ZESZYTY NAUKOWE POLITECHNIKI ŚLĄSKIEJ 1995
Seria: ELEKTRONIKA z. 4 Nr kol. 1269

Krzysztof PYPNO

Instytut Elektroniki
Politechnika Śląska

TOMOGRAFIA IMPEDANCYJNA - METODA OBRAZOWANIA STRUKTURY WEWNĘTRZNEJ CZŁOWIEKA

Streszczenie. W artykule przedstawiono podstawowe zagadnienia związane z impedancyjną metodą obrazowania - tomografią impedancyjną (EIT - Electrical Impedance Tomography).

W tomografii impedancyjnej wykonuje się określoną liczbę (p) projekcji prądu i dla każdej z nich wykonuje się wiele pomiarów napięć. Po skompletowaniu pełnego zbioru mierzonych napięć oraz aplikowanych prądów dokonuje się rekonstrukcji obrazu. Uzyskany obraz jest rozkładem impedancji w badanym przekroju.

W artykule opisano podstawowe metody rejestracji, iteracyjną metodę Newtona-Raphsona rekonstrukcji obrazu oraz model systemu tomografu impedancyjnego.

ELECTRICAL IMPEDANCE TOMOGRAPHY - METHOD OF VISUALISATION OF A HUMAN BODY INTERIOR STRUCTURE

Summary. Essential problems concerning an impedance method of visualization in medicine - the Electrical Impedance Tomography (EIT) is presented.

In EIT systems several current projections and voltage measurements are made.When the complete set of volteges and currents is assembled the image reconstruction process is performed. Eventually the final image is obtained, which is an impedance distribution in the examined section.

The projection and registration methods, the iterative Newton-Raphson image reconstruction method and the model of na EIT system with its schematic diagram are presented in details.

IMPEDANZTOMOGRAPHIE - VERFAHREN ZUR VERILDLICHUNG DER INNEREN STRUKTUR DES MENSCHEN

Zusammenfassung. In der vorliegenden Bearbeitung wurden grundsatzliche Probleme des Verbildlichungsverfhrens mit Hilfe von Impedanztomographie (EIT - Electrical Impedance Tomography) dargestellt.

Bei der Impedanztomographie wird eine bestimmte Zahl (p) von Stromprojektionen und für jede dieser Projektionen eine Reihe von Spannungsmessungen durchgeführt. Nach dem Zusammenstellen voller Menge gemessener Spannungen und angewandter Stromewird das Bild rekonstruiert. Das gewonnene Bild stellt die Impedanzverteilung im untersuchten Querschnitt dar.

Es wurden auch grundsatzliche Registrierungmethoden, die Newton-Raphson-Iterationsmethode für Bildrekonstruierung sowie das Modell eines Impedanztomographen beschrieben.

1. Wstęp

W diagnostyce medycznej używa się wielu metod obrazowania struktury wewnętrznej człowieka, wykorzystując każdą z nich jako metodę samodzielną lub uzupełniającą. Wymienić należy tu systemy szeroko stosowane obecnie, o umiarkowanej cenie, wykorzystujące fale ultradźwiękowe (ultrasonografia i aparatura Dopplerowska), jak i systemy bardzo drogie (wymagające specjalistycznej aparatury), ale za to dostarczające obrazy (informację diagnostyczną) o bardzo dobrej jakości i wysokiej rozdzielczości, wykorzystujące magnetyczny rezonans jądrowy (MRI - Magnetic Resonance Imaging).

Kolejną klasą systemów obrazowych są systemy wykorzystujące promieniowanie X (aparatura rentgenowska, tomografia komputerowa). Tomografia komputerowa (CT - computer tomography) dostarcza nam obrazy o nalepszej jak na razie jakości (niosące najwięcej informacji diagnostycznych).

