

Elektrokardiografia (EKG)

Tomasz Pięciak

AGH Akademia Górniczo-Hutnicza

Katedra Automatyki, Laboratorium Biocybernetyki

<http://home.agh.edu.pl/pieciak/>

1 Wprowadzenie

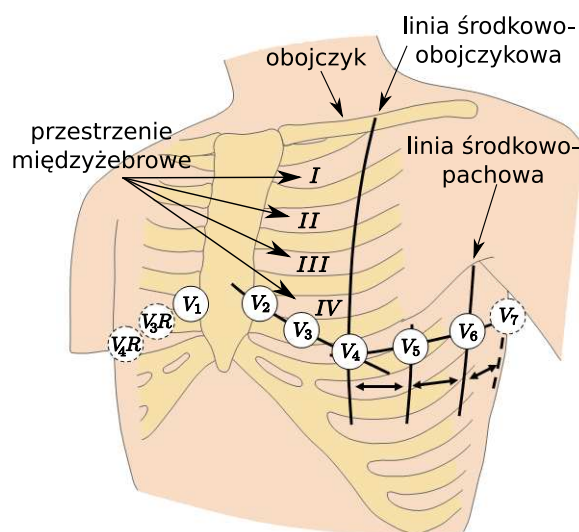
Początki elektrokardiografii datuje się na rok 1887, kiedy to po raz pierwszy Augustus Desiré Waller¹ zarejestrował elektryczną aktywność serca wykorzystując elektrometr kapilarny [3]. Obserwacja zmiany potencjałów elektrycznych była możliwa przez obejrzenie pod mikroskopem przesuwanego się menisku rtęci w niewielkiej szklanej rurce. Waller zastosował cztery elektrody umiejscowione na kończynach oraz jedną na ustach badanego pacjenta co w konsekwencji spowodowało dobrą jakość sygnału o relatywnie małych zakłóceniach. Pracę w tym kierunku kontynuował profesor Uniwersytetu w Lejdzie, Willem Einthoven² przedstawiając w 1903 roku elektrokardiogram zarejestrowany z powierzchni ciała człowieka, do pomiaru którego użył galwanometru strunowego. Zadaniem galwanometru było wskazanie różnicy napięć między dwoma elektrodami leżącymi na odmiennych liniach izopotencjalnych. Mimo, iż opracowany przez niego wynalazek spotkał się ze sporym zainteresowaniem, był jedynie narzędziem pomocniczym w terapii polifizjograficznej. Umieszczone elektrody kolejno na lewej ręce, prawej ręce oraz lewej nodze wyznaczały trzy odprowadzenia dwubiegunowe (I, II, III) tworząc jednocześnie trójkąt równoboczny, zwany trójkątem Einthovena. Po dziś dzień nazywany klasycznym, został uzupełniony o dodatkowe, tworząc łącznie dwanaście odprowadzeń standardowego EKG [8].

W typowym zastosowaniu, oprócz wspomnianych trzech odprowadzeń zaproponowanych przez Einthovena stosuje się także trzy odprowadzenia jednobiegunowe kończynowe Goldbergera (aVF, aVR, AVL) mające za cel wskazanie łącznie z odprowadzeniami wzorcowymi zmiany pola elektrycznego w płaszczyźnie czołowej, zaś rejestrację zmian pola elektrycznego w płaszczyźnie poziomej zapewnia sześć odprowadzeń jednobiegunowych przedsercowych Wilsona (V_1 – V_6). W praktyce klinicznej stosuje się najczęściej sześć odprowadzeń przedsercowych i jedynie dwa odprowadzenia kończynowe dokonując rekonstrukcji pozostałych co jest możliwe dzięki powstaniu nadmiarowości informacji w zamkniętym oczku trójkąta Einthovena oraz trójkąta Goldbergera [1, 8]. W zależności od zapotrzebowania, można uzupełnić pomiar do dodatkowe elektrody prawokomorowe (V_3R , V_4R) oraz w przypadku podejrzenia zawału mięśnia sercowego o elektrodę ściany bocznej lewej komory (V_7) (**Rysunek 1**).

