

# Przemysław KOROHODA<sup>1</sup>, Jacek A. PIETRZYK<sup>2</sup>, Roman RUMIAN<sup>1</sup>, Lidia KRAWENK<sup>1</sup>, Monika MIKLASZEWSKA<sup>2</sup>

<sup>1</sup>AKADEMIA GÓRNICZO-HUTNICZA, KATEDRA ELEKTRONIKI

<sup>2</sup>UNIwersYTET Jagielloński, COLLEGIUM MEDICUM

## Wpływ metody wyznaczania na wartość wskaźnika dawki dializy $Kt/V$ w warunkach klinicznych

Dr inż. Przemysław KOROHODA

Absolwent wydziału Elektroniki, Automatyki i Elektroniki Akademii Górniczo-Hutniczej w Krakowie. Obecnie pracuje jako adiunkt w Katedrze Elektroniki AGH. W ostatnim okresie jego zainteresowania naukowe dotyczą: modelowania hemodializy, analizy bioimpedancji oraz uogólnienia teorii filtracji liniowej. Prowadzi zajęcia dydaktyczne z zakresu przetwarzania sygnałów i obrazów cyfrowych.



e-mail: korohoda@agh.edu.pl

Mgr inż. Lidia KRAWENK

Absolwentka wydziału Elektrotechniki, Automatyki i Elektroniki Akademii Górniczo-Hutniczej na kierunku Informatyka. Obecnie starszy specjalista naukowo-techniczny w Katedrze Elektroniki i zajmuje się obsługą finansową badań naukowych. Pracy naukowej zajmuje się przetwarzaniem danych medycznych w modelowaniu terapii nerkozastępczych.



e-mail: krawente@agh.edu.pl

Dr hab. med. Jacek Antoni PIETRZYK

Specjalista chorób dzieci, kierownik Zakładu Dializ i adiunkt w Polsko-Amerykańskim Instytucie Pediatrii Collegium Medicum UJ w Krakowie. Od 1987 roku współpracuje z katedrą Elektroniki AGH, realizując 7 kolejnych projektów naukowo-badawczych KBN związanych z modelowaniem kinetycznym i optymalizacją dializy, diagnostyką dostępu naczyniowego, biozgodnością i efektywnością reutilizacji dializatorów oraz zastosowaniem analizy bioimpedancji. Członek zarządu Polskiego Towarzystwa Nefrologii Dziecięcej.



e-mail: jacekap@i1.pl

Dr n. med. Monika MIKLASZEWSKA

Absolwent Collegium Medicum Uniwersytetu Jagiellońskiego w Krakowie. Obecnie zatrudniona w Oddziale Dializ Uniwersyteckiego Szpitala Dziecięcego w Krakowie na stanowisku asystenta. W pracy naukowej i klinicznej zajmuje się głównie problematyką ostrej i przewlekłej niewydolności nerek oraz terapią nerkozastępczą, w tym: markerami predykcyjnymi, powikłaniami układu sercowo-naczyniowego, adekwatnością i biozgodnością leczenia a także obrazowaniem USG.



e-mail: mmiklasz@wp.pl

Dr inż. Roman RUMIAN

Adiunkt w Katedrze Elektroniki Akademii Górniczo-Hutniczej w Krakowie. Specjalista z zakresu systemów mikroprocesorowych, architektury komputerów i zastosowania procesorów sygnałowych w przetwarzaniu sygnałów akustycznych i medycynie.



e-mail: rumian@agh.edu.pl

poszczególnych wzorów oraz możliwości praktycznego ich zastosowania do oceny dawki dializy.

