

# Ocena wpływu zmiennego pola magnetycznego na wybrane parametry pracy serca — doniesienie wstępne

Józef Michalski<sup>1</sup>, Zbislaw Tabor<sup>2</sup>, Eugeniusz Rokita<sup>1,2</sup>, Julita Istrati<sup>3</sup>,  
Piotr Głuszko<sup>3</sup> i Jacek Politański<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Zakład Biofizyki; <sup>2</sup>Instytut Fizyki; <sup>3</sup>Zakład Reumatologii i Balneologii  
Collegium Medicum Uniwersytetu Jagiellońskiego w Krakowie

## Assessment of magnetic field influence on selected parameters of heart rate variability — short communication

**Background:** *In the study the influence of low frequency (30–50 Hz), 0,3–0,5 mT magnetic field on the human heart rate variability HRV is analysed. HRV is quantified on the base of phonocardiographic (PhCG) and electrocardiographic (ECG) signals with the use of „chaos theory” measures: fractal scaling exponents, Poincare plot characteristics, and entropy.*

**Material and methods:** *The values of nonlinear HRV parameters obtained for PhCG signals recorded under the influence of magnetic field are compared to values of HRV parameters found for PhCG signals recorded before and after exposure to magnetic field. Also the values of HRV parameters obtained for ECG signals recorded before the exposure to magnetic field are compared to values of HRV parameters found for ECG signals recorded after the exposure.*

**Results and conclusions:** *From the study it follows that there is no significant difference between the values of HRV parameters evaluated for both ECG and PhCG signals before, during and after the exposure to the magnetic field as well as on frequencies and intensities of magnetic field applied. (Folia Cardiol. 2003; 10: 695–700)*

**magnetic field, phonocardiography, chaos theory**

## Wstęp

W ostatnim okresie obserwuje się duże zainteresowanie naukowe działaniem zmiennego pola magnetycznego na organizm człowieka, rośnie liczba publikacji związanych z tą tematyką. Wiele prac dotyczy wpływu pola magnetycznego na czynność układu sercowo-naczyniowego oraz samego serca. Pomimo wielu badań poglądy na ten temat są różne, gdyż uzyskiwane rezultaty często bywają niejednoznaczne. Niektórzy autorzy twierdzą, że pole

magnetyczne ma istotny wpływ nie tylko na częstość akcji serca (HR, *heart rate*) [1–4], ale wywołuje ono również zmienność częstości akcji serca (HRV, *heart rate variability*) [5]. Inni autorzy uważają, że zmiany takie nie są zauważalne [6–8]. Trudności związane z uzyskaniem jednoznacznej odpowiedzi, czy i jak pole magnetyczne zmienia czynność serca, biorą się z faktu, że jest ona nieregularna, gdyż jest odzwierciedleniem skomplikowanego systemu sterującego pracą układu sercowo-naczyniowego. Brak jednoznacznego poglądu na te zagadnienia może wynikać również z tego, że prezentowane wyniki badań pochodzą często z pomiarów przeprowadzanych w różnych warunkach, co powoduje, że sformułowane na ich podstawie wnioski mogą być słuszne tylko w ograniczonym zakresie.

Adres do korespondencji: Dr med. Józef Michalski  
Zakład Biofizyki CMUJ  
ul. Grzegórzecka 16a, 31–531 Kraków  
Nadesłano: 7.07.2003 r. Przyjęto do druku: 30.06.2003 r.

Metody opisu nieregularności akcji serca opierają się na różnych parametrach, wyznaczanych w dziedzinie czasu bądź częstotliwości. Ewidencja kliniczna i laboratoryjna wskazuje jednak, że dynamika układu sercowo-naczyniowego jest silnie nieliniowa [9, 10], w związku z czym konwencjonalne metody statystyczne mogą być niewystarczające do opisu zmian parametrów HR i HRV. Dlatego w ostatnich latach wprowadzono wiele nowych metod opisu akcji serca, które są oparte na teorii deterministycznego chaosu [11–13]. Choć wykazano, że metody te sprawdzają się w warunkach klinicznych [14–16], to jak dotąd wpływ pola magnetycznego na czynność akcji serca na podstawie analizy jej nieliniowych parametrów nie był badany.

