

Zbigniew DUNAJSKI, Tadeusz PAŁKO
POLITECHNIKA WARSZAWSKA, WYDZIAŁ MECHATRONIKI

Wizualizacja parametrów i aktywności elektrycznej mózgu

Prof. dr hab. Zbigniew DUNAJSKI



Posiada wieloletnie doświadczenia naukowe i naukowo-dydaktyczne uzyskane w pracy w instytutach PAN (IPPT, JA, JCS, IBiB) oraz uczelniach zagranicznych (Twente University, Eindhoven University of Technology). Wiele opracowań naukowych było wdrożonych. Opublikował w czasopiśmie krajowych i zagranicznych ponad 200 prac naukowych oraz 6 monografii. Ma uznaną pozycję światową w zakresie biomagnetyzmu i magnetometrii a jego prace są cytowane w książkach i publikacjach wielu autorów.

e-mail: Z.Dunajski@mchtr.pw.edu.pl

Streszczenie

Mózg wraz z otaczającymi go tkankami stanowi przewodnik objętościowy zawierający struktury aktywne elektrycznie. Odzwierciedleniem aktywności ośrodków w mózgu jest rozkład potencjałów na powierzchni skóry głowy oraz pola magnetycznego w przestrzeni dookoła głowy. W niniejszym artykule opisane zostały modele ośrodków aktywnych i różne metody modelowania głowy, jako przewodnika objętościowego, dla potrzeb lokalizacji ośrodków pobudzenia w mózgu na podstawie zapisów EEG lub MEG. Omówiono zalety i niedostatków poszczególnych modeli. Przedstawiono model złożony z elementów przestrzennych, pozwalający na dokładne odzwierciedlenie zarówno anizotropii, jak i niejednorodności przewodności elektrycznej tkanek. Model taki pozwala na osiągnięcie bardzo dobrej dokładności lokalizacji ośrodków pobudzenia w mózgu. W Instytucie Inżynierii Precyzyjnej i Biomedycznej Politechniki Warszawskiej powstało oprogramowanie do tworzenia modeli głowy na podstawie obrazów przekrojów mózgu. Oprogramowanie to pozwala tworzyć realistyczne modele głowy, których parametry mogą być ustalane przez użytkownika dla każdego indywidualnego przypadku oraz uwzględnianie elektrycznych właściwości tkanek głowy. Przedstawiono również możliwości spektroskopii i tomografii elektroimpedancyjnej.

Słowa kluczowe: elektroencefalografia, lokalizacja źródeł, spektroskopia impedancyjna, tomografia impedancyjna.

Visualization of parameters and electrical activity of the brain

Abstract

The brain with its surrounding tissues is a multicompartiment electrical conductor. The activity is observed as distribution of electric potentials on a scalp and as magnetic field over the head. The different methods of head modelling for a localization of the active sources within the brain based on EEG or MEG recordings are discussed in this article as well as the advantages and drawback of the described models. A model consisting of the volume elements was presented which can take into account an anisotropy and the inhomogeneities of the tissues. This can significantly increase an accuracy of the localization of the active sources within the brain. A computer program to construct the models of the head from the images of the brain slices was elaborated in Institute of Prec. and Biomedical Engineering. The program enables creation the models with parameters which can be set by a user for every individual case and which are conformable to a growing knowledge about the electrical properties of the head tissues. The application of the electroimpedance tomography for tissue characterisation is also presented.

Keywords: electroencephalography, source localization, impedance spectroscopy, impedance tomography.

1. Wstęp

Ciało człowieka lub jego fragmenty rozpatruje się jako przewodnik objętościowy. W przewodniku tym znajdują się źródła napięć i prądów elektrycznych towarzyszących zjawiskom fizjologicznym. Rozpływ prądu w przewodniku zależy od parametrów elektrycznych tkanek tj. od rozkładu impedancji.

Prof. dr hab. inż. Tadeusz PAŁKO



Dyrektor Instytutu Inżynierii Precyzyjnej i Biomedycznej na Wydziale Mechatroniki Politechniki Warszawskiej. Jest prezesem Polskiego Komitetu Inżynierii Biomedycznej SEP i członkiem dwóch Komitetów PAN: Fizyki Medycznej i Radiobiologii, a także Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej. Jego zainteresowania naukowe obejmują techniki odbioru (sensoryka) i przetwarzania sygnałów biologicznych oraz opracowywanie aparatury medycznej, a także oprzyrządowania dla medycyny interwencyjnej.

e-mail: T.Palko@mchtr.pw.edu.pl

Analiza pól elektrycznych i magnetycznych obejmuje dwa podstawowe zagadnienia:

- pierwotne, polegające na określeniu rozkładu pola pochodzącego od znanego rozkładu prądów
- zagadnienie odwrotne, polegające na określeniu rozkładu prądów na podstawie pomierzonego rozkładu potencjałów lub pola magnetycznego.