**Słowa kluczowe:** hemodializa, modelowanie, wskaźnik dializy  $Kt/V$   
Praca realizowana w latach 2004-2007 ze środków Ministerstwa Nauki o Szkolnictwa Wyższego jako projekt badawczy

## The impact of calculation method on the value of dialysis index $Kt/V$ in clinical conditions

### Abstract

Fractional urea distribution volume clearance ( $Kt/V$ ) remains important dialysis adequacy parameter and prognostic factor in predialysis, hemodialysis and peritoneally dialysed patients. For  $Kt/V$  calculations simplified formulas (by Gotch or Lowrie), employing single-pool model, can be applied. Mathematical corrections can convert the  $spKt/V$  value to double-pool model, according to Daugirdas, Tattersaal and Maduell formulas. The paper describes in details main problems related with  $dpKt/V$  calculations. In the clinical study, the data obtained in 91 HD sessions allowed for estimation of  $spKt/V$ ,  $eqKt/V$  and by Daugirdas, Tattersaal and Maduell methods, respectively. Analysis of variation was performed. The results of the above analysis draw our attention to adequacy of the particular formulas and their further, practical application for dialysis dose assessment.

**Keywords:** hemodialysis, modeling, dialysis index  $Kt/V$

### Streszczenie

Fracjonowany klirens objętości dystrybucji ( $Kt/V$ ) jest jednym z parametrów mających istotne znaczenie rokownicze u chorych hemodializowanych, dializowanych otrzewnowo oraz w okresie przeddializacyjnym. U pacjentów hemodializowanych wskaźnik może być wyliczany uproszczonymi wzorami, z modelu jednoprzędziowego (wg Gotcha lub Lowrie), za pomocą estymacji (wg Daugirdasa) lub z korekt modelu 1-przedziłowego do 2-przedziłowego (wg Tattersaala lub Maduella). W pracy opisano kolejno najważniejsze problemy związane z wyliczaniem  $Kt/V$ , a na końcu porównano wartości wyliczone za pomocą wybranych zależności, na podstawie empirycznie uzyskanych danych z modelowania 91 pacjento-sesji dializacyjnych. Wyliczono wartość  $Kt/V$  wg różnych wzorów, po czym dokonano analizy zmienności. Wyniki analizy zwracają uwagę na adekwatność

## 1. Wstęp

U chorych leczonych powtarzanymi hemodializami, frakcjonowany klirens objętości dystrybucji  $Kt/V$  jest uznany za miarę adekwatności dializy [4][6][12][16][19]. W uproszczonym modelu jednokompartimentowym zakłada się, że całkowita woda ustroju  $V$  może być modelowana jako jednorodny zbiornik, z pominięciem wszelkich efektów dynamicznych. W takim przypadku  $Kt/V$  oznacza

$$Kt/V(0) = \frac{Kd \cdot td}{Vtbw} \quad (1)$$

gdzie:  $Kd$  jest stałym klirensem dializatora w ml/min,  $td$  – czasem dializy w minutach, a  $Vtbw$  – całkowitą objętością wody ustroju w ml (stałą w trakcie dializy). Dodatkowo, upraszczając model zakłada się zerowe wartości klirensu resztkowego nerek ( $Kr=0$ ) oraz generacji toksyny markerowej, zazwyczaj mocznika ( $G$  w mg/min, tu:  $G=0$ ). Przy spełnieniu powyższych założeń wyrażenie (1) jest matematycznie równoważne innemu wyrażeniu, stosowanemu często w praktyce klinicznej [4][15]

$$Kt/V(1) = \ln\left(\frac{C(0)}{C(td)}\right) \quad (2)$$

gdzie:  $C(0)$  i  $C(td)$  są stężeniami toksyny markerowej mierzonymi w chwili początku i zakończenia zabiegu dializy.

Prostota zapisu i powszechność stosowania zależności (2), wprowadzonej do praktyki klinicznej już od 1985 r. pozwoliła na odniesienie wartości  $Kt/V$  do rokowania, chorobowości, śmiertelności oraz adekwatności dializy pacjentów. Aktualnie obowiązujące standardy dla wartości wyliczonych według (2) jako optymalny określają przedział 1,3 – 1,6. Przekroczeniu wartości wskaźnika powyżej 1,4 towarzyszy znamienne statystycznie obniżenie stężeń kreatyniny w surowicy krwi dializowanych a ze wzrostem  $Kt/V$  o 0,1 względne ryzyko śmiertelności maleje o 7%.

