

## Wielofunkcyjny układ do pomiaru parametrów oceny stanu mięśnia

**Streszczenie.** W artykule opisano architekturę i sposób działania wielofunkcyjnego układu do pomiaru parametrów stanu badanego mięśnia. Układ realizuje w czasie zbliżonym do rzeczywistego pomiaru EMG, MMG, Bio-Z. Koncepcja rozwiązania polega na umieszczeniu zestawu sensorów na elastycznej bawełnianej taśmie do kinesiotalingu, przyklejanej na badanym mięśniu, połączonych przewodowo z rejestratorem danych, który przesyła drogą radiową dane pomiarowe do komputera diagnosty dla ich wizualizacji.

**Abstract.** The article describes the architecture and operation of a multifunctional system for measuring the parameters of the condition of the examined muscle. The system performs EMG, MMG, Bio-Z measurements in close to real time. The concept of the solution consists in placing a set of sensors on a flexible cotton kinesiotaping tape, glued to the tested muscle, connected by wire to a data recorder, which transmits measurement data by radio to the diagnostic computer for their visualization. (A multifunctional system for measuring muscle condition assessment parameters)

**Słowa kluczowe:** bio-sygnały, EMG, MMG, bioimpedancja, pomiary.  
**Keywords:** bio-signals, EMG, MMG, bioimpedance, measurement.

### Wprowadzenie

W rehabilitacji pacjentów i treningach sportowców, zachodzi potrzeba oceny stanu mięśni zarówno w stanie spoczynku, jak i podczas wykonywania ćwiczeń. Ocena ta jest dokonywana na podstawie rejestracji bio-sygnatów odbieranych przez sensory mocowane na powierzchni badanego mięśnia. Dla dokonania diagnozy stanu badanego mięśnia w czasie wykonywania ćwiczeń, istotna jest dla diagnosty możliwość równoczesnej w czasie zbliżonym do rzeczywistego obserwacji przebiegów czasowych bio-sygnatów elektromiograficznych (ang. Electromyography EMG), mechanomiograficznych (ang. Mechanomyography MMG) oraz bioimpedancji (ang. Bioimpedance BioZ) [1] [2] [3] [4]. Dostępne aktualnie na rynku przyrządy dokonują pomiaru maksymalnie dwóch rodzajów parametrów służących do diagnostyki stanu mięśnia. Możliwość obserwacji przebiegów czasowych kilku rodzajów bio-sygnatów prowadzi do podwyższenia wiarygodności diagnozy stanu badanego mięśnia, bezpośrednio w czasie wykonywania ćwiczeń przez pacjenta. W celu umożliwienia prowadzenia badań mięśni w czasie wykonywania ćwiczeń dynamicznych na przyrządach lub w wolnej przestrzeni, niezbędne jest rozwiązanie konstrukcyjne układu pomiarowego zapewniające przesyłanie danych pomiarowych drogą radiową z miniaturowego rejestratora danych, instalowanego na badanym pacjencie. Wymagana jest też wysoka stabilność w czasie uzyskiwanych wyników pomiarowych, gdyż diagnoza ze względu na cechy osobnicze pacjentów, opiera się na porównaniu wyników pomiarów początkowych i rejestrowanych w czasie ćwiczeń.

Przedstawiony w artykule układ pomiarowy może być stosowany jako pomoc w działaniach trenerów, fizjoterapeutów, a także osób, które profesjonalnie uprawiają sport.

### Ogólna koncepcja działania układu do pomiaru parametrów oceny stanu mięśnia

Schemat blokowy układu do analizy parametrów mięśniowych przedstawiony jest na rysunku 1. Źródłem danych o stanie badanego mięśnia przy pomocy projektowanego urządzenia pomiarowo- diagnostycznego

są sensory (czujniki) zintegrowane z taśmą Kinesio, mocowaną na powierzchni (skórze) badanego mięśnia. Sensory odbierają bio-sygnały wytwarzane pod wpływem bodźców zewnętrznych (mechanicznych, ultradźwiękowych lub prądowych) generowanych przez sensory aktywne (nadawcze) lub pod wpływem skurczu mięśnia.