Źródło pola elektrycznego lub magnetycznego przedstawia się najczęściej jako dipol prądowy, zbiór dipoli o znanym rozkładzie przestrzennym lub dipol magnetyczny. Najczęściej zagadnienie pierwotne sprowadza się do znalezienia rozkładu potencjałów na powierzchni ciała lub rozkładu pola magnetycznego z prawa Biota-Savarta, przy założonym rozkładzie gęstości prądu w obszarze źródła

$$V(r) = \frac{1}{4\pi\sigma} \frac{\mathbf{J} \cdot \mathbf{r}}{r^3}$$

$$\mathbf{B}(r) = \frac{\mu}{4\pi} \iiint_v \frac{\mathbf{J} \times \mathbf{r}}{r^3} dv$$

gdzie \mathbf{J} - gęstość prądu w obszarze dv , r - odległość między punktem pomiaru a elementem dv .

W badaniach bioelektromagnetyzmu występują oba zagadnienia. Zagadnienie pierwotne, teoretycznie, ma jednoznaczne rozwiązanie, natomiast zagadnienie odwrotne nie ma jednoznacznego rozwiązania. Z punktu widzenia badania źródeł potencjałów i pól magnetycznych dla pogłębienia wiedzy o procesach fizjologicznych, częściej musimy rozwiązywać zagadnienie odwrotne. W jednoznacznym rozwiązaniu zagadnienia odwrotnego podstawową trudnością jest brak informacji o odległości generatora pola magnetycznego od punktu obserwacji. Przy analizie pól elektrycznych i magnetycznych wywołanych bioprądami modelem źródła jest najczęściej dipol prądowy lub warstwa złożona z dipoli prądowych.

Przy rozwiązywaniu zagadnienia odwrotnego, w każdym indywidualnym przypadku, opracowany jest model źródła potencjałów lub pola magnetycznego, który zapewni najlepszą zgodność obliczeń z wynikami uzyskanymi z pomiarów. Aby zbadać rozkład pól magnetycznych w przestrzeni, często wystarczy zmierzyć w wybranych punktach dwie składowe indukcji, a trzecia może być wyliczona z zależności $\text{div } \mathbf{B} = 0$. W wielu przypadkach ma to istotne znaczenie praktyczne, gdyż pomiar trzeciej składowej może być niemożliwy ze względu na wymiary magnetometru lub ze względu na niedopuszczalne pozycje kriosztatu z ciekłym helum.

Lokalizacja ośrodków pobudzenia w mózgu polega się w znacznej mierze na umiejętnym przeniesieniu zjawisk i obiektów w przestrzeni opisu matematycznego. Najczęściej przyjmuje się, że najdokładniejsze przybliżenie ośrodka aktywnego w mózgu stanowi dipol prądowy określany jako granica iloczynu prądu I , który płynie wzdłuż odcinka skierowanego $\Delta l \rightarrow 0$.

$$p = \lim_{\Delta l \rightarrow 0} I \Delta l \quad (1)$$

Niekiedy wprowadza się także pojęcie warstwy dipolowej. Służy ona do opisu zjawisk związanych z pobudzeniem większej grupy komórek nerwowych. Na podstawie parametrów ośrodka aktywnego (źródła) oraz parametrów modelu głowy wyznacza się rozwiązanie zagadnienia pierwotnego.

2. Modele głowy

Mózg oraz otaczające go warstwy tkanek stanowią przewodnik objętościowy. Mózg otoczony jest kolejno: warstwą płynu mózgowo-rdzeniowego, kością czaszki oraz skórą głowy. Każda z tych warstw oprócz swoistych cech geometrycznych, charakteryzuje się innymi wartościami przewodności elektrycznej. Ponadto w obrębie wymienionych warstw można dokonać dalszego zróżnicowania, czego przykładami są: różnice w przewodności białej i szarej istoty mózgu, kość czaszki zbudowana z trzech warstw, z których zewnętrzne są słabo przewodzące, wewnętrzna natomiast dobrze przewodząca. Niejednorodności elektryczne tkanek mogą być również efektem np. interwencji chirurgicznej.

