



Paweł Bieńkowski¹
Joanna Wyszowska²

TECHNICZNE ASPEKTY EKSPOZYCJI NA POLE MAGNETYCZNE EKSTREMALNIE NISKICH CZĘSTOTLIWOŚCI (ELF) W BADANIACH BIOMEDYCZNYCH

TECHNICAL ASPECTS OF EXPOSURE TO MAGNETIC FIELDS
OF EXTREMELY LOW FREQUENCIES (ELF) IN BIOMEDICAL RESEARCH

¹ Politechnika Wroclawska / Wrocław University of Technology, Wrocław, Poland
Katedra Telekomunikacji i Teleinformatyki, Pracownia Ochrony Środowiska Elektromagnetycznego / Chair of Telecommunication
and Teleinformatics, EM Environment Protection Lab

² Uniwersytet Mikołaja Kopernika / Nicolaus Copernicus University, Toruń, Poland
Wydział Biologii i Ochrony Środowiska, Zakład Biofizyki / Faculty of Biology and Environmental Protection, Department of Biophysics

STRESZCZENIE

Wstęp: Badania nad oddziaływaniem pola elektromagnetycznego na organizmy żywe są istotnym elementem badań biofizycznych. Są to badania interdyscyplinarne, łączące nierozzerwalnie biologię i medycynę z techniką wytwarzania i pomiaru pól elektromagnetycznych. Celem pracy jest analiza układów ekspozycyjnych pola magnetycznego ekstremalnie niskich częstotliwości w badaniach biomedycznych oraz metod pomiarów parametrów pola. **Materiał i metody:** Badaniom poddano 2 najpopularniejsze układy ekspozycyjne pola magnetycznego niskiej częstotliwości – solenoid i cewki Helmholtza. Przeprowadzono analizy teoretyczne i weryfikację pomiarową rozkładu pola w układach w celu oceny jednorodności pola. Zbadano również czynniki dodatkowe wpływające na ocenę biologicznych efektów ekspozycji – drgania i zmiany temperatury. **Wyniki:** Na podstawie przeprowadzonych badań przedstawiono analizę porównawczą solenoidów i cewek Helmholtza jako układów ekspozycyjnych pola magnetycznego oraz sformułowano wnioski dotyczące opisu warunków ekspozycji na pole magnetyczne. **Wnioski:** Autorzy podkreślają znaczenie świadomego doboru warunków ekspozycji i ich jednoznacznego opisu. Jest to podstawą odtworzenia warunków doświadczalnych oraz weryfikacji uzyskanych wyników. Med. Pr. 2015;66(2):185–197

Słowa kluczowe: pole elektromagnetyczne, układ ekspozycyjny, metrologia pola elektromagnetycznego, solenoid, cewki Helmholtza, bioelektromagnetyzm

ABSTRACT

Background: Experiments on the electromagnetic field influence on organisms are an important part of biophysical studies. It is an interdisciplinary research spanning biology and medicine with the engineering in generation and measurement of electromagnetic fields. The aim of the study consists in the analysis of parameters estimations and measurements of extremely low frequency magnetic field (ELF MF) as well as exposure systems parameters in biomedical research. **Material and Methods:** Experiments were performed on 2 most popular low magnetic field exposure systems: the solenoid and Helmholtz coils. A theoretical analysis and a measurement verification of the magnetic field distribution inside the systems were carried out to evaluate the homogeneity of the magnetic field. Additional factors, vibrations and temperature changes, affecting the assessment of the biological effects of magnetic field exposure were also examined. **Results:** Based on the study results, a comparative analysis of solenoids and Helmholtz coils as the magnetic field exposure systems was presented. Proposals for the description of magnetic field exposure were also formulated. **Conclusions:** The authors emphasize the importance of a conscious choice of exposure conditions and their explicit description. These are fundamental requirements for both the reproduction of experimental conditions and the verification of results. Med Pr 2015;66(2):185–197

Key words: electromagnetic field, exposure system, electromagnetic field metrology, solenoid, Helmholtz coils, bioelectromagnetism

Autor do korespondencji / Corresponding author: Paweł Bieńkowski, Politechnika Wroclawska, Katedra Telekomunikacji i Teleinformatyki, Pracownia Ochrony Środowiska Elektromagnetycznego, ul. Wybrzeże Wyspiańskiego 27, 50-370 Wrocław, e-mail: pawel.bienkowski@pwr.edu.pl
Nadesłano: 20 listopada 2014, zatwierdzono: 20 marca 2015

WSTĘP

W ciągu ostatnich kilkudziesięciu lat gwałtownie wzrosło zainteresowanie wpływem pola elektromagnetycznego (PEM) na organizmy i urządzenia techniczne. Z jednej strony wynika to z uznania PEM za czynnik nieożywiający zarówno w stosunku do materii żywej, jak i nieożywiającej, a z lawinowego wzrostu liczby źródeł PEM z drugiej. Laboratoryjne badania oddziaływania PEM na organizmy są dopełnieniem badań epidemiologicznych grup eksponowanych na PEM czy to w środowisku (np. mieszkańcy okolicy linii wysokiego napięcia), czy na stanowiskach pracy (np. obsługa przemysłowych źródeł PEM bądź personel stacji radiolokacyjnych lub centrów nadawczych).

Warto zauważyć, że w tego rodzaju badaniach nauki przyrodnicze (biologia, medycyna) splatają się nierozdzielnie z techniką (metrologia pola elektromagnetycznego). Przegląd literatury związanej z badaniami biomedycznymi pozwala stwierdzić, że zbyt często aspekty techniczne ekspozycji na PEM są przedstawiane w sposób uniemożliwiający odtworzenie warunków badań, a nawet określenie rzeczywistej ekspozycji, przez co wyniki takich badań nie mogą być uznane za miarodajne. Na problem ten zwracano uwagę także w raportach Scientific Committee on Emerging and Newly Identified Health Risks (SCHENIR) [1].

Celem niniejszej pracy jest usystematyzowanie zagadnień technicznych związanych z ekspozycją na składową magnetyczną PEM ekstremalnie niskich częstotliwości (extremely low frequency – ELF). Zakres częstotliwości oznaczany jako ELF nie jest jednoznacznie zdefiniowany i w literaturze spotyka się różne granice pasma z przedziału 1 Hz – 1 kHz. W każdym przypadku do tego zakresu zalicza się częstotliwości sieci zasilających: 16,7 Hz, 50/60 Hz i czasami 400 Hz, a także częstotliwości stosowane w magnetoterapii. Mimo że PEM zawsze ma obie składowe – magnetyczną i elektryczną – to w paśmie ELF zwykle składowe te rozpatruje się niezależnie i często mówi o polu magnetycznym (PM) lub polu elektrycznym (PE), pomijając w domyśle drugą składową. Należy jednak pamiętać, że druga składowa występuje zawsze, więc trzeba przeanalizować jej istotność w prowadzonych badaniach bądź zminimalizować jej wpływ (np. stosując na cewkach ekrany elektrostatyczne).

Badania oddziaływania pola magnetycznego z zakresu ELF są powszechnie realizowane i szeroko opisywane w literaturze. W przedstawianych doświadczeniach można zauważyć pewną unifikację układów eks-

pozycyjnych. Zwykle są to odcinki solenoidu lub cewki Helmholtza, dlatego w niniejszej pracy analizie zostały poddane właśnie takie układy, które – poza badaniami bioelektromagnetycznymi – są stosowane także m.in. w badaniach kompatybilności elektromagnetycznej oraz jako źródła pola wzorcowego w laboratoriach wzorcujących.

Na podstawie pomiarów rozkładu PM można określić dopuszczalną wielkość badanych obiektów (obszaru ekspozycji) dla założonej maksymalnej niejednorodności pola. Przy wyznaczaniu niejednorodności pola należy uwzględnić, poza wielkością obszaru roboczego, charakter obiektów doświadczalnych i sposób ich umieszczenia (czy mają swobodę ruchu, w jakim obszarze przestrzeni mogą się poruszać – np. owady są w stanie przemieszczać się w całej przestrzeni obszaru roboczego w przeciwieństwie do gryzoni, które raczej poruszają się po dnie komory doświadczalnej).