Układ składa się z następujących bloków konstrukcyjnych (Rys.1):

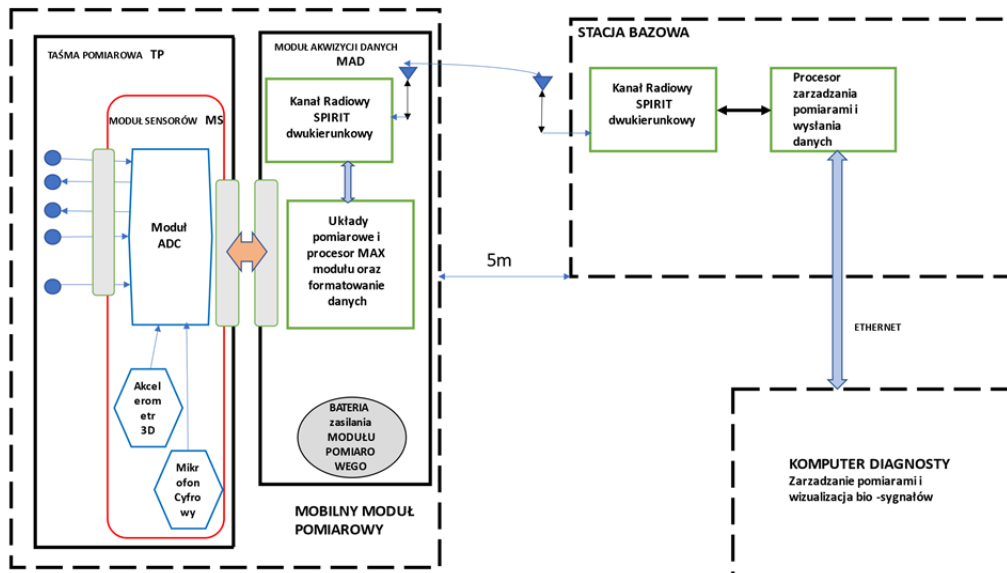
- Mobilnego Bloku Pomiarowego złożonego z Modułu Sensorów połączonych wieloprzewodową taśmą elastyczną z Modułem Akwizycji Danych, przy czym Moduł Sensorów połączony jest złączem z wymienną taśmą Kinesio [5] [6], mocowaną przy pomocy bio-kompatybilnego kleju na badanym obiekcie (mięśniu),

- Stacji Bazowej stanowiącej blok stacjonarny, przekazujący komendy sterujące pracą Mobilnego Bloku Pomiarowego i odbierający dane pomiarowe oraz kontrolne łączem radiowym dwukierunkowym, połączony przewodowo (LAN) i radiowo (Wi-Fi) z Komputerem Diagnosty,

- Komputera Diagnosty stanowiącego stanowisko pracy diagnosty prowadzącego badania i sterującego przebiegiem badań oraz nadzorującego uzyskane wyniki poprzez ich wizualizację na ekranie komputera i archiwizację.

Diagnosta steruje pracą układu z poziomu menu wyświetlanego na ekranie komputera. Menu umożliwia realizację wszystkich funkcji niezbędnych w procesie inicjacji pomiarów, wizualizacji przebiegów czasowych i rejestracji danych pomiarowych.

Źródłem biosygnatów, stanowiących podstawę do estymacji parametrów określających stan badanego mięśnia, są elektrody instalowane na wymiennej Taśmie Pomiarowej (Kinesio) oraz sensory (mikrofon cyfrowy) umieszczone w Module Sensorów. Moduł Sensorów łączony jest z Taśmą Pomiarową przez wielostykowe złącze umożliwiające jej wymianę każdorazowo po zakończeniu badań mięśnia. Z kolei sygnały z Modułu Sensorów przekazywane są przez złącze wielostykowe do Modułu Akwizycji Danych (MAD), umieszczonego w pewnej odległości od badanego mięśnia, aby nie wpływać na wyniki realizowanych pomiarów. Moduł MAD ma wbudowaną baterię ładowaną przez złącze USB, która stanowi źródło zasilania całego Mobilnego Bloku Pomiarowego.



Rys.1 Schemat blokowy układu do analizy parametrów mięśniowych

Moduł MAD przetwarza odebrane sygnały z sensorów i po sformatowaniu pakietów danych pomiarowych przesyła je łączem radiowym z wykorzystaniem układu SPIRIT2 do Stacji Bazowej i steruje stanami sensorów odpowiednio do rodzaju pomiaru. Pakiety danych pomiarowych przesyłanych łączem radiowym do Stacji Bazowej są w niej odpowiednio przetwarzane i przesyłane łączem radiowym Wi-Fi lub łączem kablowym USB do Komputera Diagnosty, w którym podlegają procesowi wizualizacji.