W dokładniejszej analizie i modelowaniu przewodności elektrycznej tkanek należy uwzględnić również ich anizotropię. W szczególności dużą anizotropią charakteryzuje się istota biała mózgu. Dla porównania w tabeli 1 przedstawione są wartości przewodności różnych tkanek.

Tab. 1. Przewodności elektryczne różnych tkanek
Tab. 1. Electrical conductivity of some tissues

Tkanka	Kierunek	Przewodność [S/m]
Mózg - istota biała	wzdłuż włókien	0.12
	poprzecznie	1.1
Płyn mózgowo-rdzeniowy		1.5
Kość	wzdłuż	0.0033
	poprzecznie	0.001
Skóra głowy		0.12

2.1. Model sferyczny

Najprostszym i najczęściej stosowanym modelem głowy jest jednorodna kula. Zaletami tego modelu są: łatwość implementacji oraz szybkość wyznaczania rozwiązania zagadnienia pierwotnego. Niedostatkami natomiast: konieczność dobrania odpowiedniego promienia, początku układu współrzędnych oraz przyjęcia jednej wartości przewodności dla całego modelu oraz pominięcie informacji o szczegółach geometrii głowy.

Znane jest analityczne rozwiązanie zagadnienia pierwotnego [1, 3], które można przedstawić w uproszczonej formie jako:

$$V_o = p \cdot f(r_s, r_o) \quad (2)$$

$$B_o = p \times f(r_s, r_o) \quad (3)$$

gdzie: V_o - potencjał w punkcie pomiaru, B_o - pole magnetyczne w punkcie pomiaru, p - dipol prądowy, f - funkcja zależna od promienia modelu głowy (r_s) oraz położenia punktu pomiaru (r_o).

2.2. Sferyczny model wielopowłokowy

W sferycznym modelu wielopowłokowym kolejne warstwy odzwierciedlają poszczególne tkanki. Niedostatkami tego modelu jest nieuwzględnienie informacji o szczegółach geometrii głowy jak również o niejednorodnościach i anizotropii przewodności w obrębie poszczególnych tkanek.

Rozwiązanie zagadnienia pierwotnego jest możliwe dzięki zastosowaniu aproksymacji funkcji wyznaczającej potencjał lub pole magnetyczne za pomocą wielomianów Legendre'a [3, 4].

W przypadku wykorzystania modelu sferycznego i pomiaru składowej radialnej indukcji magnetycznej (co jest najczęstsze w praktyce ze względu na realizację sprzętową) nie ma konieczności stosowania modelu sferycznego wielopowłokowego, gdyż składowa radialna indukcji magnetycznej nie zależy od przewodności tkanek.

2.3. Modele realistyczne

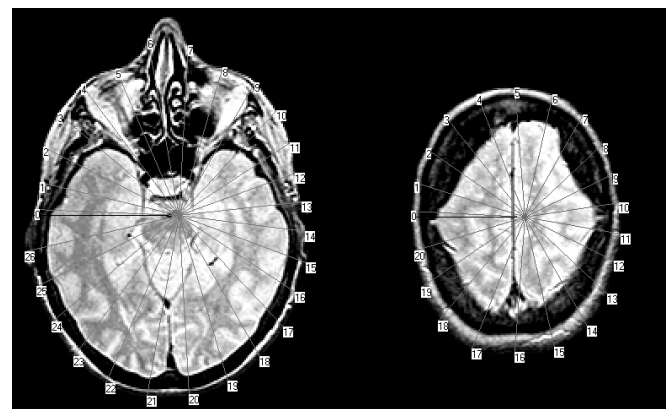
Modele realistyczne pozwalają lepiej przybliżyć rzeczywiste parametry obiektu biologicznego. Wadami tych modeli są: trudność ich konstrukcji oraz czasochłonność obliczeń w przypadku wyznaczania rozwiązania zagadnienia pierwotnego. Podstawą do konstrukcji realistycznych modeli głowy jest seria zdjęć wykonana np. za pomocą magnetycznego rezonansu jądrowego (NMR) bądź tomografii komputerowej wysokiej rozdzielczości (CT).

