

Henryk Figiel, Bartosz Proniewski <sup>1)</sup>

## PROJEKTOWANIE I KONSTRUKCJA CEWEK NADAWCZO- ODBIORCZYCH DO OBRAZOWANIA MAGNETYCZNO- REZONANSOWEGO W POLU O INDUKCJI 0,088 T

**Streszczenie:** Rozwój obrazowania magnetyczno-rezonansowego (OMR) skupia się na zastosowaniu wysokopolowych systemów OMR, jednak w wielu przypadkach diagnostyka medyczna w niskim polu magnetycznym umożliwia uzyskanie porównywalnych rezultatów. Zastosowanie tego typu systemów wymaga użycia dedykowanych cewek wysokiej częstości (w.cz.) w celu uzyskania maksymalnego stosunku sygnału do szumu (SNR). Wykorzystując m.in. analizy numeryczne, zaprojektowano oraz skonstruowano objętościowe, a także powierzchniowe cewki w.cz., których przydatność do OMR została określona przy pomocy pomiarów testowych oraz obrazów MR uzyskanych dla fantomów. Przeprowadzone eksperymenty wykazały możliwość zastosowania cewek innych typów niż cewki solenoidalne, stosowane dotychczas do obrazowania w bardzo niskim polu magnetycznym.

**Słowa kluczowe:** nisko-polowy OMR, cewka częstości radiowej, cewka powierzchniowa, cewka objętościowa.

### WSTĘP

Od czasu pierwszych obrazów uzyskanych techniką obrazowania magnetyczno-rezonansowego (OMR) w 1977 roku [4] nastąpił gwałtowny rozwój tej metody, która obecnie uważana jest za jedną z lepszych i bezpieczniejszych, wśród technik obrazowania wykorzystywanych w diagnostyce medycznej. W systemach obrazowania bardzo ważną rolę odgrywają cewki częstości radiowej (cewki w.cz.), odpowiedzialne za nadawanie i/lub odbiór sygnału MR. Projektowanie cewek w dużym stopniu jest kompromisem, pomiędzy wytwarzaniem jednorodnego pola magnetycznego i wysokim stosunkiem sygnału do szumu (SNR, z ang. „signal to noise ratio”). W konsekwencji cewki RF są często projektowane jako elementy dedykowane do konkretnych zastosowań. Istnieje wiele typów cewek stosowanych w MRI, które najogólniej można podzielić na dwie kategorie: cewki objętościowe oraz powierzchniowe. Do pierwszej grupy zaliczane są cewki wytwarzające jednorodne pole magnetyczne w regionie zainteresowania, a obrazowany obiekt zostaje umieszczony wewnątrz cewki. Cewki powierzchniowe to w najprostszym przypadku pojedyncza pętla przewodnika, która jest przykładana do regionu zainteresowania. Cewki te

---

<sup>1</sup> Akademia Górniczo-Hutnicza w Krakowie, Wydział Fizyki i Informatyki Stosowanej, Katedra Fizyki Medycznej i Biofizyki.

odznaczają się wysokim SNR, kosztem niskiej jednorodności pola, stąd najczęściej stosowane są tylko do odbioru sygnału. W artykule przedstawiony został proces projektowania i konstrukcji nadawczo-odbiorczych cewek RF do obrazowania kończyny górnej człowieka w niskopolowym systemie MR o indukcji pola magnetycznego 0,088 T.

## PODSTAWY TEORETYCZNE

Wektor magnetyzacji precesujący wokół kierunku stałego pola magnetycznego  $B_0$  powoduje pojawienie się w cewce RF siły elektromotorycznej indukcji. Jej wartość jest znikoma (rzędu  $\mu\text{V}$ ), zatem konieczna jest detekcja za pomocą układu rezonansowego opisywanego jakościowo przez współczynnik dobroci  $Q$ :

$$Q = \frac{\omega L}{r} \quad (1)$$

gdzie  $\omega$  – częstość rezonansowa,  $L$  – indukcyjność oraz  $r$  – rezystancja cewki RF. Czulość  $S$  cewki nadawczo-odbiorczej (określającą końcową wartość SNR) przy założeniu o pochodzeniu szumu termicznego, dla danych warunków aparaturowych oraz danej próbki jest proporcjonalna do [3]:

$$S \sim \frac{B_1}{I\sqrt{r}} \quad (2)$$

gdzie  $B_1$  – wartość indukcji pola magnetycznego wytwarzanego przez cewkę,  $I$  – natężenie płynące w uzwojeniu prądu. Zgodnie z (2) należy dążyć do minimalizacji strat cewki (najniższa wartość  $r$ ) oraz maksymalnej efektywności, wyrażonej stosunkiem  $B_1/I$ . Warto zwrócić uwagę na fakt, że choć obecność układu rezonansowego o wysokiej dobroci jest istotna z punktu widzenia amplitudy sygnału, nie wpływa na czulość cewki [7].