W miarę intensyfikacji zabiegów hemodializy stwierdzono, że brak spełnienia wymienionych wyżej założeń zmusza do uwzględnienia niezerowej generacji mocznika, klirensu resztkowego, zmiany objętości  $Vtbw$  oraz zastosowanie modelu dwukompartimentowego objętości dystrybucji [4][11]. W wyniku tego powstały różne propozycje szacunkowego wyznaczania wartości parametru  $Kt/V$  tak, by wartość wskaźnika dializy uwzględniała te zmiany.

Współczesna dializoterapia posługuje się wieloma wzorami do obliczenia wartości  $Kt/V$  ale tylko w nielicznych pracach i na podstawie niewielkiej liczby pomiarów analizowano zmienność wartości współczynnika  $Kt/V$ . Pomimo przyjęcia wytycznych

towarzystw naukowych (NKF – *Dialysis Outcome Quality Initiative Guidelines*; ERA-EDTA - *European Best Practice Guidelines*) odnośnie zalecanych wartości  $Kt/V$ , istnieją nadal znaczne rozbieżności w sposobie wyliczenia wskaźnika nawet po sprecyzowaniu metody jego wyliczenia. Może to otwierać drogę do poszukiwań doskonalszych sposobów jego wyznaczania lub zastąpienie go innym, jednak podobnie prostym, wskaźnikiem dawki dializy.

## 2. Materiał - opis danych

W pracach wykorzystano wyniki pomiarów oraz obliczeń modelowych 7 pacjentów, u których zmieniono rutynowy system leczenia powtarzanymi hemodializami z 3 (lub 4) na 6 zabiegów tygodniowo. Trzech pacjentów uczestniczyło w cyklu modelowania dwukrotnie. Szczegółowe dane dotyczące pacjentów, sesji modelowych, wartości klirensów dializatorów oraz czasu dializy przedstawiono w tab.1.

## 3. Bezpośrednie wyznaczanie współczynnika $Kt/V$

### 3.1. Klirens dializatora

Zastosowanie zależności (1) wymaga znajomości wartości  $Kd$ ,  $td$  oraz  $Vtbw$ . W praktyce uwzględnia się objętość ultrafiltracji (ubytku masy ciała w czasie hemodializy), wstawiając do zależności objętość końcową  $Vtbw(td)$ . Natomiast wartość klirensu dializatora można wyliczyć na dwa sposoby. Sposób 1.: z odpowiednich tabel odczytujemy wartość współczynnika przepuszczalności masowej dializatora  $KoA$  i wykorzystując wartości strumienia krwi w dializatorze oraz strumienia dializatu (według nastaw maszyny dializującej i zmierzonego z próbki krwi współczynnika hematokrytu) wyliczamy wartość  $Kd(1)$  [15]. Sposób 2.: na podstawie pomiaru stężenia mocznika w próbkach krwi pobranych w 90 minucie zabiegu – na wejściu i wyjściu dializatora – oraz na podstawie ustawionej wartości strumienia krwi i wyznaczonej laboratoryjnie wartości hematokrytu [11][15] wyznacza się wartość  $Kd(2)$ . Zakłada się, że wartość klirensu dializatora jest stała, co stanowi dość istotne uproszczenie. Wartość średnia ( $m$ ) dla wyrażonej w procentach różnicy  $Kd(1)-Kd(2)$  odniesionej do  $Kd(1)$  wynosiła we wszystkich analizowanych pacjentosejsjach:  $m=-6,49\%$  (odchylenie standardowe:  $SD=5,80\%$ ). W dalszych rozważaniach jako  $Kd$  przyjęto średnią arytmetyczną  $Kd(1)$  i  $Kd(2)$ .

