

Adam MUC

ESTYMACJA PARAMETRÓW SCHEMATU OBWODOWEGO REPREZENTUJĄCEGO PRZEPŁYW KRWI PRZEZ NERKĘ W WARUNKACH NIEDOBORU DANYCH

STRESZCZENIE *Stosując analogie między elektrotechniką a mechaniką płynów opracowano elektryczny schemat obwodowy symulujący przepływ krwi przez nerkę. W identyfikacji jego parametrów rozwiązano problemy, które łącznie nie występują przy estymacji parametrów tradycyjnych obwodów elektrycznych. Do głównych problemów tej identyfikacji należał brak możliwości rejestracji przebiegu napięcia wejściowego, zastosowania znanego wymuszenia lub modyfikacji istniejących sygnałów wejściowych, określenia zależności fazowych między wykorzystywanymi sygnałami. Poszukiwane wartości elementów obwodu elektrycznego obliczono na podstawie wyznaczonych parametrów funkcji celu. W funkcji celu porównano widmo amplitudowe prądu odpowiadające przepływowi krwi w tętnicy nerkowej, ze stosunkiem modułów transmitancji rozważanego fragmentu obwodu i widmem amplitudowym napięcia, które aproksymowano funkcją sklejaną.*

Słowa kluczowe: *identyfikacja parametryczna, aproksymacja, analog obwodowy, przepływ krwi, nerka*

mgr inż. Adam MUC
e-mail: a.muc@ely.pg.gda.pl

Katedra Energoelektroniki i Maszyn Elektrycznych
Politechnika Gdańska

PRACE INSTYTUTU ELEKTROTECHNIKI, zeszyt 236, 2008

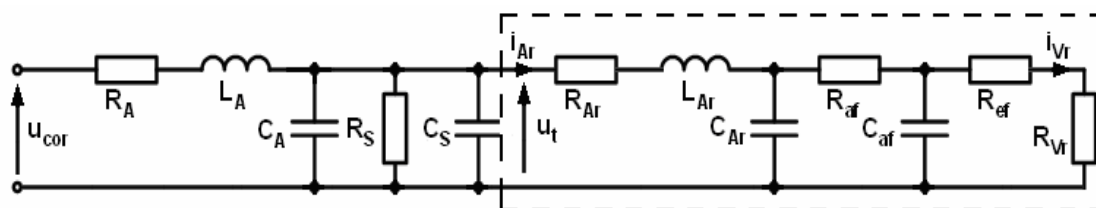
1. WSTĘP

Elektryczne schematy obwodowe są często stosowane do modelowania procesów statycznych i dynamicznych zachodzących w innych dyscyplinach nauki. Główną zaletą wykorzystywania schematów obwodowych jest możliwość opracowania za ich pośrednictwem modeli analizowanych w czasie ciągłym, które odpowiednio opisane mają sens fizyczny. Dodatkową korzyścią wynikającą z zastosowania takiego podejścia jest możliwość dokonania analizy obranego schematu obwodowego przy pomocy opracowanych już i sprawdzonych metod sieciowych, które dostępne są w licznych programach komercyjnych, np.: PSpice, 20-Sim [2, 7, 12]. Programy takie oferują rozbudowane i zaawansowane funkcje ułatwiające analizę sygnałów związanych z rozważanymi schematami w dziedzinie czasu i częstotliwości. Modelowanie schematem obwodowym zjawisk hemodynamicznych jest możliwe przez wykorzystanie analogii między rozptyłem prądu w obwodzie elektrycznym, a dystrybucją krwi w układzie krwionośnym. Terminem zjawiska hemodynamiczne określono zjawiska związane z oddziaływaniem przepływającej krwi na system naczyń krwionośnych. Modelowanie schematami obwodowymi fragmentów układu krwionośnego jest korzystniejsze od stosowania metod wypracowanych w mechanice płynów, ponieważ opracowany w ten sposób model jest czytelniejszy i łatwiejszy w modyfikacji lub rozbudowie w przypadku, gdy wystąpi taka potrzeba. Z wykorzystaniem takiego modelu można również przeprowadzić badania symulacyjne dla stanów, których wywołanie w rzeczywistym układzie krwionośnym stanowiłoby poważne zagrożenie zdrowia i życia. W identyfikacji parametrów szczególnego schematu obwodowego, np. odwzorowującego wybrane zjawiska hemodynamiczne zachodzące podczas przepływu krwi przez nerkę, napotymano na problemy, które łącznie nie wystąpiłyby przy identyfikacji parametrów tradycyjnych obwodów elektrycznych. Głównym problemem obranej identyfikacji jest niedobór pewnych danych o przebiegach ciśnienia i przepływu krwi. Poważnym utrudnieniem jest brak możliwości określenia zależności fazowych między wymienionymi przebiegami i uwzględnienie zakłóceń wywołanych przez różne czynniki zewnętrzne i wewnętrzne. Dlatego identyfikacja parametrów schematów obwodowych odwzorowujących zjawiska hemodynamiczne w systemach naczyń krwionośnych jest trudniejsza niż w systemach elektrycznych.

2. ANALOG OBWODOWY KRWIOBIEGU NERKI

Dostępność modeli matematycznych umożliwiających analizę przepływu krwi przez nerkę z uwzględnieniem najważniejszych zjawisk hemodynamicz-

nych umożliwiła opracowanie elektrycznego schematu obwodowego [4, 18, 21]. Pierwszą propozycję schematu możliwego do zastosowania przy analizie przepływu krwi przez nerkę przedstawiono w pracy [7]. Zaprezentowany tam schemat okazał się jednak zbyt uproszczony, ponieważ praktyka kliniczna wykazuje, że w przypadku niektórych komplikacji po przeszczepie nerki możliwy jest chwilowy wsteczny przepływ krwi w tętnicy nerkowej. W celu uwzględnienia i takich przypadków, w pracach [8, 9, 11, 12, 13] schemat obwodowy został rozbudowany o elementy odwzorowujące aortę i naczynia krwionośne jamy brzusznej (rys. 1). W pracy [12] przedstawiono model przepływu krwi przez nerkę opracowany z zastosowaniem grafów wiązań. Grafy wiązań umożliwiają modelowanie i symulowanie różnych procesów dynamicznych – niezależnie od dziedziny nauki, i łączenie ich w jednym schemacie. Grafy wiązań wykorzystują obiektowe podejście do modelowania, dlatego opracowany za ich pośrednictwem model jest uniwersalny, a przez to bardziej zrozumiały dla różnych specjalistów.



