parametr ten zależy od wariancji σ^2 szumu i można przyjąć, że $\lambda = \frac{6}{10}\sigma$. Parametr ten został dobrany doświadczalnie, na bazie analizy zaszumionych przebiegów, wobec czego przyjęto, że $\sigma^2 = 0,0004$. [3].

4 Prototyp programu

Prototyp programu zrealizowano w środowisku Matlab. Tę decyzję podjęto ze względu na łatwość implementacji algorytmu w tym środowisku, znajomość autorów projektu języka Matlab oraz szybką możliwość wizualizacji osiągniętych wyników.

Dla ujednolicenia oznaczeń przyjmijmy, że n oznacza liczbę próbek sygnału wejściowego. Prototyp został podzielony na dwie zasadnicze części:

1. Wczytanie danych pomiarowych, wywołanie funkcji zawierającej implementację metody nielokalnych średnich oraz wyrysowanie wyników.
2. Funkcja odsumiająca sygnał wejściowy metodą NLM

4.1 Implementacja metody NLM

Implementacja funkcji odsumiającej odbyła się zgodnie z opisem w rozdziale 2.

Zasadniczo, składa się ona z 3 zagnieżdżonych w sobie pętli. Najbardziej zewnętrzna z nich ma za zadanie przejść przez wszystkie próbki sygnału wejściowego $v(s)$ oraz uzyskać $\hat{u}(s)$ zgodnie z (1).

Środkowa pętla odpowiada za wyliczenie (2) przy ustalonym s dla każdego $t \in N(s)$. Uzyskany wynik dla każdej iteracji dodawany jest do zmiennej Z oraz mnożony przez $v(t)$ i dodawany do Mult , w celu wyznaczenia odpowiednio $Z(s)$ oraz sumy z równania (1).

Wewnętrzna pętla ma za zadanie wyznaczyć $d^2(s, t)$ pomiędzy próbkami s i t zgodnie z (2).

4.2 Wizualizacja uzyskanych wyników

Główny program ma za zadanie wczytać dane wejściowe, przekazać je do funkcji odsumiającej opisanej w 4.1 wraz z parametrami, których dobór odbył się zgodnie z rozdziałem 3. Po otrzymaniu wyniku filtracji program główny przystępuje do wizualizacji uzyskanych rezultatów. Odbywa się to w formie wykresu porównującego dane oryginalne z danymi odsumionymi.

Warto zaznaczyć, że dla próbek s o numerach od 1 do P oraz od $n - P + 1$ do n lokalny fragment wokół s jest mniejszy niż dla pozostałych próbek. Postanowiono dla nich jako estymatę przyjąć sygnał wejściowy. Takie podejście nie wpływa w sposób zauważalny na rezultat, gdyż $P \ll n$.

5 Implementacja algorytmu w C++

Prototyp zrealizowany w środowisku Matlab pozwolił na bardzo szybką implementację algorytmu w C++. Miała ona na celu przyspieszenie dokonywanych obliczeń.

Program napisany w C++ ma strukturę jednoplikową i w samym działaniu odbiega od prototypu tylko pod kątem braku wizualizacji wyników. W zamian, rezultat zapisywany jest do pliku tekstowego.

Kompilacja programu została przetestowana pod kompilatorem GCC 5.3.0 na systemie operacyjnym Microsoft Windows 10. Ważną kwestią okazało się dodanie flagi automatycznej optymalizacji `-Ofast` podczas wykonywania polecenia `g++ main.cpp`, w przeciwnym wypadku program w C++ wykonywał się znacznie dłużej niż prototyp w Matlabie.

Podczas uruchamiania programu istnieje możliwość przekazania argumentów z poziomu wiersza poleceń. Parametry te to kolejno nazwa pliku wejściowego, nazwa pliku wyjściowego, parametr P , parametr M oraz parametr λ . W przypadku nie podania argumentów przyjmują one wartości domyślne:

Tablica 1: Domyślne wartości argumentów funkcji `main`. Parametry liczbowe zostały przyjęte zgodnie z rozdziałem 3.

