

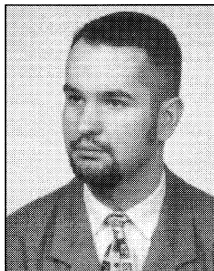
Remigiusz SZCZEPANOWSKI, Janusz MROCZKA

POLITECHNIKA WROCŁAWSKA  
KATEDRA METROLOGII ELEKTRONICZNEJ I FOTONICZNEJ

## Charakterystyki światła rozproszonego erytrocytów przy zmianach ciśnienia osmotycznego

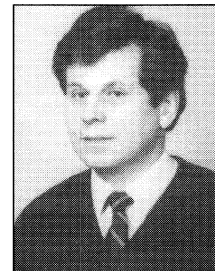
Mgr inż. Remigiusz SZCZEPANOWSKI

– asystent w Katedrze Metrologii Elektronicznej i Fotonicznej na Wydziale Elektroniki Politechniki Wrocławskiej. Zajmuje się modelowaniem zjawiska rozproszenia światła w medycynie.



Prof. dr hab. inż. Janusz MROCZKA

– kierownik Katedry Metrologii Elektronicznej i Fotonicznej na Wydziale Elektroniki Politechniki Wrocławskiej. Zajmuje się algorytmizacją problemu odwrotnego i jego aplikacją w pomiarach oraz analizą spektralną i polaryzacyjną promieniowania rozproszonego w układach dyspersyjnych.



### Streszczenie

Artykuł przedstawia wyniki symulacji zjawiska rozproszenia światła na erytrocytach w warunkach obniżania ciśnienia osmotycznego w ektacytometrii. Do opisu pojedynczego rozproszenia światła wykorzystano zmodyfikowaną teorię dyfrakcji dla małych kątów rozproszenia. Erytrocyty aproksymowano cząsteczkami elipsoidalnymi i sferycznymi. Zmiany właściwości optycznych układu dyspersyjnego (krew – wodny roztwór chlorku sodu) wywołane zmianą osmolalności zaprezentowano w postaci charakterystyk rozkładów natężenia światła rozproszonego. Określenie stopnia deformacji erytrocytu dokonano za pomocą parametrów deformacji kształtu (*DI*) i eliptyczności (*EI*) cząstki wyznaczonych z charakterystyk rozkładów światła rozproszonego.

### Abstract

The paper presents results of the simulation of the light scattering phenomenon by red blood cells (*RBC*) under reduction of the osmotic pressure in ektacytometry. The modified anomalous diffraction theory was used to describe single light scattering by *RBC* for small scattering angles. Approximation of *RBC* by ellipsoidal and spheroidal particles were considered. The changes in the optical properties of the blood – aqueous sodium chloride dispersive system induced by the osmolality reduction have been registered in a form of the intensity patterns. Shape parameters deformability (*DI*) and ellipticity (*EI*) were determined from the simulated intensity patterns.

### Wprowadzenie

Modelowanie pola światła rozproszonego na erytrocytach w warunkach zmian ciśnienia osmotycznego dla małych kątów rozproszenia jest celem poniższej pracy. W ektacytometrii wykorzystuje się światło do pomiarów deformacji, objętości i orientacji erytrocytów podczas działania sił ścinających [1,2]. Określenie deformacji erytrocytu dokonuje się na podstawie analizy rozkładu światła rozproszonego do przodu. Patologiczne zmiany kształtów erytrocytów występują w różnych hemolitycznych schorzeniach, które mogą być diagnozowane w ektacytometrii poprzez wymuszenie odpowiednich sił ścinających i osmolalności. I tak na przykład zwiększenie wewnętrznej lepkości erytrocytu, które obserwuje się w pewnych zaburzeniach hemolitycznych, w ektacytometrii identyfikowane jest jako zwiększony stopień deformacji erytrocytu w hipotonicznym medium [3]. Obniżenie ciśnienia osmotycznego w medium przy stałych siłach ścinających powoduje zmiany właściwości membrany, wewnętrznej lepkości i stosunku powierzchni komórki do jej objętości (*S/V*) a tym samym deformację erytrocytu [1,2,3].

Zmiany w ciśnieniu osmotycznego medium, w którym są zawieszane erytrocyty spowodowane są przez zmianę stężenia substancji rozpuszczonej w roztworze. Dodatkowo laminarne siły ścinające wymuszają jednakową orientację erytrocytów zgodnie z przepływem i elipsoidalnie wydłużają kształt erytrocytu. W przypadku rozcieńczonych roztworów wartość ciśnienia osmotycznego jest oszacowana na podstawie wyrażenia van't Hoffa [3].

