

# Znaczenie badania zmian hemodynamicznych u pacjentów z przewlekłą chorobą nerek

## Zastosowanie metod impedancyjnych

Importance of monitoring hemodynamic parameters with impedance methods in patients with chronic renal failure

Janusz Siebert, Piotr Gutknecht, Rafał Czaja, Tomasz Winiarski, Bartosz Trzeciak, Andrzej Molisz

Katedra Medycyny Rodzinnej Międzuczelnianego Uniwersyteckiego Centrum Kardiologii Gdańskiego Uniwersytetu Medycznego

### STRESZCZENIE

W ostatnich latach obserwuje się znaczny wzrost liczby pacjentów dializowanych. Hipotonia śród-dializacyjna jest częstym powikłaniem dializoterapii istotnie wpływającym na rokowanie pacjentów. W artykule przedstawiono zastosowanie nieinwazyjnej techniki kardiografii impedancyjnej oraz metod bioimpedancyjnych w monitorowaniu trendów zmian hemodynamicznych w tej grupie chorych. Metody te mogą być użyte do ustalenia bezpiecznej dla pacjenta „suchej masy ciała”. Dokonano również przeglądu piśmiennictwa dotyczącego przydatności technik impedancyjnych na oddziałach dializ.

*Choroby Serca i Naczyń 2013, 10 (2), 84–90*

**Słowa kluczowe:** bioimpedancja, kardiografia impedancyjna, przewlekła choroba nerek, dializa, hemodializa

### ABSTRACT

In recent years there has been a significant increase in the number of patients on dialysis. Intradialytic hypotension is a common complication of dialysis, significantly affecting the prognosis of patients. The article describes the use of non-invasive techniques and methods of impedance cardiography to monitor trends in hemodynamic changes in these patients. These methods can be used to determine appropriate management. We also reviewed the literature in terms of the usefulness of impedance techniques in dialysis units.

*Choroby Serca i Naczyń 2013, 10 (2), 84–90*

**Key words:** bioimpedance, impedance cardiography, chronic kidney disease, dialysis, hemodialysis

### WPROWADZENIE

Przewlekłą chorobę nerek (CKD, *chronic kidney disease*) definiuje się jako wieloobjawowy zespół chorobowy powstały w wyniku trwałego uszkodzenia nefronów, spowodowanego przez procesy chorobowe zachodzące

w mięszu nerek i prowadzącego do zmniejszenia liczby czynnych nefronów [1]. Wśród przyczyn schyłkowego stadium CKD najczęściej wymienia się nefropatię cukrzycową, przewlekłe kłębuszkowe zapalenia nerek oraz nefropatię nadciśnieniową [2, 3]. Jednym z najważniejszych czynników wpływających na długość życia pacjentów ze schyłkową niewydolnością nerek są wahania stanu nawodnienia. Zaburzenia te wiążą się z nadciśnieniem tętniczym, zwiększonym oporem obwodowym i niewydolnością serca [4, 5]. W grupie pacjentów dializowanych, ze względu na powtarzające się epizody przewodnienia,

#### Adres do korespondencji:

prof. dr hab. n. med. Janusz Siebert  
Katedra Medycyny Rodzinnej  
Międzuczelnianie Uniwersyteckie Centrum Kardiologii  
Gdański Uniwersytet Medyczny  
ul. Dębinki 2, 80–211 Gdańsk  
tel. 58 349 15 75, faks: 58 349 15 76  
e-mail: jsiebert@gumed.edu.pl

często obserwuje się przerost lewej komory serca z jej następczą dysfunkcją skurczową [6]. Innym problemem u osób z CKD jest zjawisko niedociśnienia. Mimo znacznego postępu technologicznego, od około 10 lat liczba gwałtownych spadków ciśnienia utrzymuje się na stałym poziomie i dotyczy 10–15% dializowanych chorych [7, 8]. Hipotonię śróddializacyjną definiuje się jako objawowe obniżenie ciśnienia skurczowego o 20% w porównaniu z wartościami wyjściowymi lub poniżej 90 mm Hg [9]. Patogeneza tego zjawiska jest wieloczynnikowa. Za główną przyczynę hipotonii uważa się hipowolemię, jednak istotną rolę odgrywa również intensywna ultrafiltracja w krótkim czasie lub, na przykład, niedokrwistość [10]. Zwiększony przyrost masy ciała w okresie międzydializami wymusza konieczność intensyfikacji zabiegu, co wiąże się ze zwiększonym odsetkiem powikłań.