Stacja Bazowa po odbiorze danych z łączy radiowych przeprowadza obróbkę sygnałów równolegle w każdym kanale i przesyła dane do Komputera Diagnosty. W Komputerze Diagnosty jest wykonywana końcowa obróbka otrzymanych danych (np. estymacja cech statystycznych dla poszczególnych rodzajów pomiarów) oraz ich wizualizacja na ekranie komputera. Stacja Bazowa współpracuje z Komputerem Diagnosty przysyłając dane pomiarowe i odbierając komendy sterujące przebiegiem całego procesu pomiarowego. Diagnosta steruje procesem pomiarowym z poziomu menu generowanego przez specjalizowaną aplikację na ekranie Komputera.



Rys. 2 Widok wymiennej Taśmy Pomiarowej (na podłożu taśmy Kinesio), z prawej strony zainstalowane cztery elektrody pomiarowe, z lewej elektroda referencyjna

Na Rys. 2 pokazany jest sposób montażu poszczególnych elementów tworzących moduł pomiarowy, złożony z taśmy Kinesio i obwodów drukowanych z sensorami i układami elektronicznymi. Dzięki zastosowaniu przejściowego obwodu drukowanego ze złączami i bez elementów elektronicznych, wymienna taśma pomiarowa złożona z taśmy Kinesio i standardowych elektrod jest tania i przeznaczona do jednokrotnego użycia w badaniach.



Rys. 3 Moduł MAD w obudowie do mocowania na taśmie elastycznej Kinesio na pacjencie (widoczne złącze do dołączania taśmy z przewodami z Modułu Sensorów. Wymiary obudowy ok. 50 x 70 x 15 mm, masa ok. 40g.



Rys. 4 Widok Modułu Akwizycji Danych bez obudowy (z lewej strony), w wariantcie drugim połączonym przewodami z Modułem Sensorów wpinanym w złącze na taśmie



Rys.5 Widok Stacji Bazowej z otwartą obudową, z dwoma kanałami przesyłania danych drogą radiową (widoczne dwie anteny prętowe po bokach bloku) i układy łączy radiowych SPIRIT2. Po prawej stronie u góry widoczna płyta procesora Raspberry Pi, realizującego funkcje odbioru i przetwarzania danych oraz zarządzania funkcjonowaniem bloku

## Wyniki wstępnych pomiarów

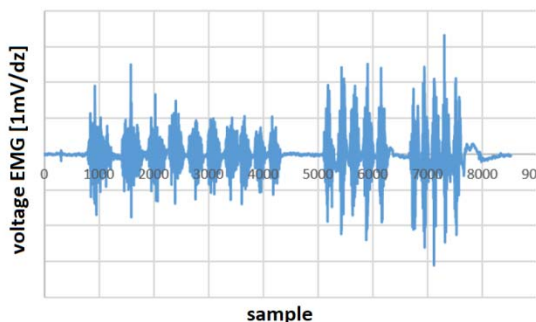
Jedną z podstawowych funkcjonalności układu pomiarowego jest możliwość obserwacji rejestrowanego sygnału biologicznego na ekranie w czasie rzeczywistym. Sygnał ten podlega wstępnej filtracji i wzmacnieniu. Sygnał EMG próbkowany jest z częstotliwością 512 Hz, ale przed przesłaniem danych do komputera diagnostyki wykonywana jest cyfrowa obróbka sygnału. Częstotliwość próbkowania sygnału MMG wynosi natomiast 150 Hz.

Obserwacja zmian amplitudy rejestrowanego sygnału w czasie rzeczywistym pozwala osobie z odpowiednimi kwalifikacjami (trenerowi, fizjoterapeucie, lekarzowi) na analizę aktywności mięśniowej podczas treningu czy rehabilitacji na podstawie rozpoznawalnych cech przebiegu czasowego danego bio-sygnału. Na rysunkach 6 oraz 7 zostały przedstawione przebiegi bio-sygnałów EMG i MMG zarejestrowane układem pomiarowym dla wybranych rodzajów skurczy mięśni.