Celem niniejszej pracy było zbadanie wpływu pola magnetycznego o parametrach stosowanych w magnetoterapii na fizjologiczną czynność serca na podstawie analizy nieliniowych parametrów elektrokardiogramu i fonokardiogramu, zarejestrowanych u pacjentów, u których stosowano w warunkach klinicznych lecznicze zabiegi z udziałem magnetoterapii.

### Materiał i metody

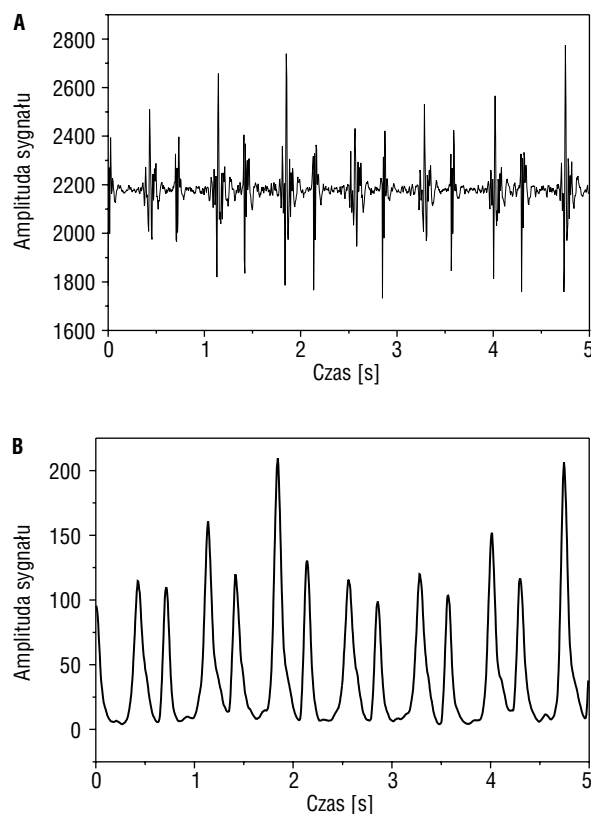
Badania wykonano w Krakowskim Centrum Rehabilitacji, gdzie badanym przez nas osobom (6 kobiet — średnia wieku  $55 \pm 6$  lat, 5 mężczyzn — średnia wieku  $58 \pm 7$  lat) leczono pourazowe dolegliwości stawów biodrowych i kręgosłupa lędźwiowego z udziałem magnetoterapii. W trakcie leczenia stosowano przewidziane w tego rodzaju schorzeniach pola magnetyczne o następujących parametrach: indukcja — 0,3 mT, częstotliwość — 30 Hz w leczeniu dolegliwości kręgosłupa lędźwiowego (2 kobiety i 1 mężczyzna) oraz odpowiednio: 0,5 mT i 50 Hz w terapii stawów biodrowych. Pola te były generowane przez standardową aparaturę do magnetoterapii MAGNOTER D-26, produkowaną przez Zakład Elektroniki Medycznej „MARP ELEKTRONIC” w Krakowie. Aplikator w formie cewki szpulowej o średnicy 60 cm i długości 20 cm umieszczano na wysokości stawów biodrowych pacjentów. Dobór wartości parametrów stosowanego w leczeniu pola magnetycznego — indukcji i częstotliwości — odbywał się poprzez ich nastawienie na pulpicie przyrządu. Niezależnie od tego w trakcie badania każdego pacjenta mierzono również (przyrządem EMF Field Tester — 827, F.W. Bell, USA) indukcję pola. Pomiaru te pozwoliły ocenić, że przy stosowanych w trakcie leczenia położeniach cewki (aplikatora) względem pacjentów, w zależności od ich wzrostu wartości indukcji pola magnetycznego, działającego w okolicy ich ser-

ca, mieszczą się w zakresie 0,1–0,2 mT. Potwierdziły one również, że rzeczywiste wartości indukcji pola magnetycznego, jakie mają miejsce wewnątrz cewki, są zgodne z nastawianymi na pulpicie przyrządu.