Wartość indukcji pola magnetycznego dB punkcie  $P$ , w odległości  $R$  od elementu cewki  $d\vec{l}$ , w którym płynie stały prąd o natężeniu  $I$  zgodnie z prawem Biota-Savarta:

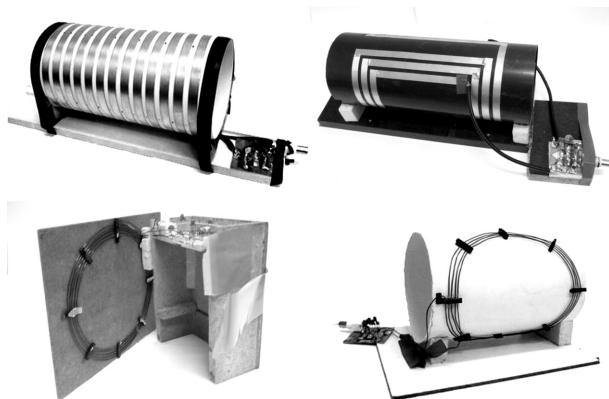
$$d\vec{B} = \frac{\mu_0 I}{4\pi} \frac{d\vec{l} \times \vec{R}}{R^3} \quad (3)$$

gdzie  $\mu_0$  to przenikalność magnetyczna próżni. Zasada superpozycji umożliwia obliczenie wypadkowej indukcji pola magnetycznego, pochodzącej od wszystkich elementów uzwojenia. Stało-prądowe obliczenia rozkładu pola magnetycznego można ekstrapolować do niskich częstotliwości, dopóki rozmiar cewki jest dużo mniejszy od długości fali elektromagnetycznej. Ilościowe porównanie jednorodności pola cewek różnego rodzaju można wykonać korzystając z metody histogramów pola, która uwydatnia sumaryczną jednorodność pola [8].

Maksymalny przekaz energii zachodzi przy równej impedancji nadajnika i odbiornika, dlatego impedancję cewki RF należy dopasować do impedancji źródła, standardowo  $Z_0=50\Omega$ . Polega to na dostrojeniu częstotliwości rezonansowej cewki w.cz. tak, aby część rzeczywista impedancji była równa  $50\Omega$ , a następnie kompensacji reaktancji cewki przy danej częstotliwości, poprzez szeregowe podłączenie zmiennej impedancji sprzężonej do reaktancji.

## METODYKA BADAWCZA

Zaprojektowane zostały dwie cewki objętościowe o długości 20cm i średnicy wewnętrznej 11cm, wykonane z miedzianej taśmy o szerokości 1cm: solenoidalna (13 zwojów) oraz siodłowa (3 zwoje), a także dwie powierzchniowe, wykonane z drutu miedzianego o średnicy 1,5mm: płaska (5 zwojów, średnica efektywna 14cm) oraz zaokrąglona (4 zwoje, średnica efektywna 15,5cm) (rys. 1).