Jeżeli dysponuje się możliwością pomiaru natężenia pola w całej przestrzeni roboczej, miarą niejednorodności może być odchylenie standardowe od wartości średniej. Można również wyznaczyć niejednorodność ze stosunku wartości maksymalnego i minimalnego natężenia pola w obszarze roboczym.

W niniejszej pracy wszystkie wyniki przedstawiono jako unormowane względem wymiarów geometrycznych cewek oraz wartości indukcji w środku geometrycznym układu. Tym samym uzyskane zależności mają charakter uniwersalny i mogą być przeskalowane do układów o różnych wymiarach geometrycznych, jeżeli tylko zostały spełnione podstawowe założenia opisane przy układach poddanych analizie w niniejszej pracy.

Parametry pola magnetycznego istotne dla oceny ekspozycji

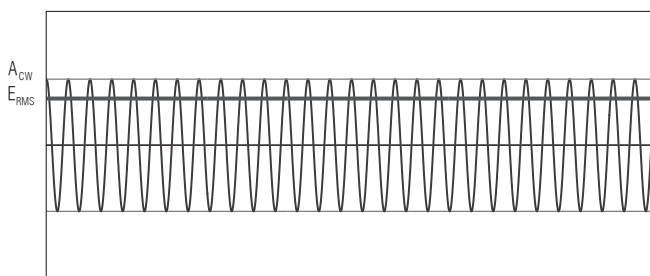
Pole magnetyczne charakteryzuje wiele parametrów opisujących przebiegi zmienne w czasie. Sygnał okresowy można opisać np. poprzez jego amplitudę, wartość międzyszczytową, skuteczną czy średnią [2,3]. Poszczególne parametry są ze sobą powiązane. Podstawowe zależności dla typowych sygnałów zebrano w tabeli 1., a przebiegi czasowe przedstawiono na rycinach 1–3. z zaznaczeniem charakterystycznych parametrów – amplitudy, wartości międzyszczytowej i wartości skutecznej.

Podstawowy wniosek z analizy tabeli 1. to konieczność jednoznacznego opisu parametrów pola magnetycznego. Należy zauważyć, że często spotykany opis typu „pole magnetyczne o indukcji 1 mT” może dotyczyć zarówno amplitudy, wartości międzyszczytowej, jak i wartości skutecznej. Jest to szczególnie istotne, kiedy

Tabela 1. Parametry opisujące sygnały okresowe
Table 1. Parameters of periodical signals

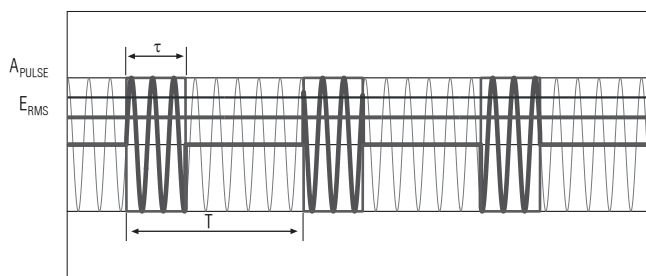
| Przebieg Signal | X(t) | Wartość międzyszczytowa Peak-peak value | Wartość skuteczna Root mean square |
|--|-------------------------------------|---|---|
| Niemodulowany przebieg harmoniczny / Continuous harmonic signal | $A \cos \Omega t$ | 2A | $\frac{A}{\sqrt{2}}$ |
| Modulacja amplitudy (AM) przebiegiem harmonicznym / Amplitude modulation (AM) by harmonic signal | $A(1+m \cos \omega t)\cos \Omega t$ | 2A(1+m) | $\frac{A}{\sqrt{2}} \sqrt{1 + \frac{m^2}{2}}$ |
| Sygnał impulsowy (paczki impulsów przebiegu harmonicznego) / Pulse signal (trains of harmonic signal pulses) | $AF(t) \cos \Omega t$ | 2A | $\frac{A}{\sqrt{2}} \sqrt{\frac{\tau}{T}}$ |

X(t) – sygnał okresowy w dziedzinie czasu / periodical signal in time domain, A – amplituda sygnału / signal amplitude, $f = \frac{\Omega}{2\pi}$ – częstotliwość / frequency, Ω – pulsacja / angular frequency, m – współczynnik głębokości modulacji / modulation index $0 < m < 1$, ω – pulsacja sygnału modulującego / modulation signal angular frequency, F(t) – przebieg prostokątny o czasie trwania impulsu τ i okresie repetycji impulsów T / square signal with pulse τ and pulse repetition time T.



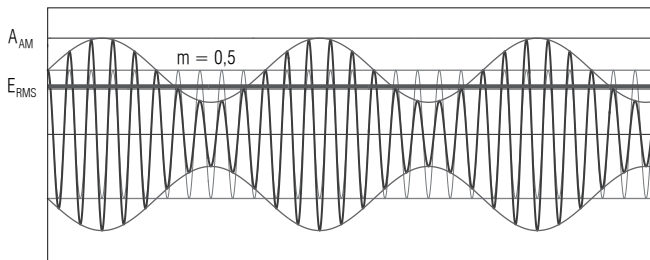
A_{CW} – amplituda niemodulowanego sygnału harmonicznego / amplitude of unmodulated harmonic signal, E_{RMS} – wartość skuteczna sygnału / root mean square value.

Ryc. 1. Niemodulowany sygnał harmoniczny – przebieg w dziedzinie czasu
Fig. 1. Continuous harmonic signal (CW) in time domain



A_{PULSE} – amplituda sygnału z modulacją impulsową / amplitude of pulse modulated signal, E_{RMS} – wartość skuteczna sygnału / root mean square value, τ – czas trwania impulsu / pulses time, T – okres / period.

Ryc. 3. Sygnał impulsowy – paczki impulsów przebiegu harmonicznego (szczególny przypadek m = 100% modulacji amplitudy przebiegiem prostokątnym)
Fig. 3. Pulse signal – trains of CW pulses (special case of m = 100% amplitude modulation by square modulation signal)



A_{AM} – amplituda sygnału z modulacją impulsową / amplitude of pulse modulated signal, E_{RMS} – wartość skuteczna sygnału / root mean square value, m – współczynnik głębokości modulacji / modulation index.

Ryc. 2. Sygnał z modulacją amplitudy (AM)
Fig. 2. Amplitude modulated (AM) signal

nie określa się jednoznacznie, jaki parametr jest opisywany. Co prawda przyjmuje się, że jeżeli parametr nie został doprecyzowany, to opis dotyczy wartości skutecznej, ale niestety nie wszyscy stosują tę konwencję (np. niektórzy producenci urządzeń do magnetoterapii). Można zalecić albo ujednoczenie opisu, albo jednoznaczne podawanie parametru, którego opis dotyczy (np. pole o amplitudzie 1 mT, pole o wartości międzyszczytowej 1 mT_{p-p} (p-p – oznaczenie wartości międzyszczytowej peak-peak) czy pole o wartości skutecznej 1 mT_{RMS} (root mean square – RMS). Przy polach modulowanych niezbędne jest podawanie również parametrów modulacji.

W analizie oddziaływania pola magnetycznego czy elektromagnetycznego na organizmy poszczególnym parametrom można przypisać różny charakter oddziaływań. Amplituda lub wartość międzyszczytowa to parametr przydatny w analizie pobudzenia układu nerwowego bądź zaburzeń przewodzenia impulsów elektrycznych, skurczów mięśni itp. Wartości skuteczna i średnia dobrze opisują energię niesioną przez sygnał i należą do podstawowych parametrów branych pod uwagę przy ocenie oddziaływań energetycznych. Definitywną formułą wartości skutecznej przebiegu okresowego opisuje poniższy wzór:

$$x_{\text{rms}} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T x^2(t) dt} \quad (1)$$

gdzie:

x_{rms} – wartość skuteczna przebiegu okresowego,

$x(t)$ – wartość chwilowa przebiegu okresowego,

T – okres.