W celu zbadania wpływu pola magnetycznego na pracę serca rejestrowano u pacjentów poddanych magnetoterapii elektrokardiogram (EKG) według standardowej metody z odprowadzeń kończynowych Einthovena oraz fonokardiogram (FKG). Z ich przebiegu wyznaczano czasy  $R_{k+1}-R_k$ , jakie upływały między kolejnymi załamkami R (krzywa EKG), oraz czasy  $T_{k+1}-T_k$  między kolejnymi pierwszymi tonami serca (krzywa FKG). Pomiaru prowadzono w sposób ciągły przez 25–30 min, przy czym rozpoczynano je 5 minut przed zastosowaniem magnetoterapii. Przez kolejne 15–20 min stosowano magnetoterapię i pomiary odbyły się w okresie, w którym pacjent był poddany działaniu pola magnetycznego. Przez ostatnie 5 min pomiary prowadzono po zakończeniu magnetoterapii. Sygnały EKG i FKG przekazywano do komputera poprzez port szeregowy na wejście karty dźwiękowej i zapisywano na dysku. Częstotliwość pomiarów wynosiła 200 Hz (częstotliwość próbkowania). Potencjały elektrokardiograficzne uzyskiwano za pomocą aparatu EKG „ASCARD A4”, produkowanego przez Zakłady Elektroniki Medycznej „Aspel” w Zabierzowie koło Krakowa. Okazało się, że prawidłowymi, nadającymi się do dalszej obróbki, były tylko te sygnały EKG, które zarejestrowano w 5-minutowych okresach bezpośrednio przed magnetoterapią i po jej stosowaniu. Wyniki pomiarów wykonywanych w trakcie magnetoterapii nie nadawały się do sporządzenia prawidłowej analizy, gdyż na powierzchni ciała człowieka oraz w jego wnętrzu wytwarzane są przez zmienne pola magnetyczne potencjały elektryczne, których wartość znacznie przewyższa amplitudę potencjałów EKG. Występująca interferencja obu tych sygnałów uniemożliwia wyodrębnienie czystego, nadającego się do pomiaru sygnału EKG. Wpływ pola magnetycznego na częstość akcji serca można oceniać w naszych badaniach tylko na podstawie wyników pomiarów uzyskanych przed magnetoterapią i po niej. W trakcie magnetoterapii, odmiennie niż w wypadku pomiarów EKG, uzyskano prawidłowe — pozbawione bezpośredniego wpływu pola magnetycznego — wyniki pomiarów potencjałów fonokardiograficznych. Powstają one, jak wiadomo, dzięki przetworzeniu przez aparaturę fonokardiograficzną sygnałów akustycznych, towarzyszących mechanicznej pracy serca. W niniejszych badaniach potencjały fonokardiograficzne były wytwarzane za pomocą eksperymentalnej aparatury, złożonej z mikrofONU balistycznego i specjalnego wzmacniacza.

Mikrofon był zawsze umieszczany na piersi badanego pacjenta w okolicy uderzenia koniuszkowego serca za pomocą opaski gumowej. W wyniku przeprowadzonych doświadczeń okazało się, że stosowane w magnetoterapii pole magnetyczne nie wpływa bezpośrednio na powstałe potencjały FKG, jak to się dzieje w wypadku pomiarów potencjałów EKG. Można więc było prowadzić pomiary potencjałów FKG i rejestrować ich wyniki również w trakcie działania pola magnetycznego. Powstałe w mikrofonie potencjały fonokardiograficzne zostały wzmocnione i — tak jak w wypadku sygnałów EKG — przekazane poprzez kartę dźwiękową do komputera. Należy jednak nadmienić, że i w takiej sytuacji występowały niekorzystne zjawiska, powodujące pojawianie się zakłóceń w odbiorze sygnałów, co wymagało dodatkowych czynności przy późniejszej ich obróbce. Można tu z całą pewnością wymienić m.in.: zjawiska akustyczne związane z oddychaniem i pracą układu pokarmowego pacjentów, mimowolne ruchy badanych osób oraz występujący w sali chorych dość wysoki poziom natężenia dźwięków. W pierwszym etapie obróbki sygnał FKG (ryc. 1A) został odjęty od jego wartości średniej, a następnie wyliczono wartość bezwzględną takiej różnicy. Następnie zastosowano 2-krotnie 11-punktowy filtr uśredniający. Tak przefiltrowany sygnał pozwalał na dokładne określenie na krzywej FKG (ryc. 1B) momentów  $T_k$ , w których wystąpiły pierwsze tony serca. Czynność tę prowadzono automatycznie na podstawie standardowego kryterium różniczkowego. Została ona dodatkowo sprawdzona w celu wyeliminowania tonów niewłaściwie zidentyfikowanych bądź niezidentyfikowanych w trakcie procedury automatycznej.