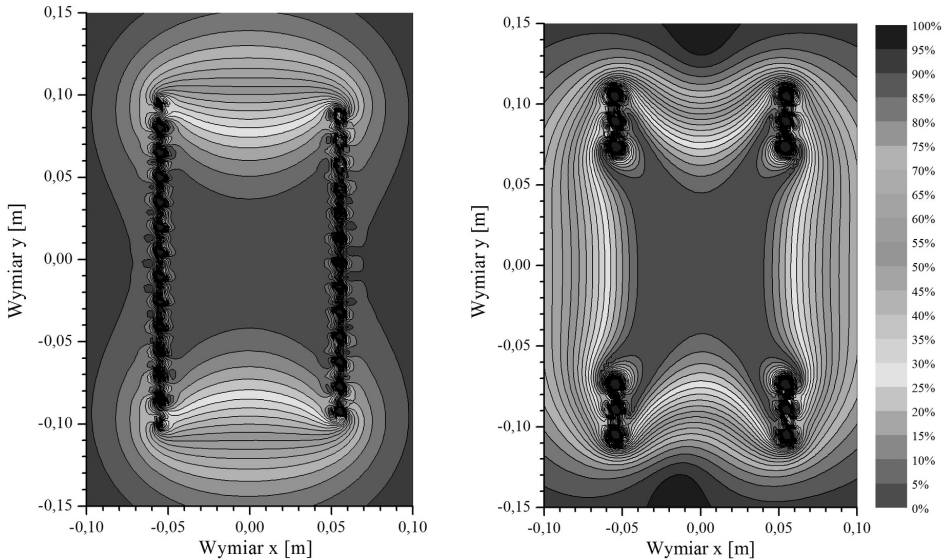
**Rys. 1.** Wykonane cewki w.cz. - od lewej do prawej w pierwszym rzędzie: cewki objętościowe: solenoidalna i siodłowa; poniżej cewki powierzchniowe: płaska i zaokrąglona

Wymiary geometryczne cewek w.cz. zostały zoptymalizowane pod kątem przeznaczenia, wykorzystując dane antropometryczne [5]. Liczba zwojów projektowanych cewek została dobrana tak, aby indukcyjność własna znalazła się w zakresie odpowiadającym częstotliwości rezonansowej systemu MR [7]. Dla każdej projektowanej cewki w.cz. obliczono rozkład pola magnetycznego, który posłużył do przygotowania map jednorodności pola cewek objętościowych (rys. 2). Cewki RF zostały dostrojone i dopasowane do częstotliwości pracy przy pomocy szeregowego układu dopasowującego [7], gdzie kondensator  $C_T$  (z ang. „tuning”) podłączony jest równolegle do cewki i do tak stworzonego układu rezonansowego podpięty zostaje szeregowo kondensator  $C_M$  (z ang. „matching”). Dobroć cewek RF została określona poprzez wyznaczenie współczynnika odbicia

w zależności od częstości  $\Gamma(\omega)$  przy -3dB dla dopasowanej cewki podłączonej do analizatora widma. Do jakościowej oraz ilościowej analizy obrazów otrzymanych przy pomocy wykonanych cewek wykorzystano wypełnione solą fizjologiczną fantomy. Fantomy jednorodnie wypełnione solą fizjologiczną umożliwiły wyznaczenie eksperymentalnych profili i map jednorodności pola, które zostały porównane z przewidywaniami teoretycznymi. Przy ich pomocy wyznaczono również stosunek sygnału do szumu SNR, poprzez wybór regionu zainteresowania (ROI) w obszarze sygnału oraz drugiego ROI w obszarze tła na amplitudowych obrazach MR. SNR obliczono według zależności [2, 6]:

$$SNR = \frac{0.66 \times \text{mean signal}}{SD \text{ background}} \quad (4)$$

Współczynnik we wzorze (4) bierze się z założenia, że szum opisany jest rozkładem Rayleigha. Dodatkowe fantomy posłużyły do porównania zniekształceń geometrycznych oraz rozdzielczości przestrzennej wykonanych cewek w.cz. metodą modulacji amplitudy [6].



**Rys. 2.** Jednorodność pola w płaszczyźnie czołowej dla cewki: solenoidalnej (po lewej) oraz siodłowej (po prawej). Skala wskazuje procentowe odchylenie od wartości pola magnetycznego w środku cewki

## WYNIKI BADAŃ

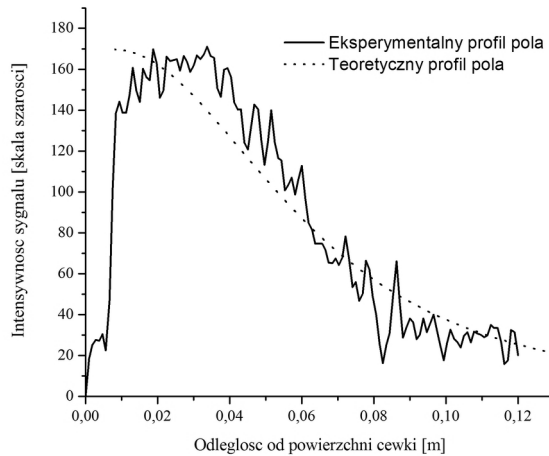
Cewki w.cz. dostrojono do częstotliwości 3,78MHz i uzyskano wartość parametru  $S_{11}$  poniżej -30dB na analizatorze widma, a także zmierzono ich dobroć  $Q$ . Przy pomocy amplitudowych obrazów fantomów (sekwencja FSE, 8 uśrednień, matryca 128x128) określono wartość SNR oraz modulację, dającą