Wielkości fizyczne wykorzystywane do opisu pola magnetycznego

Pole magnetyczne można opisać, podając wartość indukcji magnetycznej B , której jednostką jest tesla (T), lub natężenia pola magnetycznego H , wyrażanego w amperach na metr (A/m). W środowisku „niemagnetycznym” (względna przenikalność magnetyczna $\mu_r = 1$) wektory indukcji magnetycznej i natężenia pola magnetycznego są względem siebie równoległe, a ich wartości powiązane przez przenikalność magnetyczną próżni $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7}$ H/m następującą zależnością:

$$B = \mu_0 H \quad (2)$$

W literaturze spotyka się również jednostki spoza układu SI, głównie gaussy (Gs). Zależności między jednostkami są następujące:

$$1 \text{ Gs} = 0,1 \text{ mT} \approx 800 \text{ A/m} \quad (3)$$

Wytwarzanie pola magnetycznego

Źródłem zmiennego pola magnetycznego jest przepływ prądu. Pole magnetyczne jest wynikiem ruchu ładunków elektrycznych i powstaje wokół przewodów z prądem, co można opisać za pomocą prawa Biota-Savarta lub prawa Ampera. Dla nieskończonego długiego przewodu prostoliniowego mamy:

$$B = \frac{\mu_0 I}{2\pi r} \quad (4)$$

gdzie:

B – indukcja magnetyczna [T],

I – natężenie prądu w przewodniku [A],

r – odległość punktu pomiarowego od przewodu [m].

Linie sił pola magnetycznego są prostopadłe do przewodu. Rozkład PM w otoczeniu przewodu z prądem jest bardzo niejednorodny. Dla uzyskania bardziej jednorodnego rozkładu zamiast prostego przewodu stosuje się pętlę z prądem lub jej wielokrotność – cewki, szczególnie solenoidy lub układy cewek, np. cewki Helmholtza [4,5].

Najprostszym układem ekspozycyjnym pola magnetycznego jest pojedyncza pętla z prądem – cewka, dla której indukcję magnetyczną w osi prostopadłej do jej powierzchni można wyznaczyć na podstawie poniższej zależności:

$$B_{\text{cewka}} = \frac{\mu_0 I n r^2}{2(r^2 + x^2)^{\frac{3}{2}}} \quad (5)$$

gdzie:

I – natężenie prądu w cewce [A],

n – liczba zwojów cewki,

r – promień cewki [m],

x – odległość od środka cewki [m].

Bardziej równomierny rozkład pola w większym obszarze można wytworzyć wewnątrz powietrznego solenoidu, dla którego poprawna jest poniższa zależność:

$$B_{\text{solenoid}} = \frac{\mu_0 I n}{\sqrt{l^2 + 4r^2}} \quad (6)$$

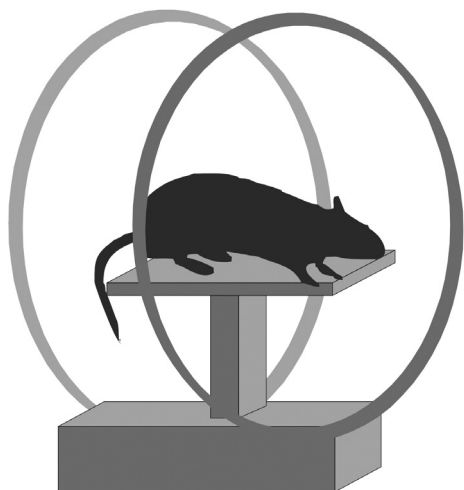
gdzie:

l – długość solenoidu [m],

B – wektor indukcji magnetycznej równoległy do osi solenoidu.

Najbardziej równomierny rozkład pola uzyskuje się w cewkach Helmholtza (ryc. 4) [6,7].

Idealne cewki Helmholtza tworzą 2 identyczne cewki z jednakowym kierunkiem płynącego w nich prądu, umieszczone osiowo względem siebie w odległości odpowiadającej promieniowi cewki. Efekt równomiernego rozkładu pola wewnątrz cewek uzyskuje się dzięki sumowaniu składowych pola równoległych do osi cewek



Ryc. 4. Cewki Helmholtza jako przykład układu ekspozycyjnego pola magnetycznego

Fig. 4. Helmholtz coils as an example of magnetic field exposure system

i odejmowaniu składowych prostopadłych do tej osi. Indukcję pola w osi cewek w funkcji odległości z od środka geometrycznego opisuje poniższy wzór:

$$B_z = \frac{\mu_0 I n}{2r} \left[\frac{1}{\left[\left(\frac{z}{r} \right)^2 + \frac{z}{r} + \frac{5}{4} \right]^{\frac{3}{2}}} + \frac{1}{\left[\left(\frac{z}{r} \right)^2 - \frac{z}{r} + \frac{5}{4} \right]^{\frac{3}{2}}} \right] \text{ [T]} \quad (7)$$

gdzie:

- I – natężenie prądu w cewkach [A],
- z – odległość od środka w osi cewek [m],
- n – liczba zwojów w każdej cewce,
- r – promień cewki [m].

W przypadku szczególnym, dla $z = 0$ (środek geometryczny układu cewek), indukcja jest równa $B_0 = 0,715\mu_0 nI/r$ [T]. Wektor indukcji wewnątrz cewek jest skierowany prostopadle do płaszczyzny cewek i równoległy do łączącej je osi.

Przedstawione powyżej zależności dotyczą układów idealnych, tzn. cewek o uzwojeniach nieskończenie

cienkich (lub przybliżenia przypadku idealnego – grubość uzwojeń D dużo mniejsza od promienia cewek r). Dla układów rzeczywistych można wyprowadzić bardziej szczegółowe zależności, ale wykracza to poza zakres niniejszego opracowania.

W badaniach bioelektromagnetycznych jako układy ekspozycyjne stosunkowo często wykorzystuje się również komercyjne zestawy służące do magnetoterapii. Wykorzystując takie rozwiązanie, zawsze należy jednoznacznie określić parametry generowanego w układzie pola magnetycznego – tzn. czy wartość podawana przez producenta odpowiada wartości skutecznej, czy amplitudzie lub wartości międzyszczytowej generowanego pola oraz jaka jest dokładność i stabilność generowanego pola.

Jako przykład w tabeli 2. przedstawiono wyniki pomiarów wartości skutecznej indukcji magnetycznej urządzenia do magnetoterapii Magnetronik MF-20 (prod. Elektronika i Elektromedycyna sp. j., Otwock) przy różnych poziomach nastaw dla pola sinusoidalnego o częstotliwości 50 Hz. Pomiar wykonano miernikiem z sondą izotropową w środku geometrycznym aplikatorów o średnicy 20 cm i 60 cm, a niepewność pomiaru wynosiła 5%.

Jak wynika z analizy tabeli, wartość ustawiona na wyświetlaczu urządzenia odpowiada w przybliżeniu wartości międzyszczytowej indukcji pola magnetycznego. Aby uniknąć pomyłek w ocenie ekspozycji, zaleca się każdorazowe sprawdzenie parametrów generowanego pola i monitorowanie ich w trakcie ekspozycji.

Pomiar indukcji magnetycznej

Do pomiaru indukcji magnetycznej (lub natężenia pola magnetycznego) w rozpatrywanym zakresie częstotliwości stosuje się różne czujniki, wśród których najpopularniejsze są układy z czujnikami Halla lub antenami ramowymi (cewkami). Mierniki hallotronowe, oprócz pomiaru pola zmiennego, umożliwiają również pomiar pola magnetostatycznego. Zwykle zakresy pomiarowe mierników hallotronowych rozciągają się od ok. 0,1 mT do 2 T, a mierników z cewkami – nawet od 0,01 μ T do ok. 10–20 mT. Pojedynczy czujnik hallotronowy oraz cewka mają kierunkową charakterystykę pomiaru (wskaźanie miernika $W = B \cos(\alpha)$, gdzie α jest kątem między normalną do powierzchni hallotronu lub cewki a wektorem indukcji magnetycznej). Dla prawidłowego pomiaru takim czujnikiem zawsze należy wyszukać wskazanie maksymalne, obracając czujnik w punkcie pomiarowym.