Tabela 1. Zestawienie najważniejszych danych dla kolejnych cykli (zestawów) pomiarowych sesji dializacyjnych, niezbędnych do wyliczenia wartości  $Kt/V$  (dane antropometryczne, czas dializy, klirens dializatora)

Table 1. The set of measurement results obtained in hemodialysis modeled sessions indispensable for  $Kt/V$  calculation (anthropometric data, dialysis time, dialyser clearance).

zestaw	pacjent	pleć	Ilość dializ	wzrost [cm]	masa [kg]	wiek [lata]	Kd 3 [ml/min]	Kd 6 [ml/min]	td 3 [min]	td 6 [min]
1	1	M	3+6	156	54,5	29,7	193	185	240	120
2	1	M	3+6	156	54,4	30,4	187	189	260	150
3	2	M	3+6	165	44,8	17,3	126	125	210	120
4	2	M	3+6	165	46,3	18,2	153	139	220	165
5	3	M	3+6	153	42,3	18,9	123	124	230	120
6	3	M	3+6	153	47,4	19,6	124	124	230	150
7	4	M	4+6	123	25,4	10,6	100	99	216	150
8	5	M	3+6	169	60,0	18,6	185	188	240	120
9	6	K	3+6	157	41,1	13,4	199	195	242	150
10	7	K	3+6	160	40,4	14,5	123	120	180	120

Dodatkowymi czynnikami, które mogą wpłynąć na efektywny klirens dializatora są: efekt recyrkulacji oraz ultrafiltracja (UFR) [11][15]. Ułamkowy współczynnik recyrkulacji  $r$  można wyliczyć z dodatkowego pomiaru analitycznego stężenia krwi obwodowej w 90 minucie zabiegu [11][15]. Strumień ultrafiltracji ( $Q_F$ ) przyjmuje się jako stały w czasie i wyznacza się z ilorazu ubytku masy i czasu dializy. Łączne uwzględnienie obu efektów prowadzi do modyfikacji wartości  $K_d$  [11], co daje  $K_{def}=K_d(r,UFR)$ , przy czym recyrkulacja powoduje zmniejszenie  $K_d$ , natomiast efekt ultrafiltracji – wzrost. Wartość średnia dla wyrażonej w procentach różnicy  $K_{def}-K_d$  odniesionej do  $K_d$  w analizowanych pacjento-sesjach wyniosła:  $m=6,82\%$  ( $SD=3,43\%$ ), co oznacza wzrost wartości klirensu dializatora o około 7%.

### 3.2. Objętość dystrybucji

Objętość  $V_{tbw}$  wyznacza się zwykle: a) z uśrednionych populacyjnie wzorów antropometrycznych [1,7,18], b) według wzorów modelowania kinetycznego mocznika [11][15] na podstawie: czasu dializy, strumienia ultrafiltracji, klirensu dializatora, wyliczonego współczynnika generacji mocznika ( $G$ ) oraz stężeń mocznika  $C(0)$  i  $C(td)$ , c) na podstawie pomiaru i analizy bioimpedancji [8][9][10]. Porównując wartości wyznaczone bardziej zaawansowanymi metodami - b) ( $V_{tbw}(b)$ ) oraz c) ( $V_{tbw}(c)$ ), dla analizowanych pacjento-sesji dla proporcji  $V_{tbw}(b)/V_{tbw}(c)$ , wyrażonej w procentach, otrzymano wartość średnią  $m=116,29\%$  ( $SD=23,48\%$ ), co oznacza zauważalne zawyżanie wartości objętości wyznaczonej za pomocą modelowania kinetycznego mocznika w odniesieniu do wyników analizy bioimpedancyjnej. Ponieważ zależności analizy bioimpedancyjnej były optymalizowane, tak by dawały wyniki zgodne z ubytkiem masy, którego warunku nie spełniały pozostałe metody wyznaczania  $V_{tbw}$ , zatem do wyliczeń  $Kt/V$  wykorzystano – tam gdzie to było konieczne – wartości  $V_{tbw}(c)$ .

