

Autoreferat

1. **Imię i nazwisko:** Piotr Gas
2. **Posiadane dyplomy, stopnie naukowe lub artystyczne – z podaniem podmiotu nadającego stopień, roku ich uzyskania oraz tytułu rozprawy doktorskiej.**

a) **Doktor nauk technicznych w dyscyplinie Elektrotechnika**

Akademia Górniczo-Hutnicza im. Stanisława Staszica w Krakowie
Wydział Elektrotechniki, Automatyki, Informatyki i Inżynierii Biomedycznej

Data obrony: 08.01.2016

Uchwała Rady Wydziału EAIiB: 28.01.2016 (*wyróżnienie rozprawy doktorskiej*)

Tytuł rozprawy doktorskiej:

Modelowanie rozkładu temperatury i pola elektromagnetycznego w hipertermii o częstotliwości radiowej i mikrofalowej

Promotor: dr hab. inż. Eugeniusz Kurgan, prof. AGH

Recenzenci: prof. dr hab. inż. Aleksander Sieroń, Śląski Uniwersytet Medyczny
dr hab. inż. Zygfryd Głowacz, prof. AGH

Data otwarcia przewodu doktorskiego: 25.10.2012

b) **Dyplom ukończenia studiów podyplomowych:**

„Nowoczesne narzędzia diagnostyki medycznej i terapii”

Politechnika Krakowska im. Tadeusza Kościuszki w Krakowie
Wydział Mechaniczny

Czas trwania: rok akademicki 2012/2013

c) **Dyplom ukończenia studiów podyplomowych:**

„Innowacyjne Zarządzanie Badaniami Naukowymi – studia podyplomowe dla pracowników jednostek naukowych”

Wyższa Szkoła Biznesu – National-Louis University w Nowym Sączu

Czas trwania: rok akademicki 2010/2011

d) Dyplom ukończenia Studium Doskonalenia Dydaktycznego dla Asystentów

Akademia Górniczo-Hutnicza im. Stanisława Staszica w Krakowie
Wydział Humanistyczny

Czas trwania: rok akademicki 2008/2009

e) Magister inżynier na kierunku Elektrotechnika

Akademia Górniczo-Hutnicza im. Stanisława Staszica w Krakowie
Wydział Elektrotechniki, Automatyki, Informatyki i Elektroniki

Data obrony: 31.10.2007 (z *wyróżnieniem*)

Tytuł pracy dyplomowej:

Wpływ pola elektromagnetycznego na organizm człowieka

Promotor: dr hab. inż. Eugeniusz Kurgan, prof. AGH

Moduł: Układy sterowania i systemy pomiarowe

Specjalność: Automatyka i Metrologia

Data rozpoczęcia studiów: rok akademicki 2002/2003

3. Informacja o dotychczasowym zatrudnieniu w jednostkach naukowych lub artystycznych.

Okres	Stanowisko	Instytucja
od 15.02.2008 do 27.09.2017	asystent naukowo- dydaktyczny	Akademia Górniczo-Hutnicza im. Stanisława Staszica w Krakowie, Wydział Elektrotechniki, Automatyki, Informatyki i Elektroniki, (od 2012 Wydział Elektrotechniki, Automatyki, Informatyki i Inżynierii Biomedycznej) Katedra Elektrotechniki i Elektroenergetyki
od 28.09.2017 do chwili obecnej	adiunkt naukowo- dydaktyczny	Akademia Górniczo-Hutnicza im. Stanisława Staszica w Krakowie, Wydział Elektrotechniki, Automatyki, Informa- tyki i Inżynierii Biomedycznej, Katedra Elektrotechniki i Elektroenergetyki

4. Omówienie osiągnięć, o których mowa w art. 219 ust. 1 pkt. 2 Ustawy.

Podstawę wniosku o przeprowadzenie postępowania habilitacyjnego stanowi cykl powiązanych tematycznie publikacji, pt:

Numeryczne modelowanie i optymalizacja hipertermii elektromagnetycznej

Na jednolity cykl publikacji obejmujący 15 pozycji składają się prace autorskie (4 publikacje) oraz prace współautorskie (11 publikacji), w tym 7 artykułów naukowych indeksowanych w bazie Web of Science, oraz 8 rozdziałów w monografiach naukowych, z czego 7 rozdziałów indeksowanych w bazie Web of Science.

Przedstawione publikacje stanowią spójny tematycznie cykl z prowadzonych przeze mnie badań naukowych w dyscyplinie *automatyka, elektronika i elektrotechnika*, opublikowanych po uzyskaniu stopnia doktora. Badania dotyczyły numerycznego modelowania i optymalizacji zjawiska hipertermii elektromagnetycznej, której źródłem były różnego rodzaju aplikatory wytwarzające pole elektromagnetyczne, w tym anteny mikrofalowe, elektrody oraz cewki RF.

Wykaz prac wskazanych jako osiągnięcie naukowe obejmuje następujące pozycje:

- [1] **Gas P.**, Miaskowski A., SAR optimization for multi-dipole antenna array with regard to local hyperthermia, *Przegląd Elektrotechniczny*, 2019, vol. 95, no. 1, pp. 17–20. DOI: 10.15199/48.2019.01.05 (**JCR, WoS, 20 pkt MNiSW, liczba cytowań w WoS: 10, w SCOPUS: 12**)

Udział poszczególnych autorów:

Gas P. (60%): zdefiniowanie problemu, budowa modelu numerycznego, przeprowadzenie badań symulacyjnych i optymalizacji, analiza wyników oraz przygotowaniu manuskryptu

Miaskowski A. (40%): opracowanie założeń pracy, przeprowadzeniu symulacji cieplnej – określenie optymalnej mocy szyku anten dipolowych, oraz przeglądzie końcowego manuskryptu

- [2] **Gas P.**, Miaskowski A., Subramanian M., *In silico* Study on Tumor-sized-dependent Thermal Profiles inside Anthropomorphic Female Breast Phantom Subjected to Multi-dipole Antenna Array, *International Journal of Molecular Sciences*, 2020, vol. 21, no. 22, art. no. 8597, [pp. 1–24], DOI: 10.3390/ijms21228597. (**JCR, ²⁰¹⁹IF = 4.556, 140 pkt MNiSW, liczba cytowań w WoS: 0, w SCOPUS: 0**)

Udział poszczególnych autorów:

Gas P. (60%): zdefiniowanie problemu, budowa modelu numerycznego, przeprowadzenie badań symulacyjnych i optymalizacji, analiza wyników oraz przygotowanie manuskryptu

Miaskowski A. (30%): opracowanie założeń pracy, stworzenie modelu piersi kobiecej, dostosowanie fantomu piersi kobiecej do obliczeń numerycznych, przegląd ekspercki końcowego manuskryptu

Subramanian M. (10%): przegląd napisanego manuskryptu pod kątem poprawności edytorskiej i językowej

- [3] **Gas P.**, Miaskowski A., Dobrowolski D., Modelling the tumor temperature distribution in anatomically correct female breast phantom, *Przegląd Elektrotechniczny*, 2020, vol. 96, no. 2, pp. 146–149. DOI: 10.15199/48.2020.02.35 (**JCR, WoS, 20 pkt MNiSW, liczba cytowań w WoS: 2, w SCOPUS: 3**)

Udział poszczególnych autorów:

Gas P. (60%): zdefiniowanie problemu, budowa modelu numerycznego, przeprowadzenie badań symulacyjnych dla różnych perfuzji, analiza wyników oraz przygotowanie manuskryptu

Miaskowski A. (30%): opracowanie założeń pracy, stworzenie modelu piersi kobiecej, dostosowanie fantomu piersi kobiecej do obliczeń numerycznych oraz przegląd ekspercki końcowego manuskryptu

Dobrowolski D. (10%): pozyskanie finansowania publikacji oraz przegląd końcowego manuskryptu pod kątem poprawności edytorskiej i językowej

- [4] **Gas P.**, The S_{11} -Parameter Analysis of Multi-Slot Coaxial Antenna with Periodic Slots, [in:] Mazur D., Gołębiowski M., Korkosz M. (Eds.), *Analysis and Simulation of Electrical and Computer Systems*, Book series: *Lecture Notes in Electrical Engineering*, vol. 452, Springer International Publishing, Switzerland, 2018, Chapter 24, pp. 367–376. ISBN: 978-3-319-63948-2 DOI: 10.1007/978-3-319-63949-9_24 (**WoS, 15 pkt MNiSW, liczba cytowań w WoS: 3, w SCOPUS: 5**)
- [5] **Gas P.**, Optimization of multi-slot coaxial antennas for microwave thermotherapy based on the S_{11} -parameter analysis, *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, 2017, vol. 37, no. 1, pp. 78–93, DOI: 10.1016/j.bbe.2016.10.001 (**JCR, ²⁰¹⁷IF = 1.374, 15 pkt MNiSW, liczba cytowań w WoS: 17, w SCOPUS: 23**).
- [6] **Gas P.**, Szymanik B., Shape optimization of the multi-slot coaxial antenna for local hepatic heating during microwave ablation, [in:] *2018 International Interdisciplinary PhD Workshop (IIPHDW)*, IEEE Xplore, 2018, pp. 319–322. ISBN: 978-1-5386-6143-7, DOI: 10.1109/IIPHDW.2018.8388381 (**SCOPUS, liczba cytowań w SCOPUS: 4**)

Udział poszczególnych autorów:

Gas P. (65%): zdefiniowanie problemu, budowa modelu numerycznego, przeprowadzenie badań symulacyjnych i optymalizacji, analiza wyników oraz przygotowanie manuskryptu

Szymanik B. (35%): opracowanie założeń pracy, stworzenie algorytmu optymalizacji oraz przegląd końcowego manuskryptu

- [7] **Gas P.**, Kurgan E., Evaluation of Thermal Damage of Hepatic Tissue During Thermotherapy based on the Arrhenius Model, [in:] *2018 Progress in Applied Electrical Engineering (PAEE)*, IEEE Xplore, 2018, art. no. 8441065 [pp. 1–4]. ISBN: 978-1-5386-6091-1, DOI: 10.1109/PAEE.2018.8441065 (**WoS, 15 pkt MNiSW, liczba cytowań w WoS: 2, w SCOPUS: 2**)

Udział poszczególnych autorów:

Gas P. (70%): zdefiniowanie problemu, budowa modelu numerycznego, przeprowadzenie badań symulacyjnych i optymalizacji, analiza wyników oraz przygotowanie manuskryptu

Kurgan E. (30%): opracowanie założeń pracy, wyprowadzenie wzorów oraz przegląd

eksperski końcowego manuskryptu

- [8] **Gas P.**, Wyszowska J., Influence of multi-tine electrode configuration in realistic hepatic RF ablative heating, *Archives of Electrical Engineering*, 2019, vol. 68, no. 3, pp. 521–533. DOI: 10.24425/aee.2019.129339 (**WoS, 40 pkt MNiSW, liczba cytowań w WoS: 7, w SCOPUS: 9**)

Udział poszczególnych autorów:

Gas P. (80%): zdefiniowanie problemu, opracowanie założeń pracy, budowa modelu numerycznego, przeprowadzenie badań symulacyjnych i optymalizacji, analiza wyników oraz przygotowanie manuskryptu

Wyszowska J. (20%): przegląd napisanego manuskryptu pod kątem poprawności użytego modelu cieplnego uszkodzenia komórek

- [9] **Gas P.**, Modelling the temperature-dependent RF ablation produced by the multi-tine electrode, *Przegląd Elektrotechniczny*, 2020, vol. 96, no. 1, pp. 48–51. DOI: 10.15199/48.2020.01.12 (**JCR, WoS, 20 pkt MNiSW, liczba cytowań w WoS: 0, w SCOPUS: 0**)

- [10] **Gas P.**, Miaskowski A., Specifying the ferrofluid parameters important from the viewpoint of Magnetic Fluid Hyperthermia, [in:] *2015 Selected Problems of Electrical Engineering and Electronics (WZEE)*, IEEE Xplore, 2015, art. no. 7394040, [pp. 1–6]. ISBN: 978-1-4673-9452-9, DOI: 10.1109/WZEE.2015.7394040 **opublikowano w 2016 (WoS, 15 pkt MNiSW, liczba cytowań w WoS: 27, w SCOPUS: 32)**

Udział poszczególnych autorów:

Gas P. (60%): zdefiniowanie problemu, zakup cieczy magnetycznej, określenie warunków ekspozycji na PEM, przeprowadzenie badań symulacyjnych i obliczeń, analiza wyników oraz przygotowanie manuskryptu

Miaskowski A. (40%): opracowanie założeń pracy, przeprowadzenie pomiarów kalorymetrycznych próbek cieczy magnetycznej oraz przegląd ekspercki końcowego manuskryptu

- [11] **Gas P.**, Kurgan E., Cooling effects inside water-cooled inductors for Magnetic Fluid Hyperthermia, [in:] *2017 Progress in Applied Electrical Engineering (PAEE)*, IEEE Xplore, 2017, art. no. 8008997 [pp. 1–4]. ISBN: 978-1-5386-1528-7, DOI: 10.1109/PAEE.2017.8008997 (**WoS, 15 pkt MNiSW, liczba cytowań w WoS: 17, w SCOPUS: 18**)

Udział poszczególnych autorów:

Gas P. (70%): zdefiniowanie problemu, budowa modelu numerycznego, przeprowadzenie badań symulacyjnych i obliczeń, analiza wyników, porównanie wyników symulacji z wyprowadzonymi wzorami na pole elektromagnetyczne (PEM) w cewce oraz przygotowanie manuskryptu

Kurgan E. (30%): opracowanie założeń pracy, wyprowadzenie wzorów na PEM w cewce oraz przegląd ekspercki końcowego manuskryptu

[12] **Gas P.**, Behavior of helical coil with water cooling channel and temperature dependent conductivity of copper winding used for MFH purpose, *IOP Conference Series: Earth and Environmental Science*, vol. 214, no. 1, art. no. 012124 [pp. 1–10]. ISSN: 1755-1307, DOI: 10.1088/1755-1315/214/1/012124 (**WoS, 5 pkt MNiSW, liczba cytowań w WoS: 5, w SCOPUS: 5**).