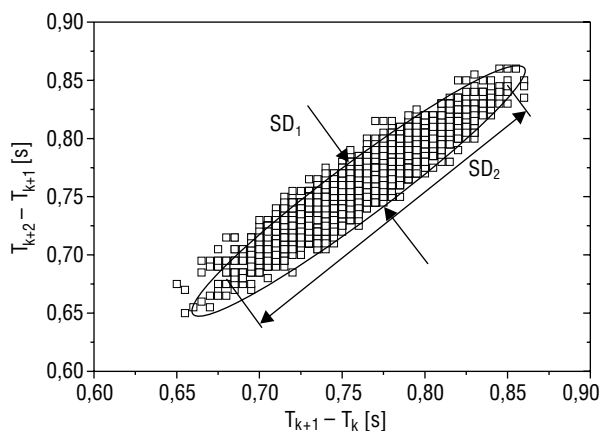
Ocenę działania pola magnetycznego na częstość akcji serca przeprowadzono na podstawie analizy średnich odstępów  $R_{k+1}-R_k$  oraz czasów  $T_{k+1}-T_k$ , które uzyskano z pomiarów przed magnetoterapią, w jej trakcie i po jej zastosowaniu. Istotność różnic między średnimi czasów, jakie nastąpiły w poszczególnych okresach, oceniono za pomocą testu dla par zmiennych skojarzonych opartego na rozkładzie  $t$ -Studenta. Ponieważ w przeprowadzonej w ten sposób analizie nie wykazano istotnego wpływu stosowanego pola magnetycznego na częstość akcji serca analizie poddano nieliniowe parametry uzyskane z pomiarów FKG i EKG, czyli eksponenty skalowania, diagramy Poincarego oraz entropie. W tym celu utworzono funkcję, której wartości stanowią wyrazy szeregu liczbowego, utworzonego ze średnich czasów, jakie upływały między kolejnymi pierwszymi tonami serca  $T_{k+1}-T_k$  w poszczególnych okresach pomiarowych (szereg czasowy). Podobną



**Rycina 1.** Typowy sygnał fonokardiograficzny przed filtracją (A) i po filtracji (B)

**Figure 1.** Typical phonocardiographic non-filtered (A) and filtered (B) recording

procedurę zastosowano w wypadku pomiarów czasów  $R_{k+1}-R_k$ , uzyskanych z analizy EKG. Eksponenty skalowania wyznaczono metodą DFA (*detrended fluctuation analysis*), która pozwala na wyliczenie miar fraktalnych korelacji w szeregu czasowym. W wyniku analizy otrzymuje się zależność wartości fluktuacji  $s$  od długości szeregu czasowego [17, 18]. Dla układu nieliniowego zależność ta, przedstawiona na wykresie podwójnie logarytmicznym, jest linią prostą, którą charakteryzuje tangens kąta jej nachylenia do osi — eksponenta skalowania. Wyznaczono dwie eksponenty skalowania:  $\alpha_1$  — charakteryzującą fluktuacje krótkoczasowe (w czasie 4–10 skurczów serca), i  $\alpha_2$  — odnoszącą się do fluktuacji w czasie dłuższym. Diagram Poincarego to wykres, na którym każdy czas  $T_{k+2}-T_{k+1}$ , upływający między dwoma kolejnymi tonami, jest przedstawiany w funkcji czasu  $T_{k+1}-T_k$ , który upłynął między tonami bezpośrednio go poprzedzającymi. Punkty takiego wykresu są zgrupowane wokół linii zgodności ( $x = y$ ), przechodzącej przez początek układu współrzędnych. Analiza diagramu Poincarego polega na dopasowaniu elipsy do wykresu i wy-