Rys. 1. Elektryczny schemat obwodowy odwzorowujący przepływ krwi przez nerkę:

R_A , L_A i C_A – rezystancja, indukcyjność i pojemność odwzorowujące: opór hydrauliczny, bezwładność hydrauliczną i podatność aorty, R_S i C_S – rezystancja i pojemność odwzorowujące wypadkowy opór hydrauliczny i podatność naczyń krwionośnych jamy brzusznej, R_{Ar} , L_{Ar} i C_{Ar} – rezystancja, indukcyjność i pojemność odwzorowujące: opór hydrauliczny, bezwładność hydrauliczną oraz podatność tętnicy nerkowej, R_{af} , R_{ef} – rezystancje odwzorowujące wypadkowe opory hydrauliczne tętniczek doprowadzających i odprowadzających, C_{af} – pojemność odwzorowująca wypadkową podatność naczyń miększu nerki, R_{Vr} – rezystancja odwzorowująca opór hydrauliczny żyły nerkowej, u_{cor} i u_t – napięcia odpowiadające odpowiednio ciśnieniu wytwarzanemu przez serce w aorcie i ciśnieniu tętniczemu, i_{Ar} , i_{Vr} – prądy odpowiadające odpowiednio przepływowi krwi w tętnicy i żyły nerkowej

Aortę i tętnicę nerkową odwzorowano z wykorzystaniem obwodu RLC, w którym rezystancję i indukcyjność połączono szeregowo a pojemność dołączono równolegle. Taka topologia obwodu reprezentuje model obwodowy naczynia krwionośnego zaproponowany przez Noordergraaf'a [15, 16]. Jest to obwód o parametrach skupionych, ponieważ długość fali tętna jest dłuższa od modelowanych fragmentów układu krwionośnego [18]. W pewnych przypadkach można ten model uprościć, czego przykładem jest możliwość odwzorowania odcinka żyły nerkowej tylko przez rezystancję. Pojemność i indukcyjność żyły nerkowej pominięto, ponieważ przez dużą podatność naczyń znajdujących

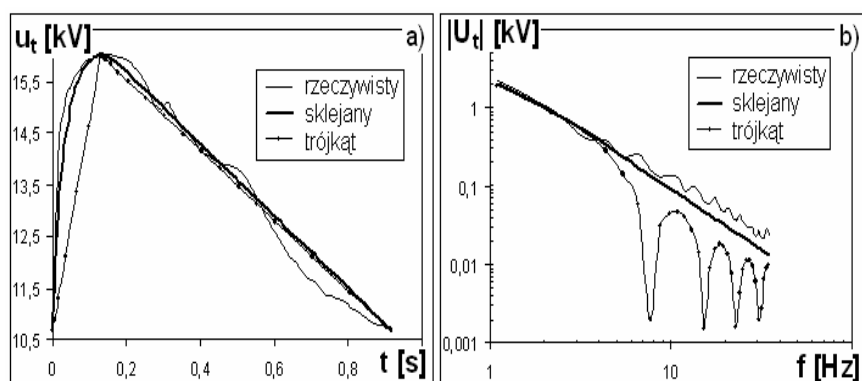
się w mięszu nerki przebieg prędkości krwi w żyłę nerkowej pozbawiony został charakteru pulsacyjnego – jakim na przykład charakteryzuje się przebieg prędkości krwi w tętnicy nerkowej.

W celu identyfikacji najistotniejszych parametrów, które mają bezpośredni wpływ na odwzorowanie zjawisk zachodzących podczas przepływu krwi przez nerkę, rozpatrzono jedynie fragment schematu, który na rysunku 1 wyróżniono prostokątem o nieciągłych krawędziach.

3. SYGNAŁY WEJŚCIOWE I ICH ANALIZA

Do identyfikacji parametrów przyjętego fragmentu schematu obwodowego można wykorzystać przebiegi prądów i_{Ar} i i_{Vr} lub przebieg prądu i_{Ar} i napięcia u_t . Napięciu u_t odpowiada ciśnienie tętnicze, a prądom i_{Ar} i i_{Vr} odpowiadają odpowiednio przepływy krwi w tętnicy i żyłę nerkowej. Z analizy dostępnych metod pomiaru ciśnienia i prędkości przepływu krwi wynika, że metodami nieinwazyjnymi można z dużą wiarygodnością pomierzyć: okres, wartość maksymalną i minimalną przebiegu ciśnienia, natomiast poprawnej rejestracji przebiegu prędkości krwi można dokonać jedynie w pewnych odcinkach układu krwionośnego, np. w tętnicy nerkowej. W większości przypadków, przebieg prędkości krwi zarejestrowany w żyłę nerkowej jest zaszumiony w stopniu, który dyskwalifikuje go z możliwości wykorzystania w diagnostyce medycznej nerki, jak i identyfikacji parametrów schematu obwodowego odwzorowującego przepływ krwi przez ten organ [4, 6, 17].

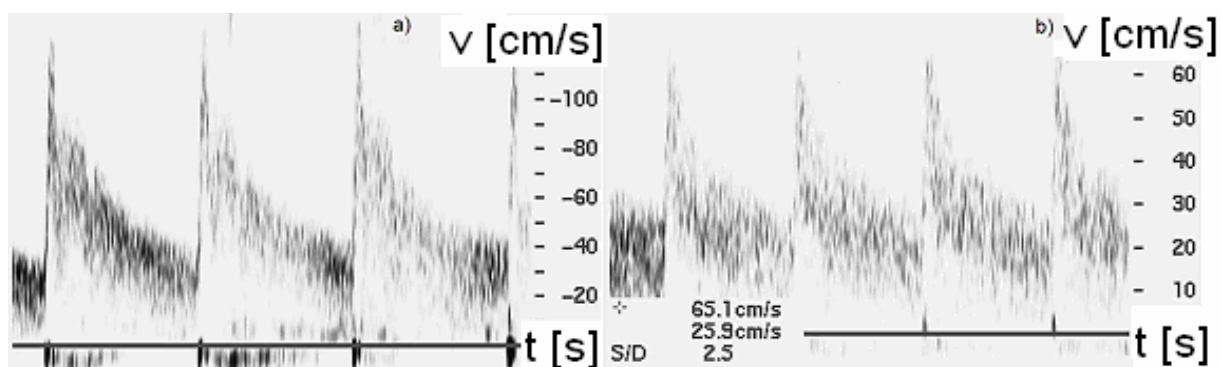
Przebieg ciśnienia nie jest na podstawie danych medycznych w pełni określony, dlatego zaproponowano metodę aproksymacji jego kształtu funkcją sklejaną w warunkach niedoboru danych [13]. Celem proponowanej metody aproksymacji jest uzyskanie przybliżonego kształtu przebiegu ciśnienia przy minimalnej liczbie niezbędnych parametrów, które można wyznaczyć w trakcie powszechnie wykonywanych, nieinwazyjnych badań medycznych. Przebiegowi ciśnienia odpowiada przebieg trójkątny, ale taka aproksymacja jest mało dokładna i dlatego zastosowano funkcję sklejaną. Na rysunku 2a przedstawiono porównanie przebiegu ciśnienia z możliwymi do wykorzystania przebiegami aproksymującymi. Porównania przebiegów dokonano dla tych samych wartości ciśnienia skurczowego i rozkurczowego oraz okresu. Porównanie widm amplitudowych tych przebiegów przedstawiono na rysunku 2b.



