

doi:10.15199/48.2019.12.20

## Układ zasilania i diagnostyki urządzeń medycznych do fizykoterapii polem magnetycznym i światłem

**Streszczenie.** W artykule przedstawiono problematykę konstrukcyjną wytworzenia sygnałów elektrycznych do zasilania aplikatorów wielkości fizykalnych, kodowanie aplikatorów w celu ich diagnostyki oraz formy zabezpieczenia systemu zasilania w przypadku awarii aplikatorów. Przedstawiono również działanie układu ładowania baterii wraz z licznikiem ładunku potrzebnym do wyznaczenia stanu naładowania.

**Abstract.** The article presents the construction problems of generating electrical signals to supply applicators of physical quantities. Coding of applicators is described for their diagnostics and forms of power supply protection in case of applicator failure. The operation of the battery charging system together with the charge meter needed to determine the state of charge was also presented. (**Power supply and diagnostics system for medical devices for physical therapy with magnetic field and light**).

**Słowa kluczowe:** aparatura medyczna, sprzęt rehabilitacyjny, magnetoterapia, ledoterapia.

**Keywords:** medical equipment, rehabilitation equipment, magnetotherapy, light therapy.

### Wstęp

Fizykoterapia jest częścią medycyny fizykalnej, polegającej na oddziaływaniu na organizm różnymi bodźcami fizycznymi. Fizjoterapeutyczne oddziaływanie zjawisk fizycznych na struktury biologiczne jest powszechnie dyskutowane i badane. Jednymi z uznanych w medycynie fizykalnej formami oddziaływania zjawisk fizycznych na organizmy żywe, są pola magnetyczne i światło. Terapię fizykalną z zastosowaniem pól magnetycznych nazywamy magnetoterapią lub magnetostymulacją, a światłem światłolecznictwem. Jedną z form światłolecznictwa jest ledoterapia wykorzystująca widmo fal elektromagnetycznych z zakresu np. podczerwieni, światła z zakresu widzialnego oraz ultrafioletu. Do wytworzenia wymaganych wielkości fizykalnych w aplikatorach pola magnetycznego lub światła, należy dostarczyć odpowiedniej ilości i jakości energii elektryczną. Aplikatory są elementami biernymi np. cewka do magnetoterapii lub dioda LED dla terapii światłem, dlatego należy zasilać je odpowiednio przetworzonymi sygnałami elektrycznymi. Istotnym problemem jest również zabezpieczenie trwania terapii do jej zakończenia, w przypadku zaniku zasilania. Jest to zagwarantowane poprzez zastosowanie zasilania rezerwowego z użyciem akumulatorowego systemu podtrzymania zasilania. W artykule przedstawiono budowę systemu na przykładzie schematu blokowego do wytworzenia sygnałów elektrycznych do zasilania aplikatorów wielkości fizykalnych. Omówiono kodowanie aplikatorów w celu ich diagnostyki oraz formy zabezpieczenia systemu zasilania w przypadku ich awarii. Przedstawiono również działanie układu ładowania baterii akumulatorów wraz z licznikiem ładunku potrzebnym do wyznaczenia stanu naładowania.