Począwszy od 1972 roku powstało ponad 200 prac, których celem było opracowanie zaleceń optymalizujących dobór właściwej i bezpiecznej terapii. Wśród sposobów pozwalających na zmniejszenie liczby powikłań wymieniano między innymi zmianę metody hemodializy oraz stosowanie diety z ograniczeniem soli kuchennej [11–13]. Dowiedziono również, że przewodnienie powyżej 15% normy co najmniej 2-krotnie zwiększa ryzyko zgonu [14–16]. Do tej pory nie wprowadzono skutecznej i szeroko dostępnej metody pozwalającej w prosty sposób uzyskać normowolemię w trakcie dializy. Najczęściej analizowanymi parametrami w badaniach klinicznych, które mogłyby być zastosowane praktycznie, są: zmiany objętości krwi krążącej, systemowy opór naczyniowy, zaburzenia kurczliwości mięśnia sercowego oraz wahania odruchów z baroreceptorów. Analiza tych wskaźników zwykle wymaga zastosowania metod inwazyjnych, co — niestety — dyskwalifikuje ich użyteczność w codziennej praktyce klinicznej.

Zdarzenia niepożądane najczęściej występują bez objawów prodromalnych, prowadząc jednocześnie do zwiększenia śmiertelności. Wśród przyczyn zgonu stwierdza się niewydolność sercowo-naczyniową (22,9%), udar mózgu (11,6%), ostre niedokrwienie serca (9,9%), nagłe zatrzymanie krążenia (6,6%) oraz posocznicę (5,7%) [17]. Wpływ przewodnienia na ryzyko zgonu wykazano w badaniu z udziałem pacjentów leczonych za pomocą ciągłej ambulatoryjnej dializy otrzewnowej. W wielośrodkowym badaniu *European Body Composition Monitoring* (EuroBCM), do którego włączono 639 chorych z różnych krajów Europy, tylko u 40% stwierdzono normowolemię, natomiast ciężkie przewodnienie wystąpiło u 25,2% pa-

cjentów [18]. Stwierdzono również korelację między stanem nawodnienia a wartością ciśnienia tętniczego.

## HEMODIALIZA

Hemodializa jest najczęściej stosowaną metodą leczenia pacjentów ze schyłkową niewydolnością nerek. W nadchodzących latach można się spodziewać wzrastającej liczby pacjentów z CKD. W związku z postępowaniem technologicznym, umożliwiającym doskonalenie technik dializacyjnych, życie pacjentów wydłuża się. W Stanach Zjednoczonych hemodializa umożliwia życie ponad 300 000 pacjentów z CKD [19]. Dializa to proces, w trakcie którego zawartość substancji rozpuszczonych w osoczu ulega zmianie pod wpływem ekspozycji na działanie płynu dializacyjnego [20]. Jednym z problemów występujących podczas tej procedury jest właściwe oszacowanie ilości płynu, który ma zostać usunięty, aby nie doszło do nadmiernego obniżenia ciśnienia tętniczego. Tolerancja błędu, w szczególności u osób starszych, może być bardzo niewielka.

Najczęstszymi powikłaniami dializoterapii są: niedociśnienie (20–50%), kurcze mięśni (20%) spowodowane szybkim zmniejszaniem objętości wewnątrz- i zewnątrz-naczyniowej, incydenty sercowo-naczyniowe, bóle głowy, świąd skóry (75%), nudności i wymioty [21].

Z uwagi na zróżnicowane podłoże zmian w układzie krążenia zachodzących podczas hemodializy niezbędne jest monitorowanie parametrów hemodynamicznych. Na przykład, u chorych poddanych dializie otrzewnowej stan nawodnienia kontroluje się rutynowo, wykonując badanie przedmiotowe, ocenę masy ciała, ocenę rentgenogramu (RTG) klatki piersiowej lub pomiar średnicy żyły głównej dolnej za pomocą ultrasonografii (USG) [22]. Ocena hemodynamicznej funkcji układu krążenia od lat stanowi ważny element diagnostyki i monitorowania chorych na oddziałach ratunkowych, pooperacyjnych, intensywnej terapii, kardiologii, oraz w stacjach dializ [23]. Uzyskanie danych hemodynamicznych było dotychczas utrudnione ze względu na konieczność wykorzystania technik inwazyjnych (metoda Ficka, termodylucja, cewnikowanie serca), które są drogie, czasochłonne i wymagają sterylnych warunków, użycia skomplikowanego sprzętu oraz obsługi przez wykwalifikowany personel. Dodatkowo wiążą się one z ryzykiem powikłań [24]. Znaczące rozpowszechnienie chorób układu sercowo-naczyniowego i nerek wymusza konieczność wprowadzenia i upowszechnienia tanich i nieinwazyjnych metod pomiaru parametrów hemodynamicznych [24]. Metody nieinwa-

zyjne, takie jak rezonans magnetyczny i echokardiografia, wymagają specjalistycznego zaplecza. Za ich pomocą można wykonywać jednorazowe pomiary, natomiast nie nadają się do ciągłego monitorowania stanu pacjenta [24].

Od wielu lat poszukuje się metody, która będzie wiarygodna, nieinwazyjna, tania i możliwa do szerokiego zastosowania. Te założenia spełnia kardiografia impedancyjna (ICG, *impedance cardiography*), która umożliwia nieinwazyjny pomiar trendów zmian wskaźników hemodynamicznych. Jednakże z powodu stosunkowo małego rozpowszechnienia ICG w większości stacji dializ nie stosuje się tego typu monitorowania.

