

dr hab. inż. Mirosław Szmajda, prof. uczelni
Politechnika Opolska
Wydział Elektrotechniki, Automatyki i Informatyki
Katedra Automatyki
ul. Prószkowska 76, 45-758 Opole

Opole, 14 września 2023 r.

SEKRETARIAT
Rady Dyscypliny AEEITK

Wpłynęło dnia 21. 09. 2023

Zarejestrowano pod nr

Podpis 

RECENZJA

rozprawy doktorskiej mgr inż. Mateusza Daniola

Promotor: dr hab. inż. Ryszard Sroka, prof. AGH

Promotor pomocniczy: dr hab. inż. Piotr Burnos, prof. AGH

Dyscyplina naukowa: automatyka, elektronika i elektrotechnika i technologie kosmiczne

1. WSTĘP I PODSTAWA PRAWNA

Recenzja została zlecona przez Przewodniczącemu Rady Dyscypliny Automatyka, Elektronika, Elektrotechnika i Technologie Kosmiczne w piśmie z dnia 6.07.2023 r. w oparciu o dokumentację, w skład której wchodzi:

- rozprawa doktorska mgr inż. Mateusza Daniola pt.: „Powering Medical Internet of Things Systems in a Steam Sterilisation Environment” „Zasilanie Medycznych Systemów Internetu Rzeczy w Środowisku Sterylizacji Parą Wodną”.

2. OCENA FORMALNA PRACY

Praca doktorska pt.: „Zasilanie Medycznych Systemów Internetu Rzeczy w Środowisku Sterylizacji Parą Wodną” obejmuje 187 stron i składa się z 13 zasadniczych rozdziałów, aneksu, bibliografii z wykazem 167 prac oraz uzupełniona jest wykazem skrótów. Praca jest napisana w języku angielskim.

Rozdziały 1, 2 oraz 3 stanowią wstęp do pracy, prezentując cel badawczy oraz umiejscowienie tematyki w obszarze Internetu rzeczy urządzeń medycznych IoMT oraz strukturę dysertacji. Ostatecznie definiują zakres oraz tezę pracy.

Rozdział 4 traktuje o warunkach, które określają wymagania techniczne dla systemów zasilania narzędzi chirurgicznych. Przedstawiono w nim środowisko pracy narzędzi chirurgicznych, ich cykl życia oraz zaprezentowano rodzaje sterylizacji.

Rozdział 5 prezentuje osiągnięcia naukowo-techniczne w dziedzinie elektrochemicznego magazynowania energii, począwszy od technologii bateryjnych – ogniwo pierwszego rodzaju, poprzez ogniwa odwracalne – ogniwa drugiego rodzaju, superkondensatory a skończywszy na kondensatorach hybrydowych. Dokonany został przegląd ich zastosowań w środowiskach wysokotemperaturowych.



Przeprowadzono analizę ekonomiczną oraz analizę bezpieczeństwa przytaczanych technologii. Określono również, iż ich zastosowanie w temacie dysertacji jest nieuzasadnione.

W rozdziale 6 dokonano przeglądu alternatywnych technologii pozyskiwania energii – Energy Harvesting. Przeanalizowano różne rodzaje pozyskiwania energii i zbadano ich zastosowanie w kontekście logistyki narzędzi chirurgicznych. Pozyskiwanie energii elektrycznej z energii cieplnej oparta na modułach Peltiera-Seebecka została wybrana jako szczególnie przydatna. Następnie przeanalizowano teoretyczne podstawy działania takich modułów oraz zaprezentowano dostępne na rynku technologie, które mogłyby potencjalnie być przydatne w osiągnięciu celu pracy.

Rozdział 7 przedstawia wymagania dla prototypu opracowywanego przez partnera przemysłowego Aesculap AG. Rozdział ten opisuje podstawowe wymagania biznesowe i techniczne, które są krytycznymi czynnikami w tworzeniu nowego rozwiązania technicznego.

Rozdział 8 przedstawia oszacowania zapotrzebowania na pobór energii przez urządzenie pomiarowe z czujnikiem, mające być zasilane z projektowanego źródła zasilania. Ponadto w rozdziale zawarto opis prototypu źródła zasilania oraz procedury wyboru generatora termoelektrycznego i materiałów izolacyjnych.

Rozdział 9 opisuje charakterystykę modelu fizycznego. W pierwszej kolejności wykonano badania propagacji energii cieplnej w prototypie, dobrano czujnik temperatury oraz oszacowano błąd pomiaru temperatury systemu: czujnik + rejestrator temperatury. Następnie przetestowano charakterystyki termogeneratora TEG oraz na ich podstawie wyznaczono jego podstawowe parametry. W celu umożliwienia powyższych czynności przygotowano dwa zautomatyzowane stanowiska pomiarowe, zawierające autorskie urządzenia, zasilacze, multimetry oraz komputer PC. Oprogramowanie do sterowania i rejestracji danych wykonano w oparciu o środowisko LabView.

Rozdział 10 prezentuje modele symulacyjne zarówno prototypu, jak i termogeneratora TEG na podstawie modelu CAD oraz dostosowania go do potrzeb oprogramowania do symulacji metodą elementów skończonych FEA (Finite Element Analysis). Następnie dobrano niezbędne parametry fizyczne do przeprowadzenia symulacji. W kolejnym kroku dobrano odpowiednią siatkę, konieczną do implementacji metody FEA. Przeanalizowano wybrane warunki brzegowe i zastosowano je jako parametry wejściowe symulacji. Ponadto opisano ustawienia numeryczne symulacji i możliwy wpływ każdego z parametrów na wyniki. W drugiej części rozdziału, po przeglądzie literaturowym, zamodelowano termogenerator TEG przy użyciu środowiska SPICE. Posłużono się modelem Kubova i zastosowano oprogramowanie LTSpice. Następnie dobrano parametry modelu w oparciu o dokumentację techniczną termogeneratora, oraz pomiary charakterystyk opisane w rozdziale 9.

W rozdziale 11 porównano wyniki uzyskane eksperymentalnie z wynikami symulacji numerycznych, które potwierdziły poprawność modelu z założonym błędem. Umożliwiło to wykorzystanie opracowanych modeli prototypu oraz termogeneratora TEG do symulacji wydajności pozyskiwania energii elektrycznej podczas całego cyklu sterylizacji. Następnie, na podstawie przeprowadzonych symulacji przy zmiennych wartości grubości izolacji termicznej oraz wysokości HSU (Heat Storage Unit), określono wpływ tych parametrów na efektywność generacji energii elektrycznej oraz oszacowanie całkowitego czasu, w którym dostarczana energia przez TEG umożliwia zasilanie systemu wbudowanego z czujnikiem na minimalnym poziomie poboru energii. Na podstawie uzyskanych danych możliwy był optymalny dobór tych parametrów.

Rozdział 12 opisuje symulację procesu sterylizacji dla różnych rozmiarów modelu (wysokości HSU oraz grubość warstwy izolacyjnej). Zaprezentowano dwa scenariusze pracy urządzenia: z zastosowaniem systemu ESS (Energy Storage System) oraz bez niego. Ponadto w każdym z nich

rozważono scenariusze aktywne i pasywne, które odpowiadały dwóm różnym trybom uśpienia mikrokontrolera (LPM0 i LPM3). Ostatecznie dla każdego ze scenariuszy określono minimalne wartości wysokości HSU oraz grubości izolacji w celu zapewnienia minimalnej wartości energii potrzebnej do zasilania systemu wbudowanego, zawierającego mikrokontroler oraz sensor.

