Załącznik nr 2

dr inż. Arkadiusz Miaskowski
Uniwersytet Przyrodniczy w Lublinie,
Wydział Inżynierii Produkcji
Katedra Zastosowań Matematyki i Informatyki
Akademicka 13, 20-950 Lublin

Lublin, 08-08-2018

AUTOREFERAT

1. Imię i nazwisko: Arkadiusz Miaskowski

2. Posiadane dyplomy, stopnie naukowe – z podaniem nazwy, miejsca i roku ich uzyskania, tytułu rozprawy doktorskiej i nazwisk osób, które pełniły funkcje promotora i recenzentów

a) magister, Politechnika Lubelska, Wydział Zarządzania i Podstaw Techniki, „Efekt Mössbauera w stalach węglowych konstrukcyjnych wyższej jakości," promotor, dr Jan K. Żurawicz, 1998

b) magister inżynier, Politechnika Lubelska, Wydział Elektryczny, „Obrazowanie wnętrza ciała ludzkiego metodą magnetycznego rezonansu jądrowego," promotor: prof. dr hab. inż. Tadeusz Janowski, 2001

c) doktor nauk technicznych na podstawie przedstawionej rozprawy doktorskiej „Matematyczne modelowanie struktur bioelektromagnetycznych" z dnia 27 października 2005 r., Instytut Elektrotechniki w Warszawie.

Promotor w przewodnie doktorskim: prof. dr hab. inż. Andrzej Krawczyk

Recenzenci w przewodzie doktorskim:

prof. dr hab. inż. Krystyn Pawluk, prof. dr hab. inż. Andrzej Wac-Włodarczyk

3. Informacje o dotychczasowym zatrudnieniu w jednostkach naukowych

Okres	Instytucja	Stanowisko
2001-2004	Instytut Elektrotechniki w Warszawie, Zakład Badań Podstawowych Elektrotechniki	asystent
2004-2005	Instytut Elektrotechniki w Warszawie, Zakład Metrologii i Badań Nieniszczących	adiunkt
2005-	Uniwersytet Przyrodniczy w Lublinie, Wydział Inżynierii Produkcji, Katedra Zastosowań Matematyki i Informatyki	adiunkt
2009-2010	Kanazawa University, Division of Biomedical Measurement and Application, Institute of Nature and Environmental Technology, Japan	PhD researcher

4. Wskazanie osiągnięcia naukowego, uzyskanego po otrzymaniu stopnia doktora, stanowiącego znaczny wkład w rozwój dyscypliny elektrotechnika zgodnie z art. 16 ust. 2 ustawy z dnia 14 marca 2003 r. o stopniach naukowych i tytule naukowym oraz o stopniach i tytule w zakresie sztuki

a) tytuł osiągnięcia naukowego

„Planowanie terapii hipertermii magnetycznej skorelowanej z pomiarami ferrofluidów"

b) wykaz prac naukowych

Osiągnięcie naukowe zostało opublikowane i rozpowszechnione w formie jednotematycznego cyklu 9 publikacji, składającego się z: 1 monografii, 4 artykułów naukowych i 4 publikacji w materiałach konferencyjnych indeksowanych przez Thomson Reuters Web of Science. Wykaz prac wskazanych jako osiągnięcie naukowe obejmuje następujące publikacje:

[1] **A. Miaskowski**, B. Sawicki, and A. Krawczyk, "The use of magnetic nanoparticles in low frequency inductive hyperthermia," *COMPEL - The International Journal for Computation and Mathematics in Electrical and Electronic Engineering*, vol. 31, pp. 1096-1104, 2012. **IF = 0,281; PKT = 15**

Mój udział polegał na zdefiniowaniu problemu, opracowaniu założeń do pracy, przeglądzie literatury, przygotowaniu i opracowaniu modelu numerycznego (rysunki 3 i 4), analizie wyników eksperymentów numerycznych umieszczonych na rysunkach 6 i 7, opracowaniu wyników (tabela II), opracowaniu wniosków i przygotowaniu tekstu manuskryptu. Szacuję, że mój procentowy wkład w powstanie pracy wynosi 60%.

[2] **A. Miaskowski** and B. Sawicki, "Magnetic fluid hyperthermia modeling based on phantom measurements and realistic breast model," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 60, pp. 1806-1813, 2013. **IF = 2.233; PKT = 30**

Mój udział polegał na zdefiniowaniu problemu, opracowaniu założeń do pracy, przeglądzie literatury (rozdział 1 – „Introduction"), opracowaniu modelu matematycznego (rozdział 2 – „Mathematical model"), wykonaniu eksperymentów na fantomie i opracowaniu wyników (rozdział 3 – „Phantom measurements"), opracowaniu modelu numerycznego (rysunek 6), wykonaniu analiz przedstawionych

na rysunkach 3, 4, 5 i 6, opracowaniu wniosków, przygotowaniu tekstu manuskryptu. Szacuję, że mój procentowy wkład w powstanie pracy wynosi 60%.

[3] B. Sawicki and **A. Miaskowski**, "Nonlinear higher-order transient solver for magnetic fluid hyperthermia," *Journal of Computational and Applied Mathematics,* vol. 270, pp. 143-151, 2014. **IF = 1,266; PKT = 30**

Mój udział polegał na przeglądzie literatury, opracowaniu rozdziałów „Introduction" i „Tissue parameters", wyprowadzeniu zależności matematycznych (równania 13, 15), przeprowadzeniu badań symulacyjnych zobrazowanych na rysunkach 3-8, opracowaniu struktury manuskryptu, przygotowaniu rysunków, wykonaniu korekty tekstu. Szacuję, że mój procentowy wkład w powstanie pracy wynosi 40%.

[4] G. Raniszewski, **A. Miaskowski**, and S. Wiak, "The Application of Carbon Nanotubes in Magnetic Fluid Hyperthermia," *Journal of Nanomaterials,* vol. 2015, 2015. **IF = 1,758; PKT = 25**

Mój udział polegał na częściowym opracowaniu założeń i zdefiniowaniu problemu, częściowym przeglądzie literatury, wykonaniu laboratoryjnych eksperymentów kalorymetrycznych i ich analizie (rysunek 6), opracowanie rysunków 7, 10, 11, 12, 13 i 14, opracowaniu rozdziału 6 („Temperature Distribution in Biological Cell Hyperthermia Cancer Treatment"), częściowym przygotowaniu rozdziału 4 – „Results", przygotowaniu modeli numerycznych (rys. 7 i 10), wykonaniu analiz numerycznych rozkładu pola magnetycznego i rozkładu temperatury (rys. 11), obliczeniu współczynnika CEM_{43} (rys. 12), wykonaniu analiz zilustrowanych na rys. 13 i 14, częściowym opracowanie wniosków i korekcie tekstu. Szacuję, że mój procentowy wkład w powstanie pracy wynosi 40%.