### KARDIOGRAFIA IMPEDANCYJNA

Kardiografia impedancyjna, zwana również pletyzmografią impedancyjną klatki piersiowej, elektryczną bioimpedancją klatki piersiowej lub reokardiografią, jest najprostszą techniką monitorowania stanu hemodynamicznego. Metoda ta jest znana już od około 70 lat, jednak do niedawna była przede wszystkim obiektem zainteresowania wojska. Opracowanie algorytmów komputerowych oraz miniaturyzacja sprzętu pozwoliła na jej szerokie zastosowanie w lecznictwie cywilnym.

Kardiografia impedancyjna umożliwia wykonanie pomiarów przy łóżku chorego w sposób ciągły, obiektywny i niezależny od operatora [24]. Stosując ICG, można całkowicie nieinwazyjnie oceniać stan układu sercowo-naczyniowego oraz tendencje zmian parametrów hemodynamicznych (ocena parametrów z pobudzenia na pobudzenie [ang. *beat to beat*]) [24, 25].

Podstawą reokardiografii jest wykorzystanie zmian oporności elektrycznej klatki piersiowej podczas poszczególnych etapów cyklu pracy serca. W czasie pracy serca dochodzi do cyklicznie powtarzających się zjawisk związanych z przemieszczaniem krwi w obrębie klatki piersiowej [26]. Ciało ludzkie jest zbiorem tkanek, z których każda charakteryzuje się odmienną opornością elektryczną (impedancją), zależną od jej gęstości, temperatury i rodzaju tkanki [26]. Na całkowitą oporność klatki piersiowej, zwaną opornością podstawową ( $Z_0$ ), składają się oporności poszczególnych tkanek. Mięsień sercowy i mięśnie szkieletowe, kości, płuca oraz tkanka tłuszczowa wykazują wysoką oporność ( $R$  wynosi 200–5000  $\Omega$ -cm), natomiast krew, zawierająca elementy morfotyczne, dobrze przewodzi prąd elektryczny ( $R$  osocza = 65  $\Omega$ -cm) [26]. W porównaniu z innymi tkankami krew krążąca w układzie naczyniowym charakteryzuje się zatem niską impedancją, a jej zmienność w czasie

umożliwia ocenę parametrów hemodynamicznych związanych z przepływem krwi w danym segmencie ciała [26]. Analiza cyklicznej zmienności impedancji klatki piersiowej pozwala określić wskaźniki związane z przepływem objętościowym krwi, takie jak objętość wyrzutowa (SV, *stroke volume*) i pojemność minutowa (CO, *cardiac output*) [26]. Równoczesne zestawienie krzywej impedancyjnej i elektrokardiogramu (EKG) umożliwia również ocenę okresu przedwyrzutowego lewej komory (PEP, *pre-ejection period*), czasu wyrzutu lewej komory (LVET, *left ventricular ejection time*) i wskaźnika czasu skurczu (STR, *systolic time ratio*) [26]. Na podstawie analizy krzywych możliwe jest również wyliczenie wskaźników kurczliwości lewej komory, takich jak: wskaźnik prędkości (VI, *velocity index*) — obrazujący szczytowy przepływ krwi w aorcie, wskaźnik akceleracji (ACI, *acceleration index*) — opisujący szczytowe przyspieszenie przepływu krwi w aorcie, oraz dobrze korelujący z funkcją skurczową serca wskaźnik *Heather*, tj. stosunek maksymalnej wielkości fali wyrzutowej serca do czasu jej narastania mierzonego od załamka Q w zapisie EKG do szczytu fali ICG [25, 26]. Równoczesny pomiar skurczowego i rozkurczowego ciśnienia tętniczego umożliwia wyliczenie parametrów hemodynamicznych związanych z podatnością dużych naczyń tętniczych, takich jak: systemowy opór naczyniowy (SVR, *systemic vascular resistance*) i jego wskaźnik (SVRI, *systemic vascular resistance index*), ciśnienie tętna (PP, *pulse pressure*) i całkowita podatność tętnic (TAC, *total artery compliance*) [25, 26]. Bardzo ważnym wskaźnikiem, służącym ocenie stanu nawodnienia oraz obciążenia wstępnego, jest parametr odzwierciedlający zawartość płynu w klatce piersiowej (TFC, *thoracic fluid content*). Jest on definiowany jako odwrotność impedancji klatki piersiowej ( $1/Z_0$ ) [25, 26]. We współcześnie stosowanych systemach najczęściej używa się 8 elektrod (4 elektrody prądowe i 4 elektrody napięciowe). Są one rozmieszczone symetrycznie po obu stronach szyi pacjenta oraz w linii pachowej środkowej na wysokości wyrostka mieczykowatego mostka. Elektrody dostarczające prąd umieszcza się na szyi powyżej, a na klatce piersiowej poniżej elektrod napięciowych. Pary elektrod są rozlokowywane w odległości 5 cm od siebie w celu wyeliminowania wpływu miejscowej impedancji między skórą a elektrodą [23]. Dostarczany prąd o niskim natężeniu (2–4 mA) i wysokiej częstotliwości (60 000–100 000 Hz) stosowany w bioimpedancji elektrycznej jest bezpieczny i nieodczuwalny dla człowieka [23]. Odmomentu opracowania techniki minęło kilka dekad, jednak dopiero w ostatnich latach postęp technologiczny osiągnięty