[13] Kurgan E., **Gas P.**, Analysis of Electromagnetic Heating in Magnetic Fluid Deep Hyperthermia, [in:] *2016 17th International Conference Computational Problems of Electrical Engineering (CPEE)*, IEEE Xplore, 2016, art.no. 7738756 [pp. 1–4]. ISBN: 978-1-5090-2800-9, DOI: 10.1109/CPEE.2016.7738756 (**WoS, 15 pkt MNiSW, liczba cytowań w WoS: 6, w SCOPUS: 7**)

Udział poszczególnych autorów:

Kurgan E. (50%): zdefiniowanie problemu, wyprowadzenie wzorów, analiza wyników oraz przygotowanie manuskryptu

Gas P. (50%): opracowanie założeń pracy, budowa modelu numerycznego, przeprowadzenie badań symulacyjnych oraz przegląd końcowego manuskryptu

[14] Kurgan E., **Gas P.**, Magnetophoretic Placement of Ferromagnetic Nanoparticles in RF Hyperthermia, [in:] *2017 Progress in Applied Electrical Engineering (PAEE)*, IEEE Xplore, 2017, art. no. 8009003 [pp. 1–4]. ISBN: 978-1-5386-1528-7, DOI: 10.1109/PAEE.2017.8009003 (**WoS, 15 pkt MNiSW, liczba cytowań w WoS: 4, w SCOPUS: 5**)

Udział poszczególnych autorów:

Kurgan E. (50%): zdefiniowanie problemu, wyprowadzenie wzorów, analiza wyników oraz przygotowanie manuskryptu

Gas P. (50%): opracowanie założeń pracy, budowa modelu numerycznego, przeprowadzenie badań symulacyjnych oraz przegląd końcowego manuskryptu

[15] Kurgan E., **Gas P.**, Methods of Calculation the Magnetic Forces Acting on Particles in Magnetic Fluids, [in:] *2018 Progress in Applied Electrical Engineering (PAEE)*, IEEE Xplore, 2018, art. no. 8441106 [pp. 1–5]. ISBN: 978-1-5386-6091-1, DOI: 10.1109/PAEE.2018.8441106 (**WoS, 15 pkt MNiSW, liczba cytowań w WoS: 3, w SCOPUS: 3**)

Udział poszczególnych autorów:

Kurgan E. (50%): zdefiniowanie problemu, wyprowadzenie wzorów, analiza wyników oraz przygotowanie manuskryptu

Gas P. (50%): opracowanie założeń pracy, budowa modelu numerycznego, przeprowadzenie badań symulacyjnych oraz przegląd końcowego manuskryptu

W poniższej tabeli zebrano dane bibliometryczne dla cyklu publikacji datowane na dzień 7 grudnia 2020 roku, gdzie podana liczba punktów MNiSW oraz sumaryczny Impact Factor (IF) jest zgodna z wykazem Ministerstwa Nauki i Szkolnictwa Wyższego (MNiSW) oraz Listą Filadelfijską (Journal Citation Report, JCR) obowiązującym w roku wydania publikacji.

Dane bibliometryczne dla cyklu publikacji (stan na dzień 7 grudnia 2020 roku):

Liczba publikacji	Sumaryczny IF	Suma punktów MNiSW
15	5.930	365
Index Hirssha (WoS)	Liczba cytowań w Web of Science	Liczba cytowań bez autocytowań
6/4*	103	81
Index Hirssha (SCOPUS)	Liczba cytowań w SCOPUS	Liczba cytowań bez autocytowań
6/5*/5**	129	94/91**

* bez autocytowań

** bez autocytowań wszystkich współautorów

Wprowadzenie:

Modelowanie hipertermii elektromagnetycznej jest zagadnieniem jest interdyscyplinarnym, które znajduje zastosowanie w leczeniu guzów nowotworowych.

Nowotwory stanowią jedną z głównych przyczyn zgonów w Polsce i na całym świecie, dlatego istnieje ciągła potrzeba poszukiwania nowych alternatywnych metod leczenia raka. Obserwowany w ostatnich latach gwałtowny rozwój technologiczny i wzrost wiedzy o właściwościach terapeutycznych pól elektromagnetycznych (PEM) stał się punktem wyjścia dla rozwoju hipertermii onkologicznej, w której patologiczne tkanki rakowe poddawane są działaniu wysokiej temperatury. Niezwykle przydatna w analizie zjawiska hipertermii jest symulacja komputerowa, dlatego głównym celem wnioskodawcy było modelowanie rozkładu temperatury w tkankach, indukowanej z zewnętrznych źródeł PEM. Tematyka badań związanych z hipertermią w pełni koresponduje z celami programu *Narodowa Strategia Onkologiczna* na lata 2020–2030 (M.P. z 2020 r. poz. 189). Ponadto, tematyka ta jest spójna ze strategicznymi kierunkami *Krajowego Programu Badań i Prac Rozwojowych* (kierunki badań naukowych i prac rozwojowych nr 2 i 4) oraz założeniami programu *Regionalna Strategia Innowacji Województwa Małopolskiego 2030*.

Wnioskodawca jest specjalistą od analizy numerycznej pól sprzężonych metodą elementów skończonych (MES) oraz różnic skończonych w dziedzinie czasu (FDTD), w szczególności dotyczącej zjawiska hipertermii elektromagnetycznej. Jego badania dotyczą głównie symulacji zjawiska hipertermii lokalno-regionalnej, w której ciepło indukowane w ciele człowieka pochodziło z zewnętrznych źródeł o częstotliwości radiowej lub mikrofalowej (anten dipolowe [1–3]). Dokonał również gruntownej analizy modeli śródmiąższowej hipertermii i ablacji cieplnej, z użyciem współosiowych anten mikrofalowych [4–7] lub elektrod wielopalcowych RF [8,9]. Są to techniki inwazyjne, w której tkanki nowotworowe są grzane przy pomocy aplikatorów umieszczanych w ich wnętrzu.

Należy podkreślić, że wnioskodawca jest twórcą unikalnej koncepcji współosiowej anteny mikrofalowej zawierającej w swojej strukturze wiele szczelin powietrznych (ang. *multi-slot coaxial antenna*). Dzięki takiej antenie możliwe było zwiększenie terapeutycznego działania temperatury, a co za tym idzie leczenie guzów o większych rozmiarach. Istotne znaczenie odgrywa także zaproponowana metoda optymalizacji rozmiarów anteny, w oparciu o charakterystyki współczynnika rozpraszania S_{11} . Zaproponowana antena stwarza duże możliwości jej praktycznego zastosowania w leczeniu raka. Dodatkowo, wnioskodawca prowadzi badania nad hipertermią cieczy magnetycznej (ang. *magnetic fluid hyperthermia*, MFH) [10–13] wykorzystującej nanocząsteczki magnetyczne w leczeniu raka. Ważną część tych badań stanowią badania eksperymentalne na ferrofluidach o różnych rozmiarach nanocząsteczek [10], oraz analiza warunków ekspozycji badanych próbek [10–12]. Ostatnie dwie publikacje z cyklu [14,15] podają podstawy elektromagnetyczne terapii celowanej guzów nowotworowych z wykorzystaniem cząsteczek magnetycznych znajdujących się w polu magnetycznym magnesów trwałych. Przegląd bieżącej literatury wskazuje, że istnieje duże zapotrzebowanie na wykorzystanie tego typu badań w praktyce.

O poziomie pracy naukowej wnioskodawcy świadczą liczne publikacje, które są rozpoznawane i chętnie cytowane na arenie międzynarodowej. Wnioskodawca z chęcią współpracuje z innymi ośrodkami naukowymi zajmującymi się zagadnieniami bioelektromagnetyzmu, w tym z Imperial College London, Uniwersytetem Przyrodniczym w Lublinie, Uniwersytetem Mikołaja Kopernika w Toruniu, Zachodniopomorskim Uniwersytetem Technologicznym w Szczecinie, Politechniką Śląską oraz Politechniką Częstochowską. Zdaniem wnioskodawcy zaprezentowane badania nad zjawiskiem hipertermii elektromagnetycznej stanowią istotny wkład w rozwój dyscypliny naukowej: automatyka, elektronika i elektrotechnika.

Omówienie cyklu publikacji:

W pracy [1] przedstawiono wstępne badania dotyczące optymalizacji współczynnika absorpcji własnej (ang. *specific absorption rate*, SAR) układu 16 anten dipolowych pracujących z częstotliwością 1 GHz, otaczających dwu-sferyczny obiekt. Zadaniem autorów była maksymalizacja współczynnika SAR w wewnętrznym obiekcie (a tym samym temperatury tego obiektu), przy zachowaniu minimalnej wartości SAR w zewnętrznej kuli. Aby naśladować właściwości tkanek ludzkich, sferom przypisano parametry elektro-ciepne tkanki piersiowej (większa kula) oraz tkanki mięśniowej (mniejsza kula). Użyty algorytm optymalizacji wielokryterialnej uwzględnił zmiany mocy wejściowej i faz źródeł napięciowych, o rezystancji wewnętrznej 50Ω , zasilających poszczególne dipole szyku antenowego. Wartości początkowe źródeł dipoli były następujące: $P_i = 1 \text{ W}$, $A_m = 1 \text{ V}$ oraz $\varphi_i = 0$, a sumę mocy wszystkich aplikatorów w szyku ustalono na 8 W, tak aby temperatura docelowego obiektu nie przekraczała wartości 42°C . Zagadnienie rozwiązano numerycznie metodą różnic skończonych w dziedzinie czasu (FDTD), sprzęgając ze sobą równania Maxwella z biologicznym równaniem ciepła Pennesa (ang. *bioheat equation*). Zastosowana procedura optymalizacji pozwoliła oszacować optymalne parametry anten, dla których nastąpił znaczny wzrost wartości SAR wewnątrz mniejszej kuli. Jednocześnie wiąże się to ze wzrostem temperatury w obiekcie docelowym do poziomu terapeutycznego. Przedstawiona metoda może odgrywać istotną rolę w zlokalizowanym grzaniu nowotworów.