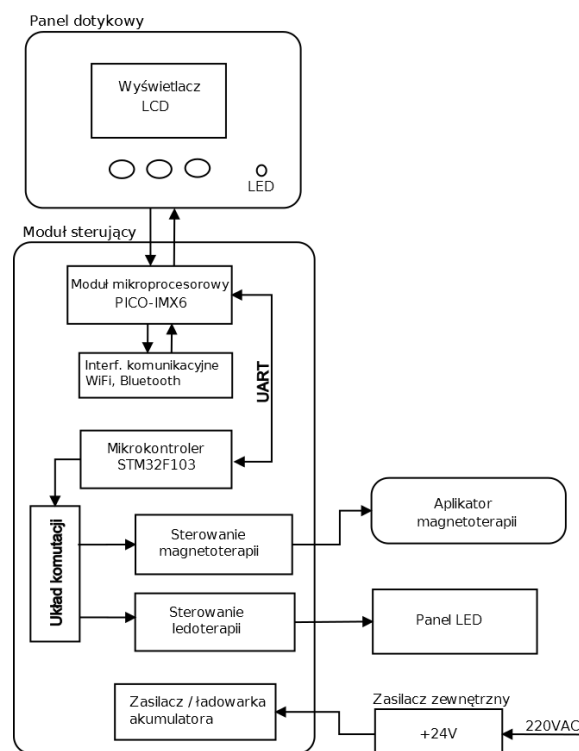
### Budowa sterownika

Sterownik składa się z niezależnych modułów odpowiedzialnych za przekazanie odpowiednio uformowanych sygnałów elektrycznych do aplikatorów pola magnetycznego i światła oraz interfejsu użytkownika pozwalającego na ustawienie i wizualizację parametrów tych sygnałów [1]. Interfejs użytkownika składa się z mikroprocesorowego modułu sterującego z 7 calowym wyświetlaczem. Interfejs współpracuje z mikroprocesorową częścią wykonawczą z układami kształtującymi sygnały elektryczne o odpowiedniej amplitudzie, kształcie, polaryzacji i częstotliwości. Całością zarządza odpowiednio oprogramowany mikroprocesor STM32F103. Do obsługi

interfejsu użytkownika został wykorzystany odpowiednio oprogramowany mikroprocesorowy moduł PICO-IMX6, który zarządza:

- wizualizacją informacji na wyświetlaczu,
- obsługą modułów WiFi, i Bluetooth,
- obsługą wymiany danych między modułami,
- obsługą klawiatury foliowej i ekranowej oraz diod sygnalizacyjnych.

Schemat blokowy aparatury do terapii polem magnetycznym przedstawiono na rysunku 1.



Rys. 1. Schemat blokowy sterownika do terapii polem magnetycznym i światłem

W pamięci mikroprocesora STM32F103 są przechowywane 12 bitowe próbki sygnału niezbędne do wytworzenia wymaganych sygnałów magnetoterapii oraz magnetostymulacji. Wbudowany przetwornik C/A pozwala na przetworzenie wymaganych kształtów sygnału i

przedstawienie ich w formie napięciowej. Wymagana wartość amplitudy sygnału jest przeliczana numerycznie. Sterowanie aplikatorami do ledoterapii odbywa się za pomocą kanału PWM w mikroprocesorze. W magnetostymulacji próbki sygnałów z obszaru pamięci do przetwornika są pobierane co 1  $\mu$ s, i po przetworzeniu są wykorzystane w różnych programach aplikacyjnych. Sygnały te w postaci płynącego prądu wytwarzają wiernie odwzorowane pole magnetyczne w aplikatorach. Indukcja wytworzonego pola jest porównywalna z indukcją ziemskiego pola magnetycznego. W magnetoterapii stosuje się sygnały sinusoidalne, trójkątne i prostokątne. Zmiana polaryzacji sygnałów odbywają się w obwodzie mostka-H, gdzie podłączony jest aplikator. Dla potrzeb magnetoterapii wytwarzane są sygnały terapeutyczne w zakresie częstotliwościach od 5 Hz do 40 Hz. Aplikatory pól magnetycznych mają indukcję do kilku mT. Terapie z użyciem promieniowania świetlnego, mogą być łączone z terapiami z użyciem pól magnetycznych. Są to terapie światłem i polem magnetycznym z synchronicznym lub asynchronicznym podawaniem obu wielkości fizykalnych. Intensywność terapii z użyciem promieniowania świetlnego jest regulowana wypełnieniem impulsów sterujących w zakresie od 10 do 100%. Do regulacji wypełnienia impulsów zastosowano układ czasowy PWM. Dla terapii synchronicznej podawanie energii do aplikatorów jest zsynchronizowane w czasie. Pole magnetyczne i fale świetlne dostarczane w tych samych chwilach czasowych mają na celu zwiększenie działania terapeutycznego pól elektromagnetycznych na organizm. Procesory komunikują się wzajemnie poprzez kanał transmisji szeregową UART. Energii elektrycznej potrzebnej do zasilania układów dostarcza zewnętrzny zasilacz z certyfikatem do zastosowań medycznych. Oprócz zasilania zapewnia on odpowiednią izolację dla bezpiecznego użytkownika sterownika wraz aplikatorami.