W celu konstrukcji komputerowego modelu poszczególnych warstw głowy konieczna jest ekstrakcja cech geometrycznych uwidocznionych na poszczególnych przekrojach serii zdjęć. Analiza obrazów możliwa jest za pomocą programu komputerowego opracowanego w Instytucie Inżynierii Precyzyjnej i Biomedycznej PW wykorzystującego następującą strategię:

- na każdym zdjęciu w serii automatycznie znajdowany jest zewnętrzny kontur przekroju głowy,
- po znalezieniu konturów dla wszystkich zdjęć program automatycznie proponuje kontury dla pozostałych warstw (kości czaszki, płynu mózgowo-rdzeniowego oraz mózgu); położenie proponowanych konturów zależy od konturów zewnętrznych oraz od bazy wiedzy zawartej w programie,
- kolejnym krokiem jest wprowadzenie manualnych poprawek położenia punktów składających się na kontur danej warstwy w danym przekroju.

Efektom zastosowania powyższej strategii jest chmura punktów w przestrzeni opisująca geometrię głowy. Możliwe, choć niekonieczne z punktu widzenia dalszego modelowania, jest uzyskanie opisu powierzchni za pomocą funkcji sklepanych (na podstawie chmury punktów).

Kolejny krok stanowi konstrukcja powierzchni bądź obszaru na podstawie chmury punktów. W zależności od potrzeb konstruuje się model złożony z powierzchni bądź złożony z obszarów przestrzennych.



Rys. 1. Dwa przekroje głowy z zaznaczonymi punktami opisującymi kontur
Fig. 1. Cross-sections of the head with points indicated contours

2.3.1. Model realistyczny złożony z powierzchni zamkniętych

Aby utworzyć realistyczny model złożony z powierzchni zamkniętych należy połączyć kontury poszczególnych przekrojów.

Przy analizie potencjałów i pól magnetycznych generowanych przez aktywne ośrodki w mózgu często stosowane i najwygodniejsze jest użycie powierzchni złożonej z trójkątów. Połączenie punktów składających się na kolejne kontury odbywa się z zastosowaniem algorytmu triangulacji 3D. Uzyskany w ten sposób model odzwierciedla bardzo dokładnie geometrię poszczególnych warstw głowy i umożliwia uwzględnienie różnych przewodności.

Do rozwiązania zagadnienia pierwotnego dla tego sposobu modelowania wykorzystuje się metodę elementów brzegowych [1, 5]. Podstawą wyznaczenia rozwiązania numerycznego dla potencjału oraz pól magnetycznych są równania (4) i (5). Przyjmujemy obszar G złożony ze skończonej liczby podobszarów o przewodnościach σ_j . Podobszary ograniczone są powierzchniami S_j .

$$\frac{\sigma_k^+ + \sigma_k^-}{2} V(\vec{r}) = \sigma_n V_0(\vec{r}) + \sum_{j=1}^n \frac{\sigma_j^+ - \sigma_j^-}{4\pi} \int_{S_j} V(\vec{r}') \vec{n}(\vec{r}') \cdot \frac{\vec{r} - \vec{r}'}{|\vec{r} - \vec{r}'|^3} dS_j \quad (4)$$

gdzie: $V_0(\vec{r})$ - potencjał w jednorodnej przestrzeni, σ_n - przewodność w podobszarze zawierającym źródło, σ_k^+, σ_k^- - przewodności na zewnątrz i wewnątrz podobszaru ograniczonego powierzchnią S_k .

$$\vec{B}(\vec{r}) = \vec{B}_0(\vec{r}) + \frac{\mu_0}{4\pi} \sum_{j=1}^n (\sigma_j^+ - \sigma_j^-) \int_{S_j} V(\vec{r}') \vec{n}(\vec{r}') \times \frac{\vec{r} - \vec{r}'}{|\vec{r} - \vec{r}'|^3} dS_j \quad (5)$$

gdzie: $\vec{B}_0(\vec{r})$ - indukcja magnetyczna w jednorodnej przestrzeni, σ_j^+, σ_j^- - przewodności na zewnątrz i wewnątrz podobszaru ograniczonego powierzchnią S_j , $\vec{n}(\vec{r}')$ - wektor jednostkowy.

Jak wynika z równania (5), do wyznaczenia indukcji magnetycznej niezbędne jest uprzednie wyznaczenie rozkładu potencjałów V .