Wstępne badania z artykułu [1] znacznie rozszerzono w najnowszej opublikowanej pracy [2], gdzie opisano optymalizację ośmio-elementowego układu anten dipolowych działających na jednakowej częstotliwości 1 GHz, otaczających anatomiczny model piersi kobiecej. Model piersi o wysokiej rozdzielczości, uzyskany ze skanów MRI, uwzględniał nie tylko anatomiczny kształt gruczołu piersiowego kobiety, ale również odzwierciedlał złożoną budowę wewnętrzną piersi kobiety, gdzie wyodrębniono szereg tkanek, takich jak tkanka tłuszczowa, tłuszcz piersiowy, tkanka gruczołowa, mięśnie, skóra i guz. Analizowany fantom piersi kobiecej należy do klasy obiektów niejednorodnie gęstych (ang. *heterogeneously dense*, HD) z zawartością tkanki tłuszczowej na poziomie 51–75%, co odpowiada strukturze piersi 35-letniej kobiety. Model odzwierciedla także właściwości elektrocieplne tkanek bazując na wyznaczonych eksperymentalnych danych zebranych w ogólnie dostępnych bazach – zachowuje jednak swój jednorodny i izotropowy charakter. Dodatkowo, w guzie założono nieliniowy model perfuzji krwi (ang. *heat transfer rate*, HTR), którego słuszność potwierdzono numerycznie w artykule [3]. Głównym celem niniejszej pracy była maksymalizacja współczynnika absorpcji własnej (SAR) w tkance rakowej, przy zachowaniu jego minimalnej wartości w tkankach otaczających guza. Użyty algorytm optymalizacji wielokryterialnej uwzględniał zmiany mocy i faz źródeł napięciowych zasilających szereg półfalowych anten dipolowych o współczynniku skrócenia $k_s = 0,67$. Skrócenie rozmiarów anten dipolowych otaczających piersi kobietą było konieczne ze względu na ograniczoną przestrzeń wokół fantomu piersi, co jak wykazano, prowadzi do nieuniknionego przesunięcia częstotliwości rezonansowej (f_r) aplikatorów w kierunku wyższej częstotliwości (rzędu 1,3 GHz). Dla optymalnych nastaw źródeł dipolowych, o rezystancji wewnętrznej 50Ω , wyznaczono profile cieplne guzów o różnych promieniach, zmieniających się od 2 do 12 mm wykorzystując metodą różnic skończonych w dziedzinie czasu (FDTD). Wyniki symulacji pokazały, że po zastosowaniu opisanej procedury optymalizacji następuje zwiększone rozpraszanie mocy i akumulacja ciepła w rejonie guza. Co istotne, większe guzy ogrzewały się lepiej niż mniejsze, uzyskując temperatury w środku guza w granicach 40–41°C, a na jego obrzeżach do 42,5°C. Zatem, śmiało można powiedzieć, że podana procedura optymalizacji działała dobrze niezależnie od wielkości guza. Weryfikuje to skuteczność zastosowanej metody niezależnie od różnych etapów rozwoju nowotworów piersi kobiecej.

Praca [3] skupia się na numerycznej analizie temperatury w anatomicznym modelu gruczołu piersiowego kobiety o ściśle określonym poziomie mocy generowanej przez zewnętrzne źródło pola elektromagnetycznego (PEM) w patologicznej tkance nasyconej ferrofluidem. Wartości mocy rozpraszanej w nanocząsteczkach magnetycznych, uwzględnione w zmodyfikowanym równaniu Pennesa, przyjęto na poziomie $Q_{\text{nano}} = 109 \text{ kW/m}^3$, co wynika z wcześniejszych doświadczeń autorów oraz szeregu przeprowadzonych pomiarów kalorymetrycznych różnych cieczy magnetycznych [10]. Ciepło wytwarzane w tkance przez procesy metabolizmu komórek (ang. *heat generation rate*, HGR) założono na poziomie $Q_m = 100 \text{ W/kg}$. Co istotne, praca pomija ważne aspekty techniczne generowania PEM, a koncentruje się jedynie na określeniu wpływu perfuzji krwi na wypadkową temperaturę guza. Analizie metodą elementów skończonych (MES) poddano i porównano cztery modele perfuzji tkanki nowotworowej: stały, liniowy, nieliniowy oraz model całkowicie pozbawiony przepływu krwi. Co ważne, wymianę ciepła między powierzchnią skóry piersi

a środowiskiem zewnętrznym zamodelowano za pomocą mieszanego warunku brzegowego Robina z współczynnikiem przenikania ciepła o wartości $h = 9,5 \text{ W}/(\text{m}^2 \cdot \text{K})$. Zgodnie z oczekiwaniami najwyższą temperaturę odnotowano w guzie nasyconym ferrofluidem. Najszybciej temperatura guza osiągała stan ustalony w przypadku modelu z perfuzją liniową, a najwolniej ogrzewany był guz pozbawiony perfuzji. Podobne poziomy temperatury, a mianowicie $44,8^\circ\text{C}$, $44,1^\circ\text{C}$ oraz $44,5^\circ\text{C}$, zaobserwowano odpowiednio dla stałych, liniowych i nieliniowych modeli perfuzji. W modelu pozbawionym perfuzji odnotowano akumulację ciepła w guzie na poziomie bliskim 49°C , co jest spowodowane uszkodzeniem mechanizmów chłodzenia guza przez krążącą krew. Taka sytuacja występuje głównie w przypadku gęsto unaczynionych guzów, których dysfunkcjonalne naczynia krwionośne całkowicie utraciły właściwości termoregulacyjne. Podsumowując, autorzy pracy wykazali, że uwzględnienie różnych zależności temperaturowych dla modeli perfuzji krwi w leczonej tkance, może odgrywać istotną rolę w złożonym procesie planowania leczenia nowotworów piersi kobiecej.

Celem pracy [4] było poszukiwanie optymalnego położenia układu periodycznych szczelin powietrznych (ang. *periodic slots*) w wieloszczelinowej antenie mikrofalowej (ang. *multi-slot coaxial antenna*) z 50Ω zasilaniem koncentrycznym, pracującej na częstotliwości $2,45 \text{ GHz}$, zlokalizowanej w tkance wątroby. Rozmiary i odległości między szczelinami były stałe ($l_i = d_i = 1 \text{ mm}$), natomiast zmianie ulegała jedynie odległość pierwszej szczeliny powietrznej od wierzchołka anteny ($l_0 = \text{var}$). Bazując na metodzie elementów skończonych (MES) rozwiązano równanie falowe typu Helmholtza względem natężenia pola magnetycznego sprzężone z biologicznym równaniem ciepła Pennesa dla modelu 2D analizowanej anteny w układzie współrzędnych cylindrycznych. W oparciu o zaproponowaną wieloetapową procedurę optymalizacji wielokryterialnej, bazującą na minimalizacji współczynnika rozpraszania analizowanej anteny mikrofalowej (ang. *reflection coefficient*, S_{11}) w zależności od rozmiaru l_0 , możliwe było dopasowanie impedancyjne anteny do otaczającej tkanki, a tym samym dostrojenie częstotliwości rezonansowej (f_r) do częstotliwości pracy anteny $2,45 \text{ GHz}$. W kolejnym kroku optymalizacji, tak dobrano moc wejściową anteny mikrofalowej (P_{in}), aby temperatura tkanki wątroby nie przekraczała granicznych wartości terapeutycznych dla śródmiąższowej hipertermii mikrofalowej i ablacji cieplnej. Symulacje przeprowadzono dla igłowych anten z różną liczbą (1–7) i rozmieszczeniem ($l_0 = \text{var}$) okresowych szczelin powietrznych. Najlepszą wydajność analizowanej anteny mikrofalowej ($S_{11} = -57,8 \text{ dB}$, $f_r = 2,45 \text{ GHz}$) odnotowano dla aplikatora igłowego z trzema szczelinami periodycznymi z optymalną odległością $l_0 = 3,34 \text{ mm}$ układu szczelin periodycznych od wierzchołka anteny.

W artykule [5] analizując charakterystyki pracy anteny, a w szczególności charakterystykę współczynnika rozpraszania anteny S_{11} , wykazano, że podawane w literaturze rozmiary anteny współosiowej z jedną szczeliną powietrzną, prowadzą do niedopasowania impedancyjnego anteny do tkanki wątroby, a zatem wymagają rewizji. W pracy rozszerzono zakres wielokryterialnej optymalizacji zaproponowany w [4], w ten sposób, że dodatkowo zmianie ulegała odległość między pierwszymi dwoma szczelinami powietrznymi ($d_1 = \text{var}$) występującymi w strukturze wieloszczelinowej anteny mikrofalowej pracującej na częstotliwości $2,45 \text{ GHz}$. Początkowo optymalizację przeprowadzono dla anteny z jedną szczeliną

powietrzną uzyskując zadawalające wyniki dla wszystkich rozpatrywanych tkanek. Optymalna wartość współczynnika rozpraszania anteny jednoszczelinowej oznaczono symbolem $S_{11,0}$. Jednakże dodawanie kolejnych szczelin powietrznych w strukturze anteny doprowadziło do przesunięcia częstotliwości rezonansowej anteny (f_r) w kierunku niższych częstotliwości. Z tego względu zmianie poddano również szerokość pierwszej szczeliny powietrznej ($l_1 = \text{var}$). Rozmiary pozostałych szczelin i odległości między nimi pozostały niezmiennie ($l_i = d_{i+1} = 1 \text{ mm}$), bo jak wykazano, nie wpływały one znacząco na sprawność analizowanej anteny. Aby sprawdzić działanie opisanego algorytmu optymalizacji, symulacje przeprowadzono dla kilku innych przykładowych tkanek, obejmujących wątrobę, pierś, mózg, nerki i płuca. Następnie wyznaczono graniczne wartości mocy wejściowej anteny dla leczenia śródmiąższową hipertermią mikrofalową i ablacją cieplną. Na końcu określono obszary terapeutycznego działania temperatury Δ_r oraz Δ_z , dla których profile cieplne tkanki wzdłuż osi r i z analizowanego modelu nie przekraczają dopuszczalnych zakresów temperatury odpowiednio dla hipertermii ($40^\circ\text{C} \leq T \leq 45^\circ\text{C}$) oraz ablacji cieplnej ($50^\circ\text{C} \leq T \leq 110^\circ\text{C}$). Najlepszą skuteczność zaobserwowano w przypadku anten współosiowych z trzema i czterema szczelinami powietrznymi zlokalizowanych odpowiednio w tkance mózgu i wątroby oraz tkance piersi i nerek. Wyjątkiem jest antena jednoszczelinowa umieszczona wewnątrz tkanki płucnej, gdzie ze względu na specyficzne właściwości elektryczne i termiczne, zaobserwowano charakterystyczny rezonans. Warto podkreślić, że dodawanie większej liczby okresowych szczelin w strukturze anteny generalnie powoduje wzrost terapeutycznego zakresu temperatury, ale zwykle wymaga zwiększenia poboru mocy wejściowej anteny mikrofalowej.

W pracy [6] w dalszym ciągu poszukiwano optymalnych rozmiarów i rozmieszczenia szczelin powietrznych w antenie wieloszczelinowej. Podstawę do analizy stanowiła antena współosiowa z 3 szczelinami powietrznymi pracująca z częstotliwością 2,45 GHz, zlokalizowana w tkance wątroby, gdyż zgodnie z [5,6] najlepszą sprawność uzyskano właśnie dla takiej anteny. Początkowe rozmiary anteny zaczerpnięto z [5, 6] i kilku innych podobnych badań. W pracy zastosowano zupełnie nowy, specjalny algorytm optymalizacji kształtu układu trzech szczelin powietrznych, mający na celu uzyskanie możliwie najlepszego dopasowania anteny mikrofalowej do otaczającej tkanki oraz zapewnienia, żeby częstotliwość rezonansowa anteny mikrofalowej (f_r) ściśle odpowiadała częstotliwości pracy aplikatora $f = 2,45 \text{ GHz}$ z tolerancją do 0,05 GHz. W tym celu wykorzystano wbudowany algorytm *Pattern Search* dostępny w *Optimization Toolbox* środowiska obliczeniowego Matlab. Wektor wejściowy proponowanej metody optymalizacji zawierał wymiary szczelin i odległości między nimi. Parametry te zostały wykorzystane do stworzenia geometrii oraz zadania odpowiednich warunków brzegowych w sprzężonym do Matlab programie Comsol Multiphysics opartym na analizie elementów skończonych. Co istotne, przestrzeń poszukiwań została ograniczona przez przyjęte wymiary anteny – całkowita długość anteny wynosiła 70 mm. Punkt początkowy został wybrany arbitralnie. Jak pokazano w pracy na Rys. 2, w każdej iteracji algorytmu była minimalizowana wartość współczynnika odbicia anteny S_{11} (funkcja celu). Algorytm optymalizacji kształtu kończy działanie w momencie osiągnięcia założonej liczby kroków lub przekroczenia założonej tolerancji rozmiaru siatki elementów skończonych. Rozkład współczynnika S_{11} dla zoptymalizowanej trójszczelinowej anteny umieszczonej w tkance wątroby osiągnął minimum (z dopuszczalną tolerancją)

dla częstotliwości $f_r = 2,5$ GHz. Pomimo, że użyty algorytm optymalizacji działał poprawnie ($S_{11} = -44,24$ dB), to jednak uzyskane wyniki były nieco gorsze niż zaprezentowane we wcześniejszych pracach [5,6], gdzie optymalna wartość współczynnika odbicia wynosiła $S_{11} = -57,8$ dB. Niekorzystnemu zwiększeniu uległa również wartość graniczna mocy wejściowej anteny P_{in} z 20,18 W do 20,53 W wymagana do osiągnięcia maksymalnego poziomu temperatury w przypadku procedury ablacji cieplnej.