### Wymagania dotyczące zasilania urządzenia

Sterownik zasilany jest z sieci elektroenergetycznej z użyciem zasilacza medycznego 100 VAC – 240 VAC, 50 Hz, 60 Hz. Zasilacz sieciowy dostarcza na wyjściu napięcie stałe 24 V, które jest następnie wykorzystane do zasilania sterownika. Napięcie to jest napięciem systemowym Usys podlegającym dalszemu przetworzeniu. Wewnętrzny moduł przetwornika napięcia dla potrzeb sterownika zasilany jest z zewnętrznego napięcia 24 V, lub wewnętrznego akumulatora o nominalnym napięciu 14,4 V. Układ ładowarki zbudowany na bazie układu scalonego BQ24780S zamienia napięcie 24 V na napięcie 16,8 V potrzebne do pełnego naładowania akumulatorów. W przypadku zasilania sterownika z baterii wewnętrznej, napięcie systemowe Usys jest równoważne napięciu na baterii akumulatorów. Szeregowo z pakietem akumulatorów włączony został układ licznika ładunku LTC2943, który kontroluje prąd wpływający oraz wypływający z baterii.

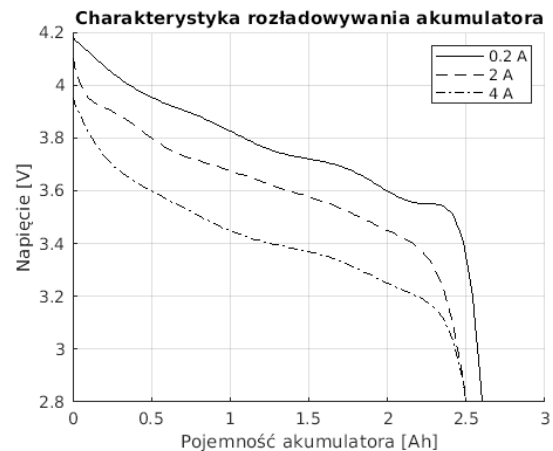
### Bateria akumulatorowa

W sterowniku został zainstalowany pakiet akumulatorów ICR18650-26F firmy Samsung. Pakiet akumulatorów złożony jest z 8 ogniw połączonych w kombinacji równoległo-szeregową i tworzy baterię o napięciu 14,4 V. Bateria została zabezpieczona z użyciem układu scalonego S8254, o bardzo małym poborze prądu  $\leq 50 \mu$ A, który realizuje następujące zabezpieczenia i ograniczenia:

- przed przeładowaniem: 17,0 V  $\pm$  0,05 V,
- przed nadmiernym rozładowaniem: 9,6 V  $\pm$  0,1 V,
- przed zwarcieniem,
- maksymalny prąd ciągły: 2,0 A.

Bateria ma niewielkie wymiary 30,0x30,0x2,5 mm i może pracować w zakresie temperatur  $-40 \sim +85 \text{ }^\circ\text{C}$ .

Na rysunku 2 przedstawiono charakterystykę zależności pomiędzy napięciem akumulatora, a pobieranym prądem dla pojedynczego ogniwa tworzącego baterię.



Rys. 2. Charakterystyka rozładowywania pojedynczego ogniwa baterii akumulatorowej

### Układ kontroli ładowania akumulatora

W skład układu sterowania ładowaniem akumulatora zasilającego urządzenie do fizjoterapii wchodzi kontroler ładowania firmy Texas Instruments o symbolu BQ24780S oraz układ licznika ładunku firmy Linear Technology LTC2943. Układ BQ24780S dokonuje automatycznej selekcji źródła napięcia systemowego poprzez sterowanie kluczami tranzystorowych MOSFET, przyłączających do linii zasilania systemowego zasilacz zewnętrzny bądź akumulator. Zapewnia również pracę równoległą zasilacza zewnętrznego i baterii w przypadku, gdy pobór prądu przez obciążenie przewyższa możliwości zasilacza zewnętrznego, co mogłoby doprowadzić do jego uszkodzenia. Układ monitoruje wartość prądu wejściowego z zasilacza zewnętrznego, wartość prądu rozładowania baterii oraz moc całkowitą pobieraną przez obciążenie z zasilacza i baterii. Jeśli wartość prądu przekracza zaprogramowaną wartość progową, zasilacz zewnętrzny lub bateria są odłączane od linii zasilania systemowego. Stan taki jest sygnalizowany poprzez wystawienie jednej z linii dwustanowych układu BQ24780S i może być zdetekowany przez mikrokontroler sterujący urządzeniem. Konfigurację układu BQ24780S, m.in. nastawianie wartości progowych prądu wejściowego, prądu ładowania baterii, czasu trwania sygnału ostrzegawczego, wykonuje się poprzez zapis wartości do rejestrów konfiguracyjnych magistralą szeregową SMBus. W ten sposób odczytywane są wszelkie dane diagnostyczne z rejestrów układu, np. stan podłączenia zasilacza zewnętrznego, przekroczenie nastawionych wartości progowych prądów.