[5] P. Gas and **A. Miaskowski**, "Specifying the ferrofluid parameters important from the viewpoint of magnetic fluid hyperthermia," in *2015 Selected Problems of Electrical Engineering and Electronics, WZEE 2015*, 2016. **IF = 0; PKT= 15**

Mój udział polegał na opracowaniu założeń, wykonaniu eksperymentów kalorymetrycznych i ich analizie (rysunek 3 i 4), podaniu opisu analitycznego w rozdziale 3 – „Description of the ferroluid", przygotowaniu rysunków 1 i 2, wykonaniu symulacji komputerowych (rys. 5), przygotowaniu rozdziału IV – „Description of the Measurement Setup." Szacuję, że mój procentowy wkład w powstanie pracy wynosi 50 %.

[6] **A. Miaskowski**, B. Sawicki, and M. Subramanian, "Identification of diffusion coefficients in heat equation on the base of non-adiabatic measurements of ferrofluids," *Proceedings of 2016 17th International Conference Computational Problems of Electrical Engineering (CPEE)*, 2016. **IF = 0; PKT = 15**

Mój udział polegał na zdefiniowaniu problemu, przygotowaniu założeń, opracowaniu i podaniu modelu matematycznego, przeglądzie literatury, opracowaniu rysunków (1-4, 6), interpretacji wyników, przygotowaniu tekstu manuskryptu. Szacuję, że mój procentowy wkład w powstanie pracy wynosi 60%.

[7] **A. Miaskowski** and M. Subramanian, "Specific absorption rate parameter model in magnetic hyperthermia," in *Proceedings of 2017 18th International Conference on Computational Problems of Electrical Engineering, CPEE 2017*, 2017. **IF = 0; PKT = 15**

Mój udział polegał na zdefiniowaniu problemu, przygotowaniu założeń, przeglądzie literatury, opracowaniu rysunków, przygotowaniu tekstu manuskryptu, opracowaniu i podaniu modelu matematycznego, przeprowadzeniu analiz numerycznych i ich interpretacji tj. analiza rozkładu gęstości strat mocy w układzie (rysunki 3 i 4). Szacuję, że mój procentowy wkład w powstanie pracy wynosi 70%.

[8] **A. Miaskowski**, B. Sawicki and M. Subramania, "Single-domain nanoparticle magnetic power losses calibrated with calorimetric measurements," *Bulletin of the Polish Academy of Sciences-Technical Sciences*, in press 2018, DOI:10.24425/123928. **IF = 1,361; PKT = 25**

Mój udział polegał na zdefiniowaniu problemu, przygotowaniu założeń, przeglądzie literatury, opracowaniu rysunków, przygotowaniu tekstu manuskryptu, opracowaniu i podaniu modelu matematycznego (rozdział 2 „Materials and methods"), opracowaniu modelu numerycznego (rys. 2), przeprowadzeniu analiz numerycznych i ich interpretacji tj. analiza rozkładu pola magnetycznego (rysunki 3 i 4), analiza rozkładu gęstości mocy (rysunek 5), analiza rozkładu temperatury (rysunki 6 i 7). Szacuję, że mój procentowy wkład w powstanie pracy wynosi 70%.

[9] **A. Miaskowski,** "Magnetic fluid hyperthermia treatment planning correlated with calorimetric measurements under non-adiabatic condition," *wyd. Towarzystwo Wydawnictw Naukowych Libropolis, 2018, ISBN 978-83-63761-34-9*
recenzenci: dr hab. inż. Eugeniusz Kurgan, dr hab. inż. Tomasz Trawiński
IF = 0; PKT = 25

Sumaryczny Impact Factor cyklu publikacji = 6,899
Liczba cytowań cyklu publikacji = 50
Suma punktów (PKT) cyklu publikacji MNiSzW = 195
Średni udział w cyklu publikacji = 61%

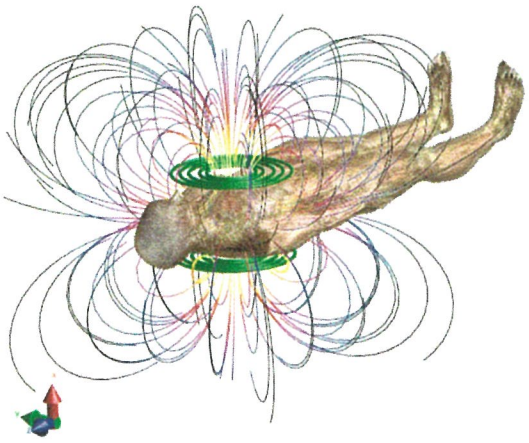
Sumaryczny Impact Factor dorobku po uzyskaniu stopnia doktora = 24,415; PKT = 691
Indeks Hirscha h = 5
Liczba cytowań 117, liczba cytowań bez samocytowań 86

c) omówienie celu naukowego w/w pracy/prac i osiągniętych wyników, wraz z omówieniem ich ewentualnego wykorzystania. Należy wyraźnie wskazać wkład osiągnięć w rozwój dyscypliny naukowej, z zakresu której ma być nadany stopień naukowy doktora habilitowanego.

Wprowadzenie

Wykorzystanie pola elektromagnetycznego do celów terapeutycznych znane jest od bardzo dawna. Jednakże dopiero od kilkudziesięciu lat daje się zauważyć świadome i bazujące na solidnych podstawach naukowych działania w tym zakresie. Działanie te, w głównej mierze, oparte są na stale poszerzającej się bazie wiedzy, związanej z dogłębnym poznaniem mechanizmów biologicznych zachodzących w tkankach biologicznych i ich interakcji z polem elektromagnetycznym. Dlatego, poznanie struktury pola elektromagnetycznego w środowisku biologicznym i ustalenie parametrów technicznych wywołujących określone skutki terapeutyczne, są warunkami koniecznymi w świadomym wykorzystaniu tegoż w terapii medycznej.

Jedną z metod terapeutycznych, będących w fazie intensywnego rozwoju, jest hipertermia magnetyczna (ang. Magnetic Fluid Hyperthermia – MFH). Działanie tej metody polega na doprowadzeniu do wzrostu temperatury w obszarze nowotworu, co wyzwala naturalne mechanizmy jego niszczenia, takie jak: nekroza lub apoptoza. Klasyczne metody hipertermii nie pozwalają ogniskować wzrostu temperatury, a tym samym wiążą się z efektami ubocznymi i dodatkowym ryzykiem dla pacjenta. Inaczej jest w przypadku hipertermii magnetycznej, której główną zaletą jest właśnie to, że dyssypacja energii następuje bezpośrednio w obszarze docelowym. Dzieje się to za pośrednictwem nanocząstek magnetycznych, które są wprowadzane do ciała pacjenta w obszar tkanki rakowej. Następnie, obszar ten poddawany jest ekspozycji na zmienne pole elektromagnetyczne. Ideę hipertermii magnetycznej pokazano na rys. 1.



Rys. 1. Idea hipertermii magnetycznej.

Hipertermia magnetyczna jest znana od kilkunastu lat, jednak wciąż nie weszła do powszechnej praktyki klinicznej. Biologiczna, chemiczna i techniczna złożoność procesów związanych z tą terapią ciągle nie pozwalają na ostateczne zweryfikowanie hipotezy o tym, że zapewnia ona precyzyjne kontrolowanie temperatury w obszarze zmian patologicznych.