Rys. 2. Porównanie: a) rzeczywistego przebiegu napięcia z przebiegami aproksymującymi i b) widma amplitudowego przebiegu rzeczywistego napięcia z widmami amplitudowymi przebiegów aproksymujących

Widmo amplitudowe obliczone dla przebiegu ciśnienia aproksymowanego funkcją sklejaną charakteryzuje się brakiem fluktuacji w szerokim paśmie częstotliwości. Przebieg trójkątny mógłby być wykorzystany jako alternatywny przebieg aproksymujący, ale charakteryzuje się on widmem amplitudowym, w którym przy częstotliwości związanej z czasem narastania przebiegu i przy jej wielokrotnościach występują minima lokalne.

W procesie identyfikacji wykorzystywane są również przebiegi prędkości krwi, które zarejestrować można ultrasonografem dopplerowskim. Szczegółowe zasady i metody rejestracji przebiegów prędkości krwi w naczyniach krwionośnych nerki opisano w pracach [4, 6]. Przebiegi prędkości krwi występujące w naczyniach krwionośnych nerki są charakterystyczne dla wysoko-oporowych naczyń krwionośnych. Na rysunku 3 przedstawiono przykładowe przebiegi zarejestrowane w tętnicy nerkowej i segmentowej nerki.



Rys. 3. Przebiegi prędkości krwi w: (a) tętnicy nerkowej i (b) tętnicy segmentowej nerki [6]

Przedstawione przebiegi prędkości krwi (rys. 3) charakteryzują się fluktuacjami, które spowodowane są różnicami w kształcie przebiegu dla poszczególnych okresów. W widmie amplitudowym przebiegów prędkości krwi, występujące fluktuacje powodują powstawanie ekstremów lokalnych. W celu otrzymania obwiedni przebiegu prędkości krwi zapisanego w pliku graficznym, np. w takim jak na rysunku 3, opracowano oprogramowanie wykorzystujące technikę przetwarzania obrazów. W celu zapewnienia lepszego odwzorowania kształtu odrysowanego przebiegu prędkości krwi zastosowano metody analizy szeregów czasowych i wybrane miary statystyczne [1, 20, 23]. Algorytm przetwarzania przebiegów prędkości krwi składa się z kilku etapów. W pierwszym należy zarejestrować, przy tych samych ustawieniach ultrasonografu (np.: wzmocnienie, kąt ustawienia sondy), minimalnie trzy okresy przebiegu prędkości krwi w tym samym miejscu tętnicy nerkowej. W kolejnym kroku, każdy z zarejestrowanych przebiegów należy znormalizować ze względu na czas – przebiegi muszą zaczynać się od chwili czasu równej zero. Znormalizowane przebiegi porównywane są pod względem wartości próbek, a następnie dla tak zgrupowanych próbek obliczane są odchylenia standardowe. Na podstawie obliczonych odchyleń standardowych, analizowane dane podlegają selekcji, w wyniku której odrzucone zostają punkty powyżej przyjętego granicznego odchylenia standardowego [20, 23].

4. METODY ESTYMACJI PARAMETRÓW SCHEMATU

Metodę identyfikacji, w której zakładano wykorzystanie prądów opisano w pracy [8]. Z powodu braku możliwości rejestracji poprawnego przebiegu prędkości krwi w żyły nerkowej, nie zastosowano jej w praktyce medycznej. W pracy [13] przedstawiono drugą wersję metody identyfikacji parametrów, w której założono wykorzystanie przebiegu prądu i aproksymowanego przebiegu napięcia. W schemacie obwodowym (rys. 1) relacje między napięciem u_t i prądem i_{Ar} opisano transmitancją operatorową:

$$Z_N(s) = \frac{U_t(s)}{I_{Ar}(s)} = \frac{a_3 \cdot s^3 + a_2 \cdot s^2 + a_1 \cdot s + a_0}{b_2 \cdot s^2 + b_1 \cdot s + b_0} \quad (1)$$

gdzie:

$$\begin{aligned} a_3 &= L_{Ar} C_{Ar} R_{af} C_{af} R_{ex}, \quad a_2 = R_{Ar} C_{Ar} R_{af} C_{af} R_{ex} + L_{Ar} (C_{Ar} R_{af} + C_{Ar} R_{ex} + C_{af} R_{ex}), \\ a_1 &= R_{Ar} (C_{Ar} R_{af} + C_{Ar} R_{ex} + C_{af} R_{ex}) + L_{Ar} R_{af} C_{af} R_{ex}, \\ a_0 &= R_{Ar} + R_{af} + R_{ex}, \quad b_2 = C_{Ar} R_{af} C_{af} R_{ex}, \\ b_1 &= C_{Ar} R_{af} + C_{Ar} R_{ex} + C_{af} R_{ex}, \\ b_0 &= 1. \end{aligned}$$

Transmitancję $Z(s)$, którą otrzymano przez przekształcenie transmitancji (1) do postaci (2), rozłożono na ułamki proste zgodnie z zasadami przedstawionymi w pracy [10, 22].

$$Z_N(s) = R_{Ar} + L_{Ar} \cdot s + Z(s) = R_{Ar} + L_{Ar} \cdot s + \frac{a'_1 \cdot s + a'_0}{b_2 \cdot s^2 + b_1 \cdot s + b_0} \quad (2)$$

gdzie: $a'_1 = R_{af} C_{af} R_{ex}$, $a'_0 = R_{af} + R_{ex}$

Po rozłożeniu na ułamki proste otrzymano układ równań (3), z którego można już obliczyć wartości dwóch rezystancji i dwóch pojemności występujących w schemacie obwodowym.

$$\begin{cases} C_{Ar} = \frac{b_2}{a'_1} \\ R_{af} = \frac{a'_1}{b_1 - a'_0 \cdot C_{Ar}} \\ C_{af} = \frac{b_1 - a'_0 \cdot C_{Ar}}{a'_0 - R_{af}} \\ R_{ex} = a'_0 - R_{af} \end{cases} \quad (3)$$

Wydzieloną we wzorze (2) rezystancję i indukcyjność obliczono korzystając z zależności (4), która została wykorzystana w pracach [2, 8].

$$\begin{cases} R_{Ar} = \frac{8 \cdot \pi \cdot \eta \cdot l}{S^2} \\ L_{Ar} = \frac{\rho \cdot l}{S} \end{cases} \quad (4)$$

gdzie:

- l – długość naczynia,
- S – pole przekroju naczynia,
- η, ρ – lepkość i gęstość krwi.