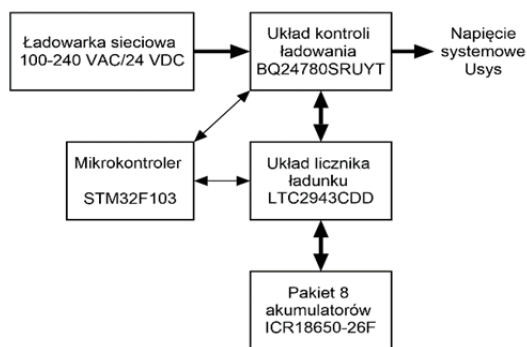
Układ BQ24780S za pomocą magistrali SMBus pozwala na ustawianie wartości rejestrów odpowiedzialnych za proces ładowania. Parametry ładowania akumulatora zastosowanego w urządzeniu do terapii zostały ustawione w następujący sposób:

- rejestr 0x15h - napięcie ładowania baterii: 16,8 V,
- rejestr 0x14h - maksymalny prąd ładowania baterii: 2,048 A,
- rejestr 0x3Fh - maksymalny prąd wejściowy z zasilacza: 6,016 A,
- rejestr 0x12h, pozycja bitowa 0 - odpowiada za włączenie napięcia ładowania baterii.

Kontrola stanu naładowania akumulatora odbywa się z wykorzystaniem układu scalonego LTC2943. Układ ten pozwala mierzyć napięcie na stykach akumulatora, prąd ładowania i rozładowywania ogniw oraz ładunek, jaki wpływa i wypływa z akumulatorów. Dodatkową jego funkcją jest pomiar temperatury otoczenia. Układ charakteryzuje się następującymi parametrami:

- zakres pomiaru napięcia: 3,6 V – 20 V,
- rozdzielczość przetwornika ADC: 14 bitów,
- dokładność pomiaru: 1%,
- komunikacja: SMBus.

Dla potrzeb licznika ładunku w obwód ładowania został włączony rezystor bocznikujący o wartości 0,02 Ω. W celu uzyskania poprawnego pomiaru ilości ładunku dla tej wartości rezystora bocznikującego zmieniono domyślną wartość rejestru preskalera M z 4096 na 1024. Na rysunku 3 przedstawiono schemat blokowy systemu kontroli baterii.



Rys.3. Schemat blokowy systemu kontroli baterii

W rejestrach układu LTC2943 są zapisane dane na temat bieżących parametrów elektrycznych baterii. Odczytana z odpowiedniego rejestru dana *value\_reg* jest konwertowana na wielkość elektryczną, lub fizyczną za pomocą poniższych wzorów (1-4).

Konwersja danych z rejestrów zawierających dane o aktualnym napięciu akumulatora, na wartość tego napięcia przebiega według poniższego wzoru

$$(1) \quad Voltage = 23,6 * \frac{value\_reg}{65535}$$

gdzie: dana *value\_reg* jest odczytywana z 8 i 9 rejestru układu.

Przetworzenie danych z rejestrów zawierających informacje o przepływającym prądzie na wartość tego prądu przebiega według następującego wzoru

$$(2) \quad Current = \frac{60mV}{R} * \left( \frac{value\_reg - 32767}{32767} \right)$$

gdzie: dana *value\_reg* jest odczytywana z 14 i 15 rejestru układu, R – wartość rezystora bocznikującego – 0,02 Ω.