w dziedzinie sprzętu i oprogramowania umożliwił uzyskanie dokładnych wyników. Potwierdzono to w wielu badaniach porównawczych z wynikami uzyskiwanymi za pomocą referencyjnych metod inwazyjnych [24]. Nieinwazyjność, a w związku z tym brak ryzyka powikłań, możliwość ciągłości monitorowania, niskie koszty, uzyskiwanie wyniku w czasie rzeczywistym oraz łatwość obsługi umożliwiają wykonywanie badania przez średni personel. Czas przygotowania aparatury ogranicza się do naklejenia elektrod oraz założenia mankietu sfigmomanometru. Uzyskiwane wyniki umożliwiają monitorowanie trendów zmian wskaźników hemodynamicznych niezbędnych do prowadzenia pacjentów z nadciśnieniem tętniczym, niewydolnością serca, po przeszczepieniu serca oraz w trakcie dializoterapii. Ponadto ICG stosuje się w ocenie układu krążenia u pacjentów po udarze mózgu oraz w celu monitorowania efektów rehabilitacji kardiologicznej [27, 28]. Metodę bioimpedancji elektrycznej poddano precyzyjnej walidacji w stosunku do metod referencyjnych, takich jak badania izotopowe, oznaczanie całkowitego potasu w ustroju lub pletyzmografia [29].

Warto również wspomnieć o redukcji kosztów związanych ze skróceniem ewentualnej hospitalizacji w przypadku niestabilności hemodynamicznej pacjentów dializowanych oraz relatywnie niewielkim kosztem badania [30].

Nie należy jednocześnie zapominać o pewnych ograniczeniach przydatności badania ICG. Wiązą się one najczęściej z nieprawidłowym wynikiem pomiarów. Można wśród nich wymienić objawowe wady w postaci niedomykalności zastawek serca, wstrząsu septycznego, średniego ciśnienia tętniczego powyżej 130 mm Hg oraz otyłości olbrzymiej (masa ciała > 155 kg) [31, 32].

## PRZEGLĄD BADAŃ KLINICZNYCH

Niedociśnienie ortostatyczne często występuje u osób dializowanych. Może ono dotyczyć 40–50% chorych i stanowi niezależny czynnik ryzyka zgonu. Hipotonia wiąże się z upośledzeniem mechanizmów adaptacyjnych odpowiedzialnych za utrzymanie prawidłowej perfuzji mózgu. Najczęściej występującymi objawami są zasłabnięcie, zawroty głowy, mroczki przed oczami lub nawet udar mózgu [33]. Po pionizacji następuje przemieszczenie części krwi do jamy brzusznej i kończyn dolnych. Obniżeniu ulegają powrót żylny, obciążenie wstępne oraz SV. U osób zdrowych podczas pionizacji następuje pobudzenie baroreceptorów i układu współczulnego, co prowadzi do zmniejszenia łożyska naczyniowego oraz przyspieszenia

rytmu serca [34, 35]. U chorych ze schyłkową niewydolnością nerek mechanizmy te są upośledzone. Jako jedną z przyczyn wymienia się neuropatię autonomicznego układu nerwowego [36]. Problem ten szczególnie często występuje u osób ze schorzeniami układu sercowo-naczyniowego i cukrzycą [37]. Stosowanie leków przeciw nadciśnieniu może być dodatkowym czynnikiem ryzyka gwałtownych spadków ciśnienia tętniczego.

W badaniu z udziałem 86 pacjentów, u których wcześniej zaobserwowano spadki ciśnienia w trakcie hemodializy, prowadzono ciągle monitorowanie ICG [38]. Ocenie podlegały: częstość rytmu serca, SV, wskaźnik rzutu minutowego serca, czas wyrzutu lewej komory serca, frakcja wyrzutowa, szczytowy przepływ oraz wskaźnik kurczliwości serca. Chorych podzielono na dwie grupy — badanych oraz grupę kontrolną. Największe znaczenie w diagnostyce zbliżającego się niedociśnienia wykazały parametry związane z czasem skurczu mięśnia sercowego — PEP, LVET. Wyniki potwierdzono analizą trendu. Możliwe jest ustawienie alarmów w urządzeniu, które zależnie od zaprogramowanych wcześniej progów może ostrzegać przed nadchodzącym gwałtownym spadkiem ciśnienia.