Praca [7] opisuje tak zwany model uszkodzeń termicznych Arrheniusa, który jest jedną z metod szacowania dawki termicznej w takich terapiach jak hipertermia i ablacja cieplna. Co istotne, model Arrheniusa oparty jest na podejściu probabilistycznym, a jego celem jest przewidywanie frakcji martwiczej (która zależy od czasu i temperatury zabiegu) komórek nowotworowych poddanych leczeniu wysoką temperaturą. W referacie dodatkowo została zdefiniowana całka Arrheniusa oraz frakcja przeżycia zdrowych komórek. Źródłem ciepła indukowanego elektromagnetycznie była trójszczelinowa antena mikrofalowa o optymalnych rozmiarach i rozmieszczeniu szczelin powietrznych, jak podano w wcześniejszych pracach [5,6], umieszczona w tkance wątroby. W pracy oszacowano zależne od czasu rozkłady frakcji martwiczej (θ) oraz całki Arrheniusa (Ω) dla różnych wartości mocy wejściowej anteny mikrofalowej (P_{in}) charakterystycznych dla hipertermii i ablacji cieplnej. Należy zauważyć, że parametry użyte w modelu Arrheniusa zostały określone eksperymentalnie w czasie badań *in vivo* oraz zaczerpnięte z literatury przedmiotu. Co interesujące, frakcja martwicza z czasem ustala się na poziomie $\theta = 1$, a wykres całki Arrheniusa podczas zabiegu ablacji cieplnej w temperaturze 110°C ($P_{in} = 20,18$ W) osiąga znaczącą wartość $\Omega_{max} \approx 8,7 \cdot 10^7$ i dlatego został obcięty, co w pełni odpowiada zaprezentowanej teorii. Warto podkreślić, że przedstawiony model Arrheniusa upraszcza rzeczywisty mechanizm termicznego uszkodzenia tkanek, ale jest w pełni wystarczający dla celów numerycznego modelowania terapii ciepłem.

W pracy [8] omówiono i stworzono model 3D aplikatora wielopalcowego umieszczonego w tkance wątroby. W przedstawionej symulacji przeanalizowano sondy RF, z różną liczbą równomiernie rozłożonych ramion, działające na częstotliwości 500 kHz. W modelu założono aproksymację quasi-statyczną, gdyż rozmiary aplikatora były znacznie mniejsze od długości fali ($\lambda = 600$ m). Posługując się metodą elementów skończonych (MES), rozwiązano równanie Laplace'a względem potencjału elektrycznego oraz sprzężone z nim równanie Pennesa. Optymalizacja w tym przypadku polegała na poszukiwaniu optymalnych wartości napięcia elektrycznego przykładanego do elektrody RF z 2–5 ramionami, których efekt cieplny mieści się w terapeutycznym zakresie temperatur obowiązującym podczas procedury przezskórnej ablacji cieplnej guzów wątroby. Następnie, poruszając się między otrzymanymi granicznymi wartościami napięcia oszacowano uszkodzenie termiczne tkanki wątroby dla różnych aplikatorów RF wykorzystując probabilistyczny model Arrheniusa. W pierwszej kolejności wyznaczono rozkłady całki Arrheniusa (Ω) w przypadku ablacji w maksymalnej dopuszczalnej temperaturze 110°C dla aplikatora 2-palcowego, ograniczając wartość tej całki do $\Omega = 1$ oraz $\Omega = 4,65$, co odpowiada prawdopodobieństwu martwicy komórek wątroby odpowiednio na poziomie 63% oraz 99%. Następnie, dla elektrody z 2 ramionami podano przebiegi czasowe frakcji przeżycia (α) oraz frakcji martwiczej (θ) komórek wątroby, które w stanie ustalonym przyjmują wartości równe odpowiednio 0 oraz

1. Na końcu zestawiono przebiegi $\theta(t)$ dla aplikatorów z różną liczbą ramion. Jak wykazano, całkowite uszkodzenie komórek wątroby leczonych w temperaturze 110°C (dla napięcia $V_{0\max}$) następowało po podobnym czasie około 25 sekund niezależnie od rodzaju analizowanego aplikatora.

W pracy [9] omówiono termiczną ablację tkanki wątroby za pomocą sondy wielopalcowej z równomiernie rozmieszczonymi 2–5 ramionami działającej na częstotliwości 500 kHz, znanej z wcześniejszej pracy [8]. Nowością było umieszczenie aplikatora RF w pobliżu cylindrycznego naczynia z przepływającą krwią oraz uwzględnienie zależnych od temperatury paramentów tkanki wątroby i perfuzji krwi. Przepływ krwi w naczyniu modelowano przy użyciu równania Naviera-Stokesa. Założono następujące parametry krwi: prędkość $u_z = 7,68 \cdot 10^{-4}$ m/s, lepkość dynamiczna $\eta = 3,5$ mPa·s oraz, że różnica ciśnień krwi na końcach naczynia ma wartość zerową ($\Delta p = 0$). Podobnie jak w [8], temperatura otaczającej tkanki była regulowana w określonych granicach poprzez zmianę napięcia przyłożonego na elektrodzie RF. Jak wykazano, krew płynąca w naczyniu krwionośnym powoduje chłodzenie tkanki, co wymaga zwiększenia napięcia elektrody, aby utrzymać zadane poziomy terapeutyczne temperatury w czasie ablacji RF (50–100°C). Co więcej, między modelami ablacji niezależnej od temperatury, zawierającymi naczynie krwionośne i bez niego, zaobserwowano stosunkowo niewielkie różnice napięć elektrody, które nie przekraczają wartości $\Delta V_0 = 0,31$ V dla ablacji w temperaturze 50°C. Dużo większe zmiany napięcia elektrody sięgające do $\Delta V_0 = 2,7$ V są wymagane do uzyskania odpowiednich profili temperaturowych tkanki przy ablacji w temperaturze 100°C, w przypadku modelu ablacji zależnej od temperatury uwzględniającej obecność naczynia krwionośnego. Jest to związane z silną nieliniowością takiego modelu, a w szczególności ze wzrostem wraz z temperaturą podstawowych parametrów skoagulowanej tkanki wątroby w zakresie do 100°C, a także krzepnięciem krwi i zatrzymaniem perfuzji tkankowej w temperaturach powyżej 60°C.

Praca [10] opisuje wstępne badania eksperymentalne *in vitro* hipertermii cieczy magnetycznej (ang. *magnetic fluid hyperthermia*, MFH) wykorzystującej komercyjne nanocząsteczki magnetytu Fe_3O_4 o średnicy 15,2 nm. Pomiary profili temperaturowych cieczy magnetycznej, umieszczonej w próbkach Eppendorfa o objętości 0,2 mL, przeprowadzono w profesjonalnym systemie pomiarowym do MFH wykorzystującym zjawisko rezonansu równoległego elementów LC. Co ważne, poprzez dobór parametrów cewki i kondensatora, można było wywołać zjawisko rezonansu równoległego oraz wpływać na prąd elektryczny uzwojeń cewki oraz pole magnetyczne wewnątrz cewki, a tym samym na wypadkową temperaturę indukowaną w ferrofluidzie. Autorzy zaproponowali dwa modele upraszczające do wyznaczenia podstawowych parametrów cieczy magnetycznej, takich jak współczynnik absorpcji własnej SAR_{MNPs} oraz moc P_{MNPs} rozpraszana w wodnej zawieszynie nanocząsteczek magnetycznych (MNPs), o koncentracji elementu magnetycznego na poziomie $w = 5$ mg/mL ferrofluidu (parametr podany przez producenta nanocząsteczek). Co istotne, modele te pomijają stężenia masowe i objętościowe poszczególnych składników mieszaniny binarnej, a polegają na przybliżeniu ciepła właściwego cieczy magnetycznej, ciepłem właściwym wody (model 1: $C_{\text{MF}} \approx C_{\text{H}_2\text{O}}$), oraz na przybliżeniu objętościowego ciepła właściwego badanej cieczy magnetycznej, objętościowym ciepłem właściwym wody

(model 2: $\rho_{MF}C_{MF} \approx \rho_{H_2O}C_{H_2O}$). Oba omawiane modele porównano z modelem dokładnym bazującym na frakcjach objętościowych i masowych cieczy magnetycznej, uzyskując zadawalające dokładności. W przypadku modelu 1 względny błąd między modelami nie przekraczał 0,39%, a w modelu 2 błąd ten był jeszcze mniejszy i wynosił 0,0156%. Podana procedura, oparta na metodzie początkowego nachylenia (ang. *initial slope method*) profili temperaturowych ferrofluidu, pozwala na szybkie szacowanie parametrów cieczy magnetycznej bez konieczności wyznaczania koncentracji masowej i objętościowej poszczególnych składników mieszaniny. Dodatkowo w pracy omówiono metodę wyznaczania pola magnetycznego w środku spiralnej cewki indukcyjnej o długości 3 cm i promieniu 2 cm, zawierającą 9 zwojów o średnicy 0,8 mm i indukcyjności 4 μ H, bazującą na pomiarze napięcia między zaciskami cewki indukcyjnej (kondensatora) odczytanego z ekranu oscyloskopu. W pracy przeanalizowano 5 przykładowych konfiguracji systemu pomiarowego, tworząc 5 różnych warunków ekspozycji badanych próbek cieczy magnetycznej. Największe pole w cewce (23,38 mT) i prąd cewki (65 A) odnotowano dla przypadku 3: pole magnetyczne o częstotliwości 532,1 kHz. W tym przypadku również zarejestrowano najwyższą temperaturę badanej próbki oraz największe wartości szukanych parametrów $SAR_{MNP_s} = 48,4$ W/g oraz $P_{MNP_s} = 242,06$ kW/m³. Na końcu wykorzystując równanie przewodnictwa cieplnego Fouriera, porównano wyniki pomiarów z symulacją komputerową. Należy podkreślić, że badania *in vitro* nanocząsteczek magnetycznych mogą stanowić podstawę dalszych badań *in vivo* lub *in silico* tkanek nasyconych ferrofluidem dla celów hipertermii magnetycznej i leczenia guzów nowotworowych.

W pracy [11] korzystając z prawa Biota-Savarta wyprowadzono wartości teoretyczne pola magnetycznego na osi idealnego solenoidu o skończonej długości oraz cewki o zadanej grubości zwoju, a następnie porównano je z polem B_z wytworzonym przez rzeczywistą cewkę indukcyjną, chłodzoną wodą przepływającą wewnątrz miedzianego uzwojenia. Tego typu cewki powszechnie wykorzystuje się w badaniach nad hipertermią cieczy magnetycznej (MFH), aby uniknąć efektów niespecyficznego grzania próbek ferrofluidu. W tym celu, dodatkowo badaną próbkę umieszcza się w specjalnej tubie styropianowej. Dla uproszczenia problem, stanowiący sprzężenie równania typu Helmholtza dla wektorowego potencjału magnetycznego \mathbf{A} oraz klasycznego równania przewodnictwa cieplnego Fouriera opartego na bilansie energetycznym, został rozwiązany dla osiowo-symetrycznego modelu w cylindrycznym układzie współrzędnych metodą elementów skończonych (MES). W zmodyfikowanym równaniu przewodnictwa cieplnego uwzględniono straty wywołane chłodzeniem zimną wodą Q_{cool} oraz moc rozpraszaną w nanocząsteczkach magnetytu (o średnicy 15,2 nm [10]) Q_{nano} . Założono, że przez cewkę przepływa prąd o natężeniu 65 A o częstotliwości 532,1 kHz. W zasadniczej części pracy oszacowano straty ciepła spowodowane zimną wodą, krążącą wewnątrz uzwojeń miedzianych induktora oraz podano charakterystykę grzania cieczy magnetycznej wykorzystanej w badaniu. W przypadku braku chłodzenia wodą, temperatura w środku cewki osiąga znaczące wartości, co stwarza realne zagrożenie dla samej cewki oraz umieszczonej w jej wnętrzu badanej próbki ferrofluidu. Symulacje uwzględniające chłodzenie zimną wodą przeprowadzono dla różnej temperatury wody ($T_{w,in}$), prędkości jej przepływu (dm_w/dt) oraz różnych promieni wydrążonego kanału z krążącą wodą (r_1), w stosunku do promienia uzwojenia cewki (r_2). Warto podkreślić, że przedstawiona analiza teoretyczna może mieć ogromne znaczenie w badaniu rzeczywistych

nanocząsteczek magnetycznych używanych w hipertermii magnetycznej.