W ektacytometrii do opisu światła rozproszonego są stosowane: teoria dyfrakcji Fraunhofera i teoria rozproszenia van de Hulsta. Krew w tych modelach jest rozpatrywana jako układ dyspersyjny, w którym erytrocyty są fazą rozproszoną zawieszoną w ośrodku dyspersyjnym. Erytrocyty podczas pomiaru ulegają deformacji a ich kształty mogą być aproksymowane przez sfery lub elipsoidy. Do symulacji zastosowano modele Latimera [6] i Streekstry [5]. Modele te są wyprowadzone z teorii rozproszenia van de Hulsta i opisują rozpraszanie światła na elipsoidzie. Deformacja erytrocytu jest funkcją objętości i eliptyczności dla odpowiednich roztworów.

### Wpływ ciśnienia osmotycznego krwi na erytrocyty

Ciśnienie osmotyczne  $\pi$  powoduje zatrzymanie przepływu cząsteczek przez półprzepuszczalną błonę w kierunku bardziej stężonego roztworu. Wyższe ciśnienie osmotyczne wywiera roztwór o mniejszej masie cząsteczkowej lub o wyższym stopniu dysocjacji. Dla pewnych wodnych roztworów błony komórkowe przepuszczają wodę, natomiast większych cząsteczek nie przepuszczają. Zależność pomiędzy ciśnieniem osmotycznym a stężeniem roztworu można przybliżyć za pomocą eksperymentalnego równania van't Hoffa:

$$\pi = c RT \quad (1)$$

gdzie:  $c$  jest stężeniem substancji rozpuszczonej,  $R$  – stała gazowa,  $T$  – temperatura. Ciśnienie osmotyczne jest wyrażone w osmolalności, która opisuje liczbę wolnych molekuł w jednostce objętości, bez względu na to czy są one cząsteczkami czy jonami. Organizm człowieka utrzymuje stałe ciśnienie osmotyczne, które jest w przybliżeniu równe 300 mOsm.

Zmiany erytrocytów w anizotonicznych mediach są funkcją właściwości błony półprzepuszczalnej, stosunku *S/V* i wewnętrznej lepkości erytrocytu [1,2]. Zwiększanie hipertoniczności medium powoduje kurczenie się erytrocytu i zmniejszanie jego objętości. Natomiast obniżanie ciśnienia osmotycznego powoduje deformację erytrocytu, zwiększenie objętości, sferocytózę [2]. Erytrocyt pęcznieje,

nabiera wody i zmienia się jego stosunek S/V. W zakresie pomiędzy 175 a 125 mOsm zaczyna się zakres krytycznych wartości objętości dla erythrocytu i występuje prehemolityczna liza [1]. Osmolalność roztworów, w których są zawieszone erythrocyty zazwyczaj regulowana jest poprzez stężenia pewnych substancji w zawieszynie (na przykład: dextran + solanka buforowana fosforanem (PBS), PVP + PBS [1,3,7])). Ostateczną regulację ciśnienia osmotycznego przeprowadza się przez wprowadzenie NaCl [1,7]. Optymalna liczba erythrocytów również musi być określona. Według Ganonga 0.9 % roztwór NaCl jest izotoniczny względem osocza. Zdrowe erythrocyty zaczynają hemolizę dla stężeń poniżej stężeń 0.48% NaCl [8].

### Modelowanie światła rozproszonego we krwi

#### Faza rozproszona – erythrocyty

Symulacje zostały wykonane dla erythrocytów zawieszonych w ośrodku dyspersyjnym o zadanej osmolalności i w warunkach określonej siły ścinającej. W tych warunkach erythrocyty rozważano jako cząstki homogeniczne o rozmiarach większych w stosunku do użytej długości padającej fali, wówczas gdy parametr wielkości cząstki  $\alpha \gg 1$ . Założono pojedyncze rozpraszanie na erythrocytach. Erythrocyty zostały zamodelowane jako elipsoidy. Geometrię elipsoidy opisują parametry:  $q = a/b$ ,  $A = \sqrt{a \cdot b}$ , gdzie:  $a$ ,  $b$ ,  $c$  są charakterystycznymi promieniami elipsoidy. Jeśli  $a=b>c$ , cząstka ma kołowy przekrój i jest sferoidą, jeśli  $a>b>c$  cząstka jest elipsoidą. Zawartość hemoglobiny w erythrocycie wynosi około 95% objętości całej komórki. Współczynnik refrakcji erythrocytu zależy od stężenia hemoglobiny:

$$n = n_0 + \alpha \cdot HC \quad (2)$$

gdzie:  $n_0 = 1.34$ ,  $\alpha = 0.0019$  dl/g,  $HC$  stężenie hemoglobiny w g/dl. Według Tycko część urojoną współczynnika refrakcji można pominąć [9].