Czujniki hallotronowe są dostępne w wersji poprzecznej (pomiar wektora pola prostopadłego do uchwytu sondy) lub osiowej (pomiar wektora pola równoległego

Tabela 2. Pomiar indukcji magnetycznej wewnątrz aplikatorów Magnetronik MF-20
Table 2. Magnetic flux density measured inside Magnetronik MF-20 applicators

| Aplikator (średnica) Applicator (diameter) | Nastawa na wyświetlaczu MF-20 Indicated flux density at MF-20 display [mT] | Zmierzona wartość skuteczna Measured root mean square value [mT] | Wyznaczona amplituda Estimated amplitude [mT] | Wyznaczona wartość międzyszczytowa Estimated peak-peak value [mT] |
|---|--|--|---|--|
| 20 cm | 20 | 6,500 | 9,19 | 18,38 |
| | 15 | 5,000 | 7,07 | 14,14 |
| | 10 | 3,350 | 4,74 | 9,47 |
| | 5 | 1,730 | 2,45 | 4,89 |
| | 2 | 0,705 | 1,00 | 1,99 |
| 60 cm | 5 | 1,580 | 2,23 | 4,47 |
| | 3 | 0,972 | 1,37 | 2,75 |
| | 1 | 0,335 | 0,47 | 0,95 |

do uchwytu sondy). W miernikach z czujnikiem cewkowym płaszczyzna pomiaru jest zwykle zaznaczona na obudowie miernika lub sondy pomiarowej. Można również wyznaczyć wypadkową indukcję w przestrzeni, wykonując 3 pomiary w 3 ortogonalnych położeniach czujnika. Wypadkowa indukcja wynosi:

$$B = \sqrt{B_X^2 + B_Y^2 + B_Z^2} \quad (8)$$

gdzie:

B – wypadkowa indukcja magnetyczna,

B_X – indukcja w osi X,

B_Y – indukcja w osi Y,

B_Z – indukcja w osi Z.

Operację tę automatycznie wykonują mierniki trójosiowe (tzw. izotropowe), w których wykorzystano 3 czujniki umieszczone ortogonalnie. Przy doborze miernika należy zwracać uwagę na jego parametry metrologiczne, zwłaszcza charakterystykę częstotliwościową (zmienność wskazania w funkcji częstotliwości przy stałej indukcji) oraz mierzony parametr PM – wartość skuteczną (RMS), wartość szczytowa (amplituda). Jeżeli wskazania miernika odpowiadają wartości skutecznej PM, należy sprawdzić, jak ta wartość jest wyznaczana.

Najprostsze mierniki cewkowe z detektorem diodowym przybliżają wartość skuteczną na podstawie wzorcowania dla pola sinusoidalnego – niemodulowanego przebiegu harmonicznego. W tym przypadku, jeżeli miernik jest wykorzystywany do pomiarów pól nie-

sinusoidalnych lub modulowanych, wynik pomiaru może być obarczony błędem nawet do 50% [8]. Jeżeli zastosowano modulację impulsową, taki miernik jest praktycznie nieprzydatny.

Analogiczna sytuacja występuje dla mierników hallotronowych – w tym przypadku stosunkowo często przy pomiarze pola zmiennego miernik wskazuje wartość amplitudy pola, a nie wartość skuteczną. Należy się również liczyć z nieliniowością miernika dla niskich natężeń pola zmiennego. W tabeli 3. przedstawiono wyniki wzorcowania jednego z dostępnych na rynku mierników z poprzeczną sondą hallotronową. Rozszerzona niepewność wzorcowania wynosiła 5%.

Powyższego problemu nie ma, jeżeli miernik posiada detektor prawdziwej wartości skutecznej – tzw. True RMS. Wtedy wartość jest wyznaczana na podstawie definicji (wzór 1) i jest prawdziwa dla szerokiego zakresu modulacji. W każdym przypadku miernik powinien być poddany kontroli metrologicznej, np. wzorcowaniu w akredytowanym laboratorium wzorcującym. Niepewność pomiaru indukcji magnetycznej należy wyznaczyć każdorazowo przy realizacji pomiarów. Na podstawie doświadczeń autorów można jednak oszacować, że przy prawidłowo zaplanowanych i wykonanych pomiarach PM niepewność rozszerzona ($k = 2$), uwzględniająca niepewność wzorcowania miernika oraz inne czynniki (niedokładność pozycjonowania czujnika, uśrednianie pola przez czujnik o niezerowych wymiarach geometrycznych itp.), nie powinna przekraczać 10%.

Tabela 3. Wzorcowanie hallotronowego miernika indukcji magnetycznej
Table 3. The hall-effect magnetic flux density meter calibration

| Pole wzorcowe Applied field [Gs] | Wskazanie miernika Indicated field [Gs] | |
|--|---|-----------------------------------|
| | zakres DC DC field | zakres AC 50 Hz AC 50 Hz field |
| 1,00 | 0,87 | 0,45 |
| 2,00 | 1,95 | 0,98 |
| 5,00 | 4,99 | 3,24 |
| 10,00 | 9,79 | 7,78 |
| 20,00 | 19,77 | 17,70 |
| 50,00 | 49,74 | 50,00 |
| 80,00 | 80,11 | 82,58 |
| 100,00 | 100,20 | 104,71 |
| 200,00 | 201,21 | 216,22 |

DC – stałe pole magnetyczne / magnetostatic field, AC – zmienne pole magnetyczne / alternating magnetic field.

Drugą metodą wyznaczania indukcji magnetycznej jest pomiar prądu zasilającego układ ekspozycyjny i wyliczenie wartości indukcji na podstawie parametrów i geometrii układu oraz formuł opisujących określony układ (np. wzory 4–8). Takie rozwiązanie jest powszechnie stosowane przy wzorcowaniu mierników pola magnetycznego i nosi nazwę metody „wzorcowej anteny nadawczej” [5]. Przy jej stosowaniu należy zwrócić uwagę na prawidłowy pomiar prądu zasilającego układ i przestrzec przed często stosowanym pomiarem napięcia zasilającego zamiast prądu płynącego w cewkach. Przy nagrzewaniu się cewek może ulec zmianie rezystancja, a tym samym przy stałym napięciu zasilającym zmieni się prąd w obwodzie i wartość indukcji. W układach, które znacznie się nagrzewają, zmiany te mogą przekraczać nawet 10%. Analizy takie muszą być prowadzone indywidualnie dla każdego układu.

MATERIAŁ I METODY

Analizom i pomiarom poddano 2 typowe układy ekspozycyjne: odcinek solenoidu (aplikator do magnetoterapii) i cewkę Helmholtza. Określono jednorodność pola w obszarze ekspozycyjnym oraz przeprowadzono analizę czynników ograniczających zastosowanie układów w badaniach biomedycznych. Rozkłady teoretyczne wyznaczano analitycznie na podstawie zależności prawdziwych dla układów idealnych. Wyniki pomia-

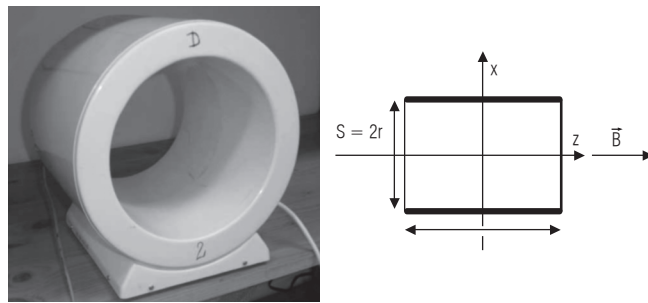
rów odpowiadają pomiarowi czujnikiem izotropowym o wymiarach geometrycznych pomijalnie małych w stosunku do wymiarów cewek. Niepewność rozszerzona pomiarów mieściła się w zakresie 4–7%. Ze względu na czytelność wykresów przy wynikach pomiarów nie zaznaczono obszarów niepewności (słupków błędów).