Przez obliczenie wartości R_{Ar} i L_{Ar} z wykorzystaniem zależności (4) poprawiona została jakość identyfikacji pozostałych parametrów. Z dużą dokładnością można za pomocą ultrasonografu dopplerowskiego wyznaczyć długość i średnicę naczynia krwionośnego, które we wzorze (4) decydują o wartości oporu hydraulicznego i bezwładności hydraulicznej tętnicy nerkowej, a tym samym o wartości rezystancji R_{Ar} i indukcyjności L_{Ar} . Najważniejszym jednak po-

wodem przyjęcia takiej metody obliczeń jest to, że wartość obliczanej w ten sposób indukcyjność jest bardziej wiarygodna, niż przy estymacji jej na podstawie parametrów otrzymanych w wyniku optymalizacji funkcji celu z wykorzystaniem przebiegu napięcia i prądu, dla których nie znane były by zależności fazowe.

Z powodu braku możliwości rejestracji zależności fazowych między rozważanymi przebiegami, po przekształceniu transmitancji operatorowej do transmitancji widmowej, został rozpatrzony tylko moduł transmitancji opisany zależnością:

$$|Z_N(\omega)| = \sqrt{\frac{(k_0 - k_2 \cdot \omega^2)^2 + (k_1 \cdot \omega - k_3 \cdot \omega^3)^2}{(R_{Ar} - b'_2 \cdot \omega^2)^2 + (b'_1 \cdot \omega)^2}} \quad (5)$$

gdzie:

$$b'_2 = R_{Ar} b_2,$$

$$b'_1 = R_{Ar} b_1,$$

$$k_3 = L_{Ar} b'_2,$$

$$k_2 = R_{Ar} b'_2 + L_{Ar} b'_1,$$

$$k_1 = R_{Ar} (a'_1 + b'_1 + L_{Ar}),$$

$$k_0 = R_{Ar} (a'_0 + R_{Ar}).$$

Zastąpienie współczynników b_{1-2} przez b'_{1-2} spowodowało zawężenie przedziału, z którego przyjmowane są wartości nowych współczynników. Współczynniki b_{1-2} i a'_{1-2} przyjmują wartości z przedziału $(10^{-5}:10^{10})$, natomiast współczynniki w postaci b'_{1-2} i a'_{1-2} z przedziału $(10^3:10^{10})$. Przez takie podstawienie znacznie ułatwiona została optymalizacja funkcji celu, ponieważ w ten sposób, dokładniej uwarunkowany został punkt początkowy iteracji.

Do estymacji parametrów schematu obwodowego zaproponowano połączenie kilku metod identyfikacji parametrycznych, niestacjonarnych obiektów analizowanych w czasie ciągłym [1, 3, 5, 19, 23, 24], a w szczególności metody *Standstill Frequency Response* (SSFR) [5]. W odróżnieniu od oryginalnych założeń metody SSFR, w badaniach nie uwzględniano zależności fazowych między rozważanymi przebiegami oraz nie dobierano wartości: amplitud, faz i częstotliwości wykorzystywanych sygnałów. Wartości amplitud i częstotliwości sygnałów obliczano stosując analizę częstotliwościową. Zależności fazowe nie były uwzględnione, ponieważ w przeprowadzonych doświadczeniach nie było możliwości jednoczesnego pomiaru ciśnienia i przepływów krwi.

Do opracowania funkcji celu wykorzystano metodę najmniejszych kwadratów. W funkcji celu (6) dane eksperymentalne, którymi były widma amplitudowe prądów i napięć, porównano z funkcją modułu transmitancji widmowej obliczoną dla rozpatrywanego fragmentu schematu obwodowego. Widma am-

plitudowe napięć i prądów obliczone zostały z wykorzystaniem algorytmu dyskretnej transformaty Fouriera [22].

$$S(a'_1, a'_0, b'_2, b'_1) = \min \sum_{i=0}^N \left[|I_{Ar}(\omega_i)| - |U_i(\omega_i)| / |Z_N(\omega_i)| \right]^2 \quad (6)$$

gdzie: $|U_i(\omega_i)|$ - wartość modułu i-tej harmonicznego napięcia odpowiadającego ciśnieniu tętniczemu, $|I_{Ar}(\omega_i)|$ - wartość modułu i-tej harmonicznego prądu odpowiadającego przepływowi krwi w tętnicy nerkowej, N – liczba harmonicznym uwzględniona w procesie optymalizacji funkcji celu

Ze względu na złożoną postać pochodnych funkcji celu do optymalizacji funkcjonalu zastosowano metody, w których nie jest wymagana ich znajomość [1, 3]. W identyfikacji parametrów schematu obwodowego uwzględniono fluktuacje wynikające z kształtu przebiegów prędkości krwi w kolejnych okresach. Fluktuacje te wpływają na widmo amplitudowe przebiegów w postaci ekstremów lokalnych przy wyższych częstotliwościach. Wykorzystanie widma amplitudowego przebiegów prędkości krwi w identyfikacji parametrów powoduje przeniesienie ekstremów lokalnych do funkcji celu. Dlatego zastosowano metody optymalizacji, które pomijają ekstrema lokalne i zachowują stabilność obliczeń. Wpływ fluktuacji wraz ze wzrostem częstotliwości harmonicznym narasta, a przy wyższych częstotliwościach przewyższa wartości harmonicznym prądu i napięcia. Przeprowadzenie identyfikacji z wykorzystaniem zakresu częstotliwości, w którym widma amplitudowe prądu objęte są fluktuacjami powoduje zafałszowanie wyników identyfikacji. Dlatego ograniczono zakres częstotliwości harmonicznym, na podstawie którego przeprowadzana jest optymalizacja funkcji celu do pasma, w którym fluktuacje są mniejsze niż wartości harmonicznym wykorzystywanych przebiegów. Z tego powodu dobrano algorytmy optymalizacji charakteryzujące się dużą sprawnością i dokładnością obliczeń dla małych zbiorów danych. Uwzględniając przedstawione ograniczenia zastosowano dwa algorytmy optymalizacji, którymi jest algorytm genetyczny i metoda simplex. Przeprowadzono badania symulacyjne, w których przetestowano wyselekcjonowane metody optymalizacji. Po przeanalizowaniu uzyskanych wyników, najwyższą dokładność estymacji parametrów otrzymano przez połączenie algorytmu genetycznego i metody simplex. Algorytm genetyczny wykorzystano do wstępnej estymacji, której celem było zawężenie zakresu zmian wartości szukanym parametrów. Następnie, z tak ograniczonego zakresu przyjmowanym przez parametry wartości, stosując metodę simplexu, obliczone zostały dokładne wartości parametrów funkcji celu. Ostatecznie, wartości rezystancji, pojemności i indukcyjności występujące w rozważanym schemacie obwodowym obliczono z wyprowadzonych zależności (3).