W artykule [12] rozwinięto badania przedstawione w badaniu [11], w ten sposób, że wykorzystując analizę MES oszacowano wpływ nieliniowej przewodności miedzianej cewki na wypadkowe pole magnetyczne oraz temperaturę w środku spiralnej cewki chłodzonej wodą. Prąd elektryczny płynący w uzwojeniach cewki wytwarza ciepło, które z kolei wpływa na zależne od temperatury przewodnictwo elektryczne miedzi budującej uzwojenia cewki. Jak wykazały przeprowadzone symulacje, zjawisko to wpływa zasadniczo na pole w cewce oraz podstawowe parametry cewki indukcyjnej, takie jak indukcyjność L oraz rezystancja R cewki. Warto zaznaczyć, że przedstawiona analiza uwzględnia dwa przypadki pracy cewki indukcyjnej, uwzględniające chłodzenie cewki zimną wodą oraz jego braku. W modelu bez cyrkulacji wody oraz uwzględniającym zależnością temperaturową przewodności $\sigma(T)$ cewki, pole w środku cewki B_0 oraz parametry cewki R oraz L charakteryzują się długotrwałym stanem przejściowym, który praktycznie zanika pod wpływem efektu chłodzenia wodą. Przeprowadzona symulacja wykazała, że woda o temperaturze 20°C przepływająca z prędkością 320 mL/min pozwala na efektywne chłodzenie uzwojenia cewki miedzianej o zmiennej przewodności $\sigma(T)$. Dla modelu z nieliniowym przewodnictwem uzwojenia cewki miedzianej i bez efektu chłodzenia wodą, indukcyjność, reaktancja i moduł impedancji cewki zmieniają się od pewnych wartości początkowych i stabilizują się po długotrwałym stanie przejściowym. W innych przypadkach wymienione parametry pozostają praktycznie niezmienione, niezależnie od tego, czy cewka pracuje w warunkach chłodzenia wodą, czy też nie. Podsumowując można stwierdzić, że stosowanie cewek chłodzonych zimną wodą powoduje zanikanie negatywnych efektów cieplnych uzwojenia cewki miedzianej. Co istotne, w warunkach chłodzenia wodą model o nieliniowej przewodności miedzi można z powodzeniem zastąpić modelem o stałej przewodności miedzi, co znacznie upraszcza procedurę numeryczną.

W pracy [13] podano podstawy ogrzewania tkanki w hipertermii z użyciem cieczy magnetycznej. Opisano główne mechanizmy grzania nanocząsteczek magnetycznych, obejmujące procesy relaksacji Néela i Browna. Aby uniknąć przegrzania zdrowych tkanek potrzebne jest określenie optymalnych wartości takich parametrów jak podatność magnetyczna (χ) ferrofluidu, prąd cewki wzbudzającej pole oraz natężenie pola magnetycznego. Symulację pól sprzężonych metodą elementów skończonych (MES) przeprowadzono dla uproszczonego modelu guza zlokalizowanego w krtani człowieka, łącząc ze sobą równanie Pennesa w formie stacjonarnej z równaniem Helmholtza dla wektorowego potencjału magnetycznego (wyprowadzonego z równań Maxwella). Założono, że przez cewkę o przekroju prostokątnym, zawierającą 500 zwojów, przepływa prąd o natężeniu 2 A i częstotliwości 300 kHz . W modelu uwzględniono grzanie rezystancyjne Joule'a-Lenza Q_{res} , wytworzone przez prądy wirowe, oraz straty mocy rozpraszanej w nanocząsteczkach magnetycznych Q_{nano} . Założono, że nanocząsteczki magnetytu w guzie były rozłożone równomiernie, a ich koncentracja objętościowa wynosiła $\phi = 0,01$. Przeprowadzona analiza numeryczna wykazała, że dla wartości podatności magnetycznej $\chi = 1$ uzyskujemy w modelowanej krtani optymalny rozkład temperatury poniżej 40°C , jednocześnie uzyskując w samym guzie temperatury z przedziału od 40°C do 50°C . Zakres ten można łatwo modyfikować, zmieniając frakcję objętościową ϕ nanocząsteczek w guzie. Jednocześnie zaobserwowano,

że uzyskane straty wywołane przez prądy wirowe Q_{res} są znacznie mniejsze od tych wytwarzanych w nanocząsteczkach $Q_{\text{nano}} = 200 \text{ kA/m}$. Opisana metoda pozwala na analizę różnych scenariuszy, jednak tylko parametry $\chi = 1$ oraz $\phi = 0,01$ spełniają wymagania terapeutyczne dla leczenia hipertermią.

W pracy [14] opisano elektromagnetyczne podstawy terapii celowanej guzów nowotworowych z wykorzystaniem cząsteczek magnetycznych mające na celu ich trwałe umieszczenie w obszarze guza i utrzymanie ich w tym miejscu na czas trwania leczenia hipertermią magnetyczną. Kierowanie cząsteczek ferromagnetycznych do tkanki rakowej opiera się na zjawisku magnetoforezy, które polega na indukowaniu momentów magnetycznych cząsteczek znajdujących się w polu magnetycznym o silnym gradiencie. W pracy, opierając się na metodzie elementów skończonych (MES), rozwiązano równanie pola magnetostatycznego względem wektorowego potencjału magnetycznego. Siłę magnetyczną działającą na cząsteczkę (tzw. siłę magnetoforezy, ang. *magnetophoretic force*) wyznaczono posługując się metodą zrównoważonego dipola (ang. *equivalent dipole method*, EDM). Analizowany model zawiera rozgałęzione naczynie krwionośne umieszczone w polu magnetycznym dwóch magnesów trwałych o przeciwnej magnetyzacji. Przepływ krwi w naczyniu krwionośnym zamodelowano przy użyciu równania Naviera-Stokesa. Założono, że przepływ krwi jest nieściśliwy, laminarny, a sama krew jest cieczą newtonowska o stałych właściwościach mechanicznych. Ruch cząsteczek magnetycznych (o cylindrycznym kształcie oraz promieniu i długości równych 500 nm) pod wpływem siły magnetycznej \mathbf{F}_m opisuje równanie Newtona. Uwzględnia ono również siłę tarcia (oporu) \mathbf{F}_f działającą na cząsteczki magnetyczne umieszczone w krwi. Całkując równanie Newtona otrzymujemy trajektorie tych cząsteczek. Przeprowadzona symulacja pokazała, że siły magnetyczne działające na cząsteczki ferromagnetyczne zwrócone są w stronę magnesów trwałych, a ich trajektorie zależą od zadanej magnetyzacji magnesów. Jedynie dla dużych wartości magnetyzacji, wynoszących $M = 700 \text{ kA/m}$ oraz wypadkowego natężenia pola magnetycznego, rzędu $H = 200 \text{ kA/m}$, cząsteczki są trwałe osadzone na ściankach naczynia w okolicy magnesów za pomocą tzw. siły magnetoforezy o wartości $F_m = 33 \text{ pN}$. W następnym kroku cząsteczki magnetyczne mogą być ogrzewane wraz z sąsiadującymi tkankami przy użyciu zmiennego pola magnetycznego o odpowiedniej częstotliwości, jak to opisano w poprzedniej pracy [13] dotyczącej hipertermii magnetycznej. Co ciekawe, przedstawione podejście może mieć również zastosowanie w przemyśle separacji cząstek magnetycznych.

Zadaniem siły magnetoforezy w zabiegach hipertermii magnetycznej jest lokalizacja cząsteczek ferromagnetycznych w tkance nowotworowej poprzez sieć naczyń krwionośnych, a następnie wykorzystanie tych cząsteczek do wytworzenia odpowiedniej dawki ciepłej w guzie pod wpływem zmiennego pola magnetycznego. Siła magnetoforezy \mathbf{F}_m zależy od wielu czynników, w tym głównie od przenikalności magnetycznej cząsteczki (μ). W pracy [15] autorzy omawiają i porównują dwie metody wyznaczania siły magnetoforezy działającej na cząsteczkę ferromagnetyczną umieszczoną w zewnętrznym nierównomiernym polu magnetycznym, a mianowicie metodę zrównoważonego dipola (EDM), wyprowadzoną w poprzedniej pracy [14], oraz metodę tensora naprężenia Maxwella (ang. *Maxwell's stress tensor method*, MST), wyznaczoną z zasady zachowania momentu pędu dla pola elektromagnetycznego. W niniejszej pracy, źródłem pola magnetycznego jest obwód magnetyczny

złożony z dwóch magnesów trwałych, o przeciwnych magnetyzacjach ($M = 200$ kA/m), połączonych toroidalnym materiałem o dużej przenikalności magnetycznej ($\mu_r = 4000$). W pobliżu takiego układu magnesów znajduje się cząsteczka ferromagnetyczna o promieniu $0,3 \mu\text{m}$. Wykorzystując metodę elementów skończonych (MES), rozwiązano równanie pola magnetostatycznego względem wektorowego potencjału magnetycznego. Porównanie obu metod EDM oraz MST, wzdłuż zadanej ścieżki w odległości $1 \mu\text{m}$ i $0,5 \mu\text{m}$ od układu magnesów trwałych, pozwoliło na oszacowanie dokładności obliczeń w obu analizowanych przypadkach. Autorzy wykazali, że w obszarze o małym gradiencie pola magnetycznego (ścieżka w odległości $1 \mu\text{m}$ od układu magnesów) wartości obliczonych sił magnetoforezy są zbliżone – w takim przypadku warto stosować prostszą do obliczeń metodę EDM. Błędy bezwzględne dla obu metod znacząco wzrastają w obszarach o dużych gradientach pola magnetycznego (ścieżka w odległości $0,5 \mu\text{m}$ od układu magnesów), zwłaszcza w przypadku, gdy cząsteczka znajduje się w bezpośrednim sąsiedztwie układu magnesów trwałych – w takim przypadku lepiej stosować bardziej dokładną metodę MST, co jednak niekorzystnie wpływa na wydłużenie czasu obliczeń. Warto podkreślić, że dokładne szacowanie wartości siły magnetoforezy może odgrywać kluczowe znaczenie dla prawidłowego usytuowania cząstek magnetycznych w tkance guza podczas terapii celowanej, a następnie w czasie hipertermii magnetycznej.

Metodyka badań:

Matematyczne modelowanie zjawiska hipertermii elektromagnetycznej opiera się na numerycznym rozwiązaniu problemu sprzężonych pól elektromagnetycznych i cieplnych.

Podstawowe równania pola elektromagnetycznego używane w terapii ciepłem zostały wyprowadzone z równań Maxwella [1–3]:

$$\nabla \times \mathbf{H} = \frac{\partial}{\partial t} \varepsilon \mathbf{E} + \sigma \mathbf{E} \quad (1)$$

$$\nabla \times \mathbf{E} = -\frac{\partial}{\partial t} \mu_0 \mu_r \mathbf{H} - \sigma_H \mathbf{H} \quad (2)$$

gdzie \mathbf{H} [A/m] i \mathbf{E} [V/m] są odpowiednio natężeniami pola magnetycznego i elektrycznego, a $\varepsilon = \varepsilon_0 \varepsilon_r$ i $\mu = \mu_0 \mu_r$ to odpowiednio przenikalność elektryczna i magnetyczna danego ośrodka. Stałe elektryczna i magnetyczna przyjmują wartości: $\varepsilon_0 = 8,85 \cdot 10^{-12}$ F/m oraz $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7}$ H/m. Co więcej, ε_r oraz μ_r oznaczają względne przenikalności elektryczna i magnetyczna danego ośrodka, a σ [S/m] i σ_H [Ω /m] odpowiadają przewodnictwu elektrycznemu i magnetycznemu ciała przewodzącego, które reprezentują odpowiednio jego straty elektryczne i magnetyczne.

Wykorzystując formalizm zespolony dla pól harmonicznych otrzymujemy analogiczne równania falowe [4–7]:

$$\nabla \times \left[\underline{\varepsilon}_r^{-1} \nabla \times \mathbf{H} \right] - \omega^2 \varepsilon_0 \mu_0 \mu_r \mathbf{H} = 0 \quad (3)$$

$$\nabla \times \left[\underline{\mu}_r^{-1} \nabla \times \mathbf{E} \right] - \omega^2 \varepsilon_0 \underline{\varepsilon}_r \mu_0 \mathbf{E} = 0 \quad (4)$$

gdzie $\underline{\varepsilon}_r$ jest względną zespoloną przenikalnością elektryczną tkanki, którą zwykle przybliża się równaniem Debye'a lub równanie 4-Cole-Cole'a danymi jako:

$$\underline{\varepsilon}_r(\omega) = \varepsilon_r' - j\varepsilon_r'' = \varepsilon_r - j\frac{\sigma}{\omega\varepsilon_0} \quad (5)$$

$$\underline{\varepsilon}_r(\omega) = \varepsilon_r' - j\varepsilon_r'' = \varepsilon_\infty + \sum_{n=1}^4 \frac{\Delta\varepsilon_n}{1+(j\omega\tau_n)^{(1-\alpha_n)}} - j\frac{\sigma_s}{\omega\varepsilon_0} \quad (6)$$

Część rzeczywista zespolonej względnej przenikalności elektrycznej ε_r' nosi nazwę stałej dielektrycznej i jest związana z magazynowaniem energii, natomiast część urojona ε_r'' to tzw. współczynnik strat dielektrycznych, który określa straty energii w dielektryku na skutek zjawiska polaryzacji dielektrycznej. Co więcej, efektywną przewodność elektryczną tkanki można wyznaczyć ze wzoru:

$$\sigma_{\text{eff}} = -\text{Im}[\underline{\varepsilon}_r]\omega\varepsilon_0 = \omega\varepsilon_0\varepsilon_r'' \quad (7)$$

W przypadku elektroprzewodzącego pola quasi-statycznego, jak omówiono w pracach [8, 9], należy rozwiązać równanie Laplace'a:

$$\nabla \cdot [-\sigma \nabla \varphi] = 0 \quad (8)$$

gdzie φ [V] oznacza potencjał elektryczny.