informację o zdolności rozdzielczej systemu. Nie zaobserwowano wyraźnej różnicy w SNR dla cewek solenoidalnej oraz siodłowej, co jest zbliżone z rezultatem zaprezentowanym w [1]. Płaska cewka powierzchniowa prezentuje SNR na poziomie cewek objętościowych (Tabela 1). Wartość modulacji wskazuje, że wykonane cewki objętościowe umożliwiają uzyskanie typowej dla badanego systemu MR rozdzielczości przestrzennej, natomiast użycie cewek powierzchniowych spowodowało nieznaczne ograniczenie osiągalnej zdolności rozdzielczej. Eksperymentalne profile pola, uzyskane dzięki obrazom MR jednorodnych fantomów, pokazały wysoką zbliżność z obliczeniami analitycznymi (rys. 3).

Tabela 1. Wyniki pomiarów projektowanych cewek w.cz.

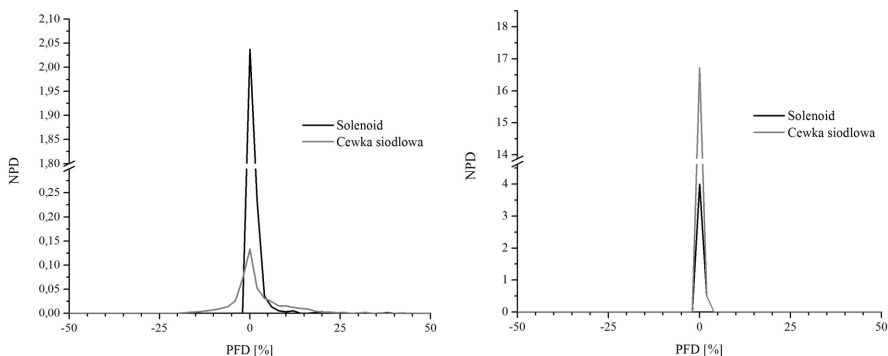
Table 1. Experimental results for designed RF coils

Typ cewki	Q	SNR	Modulacja
Cewka solenoidalna	189 ± 47	14.0	0.7 ± 0.12
Cewka siodłowa	54 ± 4	13.3	0.76 ± 0.15
Powierzchniowa płaska	252 ± 84	12.7	0.6 ± 0.12
Powierzchniowa zaokrąglona	47 ± 3	8.0	0.53 ± 0.13



Rys. 3. Porównanie teoretycznego oraz eksperymentalnego profilu pola w płaszczyźnie prostopadłej dla cewki powierzchniowej płaskiej

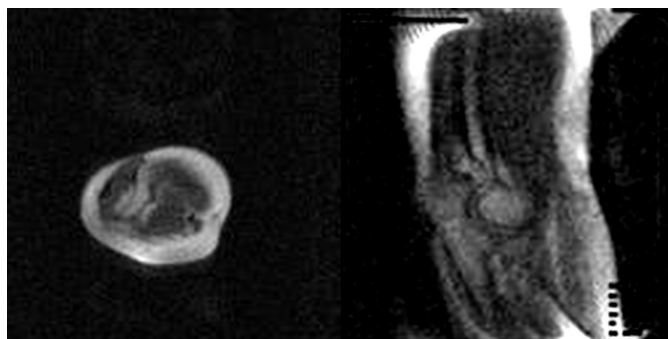
Korzystając z metody histogramów pola cewek objętościowych wywnioskowano, że w płaszczyźnie poprzecznej do osi długiej, cewka solenoidalna wytwarza pole magnetyczne o wyższej jednorodności, natomiast w płaszczyźnie czołowej to cewka siodłowa wytwarza bardziej jednorodne pole dla zadanego ROI, co przedstawiono na rys. 4.



**Rys. 4.** Porównanie teoretycznej jednorodności pola cewek objętościowych metodą histogramów pola: w płaszczyźnie poprzecznej (po prawej) oraz czołowej (po lewej). PFD – procentowe odchylenie pola, zdefiniowane w stosunku do wartości pola w centrum ROI; NPĐ - znormalizowane odchylenie populacji, reprezentujące populację danego PFD.