Argument	Wartość domyślna
Nazwa pliku wejściowego	<code>input</code>
Nazwa pliku wyjściowego	<code>output</code>
P	10
M	2000
λ	0.012

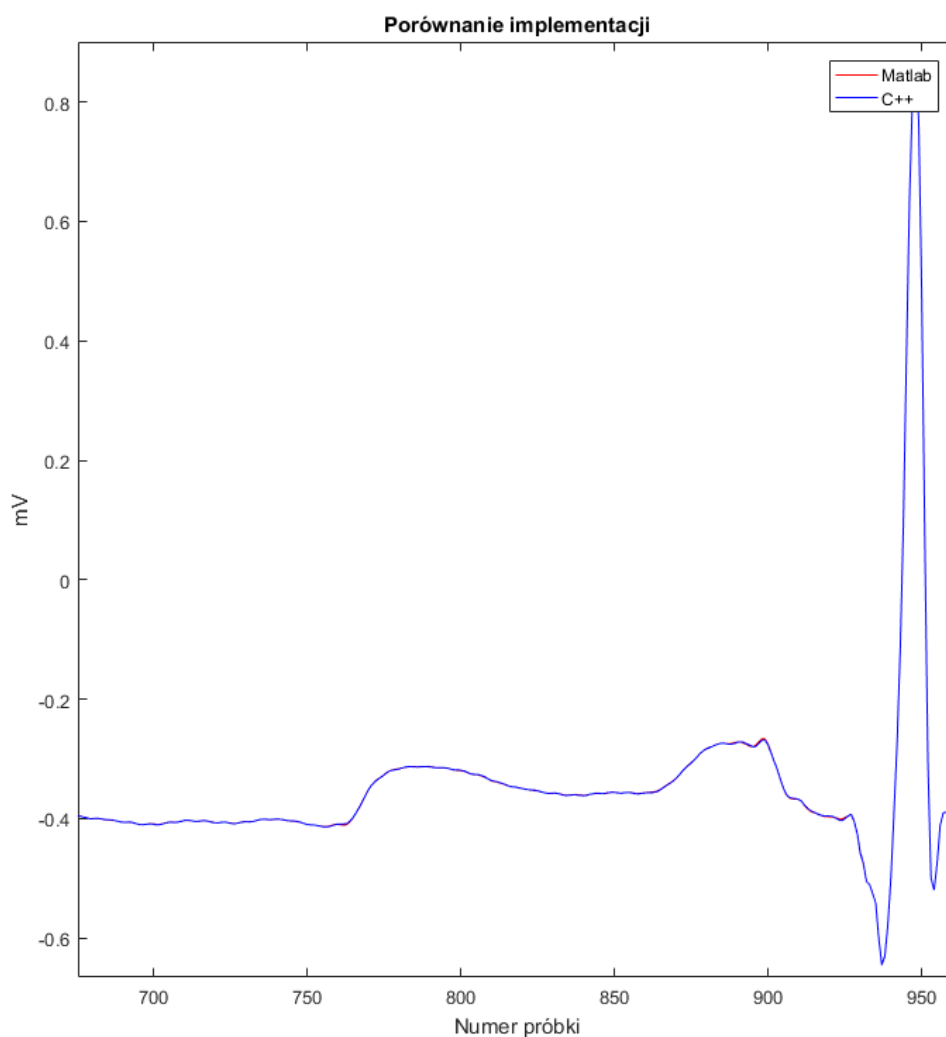
Do przechowywania danych wejściowych oraz sygnału odsumionego wykorzystano darmową bibliotekę Eigen.

6 Porównanie implementacji w Matlabie oraz w C++

Istotną sprawą jest sprawdzenie, czy występują znaczące różnice między implementacją w Matlabie oraz w C++. W celu porównania sprawdzono rozbieżności pomiędzy implementacjami (wizualnie) oraz czas obliczeń.