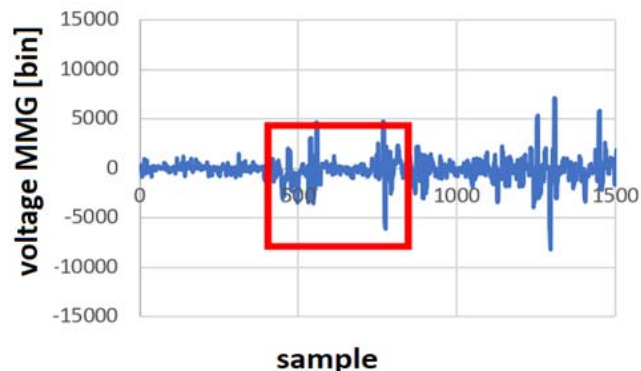
Poniżej przedstawione są przykłady zarejestrowanych układem pomiarowym przebiegi bio-sygnałów EMG i MMG, dla wybranych rodzajów skurczy mięśni.

Na Rys.6 przedstawiony jest przebieg sygnału EMG dla skurczy koncentrycznych (ruch pełnego wyprostu kolana z pozycji 90° - zgięcia w pozycji siedzącej). Rejestrację wykonano dla serii 10 pierwszych ruchów bez obciążenia, następnie 5 skurczów z obciążeniem na poziomie 30-50% i 5 skurczów na poziomie 80%.

W drugiej i trzeciej serii wyraźnie widoczny jest wzrost amplitudy sygnału, świadczący o większej generowanej sile mięśnia.



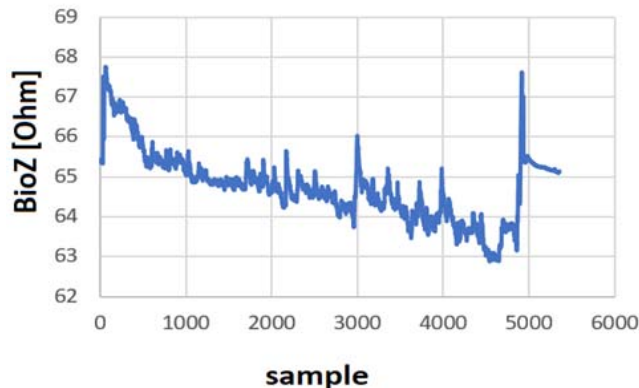
Rys. 6 Przykład przebiegu czasowego bio-sygnału EMG w czasie rzeczywistym w skurczu koncentrycznym (skala pozioma - numer kolejnej próbki sygnału, skala pionowa - amplituda sygnału)



Rys. 7 Przykład przebiegu czasowego bio-sygnału MMG w czasie rzeczywistym w skurczu koncentrycznym (skala pozioma - numer kolejnej próbki sygnału, skala pionowa - amplituda sygnału)

Trzecim pomiarem równocześnie wykonywanym z pomiarami EMG i MMG, jest pomiar bio-impedancji mięśnia [7] [8] [9]. W analizie tego parametru przyjęto, że pojedyncze dynamiczne skurcze mięśnia nie będą

powodowały istotnych zmian mikro przepływów w brzości pracującego mięśnia. Dlatego też częstotliwość próbkowania w porównaniu do sygnału EMG i MMG jest wyraźnie niższa. Rejestracja tego bio-sygnału i zarazem obserwacja zmian wartości bio-impedancji w czasie rzeczywistym odbywa się co kilka sekund. Przykład przebiegu wartości bio-impedancji mierzonej układem pomiarowym w czasie wykonywania ćwiczenia o dużej intensywności aż do odmowy kontynuacji przez pacjenta, przedstawiony jest na rysunku 8.



Rys.8 Zmiana bio-impedancji w czasie podczas wykonywania ćwiczenia tzw. „wysiłku do odmowy” (os pionowa - moduł impedancji w  $\Omega$ , os pozioma - numer kolejnej próbki sygnału)

Duża intensywność ćwiczenia powoduje szybki spadek wartości mierzonej bio-impedancji, wskazującej na zmianę rezystancji badanej tkanki. Pomiar ten może zapobiegać zerwaniu mięśnia, przez wcześniejsze zakończenia tego ćwiczenia.

