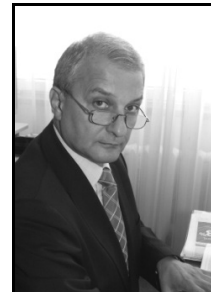


Miłosz JAMROŹY, Krzysztof LEWENSTEINPOLITECHNIKA WARSZAWSKA, WYDZIAŁ MECHATRONIKI, INSTYTUT METROLOGII I INŻYNIERII BIOMEDYCZNEJ,
ul. A. Boboli 8, 02-525 Warszawa**System aparaturowy do pomiaru i rejestracji cyfrowej sygnałów mechanograficznych serca oraz EKG****Mgr inż. Miłosz JAMROŹY**

Studia magisterskie na Wydziale Mechatroniki Politechniki Warszawskiej ukończył w okresie 4 lat w roku 2008. Obecnie jest doktorantem w Instytucie Metrologii i Inżynierii Biomedycznej na Wydziale Mechatroniki Politechniki Warszawskiej oraz studentem 2 roku kierunku lekarskiego II Wydziału Lekarskiego Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego w Warszawie. Prowadzi badania nad wspomaganie diagnostyki w oparciu o metody cyfrowego przetwarzania sygnałów.

e-mail: m.jamrozy@mchtr.pw.edu.pl**Prof. nzw. dr hab. inż. Krzysztof LEWENSTEIN**

Ukończył studia na Wydziale Elektroniki PW. Dziś jest profesorem macierzystej Uczelni, zatrudnionym na Wydziale Mechatroniki, specjalistą z zakresu inżynierii biomedycznej. Zajmuje się zastosowaniem metod sztucznej inteligencji we wspomaganie diagnostyki i analizą sygnałów medycznych. Od lat prowadzi wykłady z zakresu wymienionej specjalności naukowej a także z podstaw elektroniki i techniki telewizyjnej. Aktualnie pełni funkcję dziekana Wydziału.

e-mail: k.lewenstein@mchtr.pw.edu.pl**Streszczenie**

Na podstawie badania osłuchowego klatki piersiowej możliwe jest zdiagnozowanie wielu dolegliwości kardiologicznych w tym także niewydolności mięśnia sercowego. W artykule omówiono problemy napotkane podczas przygotowywania toru pomiarowego mającego za zadanie dokonanie jednoczesnego pomiaru i akwizycji cyfrowej sygnałów akustycznych, wibracyjnych rejestrowanych na powierzchni skóry pacjenta oraz sygnałów EKG. Przedstawiono rozwiązania układowe zastosowane przy budowaniu stanowiska pomiarowego oraz autorskie oprogramowanie komputerowe - interfejs użytkownika, pozwalający na łatwą i sprawną obsługę wszystkich urządzeń składowych. W szczególności omówiono zagadnienie jednoczesności rejestracji sygnałów próbkowanych w urządzeniach z różnymi generatorami zegarowymi.

Słowa kluczowe: EKG, osłuchiwanie serca, pomiar wibracji, infradźwięki.**The system for measurement and digital recording of mechanoscopic signals of heart and ECG****Abstract**

Medical signal measurement and analysis is still a big challenge for engineers. Despite a technological development and increase in processing speed, we still have problems with designing the dedicated measurement devices and proceeding with patient's examination. It is very important to guarantee patient's safety and to obey the law with describe conditions of using medical devices. Heart auscultation is conducted during almost each appointment with the doctor. It is possible to diagnose on its basis many cardiologic diseases, including cardiac muscle insufficiency. This article discusses problems, which arise while preparing measuring track for simultaneous measurement and acquisition of the digital acoustic data, vibrations registered on the patient's skin surface and ECG signals. We present system solutions applied during constructing measurement station, as well as author's computer software – interface allowing easy and effective service of all the constituent devices. We attach particular importance to the issue of simultaneous registration of sampling signals in the case of devices with different clockwork generators. The aim of the following work is a description of a station which can be used for the data acquisition. After further processing the data will be used for automatic support of the cardiac muscle insufficiency diagnosis and also for enabling early detection of this disease. This problem, although it seems to be simple to solve in the case of detecting strong lesions, becomes complicated when we speak of patients with slight disorders.