WYNIKI

Rozkład pola magnetycznego w solenoidzie i cewce Helmholtza

Do określenia rozkładu pola magnetycznego jako solenoid wykorzystano aplikator o średnicy 200 mm, typu AS-200 (Elektronika i Elektromedycyna Sp. j., Otwock), stosowany w magnetoterapii. Uzwojenie cewki składające się z 282 zwojów jest nawinięte 3 przewodami miedzianymi o średnicy $\phi_{Cu} = 1,45$ mm, ułożonymi w 8 warstwach i połączonymi równoległe dla zmniejszenia oporu i indukcyjności cewki. Karkas cewki jest wykonany z materiału elektrycznie i magnetycznie nieprzewodzącego. Na zewnątrz obudowa jest osłonięta w 80% blachą aluminiową (fot. 1).

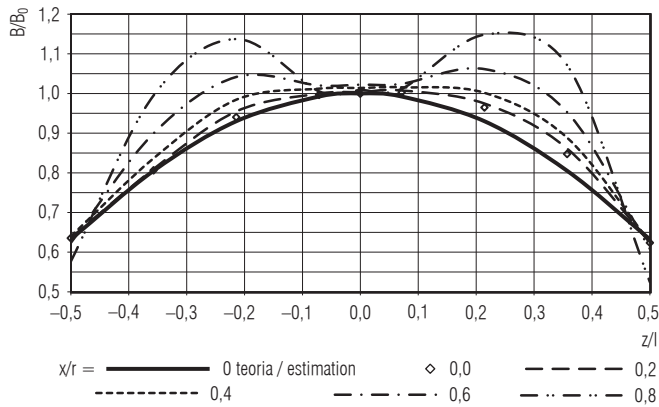
Wyniki analiz rozkładu pola wzdłuż 2 głównych osi cewki oraz weryfikację pomiarową przedstawiono na rycinach 5. i 6.



S – średnica solenoidu / diameter of solenoid, B – wektor indukcji magnetycznej / magnetic flux density vector, l – długość solenoidu / solenoid length.

Fot. 1. Aplikator o średnicy 200 mm typu AS-200 i układ współrzędnych
Photo 1. The 200 mm diameter magnetotherapy applicator AS-200 and coordinates system

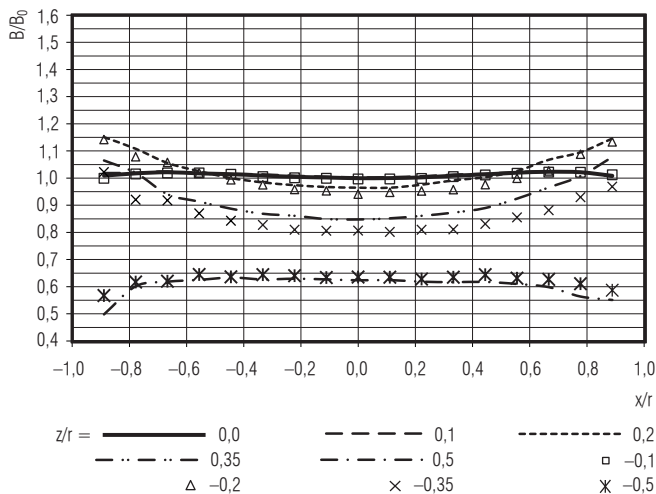
Badaniom poddano również cewki Helmholtza o średnicy 317 mm, wykorzystywane w układach wzorcowych pola magnetycznego (fot. 2). Uzwojenia cewki, po 236 zwojów w każdej cewce, nawinięto drutem o średnicy $\phi_{Cu} = 1,6$ mm w przekroju ok. 2×2 cm. Stała cewki wynosi $k = 1$ kA/A (albo 1,25 mT/A). Analizy rozkładu pola wewnątrz cewek przedstawiono na rycinie 7. i 8.



B/B_0 – unormowana względem centralnego punktu solenoidu indukcja magnetyczna / normalized magnetic flux density relative to center point of solenoid, z/l – unormowana odległość od środka cewki wzdłuż osi z / normalized distance from coils center along z axis, x/r – unormowana odległość od środka cewki wzdłuż osi x / normalized distance from coils center along x axis.
Opis osi jak na fotografii 1 / Coordinates as at Photo 1.

Ryc. 5. Rozkład wartości indukcji magnetycznej wzdłuż osi wzdłużnej cewki

Fig. 5. The magnetic flux density distribution in solenoid along z axis



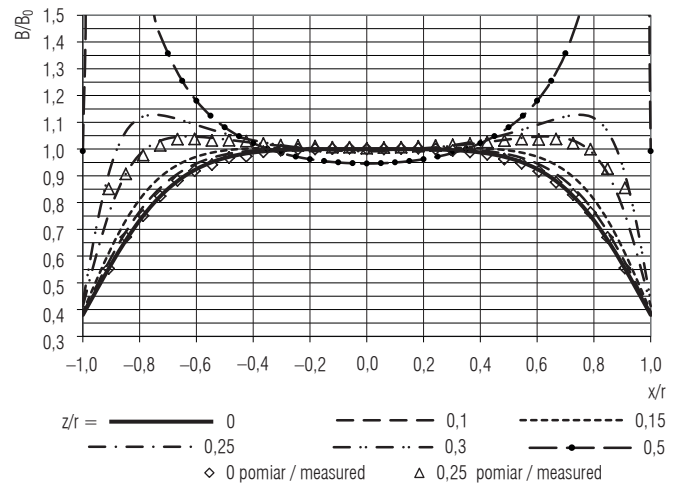
Objaśnienia jak na rycinie 5 / Abbreviations as in Figure 5.

Ryc. 6. Rozkład wartości indukcji magnetycznej wzdłuż osi radialnej cewki

Fig. 6. The magnetic flux density distribution in solenoid along diameter x axis

Czynniki towarzyszące generowaniu pola magnetycznego

W doświadczeniach bioelektromagnetycznych jednym z najistotniejszych problemów metodycznych jest wyselekcjonowanie efektów związanych z oddziaływaniem PEM przy jednoczesnej eliminacji skutków oddziaływania innych czynników. Realizuje się to m.in. przez porównywanie wyników badań obiektów

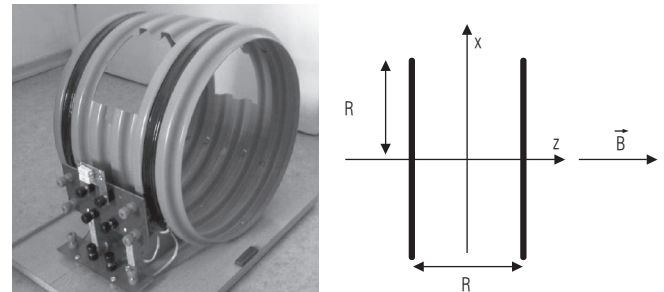


Opis osi jak na fotografii 2 / Coordinates system as at Photo 2.

Objaśnienia jak na rycinie 5 / Abbreviations as in Figure 5.

Ryc. 7. Zmiany indukcji w cewkach Helmholtza wzdłuż osi x (promienia cewek) dla zadanej odległości od środka układu (z/r) i weryfikacja pomiarowa

Fig. 7. The magnetic flux density distribution in Helmholtz coils along radius (x axis) for different deviation from the center of the coils (z/r) – Theoretical and measured results



R – promień cewki / coil radius, B – wektor indukcji magnetycznej / magnetic flux density vector.