#### Ośrodek dyspersyjny

W badaniach rozpraszania światła na erythrocycie ośrodkiem dyspersyjnym jest wodny roztwór chlorku sodu. Właściwości optyczne ośrodka dyspersyjnego oszacowano teoretycznie.

Rozproszenie światła w płynnych ośrodkach dyspersyjnych występuje wskutek fluktuacji elementarnych objętości rozproszeniowych. Jeśli ośrodek dyspersyjny nie ma właściwości absorpcyjnych i magnetycznych ( $\mu = \mu_0$ ) współczynnik refrakcji może być określony na podstawie zależności Maxwella [10]:

$$\epsilon = n^2 \quad (3)$$

W przypadku roztworów rozproszenie światła wzrasta wskutek dodatkowej fluktuacji stężenia substancji rozpuszczonej. Określenie współczynnika refrakcji wymaga zdefiniowania polaryzowalności całego wieloskładnikowego roztworu i zewnętrznego pola elektromagnetycznego  $\bar{E}$ , ponieważ cząsteczki w gęstym ośrodku dyspersyjnym tworzą lokalne pole  $\bar{E}$ , które oddziałuje na pole zewnętrzne (makroskopowe). Zależność tę opisuje równanie Lorentza-Lorenza:

$$\bar{E}_i = \frac{n^2 + 2}{3} \bar{E} \quad (4)$$

gdzie:  $n$  jest współczynnikiem refrakcji ośrodka dyspersyjnego. Dla roztworów wieloskładnikowych współczynnik refrakcji jest wyznaczany na podstawie zmodyfikowanego równania Lorentza-Lorenza wykorzystującego regułę linowego sumowania polaryzowalności:

$$\left[ \frac{n^2 - 1}{n^2 + 2} \right] = \frac{4\pi}{3} N_A \rho \sum_{k=1} \frac{c_k \alpha_k}{M_k} \quad (5)$$

gdzie:  $c_k$  – masa cząstkowa k-tej substancji,  $M_k$  – masa molowa k-tego składnika,  $\alpha_k$  – cząstkowa polaryzowalność k – tego składnika,  $\rho$  – gęstość,  $N_A$  – liczba Avogadro [10].

### Model rozproszenia światła

W pracy rozważa się przypadek pojedynczego rozproszenia światła na cząstce. Zastosowano aproksymacyjny model Latimera i Streeckstry [5,6] oparty o teorię dyfrakcji van de Hulsta [11]. Model ten opisuje rozproszenie światła na elipsoidach. Teoria ta zakłada, że część promieniowania światła jest transmitowana przez cząstkę, a część ulega ugięciu. Pomiedzy promieniem ugiętym i transmitowanym zachodzi interferencja. Przestrzenny rozkład natężenia światła w punkcie  $P(x,y,z)$  wyraża równanie (6):

$$S(v) = \alpha^2 \int_0^{2\pi} [1 - \exp(-i\phi_{\max} \sin \tau)] J_0(\alpha v \cos \tau) \sin \tau \cos \tau d\tau, \quad (6)$$

gdzie:

$$v = (1/r) \cdot ((x^2/q) + (y^2)) \quad (7)$$

$$\alpha = k A = (2\pi n_{\text{med}} / \lambda_0) A \quad (8)$$

$$\phi_{\max} = 2k c |m - 1| \quad (9)$$

gdzie:  $q$  – eliptyczność cząstki,  $J_0(u)$  – funkcja Bessela zerowego rzędu,  $\phi_{\max}$  – przesunięcie fazy,  $a$  – parametr wielkości cząstki,  $\lambda_0$  – długość fali lasera w próżni,  $n_{\text{med}}$  – współczynnik refrakcji medium,  $m$  – względny współczynnik refrakcji,  $c$  – długość trzeciej osi elipsoidy równoległej do kierunku padającego światła [5].