Keywords: ECG, heart auscultation, vibration measurement, infrasounds.**1. Wstęp**

Elementarnym badaniem medycznym, które z reguły towarzyszy wywiadowi lekarskiemu podczas prawie każdej wizyty u lekarza jest badanie osłuchowe klatki piersiowej. Na tej podstawie lekarz specjalista może wyciągnąć bardzo wiele wniosków dotyczących stanu zdrowia chorego. W szczególności dotyczyć to

może problemów kardiologicznych takich przykładowo jak obecności arytmii, stan zastawek. Ocena stanu tkanki mięśnia sercowego i poziomu jej zmian patologicznych w badaniu osłuchowym jest niemożliwa ze względu na ograniczenia ludzkiego narządu słuchu.

Przebudowana tkanka mięśniowa zmienia swoje parametry mechaniczne powodując w konsekwencji zaburzenie funkcji całego narządu. Podczas pracy generuje ona fale ciśnienia na zewnątrz klatki piersiowej, które w stanach daleko posuniętej patologii zasadniczo różnią się od tych, których źródłem jest mięsień zdrowy. Jest to sygnał zawierający informację dotyczącą mechanograficznej czynności serca [1, 2].

W podstawowym przypadku sygnał ten oceniany jest przez lekarza subiektywnie za pomocą słuchawek studyjnych. Można go także mierzyć akcelerometrem lub mikrofonem z zamocowaną membraną bądź lejkiem osłuchowym, a następnie przetwarzać cyfrowo i po wczytaniu do komputera tak transformować by możliwe było uzyskanie maksimum informacji o stanie pacjenta. Mierzony jednocześnie z powyższej opisany sygnał EKG synchronizuje go a ponadto dostarcza dodatkowych informacji o stanie elektrofizjologicznym tkanki [3].

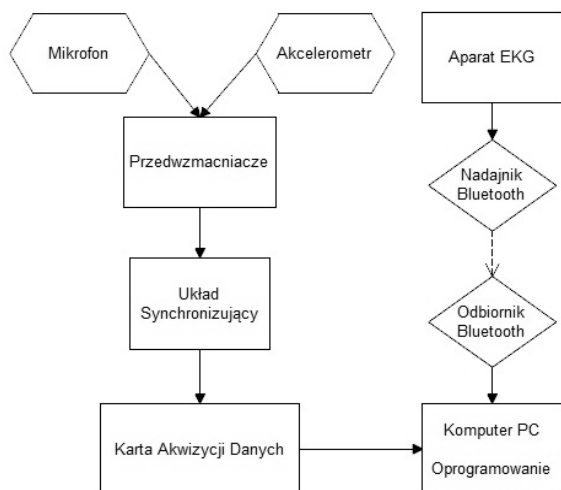
Celem niniejszej pracy jest opis przygotowywanego stanowiska do cyfrowej akwizycji powyższych danych, które po dalszej obróbce posłużą do automatycznego wspierania diagnostyki niewydolności mięśnia sercowego i umożliwienia wczesnego wykrywania tego schorzenia. Problem ten stosunkowo prosty do rozwiązania przy wykrywaniu silnych zmian patologicznych staje się niebanalny w przypadku pacjentów z niewielkimi doległościami.

W wykonanych wcześniej badaniach wstępnych rejestrowano jedno dwubiegunowe odprowadzenie EKG (Einthoven I lub II) oraz zamiennie sygnał rejestrowany mikrofonem lub akcelerometrem [4]. Dokonywano pomiarów obu wymienionych sygnałów synchronicznie u pacjentów cierpiących na niewydolność serca oraz u pacjentów zdrowych. Sygnał EKG miał za zadanie wskazywać fazę cyklu depolaryzacji i repolaryzacji tkanki mięśniowej w celu umożliwienia poszukiwań odpowiadających tym stanom ruchów ścian jam serca rejestrowanych jako drgania. Pomimo starań nie zaobserwowano żadnych charakterystycznych elementów przebiegów amplitudowych zarówno dla pacjentów zdrowych jak i chorych. Z kolei analiza widmowa przebiegów okazała się być mocno zależna od częstotliwości bicia serca, przez co zdefiniowanie prostej zależności między widmem, a niewydolnością serca, okazało się być niemożliwe. W związku z tym, że jednocześnie stanowisko pomiarowe, które stosowano podczas pierwszych eksperymentów do akwizycji danych miało ograniczone możliwości – tylko dwa kanały, postanowiono w pierwszym rzędzie zaprojektować i wykonać aparat spełniający z nadmiarem przewidywane wymagania.