Obie zależności - (4) i (5) - składają się z dwóch członów: pierwszy z nich odpowiada rozkładowi indukcji lub potencjałów w ośrodku nieskończonym, natomiast drugi zależy od rozkładu potencjałów na powierzchniach ograniczających kolejne podobszary oraz od geometrii tych podobszarów.

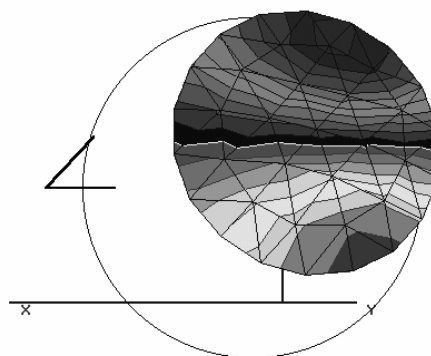
Wadami zastosowania metody elementów granicznych są: złożoność i czasochłonność obliczeń, a także brak możliwości uwzględnienia niejednorodności i anizotropii tkanek w obrębie poszczególnych warstw modelu głowy.

2.3.2. Model realistyczny złożony z elementów przestrzennych

Model realistyczny złożony z elementów przestrzennych pozwala na najdokładniejsze uwzględnienie parametrów rzeczywistego ośrodka przewodzącego. Konstrukcja takiego modelu jest jednak o wiele bardziej złożona niż modeli opisywanych powyżej. Na podstawie chmury punktów opisującej powierzchnie poszczególnych warstw głowy konstruuje się model złożony z elementów przestrzennych - czworościanów. Zastosowanie w tym wypadku znajduje np. algorytm Delaunaya [2]. Do wyznaczenia rozwiązania zagadnienia pierwotnego dla modelu złożonego z elementów przestrzennych wykorzystywana jest metoda elementów skończonych. Dzięki temu każdy czworościan wchodzący w skład modelu może być opisywany innym tensorem przewodności. Pozwala to na uwzględnienie tak anizotropii, jak i niejednorodności w obrębie poszczególnych warstw.

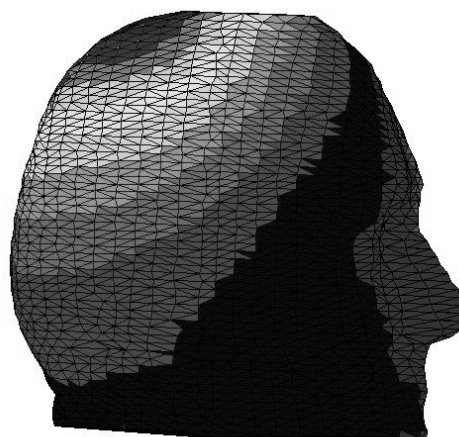
Rozwiązania zagadnienia pierwotnego w przypadku metody elementu skończonego polega na wyznaczeniu wartości potencjałów w punktach narożnych wszystkich elementów przy uwzględnieniu tensorów przewodności, funkcji kształtu elementów oraz odpowiednich warunków brzegowych. Zagadnienia te opisane są w pracach [2, 6].

Wadą przedstawionego sposobu modelowania jest jego złożoność obliczeniowa i czasochłonność związana zarówno z rozwiązaniem zagadnienia pierwotnego, jak i z konstrukcją samego modelu głowy.



Rys. 2. Widoczny rozkład składowej indukcji magnetycznej na sferycznym modelu głowy

Fig. 2. Distribution of radial component of magnetic induction for spherical model of the head



Rys. 3. Rozkład potencjałów na powierzchni realistycznego modelu głowy

Fig. 3. Distribution of electrical potentials on the surface of realistic head model

Wszystkie obrazy pochodzą z programu DIPOL służącego do lokalizacji ośrodków pobudzenia w mózgu i opracowanego w Instytucie Inżynierii Precyzyjnej i Biomedycznej PW.

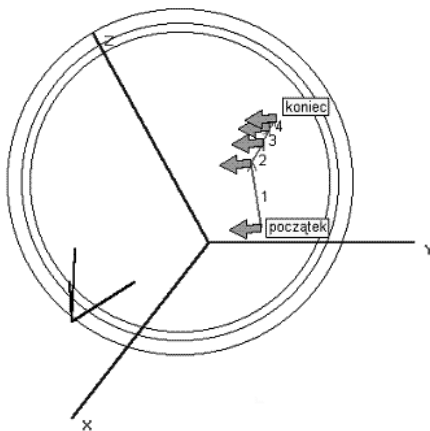
Ze względu na to, że badaniu EEG i MEG podlega tylko pewna część głowy, dla zwiększenia dokładności obliczeń stosuje się dla wybranych obszarów metodę zagęszczania siatki trójkątów lub czworościanów. Należy jednak pamiętać, że zwiększanie liczby elementów proporcjonalnie wydłuża czas obliczeń.