Wskaźnikiem przydatnym do oceny wolemii podczas dializy jest TFC. W badaniu De Nicola i Sucre [39] wykazano, że TFC był jednym z najbardziej istotnych wskaźników w ocenie stabilności hemodynamicznej. Na podstawie wyników uzyskiwanych za pomocą ICG możliwa była modyfikacja przebiegu hemodializy w celu wyrównania parametrów układu krążenia. Z kolei w badaniu Wynne i wsp. [40], z udziałem 35 dializowanych pacjentów, dowiedziono, że jednym z najbardziej istotnych parametrów jest TFC. Wykazano w nim dobrą korelację między tym wskaźnikiem a objętością płynu usuniętego z organizmu. W większości przypadków zmiany TFC poprzedzały wystąpienie objawów klinicznych. Umożliwiło to korektę postępowania terapeutycznego. Pozostałe parametry nie były istotne w terapii.

W badaniu Ahmed i wsp. [41] stwierdzono istotne spadki ciśnienia u 28 z 37 pacjentów biorących udział w analizie. U 20 chorych zaobserwowano zmniejszenie SVR prowadzącego do niestabilności hemodynamicznej [41].

W badaniach Bayya i wsp. [42] za pomocą ICG monitorowano układ krążenia podczas hemodializy. Stwierdzono nagle obniżenie ciśnienia skurczowego przekraczające 20% wartości wyjściowej u 38% z 48 pacjentów uczestniczących w badaniu [42]. W tej grupie rejestrowano znaczne obniżenie CO oraz oporu obwodowego. Chorzy

dializowani są narażeni na gwałtowne zmiany ciśnienia szczególnie dlatego, że są to w większości osoby starsze, ze współistniejącymi schorzeniami [43]. Zmniejszona pojemność łożyska żylnego oraz przesunięcie krwi do dużych naczyń żylnych odgrywa rolę w utrzymywaniu prawidłowego rzutu serca (zjawisko DeJager-Krogha) [44]. W opisywanym badaniu do niedociśnienia śródodializacyjnego najczęściej prowadziły choroba niedokrwienna serca (IHD, *ischaemic heart disease*) ( $p = 0,05$ ), stosowanie beta-adrenolityków ( $p = 0,037$ ) i przyjmowanie antagonistów wapnia ( $p = 0,018$ ) [42]. Za utrzymanie prawidłowego rzutu serca odpowiadają takie elementy, jak zmniejszenie aktywności przywspółczulnej oraz zwiększenie oporu obwodowego [45, 46]. Przykładem jest badanie Yosii i wsp. [46, 47], w którym analizie poddano wyniki 19 chorych bez wywiadu w kierunku wcześniejszych epizodów niedociśnienia śródodializacyjnego. W czasie trwającej 210 minut hemodializy wykonywano wielokrotne pomiary ciśnienia tętniczego, analizę odstępu R-R, częstości tętna oraz wskaźników hemodynamicznych uzyskanych za pomocą ICG [46]. Istotnie statystycznie okazały się wzrost częstości rytmu serca z  $76,3 \pm 3,4$  do  $86,4 \pm 4,9$  1/min ( $p = 0,03$ ) i obniżenie SV oraz rzutu serca — odpowiednio z  $57,0 \pm 3,7$  do  $33,9 \pm 3,1$  ml ( $p < 0,0001$ ) oraz z  $4,47 \pm 0,03$  do  $2,91 \pm 0,32$  l/min ( $p < 0,0001$ ). Całkowity opór obwodowy zwiększył się z  $1960 \pm 146$  do  $3117 \pm 280$  dyn  $\times$  s  $\times$  cm<sup>-5</sup> ( $p < 0,0001$ ), pozwalając na utrzymanie właściwego ciśnienia tętniczego. Wytlumaczeniem tego zjawiska jest wzrost aktywności układu współczulnego w odpowiedzi na zmniejszone obciążenie wstępne. Należy pamiętać, że duża grupa chorych dializowanych przyjmuje jednocześnie leki przeciwnadciśnieniowe z kilku grup, więc odpowiedź na hipowolemię może znacznie się różnić u poszczególnych osób.

Chorzy IHD stanowią wyzwanie dla lekarzy stacji dializ. Hipoperfuzja naczyń wieńcowych może prowadzić do zawału serca [48, 49]. Do badania Karakitsos i wsp. [50] włączono grupę 75 dializowanych pacjentów (w tym 30 osób z IHD). Porównywano wyniki z ICG oraz echokardiografii. Wykazano silną korelację obu metod ( $r = 0,94$ ;  $p < 0,001$ ) [50]. Dodatkowo, dzięki monitorowaniu oporu obwodowego oraz PP (amplitudy tętna), możliwa była ocena odległego rokowania.