Cel naukowy

Głównym celem naukowym mojej działalności, w latach 2010-2018, było zbadanie możliwości i ograniczeń związanych z zastosowaniem hipertermii magnetycznej do kontrolowanego podnoszenia temperatury guzów nowotworowych. Przy pomocy rozbudowanych narzędzi modelowania numerycznego i eksperymentów pomiarowych określono zasady i sposoby doboru parametrów technicznych terapii tj. pola magnetycznego i jego częstotliwości w zależności od właściwości fizycznych nanocząstek magnetycznych. Szczególny nacisk położono na korelację wyników otrzymanych na drodze numerycznej z pomiarami laboratoryjnymi.

Wśród głównych osiągnięć badawczych, podjętych i zrealizowanych przez autora, można wyróżnić:

- W oparciu o metodę elementów skończonych, opracowanie i realizacja uniwersalnych modeli numerycznych hipertermii magnetycznej, umożliwiających analizę rozkładu pola elektromagnetycznego i temperatury w układzie tkanka biologiczna-ciecz magnetyczna (prace [1-9]);
- Opracowanie i realizacja wielowarstwowego fantomu gruczołu piersiowego umożliwiającego laboratoryjną analizę hipertermii magnetycznej w układzie cewka-fantom (prace [1][2]);

- Opracowanie numerycznego modelu pomiarów kalorymetrycznych cieczy magnetycznych w systemach nieadiabatycznych i ich korelacja z wynikami eksperymentalnymi (prace [5-9]);
- Opracowanie wiarygodnych modeli matematycznych strat mocy w cieczach magnetycznych (prace [1][2][5-9]);
- Weryfikacja pomiarowa parametrów i współczynników przyjętych w modelach numerycznych. Przeprowadzenie szeregu eksperymentów (fantomowych i kalorymetrycznych), które pozwoliły zweryfikować poprawność opracowanych modeli (prace [1] [2][4][7-9]);
- Opracowanie metodologii pomiarów kalorymetrycznych, wpisującej się proces standaryzacji pomiarów kalorymetrycznych cieczy magnetycznych w systemach nieadiabatycznych (prace [5-9]);
- Precyzyjne szacowanie i ocena narażeń elektromagnetycznych poprzez opracowany model fantomowy jak i naturalistyczne modele gruczołu piersiowego (prace [1][2][9]).

Omówienie uzyskanych wyników

Jedną z metod pomiaru ilości ciepła wydzielonego w cieczach magnetycznych są pomiary kalorymetryczne. Są one najczęściej wykonywane w systemach nieadiabatycznych z uwagi na stosunkowo prostą procedurę eksperymentu, jak i niską cenę w porównaniu z systemami adiabatycznymi. W ogólności, pomiary kalorymetryczne polegają na umieszczeniu badanej próbki cieczy magnetycznej (ang. ferrofluid) w zmiennym polu magnetycznym i jednoczesnym pomiarze temperatury tejże próbki.

Wielkością, która w sposób ilościowy charakteryzuje badaną ciecz magnetyczną jest współczynnik swoistych strat mocy (ang. Specific Loss Power – SLP) lub współczynnik swoistego tempa pochłaniania energii (ang. Specific Absorption Rate - SAR), które to w literaturze tematu używane są zamiennie. Współczynnik SLP(SAR) można zdefiniować jako:

$$SLP(SAR) = \frac{P}{m_{MNP}} = \frac{c}{\varphi}\frac{\Delta T}{\Delta t} = C\frac{\Delta T}{\Delta t}\left[\frac{W}{g}\right] \quad (1)$$

gdzie P to moc wydzielona w próbce ferrofluidu [W], m_{MNP} to masa nonocząstek w próbce [g], c to właściwa pojemność cieplna [J/°C/ml], φ to koncentracja nanocząstek w próbce [mg/ml], C to pojemność cieplna [J/°C], $\frac{\Delta T}{\Delta t}$ to zmiana temperatury T, w czasie t. Innym współczynnikiem, którego rolą jest łatwiejsze porównanie wartości SLP(SAR) uzyskanych w różnych laboratoriach badawczych, jest współczynnik wewnętrznych strat mocy (ang. Intrinsic Loss Power – ILP). Współczynnik ILP definiuje się jako:

$$ILP = \frac{SLP}{fH^2} \qquad (2)$$

gdzie f [Hz] to częstotliwość pola magnetycznego H [A/m].

Zależności (1) i (2) będą słuszne, wtedy i tylko wtedy, gdy założymy, że w systemie nie zachodzą straty mocy. Dlatego dla systemów nieadiabatycznych, uwzględniając straty, P_L [W], można zapisać:

$$C\frac{dT}{dt} = P - P_L(T) \qquad (3)$$

Biorąc pod uwagę zależność (3), można stwierdzić, że kalorymetryczne szacowanie wielkości SLP(SAR)/ILP w systemach nieadiabatycznych wymaga uwzględniania strat, jak i wiarygodnych modeli analitycznych wykorzystywanych w aproksymacji krzywych nagrzewania tj. zależności temperatury od czasu, na podstawie których obliczane są wartości SLP i ILP. Dlatego też prace [5-9] związane są z zagadnieniami pomiaru i szacowania wielkości SLP(SAR)/ILP w systemach nieadiabatycznych.

W szczególności: praca [5] poświęcona jest wyznaczaniu tzw. parametrów efektywnych tj. gęstości, ciepła właściwego i objętościowego ciepła właściwego oraz analizie ich wpływu na szacowanie współczynnika SAR, który, z definicji, jest przeliczny na jednostkę masy substancji magnetycznej zawartej w próbce. W pracy [5] zaproponowano dwa modele, które upraszczają i przyspieszają oszacowanie SAR, poprzez wyrugowanie udziału masowego i objętościowego nanocząstek w cieczy magnetycznej. Zakłada się przy tym, że woda i nanocząsteczki stanowią jedyne komponenty cieczy magnetycznej. Stwierdzono, że użycie odpowiednio: masy ferrofluidu, masy nanocząsteczek i ciepła właściwego wody, lub wartości koncentracji nanocząsteczek w próbce, gęstości i ciepła właściwego wody, pozwala w sposób wiarygodny szacować wartość SAR.

Praca [6] poświęcona jest identyfikacji współczynnika dyfuzyjności termicznej w równaniu ciepła. Na podstawie pomiarów kalorymetrycznych wyznaczono krzywe nagrzewania i chłodzenia się cieczy magnetycznej. Następnie, przygotowano model numeryczny systemu kalorymetrycznego precyzyjnie odzwierciedlając jego geometrię by, w końcu, rozwiązać zagadnienie odwrotne dla równania ciepła. Wyznaczono trzy najważniejsze jego parametry tj. współczynnik dyfuzji, wartość funkcji źródła i wartość funkcji chłodzenia. Do realizacji zagadnienia wykorzystano trzy różne metody optymalizacji (SLSQP, TNC i simplex), które zostały porównane.