Dokładność uzyskanych wyników stanowi istotne kryterium doboru i użytkowania opisanych powyżej metod identyfikacji parametrów schematu obwodowego w zastosowaniach medycznych. Duży wpływ na jakość obliczeń mają dane eksperymentalne pochodzące z wykonanych badań medycznych, których jakość zależy od zastosowanego sprzętu i doświadczenia osoby wykonującej badanie. Przy rozpatrywaniu wiarygodności metod identyfikacji najważniejsze czynniki determinujące poprawność identyfikacji zależą od:

- dokładności i jakości wyników pochodzących z badań medycznych,
- dokładności wyniku analizy częstotliwościowej,
- liczby danych eksperymentalnych wykorzystywanych w optymalizacji funkcji celu,
- zastosowanej funkcji celu.

W pracy [14] dokonano oceny wymienionych powyżej czynników wpływających na wiarygodność procesu identyfikacji, przez porównanie różnych wariantów funkcji celu oraz przez określenie wpływu liczby harmonicznnych. Wyniki o najwyższej dokładności uzyskano porównując w funkcji celu moduł transmancji z widmem amplitudowym prądu i_{Ar} . W tej metodzie prąd i_{Ar} , odpowiadający przepływowi krwi w tętnicy nerkowej, jest jedynym źródłem informacji o zjawiskach hemodynamicznych zachodzących w układzie krwionośnym nerki.

5. ZASTOSOWANIE METODY ESTYMACJI PARAMETRÓW W PRAKTYCE MEDYCZNEJ

W celu przeprowadzenia weryfikacji opracowanych metod identyfikacji parametrów rozważanego fragmentu schematu obwodowego, nawiązano współpracę z Katedrą Radiologii Akademii Medycznej w Gdańsku. Do zaplanowanych badań zastosowano standardowe procedury medyczne. Badania przeprowadzono na osobach po przebytej transplantacji nerki. Obejmowały one rejestrację przebiegów prędkości przepływu krwi w tętnicy i żyły nerkowej, wyznaczenie średnic i długości tych naczyń, pomiar tętna oraz wartości skurczowej i rozkurczowej ciśnienia tętniczego.

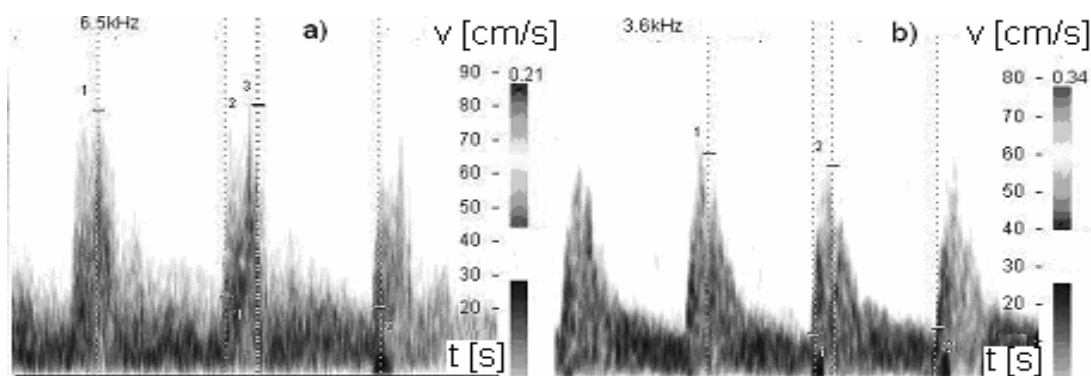
Pomierzone w wyniku badań wielkości charakteryzujące przepływ krwi przez nerkę sprowadzono, zgodnie z przyjętymi analogiami, do wielkości elektrycznych, które następnie poddano analizie i przetworzeniu.

Długość i średnicę tętnicy nerkowej mierzono w prezentacji B ultrasonografu, przy największym możliwym powiększeniu obrazu. Do odtworzenia obwiedni przebiegów prędkości przepływu krwi wykorzystano oprogramowanie opracowane przez autora. Przepływ krwi przez tętnicę nerko-

wą obliczono, jako iloczyn prędkości przepływu krwi i powierzchni przekroju poprzecznego naczynia, w miejscu przeprowadzanej rejestracji.

Ciśnienie mierzono z wykorzystaniem ciśnieniomierza rtęciowego według ogólnie przyjętych zasad. Na podstawie uzyskanych wyników dokonano aproksymacji przebiegu ciśnienia z zastosowaniem funkcji sklejaney.

Wyniki doświadczenia medycznego, które polegało na przeprowadzeniu badań w stanie spoczynku i po wysiłku fizycznym u kobiety – lat 56, wykorzystano do zastosowania przyjętej metody identyfikacji parametrów schematu obwodowego w praktyce medycznej. Celem doświadczenia było określenie zmian zachodzących w układzie krwionośnym nerki po wysiłku fizycznym i porównanie ich ze stanem spoczynku, na podstawie wartości zidentyfikowanych parametrów schematu obwodowego. Wyniki zarejestrowanych prędkości przepływu krwi przedstawiono na rysunku 4.



Rys. 4. Przebiegi prędkości przepływu krwi zarejestrowane w tętnicy nerkowej w stanie: (a) spoczynku i (b) po wysiłku fizycznym

Średnicę tętnicy nerkowej zarejestrowano oddzielnie, w stanie spoczynku i po wysiłku fizycznym, ponieważ w niniejszym doświadczeniu medycznym spodziewano się znacznych zmian ciśnienia, co wiązałoby się z wystąpieniem mechanizm autoregulacji [21]. Pomierzone średnice tętnic oraz pozostałe wyniki badania zamieszczono w tabeli 1.