2. Założenia stanowiska pomiarowego

Schemat blokowy projektowanego stanowiska pomiarowego pokazano na rys.1. W jego skład wchodzi: aparat EKG, zespół czujników (mikrofon i akcelerometr), przedwzmacniacze czujników i wzmacniacz sygnałowy, moduły transmisyjne, karta akwizycji danych (zawierająca przetworniki AC), wreszcie komputer ze specjalnym oprogramowaniem wizualizującym.

Docelowo ma powstać oprogramowanie wspomagające diagnostykę, przetwarzające i analizujące sygnały oraz umożliwiające dokonanie oceny stanu mięśnia sercowego.



Rys. 1. Schemat blokowy systemu pomiarowego
Fig. 1. Block diagram of measurement system

Każde stanowisko pomiarowe mające bezpośredni kontakt z pacjentem musi w pierwszej kolejności spełniać określone wymogi bezpieczeństwa. W Polsce obowiązują szczegółowe normy ustalające warunki stosowalności urządzeń, w tym dopuszczalne parametry aparatury np. aparatów EKG dotyczące prądów upływu, napięć zasilających, bariery ochronnej itp. W tej sytuacji całkowicie samodzielne zbudowanie przyrządu takiego jak na rys. 1, który uzyskałby stosowane atesty dopuszczające jest na tym etapie badań niecelowe i dużo lepiej skorzystać z dostępnych handlowo gotowych rozwiązań z niewielkimi adaptacjami.

Po konsultacjach z lekarzem kardiologiem zdecydowano, że aparatura EKG powinna dokonywać pomiarów odprowadzeń kończynowych Einthoven'a i Goldbergera oraz co najmniej jedno odprowadzenie przedsercowe Wilsona. Na podstawie tych sygnałów nie jest możliwe postawienie diagnozy dotyczącej niewydolności serca, są one jednak bardzo dobrym źródłem informacji na temat innych schorzeń, które mają znaczenie podczas występowania niewydolności.

Zgodnie z założeniami stanowisko pomiarowe ma umożliwić pomiar sygnałów wibracyjnych za pośrednictwem akcelerometru oraz mikrofonu rejestrującego infradźwięki. Wymóg dotyczący wyboru zakresu rejestrowanych niskich częstotliwości jest podyktowany obserwacjami czynności serca osób z niewydolnością serca badanych echokardiografem.

Mikrofon, w części pomiarowej musi posiadać lejek osłuchowy o specjalnym kształcie dobranym na podstawie subiektywnych doznań lekarzy. W tym celu dodatkowo tor pomiarowy należy wyposażać w wysokiej klasy słuchawki. Akcelerometr musi cechować się odpowiednią czułością i pasmem pozwalającym na pomiar drgań organu leżącego wewnątrz klatki piersiowej rejestrowany z jej powierzchni.

Cały tor pomiarowy ma za zadanie dokonywać akwizycji wszystkich sygnałów równocześnie. Jest to konieczne ze względu na znaczenie kliniczne zależności czasowych pomiędzy poszcze-

gólnymi fazami skurczów serca. Zastosowane filtry muszą charakteryzować się liniową charakterystyką fazową, aby nie wprowadzać zniekształceń amplitud składowych widma o różnych częstotliwościach [5].

Oprogramowanie powinno być wyposażone w przyjazny interfejs użytkownika pozwalający na sprawną obsługę oraz łatwy zapis i odczyt rejestrowanych sygnałów. Cała aparatura pomiarowa powinna cechować się małą masą i małymi gabarytami, aby umożliwić łatwy transport i badania pacjentów w różnych miejscach.

3. Realizacja sprzętowa

Jak wspomniano ze względu na wymagania prawne związane z bezpieczeństwem pacjenta, skorzystano z dostępnych na rynku aparatów EKG. Zastosowano urządzenie firmy FARUM model E600GC wyposażony dodatkowo w moduł transmisyjny Bluetooth [6]. Oprogramowanie aparatu zostało zmodyfikowane tak, że oprócz cyfrowej rejestracji danych pomiarowych EKG umożliwia ich bezprzewodową transmisję do komputera. Pozwala to uniknąć problemów związanych z zabezpieczeniem pacjenta przed ewentualnym potencjalnym porażeniem przy korzystaniu z połączeń przewodowych.