Wyznaczenie współczynnika dyfuzji dla systemu kalorymetrycznego pozwoliło na określenie szybkości z jaką przebiegają zmiany temperatury, a także na wiarygodne wyznaczenie wartości współczynników charakteryzujących dany materiał systemu pomiarowego. W dalszym ciągu, na podstawie analizy funkcji źródła i funkcji chłodzenia pokazano, że straty ciepła w systemach nieadiabatycznych mogą dochodzić do około 50%. W ten sposób wykazano, że szacowanie

współczynnika SAR może być obarczone bardzo dużym błędem w systemach nieadiabatycznych. Dlatego też, praca [7] dedykowana jest numerycznemu szacowaniu współczynnika SAR. W tym celu, bazując na teorii liniowej odpowiedzi (ang. linear response theory – LRT) i modelu Stonera-Wohlfartha, opracowano model matematyczny strat histerezowych. Przyjęto, że nanocząstki są magnetycznie odizolowane, a także, że rozkład gęstości ich średnic jest znany. Ponadto, jako kryterium separujące, wspomniane teorie, użyto warunku Zeemana. Stosując opracowany model analityczny strat histerezowych, oszacowano, w sposób numeryczny, wartość współczynnika SAR. Równolegle, na podstawie krzywych nagrzewania, stosując metodę nachylenia krzywej z korekcją (ang. corrected slope method – CSM) wyznaczono współczynnik SAR. Następnie, wyniki otrzymane na drodze eksperymentalnej porównano z wynikami z symulacji komputerowej. Analiza porównawcza współczynnika SAR wykazała, że jego wartość uzyskana na drodze numerycznej, względem wartości pomierzonej, może być zarówno niedoszacowana, jak i przeszacowana. Stwierdzono, że efekt ten związany jest z niejednorodną dyssypacją energii w objętości próbki, wiążącą się z: niejednorodnym rozkładem pola magnetycznego, jak i niejednorodnym rozkładem objętościowej gęstości mocy w cieczy magnetycznej.

Ponieważ w modelu zaproponowanym w pracy [7] uwzględniono tylko straty wiroprądowe i histerezowe w cieczy magnetycznej, w pracy [8] model numeryczny został poszerzony o model strat ciepła. Tym samym rozwiązano zagadnienie przepływu ciepła w systemie, co pozwoliło porównać krzywe nagrzewania i chłodzenia, otrzymane w sposób eksperymentalny, z krzywymi, otrzymanymi na drodze numerycznej. W tym przypadku, analiza polegała na lokalizacji punktów w obrębie próbki ferrofluidu, które najlepiej odpowiadały krzywej eksperymentalnej (tym samym można było precyzyjnie wyznaczyć miejsce pomiaru temperatury tj. jego pozycjonowanie w objętości próbki). Ponadto stwierdzono, że podczas laboratoryjnego pomiaru temperatury, można wyznaczyć w próbce miejsca, w których czujnik temperatury daje taką samą odpowiedź.

Stąd też, w pracy [9]-część 1 skoncentrowano się na wyznaczeniu, w obrębie próbki, punktów pomiaru temperatury, które zagwarantują wiarygodny pomiar, a tym samym wiarygodne szacowanie współczynnika SLP lub ILP, niezależnie od zastosowanej metody analitycznej. W tym celu, aby uwiarygodnić pomiary, współczynniki SLP i ILP oszacowano trzema metodami analitycznymi tj. initial slope method (ISM), corrected slope method (CSM) i Box-Lukas method (B-LM). Następnie, wykonano analizę porównawczą wyników dla współczynnika SLP/ILP, otrzymanych z różnych metod analitycznych, względem tzw. krzywej kompensacyjnej. W dalszej części, bazując na teorii liniowej odpowiedzi i modelu Stonera–Wohlfartha, opracowano model matematyczny strat histerezowych w cieczy magnetycznej. W tym przypadku, w porównaniu z pracą [8], uwzględniono losowe ułożenie osi swobodnych nanocząsteczek względem zewnętrznego pola magnetycznego, jako przypadek ogólny. Założono także, że nanocząstki są magnetycznie odizolowane i, że rozkład gęstości ich średnic jest znany. Ponadto, w modelu

uwzględniono polidyspersyjność nanocząstek i w sposób numeryczny, wyznaczono średnicę krytyczną nanocząstek, rozdzielającą wspomniane teorie.

Podobnie jak w pracy [8], w pracy [9]-część 1, analizie poddano rozkład temperatury w systemie, jak i straty ciepła. Następnie, krzywe nagrzewania otrzymane na drodze numerycznej, porównano z krzywymi otrzymanymi z eksperymentu. W tym przypadku, analiza porównawcza polegała na numerycznym wyznaczeniu izopowierzchni temperatury w obrębie próbki, które, w sposób jednoznaczny, zagwarantują właściwe pozycjonowanie czujnika temperatury przed rozpoczęciem eksperymentów, a tym samym, wspomagając ich planowanie.

Opracowany, przez autora wniosku, numeryczny model pomiarów kalorymetrycznych, a także zaproponowana metodologia tych pomiarów, połączona z numerycznym wyznaczaniem izopowierzchni temperatury, pozwalają na wiarygodne szacowanie współczynników SLP(SAR)/ILP niezależnie od zastosowanej metody analitycznej. Ponadto, opracowany model matematyczny strat mocy w cieczach magnetycznych, pozwala na analizę mechanizmów jakie zachodzą podczas interakcji pole magnetyczne-ferrofluid.

Pomiary kalorymetryczne nanocząstek magnetycznych leżą u podstaw hipertermii magnetycznej. Głównym celem pomiarów kalorymetycznych jest szacowane wielkości mocy przeliczonej na masę materiału magnetycznego, jaka może wydzielić się w określonych warunkach technicznych. Oczywiście, warunki fizyczne jakie mają miejsce w systemach kalorymetrycznych nie są tożsame z tymi, jakie występują w organizmach żywych, choć by ze względu na perfuzję krwi. Dlatego druga część mojej pracy miała na celu badanie zachowania się nanocząstek w obecności tkanek ludzkich.

W pracy [1] zaprezentowano metodologię obliczania strat mocy od prądów wirowych i od nanocząstek superparamagnetycznych w układzie cewka-fantom trójwarstwowy gruczołu piersiowego. Jako aplikator pola magnetycznego wykorzystano cewkę wysokoprądową, w której projektowaniu autor wniosku brał udział i która używana jest na Uniwersytecie Kanazwa w Japonii. W celu uwzględnienia strat histerezowych w modelu, wykorzystano następującą empiryczną formułę:

$$Q = \mathrm{k_m} f \mathrm{D_w} B^2 \left[\frac{W}{ml}\right] (4)$$

gdzie $k_m = 2.4 \times 10^{-3}[\mathrm{W/Hz/(mgFe/ml)/T^2/ml}]$ to stała, wyznaczona eksperymentalnie przy pomocy czujnika pola magnetycznego, wykorzystującego efekt gigantycznej magnetorezystancji (ang. Giant Magneto-Resistance – GMR), będącego przedmiotem badań autora wniosku podczas pracy na Uniwersytecie Kanazawa w Japonii, $\mathrm{D_w}$ to masa nanocząsteczek żelaza w 1 ml, f to częstotliwość [Hz] i B – indukcja magnetyczna [T].