TABELA 1

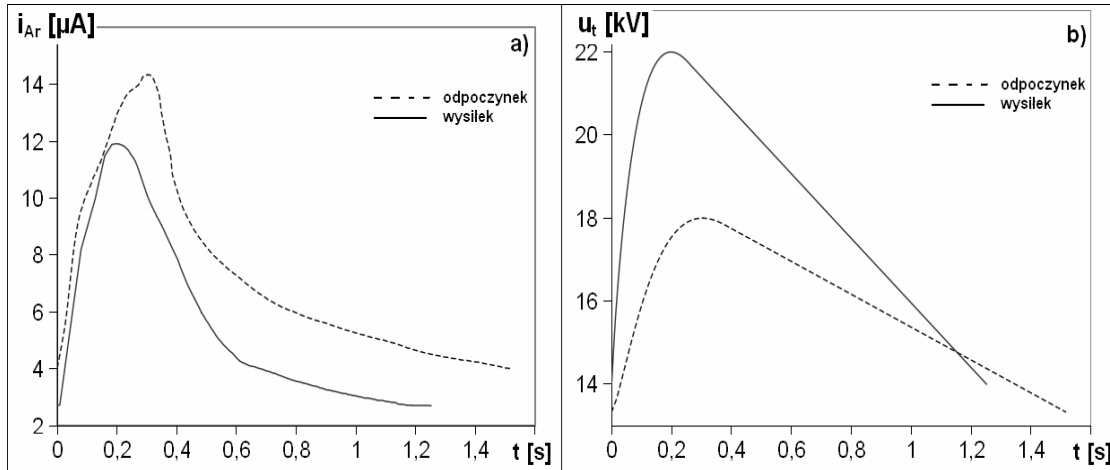
Ciśnienia tętnicze, średnice i długości tętnicy

Badanie	p_t [mm Hg]	D [mm]	l [mm]	f_0 [Hz]
Spoczynek	135/100	$5,63 \pm 0,21$	$40 \pm 0,6$	0,660
Wysiłek	165/105	$5,44 \pm 0,16$	$40 \pm 0,6$	0,799

gdzie:

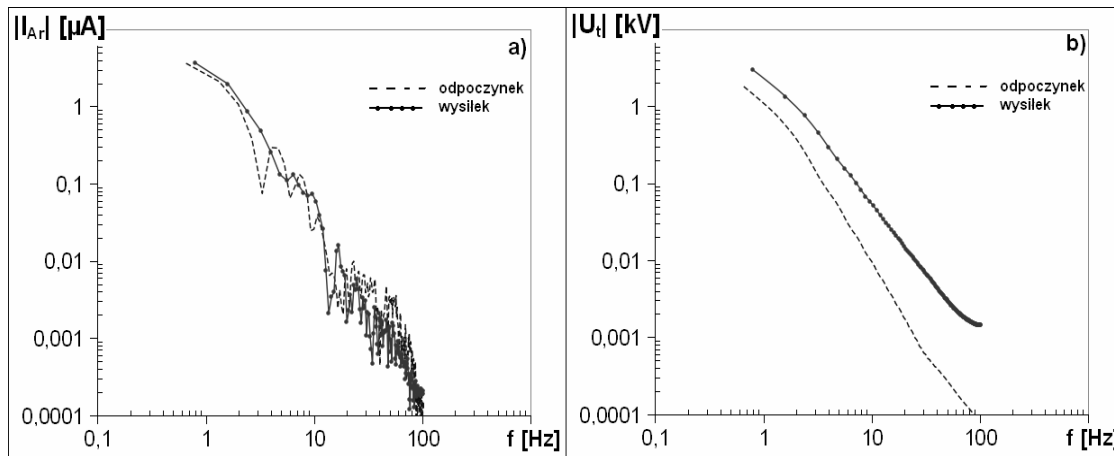
- p_t – ciśnienie tętnicze,
- D, l – średnica i długość naczynia,
- f_0 – częstotliwość podstawowa

Sprowadzone do prądów przebiegi przepływu krwi zarejestrowane podczas spoczynku i po wysiłku fizycznym, przedstawiono na rysunku 5a. Aproxymowane przebiegi ciśnienia sprowadzone do napięć przedstawiono na rysunku 5b.



Rys. 5. Przebiegi (a) prądów i (b) napięć odpowiadające odpowiednio przepływom i ciśnieniom krwi w stanie spoczynku i po wysiłku fizycznym

Widma amplitudowe obliczone dla prądów i napięć z rysunku 5 przedstawiono na rysunku 6.



Rys. 6. Widma amplitudowe (a) prądów i (b) napięć odpowiadających odpowiednio przepływowi i ciśnieniu krwi w stanie spoczynku i po wysiłku fizycznym

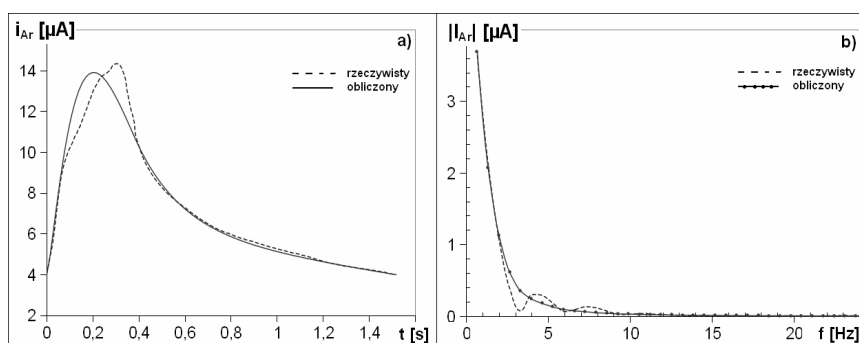
Obliczone w wyniku optymalizacji funkcji celu wartości rezystancji, pojemności i indukcyjności schematu obwodowego zamieszczono w tabeli 2.