Rycina 2. Charakterystyki diagramu Poincarego

Figure 2. Poincare plot characteristics

znaczeniu długości jej osi (ryc. 2). Długość osi długiej ( $SD_2$ ) jest związana z długoczasową zmiennością akcji serca. Długość osi krótkiej ( $SD_1$ ) opisuje krótkoczasową zmienność tej akcji [19]. Entropia układu  $K_2$ , którą wyznacza się na podstawie tzw. całki korelacyjnej (opisanej przez dwa parametry — liczbę naturalną  $m$  i małą liczbę rzeczywistą  $\varepsilon$ ), ciągu utworzonego z wyników pomiarów  $T_{k+1}-T_k$ , charakteryzuje ilość informacji wprowadzanej przez każdy kolejny pomiar [20].

## Wyniki i wnioski

Zestawione wartości średnie wyników pomiarów czasów  $T_{k+1}-T_k$  wraz z ich odchyleniami standardowymi, długości elips diagramów Poincarego, eksponenty skalowania  $\alpha_1$  i  $\alpha_2$  oraz entropie  $K_2$  (wyznaczone dla szeregu czasowego o parametrach  $m = 24$  i  $\varepsilon = 0,02$ ) przedstawiono w tabeli 1. Za-

warte są w niej również wyniki oceny istotności różnic między wartościami odpowiednich parametrów, wyznaczonych w poszczególnych okresach pomiarowych, czyli przed magnetoterapią, w trakcie jej trwania oraz po zakończeniu jej działania. Wyniki nieliniowej analizy sygnału EKG, uzyskane na podstawie pomiarów odstępów między kolejnymi załawkami  $R_{k+1}-R_k$ , wykonane w 5-minutowych okresach przed magnetoterapią i po jej zastosowaniu, przedstawiono w tabeli 2.

W niniejszej publikacji zamieszczono tylko ryciny odnoszące się do rezultatów pomiarów FKG, gdyż dotyczą one wszystkich trzech okresów, w których prowadzono badania, tzn. przed magnetoterapią, w jej trakcie i po jej zastosowaniu. Na rycinie 3 przedstawiono wyniki pomiarów czasów  $T_{k+1}-T_k$  sygnału FKG oraz ich średnią ruchomą z 5-minutowych okresów działania pola magnetycznego. Diagram Poincarego, utworzony na podstawie pomiarów potencjałów FKG w trakcie działania pola magnetycznego z zaznaczonymi osiami  $SD_1$  oraz  $SD_2$ , przedstawiono na rycinie 2, zaś typowy wynik procedury wyznaczania eksponent skalowania  $\alpha_1$  i  $\alpha_2$  zobrazowano na rycinie 4.

Zawarte w tabeli 1 wyniki przeprowadzonej analizy nieliniowych parametrów krzywych fonokardiograficznych, uzyskanych w warunkach działania na serce pól magnetycznych o indukcji 0,3 mT i 0,5 mT oraz częstotliwości 30 Hz i 50 Hz, a także otrzymanych pod jego nieobecność, wskazują na brak istotnych różnic pomiędzy zapisami FKG, uzyskiwanymi w trakcie całego okresu badania pacjentów. Również zawarte w tabeli 2 wyniki badań, uzyskane na podstawie pomiarów EKG, wskazują na brak istotnych różnic między wartościami nieliniowych parametrów krzywych EKG przed magnetoterapią i po jej zastosowaniu.