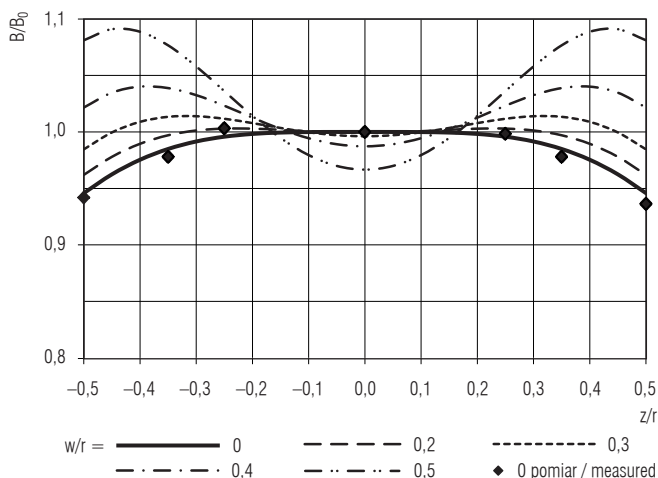
Fot. 2. Cewki Helmholtza o średnicy 317 mm i układ współrzędnych

Photo 2. Helmholtz coils of 317 mm in diameter and coordinates system

eksponowanych w PEM z grupą kontrolną, która powinna mieć zapewnione identyczne warunki (z wyłączeniem oddziaływania PEM) jak obiekty badane. Zapewnienie takich warunków wymaga oceny „efektów ubocznych” generowania pola magnetycznego, zwłaszcza drgań oraz nagrzewania się układu ekspozycyjnego.

Drgania

Cewka zasilana prądem zmiennym generuje drgania związane z oddziaływaniem siły elektrodynamicznej proporcjonalnej do indukcji magnetycznej o częstotliwości podstawowej 2-krotnie większej od częstotliwości



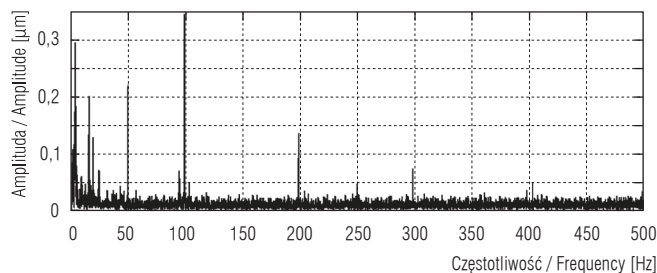
Opis osi jak na fotografii 2 / Coordinates system as at Photo 2.
 Objasnienia jak na rycinie 5 / Abbreviations as in Figure 5.

Ryc. 8. Zmiany indukcji w cewkach Helmholtza wzdłuż osi z dla zadanej wysokości od osi cewki (x/r) i weryfikacja pomiarowa
Fig. 8. The magnetic flux density distribution in Helmholtz coils along z axis for different deviation from the main axis – theoretical and measured results

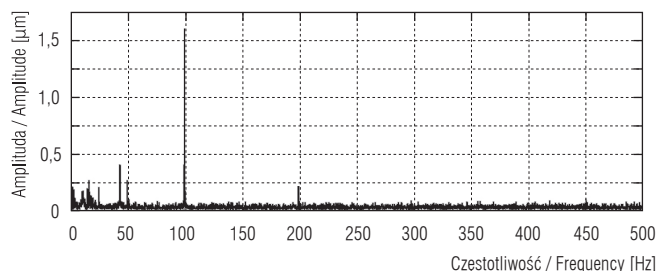
zasilającego ją prądu. Amplituda drgań jest proporcjonalna do prądu płynącego w cewce, zależy również od konstrukcji cewki – zwłaszcza od sposobu nawinięcia i mocowania uzwojeń.

Najlepsze efekty uzyskuje się wtedy, gdy uzwojenie jest zalane żywicą lub w inny sposób zabezpieczone przed możliwością poruszania się przewodów. Drgania cewki mogą przenosić się na układ ekspozycyjny, co może być czynnikiem stresowym dla zwierząt. W celu oceny powstających drgań przeprowadzono pomiary na aplikatorze AS-200. W ramach zrealizowanych eksperymentów wykazano, że cewka stojąca bezpośrednio na płaskiej podstawie wywołuje drgania całego układu (ryc. 9), przy czym na komorę z obiektami badanymi przenoszą się głównie drgania o częstotliwości podstawowej 100 Hz (ryc. 10).

Metodą pozwalającą na znaczne ograniczenie wpływu drgań cewki jest ustawienie jej na podstawkach o małej powierzchni na podłożu o dużej masie oraz odizolowanie mechaniczne komory ekspozycyjnej od cewki i jej podstawy (minimum wymagań to brak kontaktu komory ekspozycyjnej z obudową cewki), a sama komora ekspozycyjna powinna mieć możliwie dużą bezwładność – np. ciężki pojemnik szklany [9,10]. Drgania mogą być wywołane również oddziaływaniem siły elektrodynamicznej na otoczenie układu ekspozycyjnego, np. na elementy metalowe (ferromagnetyczne) znajdujące się w pobliżu cewki. Powyższe wyniki wskazują na dużą wagę prawidłowego zaplanowania eksperymentu.



Ryc. 9. Widmo drgań cewki przy zasilaniu prądem zmiennym o częstotliwości 50 Hz
Fig. 9. The vibration frequency spectrum of the coil powered by 50 Hz alternating current



Ryc. 10. Widmo drgań pojemnika plastikowego umieszczonego wewnątrz zasilanej cewki
Fig. 10. The vibration frequency spectrum of plastic container placed inside the powered coil

Temperatura

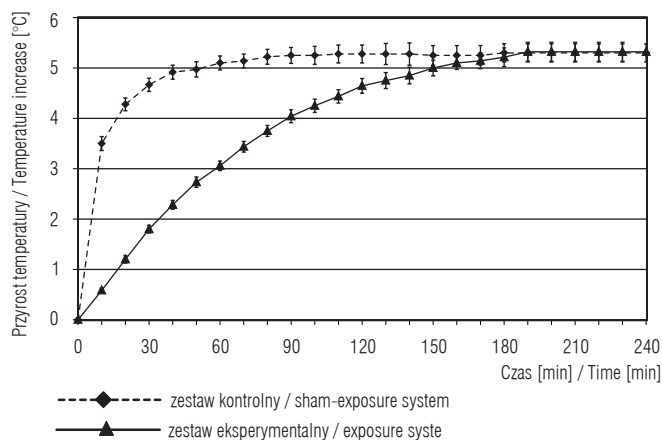
Kolejnym istotnym czynnikiem w badaniach biomedycznych jest temperatura, która znacząco wpływa na funkcjonowanie organizmów (począwszy od reakcji chemicznych poprzez metabolizm i rozwój zwierząt aż do kiełkowania i wzrostu roślin oraz zbyt szybkiego wysychania materiału siewnego) [11]. Przepływ prądu przez uzwojenie cewek wiąże się z wydzielaniem ciepła Joule’a, co skutkuje wzrostem temperatury, zwłaszcza w ograniczonej przestrzeni, jaką jest cewka. Moc strat ciepła Joule’a można wyznaczyć na podstawie rezystancji cewki oraz prądu płynącego w cewce:

$$P_{\text{strat}} = I^2 R \text{ [W]} \tag{9}$$

gdzie:

- P_{strat} – moc strat na ciepło Joule’a [W],
- I – natężenie prądu w cewce [A],
- R – rezystancja cewki [Ω].