Rozdział 13 jest podsumowaniem wszystkich prac przeprowadzonych w ramach rozprawy. Doktorant omawia napotymane problemy, prezentuje wykorzystywane metody oraz ostatecznie wyniki prac badawczo-rozwojowych. Zestawiono międzynarodowe zgłoszenia patentowe oraz dorobek publikacyjny w temacie dysertacji. Wskazano także kolejne kroki i wyzwania naukowe związane z zasilaniem urządzeń IoT w środowisku sterylizacji parowej.

Uwagi na temat poprawności językowej i redakcyjnej rozprawy:

- praca napisana jest starannie, językiem poprawnym bez większych defektów stylistycznych czy gramatycznych,
- struktura pracy jest logiczna i czytelna,
- pomocne są krótkie abstrakty dołączone na początku każdego z rozdziałów,
- cel, zakres oraz teza pracy zostały poprawnie zaprezentowane,
- brak jest wykazu rysunków.

3. OCENA MERYTORYCZNA PRACY

3.1. Istotność zagadnienia.

Tematyka rozprawy dotyczy systemów wytwarzania oraz magazynowania energii w zastosowaniach zasilania urządzeń małej mocy pracujących w warunkach wysokiej temperatury oraz przy wysokich wilgotnościach i zwiększonym ciśnieniu. Zagadnienie ma charakter interdyscyplinarny, ponieważ celem dysertacji jest zaproponowanie rozwiązania, mogącego być wdrożonym w zastosowaniach medycznych podczas sterylizacji narzędzi chirurgicznych, gdzie kluczowa jest jej jakość. Dwa główne czynniki ukierunkowały przeprowadzone badania: uwarunkowania medyczne, wynikające z potrzeby usunięcia patogenów biologicznych oraz uwarunkowania biznesowe, umożliwiające wdrożenie rozwiązań do zastosowań komercyjnych. Wyniki prac badawczych mają zatem również charakter praktyczny, mogący być wykorzystany w szpitalach, gabinetach zabiegowych, gabinetach stomatologicznych i innych tym podobnych. Istotność zagadnienia potwierdza również źródło motywacji – kontakty oraz współpraca z otoczeniem gospodarczym, którego przedstawiciel bezpośrednio uczestniczył m.in. jako współautor zgłoszeń patentowych.

Innym, równie ważnym zagadnieniem, w którą wpisuje się niniejsza dysertacja, jest rozwój technologii medycznych w kierunku technologii Hospital 4.0. Technologia ta zakłada m.in. kontrolę procedur medycznych na każdym etapie ich wykonywania. Niniejsza dysertacja podejmuje tę tematykę, dostarczając układów zasilających dla narzędzi medycznych, pracujących w trudnych warunkach, np. w inteligentnych autoklawach. Taka technologia umożliwi kontrolę poprawności sterylizacji przyrządów chirurgicznych oraz optymalizację samego procesu sterylizacji oraz nim zarządzanie.

Ostatecznie, uważam, że powyższe wyzwania, są zagadnieniami istotnymi oraz posiadającymi charakter badawczy, a także wpisującymi się w obszar tematyczny dyscypliny Automatyka, Elektronika, Elektrotechnika i Technologie Kosmiczne.

3.2. Zawartość merytoryczna pracy

W rozdziale 1, Doktorant prezentuje motywację podjęcia zagadnienia badawczego, które wpisuje się w ogólną tematykę Hospital 4.0. Tematyka ta, w analogii do zagadnienia Industry 4.0, związana jest z cyfryzacją procedur medycznych, do których należy m.in. sterylizacja narzędzi chirurgicznych. W tego typu rozwiązaniach, gdzie stosuje się najczęściej sterylizację za pomocą pary wodnej, opomiarowanie procesu, wiąże się z umieszczeniem podsystemów elektronicznych w środowiskach agresywnych cechujących się m.in. wysokimi temperaturami i wilgotnościami. Źródła zasilania takich systemów są szczególnie narażone na wymienione czynniki. Z tego względu, dowodzi Doktorant, szczególnie istotne jest przeprowadzenie badań nad doborem optymalnego źródła zasilania urządzeń elektronicznych, pracujących w nieprzyjaznym środowisku. Doktorant ostatecznie, stawia tezę w postaci pytania:

„Is it possible to provide a reliable power source for sensors in smart surgical tools during steam sterilisation?”

"Czy możliwe jest zapewnienie niezawodnego źródła zasilania dla czujników w inteligentnych narzędziach chirurgicznych podczas sterylizacji parowej?"

Zagadnienia badawcze, które planuje rozwiązać Doktorant, zostały sformułowane w postaci poniższych pytań.

1. **RQ1 What are the possibilities of powering low-power electronics in the steam sterilisation chamber using energy storage devices?**

Jakie są możliwości zasilania elektroniki małej mocy w komorze sterylizacji parowej za pomocą urządzeń magazynujących energię?

2. **RQ2 Is it possible to design a maintenance-free power solution for sterilisable medical tools using Energy harvesting solutions, what are the design constraints?**

Czy możliwe jest zaprojektowanie bezobsługowego rozwiązania zasilania dla sterylizowalnych narzędzi medycznych przy użyciu rozwiązań Energy Harvesting, jakie są ograniczenia projektowe?

3. **RQ3 What is the energy balance of the proposed design, what are the main constraints and possibilities for size optimisation?**

Jaki jest bilans energetyczny proponowanego projektu, jakie są główne ograniczenia i możliwości optymalizacji rozmiaru?

4. **RQ4 What are the limitations in terms of sensor design related to power consumption?**

Jakie są ograniczenia w projektowaniu czujników związane z poborem mocy?

Ponadto Doktorant przytacza wymagania postawione przez partnera przemysłowego – firmę Aesculap AG, w celu komercjalizacji uzyskanych wyników badawczych:

1. **IC 1 Applicability in mass production,**
możliwość zastosowania w produkcji masowej,
2. **IC2 Robustness of the design,**
odporność projektu,
3. **IC3 Maintenance-free nature of the target solution,**
bezobsługowy charakter docelowego rozwiązania,
4. **IC4 Compatibility with the concept of the Internet of Medical Things (IoMT) system,**
zgodność z koncepcją systemu Internetu Rzeczy Medycznych (IoMT).

W **rozdziale 2** Doktorant prezentuje ideę Internetu Rzeczy Medycznych IoMT oraz definiuje podsystem zasilający jako ważny element IoMT zgodnie z Fig. 2.1, jednocześnie wskazując miejsce obiektu badań w tego typu systemach.