Zakładając, że  $m$  i  $\rho = \phi_{\max}$  są rzeczywiste, równanie (6) może być rozwiązane za pomocą całek Sonina:

$$\text{Re } A = \rho^2 + \frac{1}{z^2} J_2(z) - \rho^4 \frac{1}{1 \cdot 3 \cdot z^3} J_3(z) + \rho^6 \frac{1}{1 \cdot 3 \cdot 5 \cdot z^4} J_4(z) + \dots \quad (10)$$

$$\text{Im } A = \frac{\rho}{y^2} \left( \frac{\pi y}{2} \right)^{1/2} J_{3/2}(y) = \frac{\rho}{y^2} \psi_1(y) \quad (11)$$

gdzie:  $z = \alpha v$ ,  $y^2 = z^2 + r^2$ , a  $\psi_1$  jest funkcją Riccati-Bessela [11].

### Wyniki badań symulacyjnych

Badania symulacyjne rozproszenia światła na erythrocytach w warunkach obniżania ciśnienia osmotycznego zostały wykonane dla kątów rozproszenia w zakresie od 0 do 15 stopni. Natężenie światła rozproszonego na elipsoidzie w punkcie  $P(x,y,z)$  w odległości większej niż rozmiar cząstki opisuje zależność:

$$I = I_0 \left( \frac{1}{k^2 r^2} \right) |S(v)|^2, \quad r = (x^2 + y^2 + z^2)^{1/2} \quad (12)$$

gdzie:  $k$  jest liczbą falową,  $I_0$  natężeniem padającej fali świetlnej. Krzywe (linie) w punktach  $x,y \ll z$  dla stałych wartości natężenia światła rozproszonego na erythrocytach są elipsami o postaci [5]:

$$\frac{x^2}{q z^2 v^2} + \frac{y^2}{z^2 v^2 / q} = 1 \quad (13)$$

Parametry deformacji  $DI$  i eliptyczności  $EI$  erythrocytu są określone na podstawie analizy światła rozproszonego:

$$DI = \frac{A - B}{A + B} \quad (14)$$

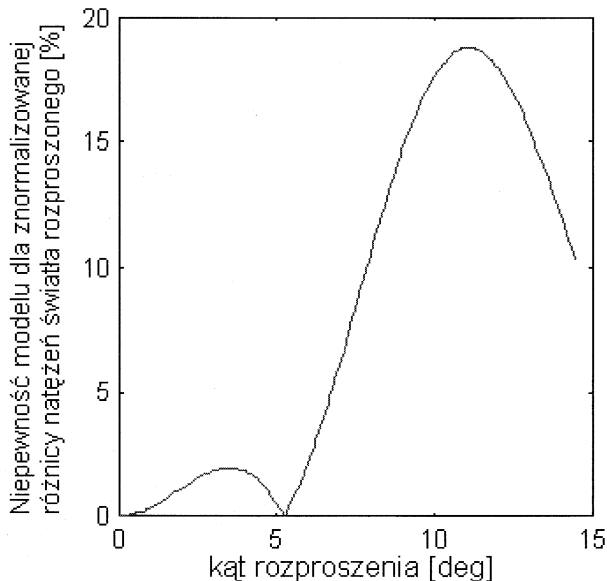
gdzie:  $A$ ,  $B$  są natężeniami światła w stałych punktach obserwacji dla różnych kształtów tej samej cząstki. Są one odpowiednio

określone dla mniejszej i większej osi elipsoidy [1]. Parametr  $EI$  opisuje zależność:

$$EI = \frac{L - W}{L + W} \quad (15)$$

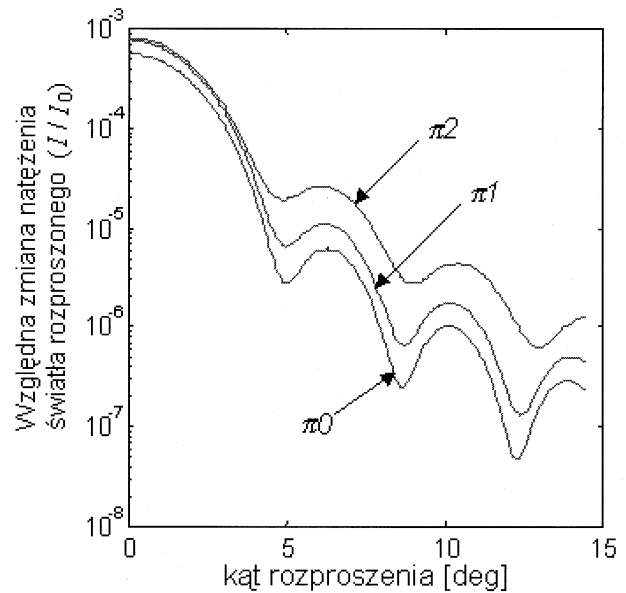
gdzie:  $L$ ,  $W$  są odpowiednio długościami mniejszej i większej osi elipsoidy w punktach o takiej samej wartości natężenia światła rozproszonego.