Dla analizowanego solenoidu o rezystancji (R_s) wynoszącej 1 Ω, co przy maksymalnym prądzie o natężeniu (I) 7 A daje moc strat (P_s) równą 70 W. Rezystancja cewki Helmholtza wynosi R_H 11 Ω dla $I = 10$ A oraz



Ryc. 11. Zmiany temperatury wewnątrz zasilanej cewki i podgrzewanego zestawu kontrolnego

Fig. 11. The temperature changes vs. time inside the powered coil and the heated sham-exposure system

$P_H = 1,1$ kW. Są to moce istotne, powodujące wyraźny wzrost temperatury cewek i otoczenia. Dla określenia tych zmian zbadano przyrost temperatury w czasie nagrzewania się solenoidu oraz zmierzono czas, po jakim temperatura układu się stabilizuje. Uzyskane wyniki przedstawiono na rycinie 11.

Istnieje wiele technicznych metod ograniczania wzrostu temperatury układu ekspozycyjnego i obiektów badanych, ale jednym z chętniej stosowanych rozwiązań problemu różnego wzrostu temperatury obiektów badanych i grupy kontrolnej jest doprowadzenie ogrzewania zewnętrznego do zestawu dla grupy kontrolnej. Na rycinie 11. przedstawiono wyniki próby uzyskania identycznych warunków termicznych dla grupy eksponowanej i grupy kontrolnej umieszczonej w takim samym aplikatorze, ale niezasilanym.

Opracowano układ ogrzewania zewnętrznego, który miał zapewnić takie same zmiany temperatury jak w aplikatorze PM. Niestety z powodu różnego sposobu grzania i bezwładności termicznej zestawów utrzymywanie identycznego gradientu zmian temperatury w każdej chwili eksperymentu okazało się niemożliwe, ale w warunkach ustabilizowanych temperatury te były jednakowe. Wykorzystując zaawansowane metody (np. termostaty różnicowe), można poprawić uzyskane rezultaty, jednak zawsze będzie to tylko przybliżenie do warunków grupy eksponowanej. Propozycją wyeliminowania wpływu na organizmy grupy kontrolnej innych czynników fizycznych niż PM może być wykorzystanie cewek nawijanych bifilarnie i odpowiednie łączenie uzwojeń. W cewce ekspozycyjnej będzie to połączenie równoległe, powodujące, że prąd w obu uzwojeniach płynie

w tym samym kierunku i pola magnetyczne się sumują. W cewce kontrolnej dzięki połączeniu przeciwsobnemu, prąd płynie w przeciwnych kierunkach, a pola magnetyczne obu uzwojeń się kompensują (wypadkowe natężenie pola wewnątrz cewki wynosi zero), natomiast pozostałe warunki (drżania, przyrost temperatury czy oświetlenie i wilgotność) są identyczne.

W przypadku cewek Helmholtza takie rozwiązanie również jest możliwe, ale całkowita kompensacja pola magnetycznego wystąpi jedynie w środku geometrycznym układu (w obszarze o średnicy do ok. 0,3 promienia cewek natężenie pola będzie ok. 10-krotnie mniejsze niż przy zasilaniu współfazowym).

Ostatnim rozpatrywanym efektem ubocznym jest rozproszone pole magnetyczne układu ekspozycyjnego, a tym samym ryzyko umieszczenia grupy kontrolnej w obszarze, gdzie czynnik różnicujący nie został całkowicie wyeliminowany. Indukcja na zewnątrz cewek maleje stosunkowo szybko, ale należy się liczyć z tym, że jej 10-krotny spadek wystąpi dopiero w odległości od krawędzi cewek zbliżonej do ich średnicy, a 100-krotny – w odległości 2-krotnej średnicy cewek.

WNIOSKI

Podsumowując wyniki doświadczeń przedstawionych w pracy oraz informacje dostępne w literaturze, można stwierdzić, że ekspozycja na pole magnetyczne niskich częstotliwości (ELF) wymaga sprawdzenia „czynników towarzyszących”, zwłaszcza w kontekście badań wpływu PEM na organizmy. W prezentowanej pracy wskazano potrzebę unifikacji sposobu podawania wartości generowanego pola. Omówiono też problem wzrostu temperatury i powstawania drgań w zestawach doświadczalnych. Ponadto przedstawiono wyniki analizy 2 najpopularniejszych układów ekspozycyjnych pola magnetycznego zakresu ELF – solenoidu i cewek Helmholtza.

Każde z tych rozwiązań ma swoje wady i zalety, więc dobór układu należy do eksperymentatora zgodnie z wymaganiami i rodzajem doświadczeń. Intencją autorów nie było wskazanie lepszych lub gorszych rozwiązań, a jedynie przedstawienie różnych aspektów technicznych wymagających rozważenia. Dla ułatwienia tego procesu w tabeli 4. porównano omówione w pracy układy ekspozycyjne.

Należy podkreślić, że przedstawione w pracy układy ekspozycyjne nie są jedynymi stosowanymi (ale z pewnością najpopularniejszymi). Z literatury znane są rozwiązania np. wielokrotnych cewek Helmholtza

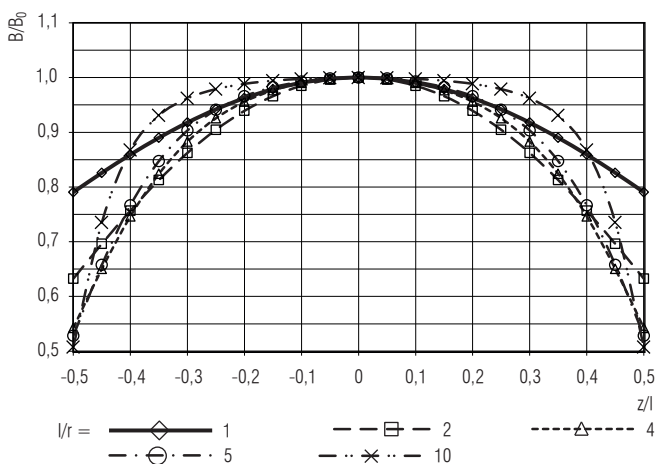
Tabela 4. Analiza porównawcza solenoidu i cewek Helmholtza
Table 4. The comparison of solenoid and Helmholtz coils

| Cecha Property | Solenoid | Cewki Helmholtza Helmholtz coils | Uwagi Notes |
|--|---|--|---|
| Wartość indukcji magnetycznej w środku geometrycznym układu (B_0) / Magnetic flux density value in the geometric center of exposure system (B_0) | $B_{os} = \frac{\mu_0 I n}{\sqrt{l^2 + 4r^2}}$ | $B_{0H} = 0,715 \frac{\mu_0 I N}{r}$ | dla solenoidu o wymiarach odpowiadających cewce Helmholtza / for solenoids with dimensions as at Helmholtz coil: $B_{os} = 0,447 \frac{\mu_0 I n}{r}$ |
| Jednorodność pola magnetycznego wewnątrz układu / Uniformity of the magnetic field inside the exposure system | dobra jednorodność pola wzdłuż osi x – promienia solenoidu, znacznie gorsza wzdłuż osi z – długości solenoidu / good uniformity of the field along the x axis (the solenoid radius), much worse along the z-axis – the solenoid length | bardzo dobra jednorodność pola wzdłuż osi z – osi cewek, gorsza wzdłuż osi x – promienia cewek; dla cewek Helmholtza o tych samych wymiarach jak solenoid obszar pola jednorodnego w cewkach Helmholtza jest zdecydowanie większy / very good homogeneity of the field along the z axis (the main coils axis), worse for the x axis (the coils radius); for the Helmholtz coils of the same dimensions as the solenoid, the homogeneous field region is considerably larger in Helmholtz coils | cewki Helmholtza mają stały stosunek długości układu (odległości między cewkami) do promienia cewek – jedyną metodą poszerzenia obszaru pola jednorodnego jest proporcjonalne zwiększenie rozmiaru cewek; w solenoidzie można dowolnie zmieniać wzajemny stosunek długości solenoidu do jego promienia, uzyskując zmienny kształt obszaru pola jednorodnego (ryc. 12) / Helmholtz coils have a constant ratio of the length (distance between the coils) to the radius of the coils – the only way to extend the area of homogeneous field is a proportional increase in the size of the coils; in the solenoid the relationship between the length of the solenoid radius can be changed to give a variable shape of the homogeneous field (Figure 12) |
| Konstrukcja mechaniczna – uzwojenia / construction-winding | uzwojenie rozłożone równomiernie wzdłuż całkowitej długości solenoidu – ułatwione chłodzenie / the winding is wound uniformly along the solenoid entire length – better cooling | uzwojenie zgrupowane w 2 cewkach – wydzielanie większej mocy w mniejszej przestrzeni / the winding grouped into 2 narrow coils – more power generated in a smaller space | |
| Ogrzewanie badanych obiektów / Heating of experimental objects | obiekt umieszczony wewnątrz uzwojenia – ogrzewany bezpośrednio uzwojeniem – możliwość chłodzenia jedynie przez przepływ powietrza wzdłuż osi solenoidu / the object is placed inside the winding – it is directly heated by the coil – the cooling possible only by the flow of air along the solenoid axis | obiekt umieszczony w obszarze między cewkami – nie jest bezpośrednio ogrzewany cewkami; możliwość ażurowego wykonania cewek – jak na ryc. 4. – ułatwione chłodzenie obiektu / the object is placed in the area between the 2 coils – not directly heated by the coil; openwork arrangement of coils possible – as in Figure 4 – ease of the object cooling | |
| Oświetlenie i dostęp do obiektów w układzie doświadczalnym / Lighting and access to objects in the experimental setup | dostęp do obiektów badanych (również oświetlenie) tylko wzdłuż osi solenoidu / access to objects under examination (including the lighting) only along the solenoid axis | przy ażurowej konstrukcji cewek dostęp i oświetlenie – z dowolnej strony / with the openwork coils design – access to objects and the lighting available from any direction | |