Rozdział 3 syntetycznie prezentuje przedmiot dysertacji, który dotyczy zasilania czujników elektronicznych przeznaczonych do urządzeń medycznych poddawanych procesowi sterylizacji parowej. Natomiast jako cel określa znalezienie rozwiązania pozwalającego na bezobsługową pracę czujników w zastosowaniach medycznego Internetu Rzeczy wewnątrz autoklawu, tj. w warunkach skrajnie niekorzystnych dla elektrochemicznych źródeł energii. Ponadto w zakresie rozważanych źródeł energii włącza: elektrochemiczne źródła magazynowania energii (EESS Electrochemical Energy Storage Systems) takie jak: baterie – ogniwa pierwszego rodzaju, ogniwa odwracalne – ogniwa drugiego rodzaju, superkondensatory i kondensatory hybrydowe. Ostatecznie w rozdziale przedstawia strukturę dysertacji.

W **rozdziale 4** Doktorant zaprezentował cykl życia narzędzi chirurgicznych oraz szczegółowo przedstawił procesy oraz typy sterylizacji, odnosząc się do stosownych norm. Przytoczył porównanie typów sterylizacji z punktu widzenia możliwości negatywnego oddziaływania na układy elektroniczne oraz możliwości potencjalnego wykorzystania charakterystyki samego procesu do pozyskiwania energii z otoczenia – Energy Harvesting. Ostatecznie podsumował, iż tylko dwa procesy: sterylizacja za pomocą pary oraz sucha sterylizacja mogą potencjalnie umożliwić pozyskanie energii do zasilania urządzeń elektronicznych. Wnioski, wyciągnięte w tym rozdziale, dotyczące doboru typów sterylizacji oraz ustalenia warunków klimatycznych (temperatura, wilgotność, ciśnienie) są kluczowe z punktu widzenia dalszych badań.

Rozdział 5 stanowi porównanie stosowanych w elektronicznych urządzeniach przenośnych układów magazynowania energii (Energy Storage Systems ESS). Doktorant, przedstawiając poszczególne technologie zwrócił szczególną uwagę na dwa kluczowe parametry: moc właściwą (Gravimetric Power Density wyrażoną w [W/kg]) oraz energię właściwą (Gravimetric Energy Density wyrażoną w [Wh/kg]). Rysunek 5.1 jest graficzną prezentacją powyższych treści, jednak nie posiada zaznaczonej technologii kondensatorów hybrydowych. Interesującym byłoby zaznaczenie tej technologii na tym rysunku. Doktorant, konkluduje, iż na rynku obecnie brakuje technologii, które są w stanie wytrzymać wysokie i podwyższone temperatury. Zdefiniował cztery kluczowe parametry, jakie powinny spełniać układy ESS:

- odporność środowiskowa (Environmental Resistance) – ESS musi być sprawny na wszystkich etapach życia narzędzi chirurgicznych,
- łatwość użytkowania i konserwacji (Easiness of Use and Maintenance) – ESS musi mieć możliwość ponownego ładowania oraz być bezobsługowy, a także łatwy w wymianie,
- współczynnik samorozładowania (Self Discharge Rate) – ESS może nie mieć możliwości ładowania do 3 miesięcy,
- prąd rozładowania (Discharge Current) – ESS zasilać będzie urządzenia od ultraniskiego poboru energii (<0,1 mW) do niskiego poboru energii (<5 mW).

Ze względu na powyższe założenia, przeanalizowano następujące urządzenia ESS: ogniwa pierwszego rodzaju, ogniwa drugiego rodzaju (litowe), elektrostatyczne dwupowłokowe kondensatory EDLC oraz kondensatory litowo-jonowe. W przypadku ogniw pierwszego rodzaju, abstrahując od dużych problemów temperaturowych ogniw, konieczność ich czasowej wymiany dyskwalifikuje je z możliwości wykorzystania w przedmiocie dysertacji. Dlatego też rozdział 5.1.1, choć ciekawy, to nie jest tak istotny z punktu widzenia celu dysertacji. Baterie drugiego rodzaju – odwracalne – mogłyby być pewną alternatywą, jednakże, na rynku występują tylko dwa ogniwa o charakterystyce

temperaturowej zbliżonej do wymaganej. Nie mniej jednak Doktorant konkluduje, iż jest mało prawdopodobne, aby problemy związane z wysokotemperaturowymi zjawiskami w ogniwach, zostały rozwiązane w najbliższej przyszłości, a same ogniwa wdrożone do masowej produkcji. W podrozdziale 5.2, zostały przeanalizowane możliwości zastosowania superkondensatorów wysokotemperaturowych oraz kondensatorów litowo-jonowych. W przypadku pierwszej technologii, tylko jeden przypadek, mógłby potencjalnie spełniać warunki temperaturowe, natomiast jest on w fazie prototypu i jego cena jest nieatrakcyjna, z punktu widzenia założeń dysertacji. Druga z technologii nie spełnia stawianych założeń. Ostatecznie, Doktorant stwierdza, iż wobec powyższej analizy rynku, w kontekście ogniw pierwszego i drugiego rodzaju, a także superkondensatorów i kondensatorów litowo-jonowych, żadne z rozwiązań nie spełnia stawianych założeń. Ze względu na powyższe, decyduje się on na rozpoznanie tematu zasilania za pomocą pozyskiwania energii z otoczenia – Energy Harvesting.

W **rozdziale 6** Doktorant przybliżył zagadnienie pozyskiwania energii elektrycznej z otoczenia – Energy Harvesting. Zaprezentował ogólnie możliwe źródła pozyskiwania energii oraz zaproponował te, które mogłyby być potencjalnie wykorzystane w zastosowaniach medycznych do sterylizacji narzędzi chirurgicznych. Należą do nich: wibracje (harwester piezoelektryczny), elektrostatyka (harwester elektrostatyczny), promieniowanie świetlne wewnątrz budynków (panel fotowoltaiczny), promieniowanie elektromagnetyczne RF (harwester EM) oraz różnica temperatur (termogenerator TEG). Określił ponadto, iż ostatnie z wymienionych zjawisk umożliwia osiągnięcie największej gęstości energii spośród wymienionych (Table 6.1) a dodatkowo sam proces sterylizacji odbywa się przy udziale znaczących ilości ciepła. Z tego względu rozdział 6.2 został w całości poświęcony pozyskiwaniu energii elektrycznej z ciepła. W rozdziale zostały omówione podstawy teoretyczne występujących zjawisk m.in. efektów: Seebecka, Peltiera oraz Thomsona. W kolejnej części rozdziału przedstawiono model fizyczny termogenerators TEG oraz parametry ogniwa TEG: maksymalny prąd (Maximum Current) oraz napięcie (Maximum Voltage), maksymalna moc wyjściowa (Maximum Power Output), sprawność konwersji (Conversion Efficiency) i maksymalną wydajność energetyczną (Maximum Power Efficiency). Następnie wykonany został przegląd materiałów termoelektrycznych, z których tellurek bizmutu Bi_2Te_3 , cechował się najlepszą wartością współczynnika termoelektrycznego ZT w zakresie temperatur, występujących podczas procesu sterylizacji. W kolejnej części rozdziału Doktorant przedstawił wyniki analizy dostawców ogniwa TEG (69 dostawców). Ostatecznie zaprezentował możliwe zastosowania termogeneratorów TEG w aplikacjach medycznych i stwierdził, iż brak jest publikacji o ich wykorzystaniu w narzędziach chirurgicznych lub odzyskiwania energii ze szpitalnej logistyki.