3. Lokalizacja ośrodków aktywnych

Na podstawie zapisów EEG bądź też MEG możliwe jest przeprowadzenie lokalizacji ośrodka lub ośrodków pobudzenia w mózgu, co w literaturze określane jest jako zagadnienie odwrotne. Ze względu na to, że zagadnienie odwrotne nie ma jednoznacznego rozwiązania, konieczne jest zastosowanie algorytmu, który w kolejnych iteracjach porównuje rozkład zmierzony z rozkładem obliczonym dla założonego ośrodka pobudzenia. Działanie algorytmu przerywane jest w momencie osiągnięcia minimalnej różnicy między tymi rozkładami. Algorytm zaproponowany przez D. Marquardta służy do estymacji nieliniowych parametrów z wykorzystaniem minimalizacji średniokwadratowej. Może być on stosowany w sytuacji, jeżeli mamy dane wartości pewnej funkcji w określonych punktach, lecz nie znamy wartości parametrów, od których funkcja ta zależy w sposób nieliniowy.

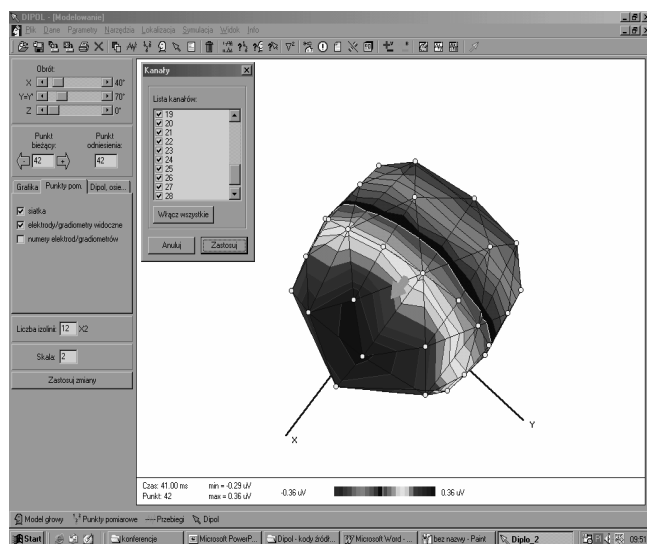
W przypadku pomiarów EEG i MEG jako wyniki pomiaru otrzymujemy wartości potencjałów lub indukcji magnetycznej w określonych punktach na powierzchni głowy lub nad nią. Nieznane są natomiast współrzędne przestrzenne ośrodka pobudzenia

modelowanego dipolem prądowym. Ponieważ bezpośrednio na podstawie wyników pomiarów nie można ich jednoznacznie określić, niezbędne staje się zastosowanie procedury iteracyjnej, która w kolejnych krokach wyznacza kolejne przybliżenia poszukiwanych współrzędnych źródła pobudzenia, a tym samym znajduje rozwiązanie zagadnienia odwrotnego. Algorytm Marquardta jest rozwinięciem znanej metody aproksymacji średniokwadratowej Gaussa-Newtona. Zasadę tę ilustruje rys. 4, na którym poglądowo przedstawiono kolejne przybliżenia rzeczywistych pozycji dipola.



Rys. 4. Pozycje dipola w kolejnych krokach algorytmu
Fig. 4. Dipol position in consecutive sequence of algorithm

W celu uzyskania jak największej dokładności lokalizacji ośrodków pobudzenia należy zastosować model głowy, który będzie odpowiednio opisywał geometrię jej kolejnych warstw oraz ich parametry elektryczne. Szczególne nadzieje wiąże się z zastosowaniem modelu złożonego z elementów przestrzennych, pozwalającego na dokładne odzwierciedlenie zarówno anizotropii, jak i niejednorodności przewodności elektrycznej tkanek [7, 8].