W przypadku hipertermii o częstotliwości radiowej równanie pola elektromagnetycznego można przedstawić w postaci [10–15]:

$$\nabla \times \left(\frac{1}{\mu_r} \nabla \times \mathbf{A} - \mathbf{M} \right) - \omega^2 \varepsilon_0 \mu_0 \left(\varepsilon_r - j\frac{\sigma}{\omega\varepsilon_0} \right) \mathbf{A} = \mu_0 \mathbf{J} \quad (9)$$

gdzie \mathbf{A} [Wb/m] stanowi magnetyczny potencjał wektorowy, \mathbf{M} [Wb/m] to magnetyzacja magnesów trwałych traktowanych jako źródło pola magnetycznego [14, 15], a \mathbf{J} [A/m²] jest gęstością prądu wymuszającego cewki indukcyjnej, która traktowana jest jako źródło pola elektromagnetycznego [11–13]. Warto podkreślić, że przypadku analizy pola magneto-statycznego [14, 15] drugi czynnik i prawa strona powyższego równania zerują się ($\mathbf{J} = 0$). Natomiast w polu elektromagnetycznym cewki indukcyjnej $\mathbf{M} = 0$.

W analizie zjawiska hipertermii elektromagnetycznej równanie pola elektromagnetycznego jest sprzężone z tzw. równaniem Pennesa, określającym przepływ ciepła w strukturach biologicznych zgodnie z równaniem [1–15]:

$$\underbrace{\rho C \frac{\partial T}{\partial t}}_{\text{akumulacja ciepła}} + \underbrace{\nabla \cdot (-k \nabla T)}_{\text{przewodzenie ciepła}} = \underbrace{\rho_b C_b \omega_b (T_b - T)}_{\text{straty ciepła spowodowane perfuzją}} + \underbrace{Q_{\text{ext}} + Q_{\text{met}} + Q_{\text{res}} + Q_{\text{nano}} + Q_{\text{cool}}}_{\text{generacja ciepła}} \quad (10)$$

gdzie: t [s] to czas, T [K] – temperatura, T_b [K] – temperatura krwi, k [W/(m·K)] – przewodność cieplna tkanki, ρ [kg/m³] – gęstość tkanki, ρ_b [kg/m³] – gęstość krwi, C [J/(kg·K)], – ciepło właściwe tkanki, C_b [J/(kg·K)] – ciepło właściwe krwi, ω_b [1/s] – przepływ krwi

przez tkanę (tzw. perfuzję). Co więcej, $Q_{\text{ext}} = \rho \text{SAR} = \sigma |\mathbf{E}|^2 = \sigma |\nabla \phi|^2$ [W/m³] oznacza moc wytworzoną przez zewnętrzne źródła pola elektromagnetycznego [1–10], Q_{met} [W/m³] odpowiada mocy generowanej przez procesy metaboliczne komórek [1–9], Q_{res} [W/m³] to grzanie rezystancyjne Joule'a-Lentza [13], Q_{nano} [W/m³] to moc wytworzona w nano-cząsteczkach magnetycznych przez procesy relaksacyjne Néela i Browna [3, 13] oraz Q_{cool} [W/m³] reprezentuje straty mocy wywołane chłodzeniem cewki indukcyjnej zimną wodą [10–13]. Powyższe równanie zostało wyprowadzone z klasycznego prawa przewodnictwa cieplnego Fouriera (prawa część równania (11) jest pominięta). Co istotne, podstawowym ograniczeniem równania Pennesa jest założenie, że wymiana ciepła między krwią a tkaną odbywa się wyłącznie na drodze perfuzji kapilarnej zaniedbując wymianę ciepła pochodzącą od większych naczyń krwionośnych, stad w pracy [9] dodatkowo oszacowano wpływ takiego naczynia.

Generalnie w przeprowadzonych symulacjach zakładano, że analizowane ośrodki są jednorodne, liniowe i izotropowe. Jednakże w pracy [9] dodatkowo uwzględniono zależne od temperatury parametry tkanki:

$$\sigma(T) = \sigma_0 [1 + \alpha_\sigma (T - T_{\text{ref}})] \quad (11)$$

$$k(T) = k_0 + \Delta k (T - T_{\text{ref}}) \quad (12)$$

$$C(T) = \begin{cases} C_0, & T_b < T < T_{\text{coag}} \\ C_0 + \Delta C (T - T_{\text{coag}}), & T \geq T_{\text{coag}} \end{cases} \quad (13)$$

$$\omega_b(T) = \begin{cases} \omega_{b0}, & T_b < T < T_{\text{col}} \\ 0, & T \geq T_{\text{col}} \end{cases} \quad (14)$$

Co więcej, w artykułach [2–3] uwzględniono nieliniowe modele perfuzji tkanki rakowej:

$$\omega_{\text{tumor}}(T) = \rho \omega_b = 0.4 + 0.4 \exp\left(-\frac{(T-37)^4}{880}\right) \left[\frac{\text{kg}}{\text{m}^3 \text{s}}\right] \quad (15)$$

W pracach [11,12] założono zależną od temperatury przewodność elektryczną uzwojenia miedzianego cewki:

$$\sigma(T) = \frac{1}{\rho(T)} = \frac{1}{\rho_0 [1 + \alpha (T - T_0)]} = \frac{\sigma_0}{1 + \alpha (T - T_0)} \quad (16)$$

oraz chłodzenie uzwojenia miedzianej cewki zimną wodą:

$$Q_{\text{cool}} = \frac{dm_w}{dt} \frac{C_w (T_{w,\text{in}} - T)}{2\pi R_0 S_w} \quad (17)$$

gdzie dm_w/dt określa przepływ wody chłodzącej cewkę, $T_{w,\text{in}}$ oznacza temperaturę wody na wlocie kanału cewki, natomiast R_0 oraz $S_w = \pi r_1^2$ to odpowiednio promień i przekrój kanału o promieniu r_1 wydrążonego w cewce.

Dodatkowo, w pracy [13] uwzględniono straty mocy w nanocząsteczkach wywołane procesami relaksacyjnymi Néela i Browna:

$$Q_{\text{nano}} = \pi\mu_0\chi''H^2f = 2\pi^2\mu_0\chi_0H^2f^2 \frac{\tau}{1+(2\pi f\tau)^2} \quad (18)$$

gdzie χ'' to część urojona zespolonej podatności magnetycznej $\chi = \chi' - j\chi''$, a χ_0 to podatność magnetyczna statyczna zdefiniowana wzorem:

$$\chi_0 = \frac{M_s}{H} \left[\text{ctgh}(\xi) - \frac{1}{\xi} \right], \quad \xi = \frac{4\pi\mu_0M_sR^3}{3k_B T\phi} H \quad (19)$$

Ponadto, τ to efektywny czas relaksacji:

$$\tau = \left[\frac{1}{\tau_B} + \frac{1}{\tau_N} \right]^{-1} = \left[\frac{1}{\tau_0} \exp\left(-\frac{4\pi R^3 K_u}{3k_B T} \right) + \frac{k_B T}{4\pi\eta(R+\delta)^3} \right]^{-1} \quad (20)$$

Równania (1) – (20) wraz z odpowiednimi warunkami brzegowymi i początkowymi rozwiązano za pomocą metody różnic skończonych w dziedzinie czasu (FDTD) [1–3] lub metody elementów skończonych (MES) [4–15]. Wszystkie stałe materiałowe zaczerpnięto z bieżącej literatury przedmiotu.

Procedura optymalizacji

Prace [1, 2] dotyczą optymalizacji układu anten dipolowych otaczających analizowany obiekt. Przed procedurą optymalizacji wszystkie źródła dipolowe $e_n(t) = A_n \cos(2\pi ft + \phi_n)$ [V] pracowały z tą samą częstotliwością $f = 1$ GHz, jednostkowymi amplitudami $A_n = 1$ V i zerowymi fazami ϕ_n . Co więcej, początkowo wszystkie aplikatory pracowały z tym samym poziomem mocy wejściowej, a cały układ dipolowy pracował mocą 8 W. Poziom ten wynik z wcześniejszych doświadczeń autorów, jako najlepsza opcja do uzyskania poziomów terapeutycznych temperatury dla hipertermii, tj. 42°C. W celu znalezienia optymalnych nastaw poszczególnych anten występujących w szyku, zaproponowano algorytm optymalizacji wielokryterialnej (ang. *multi-objective optimization*) mocy i faz źródeł dipolowych pod kątem maksymalizacji współczynnika absorpcji własnej (SAR) wewnątrz guza, przy jednoczesnej minimalizacji tego parametru w zdrowych tkankach [1,2]:

$$\max \text{SAR} = \max \frac{\text{SAR}_{\text{vol guz}}}{\text{SAR}_{\text{vol tkanki}}} = \max \frac{\int_{\text{guz}} w(\mathbf{r}) \text{SAR}(\mathbf{r}) dV}{\int_{\text{tkanki}} w(\mathbf{r}) \text{SAR}(\mathbf{r}) dV} \quad (21)$$

gdzie $\mathbf{r} = x\mathbf{e}_x + y\mathbf{e}_y + z\mathbf{e}_z$ to wektor wodzący (wektor położenia), a w oznacza odpowiednie współczynniki wagowe, przyjęte jako jednostkowe. Dodatkowo, założono że [2]:

$$\text{SAR}_{\text{vol}}(A_1, \dots, A_N, \phi_1, \dots, \phi_N) = \sum_{m=1}^N \sum_{n=1}^N A_m A_n \beta'_{mn} \cos[\Omega'_{mn} + \phi_n - \phi_m] \quad (22)$$

$$\beta'_{mn} = \sqrt{\left(\frac{1}{M} \sum_{l=1}^M \beta_{mn}(\mathbf{r}_l) \cos[\Omega'_{mn}(\mathbf{r}_l)]\right)^2 + \left(\frac{1}{M} \sum_{l=1}^M \beta_{mn}(\mathbf{r}_l) \sin[\Omega'_{mn}(\mathbf{r}_l)]\right)^2} \quad (23)$$

$$\Omega'_{mn} = \arctan \left[\frac{\sum_{l=1}^M \beta_{mn}(\mathbf{r}_l) \sin[\Omega'_{mn}(\mathbf{r}_l)]}{\sum_{l=1}^M \beta_{mn}(\mathbf{r}_l) \cos[\Omega'_{mn}(\mathbf{r}_l)]} \right] \quad (24)$$

gdzie β'_{mn} oraz Ω'_{mn} są parametrami źródeł anten dipolowych niezależnymi od położenia, jak opisano w pracy [2]. W przedstawionej procedurze optymalizacji założono, że wszystkie anteny dipolowe są zasilane niezależnie, tzn. nie występują żadne sprzężenia między kablami zasilającymi poszczególne dipole.

W publikacjach [4–6] zaproponowano wieloetapową procedurę optymalizacji wielokryterialnej, bazującą na minimalizacji współczynnika rozpraszania analizowanej anteny mikrofalowej (ang. *reflection coefficient*, S_{11}), zdefiniowanego jako [4–6]:

$$S_{11,\text{dB}} = 20 \log_{10} (|\Gamma|) = 20 \log_{10} \sqrt{\frac{P_r}{P_{\text{in}}}} = 10 \log_{10} \left(\frac{P_r}{P_{\text{in}}} \right) \quad (25)$$

gdzie P_r i P_{in} [W] oznaczają moc odbitą i moc padającą na wejściu (porcie) anteny.

Parametr S_{11} minimalizowano względem poszczególnych rozmiarów wieloszczeliny anteny zaczynając od odległości wierzchołka anteny od układu szczelin periodycznych l_0 , która decyduje o sprawności rozpatrywanej anteny:

$$\min S_{11,\text{dB}}(l_0) \quad (26)$$

Podobnie można było postępować z rozmiarami kolejnych slotów anteny współosiowej i odległości między nimi, czyli d_1, l_1, d_2, l_2, d_3 , uzyskując optymalne wartości tych parametrów. W ostatnim etapie dla optymalnych rozmiarów anteny wyznaczono charakterystykę $S_{11}(f)$, gdzie zaobserwowano dostrojenie częstotliwości rezonansowej (f_r) do częstotliwości pracy anteny $f = 2,45$ GHz, a tym samym dopasowanie impedancyjne anteny do otaczającej tkanki.