Tabela 4. Analiza porównawcza solenoidu i cewek Helmholtza – cd.
Table 4. The comparison of solenoid and Helmholtz coils – cont.

| Cecha Property | Solenoid | Cewki Helmholtza Helmholtz coils | Uwagi Notes |
|----------------------|---|---|----------------|
| Drgania / Vibrations | utrudnione mechaniczne odizolowanie komory ekspozycyjnej od konstrukcji solenoidu / problematic mechanical isolation of the exposure chamber/container from the solenoid construction | uzwojenia oddalone od komory ekspozycyjnej – możliwość lepszej eliminacji drgań / the windings are spaced from the exposure chamber – a better elimination of vibrations possible | |

n – liczba zwojów solenoidu / number of solenoids turns, N – liczba zwojów każdej cewki / number of each coil turns, I – prąd w cewce / current in the coil, l – długość solenoidu / length of solenoid, r – promień cewki / coil radius.



Objaśnienia jak na rycinie 5 / Abbreviations as in Figure 5.

Ryc. 12. Rozkład indukcji magnetycznej wzdłuż osi solenoidu dla różnych stosunków długości solenoidu do jego promienia
Fig. 12. The magnetic flux density distribution inside solenoid along main axis for different aspect ratio of its length to radius

z optymalizowanym doбором natężenia prądu w każdej cewce [12]. Również wymiary solenoidów można dobrać w dowolny sposób, przy czym należy pamiętać, że wraz ze zmianą stosunku długości do promienia zmienia się także rozkład pola wewnątrz solenoidu (ryc. 12).

Ważne jest również jednoznaczne określenie ułożenia obiektów badanych względem wektora indukcji magnetycznej, co wiąże się z ułożeniem badanych obiektów względem osi cewek (fot. 3).

W pracy przedstawiono techniczne aspekty badań bioelektromagnetycznych z wykorzystaniem pola magnetycznego ekstremalnie niskich częstotliwości. Większość opisanych zasad oceny ekspozycji jest uniwersalna i mogą one zostać bezpośrednio przeniesione na inne zakresy częstotliwości i składowe pola elektromagnetycznego (analiza jednorodności pola, opis parametrów pola, polaryzacja pola względem obiektu badanego itp.).



Fot. 3. Ułożenie badanych obiektów względem wektora indukcji magnetycznej (osi cewki)

Photo 3. The position of studied objects relative to the magnetic flux density vector (main axis of the coil)

Jednocześnie należy pamiętać, że wraz ze wzrostem częstotliwości należy zwracać większą uwagę na parametry obwodowe i polowe układów ekspozycyjnych. Dużą rolę zaczynają wtedy odgrywać dopasowanie impedancyjne, efekty rezonansowe czy jednoczesność występowania składowej elektrycznej i magnetycznej PEM. Specyfika badań oddziaływania pola magnetycznego ELF to głównie wybór układu ekspozycyjnego oraz związane z tym możliwości i ograniczenia – analizę taką przedstawiono w tabeli 4.

Głównym celem autorów niniejszego artykułu było zwrócenie uwagi na konieczność świadomego wyboru warunków ekspozycji i – co najważniejsze – na dokładny opis tych warunków. Zapewnienia to odtwarzalność warunków doświadczalnych, a tym samym daje możliwość weryfikacji i porównania uzyskanych wyników.

PIŚMIENNICTWO

1. Scientific Committee on Emerging and Newly Identified Health Risks. Possible effects of electromagnetic fields (EMF) on human health. European Commission, Brussels 2007

2. Szabatin J.: Podstawy teorii sygnałów. Wydawnictwa Komunikacji i Łączności, Warszawa 1990
3. Bem D.J.: Systemy telekomunikacyjne. Cz. 1. Modulacja, systemy wielokrotne, szumy. Politechnika Wroclawska, Wrocław 1978
4. Gryz K., Karpowicz J.: Pola elektromagnetyczne w środowisku pracy. Centralny Instytut Ochrony Pracy – Państwowy Instytut Badawczy, Warszawa 2000
5. Grudziński E., Trzaska H.: Electromagnetic field standards and exposure systems. SciTech Publishing, Edison (NC) 2014
6. Jakubaszko J., Szafranski D., Wróblewski Z.: Wpływ składowej magnetycznej pola elektromagnetycznego 50 Hz na zmiany hemodynamiki organizmu człowieka. Przegl. Elektrotech. 2014;90(2):238–241
7. Bieńkowski P.: Electromagnetic field exposure systems in biomedical experiments. Radioelektronika 2003. Conference proceedings, 6–7 maja 2003, Brno, Czech Republic. University of Technology, Brno 2003, ss. 34–38
8. Bieńkowski P., Trzaska H.: Electromagnetic field measurements in the near field. SciTech Publishing, Raleigh (NC) 2012
9. Trawiński T., Szczygieł M., Wyszowska J.: Pomiar drgań zasobnika pod wpływem zmiennego pola magnetycznego przy wykorzystaniu laserowych czujników przemieszczeń. Pr. Nauk. Politech. Śl. Elektr. 2007;3(203):137–146
10. Trawiński T., Szczygieł M., Wyszowska J., Kluszczyński K.: Analysis of magnetic field distribution and mechanical vibration of magnetic field exciter under different voltage supply. Inf. Technol. Biomed. Adv. Soft Comput. 2010;69:613–622, http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-13105-9_60
11. Wyszowska J., Stankiewicz M., Krawczyk A., Zyss T.: Aspekty cieplne w badaniach nad wpływem pola elektromagnetycznego na funkcjonowanie układu nerwowego na przykładzie owada. W: Krawczyk A., Wyszowska J. [red.]. Bioelektromagnetyzm – teoria i praktyka. Centralny Instytut Ochrony Pracy – Państwowy Instytut Badawczy, Warszawa 2006, ss. 11–22
12. Yamazaki K., Fujinami H., Shigemitsu T., Nishimura I.: Low stray ELF magnetic field exposure system for *in vitro* study. Bioelectromagnetics 2000;21:75–83, [http://dx.doi.org/10.1002/\(SICI\)1521-186X\(200002\)21:2<75::AID-BEM1>3.0.CO;2-C](http://dx.doi.org/10.1002/(SICI)1521-186X(200002)21:2<75::AID-BEM1>3.0.CO;2-C)