Rozdział 7 zestawia założenia projektowe z punktu widzenia rozwiązań biznesowych oraz technicznych.

W ramach uwarunkowań biznesowych zdefiniowano następujące założenia:

- niskie koszty – cena obecnego pojemnika medycznego nie powinna wzrosnąć więcej niż o 10%,
- odporność - pojemnik medyczny powinien pracować około 15 lat w trudnych warunkach,
- konstrukcja z dostępnych elementów,
- bezobsługowość,
- uniwersalność – możliwość pracy z różnymi obciążeniami elektrycznymi oraz różnymi kształtami i rozmiarami pojemników medycznych.

W ramach uwarunkowań technicznych zdefiniowano następujące założenia:



- konieczność poprawnej pracy w warunkach sterylizacji – odporność na temperaturę rzędu 140°C – dalsze prace powinny prowadzić do zwiększenia temperatury do 155°C (margines bezpieczeństwa 10%) przy ciśnieniu do 4 barów,
- konieczność optymalizacji zgodnie z temperaturową krzywą sterylizacji,
- moc minimalna w całym zakresie plateau temperaturowej krzywej sterylizacji – dostarczenie zasilania podczas całego procesu sterylizacji,
- rozmiar oraz kształt dostosowane do pojemników medycznych (Fig. 7.1),
- możliwie minimalna waga,
- bezpieczeństwo – chemiczna i mechaniczna stabilność materiałów zastosowanych do konstrukcji urządzenia – należy rozważyć możliwość przedłużonej sterylizacji do 200% długości standardowego procesu sterylizacji, wyciek z obudowy modułu, wyższą niż oczekiwana temperaturę do 10% i uszkodzenia mechaniczne.

Powyższe uwarunkowania definiują założenia projektowe budowanego prototypu zasilacza.

Rozdział 8 traktuje o budowie prototypu źródła zasilania, umożliwiającego pozyskiwanie energii z otoczenia - generatora TEG. W skład prototypu wchodzi: obudowa, izolacja termiczna, jednostka magazynująca ciepło HSU, generator TEG. Doktorant opracował metodologię pozyskiwania energii elektrycznej, która składała się z dwóch faz: podczas samego procesu sterylizacji parą oraz po procesie sterylizacji. Pierwsza faza umożliwiała zasilanie zewnętrznego systemu wbudowanego z czujnikiem temperatury. W drugiej fazie odbywało się magazynowanie energii w układzie ESS (np. kondensatorze litowo-jonowym), w celu dostarczania zasilania na początku fazy pierwszej, gdy energia elektryczna nie była jeszcze produkowana w dostatecznej ilości.

Następnie rozważono szczegółowo parametry poszczególnych elementów prototypu. Rozpoczęto od oszacowania wymagań na parametry źródeł zasilania dla systemów wbudowanych, wyposażonych w czujnik temperatury oraz układ transmisji bezprzewodowej NFC. Na podstawie analizy rynku zaproponowano wykorzystanie jednostki obliczeniowej – mikrokontrolera 16-bitowej rodziny MSP430 o ultra-niskim poborze mocy ze zintegrowanym interfejsem RF, pracującym w standardzie ISO15693. Wykorzystano moduł uruchomieniowy RF430FRL152HEVM, który oprócz mikrokontrolera wyposażony jest m.in.: w antenę paskową, czujnik temperatury, możliwość zasilania z baterii guzikowej oraz modułu programowania MSP-FET. Doktorant, w celu określenia poboru mocy przez moduł, wykonał pomiary poboru prądu osobno dla samej jednostki CPU oraz jednostki CPU z włączonymi peryferiami, m.in. z przetwornikiem ADC. Wykonał pomiary dla trzech trybów pracy obniżonego poboru energii: LPM0, LPM3 oraz LPM4. W tym celu podłączył precyzyjny multimetr, który rejestrował wartości prądów oraz dokonał tych samych pomiarów z zastosowaniem wbudowanej funkcji emulatora znajdującego się na płytce uruchomieniowej - układu MSP-FET. Drugi ze sposobów jest dużo wygodniejszy, ze względu na brak konieczności zastosowania zewnętrznych precyzyjnych urządzeń pomiarowych. Wstępne przewidywania, iż zmierzone wartości mierzonego prądu, mogą się różnić, potwierdziły się. Różnice były jednak znaczne. Doktorant przeprowadził rozważania na temat przyczyn tych różnic, upatrując je w ograniczeniu możliwości układu MSP-FET. Pierwotnie, chciał on wyznaczyć różnicę pomiarową, celem wprowadzenia ewentualnej poprawki, natomiast ostatecznie nie podał jasnej procedury, umożliwiającej oszacowanie wartości prądu pobieranego na podstawie informacji, otrzymywanej z układu MSP-FET. Ostatecznie zostały podane minimalne wartości zapotrzebowania na moc pobieraną z zasilania w reżimach pracy LPM0 oraz LPM3 z uwzględnieniem 20% marginesu bezpieczeństwa.



Po ustaleniu minimalnych wymagań na pobór mocy przez system wbudowany Doktorant dobrał termogenerator TEG (podrozdział 8.4). Wybór ten poprzedzony został jego zamodelowaniem i przeanalizowaniem wpływu poszczególnych elementów modelu na sprawność przepływu energii.

Następnie w podrozdziale 8.5 przeprowadzono przegląd literaturowy oraz przegląd patentów, w poszukiwaniu materiałów, mogących pełnić rolę materiału izolacyjnego.

W podrozdziale 8.6 zaproponowano projekt obudowy prototypu, mającej na celu zabezpieczenie wnętrza przed wilgocią oraz ciśnieniem panującym w autoklawie, jak i zapewnienie dobrej przewodności cieplnej do TEG. Dobrano również materiał obudowy - aluminium.

Rozdział 9 prezentuje badania fizycznego modelu prototypu. W pierwszej kolejności dokonano przeglądu trzech typów czujników: termopary, czujnika rezystancyjnego RTD oraz termistora. Jako czujniki wybrano termoparę typu K, natomiast, ze względu na mniejszą dokładność, w stosunku do RTD, dokonano pomiarów porównawczych. W tym celu zbudowano stanowisko testowe, w którym w bloku miedzi osadzono 4 termopary oraz czujnik PT100, a następnie dokonano rejestracji wartości temperatur w zakresie $22,67^{\circ}\text{C}$ – $145,48^{\circ}\text{C}$ ze wszystkich czujników. Następnie oszacowano błąd pomiaru temperatury, jako wartość poprawną uznając wyniki otrzymane z czujnika PT100. Średni błąd wahał się od $0,11^{\circ}\text{C}$ dla termopary TP1 do $0,56^{\circ}\text{C}$ dla termopary TP4. Ponadto, do określenia błędu pomiaru całego toru pomiarowego, uwzględniono błąd wnoszony przez rejestrator uzyskując ostateczną wartość $\pm 1,64^{\circ}\text{C}$.