Analiza wyników pokazała, że straty wiroprądowe zdeterminowane są geometrią rozważanego fantomu, jak i jego odległością od cewki. Ponadto pokazano, że wartości maksymalne gęstości prądów wirowych w funkcji prądu cewki nie przekraczają tych, jakie otrzymuje się podczas np. przezczaszkowej stymulacji magnetycznej – są to więc wielkości akceptowalne w praktyce medycznej. W dalszym ciągu, pokazano, że wartość gęstości mocy od nanocząstek superparamagnetyka jest około 1000 razy większa w porównaniu ze stratami wiroprądowymi. Stąd, można przyjąć, że mogą być one zaniedbane w podobszarze z ferrofluidem. Jednakże, jak pokazano w pracy [9], uwarunkowania anatomiczne mogą doprowadzić to tzw. *hot spots*, będących konsekwencją działania prądów wirowych. Dlatego analiza rozkładu gęstości mocy od prądów wirowych, powinna być brana pod uwagę podczas planowania terapii.

Ponadto, w pracy [1], wykazano, że zmiana odległości cewki od fantomu pozwala na precyzyjne kontrolowanie, zarówno gęstości mocy od prądów wirowych, jak i wielkości mocy w zadanym obszarze z nanocząstkami. Kontrola ta możliwa jest przy uprzednim, numerycznym wyznaczeniu rozkładu pola magnetycznego od cewki i wyznaczeniu wielkości Q. Odpowiedni dobór odległości aplikatora do obiektu (ciała pacjenta) ma szczególne znaczenie ze względu na możliwe przegrzania skóry pacjenta.

Opracowana metodologia badań laboratoryjnych w układzie fantom-cewka, jak i połączenie ich z modelowaniem komputerowym, może być użyta w planowaniu terapii tj. doborze odpowiednich paramentów technicznych terapii, jak i w prognozowaniu i szacowaniu narażeń elektromagnetycznych.

Praca [2] poświęcona została modelowaniu hipertermii magnetycznej skorelowanej z pomiarami fantomowymi. W pracy [2] opracowano model matematyczny strat od nanocząstek superparamagnetycznych, uwzględniając ich właściwości fizyczne. W modelu tym, empiryczna formuła na straty Q (równanie 4) została zastąpiona wyrażeniem wyprowadzonym z teorii liniowej odpowiedzi (ang. Linear Response Theory – LRT). Podobnie jak w pracy [1] wykorzystano, uprzednio opracowany fantomowy model gruczołu piersiowego. W tym przypadku, eksperymenty przeprowadzono przy zadanej wielkości pola magnetycznego od aplikatora, ale przy różnych koncentracjach ferrofluidu w podobszarze rakowym. Następnie dokonano pomiarów temperatury w fantomie, a uzyskane wyniki porównano z wynikami otrzymanymi na drodze numerycznej. W tym przypadku, analiza polegała na skalowaniu strat mocy od nanocząsteczek superparamagnetycznych w taki sposób, aby wartość temperatury odpowiadała tej, jaką otrzymano z pomiarów. W tym celu, wprowadzono współczynnik skalujący θ, zdefiniowany jako stosunek objętości nanocząsteczek do objętości podobszaru rakowego. Następnie, rozważając trzy przypadki, adekwatnie do modelu fantomu (fantom wodny, fantom uwzględniający parametry tkanek i fantom uwzględniający parametry tkanek z perfuzją),

dokonano kalibracji strat mocy, tym samym, uwiarygodniając przyjęte założenia odnoście współczynników w modelu numerycznym.

Opracowana metodologia pomiarów fantomowych połączonych z modelowaniem komputerowym, pokazuje, w jaki sposób wyniki uzyskane na drodze eksperymentalnej, można transponować na modele numeryczne.

W następnym kroku, wyżej wspomniany, skalibrowany model, zastosowano do analizy rozkładu temperatury w naturalistycznym modelu gruczołu piersiowego. W tym przypadku parametry fizyczne tkanek gruczołu zostały uśrednione, co pozwoliło na wyprowadzanie uogólnień, dotyczących rozkładu temperatury w zależności od położenia i objętości guza. I tak: określono minimalną wartość współczynnika skalowania mocy θ, dla którego można uzyskać efekt terapeutyczny tj. temperaturę ok. 44°C, wykonano analizę rozkładu temperatury w modelu w funkcji jego położenia względem cewki, a także określono minimalną objętość guza, dla której możliwe jest uzyskanie temperatury terapeutycznej. Wskazano, że peryferyjne położenie raka względem cewki pozwala na osiągnięcie wyższych temperatur, a także, że podniesienie temperatury guzów o większej średnicy wymaga mniejszej koncentracji nanocząsteczek niż dla guzów małych, zakładając te same warunki ekspozycji (w ten sposób pokazano efekt perfuzji krwi).

Proponowana, w pracy [2], metodologia eksperymentów fantomowych połączona z modelami numerycznymi pozwala na budowę wiarygodnych modeli numerycznych hipertermii magnetycznej ściśle związanych z planowaniem terapii.

Jednym z celów, jakie zrealizowano w pracach [1] [2], był dobór wiarygodnych parametrów i współczynników opracowanych modeli numerycznych. Ma to szczególne znacznie, na przykład, podczas numerycznej analizy pomiarów kalorymetrycznych, gdzie szacowane są współczynniki SLP lub ILP, i gdzie wymagana jest właściwa interpretacja krzywych nagrzewania cieczy magnetycznych. Ponadto, świadome sterowanie polem elektromagnetycznym, w celu uzyskania zamierzonych efektów termicznych, wymaga wiarygodnych metod numerycznego rozwiązywania równań różniczkowych.

Dlatego w pracy [3] podjęto temat metod numerycznego rozwiązywania równania Pennesa. Szczególną uwagę skierowano na nieliniowy model perfuzji krwi dla tkanki rakowej i tłuszczowej, a także, na wpływ, tejże nieliniowości, na metody numeryczne jakie są wykorzystywane w rozwiązywaniu zagadnienia rozkładu temperatury sformułowanego modelem Pennesa. Z punktu widzenia hipertermii, model ten ma szczególne znaczenia, gdyż jego współczynniki w dalszym ciągu poddawane są pod dyskusję. Należy podkreślić, że nieliniowy model perfuzji zaproponowany w pracy [3] został sformułowany w postaci, która gwarantuje jego różniczkowalność, co ma znaczenie, na przykład, przy metodzie Newtona.

Analiza zagadnienia sprowadzona została do sformułowania równania Pennesa jako szczególnej formy równania dyfuzji. Dzięki temu uzyskano formę równania łatwiejszą do analizy. Jako przykładowe, wybrano parametry fizyczne opisujące właściwości tkanki tłuszczowej i rakowej. Analiza problemu, od strony numerycznej, pokazała, że najlepszymi, a zarazem rekomendowanymi metodami, w tym przypadku, są metody całkowania wyższego rzędu jak np. metoda Singly Diagonal Implicit Runge-Kutta (SDIRK). Nie zaleca się natomiast np. metody Eulera, ze względu na jej niestabilność numeryczną w rozważanych zagadnieniach. Ponadto, wskazano, że użycie metod adaptacyjnych, w znacznym stopniu, skraca czas obliczeń w przypadku, gdy osiągnięto stan ustalony.