Do oceny stanu nawodnienia można zastosować pomiar całkowitej impedancji elektrycznej ciała. Polega ona na pomiarze całkowitego wypadkowego oporu elektrycznego, będącego pochodną oporu biernego i oporu czynnego. W metodzie tej stosuje się zestaw elektrod

powierzchniowych z aplikacją prądu niskiej i wysokiej częstotliwości. Pomiar służy określeniu zawartości płynu w organizmie — ilość całkowitej (TBW, *total body water*), ilości płynu wewnątrzkomórkowego (ICW, *intra-cellular body water*) i zewnątrzkomórkowego (ECW, *extra-cellular body water*) oraz komórkowej masy ciała (BCM, *body cell mass*) [51]. W badaniu Celik i wsp. [52] przeprowadzono analizę stosunku ECW/TBW oraz ECW/ICW. Pierwszy parametr korelował z wiekiem badanych, wskaźnikiem masy ciała, „suchą masą ciała” (*dry-weight*), ciśnieniem skurczowym i rozkurczowym. Drugi parametr był skorelowany z wiekiem, „suchą masą ciała”, TBW oraz stężeniem albumin w osoczu.

Kolejnym przykładem na praktyczne zastosowanie metod bioimpedancji jest badanie Onofriescu i wsp. [53], do którego włączono 135 dializowanych pacjentów w wieku  $52,4 \pm 13,1$  roku. Pacjentów tych podzielono na 2 grupy — osoby prowadzone klasyczną metodą oraz z zastosowaniem pomiarów impedancji ciała. Mierzono ciśnienie tętnicze, falę tętna (powszechnie stosowany wskaźnik sztywności ścian naczyń) oraz stężenie N-końcowego propeptydu natriuretycznego typu B (NT-proBNP, *N-terminal pro brain natriuretic peptide*). W trwającej 12 miesięcy obserwacji w grupie chorych prowadzonych z zastosowaniem bioimpedancji odnotowano zmniejszenie wskaźnika fali tętna z  $8,2 \pm 2,3$  do  $6,9 \pm 2,3$  m/s ( $p = 0,001$ ) oraz stężenia NT-proBNP z  $7,55$  do  $4,56$  pg/ml ( $p = 0,001$ ). Stosowanie tej metody nie wpływało natomiast na wartości ciśnienia tętniczego. Pozytywny efekt zastosowania metod impedancyjnych wynikał z faktu, że u chorych monitorowanych w ten sposób doprowadzono do właściwej pod względem ilości redukcji zawartości płynu w organizmie przy braku działań niepożądanych. Zapobiegło to incydentom przewodnienia w okresie między kolejnymi dializami.

Do określenia normowolemii wykorzystuje się również spektroskopię bioimpedancyjną. Do badania Machek i wsp. [54] włączono 52 dializowane osoby, które podzielono na 3 grupy — chorych przewodnionych (> 15%), chorych z zaburzeniami układu krążenia w ciągu ostatnich 4 tygodni oraz pozostałych. Dzięki zastosowaniu metod impedancyjnych w pierwszej dgrupie udało się doprowadzić do normowolemii bez zwiększenia odsetka zdarzeń niepożądanych w trakcie hemodializy ( $p < 0,001$ ) oraz obniżenia skurczowego ciśnienia tętniczego o 25 mm Hg ( $p = 0,012$ ), a w konsekwencji — do ograniczenia o 35% dawek leków przeciwnadciśnieniowych ( $p = 0,031$ ). W drugiej grupie chorych udało się

zredukować liczbę zdarzeń niepożądanych w okresie śróddializacyjnym aż o 73% ( $p < 0,001$ ). Ciśnienie tętnicze utrzymano na stałym poziomie. Obserwowano również wzrost frakcji wyrzutowej (niestety, badacze nie podali konkretnych wartości).

## PODSUMOWANIE

Ciągła ocena zmian hemodynamicznych pozwala ograniczyć częstość występowania zdarzeń niepożądanych u dializowanych chorych. Zastosowanie metod impedancyjnych pozwala na automatyczne i nieinwazyjne monitorowanie istotnych klinicznie wskaźników hemodynamicznych. Zmniejszający się koszt aparatury umożliwia coraz szersze zastosowanie opisywanych metod w stacjach dializ.