Tomograf komputerowy zbudowany jest na bazie lampy rentgenowskiej, za pomocą której dokonuje się sekwencji zdjęć warstwowych. Otrzymany zbiór danych jest następnie poddawany procesowi analitycznej rekonstrukcji obrazu i otrzymuje się wynikowy obraz zwany tomogramem, który niesie informacje o rozkładzie liniowego współczynnika oslabienia promieniowania X w badanym przekroju tkankowym. Metody wykorzystujące promienie X (w odróżnieniu od dwóch pierwszych metod) są szkodliwe dla zdrowia pacjenta, co jest szczególnie istotne przy systemach CT, gdyż dawka pochłaniania przez pacjenta przy jednokrotnym badaniu jest wielokrotnie większa niż dla typowego badania Rtg klatki piersiowej.

Wiele innych metod obrazowania jest już stosowanych w diagnostyce medycznej (np. metody scyntylacyjne itd.), wiele z nich jest nieustannie rozwijanych. Jedną z tych ostatnich jest tomografia impedancyjna (EIT - electrical impedance tomography), która należy do grupy pomiarów impedancyjnych.

Pomiary impedancyjne już na początku wieku XX pojawiły się w badaniach medycznych, na stałe zadomowiły się w latach sześćdziesiątych naszego stulecia. Wykorzystują one własności elektryczne tkanki biologicznej (różne rodzaje tkanki biologicznej (a zatem różne narządy) charakteryzują się różną impedancją właściwą [1]). Głównym zadaniem tomografii impedancyjnej (EIT) jest nieinwazyjne i jednocześnie zupełnie nieszkodliwe dla zdrowia pacjenta dwuwymiarowe (a nawet trójwymiarowe) obrazowanie wewnętrznej struktury organizmu człowieka, wykorzystując wspomniane różnice impedancji badanych struktur.

W porównaniu do tomografii kompterowej tomografia impedancyjna jest właściwie nieszkodliwa dla zdrowia (należy zadbać oczywiście o odpowiednią izolację galwaniczną pacjenta) i może zostać zrealizowana w postaci systemu o niedużym koszcie. W porównaniu do systemów ultradźwiękowych EIT umożliwia rozróżnienie tkanek, które mogą posiadać jednakową impedancję akustyczną, a różnią się impedancją elektryczną. Do zasadniczych wad tomografii impedancyjnej należy zaliczyć jak na razie stosunkowo słabą rozdzielczość.

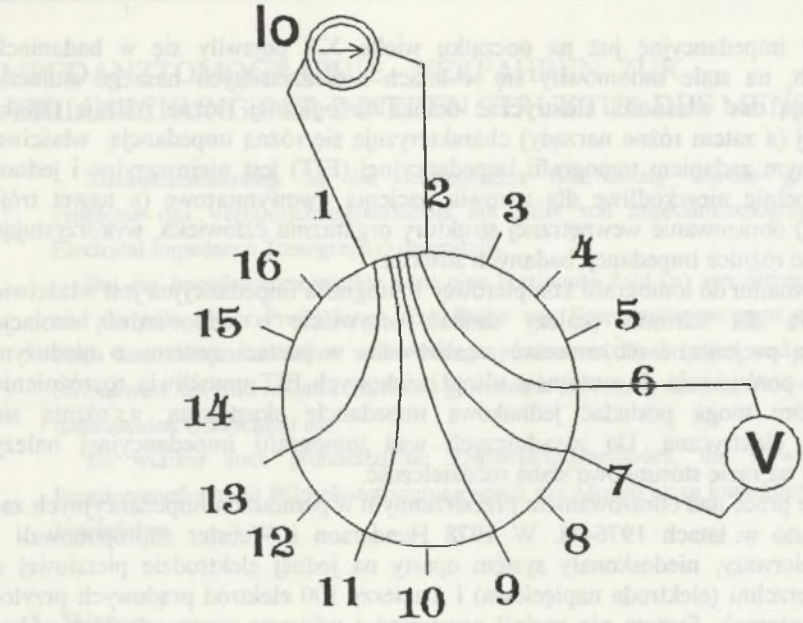
Pierwsze prace nad obrazowaniem przestrzennym w pomiarach impedancyjnych zapoczątkowano w latach 1976-78. W 1978 Henderson i Webster zaproponowali i wykonali pierwszy, niedoskonały system oparty na jednej elektrodzie piersiowej o dużej powierzchni (elektroda napięciowa) i macierzy 100 elektrod prądowych przyłożonych na plecach. System nie spełnił oczekiwań i wówczas zaproponowano wykorzystanie metod aplikacji prądu i rekonstrukcji obrazów w sposób zbliżony do tomografii komputerowej (stąd nazwa tomografia impednacyjna).