## PODSUMOWANIE

Wykonane cztery cewki w.cz. przetestowano pod kątem ich przydatności do obrazowania stawu łokciowego w polu 0,088T. Analizę ilościową przeprowadzono w oparciu o teoretyczne mapy oraz histogramy jednorodności pola, pomiary dobroci, wartości SNR oraz modulacji. Obrazy MR fantomów oraz stawu łokciowego (rys. 5) uzyskane przy pomocy wykonanych cewek są dobrej jakości.



**Rys. 5.** Obrazy gęstości protonowej stawu łokciowego płaszczyźnie poprzecznej (po lewej) oraz czołowej (po prawej) uzyskane przy pomocy cewki siodłowej (FSE, FOV 16 cm, grubość warstwy 15 mm, matryca 128x128, 4 uśrednienia)

W przypadku jednokanałowego obrazowania MR w niskim polu optymalne jest zastosowanie cewek objętościowych, umożliwiających jednorodne wzbudzenie i odbiór sygnału MR. Obrazowanie struktur płytko położonych lub o ograniczonej objętości (szczególnie w wymiarze prostym do powierzchni cewki) jest możliwe przy pomocy cewek powierzchniowych stosując

odpowiednie ogniskowanie impulsu nadawczego. Biorąc pod uwagę mapy oraz histogramy jednorodności pola dla wykonanych cewek objętościowych możemy stwierdzić, że z powodzeniem można stosować zaproponowane typy cewek do obrazowania.

## PIŚMIENNICTWO

1. Arakawa M., Crooks L., McCarten B., Hoenninger J., Watts J., Kaufman L.: A comparison of saddle-shaped and solenoidal coils for magnetic resonance imaging. *Radiology* 1985, 154, 1, 227-228.
2. Dietrich O., Reeder S., Reiser M., Schoenberg S.: Influence of parallel imaging and other reconstruction techniques on the measurement of signal-to-noise ratios. *Proceedings 13th Scientific Meeting, International Society for Magnetic Resonance in Medicine. Miami Beach 2005*, 158.
3. Hoult D., Richards R.: The signal-to-noise ratio of the magnetic resonance experiment. *Journal of Magnetic Resonance* 1976, 24, 1, 71-85.
4. Mansfield P., Maudsley A.: *Medical imaging by NMR*. British Journal of Radiology 1977, 50, 591, 188-194.
5. McDowell A., Fryar C., Ogden C.: Anthropometric reference data for children and adults: United States, 1988-1994. *Vital and Health Statistics* 2009, 11, 249, 67-68.
6. McRobbie D., Moore E., Graves M., Prince M.: *MRI: From Picture to Proton 2<sup>nd</sup> Edition*. Cambridge University Press, Cambridge 2006.
7. Mispelter J., Lupu M., Briquet A.: *NMR Probeheads for Biophysical and Biomedical Experiments*. Imperial College Press, London 2006.
8. Yang Q., Smith M.: A Method for Evaluating the Magnetic Field Homogeneity of a Radiofrequency Coil by Its Field Histogram. *Journal of Magnetic Resonance, Series A* 1994, 108, 1, 1-8.

## THE DESIGNING AND CONSTRUCTION OF SEND-RECEIVE COILS TO MAGNETICAL RESONANCE DISPLAYING IN THE FIELD WITH INDUCTION 0.088 T

### Summary

Recent advancements in magnetic resonance imaging (MRI) are mostly directed towards high-field imaging hardware, rapid pulse sequences and multiple channel phased array coils. Nonetheless, for many diagnostic tests performed using MRI, low-field scanners also provide sufficient quality of images. Using these types of systems requires special dedicated radiofrequency coils (RF coils) in order to achieve the highest possible signal to noise ratio (SNR) for a given magnetic field strength. This work describes the process of designing and constructing transceiver RF coils for a 0,088 T MRI system. Two volume and two surface coils were built and their performance was tested on the bench and through comparing the simulated magnetic field created by each coil with experimentally collected results from phantom MR images. Experiment proved that it is possible to use successfully different RF coils, than the most frequently used solenoid design for MRI at 0,088 T.

**Keywords:** low-field MRI, RF coil, surface coil, volume coil.