## PIŚMIENNICTWO

- Król E., Rutkowski B. Przewlekła choroba nerek — klasyfikacja, epidemiologia i diagnostyka. *Forum Nefrol.* 2008; 1: 1–6.
- Shoji T., Tsubakihara Y., Fujii M. i wsp. Hemodialysis-associated hypotension as an independent risk factor for two-year mortality in hemodialysis patients. *Kidney Int.* 2004; 66: 1212–1220.
- Nurmohamed S.A., Nube M.J. Reverse epidemiology: paradoxical observations in haemodialysis patients. *Neth. J. Med.* 2005; 63: 376–381.
- Voroneanu L., Cusai C., Hogas S., i wsp. The relationship between chronic volume overload and elevated blood pressure in hemodialysis patients: use of bioimpedance provides a different perspective from echocardiography and biomarker methodologies. *Int. Urol. Nephrol.* 2010; 42: 789–797.
- Chan C., McIntyre C., Smith D., Spanel P., Davies S.J. Combining near-subject absolute and relative measures of longitudinal hydration in hemodialysis. *Clin. J. Am. Soc. Nephrol.* 2009; 4: 1791–1798.
- Dorhout Mees E.J. Cardiovascular aspects of dialysis treatment: the importance of volume control. Kluwer Academic Publishers, Bodmin 2000: 4–16.
- Daugirdas J.T., Blake P.G., Todd S. Handbook of dialysis. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia 2001: 170–176.
- Schreiber M.J. Jr. Setting the stage. *Am. J. Kidney Dis.* 2001; 38: 1–10.
- Janda K., Siteń K., Sulowicz W. Hipotonia śróddializacyjna — przyczyny i zasady leczenia. *Forum Nefrol.* 2009; 2: 15–22.
- Kim K.E., Neff M., Cohen B. i wsp. Blood volume changes and hypotension during hemodialysis. *Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs* 1970; 16: 508–514.
- Pierratos A. Daily nocturnal home hemodialysis. *Kidney Int.* 2004; 65: 1975–1986.
- Chan C.T., Floras J.S., Miller J.A., Pierratos A. Regression of left ventricular hypertrophy after conversion to nocturnal hemodialysis. *Kidney Int.* 2002; 61: 2235–2239.
- Ozkahya M., Ok E., Toz H. i wsp. Long-term survival rates in haemodialysis patients treated with strict volume control. *Nephrol. Dial. Transplant.* 2006; 21: 3506–3513.
- Wizemann V., Wabel P., Chamney P. i wsp. The mortality risk of over hydration in haemodialysis patients. *Nephrol. Dial. Transplant.* 2009; 24: 1574–1579.
- Wizemann V., Rode C., Chamney P.W. i wsp. Fluid overload and malnutrition assessed with bioimpedance spectroscopy (BIS) are strong predictors of mortality in hemodialysis patients. *Nephrol. Dial. Transplant. Plus* 2008; 1 (supl. 2): 16–17.
- Jaroszyński A.J., Glowniak A., Sodolski T. i wsp. Effect of haemodialysis on signal-averaged electrocardiogram P-wave parameters. *Nephrol. Dial. Transplant.* 2006; 21: 425–430.
- Rutkowski B., Lichodziejewska-Niemierko M., Grenda R. i wsp. Raport o stanie leczenia nerkozastępczego w Polsce — 2006. Drukonsul, Gdańsk 2007: 91.
- Van Biesen W., Williams J.D., Covic A.C. i wsp. Fluid status in peritoneal dialysis patients: the European Body Composition Monitoring (EuroBCM) study cohort. *PLoS One* 2011; 6: e17148.
- National Institute of Diabetes and Digestive and Kidney Disease. In recent advances and emerging opportunities. National Institutes of Health, Bethesda 2005: 71–94.
- Zaluska W., Książek A. Hemodializa. W: Książek A. Rutkowski B. (red.). Nefrologia. Czelej, Lublin 2004: 712–713.
- Daugirdas J.T., Blake P.G., Ing T.S. Handbook of dialysis. Edition 4. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia 2007: 170–176.
- Ferrer F., Rodrigues A. Volume control and bioimpedance analysis in peritoneal dialysis. *Port. J. Nephrol. Hypertens.* 2011; 25: 17–21.
- Żuchowski B., Guzik P. Elektryczna bioimpedancja klatki piersiowej. *Anestezjologia i Ratownictwo* 2008; 2: 434–442.
- Sodolski T., Kutarski A. Kardiografia impedancyjna — metoda szybkiej oceny i monitorowania stanu hemodynamicznego. *Folia Cardiol. Excerpta* 2007; 6: 217–229.
- Siebert J. Kardiografia Impedancyjna. Via Medica, Gdańsk 2006: 64–70.
- Krzesiński P., Gielerak G., Kowal J. Kardiografia impedancyjna — nowoczesne narzędzie terapii monitorowanej chorób układu krążenia. *Kardiol. Pol.* 2009; 67: 65–71.
- Siebert J., Gutknecht P., Molisz A., Trzeciak B., Nyka W. Hemodynamic findings in patients with brain stroke. *Arch. Med. Sci.* 2012; 8: 371–374.
- Siebert J., Zielińska D., Trzeciak B.G., Bakula S. Zastosowanie kardiografii impedancyjnej w ocenie odpowiedzi hemodynamicznej podczas spirometrycznej próby wysiłkowej u pacjenta z niewydolnością serca — opis przypadku. *Biol. Sport* 2011; 28: 189–193.
- Zaluska W. Sucha masa ciała — stary problem, nowe metody. *Forum Nefrol.* 2011; 4: 100–103.
- Hendrickson K. Cost-effectiveness of non-invasive hemodynamic monitoring. *AACN Clin. Issues* 1999; 10: 419–424.
- BioZZ ICG. User manual. CardioDynamics, San Diego 2001.
- Yung G.L., Fedullo P.F., Kinninger K., Johnson W., Channick R.N. Comparison of impedance cardiography to direct Fick and thermodilution cardiac output determination in pulmonary arterial hypertension. *Congest. Heart Fail.* 2004; 10: 7–10.
- Lahrman H., Cortelli P., Hilz M. i wsp. EFNS guidelines on the diagnosis and management of orthostatic hypotension. *Eur. J. Neurol.* 2006; 13: 930–936.
- Kozłowski D., Bodalski R. Omdlenia. W: Pruszczyk P., Hryniewiecki T., Drózd J. (red.). Wielka interna — kardiologia z elementami angiologii. Część 2. Medical Tribune Polska, Warszawa 2010: 375.
- Lasota B., Glowacka P., Mizia-Stec K. Postępowanie w hipotonii ortostaticznej. *Świat Med. Farm.* 2010; 3: 226.
- Nyka W., Siemiński M. Zaburzenia neurologiczne u pacjentów leczonych nerkozastępczo. W: Rutkowski B. (red.). Leczenie nerkozastępcze. Czelej, Lublin 2007: 539.
- Daugirdas J.T. Pathophysiology of dialysis hypotension: an update. *Am. J. Kidney Dis.* 2001; 38: 11–17.
- Schultheiß B., Matthäi H., Maiwald J. i wsp. Continuous non-invasive monitoring of dynamic cardiac function during hemodialysis. Proceedings of the European Medical & Biological Engineering Conference, 1999.
- De Nicola A., Sucre M.J. Impedance cardiography in the estimation of hemodynamic and fluid status of coma patients during continuous venovenous hemodiafiltration. *Crit. Care* 2009; 13 (supl. 1): P202.
- Wynne J.L., Ovadje L.O., Akridge C.M. i wsp. Impedance cardiography: a potential monitor for hemodialysis. *J. Surg. Res.* 2006; 133: 55–60.
- Ahmed Z., Pareek R., Elivera H. i wsp. Hemodynamic monitoring during hemodialysis using noninvasive impedance cardiography. *J. Am. Soc. Nephrol.* 2003; 14: 872A.
- Bayya A., Rubinger D., Linton D.M., Sviri S. Evaluation of intradialytic hypotension using impedance cardiography. *Int. Urol. Nephrol.* 2011; 43: 855–864.