W czasie laboratorium analizie poddawany będzie typowy sygnał elektrokardiograficzny. Warto jednak mieć świadomość, że oprócz elektrokardiografii konwencjonalnej istnieje wiele technik pochodnych, m.in. elektrokardiografia próby wysiłkowej, elektrokardiografia ambulatoryjna (nazywana metodą Holtera), metoda inwazyjna oraz kardiokografia (rejestrująca jednoczesny zapis pracy serca płodu i skurczów macicy). W diagnostyce medycznej występuje

¹Augustus Desiré Waller (1856–1922) – brytyjski fizjolog, uważany za pioniera elektrokardiografii.

²Willem Einthoven (1860–1927) – holenderski fizjolog i histolog, laureat Nagrody Nobla w dziedzinie *fizjologii i medycyny* w roku 1927 za wynalezienie elektrokardiografu.



Rysunek 1: Usytuowanie elektrod dla odprowadzeń przedsercowych Wilsona (V_1 – V_6), prawokomorowych (V_3R , V_4R) oraz ściany bocznej lewej komory (V_7); źródło: [6]

również metoda, rejestrująca zmiany pola magnetycznego serca, nazywana magnetokardiografią (MKG), jednak z powodu kosztownego chłodzenia magnetometrów SQUID jest techniką komplementarną do badania EKG i rzadko używaną³ [8].

Dokonując analizy należy mieć świadomość również o istnieniu techniki wektokardiografii, w której dokonuje się przekształcenia kanałów (V_1 – V_6 , I, II) sygnału EKG do przestrzeni trójwymiarowej i analizy kształtu pętli zataczanych przez sygnał w trzech wymiarach.

W tabeli 1 wyszczególniono najważniejsze parametry toru pomiarowego oraz sygnału elektrokardiograficznego.

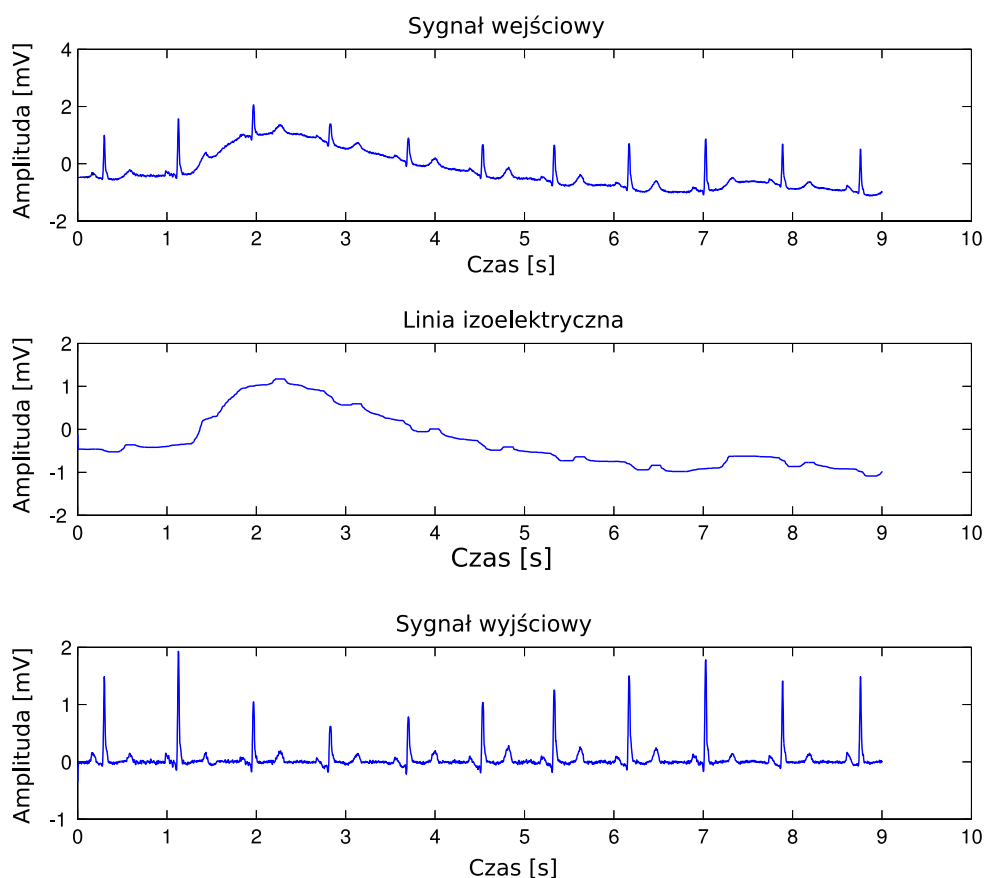
Diagnostyka w zakresie pracy serca na podstawie zjawisk elektrycznych zachodzących w mięśniu sercowym dotyczy przede wszystkim analizy parametrów:

- **czasowych** – następstwa zjawisk związanych z pobudzeniem i relaksacją.
- **morfologicznych** – miejsca powstania impulsu elektrycznego i droga jego przewodzenia w mięśniu sercowym

Typowa analiza cyfrowych elektrokardiogramów składa się z następujących etapów:

1. filtracja sygnału (usunięcie zakłóceń mięśniowych, sieciowych 50/60 Hz, związanych oddychaniem pacjenta, zmiennej impedancji elektrod oraz artefaktów powstałych w wyniku ruchu podczas badania) (**Rysunek 2**),
2. detekcja zespołów skurczowych serca QRS poprzez wyznaczenie numerów próbek reprezentujących załamek R,
3. klasteryzacja zespołów QRS ze względu na morfologię wraz z określeniem reprezentantów klas oraz klasyfikacja zespołów QRS ze względu na typ pobudzenia: nadkomorowe (łac. *supraventricular* – SV), komorowe (łac. *ventricular* – V), inne (**Rysunek 3**),
4. detekcja punktów charakterystycznych sygnału EKG (P-onset, P-end, QRS-onset, QRS-end, T-end),
5. diagnostyka odcinków ST i QT oraz załamek P

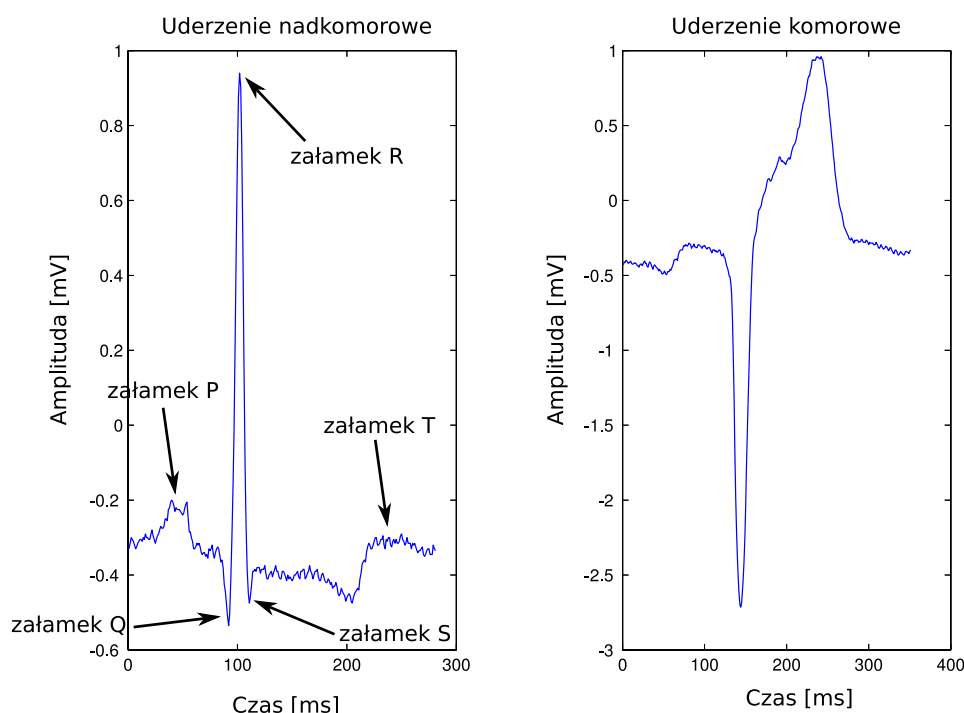
³W Polsce żaden ośrodek diagnostyczny nie umożliwia badania magnetokardiograficznego.