W kolejnym etapie wykonano badanie propagacji ciepła w prototypie, wyposażonego w cztery termopary znajdujące się w kluczowych jego punktach: TP1 – podłączenie TEG z obudową, TP2 – punkt pomiędzy górną częścią TEG a HSU, TP3 – na górnej powierzchni HSU oraz TP4 – górna część obudowy. Następnie zastosowano procedurę pomiarową, polegającą na podgrzaniu układu czujników temperatury z prototypem w komorze termicznej do temperatury 100°C a następnie schłodzenia go ponownie do temperatury pokojowej nie stosując chłodzenia wymuszonego, rejestrując przy tym wartości temperatur z poszczególnych czujników. W ten sposób osiągnięto charakterystyki obrazujące rozkład temperatur w czasie w poszczególnych punktach prototypu.

W podrozdziale 9.2 przetestowano zastosowany TEG w celu rejestracji napięć na jego zaciskach w funkcji gradientu temperatur oraz obciążenia. W tym celu zestawiono stanowisko pomiarowe, zawierające autorskie urządzenia, blok chłodzenia, zasilacz, multimetry obciążenie oraz komputer PC. Oprogramowanie do sterowania i rejestracji danych wykonano w oparciu o środowisko LabView. Na podstawie badań określono średni współczynnik Seebecka, który w sposób znaczny różnił się od deklarowanego przez producenta ($0,053$ – pomiary, $0,0027$ – dokumentacja czujnika). Doktorant przedstawił możliwe przyczyny tego stanu rzeczy oraz, że różni się o ponad $4,8\%$. Z przytoczonych danych różnica jest ponad o rząd wielkości, zatem zastanawiające jest owa wartość $4,8\%$. Następnie przedstawiono charakterystyki napięcia wyjściowego oraz prądu wyjściowego dla stałego obciążenia rezystancyjnego 32Ω w funkcji gradientu temperatur. Wykreślone charakterystyki były niemal liniowe. Ostatecznie wykreślono charakterystykę mocy wydzielanej na obciążeniu w funkcji gradientu temperatur o spodziewanym kształcie funkcji nieliniowej. Na podstawie charakterystyk napięciowych oraz prądowych obliczono wartości rezystancji wewnętrznej TEG, które zmieniały się w zależności od gradientu temperatur. Obliczone wartości, w stosunku wartości deklarowanych przez producenta różniły się, aczkolwiek różnice te nie były tak znaczne, jak w przypadku współczynników Seebecka.

W **rozdziale 10** przedstawiono sposób tworzenia modeli prototypu oraz generatora TEG. W pierwszym etapie Doktorant zamodelował prototyp w celu zasymulowania przepływu w nim energii cieplnej. W tym celu stworzył modele CAD poszczególnych elementów prototypu. Następnie

zastosował oprogramowanie Simscale, stosowane w symulacjach termicznych, bazujących na metodzie elementów skończonych (FEM). Wprowadził do modelu parametry zastosowanych materiałów: gęstość, przewodnictwo cieplne, ciepło właściwe. W następnym kroku na model 3D nałożył siatkę stosując stosowne procedury i generując wstępne wyniki symulacji. Następnie, na podstawie otrzymanych wyników zoptymalizował siatkę stosując wybrane jakościowe parametry siatki: Non-orthogonality, Aspect Ratio, Edge Ratio, Volume Ratio. W dalszej części rozdziału Doktorant ustala warunki brzegowe w zastosowaniu do sterylizacji narzędzi chirurgicznych, uwzględniając ich temperaturę powierzchni oraz temperaturę powierzchni obudowy prototypu. Następnie zostały opisane ustawienia symulacji numerycznej oraz parametry wejściowe przebiegu samej symulacji, mogące mieć wpływ na wyniki oraz ich prezentację.

Kolejny krok to modelowanie samego termogeneratora TEG w celu uzyskania wartości generowanego napięcia przy określonym gradiencie temperatur. Doktorant przeprowadził przegląd literaturowy w celu doboru odpowiedniego sposobu modelowania: analitycznego, bądź numerycznego. Ostatecznie wybrał sposób modelowania termogeneratora TEG jako elementu systemu (w odróżnieniu od modelowania zjawisk termoelektrycznych). Ponadto zdecydowano się na utworzenie modelu w środowisku SPICE (LTSpice) w postaci przetwornika temperatura-napięcie. Wraz z działem badawczo-rozwojowym interesariuszy zewnętrznych zostały opracowane kryteria doboru konkretnego modelu. Ostatecznie zaproponowano model Kubova, który jest symetryczny oraz bezpośrednio symuluje zjawiska Peltiera/Seebecka. Poszczególne parametry modelu zostały na podstawie dokumentacji oraz przeprowadzonych w rozdziale 9 pomiarów.

Rozdział 11 dotyczy prezentacji osiągniętych wyników symulacyjnych oraz ich walidacji. W pierwszej kolejności została dokonana symulacja zmian temperatury prototypu w punktach TP1, TP2 oraz porównano osiągnięte rezultaty z zarejestrowanymi pomiarami. Widoczna jest zbieżność wyników w przedziale ustalonego dla termopar błędu. Interesujące byłoby również przeprowadzenie takiej analizy (jak na Fig. 11.1) dla punktu TP3 – na górnej powierzchni HSE. Następnie zmiany temperatury w czasie w punktach TP1, TP2 oraz TP3, z wykorzystaniem środowiska Matlab/Simulink, zamodelowano za pomocą równań transmitancji. Różnica odpowiedzi skokowych została wyrażona za pomocą parametru NRMSE i wyniosła powyżej 94% dla TP1, 96% dla TP2 oraz 97% dla TP3.

W kolejnym etapie został zweryfikowany model termogeneratora TEG Spice. W pierwszej kolejności Doktorant dokonał testu różnic zarejestrowanych pomiarów z modelem Kubova z zastosowaniem parametrów katalogowych ogniwa TEG. Badania wykazały spore różnice dla wszystkich charakterystyk: napięciowej, prądowej oraz mocy. Z tego względu do modelu Kubova wprowadzono parametry oszacowane na podstawie wcześniejszych pomiarów termogeneratora (rezystancja wewnętrzna TEG: $R_{TEG} = 41 \Omega$ oraz współczynnik Seebecka $\alpha_{TEG} = 0,053 \text{ V}\cdot\text{K}^{-1}$). Zabieg ten przyniósł znaczącą poprawę dopasowania charakterystyk, gdzie maksymalny błąd, w przypadku charakterystyki napięciowej wyniósł 7,42%, prądowej 3,45% oraz mocy 6,78%. Błędy te były odpowiednie dla gradientu temperatur 80%. Doktorant stwierdza, iż w przypadku sterylizacji parą wodną gradient ten wynosi maksymalnie 70°C i z tego powodu błąd maksymalny wynosi około 6,5% dla charakterystyki napięciowej. Z drugiej jednak strony maksymalna temperatura w procesie sterylizacji parą, zgodnie ze stosownymi normami opisanymi w rozdziale 4.1.2, wynosi 121°C lub 134°C, co po uwzględnieniu pokojowej temperatury otoczenia daje gradient około 100°C lub 110°C. Interesujące jest zatem dlaczego Doktorant przeprowadził badania do gradientu 80°C. Ostatecznie Doktorant konkluduje, iż rozbieżności charakterystyk powstałych w wyniku symulacji oraz pomiaru, mieszczą się w zadanej dokładności i zaproponowane modele mogą być zastosowane w dalszych badaniach podczas procesu sterylizacji.