### 4. Zastosowanie modelowania dwukompartamentowego

Zjawisko odbicia (*rebound*) występujące po zakończeniu zabiegu hemodializy, dowodzi istotności procesów dynamicznych zachodzących w objętości dystrybucji, obserwowanych zwłaszcza w przypadkach intensyfikacji zabiegów hemodializy na drodze zwiększania klirensu dializatora [5][11][15][19]. Wymusza to odpowiednie modyfikacje założeń modelowania i zastosowanie modelowania dwukompartamentowego [10][11], zakładającego istnienie dwóch zbiorników wody ustroju. W takim przypadku uśrednione stężenie mocznika  $C_{eq}$  nie jest dostępne pomiarowo i musi być wyliczane, natomiast stężenie mierzone traktowane jest jako stężenie tzw. zbiornika zewnętrznego  $C_e$ . Wówczas można określić proporcję  $p=C_{eq}(td)/C_e(td)$ . Wyliczenie współczynnika  $Kt/V$  według wzoru (2) polega na podstawieniu stężenia  $C_{eq}(td)$  w miejsce  $C(td)$

$$Kt/V(2) = \ln\left(\frac{C(0)}{C_{eq}(td)}\right) \quad (3)$$

Dla zebranych danych proporcja  $Kt/V(2)$  do  $Kt/V(1)$  wyrażona w procentach wyniosła średnio:  $m=71,11\%$  ( $SD=14,15\%$ ). Tak duża zmiana wskaźnika mogła wynikać z faktu, iż wyliczone z modelowania wartości nie odzwierciedlały dokładnie wartości rzeczywistych. Stężenia  $C_{eq}(td)$  okazały się znacznie wyższe od stężeń mierzonych  $C(td)=C_e(td)$ . Uśrednione wartości proporcji obu stężeń wyniosły:  $m=127,96\%$  ( $SD=19,79\%$ ). Możliwe jest oszacowanie

zmniejszenia wartości  $Kt/V$  przy założonej wartości proporcji  $p$ . Porównanie wzorów (3) i (2) prowadzi do wniosku, że obie wartości  $Kt/V$  różnią się o wartość  $\ln(p)$ . Gdy  $p$  – jako ułamek – zmienia się w granicach od 1,0 do 1,1, można w przybliżeniu przyjąć, że  $\ln(p)\approx(p-1)$ , zatem błąd stosowania zależności (2) zamiast (3), wynosi około  $p-1$ . W praktyce oznacza to opis porównywalnego efektu hemodializy za pomocą dwóch różnych wartości tego samego wskaźnika (tzw. wskaźnik jednokompartamentowy lub dwukompartamentowy).

### 5. Zależności przybliżone

Dążąc do pogodzenia dwóch wymagań: możliwości realizacji w praktyce stacji dializ i spełnienia wymogu stosowania modelu dwukompartamentowego, w latach 1990. opracowano kilka zależności będących kompromisem między powyższymi wymaganiami. Zależności te mogą być stosowane w codziennej praktyce klinicznej, pod warunkiem podania autorstwa metody.

A. Wzór Tattersaala i wsp. [17] – dość złożony wzór po prostych przekształceniach okazał się identyczny z zależnością (3), z tym, że wartości  $C_{eq}$  autorzy wymienionych prac wyznaczali na podstawie analizy efektu odbicia, a nie z modelowania dwukompartamentowego.

B. Wzór Daugirdasa [3]:

$$Kt/V(3) = -\ln\left(\frac{C(td)}{C(0)} - 0,0001333 \cdot td\right) + \left(4 - 3,5 \cdot \frac{C(td)}{C(0)}\right) \cdot \frac{Q_F \cdot td}{W(td)} \quad (4)$$

gdzie  $W(td)$  – masa ciała w chwili  $t=td$ .