W kolejnych rozdziałach omówione zostaną metody rejestracji sygnałów, zasadnicze założenia metody rekonstrukcji obrazu oraz schemat blokowy systemu wizualizacji wnętrza organizmu człowieka metodą impedancyjną - tomografu impedancyjnego.

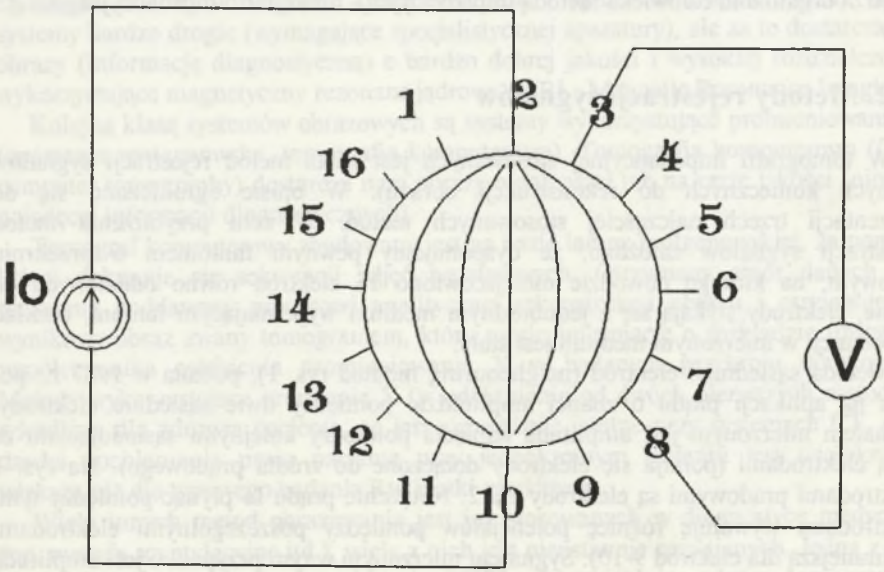
2. Metody rejestracji sygnałów

W tomografii impedancyjnej stosowanych jest kilka metod rejestracji sygnałów (danych koniecznych do rekonstrukcji obrazu). W opisie ograniczono się do prezentacji trzech najczęściej stosowanych metod. W celu przybliżenia metod rejestracji sygnałów założono, że dysponujemy pewnym fantomem o przekroju kołowym, na którego obwodzie umiejscowiono 16 elektrod równo oddalonych od siebie, elektrody stykają się z jednorodnym medium wypełniającym fantom, rozkład impedancji w mierzonym medium jest stały.

Metoda sąsiednich elektrod (neighbouring method rys. 1), podana w 1987 r., polega na aplikacji prądu o znanej amplitudzie pomiędzy dwie sąsiednie elektrody, sygnałem mierzonym jest amplituda napięcia pomiędzy kolejnymi sąsiadującymi ze sobą elektrodami (pomija się elektrody dołączone do źródła prądowego). Na rys. 1 elektrodami prądowymi są elektrody 1 i 2. Natężenie prądu Io płynąc pomiędzy tymi elektrodami wywołuje różnicę potencjałów pomiędzy poszczególnymi elektrodami (najmniejszą dla elektrod 9-10). Sygnałem mierzonym w tym przypadku jest amplituda napięcia pomiędzy sąsiednimi elektrodami, kolejno 3-4, 4-5,...,15-16. Wszystkich



Rys. 1. Metoda elektrod sąsiednich. Na rysunku zaznaczono linie ekwipotencjalne
Fig. 1. Neighbouring method. Equipotential lines are shown in the figure