Rys. 5. Wizualizacja rozkładu potencjałów na powierzchni głowy uzyskane za pomocą programu DIPOL

Fig. 5. Visualization of potential distribution on the surface of the head calculated by DIPOL program

4. Spektrometria i tomografia elektroimpedancyjna

Informację o przewodności tkanek można uzyskać z pomiarów impedancji. Pomiar zależności pomiędzy impedancją tkanek

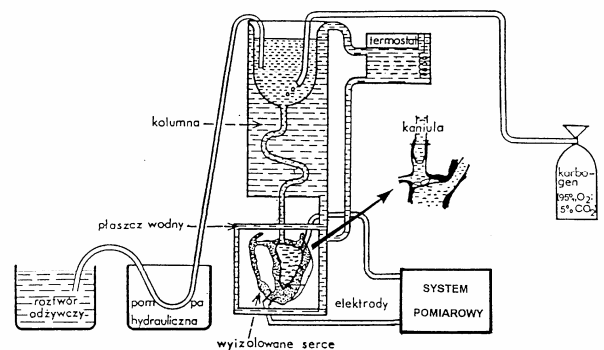
a częstotliwością prądu stosowanego w pomiarach nazywane spektrometrią impedancyjną mają fundamentalne znaczenie w badaniach podstawowych zwłaszcza z zakresu fizjologii i patofizjologii [8]. Pomiar takie znajdują również zastosowanie praktyczne przy wyznaczaniu stosunku płynu komórkowego do międzykomórkowego, w pomiarach masy mięśni, tłuszczu i innych składników w stosunku do masy ciała. Pomiar impedancji są także coraz szerzej wykorzystywane w biotechnologii oraz medycynie eksperymentalnej. Np. przeprowadzone badania biernych właściwości elektrycznych mięśnia serca oraz impedancji tkanek wyizolowanych serc szczura dla różnych częstotliwości pomiarowych i w zależności od stanu odżywiania serca ustalonego przez zmianę warunków perfuzji naczyń wieńcowych były podstawą dla obiektywnego ustalenia możliwości diagnostycznych metod impedancyjnych w odniesieniu do choroby niedokrwiennej serca. Metody pomiaru modułu i kąta fazowego impedancji dla różnych częstotliwości prądu i stanowisko pomiarowe zostały opracowane i zrealizowane w Instytucie Inżynierii Precyzyjnej i Biomedycznej Politechniki Warszawskiej.

W celu przeprowadzenia badań impedancji izolowanych serc szczura dla różnych częstotliwości pomiarowych z regulowaną perfuzją płynów odżywczych w naczyniach wieńcowych serca wykonano specjalne stanowisko badawcze (rys. 6), które składa się z dwóch urządzeń:

- do perfuzji naczyń techniką Langendorffa;
- do pomiaru modułu i kąta fazowego impedancji tkanek dla różnych częstotliwości prądu aplikacyjnego.

$$Z = R + jX = |Z|e^{j\theta}$$

Do perfuzji naczyń wieńcowych zostało zaadoptowane urządzenie stosowane do innych eksperymentów na izolowanych sercach wykorzystywane w Pracowni Histologii CMKP. Do pomiaru modułu i kąta fazowego impedancji dla różnych częstotliwości w zakresie 1,25 - 200 kHz zastosowano wcześniej opracowany własnej konstrukcji spektrometr impedancyjny, spełniający żądane wymagania metodyczno-pomiarowe.



Rys. 6. Schemat stanowiska badawczego do perfuzji naczyń wieńcowych wyizolowanego serca wg metody Langendorffa wraz z systemem pomiarowym do badania impedancji

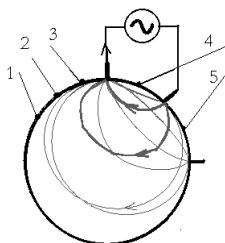
Fig. 6. Scheme of experimental stand for coronary vessels perfusion of isolated rat heart with impedance measurement system

W badaniach wykorzystano następujące metody pomiarowe:

- Pomiar impedancji metodą prądową czterobiegunową w zakresie częstotliwości 1,25 - 200 kHz;
- Pomiar modułu impedancji metodą detekcji szczytowej sygnału napięciowego;
- Pomiar kąta fazowego za pomocą detekcji przejścia przez zerową wartość przebiegów prądu i napięcia, a następnie modulacji i demodulacji impulsowej.

Metody te zapewniają możliwość osiągnięcia dobrej dokładności pomiaru (błędy poniżej 3%) i praktyczną eliminację wpływów kontaktu elektroda-tekanka na wyniki pomiaru.