C. Wzór Daugirdasa i wsp. [2]:

$$Kt/V(4) = \ln\left(\frac{C(0)}{C(td)}\right) \cdot \left(1 - \frac{36}{td}\right) + 0,03 \quad (5)$$

D. Wzór Maduella i wsp. [13]:

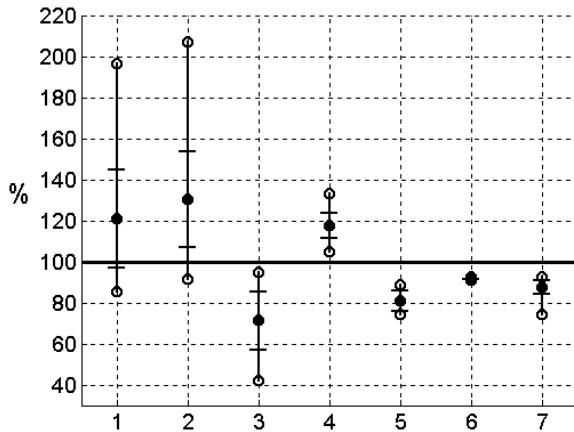
$$Kt/V(5) = 0,906 \cdot \ln\left(\frac{C(0)}{C(td)}\right) - 0,26 \cdot \frac{Kd}{V_{tbw}(td)} + 0,007 \quad (6)$$

### 6. Wyniki

Wykorzystując dane pomiarowe z wykonanych modelowych sesji dializacyjnych, uwzględniając zmierzony czas, klirensy dializatorów oraz podializacyjne masy ciała wraz z odpowiednimi wartościami ultrafiltracji w czasie każdej pacjento-sesji, dokonano porównania wartości współczynnika  $Kt/V$ , przyjmując za podstawę najprostszyszy wzór Gotcha i Sargenta (2), funkcjonujący w dializoterapii od ponad 25 lat i nadający się do oceny dawki dostarczonej w konwencjonalnych zabiegach hemodializy - rys. 1.

### 7. Podsumowanie i wnioski

Aktualnie standardy zalecają wartość  $spKt/V - Kt/V$  liczone według wzoru (2) - dla hemodializowanych 3 razy w tygodniu pacjentów od 1,3 - 1,6. Koncepcja optymalnej wartości wskaźnika  $Kt/V$  dla mocznika może w najbliższych latach ulec pewnym modyfikacjom w zależności od liczby dializ w tygodniu, klirensu resztkowego własnych nerek ( $K_r$ ) oraz rodzaju dializy, do opisu, której został on zastosowany. Jednak, nawet po poprawkach dopasowujących  $Kt/V$  do modelu dwukompartamentowego ( $eqKt/V$ ), wskaźnik nie będzie nadawał



Rys. 1. Porównanie - w odniesieniu do  $Kt/V$  według wzoru (2) - wartości współczynników  $Kt/V$  wyliczonych kolejno: 1) według wzoru (1); 2) według wzoru (1) z podstawieniem  $K_{dfr}+K_r$  w miejsce  $K_d$ ; 3) według wzoru (3), na podstawie optymalizacyjnego modelowania dwukompartimentowego [10]; 4) według wzoru (4); 5) według wzoru (5); 6) według wzoru (6); 7) według wzoru (3) przy założeniu  $p=1,1$ . Na rysunku zaznaczono wartości średnie, odchylenia standardowe oraz wartości minimalne i maksymalne.

Figure 1.  $Kt/V$  values calculated according to (in order): 1) equation (1); 2) equation (1) with dialyser clearance  $K_d$  for total clearance  $K_{dfr}+K_r$  correction; 3) equation (3) based upon double-compartmental optimization and modeling [10]; 4) equation (4); 5) equation (5); 6) equation (6); 7) equation (3) considering  $p=1,1$ . The baseline corresponds to  $spKt/V$ . The plot shows mean values, SD and range.