Konwersja danych z rejestrów temperatury na wartość tej temperatury przebiega według wzoru

$$(3) \quad Temperature = \left( 510 * \frac{value\_reg}{65535} \right) - 273$$

gdzie: dana *value\_reg* jest odczytywana z 20 i 21 rejestru układu.

Przetworzenie danych z rejestrów ładunku elektrycznego na wartość tego ładunku przebiega według następującego wzoru

$$(4) \quad Coulomb = (value\_reg - 32767) * q\_lsb$$

gdzie: dana *value\_reg* jest odczytywana z 2 i 3 rejestru układu, *q\_lsb* – rozdzielczość licznika ładunku 0,2125 mAh.

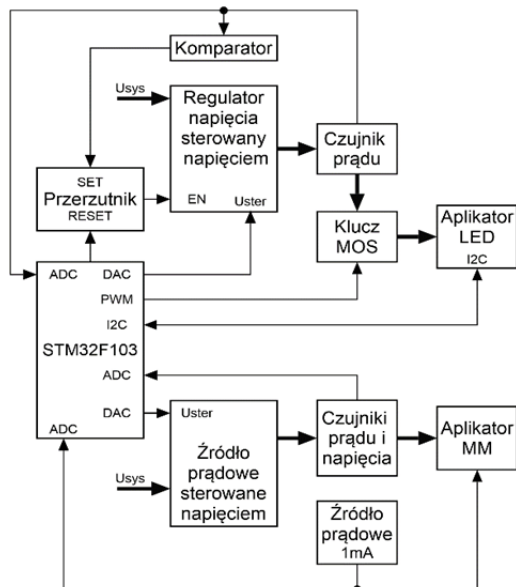
Dla poprawnego działania systemu terapeutycznego istotną kwestią jest dokładne określenie stanu naładowania

akumulatora. Przy pracy urządzenia z akumulatora, start terapii jest uwarunkowany poziomem jego naładowania. Terapia może zostać rozpoczęta tylko wówczas, jeśli energia zmagazynowana w akumulatorze jest wystarczająca na jej zakończenie. Ponadto przy pracy z akumulatora, jeśli poziom jego naładowania jest niższy niż 10%, w celu jego ochrony następuje automatyczne wyłączenie urządzenia. Poziom naładowania akumulatora wyrażany jest w procentach, jako stosunek ładunku zgromadzonego do jego pojemności nominalnej. Dla zastosowanego akumulatora wartości pełnego naładowania 100% odpowiada pojemność 5800 mAh. Dokładne określenie stanu naładowania akumulatora wymaga przeprowadzenia procedury kalibracyjnej. Procedura ta jest realizowana w sposób automatyczny przez mikrokontroler sterujący pracą urządzenia. Początkowy stan naładowania akumulatora określany jest na podstawie napięcia zmierzonego na akumulatorze. Wartość tego napięcia jest odczytywana z rejestrów wewnętrznych układu LTC2943 za pomocą magistrali SMBus i przeliczana na wartość ładunku zgromadzonego w akumulatorze. Informacja o początkowej wartości ładunku zapisywana jest do rejestrów układu LTC2943, określających pojemność akumulatora. Wstępna kalibracja wykonywana jest jednokrotnie po podłączeniu akumulatora do systemu. Jej wykonanie jest rejestrowane ustawieniem flagi w przestrzeni rejestrów układu LTC2943. Od tej chwili układ dokonuje normalnego zliczania ładunku dostarczonego do akumulatora ze źródła zewnętrznego lub oddanego do obciążenia. Procedura kalibracji kończy się w chwili spadku prądu ładującego poniżej wartości progowej, wynoszącej dla zastosowanego typu akumulatora 70 mA. Wartość rejestrów układu LTC2943 określających ilość zgromadzonego ładunku w akumulatorze jest ustawiana zgodnie z jego pojemnością nominalną, co odpowiada poziomowi naładowania 100%.

#### Układ do zasilania i diagnostyki aplikatorów pola magnetycznego i światła

Aplikatory obsługiwane przez sterownik można podzielić na dwa rodzaje, w zależności od sposobu ich zasilania. Aplikatory do magnetoterapii i magnetostymulacji zasilane są ze źródła prądowego, zaś aplikatory do ledoterapii z napięciowego. Osobną grupę stanowią aplikatory do magnetoledoterapii, które są zasilane z obu tych źródeł jednocześnie. Na rysunku 4 przedstawiono układ zasilania i diagnostyki wymienionych wyżej aplikatorów. Układ składa się z dwóch torów zasilających - źródła napięciowego do zasilania aplikatorów LED i źródła prądowego do zasilania aplikatorów do magnetoterapii i magnetostymulacji. Obu tory zasilane są z tego samego napięcia systemowego Usys i sterowane przez układ mikrokontrolera STM32F103.