Rysunek 2: Przykład rzeczywistego sygnału EKG z pływającą izolinia elektryczną; estymacja izolinii elektrycznej oraz ostateczny sygnał powstały z odjęcia od rzeczywistego sygnału EKG estymowanej izolinii elektrycznej (opracowanie własne)

Typowe parametry toru pomiarowego	Parametry sygnału EKG
<ul style="list-style-type: none"> • częstotliwość próbkowania sygnału: $200 - 500 \text{ Hz}$, • w przypadku elektrokardiografii wysokiej rozdzielczości HR-ECG: $1 - 2 \text{ kHz}$, a nawet 18 kHz przy ograniczeniu jednego kanału • przetwornik A/C: 10-12 bit, • impedancja wejściowa toru pomiarowego: $> 10 - 100 \text{ M}\Omega$, • Tłumienie sygnału współbieżnego: $> 100 \text{ dB}$ 	<ul style="list-style-type: none"> • zakres amplitudy: $0,5 - 5 \text{ mV}$, • zakres częstotliwości: $0,05 - 250 \text{ Hz}$

Tabela 1: Typowe parametry toru pomiarowego oraz sygnału EKG



Rysunek 3: Porównanie morfologii uderzenia nadkomorowego i komorowego. Na przykładzie uderzenia nadkomorowego zaznaczono najważniejsze komponenty sygnału EKG (załamki: P, Q, R, S, T) (opracowanie własne)

2 Detekcja zespołów QRS

Zadaniem detekcji zespołów QRS w sygnale elektrokardiograficznym jest określenie miejsc, w których znajdują się zespoły skurczowe serca. Zespół QRS odpowiada depolaryzacji, czyli pobudzeniu prawej i lewej komory serca. W rzeczywistości detekcja zespołów QRS sprowadza się do wyznaczenia numerów próbek sygnału, które odnoszą się do załamków R. Na podstawie wyznaczonych załamków R można w dalszej kolejności określać punkty QRS-onset oraz QRS-end.

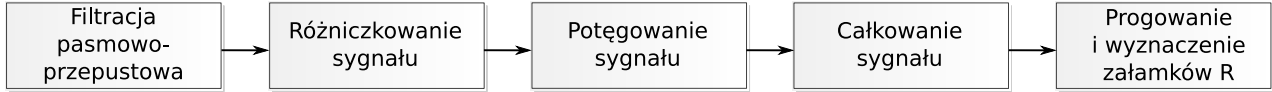
Zagadnienie detekcji zespołów QRS było i nadal jest wyzwaniem dla projektantów, gdyż jak dotąd, nie opracowano detektora działającego ze skutecznością wykrywania 100%. Do tej pory opracowano wiele algorytmów, w tym działające oparte o pochodną sygnału, przekształcenia falkowe, banki filtrów cyfrowych, sztuczne sieci neuronowe, ukryte modele Markowa, morfologię matematyczną, algorytmy genetyczne, zespolone przekształcenie Hilberta, metody syntaktyczne oraz algorytmy działające na zasadzie estymacji przez maksymalizację prawdopodobieństwa *a posteriori* [4, 5].