TABELA 2

Wartości parametrów schematu obwodowego

Badanie	R_{Ar} [M Ω]	L_{Ar} [MH]	C_{Ar} [pF]	R_{af} [M Ω]	C_{af} [nF]	R_{ex} [G Ω]
Spoczynek	0,3107	0,43036	0,4361	339,1258	0,7677	1,842945
Wysiłek	0,3593	0,46283	0,8297	754,1925	0,9135	2,523589

W rozpatrywanym doświadczeniu wystąpienie mechanizmu autoregulacji spowodowało wzrost wartości: rezystancji, indukcyjności oraz pojemności, które odwzorowują: opory i bezwładności hydrauliczne, oraz podatności naczyń. Największe zmiany związane były z rezystancjami, ponieważ rezystancja R_{af} zmieniła się aż o 120%, R_{ex} o 40% a R_{Ar} o 15%. Znacznie mniejsze zmiany związane były z pojemnościami. Pojemność odpowiadająca podatności tętnicy nerkowej zmieniła się o 90%, a pojemność odpowiadająca wypadkowej podatności naczyń miąższu nerki o 20%. Najmniejszej zmianie uległa indukcyjność - zaledwie o 8%. Wśród obliczonych parametrów schematu obwodowego największą dynamiką zmian charakteryzowały się parametry odwzorowujące naczynia krwionośne miąższu nerki, a w szczególności tętniczek doprowadzających. Tak duże zmiany między estymowanymi parametrami dla spoczynku i wysiłku fizycznego wynikają głównie z mechanizmu autoregulacji. Inną przyczyną wzrostu wartości tych parametrów mogło być zwiększenie częstotliwości przebiegu ciśnienia i przepływu krwi. Częstotliwości tych przebiegów ściśle związane są z tętnem serca. Z porównania częstotliwości podstawowych przedstawionych w tabeli 1 wynika, że pod wpływem wzrostu aktywności fizycznej tętno zwiększyło się o 20% w stosunku do stanu spoczynkowego. W przeciwieństwie do zakresu częstotliwości wykorzystywanego w elektronice, zakres częstotliwości przebiegów ciśnienia i przepływu krwi jest bardzo wąski. Górną częstotliwość tego pasma można obliczyć wykorzystując maksymalną i jednocześnie bezpieczną wartość tętna. Najwyższe tętno rejestrowane jest u młodego człowieka i wynosi około 190 uderzeń na minutę, czyli 3,16 [Hz], a następnie, wraz z wiekiem się obniża.

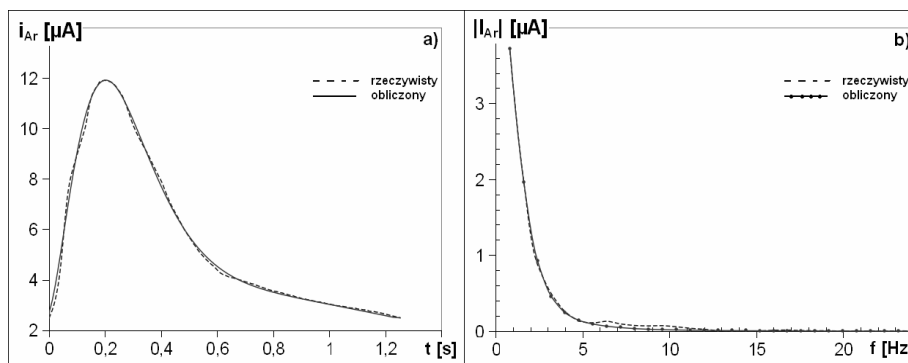


Rys. 7. Porównanie (a) rzeczywistego i obliczonego przebiegu prądu odpowiadającego przepływowi krwi oraz (b) rzeczywistego i obliczonego widma amplitudowego prądu dla stanu spoczynku

Dolna częstotliwości pracy serca wynosi około 0,5 [Hz]. W przypadku obwodu elektrycznego zmiana częstotliwości sygnału w takim paśmie o 20% nie wpłynęłaby znacząco na jego parametry, natomiast w rozważanym przypadku spowodowała procentowo duży wzrost wartości estymowanych parametrów.

Oceny jakości identyfikacji parametrów dokonano dla rezystancji, pojemności i indukcyjności przedstawionych w tabeli 2. Porównanie widm amplitudowych prądów i ich przebiegów dla stanu spoczynku przedstawiono na rysunku 7.

Porównanie widm amplitudowych i przebiegów prądu po wysiłku fizycznym przedstawiono na rysunku 8.



Rys. 8. Porównanie (a) rzeczywistego i obliczonego przebiegu prądu odpowiadającego przepływowi krwi oraz (b) rzeczywistego i obliczonego widma amplitudowego prądu po wysiłku fizycznym

Przedstawione na rysunkach 7 i 8 przebiegi oraz widma amplitudowe prądów wraz z obliczonymi miarami statystycznymi świadczą o dobrym skorelowaniu przebiegów i widm amplitudowych prądów i_{Ar} odpowiadających przepływowi krwi w tętnicy nerkowej, z przebiegami i widmami amplitudowymi prądów obliczonymi na podstawie estymowanych parametrów schematu obwodowego dla stanu spoczynku i po wysiłku fizycznym. Wartości przebiegu obliczonego dla stanu spoczynku w danej chwili czasu różnią się średnio mniej niż o 613 nA w stosunku do wartości przebiegu rzeczywistego, co stanowi mniej niż 8,5% średniego poziomu. Z oceny przebiegu obliczonego dla wysiłku fizycznego wynika, że różni się on średnio mniej niż o 100 nA, co stanowi mniej niż 2% średniego poziomu. Ponadto, w 96 procentach przebieg obliczony dla stanu spoczynku odpowiada przebiegowi rzeczywistemu, natomiast mniej niż w 4 procentach różni się od niego. Przebieg obliczony dla wysiłku fizycznego w 99 procentach odpowiada przebiegowi rzeczywistemu a mniej niż w 1 procencie różni się od niego. Z oceny widm amplitudowych prądów wynika, że dla stanu

spoczynku wartości obliczonych harmonicznym różnią się średnio mniej niż o 125 nA w stosunku do harmonicznym przebiegów rzeczywistych, co stanowi 8% średniego poziomu, natomiast dla wysiłku fizycznego obliczone harmonicznym różnią się średnio o 35nA w stosunku do harmonicznym rzeczywistego przebiegu. Obliczone widma amplitudowe prądów w 99 procentach odpowiadają widmom amplitudowym przebiegów rzeczywistych, a mniej niż w jednym procencie różnią się od nich.

6. PODSUMOWANIE

Wprowadzenie do metody identyfikacji parametrów aproksymacji napięcia, uprościło procedurę pomiarową przy jednoczesnym zachowaniu wysokiej jakości estymacji parametrów schematu obwodowego. Należy zaznaczyć, że w prowadzonej identyfikacji prąd - odpowiadający przepływowi krwi w tętnicy nerkowej, jest najwiarygodniejszym źródłem wiedzy o zjawiskach fizjologicznych zachodzących w układzie krwionośnym nerki. Dlatego wykazanie możliwości otrzymywania kształtu przebiegu prądu zgodnego z przepływem krwi w tętnicy nerkowej, przez zastosowanie wymuszenia napięciem aproksymowanym funkcją sklejaną w warunkach niedoboru danych o jego kształcie do wykorzystywanego schematu obwodowego jest ważne w proponowanej metodzie identyfikacji.