Podobnie, jak zakładano, subiektywnie dobrano lejek osłuchowy, którego kształt został wykorzystany do wykonania nakładki podłączonej do mikrofonu pomiarowego firmy Bruel&Kjaer typu 4144 o średnicy jednego cala [7]. Jako drugi komplementarny przetwornik pomiarowy wybrany został akcelerometr firmy Bruel&Kjaer model 4507B [8]. Akcelerometr przytwierdzony jest do powierzchni skóry za pomocą dwustronnej taśmy klejącej.

Sygnały z obydwu przetworników doprowadzane są na wejścia specjalnie przygotowanego przedwzmacniacza złożonego z dwóch torów pomiarowych. Pierwszy z nich jest przedwzmacniaczem mikrofonu, a drugi układem zasilania i odbioru sygnału akcelerometru z interfejsem IEPE (Integrated Electronic Piezo-Electric zdefiniowanym w standardzie IEEE 1451.4). Przedwzmacniacz mikrofonu współpracuje ze wzmacniaczem słuchawkowym o regulowanym wzmacnieniu, do którego podłączone są słuchawki firmy Sennheiser HD280Pro [9]. Wybór słuchawek był podyktowany parametrami akustycznymi oraz możliwością złożenia ich podczas transportu.



Rys. 2. Urządzenia pomiarowe
Fig. 2. Measurement devices

Analogowe sygnały pochodzące z przedwzmacniacza dostarczane są za pośrednictwem przewodów koncentrycznych do układu synchronizującego je czasowo. Akwizycja danych dokonywana jest za pomocą karty pomiarowej firmy National Instruments 6008USB [10]. Częstotliwość próbkowania wszystkich sygnałów, zarówno EKG w aparacie, jak i tych pochodzących z przedwzmacniacza, wynosi 800Hz, a rozdzielczość przetwornika ADC wynosi 12 bitów.

Zrealizowany zgodnie z powyższym opisem model stanowiska pomiarowego przedstawiono na rys. 2.

4. Komunikacja i zapis danych

Jak wspomniano, aparat EKG wyposażono w zmodyfikowane oprogramowanie pozwalające na niestandardowe przesyłanie danych za pomocą transmisji Bluetooth. Po sparowaniu aparatu z komputerem i utworzeniu wirtualnego portu COM dla urządzenia możliwa jest transmisja danych po nadaniu do aparatu komendy „s”. Aparat nadaje zapisane dane pochodzące z odprowadzenia I i II Einthovena oraz jedno odprowadzenie przedsercowe, które można wybrać z jego menu. Każdy kanał kodowany jest przez dwa bajty. Na początku ramki odczytu nadawany jest licznik, który pozwala na kontrolę błędów transmisji. Ostatni bajt ramki odczytu jest młodszym bajtem CRC-16-CCITT wyznaczonym z poprzednich 7 bajtów.

Dane EKG wysyłane są partiami, co 2 sekundy, przez co między kolejnymi sesjami nadawania występuje odstęp czasowy pozwalający na wysyłanie komend sterujących do aparatu i np. zatrzymanie transmisji. Oprogramowanie pozwalające na nawiązanie transmisji i jej obsługę zostało przygotowane przez autora w środowisku NI LabView. Zapis badania pacjenta jest możliwy dopiero po wprowadzeniu numeru PESEL lub w przypadku pacjentów z zagranicy stosownych danych identyfikacyjnych.

Program przeszukuje listę dostępnych, sparowanych przez Bluetooth urządzeń w systemie Windows i po znalezieniu aparatu EKG (wyszukiwanie po adresie fizycznym) nawiązuje połączenie. Jednocześnie uruchamiana jest akwizycja sygnałów za pośrednictwem karty USB6008. Pomimo tego, że częstotliwość próbkowania zarówno dla aparatu jak i karty pomiarowej wynosi 800 Hz, fakt korzystania z dwóch różnych generatorów zegarowych w aparacie EKG i w karcie pomiarowej uniemożliwia pełną synchronizację. Należy dodać, że zastosowanie algorytmów typu NTP, pozwalających na synchronizację czasu przy różnych zegarach, przy ograniczonym rozmiarze pamięci aparatu jest niemożliwe.