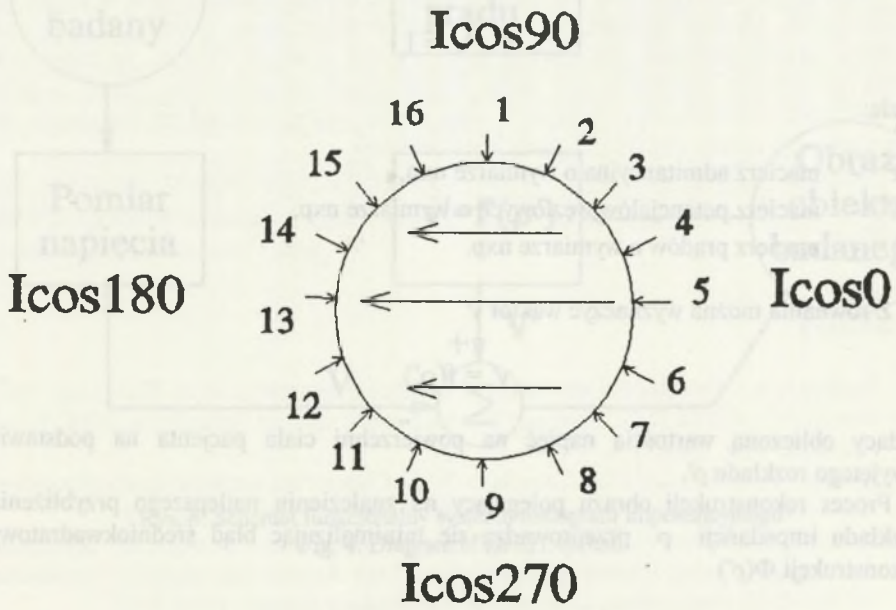


Rys. 2. Metoda elektrod naprzeciwległych
Fig. 2. Opposite mehtod

trzynaście pomiarów są względem siebie liniowo niezależne. Zestaw pomiarów I'o oraz wektor napięć V' stanowią jedną projekcję prądu Io. Następnie dokonujemy kolejnej projekcji prądu Io pomiędzy elektrody 2-3 i dokonujemy pomiarów napięć dla elektrod 4-5, 5-6,...,16-1. W ten sposób możemy dokonać razem 16 projekcji prądu Io, co daje nam 16*13 = 208 pomiarów napięcia V. Jednak tylko połowa z nich jest liniowo niezależna. A zatem uzyskujemy tą metodą 104 niezależne pomiary napięć, które wraz z wektorem prądów stanowią podstawę do rekonstrukcji obrazu.

Metoda elektrod naprzeciwległych (opposite method rys. 2) została podana w 1987 r. Projekcji prądu Io dokonuje się pomiędzy elektrody naprzeciwległe (kolejno 1-9, 2-10 itd.). Pomiaru napięcia dokonuje się na wszystkich elektrodach (pomija się elektrody prądowe) względem jednej z elektrod, przyjętej jako elektroda odniesienia. W metodzie tej otrzymuje się zbiór 104 liniowo niezależnych pomiarów napięć, które podobnie jak poprzednio stanowią wejście dla procesu rekonstrukcji obrazu.

Metoda adaptacyjna (1987 r. rys. 3), zwana również metodą optymalnego rozkładu prądu, polega na nieco odmiennej koncepcji. Otóż w tej metodzie dokonuje się aplikacji prądu na wszystkie elektrody jednocześnie. Zakłada się pewien początkowy rozkład prądów dla poszczególnych elektrod, a następnie iteracyjnie osiąga się rozkład optymalny. Na rys. 2 pokazano rozkład prądu dla jednorodnego ośrodka badanego (zgodnie z kosinusem kąta przyłożenia). Metoda ta pozwala na osiągnięcie lepszej rozdzielczości obrazu w całej badanej płaszczyźnie. Pomiaru napięć dokonuje



Rys. 3. Metoda adaptacyjna

Fig. 3. Adaptative method. In this method the best resolution is obtained by applying the optimal distribution of current

się względem jednej elektrody odniesienia. W rezultacie otrzymuje się zbiór 120 niezależnych pomiarów napięć, które wraz z poszczególnymi wektorami prądów są wykorzystywane przy rekonstrukcji obrazu.