Przez analizę estymowanych parametrów schematu obwodowego możliwe jest zlokalizowanie obszarów układu krwionośnego nerki, w których zachodzące zmiany są najintensywniejsze.

Opracowanie szybkich i wiarygodnych metod identyfikacji parametrów modeli symulujących rozptyw krwi w wybranym fragmencie układu krwionośnego może przyczynić się, m.in. do rozwoju diagnozowania stanu patologicznego transplantowanych organów.

LITERATURA

1. Brand S.: Analiza Danych. PWN, Warszawa, 2002.
2. Diourte B., Siche J., Comparat V., Baguet J.: Study Of Arterial Blood Pressure By A Windkessel-Type Model: Influence Of Arterial Functions Properties. Computer Methods And Programs In Biomedicine, no. 60, pp. 11 – 22, 1999.
3. Iwase M., Shiino Y., Hatakeyama S.: On a continuous-time system identification using optimization method. SICE 2002, Osaka, Aug. 5-7, 2002.
4. Khosroshahi H. T., Tarzamani M., Oskui R. A.: Doppler Ultrasonography before and 6 to 12 months after kidney transplantation. Transplantation Proceedings, no. 37, pp. 2976-2981, 2005.

5. Lazzari A.M., Profumo F., Tenconi A.: Axial flux interior pm synchronous motor: parameters identification and steady-state performance measurement. IEEE Trans. Ind. Appl., no 6, vol. 36, pp. 1581-1588, 2000.
6. Małek G.: Ultrasonografia dopplerowska, Zastosowanie kliniczne. Wyd. MEDIPAGE, Warszawa, 2003.
7. Matulewicz W.: Szczególny przypadek zastosowania obwodu elektrycznego. Materiały konferencyjne z X Symp. PPEE, Arch. Konf. PTETiS, nr 18, 2003.
8. Matulewicz W., Muc A.: Identyfikacja parametrów szczególnych obwodów elektrycznych na przykładzie przepływu krwi w nerce. Zesz. N. W. E. i A. P., nr 21, 2005.
9. Matulewicz W., Muc A., Retkowski M.: Zastosowanie elektrycznego schematu zastępczego do analizy zmian przepływu krwi w nerce. Przegląd Elektrotechniczny, nr 6, 2006.
10. Mikołajuk K., Trzaska Z.: Elektrotechnika teoretyczna analiza i synteza elektrycznych obwodów linowych. Wyd. PWN, Warszawa, 1984.
11. Muc A., Matulewicz W., Retkowski M.: Wyznaczanie względnej i bezwzględnej wartości zmian rezystancji zastępczego krwiobiegu nerki. Pomiary Automatyka Kontrola, nr 4, 2007.
12. Muc A., Matulewicz W., Retkowski M.: Metoda grafów wiązań w zastosowaniu do opracowania szczególnego obwodu elektrycznego. Przegląd Elektrotechniczny, nr 9, 2008.
13. Muc A., Identyfikacja parametrów zastępczego schematu elektrycznego krwiobiegu nerki na podstawie niepełnych danych pomiarowych. Materiały konferencyjne z XII Symp. PPE-Em, Arch. Konf. PTETiS, nr 24, 2007.
14. Muc A. Retkowski M.: Jakość identyfikacji parametrów obwodu elektrycznego z wykorzystaniem analizy częstotliwościowej prądów. Zesz. N. W. E. i A. P., nr 22, 2006.
15. Noordergraaf A., Jager G.N., Westerhof N.: Circulatory analog computer. Publishing Co, Amsterdam, 1966.
16. Noordergraaf A.: Hemodynamics, In: H. Schwann (Ed.), Bioengineering. Mcgraw-Hill, New York, 1969.
17. Plat J. F.: Doppler ultrasound of the kidney, seminars in ultrasound. Ct, and Mri, no. 1, vol. 18, pp. 22-23, 1997.
18. Quarteroni A., Ragni S., Veneziani A.: Coupling between lumped and distributed models for blood flow problems. Computer Visual Sci., no. 4, 2001.
19. Sagara S., Yang Z. J., Wada K.: Identification of continuous systems from noisy sampled input-output data. proceedings of ninth IFAC/IFORS symposium on identification and system parameters estimation, Budapest, pp. 603-608, 1991.
20. Stanisław A.: Biostatystyka. Wyd. Uniwersytetu Jagiellońskiego, Kraków, 2005.
21. Traczyk W.Z., Trzebisk A., Fizjologia człowieka z elementami fizjologii stosowanej i klinicznej. Wyd. PZWŁ, Warszawa, 2001.
22. Trzaska Z.: Modelowanie i symulacja układów elektrycznych. Wyd. Politechniki Warszawskiej, Warszawa, 1993.
23. Watała C.: Biostatystyka - wykorzystanie metod statystycznych w pracy badawczej w naukach biomedycznych. Wyd. Alfa Medica Press, Bielsko-Biała, 2002.
24. Zieliński T.: Cyfrowe przetwarzanie sygnałów. Wyd. WKŁ, Warszawa, 2005.

Rękopis dostarczono dnia 3.10.2008 r.

Opiniował: prof. dr hab. inż. Jan SIKORA

THE PARAMETERS ESTIMATION OF ELECTRIC CIRCUIT
REPRESENTING THE BLOOD FLOW THROUGH
THE KIDNEY IN THE CASE OF THE LACK OF CERTAIN
DATE

Adam MUC

ABSTRACT *Analogies between electrical engineering and fluid mechanics was applied to create electric circuit which the blood flow through kidney represent. Problems which in this process of the parameters identification of electric circuit appeared, not appear in the case of the parameters identification of typical electric circuit. The main problems of this method of parameters identification are: lack of possibility of registration of the voltage waveform, lack of possibility of use special test input signals or modification existing input signals, lack of determination of phase dependence between used signals. On the basis of appointed parameters of the objective function the wanted values of elements of electric circuit were calculated. The electric current spectrum with ratio of module of the transmittance of the considered fragment of the electric circuit and spectrum of the voltage in the objective function was compared. The current represents the blood flow through the renal artery and the voltage represents the pressure, which was approximating by spline function.*