Tabela 1. Wyniki nieliniowej analizy sygnału fonokardiograficznego

Table 1. Results of phonocardiography non-linear analysis

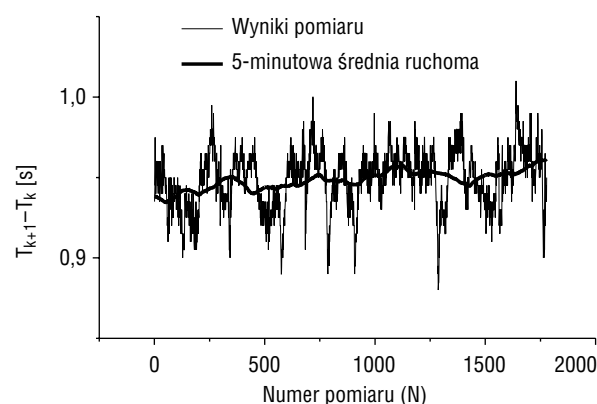
Parametr	Pomiar przed magnetoterapią	p	Pomiar w trakcie magnetoterapii	p	Pomiar po magnetoterapii
$T_{k+1}-T_k$ [s]	$0,88 \pm 0,09$	> 0,1	$0,89 \pm 0,09$	> 0,1	$0,88 \pm 0,10$
$SD_2$ [s]	$0,058 \pm 0,017$	> 0,1	$0,062 \pm 0,018$	> 0,1	$0,064 \pm 0,019$
$SD_1$ [s]	$0,038 \pm 0,016$	> 0,1	$0,036 \pm 0,016$	> 0,1	$0,038 \pm 0,017$
$\alpha_1$	$0,72 \pm 0,21$	> 0,1	$0,75 \pm 0,17$	> 0,1	$0,79 \pm 0,21$
$\alpha_2$	$0,75 \pm 0,17$	0,06	$0,80 \pm 0,17$	> 0,1	$0,78 \pm 0,18$
$K_2$	$0,32 \pm 0,24$	> 0,1	$0,31 \pm 0,23$	> 0,1	$0,29 \pm 0,22$

$T_{k+1}-T_k$  (mean time between followed first heart sounds) — średni czas między kolejnymi pierwszymi tonami serca;  $SD_2$  (long axis of Poincare plot) — długość osi długiej diagramu Poincarego, określająca długoczasową zmienność akcji serca;  $SD_1$  (short axis of Poincare plot) — długość osi krótkiej diagramu Poincarego, określająca krótkoczasową zmienność akcji serca;  $\alpha_1$  (fractal scaling exponent of short-term fluctuations) — eksponenta skalowania fluktuacji krótkoczasowych;  $\alpha_2$  (fractal scaling exponent of long-term fluctuations) — eksponenta skalowania fluktuacji długoczasowych;  $K_2$  (entropy) — entropia

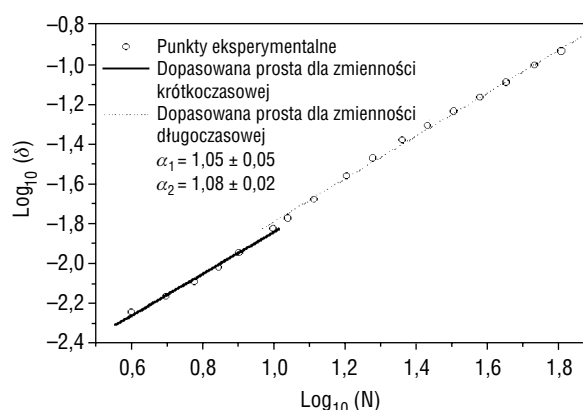
**Tabela 2.** Wyniki nieliniowej analizy sygnału EKG**Table 2.** Results of RR-intervals non-linear analysis