W kolejnym kroku optymalizacji, tak dobrano moc wejściową (P_{in}) anteny mikrofalowej, aby temperatura leczonej tkanki na styku antena-tkanka nie przekraczała granicznych wartości terapeutycznych dla śródmiąższowej hipertermii mikrofalowej i ablacji cieplnej. W tym celu, początkowo wyznaczono charakterystykę $T(P_{\text{in}})$ w punkcie (r, z_m) na styku antena-tkanka, gdzie zaobserwowano najwyższą temperaturę dla arbitralnie wybranej mocy anteny $P_{\text{in}} = 1$ W. Z przebiegu $T(P_{\text{in}})$ odczytano wartości graniczne P_{in} , a następnie dla tych wartości wyznaczono ostateczny rozkład temperatury tkanki.

W artykułach [8,9] optymalizowano temperaturę tkanki stosując podobny algorytm jak opisano w pracach [4–6], jednakże w tym przypadku zbadano charakterystykę $T(V_0)$ na wierzchołku pierwszego „palca” elektrody, czyli w punkcie (15.5,0,0) mm. Ze względu na symetrię geometryczną modelu wielopalcowego aplikatora na innych wierzchołkach elektrody zaobserwowano zbliżone charakterystyki. Z przebiegu $T(V_0)$ odczytano wartości

graniczne napięcia elektrody V_0 , a następnie dla tych wartości wyznaczono ostateczny rozkład temperatury tkanki.

Podsumowanie bibliometryczne dla cyklu publikacji:

Sumaryczny IF prac składających się na dzieło: 5.930
Sumaryczna liczba punktów MNiSW składających się na dzieło: 365 pkt

5. Informacja o wykazywaniu się istotną aktywnością naukową albo artystyczną realizowaną w więcej niż jednej uczelni, instytucji naukowej lub instytucji kultury, w szczególności zagranicznej.

Współpraca naukowa z zagranicznymi i krajowymi uczelniami badawczymi, których owocem są wspólne publikacje:

a) Imperial College London (UK)

– Dr. Mahendran Subramanian, wspólna publikacja (po obronie doktoratu):

- [1] Gas P., Miaskowski A., **Subramanian M.**, *In silico* Study on Tumor-sized-dependent Thermal Profiles inside Anthropomorphic Female Breast Phantom Subjected to Multi-dipole Antenna Array, *International Journal of Molecular Sciences*, 2020, vol. 21, no. 22, art. no. 8597, [pp. 1–24], DOI: 10.3390/ijms21228597. (JCR, ²⁰¹⁹IF = 4.556, 140 pkt MNiSW, liczba cytowań w WoS: 0, w SCOPUS: 0)

b) Uniwersytet Przyrodniczy w Lublinie

– dr hab. inż. Arkadiusz Miaskowski, wspólne publikacje (po obronie doktoratu):

- [1] Gas P., **Miaskowski A.**, Subramanian M., *In silico* Study on Tumor-sized-dependent Thermal Profiles inside Anthropomorphic Female Breast Phantom Subjected to Multi-dipole Antenna Array, *International Journal of Molecular Sciences*, 2020, vol. 21, no. 22, art. no. 8597, [pp. 1–24], DOI: 10.3390/ijms21228597. (JCR, ²⁰¹⁹IF = 4.556, 140 pkt MNiSW, liczba cytowań w WoS: 0, w SCOPUS: 0)
- [2] Gas P., **Miaskowski A.**, Dobrowolski D., Modelling the tumor temperature distribution in anatomically correct female breast phantom, *Przegląd Elektrotechniczny*, 2020, vol. 96, no. 2, pp. 146–149. DOI: 10.15199/48.2020.02.35 (JCR, WoS, 20 pkt MNiSW, liczba cytowań w WoS: 2, w SCOPUS: 3)
- [3] Gas P., **Miaskowski A.**, SAR optimization for multi-dipole antenna array with regard to local hyperthermia, *Przegląd Elektrotechniczny*, 2019, vol. 95, no. 1, pp. 17–20. DOI: 10.15199/48.2019.01.05 (JCR, WoS, 20pkt MNiSW, liczba cytowań w WoS: 10, w SCOPUS: 12)
- [4] Gas P., **Miaskowski A.**, Implant Safety Tool Application to Assist the Assessment of Radio-Frequency Radiation Exposure, *Journal of Ecological Engineering*, 2019, vol. 20, 2019, no. 10, pp. 24–33. DOI:10.12911/22998993/112745 (WoS, 40 pkt

MNiSW, liczba cytowań w WoS: 1, w SCOPUS: 3)

[5] Gas P., **Miaskowski A.**, A Heating from a Standard Active Implantable Medical Device under MRI Exposure, [in:] *2019 15th Selected Issues of Electrical Engineering and Electronics (WZEE)*, IEEE Xplore, 2019, art. no. 8979783 [pp. 1–4]. ISBN: 978-1-7281-1038-7, DOI: 10.1109/WZEE48932.2019.8979783 (**WoS, 20 pkt MNiSW, liczba cytowań w WoS: 0, w SCOPUS: 0)**

[6] **Miaskowski A.**, Gas P., Szczygiel M.: Optimization of SAR coefficient for dipole antennas array with regard to local hyperthermia, [in:] *2018 Applications of Electromagnetics in Modern Techniques and Medicine (PTZE)*, IEEE Xplore, 2018, art. no. 8503175 [pp. 1–4]. ISBN: 978-1-5386-6936-5, DOI: 10.1109/PTZE.2018.8503175 (**WoS, 15 pkt MNiSW, liczba cytowań w WoS: 2, w SCOPUS: 2)**

[7] **Miaskowski A.**, Gas P., Krawczyk A., SAR Calculations for Titanium Bar-Implant Subjected to Microwave Radiation, [in:] *2016 17th International Conference Computational Problems of Electrical Engineering (CPEE)*, IEEE Xplore, 2016, art. no. 7738726 [pp. 1–4]. ISBN: 978-1-5090-2800-9, DOI: 10.1109/CPEE.2016.7738726 (**WoS, 15 pkt MNiSW, liczba cytowań w WoS: 14, w SCOPUS: 13)**

[8] Gas P., **Miaskowski A.**, Specifying the ferrofluid parameters important from the viewpoint of Magnetic Fluid Hyperthermia, [in:] *2015 Selected Problems of Electrical Engineering and Electronics (WZEE)*, IEEE Xplore, 2015, art. no. 7394040, [pp. 1–6]. ISBN: 978-1-4673-9452-9, DOI: 10.1109/WZEE.2015.7394040 (**WoS, 15 pkt MNiSW, liczba cytowań w WoS: 27, w SCOPUS: 31)**

c) *Uniwersytet Mikołaja Kopernika w Toruniu* – dr Joanna Wyszowska, mgr Milena Jankowska, wspólne publikacje (po obronie doktoratu):

[1] Gas P., **Wyszowska J.**, Influence of multi-tine electrode configuration in realistic hepatic RF ablative heating, *Archives of Electrical Engineering*, 2019, vol. 68, no. 3, pp. 521–533. DOI: 10.24425/ae.2019.129339 (**WoS, 40 pkt MNiSW, liczba cytowań w WoS: 7, w SCOPUS: 9)**

[2] **Wyszowska J.**, **Jankowska M.**, Gas P., Electromagnetic Fields and Neurodegenerative Diseases, *Przegląd Elektrotechniczny*, vol. 95, 2019, no. 1, pp. 129–133. DOI: 10.15199/48.2019.01.33 (**WoS, 20 pkt MNiSW, liczba cytowań w WoS: 11, w SCOPUS: 11)**

d) *Zachodniopomorski Uniwersytet Technologiczny w Szczecinie* – dr Barbara Grochowalska (Szymanik), wspólna publikacja (po obronie doktoratu):

[1] Gas P., **Szymanik B.**, Shape optimization of the multi-slot coaxial antenna for local hepatic heating during microwave ablation, [in:] *2018 International Interdisciplinary PhD Workshop (IIPHDW)*, IEEE Xplore, 2018, pp. 319–322. ISBN: 978-1-5386-6143-7, DOI: 10.1109/IIPHDW.2018.8388381 (**SCOPUS, liczba cytowań w SCOPUS: 4)**

e) **Wyższa Szkoła Przedsiębiorczości i Administracji w Lublinie**

– dr Dariusz Dobrowolski, wspólna publikacja (po obronie doktoratu):

- [1] Gas P., Miaskowski A., **Dobrowolski D.**, Modelling the tumor temperature distribution in anatomically correct female breast phantom, *Przegląd Elektrotechniczny*, 2020, vol. 96, no. 2, pp. 146–149. DOI: 10.15199/48.2020.02.35 (**JCR, WoS, 20 pkt MNiSW, liczba cytowań w WoS: 2, w SCOPUS: 3**)

f) **Politechnika Śląska**

– dr inż. Marcin Szczygieł, wspólna publikacja (po obronie doktoratu):

- [1] Miaskowski A., Gas P., **Szczygieł M.**, Optimization of SAR coefficient for dipole antennas array with regard to local hyperthermia, [in:] *2018 Applications of Electromagnetics in Modern Techniques and Medicine (PTZE)*, IEEE Xplore, 2018, art. no. 8503175 [pp. 1–4]. ISBN: 978-1-5386-6936-5, DOI: 10.1109/PTZE.2018.8503175 (**WoS, 15 pkt MNiSW, liczba cytowań w WoS: 2, w SCOPUS: 2**)

g) **Politechnika Częstochowska**

– prof. dr hab. inż. Andrzej Krawczyk, wspólna publikacja (po obronie doktoratu):

- [1] Miaskowski A., Gas P., **Krawczyk A.**, SAR Calculations for Titanium Bar-Implant Subjected to Microwave Radiation, [in:] *2016 17th International Conference Computational Problems of Electrical Engineering (CPEE)*, IEEE Xplore, 2016, art. no. 7738726 [pp. 1–4]. ISBN: 978-1-5090-2800-9, DOI: 10.1109/CPEE.2016.7738726 (**WoS, 15 pkt MNiSW, liczba cytowań w WoS: 14, w SCOPUS: 13**)

Współpraca z zagranicznymi i krajowymi uczelniami badawczymi przy organizacji konferencji naukowych:

a) **Zachodniopomorski Uniwersytet Technologiczny w Szczecinie**

2018 International Interdisciplinary PhD Workshop (IIPhDW 2018)

– charman sesji naukowej (po obronie doktoratu)

b) **Uniwersytet Adama Mickiewicza w Poznaniu**

2019 International Conference on Biotechnology and Bioengineering

(9th ICBB 2019) – członek komitetu organizacyjnego (po obronie doktoratu)

c) **Hochschule Wismar. University of Applied Sciences Technology, Business and Design w Wismar (Niemcy)**

2019 International Interdisciplinary PhD Workshop (IIPhDW 2019)

– członek komitetu naukowego (po obronie doktoratu)

Koordynowanie prac zagranicznych czasopism naukowych:

- a) ***Applied Computational Electromagnetics Society Journal*** (USA, ISSN: 1054-4887, indexed by Journal Citation Reports, ²⁰¹⁹IF: **0.680**) – edytor pomocniczy (Associate Editor-in-Chief) czasopisma od lipca 2018 roku (po obronie doktoratu)
- b) ***Frequenz*** (Niemcy, ISSN: 0016-1136, indexed by Journal Citation Reports, ²⁰¹⁹IF: **0.543**) – członek komitetu redakcyjnego (Editorial Board) czasopisma od października 2018 roku (po obronie doktoratu)
- c) ***International Journal of RF and Microwave Computer-Aided Engineering*** (USA, ISSN: 1096-4290, indexed by Journal Citation Reports, ²⁰¹⁹IF: **1.528**) – członek komitetu redakcyjnego (Editorial Board) czasopisma od stycznia 2019 roku (po obronie doktoratu)
- d) ***Journal of Testing and Evaluation*** (USA, ISSN: 0090-3973, indexed by Journal Citation Reports, ²⁰¹⁹IF: **0.899**) – członek komitetu redakcyjnego (Editorial Board) czasopisma od lutego 2018 roku (po obronie doktoratu)
- e) ***Journal of Fundamental and Applied Sciences*** (Algeria, ISSN: 1112-9867, indexed by Web of Science) – członek komitetu redakcyjnego (Editorial Board) czasopisma od maja 2018 roku (po obronie doktoratu)
- f) ***International Journal of Advanced and Applied Sciences*** (Taiwan, ISSN: 2313-626X, indexed by Web of Science) – członek komitetu redakcyjnego (Editorial Board) czasopisma od października 2017 (po obronie doktoratu)
- g) ***World Journal of Engineering*** (Chiny, ISSN: 1708-5284, indexed by Web of Science) – członek komitetu redakcyjnego (Editorial Advisory Board) czasopisma od listopada 2018 roku (po obronie doktoratu)
- h) ***Applied Sciences*** (Szwajcaria, ISSN: 2076-3417, indexed by Journal Citation Reports, ²⁰¹⁹IF: **2.474**) – redaktor tematyczny (Topic Editor) czasopisma od października 2020 (po obronie doktoratu)
- i) ***Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*** (Szwajcaria, ISSN: 2296-4185, indexed by Journal Citation Reports, ²⁰¹⁹IF: **3.644**) – redaktor recenzji (Review Editor) czasopisma od sierpnia 2020 (po obronie doktoratu)
- j) ***Micromachines*** (Szwajcaria, ISSN: 2072-666X, indexed by Journal Citation Reports, ²⁰¹⁹IF: **2.524**) – członek komitetu recenzji (Review Board) czasopisma od września 2020 (po obronie doktoratu)
- k) ***Nanomaterials*** (Switzerland, ISSN: 2079-4991, indexed by Journal Citation Reports, ²⁰¹⁹IF: **4.324**) – członek komitetu recenzji (Review Board) czasopisma od lipca 2020 (po obronie doktoratu)