Po odebraniu i zdekodowaniu ramki program sprawdza, czy jest ona kolejną i w razie potrzeby koryguje błąd wystawiając odpowiednią flagę. Flaga zabezpiecza przez zapisaniem danych zawierających błąd podczas badania pacjenta.

Po wprowadzeniu danych pacjenta oraz dokonaniu synchronizacji można przejść do zapisu, który trwa 30 sekund. Jeśli w tym czasie wystąpi błąd transmisji, zostanie wyświetlony komunikat informujący o tym fakcie, a zapis zostanie przerwany. Informacja w komunikacie zawiera opis kolejnych kroków jakie należy wykonać aby dokonać poprawnego zapisu.

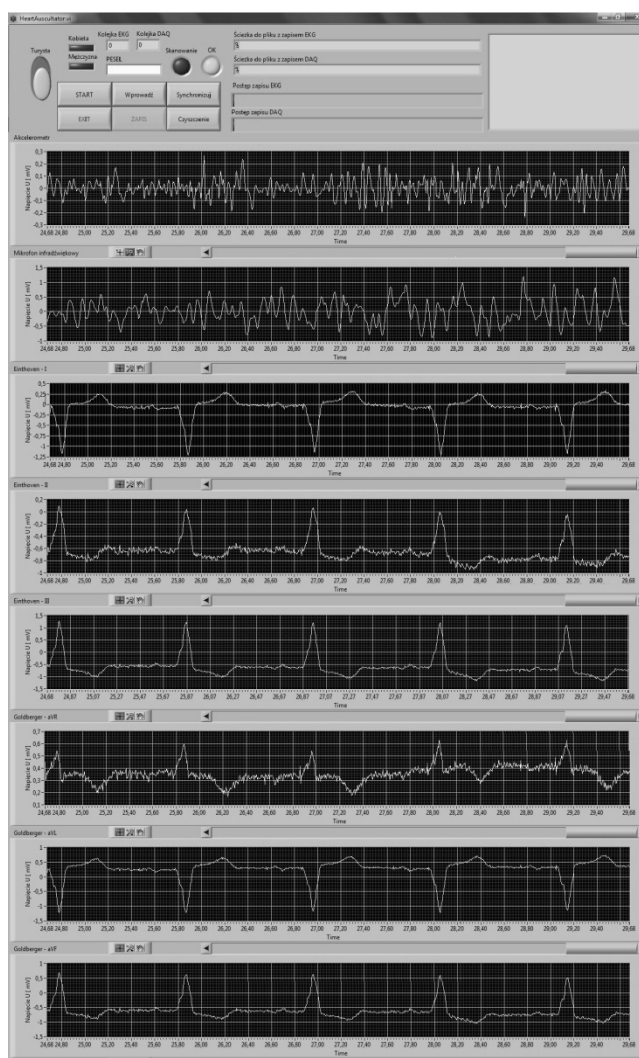
Liczba błędów transmisji zależy od poziomu zakłóceń w miejscu wykonywania badania. Podczas testów w Warszawie w otoczeniu urządzeń generujących zakłócenia elektromagnetyczne średnia liczba błędów występujących w ciągu godzinnej transmisji wyniosła 5. W przypadku transmisji poza miastem, po 5 godzinach nie zarejestrowano żadnego błędu. Obserwowane na ekranie i zapisywane na dysku sygnały nie są filtrowane, dzięki czemu można określić poziom zakłóceń docierających np. do elektrod EKG czy mikrofonu, co pozwala minimalizować ich wpływ.

Rysunek nr 3 przedstawia okno programu pomiarowego z przykładowym zapisem sygnałów.

5. Analiza równoczesności sygnałów

Podczas prezentacji założeń i w opisie realizacji sprzętowej aparatury zwrócono uwagę na problem synchronizacji rejestrowanych w różny sposób sygnałów EKG i akustycznych. Dla spełnienia tego wymagania sygnały z przedwzmacniacza przesyłane są przewodami koncentrycznymi do specjalnego układu (z mikrokontrolerem Atmega16) synchronizującego i dokonującego akwizycji. Układ ten po uruchomieniu wysyła impuls prostokątny, którego zbocze narastające wykorzystywane jest do synchronizacji. Posiada dwa przełączniki pozwalające odłączyć od karty pomiarowej sygnał pochodzący z mikrofonu, a zamiast niego dołączyć sygnał z mikrokontrolera. Jednocześnie sygnał z kontrolera wysyłany jest na 3 gniazdka umożliwiające podłączenie elektrod aparatu EKG. Wyzwolenie impulsu przez mikrokontroler powoduje pojawienie się sygnału prostokątnego na obu torach pomiarowych. Program, po wciśnięciu przycisku synchronizacji, oczekuje na zbocze narastające i wyznacza przesunięcie czasowe w transmisji.