się do oceny dawki krótko trwających sesji hemodializacyjnych, gdyż eliminacja mocznika będzie pozostawać w olbrzymiej dysproporcji do eliminacji związków średnio- i wyżej-cząsteczkowych. Przy wysokich wartościach  $K_d$  efekt biologiczny krótkiego czasu dializy  $td$  jest zupełnie inny niż niskiego klirensu i długiego czasu dializy. Goldstein i wsp. [5] analizując wartość pomiaru dawki dializy dostarczonej  $Kt/V$  i efekt odbicia u 6 hemodializowanych pacjentów pediatrycznych wykazali, że wyliczanie wskaźnika dializy na podstawie tzw. stężenia wyrównanego (*equilibrated*,  $C_{eq}$ ) i wzorów stanowiących estymację drugiego rzędu równań logarytmicznych konwertujących  $Kt/V$  do modelu dwukompartimentowego cechuje różnica tylko 3,4% (SD= 2,3%), na którą nie mają wpływu masa pacjenta, tworzenie mocznika, klirens dializatora, współczynnik  $K_d/V$  lub wielkość ultrafiltracji [5]. Istotne różnice występowały natomiast pomiędzy wynikami uzyskanymi ze stosowania wzorów cytowanych w tej pracy wzorów autorstwa Tattersaala, Daugirdasa i Maduella. Zastosowanie do obliczeń tego ostatniego prowadziło do 22,3% różnicy pomiędzy  $eqKt/V$  i wyliczonego  $Kt/V$ . Na problem odbicia zwrócili także uwagę Marsenic i wsp. [14], podając zależność pomiędzy  $C_{eq}$  a  $Ct$  ( $C_{eq} = 1,085 Ct + 0,729$ ; wsp. korelacji:  $\rho=0,946$ ), co czyniło wyliczenie  $eqKt/V$  znacznie dokładniejszym niż na podstawie innych wzorów. Wartość odbicia zmierzona przez Marsenic i wsp. [14] wynosiła średnio 20,32% (SD=7,74%) przy dawce HD  $Kt/V=1,7$  (SD=0,35) [14].

Dokonana przez nas analiza nie uwzględniała zjawiska odbicia, a modelowe rozważania przeprowadzono wyznaczając odpowiednie wartości  $C_{eq}(td)$  dla każdej z 91 pacjento-sesji dializacyjnych optymalizacyjnie dopasowując model do wartości pomiarowych. Wyraźnie niższe wartości  $Kt/V$  wyliczane ze wzoru (3) wskazują na konieczność weryfikacji wartości  $C_{eq}(td)$  wynikających z optymalizacyjnego modelowania dwukompartimentowego. W modelowaniu tym założono stałość większości parametrów ( $K_d$ ,  $K_r$ ,  $G$ ,  $Q_F$ ,  $r$ ). Wprowadzenie wartości zmiennych w czasie powinno poprawić dokładność modelu, jednak podstawową trudność stanowi wyznaczanie wiarygodnych wartości określających zmienność tych parametrów dla konkretnego pacjenta i zabiegu. Istotną formę weryfikacji modelu stanowi wykazanie związku między

wyliczoną z jego użyciem dawką dializy i obserwowanymi powikłaniami lub/i odległym rokowaniem chorych.