6.1 Rozbieżności między implementacjami

W celu porównania rezultatów uzyskanych w Matlabie oraz w C++ dokonano próby odszumienia sygnału oznaczonego numerem 100 (pierwsze 100000 próbek) pochodzącego z Physionet MIT-BIH arrhythmia database[2] obydwoma programami. Parametry algorytmu w obu przypadkach są takie same (domyślne). Następnie zestawiono wyniki na wspólnym wykresie.



Rysunek 3: Porównanie obydwu implementacji. Wykres został przybliżony na jeden pseudookres, ze względu na brak czytelności wykresu.

Rysunek 3 dowodzi, że implementacja w C++ i w Matlabie dają podobne rezultaty. Nieznaczne różnice mogą wynikać z różnic pomiędzy precyzjami typów `double` w obu językach.

6.2 Czasowe porównanie implementacji

Obydwie implementacje dają podobne rezultaty. Można zatem porównać czas wykonywania obydwu programów. Programy zostały uruchomione na komputerze z procesorem Intel i7 4790.

Tablica 2: Tabela porównująca czasy wykonania programu.

Język	Czas [s]
Matlab	96,958
C++	22,937

Niekwestionowanym zwycięzcą jest C++. Warto jednak zauważyć, że bez flagi `-Ofast` program w C++ wykonuje się znacznie dłużej (dla takiego samego zestawu danych - kilkanaście minut).

Czas wykonywania programu może wydawać się bardzo długi, jednak jest on związany z dużą złożonością obliczeniową. Wykonywane są 3 zagnieżdżone w sobie pętle. Dla parametrów domyślnych instrukcje z wewnętrznej pętli programu wykonują się około $(n - 2P - 1) \cdot (2M + 1) \cdot (2P + 1)$ razy, co dla domyślnych parametrów i serii 100 tysięcy próbek daje około 8 miliardów iteracji.

7 Wnioski

Projekt miał na celu zapoznanie się z metodą nielokalnych średnich w odsumianiu sygnału EKG. Algorytm NLM jest wykorzystywany przede wszystkim w odsumianiu obrazów, ale, jak widać, jego wersja „jednowymiarowa” jest również skuteczna w odsumianiu sygnałów biomedycznych.

Warto zauważyć, że metoda praktycznie nie ingeruje w okolicach załamki Q . Jest to związane z tym, że różnice wartości sygnału między dowolnymi próbkami s i t w obrębie załamki Q są duże, a co za tym idzie, wagi w tym punkcie są małe.

Algorytm jest stosunkowo wolny. W celu przyspieszenia działania można zastosować dwie zmiany w działaniu:

1. Zrównoleglenie wyliczeń i wykorzystanie GPU
2. Wykorzystanie algorytmu zaproponowanego w artykule „*Fast nonlocal filtering applied to electron cryomicroscopy*” [1]

W projekcie użyto dwóch implementacji tego samego algorytmu. Prototyp programu pozwala na szybką implementację wybranego algorytmu w języku niekompilowanym. Służy on do testowania poprawności implementacji i ma na celu ułatwienie napisania programu wyjściowego. Sam program ma za zadanie przyspieszyć obliczenia. Taka konwencja znacznie przyspiesza proces tworzenia oprogramowania.

Literatura

- [1] Jérôme Darbon, Alexandre Cunha, Tony F. Chan, Stanley Osher, and Grant J. Jensen. Fast nonlocal filtering applied to electron cryomicroscopy. pages 1331–1334, 2008.
- [2] PsychoNet. Mit-bih arrhythmia database. (*Dostęp online 15.12.2016r.* <https://www.physionet.org/physiobank/database/mitdb/>).
- [3] Brian H Tracey and Eric L Miller. Nonlocal means denoising of ecg signals. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 59(9):2383–2386, 2012.