Transmisja Bluetooth nie pozwala na wyznaczenie chwili startu przekazywania danych ani na sterowanie chwilą startu pobierania danych do bufora. O ile karta pomiarowa USB6008 rozpoczyna akwizycję niemal natychmiast (opóźnienie średnio około 20 ms), to nawiązanie transmisji przez Bluetooth może zająć nawet 3 sekundy.



Rys. 3. Okno programu pomiarowego z zapisem danych pochodzących od zdrowego pacjenta

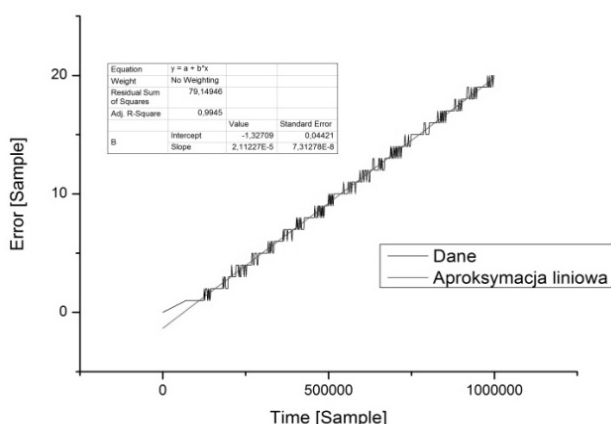
Fig. 3. Measurement application

Sygnaly pochodzące od EKG i karty pomiarowej posiadają dodatkowe liczniki próbek, które po zsynchronizowaniu są ze sobą równane co pozwala na kontrolę momentu startu zapisu. Przy identycznej częstotliwości próbkowania taki sposób uzyskiwania synchronizacji byłby wystarczający. Ponieważ jednak dokładność wyznaczenia częstotliwości próbkowania 800 Hz w obu układach próbkujących jest różna, po odebraniu miliona próbek sygnały są już przesunięte względem siebie. Czas potrzebny na przesłanie miliona próbek wynosi około 20 min i 50 sekund.

W celu wyznaczenia różnicy w wyznaczeniu częstotliwości zegarów i określenia poprawki wynikającej z tej różnicy wykonano kilka serii pomiarów. W tym celu nadawano sygnał prostokątny o częstotliwości 1 Hz i badano liczbę próbek przesunięcia zbrocza nastającego między oboma kanałami. Wykres na rys. 4 przedstawia przesunięcie zbrocza mierzone liczbą próbek w stosunku do numeru próbki przy zapisie o długości około miliona próbek.

Po wykonaniu serii 10 badań ustalono, że przesunięcie po milionie próbek wynosi 20 ± 2 próbki. Po wprowadzeniu korekty do programu polegającej na inkrementowaniu licznika odpowiedniego kanału co 50 000 próbek niedokładność po 20 minutach transmisji średnio wyniosła ± 2 próbki. Po przeliczeniu na czas odpowiada to około 2,5 ms i spełnia ostre wymagania odnośnie synchronizacji, bo np. odległości czasowe pomiędzy poszczególnymi załamkami przebiegu EKG są o rząd wielkości większe. Wynoszą od 20 do 400 ms i zależą od rytmu pracy serca pacjenta.

Celem utrzymania maksymalnego błędu niesynchronizacji poniżej uznanego za dopuszczalny poziomu 2,5 ms do programu rejestrującego wprowadzono procedurę synchronizującą wykonywaną obligatoryjnie co 20 minut.