3. Rekonstrukcja obrazu

W tomografii impednacyjnej przy rekonstrukcji obrazu na podstawie zbioru pomiarów napięcia na powierzchni ciała pacjenta należy rozwiązać następujące równanie:

$$v = f(\rho)$$

gdzie:

v - wektor napięć na powierzchni pacjenta,

ρ - rzeczywisty rozkład impedancji w badanym przekroju.

W rzeczywistych systemach, dysponujących skończonym zbiorem napięć v, niemożliwe jest wyznaczenie dokładnego rozkładu impedancji ρ, a tylko jego dyskretnego przybliżenia ρ'.

Macierzowe równanie opisujące model dyskretny rozkładu impedancji można zapisać jako

$$Y \cdot V = I,$$

gdzie:

Y - macierz admitancyjna o wymiarze nxn,

V - macierz potencjałów węzłowych o wymiarze nxp,

I - macierz prądów o wymiarze nxp.

Z równania można wyznaczyć wektor v'

$$v' = f(\rho')$$

będący obliczoną wartością napięć na powierzchni ciała pacjenta na podstawie przyjętego rozkładu ρ'.

Proces rekonstrukcji obrazu polegający na znalezieniu najlepszego przybliżenia rozkładu impedancji ρ przeprowadza się minimalizując błąd średniokwadratowy rekonstrukcji Φ(ρ')

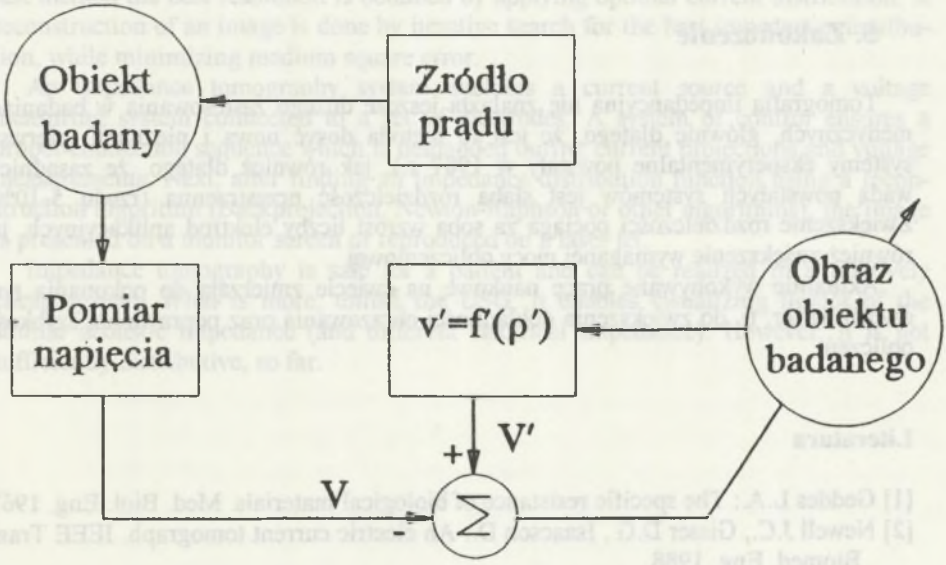
$$\Phi(\rho') = \frac{1}{2} \cdot (f'(\rho') - v)^T \cdot (f'(p') - v)$$

Iteracyjny algorytm rekonstrukcji rozkładu impedancji wykorzystujący metodę Newtona-Raphsona jest przedstawiony poniżej:

1. Założenie początkowego rozkładu ρ'_0, k = 0.
2. Obliczenie $\Phi(\rho'_k)$ ze wzoru (4).
3. Sprawdzenie, czy $\Phi(\rho')$ < Dokładności.
4. Jeśli NIE, obliczamy q'_{k+1}, k = k+ 1, powrót do pkt. 2.
5. Jeśli TAK, koniec obliczeń, rozkład ρ'_k jest szukanym rozwiązaniem.