W podrozdziale 11.3 została przedstawiony przebieg temperatury powierzchni narzędzi chirurgicznych w autoklawie, jako warunek brzegowy symulacji.

Ostatecznie w podrozdziale 11.4 zaprezentowano symulację z zastosowaniem profilu temperaturowego, występującego podczas procesu sterylizacji. W pierwszej kolejności zbadano przebieg gradientu temperatur na termogeneratorze TEG, w zależności od grubości izolacji termicznej (5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm) oraz różnych wysokości HSU (5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm). Zdefiniowano współczynnik MAPE (Mean Absolute Percentage Error), którego niskie wartości określają dużą różnicę gradientu temperatur TEG, a tym samym wyższą efektywność generowanej mocy. Prześladowano przebiegi poszczególnych gradientów oraz zaznaczono obszary, w których gradient temperatur umożliwił generację przez TEG wystarczającej ilości pomocy, potrzebnej do zasilania systemu wbudowanego. Zdefiniowano dodatkowy parametr $\Delta T_{A\%}$, określający procentowy czas całego procesu sterylizacji, w którym gradient temperatur przekracza minimalną wartość potrzebną do pracy systemu wbudowanego w trybie aktywnym. Z badań wynika, iż decydujący wpływ ma wysokość HSE, w stosunku do niewielkich zmian grubości izolacji. Ostatecznie dla wysokości HSE od 15 mm już od grubości izolacji 10 mm parametr $\Delta T_{A\%}$ wynosi około 100%, a więc podczas trwania całego procesu sterylizacji możliwe jest zasilanie systemu wbudowanego.

Rozdział 12 jest jednym z kluczowych rozdziałów, w którym Doktorant przeanalizował proces pozyskania i konsumpcji energii podczas całego procesu sterylizacji w oparciu o symulację z wykorzystaniem wcześniej zaprojektowanych modeli. Zaproponował dwa scenariusze pracy systemu wbudowanego z czujnikiem: z wykorzystaniem systemu ESS oraz bez niego. Ponadto każdy z tych scenariuszy uwzględnia pracę w trybie aktywnym i pasywnym (Fig. 12.2).

Dla scenariusza pierwszego – z wykorzystaniem systemu ESS w trybie aktywnym oraz pracy mikrokontrolera w trybie obniżonego poboru energii LPM0 - zaprezentowano przebiegi mocy chwilowych oraz bilansu energii z zaznaczonymi obszarami, w którym moc konsumowana przez system wbudowany (zawierającym mikrokontroler), jest większa od mocy dostarczonej z termogeneratora TEG. Przebiegi te, podobnie jak w rozdziale 11, przedstawiono dla różnych wartości grubości izolacji (5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm) oraz różnych wysokości HSE (wartości takie samej jak dla izolacji). W tabeli 12.1 zamieszczono wartości numeryczne dla wszystkich kombinacji, natomiast na rysunkach dla wartości wybranych. Analizując rysunki, Doktorant stwierdza np., że na Fig. 12.3 dla krzywej bilansu energii w chwili 900 s następuje charakterystyczne przegięcie w fazie plateau, wyznaczające moment większej konsumpcji energii przez system wbudowany, w stosunku do energii dostarczonej przez TEG. Uzasadnia to gwałtownym spadkiem temperatury w komorze autoklawu. Czy jest tak istotnie, skoro jest to faza plateau, w której to temperatura utrzymuje się na stałej temperaturze, powyżej 120°C? Czy nie jest to raczej związane ze spadkiem gradientu temperatur na termogeneratorze TEG? Ostatecznie Doktorant konkluduje, iż w sytuacji odwrotnego przepływu ciepła w ESS, zmienia się polaryzacja napięcia generowana przez TEG, co muszą wziąć pod uwagę projektanci systemów zasilania lub ładowania zewnętrznych zasobników energii.

W przypadku systemu pracującego w scenariuszu pierwszym, pracującego w trybie pasywnym (tryb pracy mikrokontrolera LPM3) została wykonana podobna analiza jak w trybie aktywnym. Uzyskane wyniki są nieznacznie lepsze – mniejszy pobór energii przez system wbudowany. Natomiast praktycznie niezauważalne jest przegięcie w krzywej bilansu energetycznego.

Sam podział na tryb aktywny – pasywny jest trochę mylący. Tryby te różnią się od siebie zastosowaniem trybu obniżonego poboru energii, odpowiednio LPM0 i LPM3. Natomiast pojęcie trybu aktywnego w systemie zarządzania poborem energii MSP430 oznacza pracę bez stosowania trybów

LPM. Wiąże się to z wielokrotnie większym poborem energii przez mikrokontroler i sugeruje, iż „tryb aktywny” w scenariuszach zakłada ten najbardziej ekstremalny scenariusz.

Scenariusz drugi – bez zastosowania ESS (podrozdział 12.2.2) zakłada również scenariusze aktywne i pasywne. Przedstawiono wyniki symulacji przebiegów prądów, napięć oraz mocy termogeneratora TEG dla różnych wartości grubości izolacji (5,0 mm – 20 mm) oraz wysokości HSU (2,5 mm do 20 mm). Oznaczono czas trwania fazy plateau oraz zwrócono szczególną uwagę na przepływ mocy w tej fazie wprowadzając parametr T_p – czas aktywności sensora oraz jego procentowy udział odniesiony do czasu sterylizacji. Na podstawie badań wykazano, iż w obydwóch scenariuszach parametrem mającym większy wpływ jest wysokość HSE i praktycznie dla wartości od 17,5 mm (scenariusz aktywny) oraz 12,5 mm (scenariusz pasywny) dla wszystkich grubości warstwy izolacyjnej moc generowana przez TEG pokrywa cały czas plateau (sensor activity in plateau duration = 100%).

Rozdział 13 stanowi podsumowanie dysertacji. W pierwszej jego części Doktorant odpowiada na pytania, postawione w rozdziale 1, będące kolejnymi zagadnieniami badawczymi, prowadzącymi do udowodnienia tezy.

RQ1 Jakie są możliwości zasilania elektroniki małej mocy w komorze sterylizacji parowej za pomocą urządzeń magazynujących energię?

Doktorant stwierdza, iż tylko niewiele rozwiązań na rynku i to tylko tych należących do grupy ogniów drugiego rodzaju mogłyby spełniać potencjalne warunki techniczne celu dysertacji. Są one jednak drogie i proces produkcyjny byłby zależny tylko od jednego dostawcy, co znacznie ogranicza możliwość wdrożenia tego rozwiązania.

RQ2 Czy możliwe jest zaprojektowanie bezobsługowego rozwiązania zasilania dla sterylizowalnych narzędzi medycznych przy użyciu rozwiązań Energy Harvesting, jakie są ograniczenia projektowe?

Doktorant stwierdza, iż jest możliwość zasilania tego typu aplikacji za pomocą technologii Energy Harvesting. Do takich rozwiązań należy zastosowanie odpowiedniego termogeneratora TEG wraz z układem Heat Storage Unit z optymalnie dobranymi gabarytami.

RQ3 Jaki jest bilans energetyczny proponowanego projektu, jakie są główne ograniczenia i możliwości optymalizacji rozmiaru?