Rys. 4. Narastanie niedokładności synchronizacji podczas trwania pomiaru
Fig. 4. Synchronization error increase during measurement

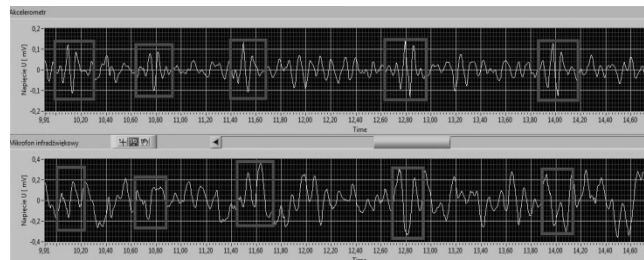
6. Podsumowanie

W pracy przedstawiono sprzętową realizację systemu aparaturowego do akwizycji sygnałów mechanicznych serca rejestrowanych za pomocą mikrofonu infradźwiękowego i akcelerometru oraz EKG. Zaprezentowano oprogramowanie wizualizujące pobrane dane, omówiono problem synchronizacji sygnałów. Dalsze badania dotyczyć będą przetwarzania pozyskanych danych tak, by zdefiniować odpowiedni zestaw cech pozwalających na wykrycie niewydolności mięśnia sercowego.

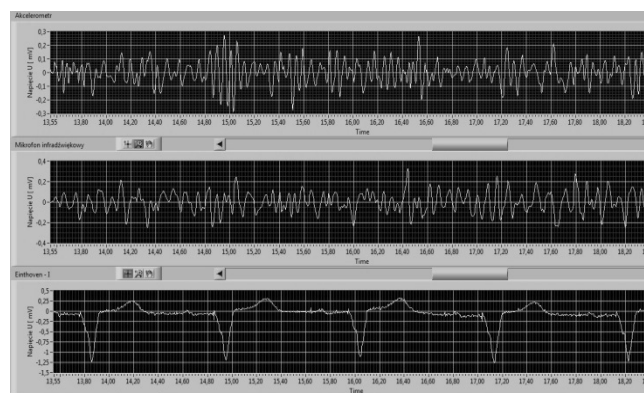
Na rys. 5 pokazano zrealizowany zapis sygnałów pochodzących od pacjenta zdrowego, na rys. 6 wynik odpowiedniej rejestracji danych pacjenta z bardzo zaawansowaną niewydolnością serca. W zapisie pacjenta zdrowego skurcz lewej komory powoduje cykliczne zwiększenia amplitudy sygnałów. Na rys. 6 został do-

datkowo dodany przebieg EKG obrazujący brak korelacji wychyleń amplitud sygnałów ze skurczami lewej komory.

Niestety dla przypadków gdy choroba serca jest słabo zaawansowana sygnały są prawie identyczne jak u osoby zdrowej i lekarz nie jest w stanie dostrzec znaczącej różnicy. Wydaje nam się, że warto spróbować poszukać tej różnicy metodami komputerowej analizy sygnałów.



Rys. 5. Sygnaly pochodzące od zdrowego pacjenta odbierane kolejno akcelerometrem i mikrofonem
Fig. 5. Signals from the health patient heart acquired by accelerometer and microphone



Rys. 6. Sygnaly pochodzące od chorego pacjenta odbierane kolejno akcelerometrem i mikrofonem oraz sygnał EKG
Fig. 6. Signals from the health patient heart acquired by accelerometer, microphone and ECG

7. Literatura

- [1] Colucci W., Brunwald E.: Atlas niewydolności serca, 2005.
- [2] Leyko T., Ranachowski Z.: „Analiza emisji akustycznej serca - Zastosowanie w medycynie kardiologicznej” – Medycyna rodzinna Nr 1/2007.
- [3] Gracia T.B., Holtz Neil. E.: EKG: Sztuka interpretacji, 2007.
- [4] Jamróży M., Leyko T., Lewenstein K.: Early detection of the cardiac insufficiency” Recent Advances In Mechatronics 2008-2009, Springer, 2009 p.407-413.
- [5] Zieliński T.: Cyfrowe przetwarzanie sygnałów Od teorii do zastosowań, 2005.
- [6] Instrukcja obsługi aparatu Farum E600GC.
- [7] Dokumentacja techniczna mikrofonu Bruel&Kjaer typu 4144.
- [8] Dokumentacja techniczna akcelerometru Bruel&Kjaer typu 4507B.
- [9] Dokumentacja techniczna słuchawek Sennheiser HD280Pro.
- [10] Dokumentacja techniczna karty pomiarowej NI 6008USB.

otrzymano / received: 31.03.2011
przyjęto do druku / accepted: 04.05.2011

artykuł recenzowany