43. Santoro A. Cardiovascular dialysis instability and convective therapies. *Hemodial. Int.* 2006; 10: 51–55.
44. Sherman R.A. Intradialytic hypotension: an overview of recent, unresolved and overlooked issues. *Semin. Dial.* 2002; 15: 141–143.
45. Yoshii M., Minami J., Ishimitsu T. i wsp. Non-invasive monitoring of hemodynamic changes during hemodialysis by the use of a newly developed admittance cardiograph. *Ther. Apher. Dial.* 2005; 9: 154–160.
46. Chou K.J., Lee P.T., Chen C.L. i wsp. Physiological changes during hemodialysis in patients with intradialysis hypertension. *Kidney Int.* 2006; 69: 1833–1838.
47. Yoshii M., Minami J., Ishimitsu T., Yamakoshi K., Matsuoka H. Non-invasive monitoring of hemodynamic changes during hemodialysis by the use of a newly developed admittance cardiograph. *Ther. Apher. Dial.* 2005; 9: 154–160.
48. Foley R.N., Parfrey P.S., Sarnak M.J. Clinical epidemiology of cardiovascular disease in chronic renal disease. *Am. J. Kidney Dis.* 1998; 32: 112–119.
49. Sarnak M.J. Cardiovascular complications in chronic renal disease. *Am. J. Kidney Dis.* 2003; 41: 11–17.
50. Karakitsos D., Wachtel M., Zerefos N. i wsp. Prognostic utility of impedance cardiography measurements in elderly hemodialysis patients with coronary artery disease. *Am. J. Nephrol.* 2009; 29: 426–433.
51. Lewitt A., Mądro E., Krupienicz A. Podstawy teoretyczne i zastosowania analizy impedancji bioelektrycznej (BIA). *Endokrynol. Otyl. Zab. Przem. Mat.* 2007; 3: 79–84.
52. Celik G., Kara I., Yilmaz M., Apiliogullari S. The relationship between bioimpedance analysis, haemodynamic parameters of haemodialysis, biochemical parameters and dry weight. *J. Int. Med. Res.* 2011; 39: 2421–2428.
53. Onofriescu M., Mardare N.G., Segall L. i wsp. Randomized trial of bioelectrical impedance analysis versus clinical criteria for guiding ultrafiltration in hemodialysis patients: effects on blood pressure, hydration status, and arterial stiffness. *Int. Urol. Nephrol.* 2012; 44: 583–591.
54. Machek P., Jirka T., Moissl U., Chamney P., Wabel P. Guided optimization of fluid status in haemodialysis patients. *Nephrol. Dial. Transplant.* 2010; 25: 538–544.