Różne typy aplikatorów LED wymagają napięcia sterowania w zakresie od 5 do 21 V oraz regulacji natężenia światła za pomocą współczynnika wypełnienia sygnału zasilającego. Zatem układ zasilania zbudowany jest z impulsowego regulatora napięcia sterowanego napięciem generowanym z przetwornika cyfrowo-analogowego wbudowanego w mikrokontroler, umożliwiającego regulację napięcia zasilania w wymaganym zakresie. Współczynnik wypełnienia regulowany jest generowanym przez mikrokontroler sygnałem PWM podłączonym do klucza MOS załączającego napięcie zasilania do aplikatora. Układ zasilania aplikatorów do magnetostymulacji i magnetoterapii zbudowany jest ze źródła prądowego sterowanego napięciem. Źródło ma wydajność prądową do 2 A stosownie do wymagań aplikatorów i jest sterowane sygnałem napięciowym z przetwornika cyfrowo analogowego mikrokontrolera.



Rys. 4. Układ zasilania i diagnostyki aplikatorów

Diagnostykę aplikatorów można podzielić na:

- rozpoznanie rodzaju aplikatora,
- odczyt parametrów pracy aplikatora LED,
- badanie ciągłości obwodu aplikatora,
- rozpoznanie zwarcia w obwodach LED,
- diagnostykę poprawności działania aplikatora LED,
- diagnostykę poprawności działania aplikatora do magnetostymulacji i magnetoterapii.

Diagnostyka rodzaju aplikatora ma na celu kontrolę podłączenia aplikatorów do gniazd wyjściowych oraz określenie ich rodzaju. Diagnostyka aplikatorów jest prowadzona dwoma metodami. Metoda pierwsza polega na odczycie spadku napięcia na rezystorze kodującym, zasilanym ze skompensowanego termicznie źródła prądowego o wydajności 1 mA. Dotyczy to aplikatorów do magnetostymulacji i magnetoterapii. Są to aplikatory o różnej indukcyjności i rezystancji. Rezystor kodujący może mieć wartość z zakresu od 100  $\Omega$  do 3000  $\Omega$ .

Metoda druga polega na odczycie konfiguracji zapisanej w pamięci EEPROM odczytywanej za pomocą magistrali I2C. Ten rodzaj kodowania ma zastosowanie dla aplikatorów stosowanych w ledoterapii. Sterownik odczytuje z pamięci EEPROM aplikatora dane konfiguracyjne do ledoterapii. Odczytywana jest moc promieniowania na centymetr kwadratowy ( $P/cm^2$ ) oraz długość fali promieniowania światła. Ze względu na zasilanie napięciowe aplikatorów do ledoterapii, ważne jest użycie odpowiedniego napięcia dla danej matrycy diod LED. Parametry te są zapisane w pamięci EEPROM aplikatora.

Diagnostyka ciągłości aplikatora dotyczy obwodów do magnetoterapii i magnetostymulacji. Metoda ta polega na wytworzeniu w układzie źródła prądowego sygnału prądowego „Test” o wartości około 40 mA, który przepływa przez obwód aplikatora. Wbudowany układ kontroli obciążenia składający się z czujnika prądowo napięciowego i przetwornika analogowo cyfrowego mikrokontrolera wykonuje pomiary w sposób ciągły przed terapią i nie pozwala załączyć aplikatora bez obciążenia. W trakcie trwania magnetostymulacji pomiary są wykonywane rzadziej, np. co 10 s. Z kolei podczas magnetoterapii pomiar oporności ze względu na ciągłość sygnału terapeutycznego nie jest możliwy, toteż awaria aplikatora jest identyfikowana jako zanik wartości rezystancji w obwodzie rezystora kodującego typ aplikatora.