Jednym z celów, jaki podjęto w pracy [4], obok syntezy nanorurek węglowych domieszkowanych nanoczastkami ferromagnetyka (dr inż. Grzegorz Raniszweski, Politechnika Łódzka), było kalorymetryczne wyznaczenie współczynnika SAR by następnie, jego wartość użyć bezpośrednio w równaniu Pennesa, tym samym, dokonując ilościowej analizy rozkładu temperatury w naturalistycznym modelu człowieka. Jako przykład wybrano raka wątroby. W tym przypadku wyznaczono rozkład temperatury w modelu wątroby, jak i tzw. dozę termalną CEM_{43}, która w kontekście hipertermii magnetycznej, nabiera nowego znaczenia, bowiem będzie ona uwzględniać, zarówno czas ekspozycji na pole elektromagnetyczne, jak i koncertuję nanocząstek magnetycznych w guzie.

W pracy [4], pokazano, że rozkład temperatury w otoczeniu wątroby, jak i w niej, jest niejednorodny przy założeniu, że rozkład źródeł ciepła jest jednostajny. Efekt ten związany jest przede wszystkim z perfuzją tkanek, będących w bezpośrednim położeniu wątroby, jak i z wyminą ciepła przez skórę.

Komputerowa predykcja rozkładu temperatury ma szczególne znacznie w planowaniu terapii, gdyż pozwala na wyznaczenie podobszarów szczególnie narażonych na wysokie temperatury, a które to wynikają z indywidualnych cech anatomicznych potencjalnego pacjenta.

W pracy [9]-część 2, podobnie jak w [1][2] i [4], podjęto temat planowania terapii hipertermii magnetycznej. Jednakże, zagadnienie to zostało zdefiniowane w odmienny sposób. W pracy [1] i [2] punktem wyjścia były pomiary fantomowe, w pracy [4] – pomiary kalorymetryczne nanorurek węglowych, natomiast w pracy [9] opracowano uniwersalny model matematyczny strat histerezowych od nanocząstek magnetycznych, którego poprawność potwierdzono w pracach [7-9]. Punktem wyjścia były, w tym przypadku, wiarygodne pomiary kalorymetryczne tj. wartość mocy wydzielana w próbce ferrofluidu i opracowany model numeryczny systemu kalorymetrycznego.

Na przykładzie naturalistycznego modelu gruczołu piersiowego, warunki ekspozycji z systemu kalorymetycznego (tj. rozkład pola magnetycznego i częstotliwość) transponowano na

naturalistyczny model gruczołu piersiowego. W ten sposób, możliwa była analiza porównawcza „zachowania się" tej samej próbki ferrofluidu w otoczeniu tkanek. W pierwszej kolejności, wykonano numeryczną analizę strat wiroprądowych ze szczególnym uwzględnieniem „hot spots" (aspekt narażeniowy). Następnie, przeprowadzono analizę rozkładu temperatury od strat wiroprądowych przy założeniu liniowej perfuzji krwi. Wykazano, że „hot spots" mogą doprowadzić do dużych gradientów temperatury i niekontrolowanego, lokalnego przegrzania tkanek. Dlatego też, rozmieszenie „hot spots" powinno być brane pod uwagę przy planowaniu terapii, a w szczególności, przy doborze czasu i warunków ekspozycji.

W dalszym ciągu, dokonano analizy rozkładu temperatury od sumy strat wiroporądowych i histerezowych w rozpatrywanym modelu. Obliczenia wykonano dla dwóch skrajnych przypadków interakcji nanocząstki-tkanki tj. gdy nanocząstki mają swobodę ruchu (uwzględniono relaksację Néela i Browna) i gdy nanocząstki są unieruchomione (uwzględniono tylko relaksację Browna). Analizę zagadnienia poprowadzono w taki sposób, że dobrano taką wartość koncentracji nanocząstek w guzie, aby efekt termiczny był taki sam w obu przypadkach. Wykazano także, że aby uzyskać efekt leczniczy w całej objętości guza, szacowany przez współczynnik CEM_{43}, należy w miejsce guza dostarczyć odpowiednio większą objętość cieczy magnetycznej niż objętość samego guza, a wydzielona gęstość mocy powinna być rzędu 121 kW/m^3.

Uwzględniając realistyczne parametry techniczne systemu hipertermii magnetycznej, opracowano i zrealizowano metodologię pozwalającą na wiarygodne, precyzyjne i efektywne planowanie terapii hipertermii magnetycznej. Korelacja wyników eksperymentalnych z wynikami z symulacji komputerowej pozwoliła opisać zagadnienie hipertermii magnetycznej, zarówno od strony jakościowej jak i ilościowej (prace [1-4] [9]).

Numeryczne metody analizy pola magnetycznego w hipertermii magnetycznej

Badania interakcji pola elektromagnetycznego i organizmów żywych są ściśle związane z opracowaniem i realizacją wydajnych metod jego analizy. Złożoność procesów tych interakcji wymaga także analizy rozkładu temperatury przy obecności nanocząstek magnetycznych. Dlatego prace [1-3], które można zaliczyć do badań podstawowych, częściowo poświęcone były numerycznym metodom analizy pola elektromagnetycznego. Przy współudziale dr hab. inż. Bartosza Sawickiego z Politechniki Warszawskiej, do realizacji pracy [1], opierając się na projekcie FeniCS (https://fenicsproject.org/), opracowano oprogramowanie do analizy rozkładu pola magnetycznego od aplikatora, strat wiroprądowych i histerezowych w modelach fantomowych. Natomiast, do pracy [2], gdzie uwzględniono rozkład temperatury opisany równaniem Pennesa, zrealizowano solver temperatury do analiz rozkładu temperatury zarówno w modelach fantomowych jak i w naturalistycznych modelach gruczołu piersiowego.