## 8. Literatura

- [1] Cheek D.B., Mellits D., Elliot D.: Body water, height and weight during growth in normal children. *American J. Dis. Child.*, Vol.112, 1966, pp. 312-317.
- [2] Daugirdas J.T., Depner T.A., Gotch F.A., Greene T., Keshiavah P., Levin N.W., Schulman G.: Comparison of methods to predict equilibrated  $Kt/V$  in the HEMO Pilot Study. *Kidney International*, Vol.52, 1997, pp. 1395-1405.
- [3] Daugirdas J.T.: Second-generation logarithmic estimates of single-pool variable volume  $Kt/V$ , An analysis of error. *Journal of Am Soc of Nephrol*, Vol.4, 1993, pp. 1205-1213.
- [4] Depner T.A.: *Prescribing Hemodialysis*. New York, Kluwer Academic Publisher, 1991.
- [5] Goldstein S.L., Sorof J.M., Brewer E.D.: Evaluation and prediction of urea rebound and equilibrated  $Kt/V$  in the pediatric hemodialysis population. *American Journal of Kidney Diseases*, Vol.34, No 1. (July) 1999, pp. 49-54.
- [6] Gotch F.A.: Kinetic modeling in hemodialysis, in "Clinical dialysis", ed. by A.R.Nissenson, R.N.Fine, D.Gentile, Norwalk, Appleton and Lange, 1990, pp. 118-146.
- [7] Hume R., Wyers E.: Relationship between total body water and surface area in normal and obese subjects. *Journal of Clinical Pathology*, Vol. 54, 1971, pp. 234-238.
- [8] Korohoda P., Pietrzyk J.A., Drożdż D., Krawentek L.: Zastosowanie analizy bioimpedancji w modelowaniu kinetycznym mocznika – hemodializa, podejście praktyczne. *Materiały VII-go Symp. Modelowanie i Pomiar w Medycynie (MPM2005)*, Krynica, maj 2005, str. 141-148.
- [9] Korohoda P., Pietrzyk J.A., Drożdż D., Nitsch K.: Weryfikacja pomiaru bioimpedacyjnego za pomocą bezpośredniej analizy danych pomiarowych i modelu impedancji – wstęp do polskiego badania wielośrodkowego u dzieci dializowanych. *Pomiary Automatyka Kontrola*, 2006 nr 5bis, s. 95-101.
- [10] Korohoda P., Pietrzyk J.A., Miklaszewska M., Rumian R., Krawentek L.: Optymalizacyjne modelowanie cyklu hemodializacyjnego. *Pomiary Automatyka Kontrola*, 2006 nr 5bis, s. 61-66.
- [11] Korohoda P., Pietrzyk J.A., Sułowicz W.: Modelowanie hemodializoterapii. Cz. 1, Model dwuprzędziowy. *Nefrologia i Dializoterapia Polska*. 2004 t. 8 nr 2, s. 45-53.
- [12] Lopot F. (ed.): Urea kinetic modelling, in *EDTA/ERCA Series*, Vol. 4, Belgium, D.Verlinde, 1990.
- [13] Maduell F., Garcia-Valdecasas J., Garcia H., Hernandez-Jaras J., Siguenza F., DelPozo C., Giner R., Moll R., Garrigos E.: Validation of different methods to calculate  $Kt/V$  considering postdialysis rebound. *Nephrology, Dialysis and Transplantation*, Vol.12, 1997, pp.1928-1933.
- [14] Marsenic O., Pavlicic D., Bigovic G., Peco-Antic A., Jovanovic O.: Effects of postdialysis urea rebound on the quantification of pediatric hemodialysis. *Nwephron*, Vol. 84 (2), 2000, pp. 124-129
- [15] Pietrzyk J.A.: *Modelowanie kinetyczne mocznika*. DWN DReAM, Kraków 192.
- [16] Sargent J.A., Gotch F.A.: Mathematical modeling of dialysis therapy. *Kidney International*, S.18, 1980, pp.2-10.
- [17] Tattersaal J., DeTakats D., Chamney P., Greenwood R.N., Farrington K.: The post-hemodialysis rebound: Predicting and quantifying its effect on  $Kt/V$ . *Kidney International*, Vol.50, 1996, pp. 2094-2102.
- [18] Watson P.E., Watson I.D., Batt R.D.: Total body water volumes for adult males and females estimated from simple anthropometric measurements. *American Journal of Clinical Nutrition*, Vol. 33, 1980, pp. 27-39.
- [19] Yeun J.Y., Depner T.A.: Principles of Hemodialysis. Chapter 16 in *Chronic Kidney Disease, Dialysis, and Transplantation*, ed.: B.J.G.Pereira, M.H.Sayegh, P.G.Blake, Elsevier, 2<sup>nd</sup> ed., 2005, pp.307-340
- [20] Ziółko M., Pietrzyk J.A., Grabska-Chrzęstowska J.: Accuracy of hemodialysis modeling. *Kidney International*, Vol. 57, 2000, pp. 1152-1163.