## Podsumowanie

Przedstawione powyżej wizualizacje obrazują prawidłowe działanie układu pomiarowego i funkcjonowanie oprogramowania obróbki bio-sygnałów i równoczesnej wizualizacji przebiegów czasowych. Zostały rozwiązane problemy kompatybilnych pomiarów przez zastosowanie okresowego przełączania procedur pomiarowych, z równoczesną wizualizacją przebiegów czasowych w czasie rzeczywistym na ekranie komputera diagnostyki. Przedmiotem dalszych prac będzie weryfikacja algorytmów obróbki sygnałów na podstawie rejestracji i analizy zbiorów danych pomiarowych, uzyskiwanych przy badaniach pacjentów o różnych cechach osobowych.

## Podziękowania

Praca została zrealizowana w ramach projektu prowadzonego przez Active Life sp. z o.o. sp. k. pt.: „Opracowanie nowego zaawansowanego urządzenia pomiarowo – diagnostycznego do akwizycji sygnałów biologicznych podczas różnych rodzajów treningu wysiłkowego oraz analizy i klasyfikacji stanu ćwiczącego na podstawie zebranych informacji” nr. POIR.01.01.01-00-1059/20. Projekt jest realizowany w ramach Programu Operacyjnego Inteligentny Rozwój 2014-2020 współfinansowanego przez NCBiR, w ramach Poddziałania Badania Przemysłowe i Prace Rozwojowe realizowane przez przedsiębiorstwa.

**Autorzy:** mgr. inż. Konrad Bruliński, Politechnika Warszawska, Instytut Mikroelektroniki i Optoelektroniki, ul. Koszykowa 75, 00-662 Warszawa, E-mail: konrad.brulinski@pw.edu.pl; dr inż. Wiesław Klembowski, Active Life sp z o.o., ul. Kazimierska 15, 51-657 Wrocław, E-mail: klembowskiw@gmail.com; dr.n.med Aleksandra Kisilewicz, Active Life sp z o.o., ul. Kazimierska 15, 51-657 Wrocław, E-mail: aleksandra.kisilewicz@gmail.com; dr inż. Marcin Maciejewski, Politechnika Lubelska, Wydział Elektrotechniki i

*Informatyki, Katedra Elektroniki i Technik Informatycznych, ul. Nadbystrzycka 38A, 20-618 Lublin, axelover@mail.com ;dr.inż Elżbieta Szul-Pietrzak Politechnika Wrocławska, Wydział Podstawowych Problemów Techniki, Katedra Inżynierii Biomedycznej, wybrzeże Wyspiańskiego 27, 50-370 Wrocław, elzbieta.szul-pietrzak@pwr.edu.pl*

#### LITERATURA

- [1] Ganong WF. Review of Medical Physiology, Lange Medical Books/McGraw-Hill, 2003
- [2] Wołczowski A. Błędowski M. Witkowski J. System do rejestracji sygnałów EMG i MMG dla sterowania bioprotezą dłoni.
- [3] Wołczowski A. Smart hand: the concept of sensor based control, in[9] Proceedings of MMAR, Miedzyzdroje, 2001, pp. 783-790.
- [4] Konrad P. ABC EMG. Praktyczne wprowadzenie do elektromiografii kinezyologicznej. Technomex, Gliwice, 2007
- [5] Hałas I. Kinesiology Taping metoda wspomagająca terapię tkanek miękkich Praktyczna Fizjoterapia i Rehabilitacja 2010 9 s. 22-25
- [6] Tiffert M. Kinesiology taping. Teoria, metodyka, przykładowe aplikacje w konkretnych dysfunkcjach Praktyczna Fizjoterapia i Rehabilitacja 2010; 2:48-53
- [7] Martinsen, O.G.; Grimnes, S. Bioimpedance and Bioelectricity Basics; Academic Press: Waltham, MA, USA, 2011.
- [8] Ernstbrunner M, Kostner L, Kimberger O, Wabel P, Saemann M, et al. (2014). Bioimpedance Spectroscopy for Assessment of Volume Status in Patients before and after General Anaesthesia. PLoS ONE 9 (10): e111139. doi: 10.1371/journal.pone.0111139 PMID: 25360698
- [9] Kyle, U.G.; Bosaeus, I.; De Lorenzo, A.D.; Deurenberg, P.; Elia, M.; Gómez, J.M.; Heitmann, B.L.; Kent-Smith, L.; Melchior, J.-C.; Pirlich, M. Bioelectrical impedance analysis—Part i: Review of principles and methods. Clin. Nutr. 2004, 23, 1226–1243.