Układ zapobiegający zwarciom w obwodzie aplikatora LED zbudowany jest z czujnika prądu, komparatora i przerzutnika typu D. Sygnał napięciowy z czujnika prądu podawany jest na wejście komparatora. Gdy prąd zasilacza przekroczy wartość maksymalną to komparator zmienia stan i wystawia impuls na wejście resetujące przerzutnika typu D, zaś sygnał wyjściowy przerzutnika blokuje pracę regulatora napięciowego. O wznowieniu pracy aplikatora decyduje mikrokontroler wystawiając impuls na wejście SET przerzutnika.

Wyjście czujnika prądu aplikatora LED jest podłączone jednocześnie do przetwornika analogowo cyfrowego. Mikrokontroler porównuje wartość prądu płynącego przez aplikator z dopuszczalnym zakresem prądów odczytanym z pamięci EEPROM danego aplikatora i przekazuje informacje o ewentualnym błędzie działania do systemu sterownika.

Do diagnostyki poprawności działania aplikatorów do magnetostymulacji i magnetoterapii wykorzystywany jest sygnał z czujnika prądowo-napięciowego podawany na wejście ADC mikrokontrolera. Mikrokontroler porównuje wzorcowy sygnał podawany na źródło prądowe z sygnałem zmierzonym i na tej podstawie dokonuje oceny poprawności działania aplikatora i stosowne informacje przesyła do systemu sterownika.

## Podsumowanie

Przedstawiony w artykule sterownik do fizykoterapii polem magnetycznym i światłem pozwala na wytworzenie sygnałów terapeutycznych w formie pola magnetycznego i światła. Istotną rolę w tego typu aparaturze stanowi diagnostyka parametrów terapii i poprawnego działania poszczególnych obwodów, co zostało omówione na podstawie schematów blokowych. Szczególną funkcję w aparaturze medycznej pełni system zasilania. Jego rolą jest dostarczenie odpowiedniej ilości i jakości energii elektrycznej z zachowaniem wymaganych standardów bezpieczeństwa. Energia ta jest następnie przetwarzana na wymagane wielkości fizyczne, takie jak pole magnetyczne i światło. Przetwarzanie tej energii i jej rozptył związany jest z wytwarzaniem zaburzeń elektromagnetycznych, dlatego ważna jest starannie dobrana konstrukcja urządzenia. W aparaturze medycznej istnieje realna potrzeba zabezpieczenia zasilania na czas trwania terapii nawet w przypadkach zaniku zasilania. Przedstawiony sterownik do fizykoterapii polem magnetycznym i światłem spełnia wymagania bezpieczeństwa i kompatybilności elektromagnetycznej przewidziane dla aparatury medycznej [2], [3].

## Autorzy:

mgr inż. Jerzy Chudorliński, E-mail: [jerzy.chudorlinski@itr.org.pl](mailto:jerzy.chudorlinski@itr.org.pl),  
 dr inż. Leszek Książek, E-mail: [leszek.ksiazek@itr.org.pl](mailto:leszek.ksiazek@itr.org.pl),  
 inż. Mariusz Kucharek, E-mail: [mariusz.kucharek@itr.org.pl](mailto:mariusz.kucharek@itr.org.pl),  
 mgr inż. Piotr Prystupiak, E-mail: [piotr.prystupiak@itr.org.pl](mailto:piotr.prystupiak@itr.org.pl).  
 Sieć Badawcza Łukasiewicz - Instytut Tele- i Radiotechniczny,  
 Centrum Badawcze Technologii Teleinformatycznych, ul. Ratuszowa 11, 03-450 Warszawa.

## LITERATURA

- [1] Chudorliński J. Książek L., Medical device for physical therapy with a magnetic field and light” IEEE Xplore 08/2019, DOI: 10.23919/PTZE.2019.8781742, str. 22-25
- [2] Mocha J., Woźnica T., Wójcik D. Problematyka kompatybilności elektromagnetycznej urządzeń medycznych w kontekście zmian w normie IEC 60601-1-2:2014, Przegląd Elektrotechniczny 11/2015 str. 65-68
- [3] PN-EN60601-1:2011 Medyczne urządzenia elektryczne -- Część 1: Wymagania ogólne dotyczące bezpieczeństwa podstawowego oraz funkcjonowania zasadniczego