W tym celu posłużono się, klasycznymi w teorii pola elektromagnetycznego, *potencjałami elektrodynamicznymi*, tj. potencjałem wektorowym pola magnetycznego **A** i skalarnym potencjałem wektorowym pola elektrycznego *u*. Następnie, sformułowania różniczkowe zastąpiono odpowiadającymi im formami wariacyjnymi. Opracowany, oparty na metodzie elementów skończonych, algorytm polegał na:

1. Obliczaniu pola magnetycznego od aplikatora wg zależności:
$$-\nabla^2\mathbf{A} = \mu_0\mathbf{J},$$
gdzie **J** to gęstość prądu cewki [A/m^2].
2. Obliczaniu prądów wirowych wg zależności:
$$\mathbf{J_{eddy}} = -\sigma\nabla u - \sigma\frac{\mathrm{dA}}{\mathrm{dt}}$$
gdzie $\mathbf{J_{eddy}}$ to gęstość prądów wirowych [A/m^2], σ to konduktywność [S/m].
3. Obliczaniu gęstości strat wiroprądowych wg zależności
$$p_{eddy} = \frac{J_{eddy}^2}{\sigma}$$
4. Obliczaniu całkowitych strat mocy wg zależności:
$$p_{tot} = p_{eddy} + Q$$
gdzie Q to straty mocy od nanocząsteczek superparamagnetycznych (jak pokazano w równaniu 4 i pracy [1]). Z kolei w pracy [2], straty od nanocząsteczek (p_{spm}) superparamagnetycznych wyznaczono na podstawie zależności:
$$p_{spm} = \pi\mu_0\chi_0 f\frac{2\pi f\tau}{1+(2\pi f\tau)^2}H^2$$
gdzie μ_0 to przenikalność magnetyczna próżni, χ_0 to susceptancja, f to częstotliwość, τ to efektywny czas relaksacji, H to amplituda natężenia pola magnetycznego. W tym przypadku całkowite straty mocy obliczono wg zależności
$$p_{tot} = p_{eddy} + \theta p_{spm}$$
gdzie θ to współczynnik skalujący, którym skalibrowano model numeryczny z fantomowymi pomiarami laboratoryjnymi.

5. Obliczaniu temperatury w oparciu o równanie Pennesa z warunkiem brzegowym typu Robina, jak pokazano w pracy [2]:
$$\rho c\frac{\partial T}{\partial t} = \nabla\cdot(\kappa\nabla T) - \rho_b c_b\omega(T-T_b) + p_{met} + p_{tot}$$
$$\kappa\frac{\partial T}{\partial \mathrm{n}} = h(T_{ext}-T)$$
gdzie ρ to gęstość, c to ciepło właściwe, T to temperatura, κ to konduktywność cieplna, ρ_b to gęstość krwi, c_b to ciepło właściwe krwi, ω to współczynnik perfuzji krwi, T_b to

temperatura krwi, p_{met} to gęstość mocy metabolizmu, h współczynnik wymiany ciepła z otoczeniem, T_{ext} to temperatura otoczenia.

Podsumowanie

Wymiernym efektem mojej działalności naukowej, zawartej w przedłożonym cyklu 9 prac, było stworzenie solidnych podstaw naukowych do planowania hipertermii magnetycznej. Zarówno, eksperymenty fantomowe, jak i kalorymetryczne, i ich korelacja z komputerowymi modelami predykcji, umożliwiają wykonanie kroku jakościowego w elektrotechnice teoretycznej i przyczyniają się do nowego podejścia do technik projektowania i planowania. Opracowany i zrealizowany nowoczesny warsztat informatyczny umożliwia wydajne symulacje elektromagnetyczne i termiczne w organizmach żywych ze szczególnym uwzględnieniem nanocząstek magnetycznych. Ponadto, opracowane przez autora analizy ilościowe pola elektromagnetycznego pozwalają na świadome sterownie nim dla uzyskania zamierzonych efektów technologicznych lub terapeutycznych.

Opracowany model numeryczny systemu pomiarowego cieczy magnetycznych, pozwala na wiarygodne szacowanie współczynników SLP(SAR) i ILP niezależnie od zastosowanej analitycznej metody aproksymacji krzywej nagrzewania. Ponadto, pozwala on na zrozumienie i systematyczne opisanie tego, co się dzieje w systemie. Przedstawiona metodologia kalorymetrycznego pomiaru cieczy magnetycznych w systemach nieadiabatycznych ma ścisły związek z procesem standaryzacji metod szacowania współczynników SLP(SAR)/ILP. Z drugiej strony, wiarygodne matematyczne modele strat mocy od nanocząsteczek magnetycznych pozwalają na projektowanie lub dobór optymalnych nanocząsteczek magnetycznych w zależności od zadanych parametrów technicznych.

5.Omówienie pozostałych osiągnięć naukowo – badawczych wnioskodawcy, świadczących o istotnej aktywności naukowej habilitanta

5.1 W ramach pozostałych osiągnięć naukowo-badawczych, z wykazu publikacji niewchodzących w skład osiągnięcia (zgodnie z załącznikiem nr 3), wydzielono prace ściśle związane z głównym cyklem. W ogólności, prace te, swoim zakresem, obejmowały: komputerowe modelowanie procesów magnetoterapeutycznych (prace [1-4]), badania właściwości fizycznych nanocząstek magnetycznych (prace [8][9]), projektowanie narzędzi do badań cieczy magnetycznych (praca [6]) jak i zastosowanie hipertermii magnetycznej w badaniach biologicznych *in vivo* (prace [5][7]).

[1] **A. Miaskowski**, B. Sawicki, A. Krawczyk, and S. Yamada, "The application of magnetic fluid hyperthermia to breast cancer treatment," *Przeglad Elektrotechniczny,* vol. 86, pp. 99-101, 2010.

IF = 0,242, PKT = 13
Mój wkład w powstanie tej pracy polegał na:
zdefiniowaniu problemu, opracowaniu założeń, przeprowadzeniu badań eksperymentalnych, opracowaniu i analizie wyników, opracowaniu tekstu i jego struktury.
Indywidualny udział procentowy szacuję na 60%

[2] **A. Miaskowski** and A. Krawczyk, "Magnetic fluid hyperthermia for cancer therapy," Przeglad Elektrotechniczny, vol. 87, pp. 125-127, 2011.
IF = 0,244, PKT = 15
Mój wkład w powstanie tej pracy polegał na:
zdefiniowaniu problemu, opracowaniu założeń, budowie modeli numerycznych i przeprowadzeniu badań symulacyjnych, opracowaniu i analizie wyników, opracowaniu tekstu i jego struktury.
Indywidualny udział procentowy szacuję na 80%

[3] **A. Miaskowski**, A. Wac-Włodarczyk, and G. Olchowik, "Low frequency FDTD algorithm and its application to inductive hyperthermia," *Przeglad Elektrotechniczny,* vol. 88, pp. 122-124, 2012.
IF = 0, PKT = 15
Mój wkład w powstanie tej pracy polegał na:
zdefiniowaniu problemu, opracowaniu założeń, budowie modeli numerycznych i przeprowadzeniu badań symulacyjnych, opracowaniu i analizie wyników, opracowaniu tekstu i jego struktury, przygotowaniu manuskryptu.
Indywidualny udział procentowy szacuję na 70%

[4] B. Sawicki and **A. Miaskowski**, "Numerical model of magnetic fluid hyperthermia," *Przeglad Elektrotechniczny,* vol. 89, pp. 86-88, 2013.
IF = 0, PKT = 10
Mój wkład w powstanie tej pracy polegał na:
przygotowaniu modeli numerycznych, opracowaniu i analizie wyników, opracowaniu tekstu, korekcie tekstu.
Indywidualny udział procentowy szacuję na 40%

[5] B. Chudzik, **A. Miaskowski**, Z. Surowiec, G. Czernel, T. Duluk, A. Marczuk, *et al.*, "Effectiveness of magnetic fluid hyperthermia against Candida albicans cells," *International Journal of Hyperthermia,* vol. 32, pp. 842-857, 2016.
IF = 3,262, PKT = 30
Mój wkład w powstanie tej pracy polegał na:
opracowaniu założeń, przeprowadzeniu badań symulacyjnych i eksperymentów kalorymetrycznych, analizie wyników, opracowaniu tekstu, przygotowaniu manuskryptu.
Indywidualny udział procentowy szacuję na 38%