4. System tomografu impedancyjnego

Schemat funkcjonalny systemu tomografu impedancyjnego przedstawia rys. 4. Źródło prądowe i system pomiaru napięcia połączony jest z zestawem elektrod poprzez moduł realizujący konieczną sekwencję połączeń.



Rys. 4. Schemat funkcjonalny systemu tomografu impedancyjnego
Fig. 4. Diagram of an EIT system

Procedura wykonania pełnego cyklu pomiarowego dla takiego systemu przedstawiona jest poniżej:

1. Dokonujemy konstrukcji sieci dyskretyzującej i określamy funkcję $v' = f'(\rho')$.
2. Wykonujemy p projekcji prądu i kompletujemy zbiór pomiarów napięcia v na powierzchni obiektu mierzonego.
3. Zakładamy początkowy rozkład impedancji ρ'_0, $k = 0$.
4. Obliczamy $v' = f'(\rho'_k)$.
5. Obliczamy $\Phi(\rho'_k)$.
6. Jeśli $\Phi(\rho') >$ Dokładności, to określamy nowy rozkład ρ'_k, $k = k + 1$ i powrót do pkt. 4.
7. Aktualny rozkład ρ'_k przyjmowany jest jako obraz badanego przekroju i prezentowany na ekranie monitora lub drukarce laserowej.

5. Zakończenie

Tomografia impedancyjna nie znalazła jeszcze dużego zastosowania w badaniach medycznych, głównie dlatego, że jest to metoda dosyć nowa i nieznana (pierwsze systemy eksperymentalne powstały w 1987 r.), jak również dlatego, że zasadniczą wadą powstałych systemów jest słaba rozdzielczość przestrzenna (rzędu 5-10%). Zwiększenie rozdzielczości pociąga za sobą wzrost liczby elektrod aplikacyjnych, jak również zwiększenie wymaganej mocy obliczeniowej.

Aktualnie wykonywane prace naukowe na świecie zmierzają do pokonania tych dwóch barier, tj. do zwiększenia dokładności obrazowania oraz poprawienia szybkości obliczeń.

Literatura

[1] Geddes L.A.: The specific resistance of biological materials. Med. Biol. Eng. 1967.
[2] Newell J.C., Gisser D.G., Isaacson D.: An electric current tomograph. IEEE Trans. Biomed. Eng. 1988.
[3] Yorkey T.J., Webster J.G., Tompkins W.J.: Comparing reconstruction algorithms for electrical impedance tomography. IEEE Trans. Biomed. Eng. 1987.
[4] Barber D.C., Brown B.H., Avis N.J.: Image reconstruction in electrical impedance tomography using filtered backrpojection. 14th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Paris 1992.

[5] Sinton A.M., Smith R.W.M., McArdle F.J., Brown B.H.: Fast display for real-time electrical impedance tomography. 14th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Paris 1992.

Recenzent: Prof. dr hab. Marek **KURZYŃSKI**

Wpłynęło do Redakcji 7.04.1994 r.

Abstract

Impedance measurements are based on electrical properties of biological tissue. Various kinds of biological tissue (and so various organs) have different specific impedance. In the paper methods of signal registration, basic assumptions for image reconstruction and a scheme of the inside of the human body visualization system i.e. an impedance tomograph, are presented.

Registration methods are: neighbouring, opposite and adaptative method. In the last method the best resolution is obtained by applying optimal current distribution. A reconstruction of an image is done by iterative search for the best impedance distribution, while minimizing medium square error.

An impedance tomography system encloses a current source and a voltage measuring system connected to a set of electrodes. A system of control ensures a proper connection sequence which is demanded during current projections and voltage measurements. Next, after finding an impedance distribution function using a reconstruction algorithm (Backprojection, Newton-Raphson or other algorithms), the image is presented on a monitor screen or reproduced on a laser jet.

Impedance tomography is safe for a patient and can be realized in a relatively cheap system. What is more, unlike the USG, it enables visualizing tissues of the similar acoustic impedance (and different electrical impedance). However, it is not sufficiently distributive, so far.