Parametr	Pomiar przed magnetoterapią	Pomiar po magnetoterapii	p
$R_{k+1}-R_k$ [s]	$0,88 \pm 0,08$	$0,88 \pm 0,10$	$> 0,1$
$SD_2$ [s]	$0,060 \pm 0,016$	$0,064 \pm 0,018$	$> 0,1$
$SD_1$ [s]	$0,037 \pm 0,015$	$0,038 \pm 0,016$	$> 0,1$
$\alpha_1$	$0,71 \pm 0,20$	$0,78 \pm 0,21$	$> 0,1$
$\alpha_2$	$0,74 \pm 0,16$	$0,77 \pm 0,17$	$> 0,1$
$K_2$	$0,32 \pm 0,23$	$0,30 \pm 0,20$	$> 0,1$

$R_{k+1}-R_k$  (mean RR interval) — średni odstęp między kolejnymi załamkami R; pozostałe oznaczenia jak w tabeli 1

**Rycina 3.** Wyniki pomiarów sygnału fonokardiograficznego**Figure 3.** Results of phonocardiography analysis

Wyniki niniejszych badań mogą świadczyć o racji tych autorów, którzy uważają, że pola magnetyczne o parametrach stosowanych w magnetoterapii nie mają zauważalnego — ani pozytywnego, ani negatywnego — wpływu na częstość akcji serca [6–8]. Wydaje się więc słuszne twierdzenie, że zabiegi terapeutyczne z udziałem magnetoterapii nie zwiększają ryzyka powikłań ze strony układu sercowo-naczyniowego u leczonych pacjentów. Należy jednak podkreślić, że powyższe wnioski wynikają jedynie z badań przeprowadzonych w trakcie zabiegów klinicznych i z oczywistych powodów dotyczą one badanych efektów, które są wywołane

**Rycina 4.** Eksponenty skalowania  $\alpha_1$  i  $\alpha_2$  uzyskane z pomiarów sygnału fonokardiograficznego w trakcie magnetoterapii**Figure 4.** Results of phonocardiography analysis — fractal scaling exponents  $\alpha_1$  and  $\alpha_2$ 

polami magnetycznymi charakteryzującymi się ściśle określonymi wartościami indukcji oraz częstotliwości. Nie można więc wykluczyć wpływu na pracę serca pól magnetycznych, posiadających inne niż używane w trakcie badań parametry. Skutki wywołane działaniem pola magnetycznego na pracę serca mogą z oczywistych powodów zależeć również od czasu jego działania. W związku z tym w grupie ochotników planuje się przeprowadzenie dalszych badań, z zastosowaniem pola magnetycznego o podobnych jak w prezentowanej pracy parametrach, ale dłużej działającego.

## Streszczenie

### Wpływ zmiennego pola magnetycznego na parametry pracy serca

**Wstęp:** W pracy przedstawiono wyniki działania magnetoterapii na czynność serca pacjentów, u których prowadzono w warunkach klinicznych lecznicze zabiegi rehabilitacyjne po przebytych wcześniej urazach kręgosłupa lędźwiowego oraz stawów biodrowych.

**Materiał i metody:** Stosowano przewidziane w takich przypadkach sinusoidalnie zmienne pola magnetyczne o następujących parametrach: indukcja 0,3 mT, częstotliwość 30 Hz (w rehabilitacji kręgosłupa lędźwiowego) oraz odpowiednio: 0,5 mT i 50 Hz (w rehabilitacji stawów biodrowych). Ocenę przeprowadzono na podstawie analizy nieliniowych parametrów krzywych obrazujących akcję serca: eksponent skalowania, które wyznaczono metodą DFA (detrended fluctuation analysis), diagramów Poincarego i entropii. Parametry te wyznaczono z pomiarów sygnałów fonokardiograficznych i elektrokardiograficznych, przeprowadzonych w trakcie działania pola magnetycznego oraz w 5-minutowych okresach bezpośrednio przed jego zastosowaniem i po nim.