[6] M. Subramanian, **A. Miaskowski**, G. Pearce, and J. Dobson, "A coil system for real-time magnetic fluid hyperthermia microscopy studies," *International Journal of Hyperthermia,* vol. 32, pp. 112-120, 2016.
IF = 3,262, PKT = 30
Mój wkład w powstanie tej pracy polegał na:
przeprowadzeniu badań symulacyjnych, wyprowadzanie zależności analitycznych, analizie wyników.
Indywidualny udział procentowy szacuję na 40%

[7] M. Subramanian, G. Pearce, O. K. Guldu, V. Tekin, **A. Miaskowski**, O. Aras, *et al.*, "A Pilot Study Into the Use of FDG-mNP as an Alternative Approach in Neuroblastoma Cell Hyperthermia," *IEEE Transactions on Nanobioscience,* vol. 15, pp. 517-525, 2016.
IF = 2,771 PKT = 25
Mój wkład w powstanie tej pracy polegał na:
opracowaniu modli numerycznych, przeprowadzeniu badań symulacyjnych i ich analizie, opracowanie tekstu dotyczącego modelowania komputerowego.
Indywidualny udział procentowy szacuję na 20%

[8] K. Durak, M. Wiertel, Z. Surowiec, and A. **Miaskowski**, "Positron annihilation in magnetite nanopowders prepared by co-precipitation method," *Acta Physica Polonica A,* vol. 132, pp. 1593-1597, 2017.
IF = 0,469, PKT = 15
Mój wkład w powstanie tej pracy polegał na:
przeprowadzeniu badań kalorymetrycznych, ich analizie i opracowaniu, korekcie tekstu.
Indywidualny udział procentowy szacuję na 20%

[9] Z. Surowiec, **A. Miaskowski**, and M. Budzyński, "Investigation of magnetite Fe_3O_4 nanoparticles for magnetic hyperthermia," *Nukleonika,* vol. 62, pp. 183-186, 2017.
IF = 0,76, PKT = 15
Mój wkład w powstanie tej pracy polegał na:
przeprowadzeniu badań kalorymetrycznych, ich analizie i opracowaniu, opracowaniu struktury i korekcie tekstu.
Indywidualny udział procentowy szacuję na 40%

5.2 Międzynarodowe i krajowe nagrody za działalność naukową

- Nagroda zespołowa II stopnia za osiągnięcia naukowe w latach 2007-2009, Uniwersytet Przyrodniczy w Lublinie
- Nagroda II stopnia za osiągnięcia naukowe w roku 2010, Uniwersytet Przyrodniczy w Lublinie
- Nagroda zespołowa I stopnia za osiągnięcia naukowe w latach 2011-2012 za udział w pracach zespołu z Wydziału Elektrycznego Politechniki Warszawskiej
- Nagroda indywidualna II stopnia za osiągnięcia naukowe w roku 2012, Uniwersytet Przyrodniczy w Lublinie
- Nagroda zespołowa III stopnia za osiągnięcia naukowe w latach 2013-2014 za udział w pracach zespołu z Wydziału Elektrycznego Politechniki Warszawskiej

- Nagroda indywidualna III stopnia za osiągnięcia naukowe w roku 2016, Uniwersytet Przyrodniczy w Lublinie

5.3 Recenzowanie publikacji w czasopismach międzynarodowych i krajowych

- COMPEL - the International Journal for Computation and Mathematics in Electrical and Electronic Engineering
- International Journal of Thermal Sciences
- Progress in Electromagnetics Research
- Computers in Biology and Medicine

5.4 Osiągnięcia dydaktyczne i w zakresie popularyzacji nauki

a) Wykłady popularyzatorskie

- „Numeryczne modelowanie hipertermii magnetycznej" dla Katedry i Zakładu Biofizyki na Uniwersytecie Medycznym w Lublinie
- „Metody numeryczne w analizie pola elektromagnetycznego" dla Zakładu Biologii Komórki na Uniwersytecie Marii Curie-Skłodowskiej w Lublinie
- „Hipertermia magnetyczna i pomiary kalorymetryczne" dla Zakładu Biologii Komórki na Uniwersytecie Marii Curie-Skłodowskiej w Lublinie
- Cykliczne wykłady monograficzne pt. „Bioelektromagnetyzm", dla studentów Inżynierii Biomedycznej, Politechnika Lubelska

b) Prowadzone przedmioty - Uniwersytet Przyrodniczy w Lublinie

- Technologia informacyjna i programowanie
- Technologia informacyjna
- Informatyka i komputerowe wspomaganie prac inżynierskich
- Programowanie w Visual Basic
- Biostatystyka
- Programowanie obiektowe
- Programowanie i programy użytkowe
- Sieci komputerowe i aplikacje sieciowe
- Tworzenie stron www
- Systemy informatyczne
- Programowanie obiektowe w aplikacjach sieciowych
- Informatyka i programowanie
- Programowanie w języku CPP

5.5 Opieka naukowa nad studentami

- Opieka nad Studenckim Kołem Naukowym Informatyków, Uniwersytet Przyrodniczy w Lublinie.
- Promotor ośmiu prac inżynierskich – Uniwersytet Przyrodniczy w Lublinie
- Promotor czterech prac magisterskich – Uniwersytet Przyrodniczy w Lublinie

5.6 Staże w zagranicznych i krajowych ośrodkach naukowych lub akademickich

- Kanazawa University, Division of Biomedical Measurement and Application, Institute of Nature and Environmental Technology, Japonia, 2009-2010.

5.7 Współpraca krajowa i międzynarodowa

- Department of Computing and Department of Bioengineering, Imperial Collage of London, the UK
- J. Crayton Pruitt Family Department of Biomedical Engineering and Department of Material Science and Engineering, University of Florida, the USA
- Keele University, the UK
- Kanazawa University, Division of Biomedical Measurement and Application, Institute of Nature and Environmental Technology, Japan
- Katedra Biologii Komórki, Uniwersytet Marii Curie-Skłodowskiej w Lublinie
- Katedra i Zakład Biofizyki, Uniwersytet Medyczny w Lublinie
- Instytut Elektrotechniki Teoretycznej i Systemów Informacyjno-Pomiarowych, Wydział Elektryczny, Politechnika Warszawska
- Zakład Metod Jądrowych, Wydział Matematyki, Fizyki i Informatyki, Instytut Fizyki, Uniwersytet Marii Curie-Skłodowskiej w Lublinie
- Katedra Elektrotechniki, Politechnika Częstochowska
- Katedra Elektrotechniki i Elektroenergetyki, Wydział Elektrotechniki, Automatyki i Inżynierii Biomedycznej, Akademia Górniczo-Hutnicza w Krakowie
- Instytut Mechatroniki i Systemów Informatycznych, Politechnika Łódzka

.....

Podpis wnioskodawcy