Badania wykazały, że charakterystyki impedancji zmieniają się znacząco w zależności od stanu perfuzji, z utlenowanym lub nieutlenowanym płynem Krebsa. Przy pogarszaniu perfuzji stosując płyn nieutlenowany zarówno maksymalny kąt fazowy jak i moduł impedancji wzrastają. Wyniki powyższe mogą być wykorzystane w diagnostyce niedokrwienia tkanek.



Rys. 7. Zasada aplikacji prądu i detekcji sygnałów w tomografii impedancyjnej
Fig. 7. The principle of current application and signal detection in impedance tomography

Tomografia elektroimpedancyjna przedstawia rozkład impedancji, głównie przewodności elektrycznej w wybranej warstwie obszaru ciała np. głowy ludzkiej. Jako tania, nieinwazyjna i łatwo stosowalna metoda daje możliwości szybkiego uzyskania informacji o przewodnościach tkanek lub o zmianach przewodności wywołanych procesami fizjologicznymi. Np. w czasie aktywności ośrodka w mózgu zmniejszenie impedancji wywołane jest głównie wzrostem objętości krwi. Przy niedotlenieniu i epilepsji obserwuje się wzrost impedancji skutkiem wzrostu objętości komórek co powoduje zmniejszenie obszaru międzykomórkowego mającego większą przewodność. Badania wykazały, że u szczurów impedancja maleje około 5% podczas aktywności funkcjonalnej i rośnie o 10% podczas epilepsji.

Opisane w literaturze wyniki licznych symulacji komputerowych, procesów pomiarów impedancyjnych i rekonstrukcji obrazu dają podstawę do określenia kontrastu oraz objętości najmniejszych rozpoznawalnych zaburzeń struktury impedancyjnej w obszarze mózgu.

5. Literatura

- [1] Z. Dunajski: Biomagnetyzm; WKiŁ, Warszawa, 1990.
- [2] Malmivuo, J., Plonsey, R., 'Bioelectromagnetism', Oxford University Press, New York, 1995.
- [3] J. C. Mosher, R. M. Leahy, P. S. Lewis: EEG and MEG: Forward Solutions for Inverse Methods; IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.46, no.3, 1999, pp.245-259.
- [4] Z. Zhang: A fast method to compute surface potentials generated by dipoles within multilayer anisotropic spheres; Phys. Med. Biol., vol.40, 1995, pp.335-349.
- [5] M. Orzechowski, Z. Dunajski: Metoda wyznaczania rozkładu potencjałów na powierzchni realistycznego modelu głowy; XII Konferencja Naukowa Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna, Warszawa, listopad 2001.
- [6] C. R. Johnson: Computational and Numerical Methods for Bioelectric Field Problems; Critical Reviews in Biomedical Engineering, 1997.
- [7] M. Fuchs, M. Wagner, J. Kastner: Standardized Boundary And Finite Element Method Volume Conductors Models; 13th International Conference On Biomagnetism BIOMAG 2002, Jena, sierpień 2002.
- [8] Pałko T., Galwas B., Pawlicki G.: Bierne właściwości elektryczne tkanek i ich wykorzystanie w medycynie. Rozdz. 8 w książce; Fizyka medyczna, Wyd. Exit, Warszawa 2002.
- [9] Tom Tidswell, Adam Gibson, Richard H. Bayford,* and David S. Holder Three-Dimensional Electrical Impedance Tomography of Human Brain Activity

Artykuł recenzowany

INFORMACJE

Zapraszamy do publikacji reklam w PAK-u w roku 2006 CENNIK PUBLIKACJI PŁATNYCH na II półrocze 2006 roku

Reklama	Czarno-biała	Kolorowa
I okładka	-	3000 zł
II okładka	-	2700 zł
III okładka	-	2600 zł
IV okładka	-	2800 zł
1 strona (175x225 mm)	1000 zł	1500 zł
½ strony (175x125mm) - pozioma	600 zł	900 zł
½ strony (85x225 mm)- pionowa	600 zł	900 zł
¼ strony (85x125 mm)	300 zł	450 zł
1/8 strony (85/60 mm) - tylko według indywidualnych uzgodnień	200 zł	300 zł

**Artykuły techniczno-informacyjne oraz
wkładki firmowe wydrukowane przez zleceniodawcę
ceny według indywidualnych uzgodnień**

Do wszystkich cen doliczamy podatek VAT 22%