Doktorant, na podstawie konkretnego, przebadanego termogeneratora TEG, układu HSU oraz systemu wbudowanego z mikrokontrolerem i czujnikiem określa, iż bilans mocy takiego układu jest dodatni i ponadto umożliwia zasilanie innych dodatkowych podsystemów, np. interfejsu bezprzewodowego BLE. Ponadto identyfikuje główny czynnik doboru optymalnych rozmiaru źródła zasilania jako znormalizowany proces sterylizacji parowej oraz temperaturę w autoklawie. Możliwe jest ograniczenie rozmiaru HSU do wysokości 7,5 mm oraz grubości izolacji aerożelem do 5 mm, uzyskując minimalną wartość mocy przez 95% czasu trwania procesu sterylizacji.

RQ4 Jakie są ograniczenia w projektowaniu czujników związane z poborem mocy?

Doktorant podaje, iż minimalizacja mocy pobieranej przez czujniki (oraz systemów wbudowanych implementujących je) zależna jest od dużego zakresu napięć zasilających czujnik. Ponadto czujnik powinien być zasilany w sposób ciągły, przy poborze mocy nie przekraczającym 0,353 mW. Może to odpowiadać to pasywnemu trybowi wymiany danych za pomocą technologii NFC.

Ostatecznie, wymagania, stawiana przez przemysł (**IC1 – IC4**) zostały spełnione.

Następnie przytacza logiczny ciąg poszczególnych działań naukowych konkludując, udowadniając spełnienie tezy.

3.3 Uwagi dyskusyjne

1. Na Fig. 5.1 zostały przedstawione różne technologie urządzeń do przechowywania energii. Autor opisuje w tekście źródła pierwszego rodzaju oraz drugiego rodzaju, superkondensatory oraz kondensatory hybrydowe. Gdzie na tym rysunku znajdują się te ostatnie?
2. W rozdziale 8.3.1 Doktorant dokonał pomiaru prądu i mocy pobieranej ze źródła za pomocą precyzyjnego multimetru oraz z zastosowaniem wbudowanej funkcji układu MSP-FET – monitoringu poboru energii przez moduł uruchomieniowy. Następnie stwierdził, iż jest niezbędne porównanie wyników w celu estymacji średniego odchylenia pomiarów. Istotnie pomiary różnią się znacząco i Doktorant przytoczył hipotezy powstawania tak znacznych różnic. Ostatecznie jednak nie skomentował czy da się zastosować funkcje szacowania poboru energii za pomocą MSP-FET do oszacowania rzeczywistej konsumpcji energii w systemach zasilanych napięciem innym niż 3,3 V.
3. Na listingu 8.2 Doktorant przytacza fragment programu na MSP430FR, mający skonfigurować system zegarowy do taktowania kory oraz peryferiów mikrokontrolera, kierując się maksymalnym ograniczeniem mocy pobieranej przez mikrokontroler. Słusznie zaproponował taktowanie sygnału ACLK ze źródła LF-OSC/VLO (SELA_1). Pytanie, czy sygnał MCLK, taktujący CPU mikrokontrolera, nie powinien być również taktowany tym samym źródłem o niskiej częstotliwości? Tymczasem taktowany jest ze źródła o wysokiej częstotliwości HF-OSC (SELM_0), co zwiększa potencjalnie pobór energii przez CPU. Czy kod programu w procedurach obsługi przerw jest na tyle duży, że CPU musi działać z maksymalną prędkością (w pętli głównej wykonywane jest tylko przejście w stan LPM3)?
4. Na Fig. 8.8 zaznaczono pobór prądu $I_{ADC} = 19\mu A$, ile wynosi prąd I_{MCU} ?
5. W rozdziale 8.3.2 Doktorant stwierdza, iż dodatkowy pobór prądu przez przetwornik ADC wynosi $28.5\mu W$. Skąd pochodzi ta wartość?
6. W rozdziale 9.1.3 Doktorant wykonał rejestrację temperatur prototypu w funkcji skoku temperatury otoczenia. Na Fig. 6a widoczne są zmiany temperatur w czasie. Doktorant skomentował, iż temperatura z czujnika TP3 wzrasta najszybciej (temperatura górnej powierzchni HES) – linia zielona, podczas gdy na tym rysunku najszybciej wzrastają TP1 i TP4 (co wydaje się naturalne). Proszę skomentować, czy jest to pomyłka, ewentualnie skąd ta rozbieżność?
7. W rozdziale 9.2.1 wyznaczono współczynnik Seebecka z pomiarów oraz zestawiono go z danymi katalogowymi: pomiary – 0,053, dokumentacja czujnika – 0,0027. Doktorant stwierdził, iż różnica wynosi o ponad 4,8%. Z przytoczonych danych różnica jest ponad o rząd wielkości, zatem skąd pochodzi owa wartość 4,8%?
8. We wprowadzeniu (str. 15) Doktorant w opisie rozdziału 10 na końcu akapitu stwierdza, iż wyniki symulacji termogeneratora zostały zaprezentowane w tabeli oraz na wykresie. W rozdziale 10 brak jest tych elementów.
9. Na Fig. 11.1 przedstawiono porównanie wyników symulacji temperatur w prototypie z pomiarami dla punktów TP1 i TP2. Interesujące byłoby również przeprowadzenie takiej analizy dla punktu TP3.
10. Na Fig. 11.2 w mianowniku powinno być „900s+0.65”.
11. W rozdziale 11.2 Doktorant stwierdza, iż w przypadku sterylizacji parą wodną gradient temperatur wynosi maksymalnie $70^{\circ}C$ i z tego powodu błąd maksymalny wynosi około 6,5% dla charakterystyki napięciowej. Z drugiej jednak strony maksymalna temperatura w procesie



sterylizacji parą, zgodnie ze stosownymi normami opisanymi w rozdziale 4.1.2, wynosi 121°C lub 134°C, co po uwzględnieniu pokojowej temperatury otoczenia daje gradient około 100°C lub 110°C. Interesujące jest zatem dlaczego Doktorant przeprowadził badania do gradientu 80°C i skąd powyższy wniosek?

12. W rozdziale 11.4 zdefiniowano parametr $\Delta T_{A\%}$, określający procentowy czas całego procesu sterylizacji, w którym gradient temperatur przekracza minimalną wartość potrzebną do pracy systemu wbudowanego (czujnika) w trybie aktywnym. Co oznacza tutaj „tryb aktywny”? Czy jest to tryb bez wykorzystania trybów LPM mikrokontrolera, czy też jest to tryb, który został zdefiniowany na Fig. 8.7?
13. W rozdziale 12.2.1, podczas omawiania scenariusza pracy w trybie aktywnym, Doktorant stwierdza, iż mikrokontroler pracuje w trybie LPM0. Z dokumentacji mikrokontrolerów rodziny MSP430 wynika, iż tryb LPM0 jest trybem obniżonego poboru energii a nie trybem aktywnym. Czy jest tu nieścisłość terminologiczna?
14. Analizując rysunek Fig. 12.3, Doktorant stwierdza że dla krzywej bilansu energii w chwili 900 s następuje charakterystyczne przegięcie w fazie plateau, wyznaczające moment większej konsumpcji energii przez system wbudowany, w stosunku do energii dostarczonej przez TEG. Uzasadnia to gwałtownym spadkiem temperatury w komorze autoklawu. Czy jest tak istotnie, skoro jest to faza plateau, w której to temperatura utrzymuje się na stałej temperaturze, powyżej 120°C? Czy nie jest to raczej związane ze spadkiem gradientu temperatur na termogeneratorze TEG?
15. W rozdziale 12.2.2, w scenariusz pasywnym, Doktorant informuje o zastosowaniu trybu obniżonego poboru energii mikrokontrolera LPM4, natomiast przy prezentacji wyników scenariusza pasywnego – trybu LPM3. Przymuszalnie chodzi o tryb LPM3, ponieważ do wybudzenia mikrokontrolera z trybu LPM4 należy zastosować przerwanie zewnętrzne, którego nie stosuje Doktorant na listingach 8.1 i 8.2.