Aktywność przy recenzowaniu artykułów naukowych w czasopismach o zasięgu międzynarodowym:

- Acta Physica Polonica A* (Polska, ²⁰¹⁹IF: 0.579)
- Applied Computational Electromagnetics Society Journal* (USA, ²⁰¹⁹IF: 0.680)
- Archives of Electrical Engineering* (Polska, WoS)
- Biocybernetics and Biomedical Engineering* (Holandia/Polska, ²⁰¹⁹IF: 2.537)
- BioMed Research International* (UK, ²⁰¹⁹IF: 2.276)
- Brazilian Journal of Chemical Engineering* (Niemcy, ²⁰¹⁹IF: 1.027)
- Bulletin of the Polish Academy of Sciences: Technical Sciences*
(Polska, ²⁰¹⁹IF: 1.385)
- Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*
(Anglia, ²⁰¹⁹IF: 1.502)
- Computers in Biology and Medicine* (Anglia, ²⁰¹⁹IF: 3.434)
- Electromagnetic Biology and Medicine* (USA, ²⁰¹⁹IF: 1.820)
- Electronics Letters* (Anglia, ²⁰¹⁹IF: 1.316)
- European Polymer Journal* (Anglia, ²⁰¹⁹IF: 3.862)
- Experimental and Molecular Pathology* (USA, ²⁰¹⁹IF: 2.280)
- IEEE Transactions on Magnetics* (USA, ²⁰¹⁹IF: 1.626)
- IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques* (USA, ²⁰¹⁹IF: 3.413)
- Inorganics* (Szwajcaria, WoS)
- International Journal of Antennas and Propagation* (Anglia, ²⁰¹⁹IF: 1.207)
- International Journal of Heat and Mass Transfer* (Anglia, ²⁰¹⁹IF: 4.947)
- International Journal of Molecular Sciences* (Szwajcaria, ²⁰¹⁹IF: 4.556)
- International Journal of RF and Microwave Computer-Aided Engineering*
(USA, ²⁰¹⁹IF: 1.528)
- International Journal of Thermal Sciences* (Francja, ²⁰¹⁹IF: 3.476)
- Journal of Testing and Evaluation* (USA, ²⁰¹⁹IF: 0.899)
- Journal of Thermal Biology* (Anglia, ²⁰¹⁹IF: 2.361)
- Materials* (Szwajcaria, ²⁰¹⁹IF: 3.057)
- Measurement* (Anglia, ²⁰¹⁹IF: 3.364)
- Nanomaterials* (Szwajcaria, ²⁰¹⁹IF: 4.324)
- Pharmaceutics* (Szwajcaria, ²⁰¹⁹IF: 4.421)
- Przegląd Elektrotechniczny* (Polska, WoS)
- Technologies* (Szwajcaria, WoS)
- World Journal of Engineering* (Chiny, WoS)

6. Informacja o osiągnięciach dydaktycznych, organizacyjnych oraz popularyzujących naukę lub sztukę.

Otrzymane nagrody i wyróżnienia:

a) odznaczenia państwowe:

2020 – ***Brązowy Medal za Długoletnią Służbę*** (po obronie doktoratu)

b) nagrody naukowe uczelniane:

2011 – ***Nagroda Rektora indywidualna III stopnia za osiągnięcia naukowe***
(przed obroną doktoratu)

2012 – ***Nagroda Rektora indywidualna III stopnia za osiągnięcia naukowe***
(przed obroną doktoratu)

2013 – ***Nagroda Rektora indywidualna III stopnia za osiągnięcia naukowe***
(przed obroną doktoratu)

2016 – ***Nagroda Rektora indywidualna III stopnia za osiągnięcia naukowe***
(po obronie doktoratu)

2017 – ***Nagroda Rektora indywidualna III stopnia za osiągnięcia naukowe***
(po obronie doktoratu)

2018 – ***Nagroda Rektora indywidualna III stopnia za osiągnięcia naukowe***
(po obronie doktoratu)

2019 – ***Nagroda Rektora indywidualna III stopnia za osiągnięcia naukowe***
(po obronie doktoratu)

c) wyróżnienia naukowe wydziałowe:

2016 – ***wyróżnienie rozprawy doktorskiej pt.: Modelowanie rozkładu temperatury i pola elektromagnetycznego w hipertermii o częstotliwości radiowej i mikrofalowej*** – uchwała Rady Wydziału EAIiB nr 2/rw/2016 z dnia 28 stycznia 2016 (po obronie doktoratu w dniu 8 stycznia 2016 roku)

d) wyróżnienia dydaktyczne wydziałowe:

2018 – ***dyplom dziekana Wydziału EAIiB dla Najlepszego Dydaktyka***
(po obronie doktoratu)

e) wyróżnienia naukowe katedralne:

2014 – ***wyróżnienie kierownika Katedry Elektrotechniki i Elektroenergetyki za najlepszą działalność publikacyjną wśród młodych pracowników katedry***
(przed obroną doktoratu)

2015 – wyróżnienie kierownika *Katedry Elektrotechniki i Elektroenergetyki* za najlepszą działalność publikacyjną wśród młodych pracowników katedry (przed obroną doktoratu)

2016 – wyróżnienie kierownika *Katedry Elektrotechniki i Elektroenergetyki* za najlepszą działalność publikacyjną wśród młodych pracowników katedry (po obronie doktoratu)

2017 – wyróżnienie kierownika *Katedry Elektrotechniki i Elektroenergetyki* za najlepszą działalność publikacyjną wśród młodych pracowników katedry (po obronie doktoratu)

2020 – wyróżnienie kierownika *Katedry Elektrotechniki i Elektroenergetyki* za najlepszą działalność publikacyjną wśród młodych pracowników katedry (po obronie doktoratu)

f) wyróżnienia naukowe ogólnopolskie:

2016 – *dypłom Polskiego Towarzystwa Zastosowań Elektromagnetyzmu dla laureata konkursu na najlepszą pracę doktorską z dziedziny elektromagnetyzmu* – wrzesień 2016 (po obronie doktoratu w dniu 8 stycznia 2016 roku)

g) wyróżnienia referatów naukowych na międzynarodowych konferencjach:

[1] **Gas P.**, Comparison of Numerical Calculations for 2D and 3D Models of Interstitial Microwave Hyperthermia, *Proceedings of International Interdisciplinary PhD Workshop 2013 (IIPhDW 2013)*, 8-11 September, Brno, Czech Republic, 2013, pp. 211–215. <http://www.utee.feec.vutbr.cz/files/iiphdw2013/journals.php> (przed obroną doktoratu)

[2] **Gas P.**, Searching for Optimal Parameters of Interstitial Microwave Hyperthermia using Multi-Slot Coaxial Antenna working at Different Frequencies, *Proceedings of International Interdisciplinary PhD Workshop 2014 (IIPhDW 2014)*, 20-22 May 2014, Tatranske Matliare, Slovakia, 2014, pp. 91–95. <http://www.power-engineering.sk/iiphdw2014> (przed obroną doktoratu)

[3] **Gas P.**, The Optimal Microwave Hyperthermia Treatment Based on the Operating Characteristics of the Multi-Slot Coaxial Antenna, *Proceedings of International Interdisciplinary PhD Workshop 2015*, 14-17 May 2015, Międzyzdroje, 2015, pp. 39–40. http://iiphdw2015.zut.edu.pl/data/uploads/info_for_authors.pdf (przed obroną doktoratu)

h) wyróżnienie biznes planu:

2011 – wyróżnienie biznes planu pt.: „*NZOZ dotyczący możliwości praktycznego wykorzystania nieinwazyjnej hipertermii elektromagnetycznej w postaci konkretnej usługi medycznej*” przygotowany w ramach projektu unijnego dla pracowników naukowych: „*SPIN-aj się! – szkolenie z zakresu zakładania i prowadzenia firm typu spin-off i spin-out*” o numerze POKL.08.02.01-12-006/10 – Faber Consulting, Kraków,

(przed obroną doktoratu)

- i) *beneficjent stypendium doktorskiego w latach 2012 – 2014* (przed obroną doktoratu)

Funkcje pełnione w AGH oraz na Wydziale EAIiB:

– *przed obroną doktoratu:*

- a) członek Okręgowej Komisji Wyborczej nr 3 działającej na Wydziale EAIiB na okres kadencji 2012–2016
- b) członek Wydziałowej Komisji Rekrutacyjnej na okres kadencji 2012–2016

– *po obronie doktoratu:*

- c) członek Wydziałowej Komisji Rekrutacyjnej na okres 2016–2019
- d) członek Centrum Rekrutacji AGH – od 2019 roku do dnia dzisiejszego
- e) członek Rady Wydziału EAIiB na okres 2018–2019 (wybory uzupełniające, przedstawiciel grupy nauczycieli akademickich nieposiadających tytułu naukowego lub stopnia naukowego doktora habilitowanego)
- f) członek Kolegium Wydziału EAIiB na okres 2019–2020 (przedstawiciel grupy nauczycieli akademickich nieposiadających tytułu naukowego lub stopnia naukowego doktora habilitowanego)
- g) członek Rady Dyscypliny Automatyka, Elektronika i Elektrotechnika na okres 2019–2020 (przedstawiciel grupy nauczycieli akademickich nieposiadających tytułu naukowego lub stopnia naukowego doktora habilitowanego)
- h) członek Rady Dyscypliny Automatyka, Elektronika i Elektrotechnika na okres kadencji 2020–2024 (przedstawiciel grupy nauczycieli akademickich nieposiadających tytułu naukowego lub stopnia naukowego doktora habilitowanego)
- i) członek Komisji Dyplomowania Studentów na studiach pierwszego stopnia na kierunku Elektrotechnika na kadencję 2020–2024

Opieka naukowa nad studentami:

promotor 5 prac inżynierskich (wszystkie po obronie doktoratu)

recenzent 5 prac inżynierskich (wszystkie po obronie doktoratu)

Zajęcia dydaktyczne prowadzone w AGH na Wydziale EAIiB:

- *Podstawy Elektrotechniki* – wykład, ćwiczenia tablicowe, laboratoria
- *Elektrotechnika z Elektroniką* – wykład, ćwiczenia tablicowe, laboratoria
- *Teoria Pola Elektromagnetycznego* – ćwiczenia tablicowe
- *Teoria Obwodów I* – ćwiczenia tablicowe

- *Teoria Obwodów II* – ćwiczenia tablicowe

Działalność popularyzująca naukę:

dyżury w Laboratorium Elektrotechniki w czasie Dni Otwartych AGH oraz Spotkań z Uczelnią – od 2010 roku (przed i po obronie doktoratu)

- 7. Oprócz kwestii wymienionych w pkt. 1-6, wnioskodawca może podać inne informacje, ważne z jego punktu widzenia, dotyczące jego kariery zawodowej.**

Współpraca naukowa (po obronie doktoratu):

współpraca międzynarodowa z Dongguk University-Seoul (Korea Południowa) – Prof. Heung Soo Kima – praca nad wspólną publikacją pt: „*A Quantitative Studies of Magnetic Nanoparticles Hyperthermia for the Ferrofluid Preparation using Finite Element Analysis*”

Opinie i listy rekomendacyjne (po obronie doktoratu):

opinia do Urzędu Imigracyjnego USA o dorobku naukowym doktoranta University of California w Irvine, Pana Amirhossein Hajiaghajani – czerwiec 2020



.....
(podpis wnioskodawcy)