Detektor zespołów QRS powinien spełniać poniższe założenia [1, 2]:

- tylko zespoły QRS są oznaczane,
- każdy zespół QRS oznaczany jest dokładnie jeden raz,
- punkt obliczony przez detektor leży w obrębie zespołu QRS,
- punkt detekcji dwóch identycznych zespołów leży w jednakowej odległości od początku zespołu

2.1 Algorytm Pan-Tompkins

Algorytm Pan-Tompkins jest jednym z najbardziej znanych i uniwersalnych podejść do detekcji zespołów QRS. Metoda działa w czasie rzeczywistym opierając się na przekształceniach sygnału w dziedzinie czasu: analizie nachylenia krzywej, amplitudy i długości zespołów QRS. Algorytm składa się z pięciu następujących po sobie etapów (**Rysunek 4**) [7].



Rysunek 4: Etapy algorytmu detekcji zespołów QRS Pan-Tompkins (opracowanie własne)

1. Filtracja pasmowoprzepustowa

Filtracja pasmowoprzepustowa $5 - 15 \text{ Hz}$ ma na celu usunięcie zakłóceń sygnału podwstających pod wpływem drżenia mięśni (tzw. filtr zakłóceń mięśniowych 35 Hz), wpływu zakłóceń sieci elektroenergetycznej $50/60 \text{ Hz}$, wpływu załamka T oraz pływającej izoliny elektrycznej. Bieguny filtru zlokalizowane są na okręgu jednostkowym w ten sposób, że znoszą się z zerami wielomianu transformaty Laurenta wyjścia układu dyskretnego (w literaturze naukowej pojęcie znane pod nazwą *zero-pole cancellation*). Konsekwencją tego są całkowitoliczbowe współczynniki transmitancji impulsowej układu, co w dalszej części umożliwia np. łatwą sprzętową implementację algorytmu w układach mikroprocesorowych oraz reprogramowalnych FPGA. Z racji braku możliwości zaprojektowania takiego filtru o paśmie przepustowym $5 - 15 \text{ Hz}$ jest on realizowany jako szeregowe połączenie kaskadowe dwóch filtrów: dolnoprzepustowego i górnoprzepustowego.

- **filtr dolnoprzepustowy** o nieskończonej odpowiedzi impulsowej o transmitancji:

$$H(z) = \frac{1}{32} \frac{(1 - z^{-6})^2}{(1 - z^{-1})^2} \quad (1)$$

Filtr może być przedstawiony również w dziedzinie czasu dyskretnego:

$$y(nT) = 2y(nT - T) - y(nT - 2T) + x(nT) - 2x(nT - 6T) + x(nT - 12T) \quad (2)$$

gdzie T jest okresem próbkowania. Dla częstotliwości $f_s = 200 \text{ Hz}$, okres próbkowania $T = 5 \text{ ms}$. Dla częstotliwości próbkowania $f_s = 200 \text{ Hz}$, częstotliwość odcięcia wynosi $f_c = 11 \text{ Hz}$. Filtr wprowadza opóźnienie 6 próbek (30 ms). Dla 60 Hz filtr tłumi sygnał na poziomie większym niż 35 dB .

- **filtr górnoprzepustowy** o nieskończonej odpowiedzi impulsowej o transmitancji:

$$H(z) = \frac{(-1 + 32z^{-16} + z^{-32})}{(1 + z^{-1})} \quad (3)$$

Filtr w dziedzinie czasu dyskretnego:

$$y(nT) = 32x(nT - 16T) - [y(nT - T) + x(nT) - x(nT - 32T)] \quad (4)$$

Dla częstotliwości próbkowania $f_s = 200 \text{ Hz}$, częstotliwość odcięcia wynosi $f_c = 5 \text{ Hz}$. Filtr wprowadza opóźnienie 16 próbek (80 ms).