3.4. Ogólna ocena merytoryczna pracy

Praca jest naukowo kompletna. Występują w niej:

- studium literaturowe na temat każdego z rozpatrywanych zagadnień: sterylizacja narzędzi chirurgicznych, Hospital 4.0 i IoMT, systemy magazynowania energii, systemy pozyskiwania energii z otoczenia, przegląd stosowanych materiałów oraz metod symulacyjnych, a także prezentację kierunków obecnie prowadzonych badań,
- konstrukcja stanowisk laboratoryjnych do pomiarów:
 - poboru energii elektrycznej w systemie wbudowanym,
 - różnic temperatur uzyskanych za pomocą termopar oraz PT100,
 - propagacji energii cieplnej w prototypie źródła zasilania,
 - napięć uzyskanych z termogeneratorsa TEG z układem chłodzenia,oraz rejestracja danych pomiarowych,
- elementy modelowania:
 - zjawisk termicznych w prototypie źródła zasilania – z wykorzystaniem analizy FEM,
 - dynamiki zmian temperatury za pomocą transmitancji z wykorzystaniem środowiska Matlab/Simulink,
 - termogeneratorsa w środowisku SPICE z wykorzystaniem modelu Kubova,

- porównanie wyników pozyskanych w procesie symulacji z pomiarami – m.in. w przypadku modelowania propagacji temperatury w prototypie oraz modelowania termogeneratora TEG,
- kalibrację modeli oraz ich weryfikację.

Poszukiwania naukowe Doktoranta zaowocowały autorskimi aspektami badawczymi, które stanowią wkład w rozwój dyscypliny Automatyka, Elektronika, Elektrotechnika i Technologie Kosmiczne. Moim zdaniem do najważniejszych z nich należą:

- analizę różnych rozwiązań w celu możliwości zasilania urządzeń typu IoMT, pracujących w trudnych warunkach, w szczególności w zastosowaniach sterylizacji narzędzi chirurgicznych,
- określenie parametrów granicznych dla urządzeń – systemów wbudowanych, mających pracować w warunkach występujących podczas sterylizacji narzędzi chirurgicznych za pomocą metody parowej, oraz oszacowanie mocy pobieranej ze źródła zasilania przez urządzenia tego typu,
- zaprojektowanie oraz konstrukcję urządzenia do pozyskiwania energii elektrycznej ze źródeł zewnętrznych – Energy Harvesting – w postaci współpracujących elementów magazynujących energię cieplną (Heat Storage Unit HSU), termogeneratora TEG, izolacji oraz obudowy, a także jego ocujnikowanie,
- zamodelowanie poszczególnych elementów urządzenia oraz zastosowanie środowisk symulacyjnych wykorzystujących analizę FEM oraz środowiska Matlab/Simulink oraz SPICE,
- weryfikację modeli poszczególnych komponentów prototypu urządzenia,
- zaproponowanie scenariuszy pracy urządzeń, zasilanych z prototypu źródła zasilania oraz przedstawienie optymalnych wartości poszczególnych elementów prototypu: m.in. grubość izolacji oraz wysokość HSU.

Zaprezentowane badania mają charakter rozwojowy, zmierzające w kierunku opracowania kompletnego urządzenia IoMT zasilanego z zaproponowanego w dysertacji źródła napięcia oraz przebadanie go podczas całej procedury sterylizacji. Ponadto, takie badania odpowiedziałyby na pytanie o rzeczywisty czas życia zarówno modułu zasilania, jak i zasilanego z niego systemu wbudowanego.

Wobec powyższego odpowiedź na postawioną w postaci pytania tezę:

„Czy możliwe jest zapewnienie niezawodnego źródła zasilania dla czujników w inteligentnych narzędziach chirurgicznych podczas sterylizacji parowej”

w mojej opinii jest twierdząca i udowadnia postawioną przez Doktoranta w niniejszej dysertacji tezę.

Ponadto uważam, że Doktorant dysponuje teoretycznym oraz praktycznym warsztatem badawczym, potrafi zaplanować eksperyment naukowy oraz posiada umiejętności publikowania wyników badań, czego dowodzą 2 publikacje z listy JCR (2 cytowania) oraz jest współautorem 8 patentów.

Biorąc pod uwagę powyższe, a szczególnie:

- bardzo staranne podejście do rozpatrywanych zagadnień, poprzedzone studium literaturowym, rozważaniem nad różnymi rozwiązaniami, ostatecznie wyborem optymalnego rozwiązania i jego przetestowaniem,

- stworzeniem 4 stanowisk laboratoryjnych,
- opracowaniem rozwiązania kierując się względami naukowymi oraz rynkowymi,
- opublikowaniem wyników w 2 czasopismach z listy JCR,
- zgłoszeniem 8 patentów,

stawiam wniosek o **wyróżnienie niniejszej dysertacji**. W mojej opinii, ścisła współpraca z otoczeniem gospodarczym wraz z naukowymi rozwiązaniami, rozwijanymi w kierunku konkretnego wdrożenia biznesowego, świadczy o dojrzałości dysertacji jak i samego Doktoranta, co wymaga jego docenienia. Moje krytyczne uwagi, wyrażone w rozdziale 3.3 nie umniejszają wartości merytorycznej samej rozprawy, stanowiąc przyczynek do dalszych prac Doktoranta nad tą, bardzo istotną tematyką.

4. WNIOSEK KOŃCOWY

Po zapoznaniu się z pracą doktorską pt.: „Powering Medical Internet of Things Systems in a Steam Sterilisation Environment” „Zasilanie Medycznych Systemów Internetu Rzeczy w Środowisku Sterylizacji Parą Wodną”, stwierdzam, iż

przedstawiona rozprawa spełnia

wymagania określone przez Ustawę z dnia 14 marca 2003 r. o stopniach naukowych i tytule naukowym oraz o stopniach i tytule w zakresie sztuki w związku z art. 179 ust.1 i ust.2 ustawy z dnia 3 lipca 2018 r. Przepisy wprowadzające ustawę Prawo o szkolnictwie wyższym i nauce (Dz. U. z 2018 r. poz. 1669 z późn. zm.) i w związku z powyższym

wnioskuję o przyjęcie rozprawy doktorskiej oraz o dopuszczenie

mgr inż. Mateusza Daniała do publicznej obrony.

Mikołaj Szumilo