**Wyniki i wnioski:** W analizie otrzymanych wyników nie stwierdzono istotnych różnic pomiędzy rezultatami pomiarów na podstawie fonokardiogramu, jakie miały miejsce w trakcie działania pola magnetycznego oraz przed jego zastosowaniem i po tym okresie. Podobne wnioski dotyczą również analizy EKG zarejestrowanego przed magnetoterapią i po jej zastosowaniu. (Folia Cardiol. 2003; 10: 695–700)

### pole magnetyczne, fonokardiografia, teoria chaosu

#### Piśmiennictwo

1. Maresh C., Cook M.R., Cohen H.D., Graham C., Gunn W. Exercise testing in the evaluation of human responses to powerline frequency fields. *Aviation, Space and Environmental Medicine*, December 1988; 1139–1145.
2. Cook M.R., Graham C., Cohen H.D., Gerkovich M.M. A replication study of human exposure to 60 Hz fields: Effects of neurobehavioral measures. *Bioelectromagnetics* 1992; 13: 261–285.
3. Sastre A., Cook M.R., Graham C. Nocturnal exposure to intermittent 60 Hz magnetic fields alters human cardiac rhythm. *Bioelectromagnetics* 1998; 19: 98–106.
4. Korpinen L., Partanen J. Influence of 50 Hz electric and magnetic fields on the pulse rate of human heart. *Bioelectromagnetics* 1994; 15: 503–512.
5. Whittington C.J., Podd J.V., Rapley B.R. Acute effects of 50 Hz magnetic field exposure on human visual task and cardiovascular performance. *Bioelectromagnetics* 1996; 17: 131–137.
6. Déoux S., Déoux P., Szabason F. Occupational 50 Hz magnetic field exposure and human heart rate: a case report. *Electro- and Magnetobiology* 1997; 16: 153–159.
7. Kaplan D.T., Goldberger A.L. Chaos in cardiology. *J. Cardiovasc. Electrophysiol.* 1996; 4: 337–342.
8. Goldberger A.L. Non-linear dynamics for clinicians: chaos theory, fractals and complexity at the bedside. *Lancet* 1996; 347: 1312–1314.
9. Goldberger A.L., West B.J. Applications of nonlinear dynamics to clinical cardiology. *Ann. N.Y. Acad. Sci.* 1987; 504: 155–212.
10. Pincus S.M., Goldberger A.L. Physiologic time-series analysis: what does regularity quantify? *Am. J. Physiol.* 1994; 226: H-1643–H-1656.
11. Denton T.A., Diamond G.A., Helfant R.H., Khan S., Karagueuzian H. Fascinating rhythm: a primer on chaos theory and its applications to cardiology. *Am. Heart J.* 1990; 120: 1419–1439.
12. Ho K.K.L., Moody G.B., Peng C.K., Mietus J.E., Larson M.G., Levy D., Goldberger A.L. Predicting survival in heart failure cases and controls using fully automated methods for deriving nonlinear and conventional indices of heart rate dynamics. *Circulation* 1997; 96: 842–848.
13. Woo M.A., Stevenson W.G., Moser D.K., Middlekauff H.R. Complex heart rate variability and serum norepinephrine levels in patients with advanced heart failure. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1994; 23: 565–569.
14. Brouwer J., van Veldhuisen D.J., Man in't Veld A.J. Prognostic value of heart rate variability during long-term follow-up in patients with mild to moderate heart failure. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1996; 28: 1183–1189.
15. Iyengar N., Peng C.K., Morin R., Goldberger A.L., Lipsitz L.A. Age-related alterations in the fractal scaling of cardiac interbeat interval dynamics. *Am. J. Physiol.* 1996; 271: R-1078–R-1084.
16. Peng C.K., Havlin S., Stanley H.E., Goldberger A.L. Quantification of scaling exponents and crossover phenomena in nonstationary heartbeat time series. *Chaos* 1995; 5: 82–87.
17. Grassberger P., Procaccia I. Dimensions and entropies of strange attractors from a fluctuating dynamics approach. *Physica D.* 1984; 13: 34–54.
18. Sieroń A., Cieślak G., Adamek M. Magnetoterapia i laseroterapia. Śląska Akademia Medyczna, Katowice 1994.
19. Sait M.L., Wood A.W., Sadafi H.A. A study of heart rate variability in human subjects exposed to occupational levels of 50 Hz circularly polarised magnetic fields. *Medical Engineering & Physics* 1999; 21: 361–369.