2. Różniczkowanie sygnału

Różniczkowanie sygnału ma na celu wythumienie niskoczęstotliwościowych komponentów (załamki P i T), a wzmocnienie wysokoczęstotliwościowych reprezentujących nachylenie zespołów QRS:

$$y(nT) = \frac{1}{8}[-x(nT - 2T) - 2x(nT - T) + 2x(nT + T) + x(nT + 2T)] \quad (5)$$

3. Potęgowanie sygnału

Potęgowanie sygnału tłumi jeszcze bardziej znacząco załamki P i T oraz wzmacnia próbki sygnału reprezentujące zespół QRS. Dodatkowo ujemne zespoły QRS (dla prawidłowej osi serca, w odprowadzeniu aVR występują ujemne zespoły R) są również uwzględniane w dalszej analizie.

$$y(nT) = [x(nT)]^2 \quad (6)$$

4. Całkowanie sygnału

Całkowanie sygnału w oknie ruchomym ma na celu uzyskanie pojedynczej „fali” w obrębie zespołu QRS. Dokonując interpretacji całkowania sygnału w oknie ruchomym, warto zdać sobie sprawę ze znaczenia opóźnienia wprowadzonego przez filtry IIR (1) i (3) oraz wyniku potęgowania jakim są dwie „fale” związane z załawkami P i Q).

$$y(nT) = \frac{1}{N}[x(nT - (N - 1)T) + x(nT - (N - 2)T) + \dots + x(nT)] \quad (7)$$

Długość okna (N) musi zostać dobrana w taki sposób, aby osiągnąć kompromis pomiędzy utworzeniem jednej „fali”, a brakiem połączenia fal związanych z załawkami P i T. Zbyt mała wartość okna spowoduje utworzenie kilku „fal”, natomiast zbyt duża szerokość doprowadzi do połączenia „fal” załawków Q i T.

5. Progowanie i wyznaczenie załawków R

Ostatnim etapem algorytmu jest adaptacyjne progowanie sygnału ze stałym progiem (lub adaptacyjnie dobieranym) i wyznaczenie numerów próbek odpowiadających załawkom R.

3 Ćwiczenie laboratoryjne

W pliku `ekg_zasoby.tar.gz` znajdują się cztery sygnały elektrokardiograficzne różnych osób. Sygnały pochodzą z ogólnodostępnej bazy MIT-BIH⁴.

- rekord 100 – mężczyzna, wiek 69, odprowadzenia II i V_5 ,
- rekord 102 – kobieta, wiek 84, odprowadzenia V_2 i V_5 ,
- rekord 228 – kobieta, wiek 80, odprowadzenia II i V_1

1. Wczytaj za pomocą polecenia `load -ascii nazwa_pliku.dat` kolejne pliki elektrokardiogramów `*.dat` do przestrzeni roboczej środowiska *Matlab*.

⁴Baza MIT-BIH powstała ze współpracy Massachusetts Institute of Technology z Boston's Beth Israel Hospital. Zawiera 48 półgodzinnych, dwukanałowych zapisów EKG próbkowanych z częstotliwością 360 Hz i rozdzielczością przetwornika A/C 11 bitów. Istotną zaletą tej bazy są przygotowane adnotacje z miejscami wystąpień załawków R. Należy jednak być świadomym, że czasami adnotacje różnią się o 1-2 próbki w stosunku do rzeczywistego załamka R. Cała baza danych znajduje się pod adresem: <http://www.physionet.org/physiobank/database/mitdb/>

2. Opracuj funkcję detekcji zespołów QRS na podstawie algorytmu Pan-Tompkins przedstawionego w sekcji (2.1). Nim wykorzystasz transmitancję filtrów (1) i (3), dokonaj eksperymentów w projektowaniu filtrów cyfrowych dolno- i górnoprzepustowych poprzez narzędzie *fdatool* (należy wpisać w konsoli: `fdatool`). Dobierz szerokość okna całkowania (punkt ostatni w sekcji (2.1)). Zaproponuj algorytm progowania i oznaczania zespołu R w obrębie „fali” utworzonej w ostatnim kroku algorytmu Pan-Tompkins.
3. Zaproponuj metodę detekcji załamków Q oraz S.

3.1 Przygotowanie sprawozdania z ćwiczeń laboratoryjnych

W sprawozdaniu powinny pojawić się następujące wyniki:

- propozycja metody progowania, detekcji załamków R oraz Q i S,
- wyniki detekcji zespołów QRS (oznaczenie załamków R oraz Q i S),
- parametry używanych filtrów (wartości odcięcia, oscylacji w paśmie przepustowym, spadki na dekadę), metoda projektowania filtra, jego współczynniki, rząd, charakterystyka amplitudowa i fazowa,
- wykresy przykładowych detekcji zespołów QRS, które nie powiodły się,
- każdy wykres należy podpisać (oś czasu, amplitudy w odpowiednich jednostkach) oraz informacje jaki sygnał przedstawia wykres (numer sygnału z bazy danych MIT-BIH) – UWAGA! Proszę nie wyświetlać całych sygnałów, a jedynie najbardziej interesujące fragmenty zawierające do kilkunastu komponentów QRS.
- wnioski dotyczące ćwiczenia

3.2 Uwagi merytoryczne do ćwiczenia

Podając się praktycznego wyznaczenia parametrów analizy HRV należy zdać sobie sprawę z następujących kwestii:

- W sekcji (2.1) podano transmitancję dla filtrów $H(z)$ oraz wzory w dziedzinie czasu $y(nT)$ dla sygnałów próbkowanych z częstotliwością $f_s = 200 \text{ Hz}$. W sekcji (3) przytoczono odnośnik do bazy MIT-BIH, w której sygnały są próbkowane z częstotliwością $f_s = 360 \text{ Hz}$. Czy transmitancje ulegną zmianie? (Wskazówka: sprawdź częstotliwości odcięcia filtrów).
- Filtracja filtrami IIR, oprócz usunięcia składowych niepożądanych, wprowadza zniekształcenia sygnału niosącego informacje diagnostyczne.
- Filtracja filtrami IIR wprowadza opóźnienie, które należy uwzględnić w detekcji progu i metodzie wyznaczania załamków R.

3.3 Uwagi praktyczne do ćwiczenia

W ćwiczeniu można wykorzystać biblioteki dodatkowe pakietu *MathWorks Matlab* np. *Signal Processing Toolbox*. Pomocne mogą okazać się następujące polecenia:

- `filter(b, a, signal)` – filtracja sygnału `signal` filtrem IIR;
- `b, a` - współczynniki wielomianów licznika i mianownika transmitancji filtra

- `vector(k:m)` – wybór elementów z wektora `vector` począwszy od elementu k -tego do m -tego.
- `vector3 = vector1 .* vector2` – punktowe mnożenie wektorów (w tym przypadku odpowiada to operacji $\forall_i vector3_i = vector1_i \cdot vector2_i$

Współczynniki filtra w narzędziu `fdatool` mogą zostać wyeksportowane do przestrzeni roboczej *MathWorks Matlab* w sposób następujący: **File** \longrightarrow **Export**.

Literatura

- [1] P. Augustyniak. *Przetwarzanie sygnałów elektrodiagnostycznych*. Uczelniane Wydawnictwa Naukowo-Dydaktyczne, Kraków, 2001.
- [2] P. Augustyniak. *Elektrokardiografia dla Informatyka – Praktyka*. Wydawnictwo Studentckiego Towarzystwa Naukowego, Kraków, 2011.
- [3] E. Besterman and R. Creese. Waller – pioneer of electrocardiography. *British Heart Journal*, 42(1):61–64, 1979.
- [4] G. Friesen. A comparison of the noise sensitivity of nine qrs detection algorithms. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 37(1):85–98, 1990.
- [5] B.-U. Kohler, C. Henning, and R. Orglmeister. The principles of software qrs detection. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 21(1):42–57, 2002.
- [6] J. Malmivuo and R. Plonsey. *Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. Oxford University Press, New York, 1995.
- [7] J. Pan and W. J. Tompkins. A real-time qrs detection algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 32(3):230–236, 1985.
- [8] T. Pięciak. *Podstawy inżynierii biomedycznej*, chapter Wprowadzenie do elektrodiagnostyki pracy serca, pages 101–110. Wydawnictwa AGH, 2009.