W symulacjach przyjęto długość fali promieniowania 632.8 nm (laser He-Ne). Współczynniki refrakcji erycytów określono dla stężeń hemoglobiny  $HC$  w zakresie 31.4 do 39.5 g/dl [5,7]. Wykonano również symulacje dla  $HC > 40$  g/dl występujące w pewnych hemolitycznych chorobach. W celu oszacowania współczynnika refrakcji wodnego roztworu NaCl obliczono polaryzowalność roztworu. Polaryzowalność wody wyznaczono na podstawie pomiarów rzeczywistego współczynnika refrakcji dla  $\lambda = 632.8$  nm [12]. Polaryzowalności jonów  $Na^+$ ,  $Cl^-$  przyjęto na podstawie danych literaturowych [13]. Współczynnik refrakcji  $n_{med}$  zależy od stężeń NaCl, które wyznaczają odpowiednie osmolalności roztworu. W zakresie osmolalności  $\pi$  od 131 do 300 mOsm przeprowadzono kalibrację współczynnika refrakcji ośrodka dyspersyjnego cząsteczkami latexu o stałych objętościach, o średnicy 3.18  $\mu m$  i  $n_{int} = 1.593$ . Błąd modelu dla znormalizowanych natężeń światła dla zmian współczynnika refrakcji wyniósł około 2% dla małych kątów rozproszenia, mniejszych niż 5 stopni (rys.1).



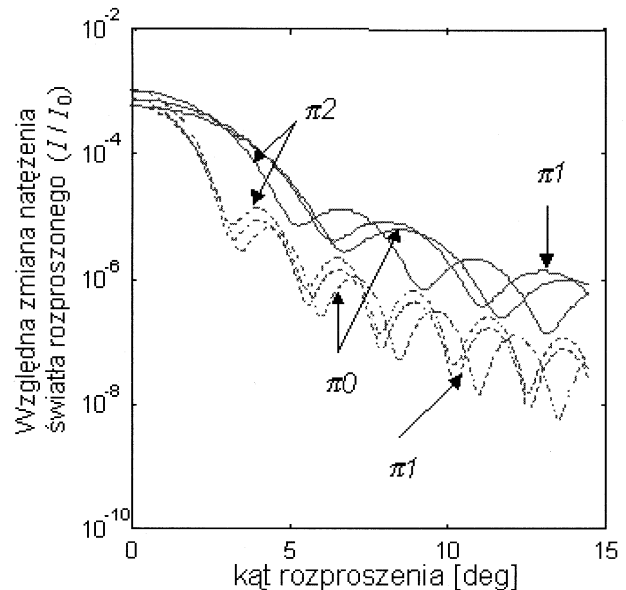
Rys. 1. Niepewność modelu dla znormalizowanej różnicy natężenia światła rozproszonego wywołane zmianami współczynnika refrakcji ośrodka dyspersyjnego. Kalibracja mikrosferami latexu  $n_{int} = 1.593$ ; Graniczne osmolalności:  $\pi_1 = 130$ ,  $\pi_0 = 300$  mOsm/kg i współczynniki refrakcji  $n_{med} = 1.334$ ,  $1.337$ , odpowiednio

W symulacjach rozproszenia światła w ektacytometrii wykorzystano badania zachowania się erycytów w hipotonicznych mediach [1,2,3,7]. W prezentowanym modelu erycyty są zawieszone w wodnym roztworze NaCl, dla takiego układu obliczono krzywe objętości w funkcji osmolalności. Podobnie eliptyczność w funkcji osmolalności została obliczona na podstawie danych literaturowych [1]. W pracy przeprowadzono symulację dla dwóch przypadków sił ścinania:  $\tau = 0$  oraz  $\tau = 100$  dyn/cm<sup>2</sup>. Badania zostały przeprowadzone uwzględniając granicę startu osmotycznej lizy, tj. 150 mOsm. Dla  $\tau = 0$  dyn/cm<sup>2</sup> erycyt jest sferoidą (rys.2). Dla tego przypadku wyniki sy-



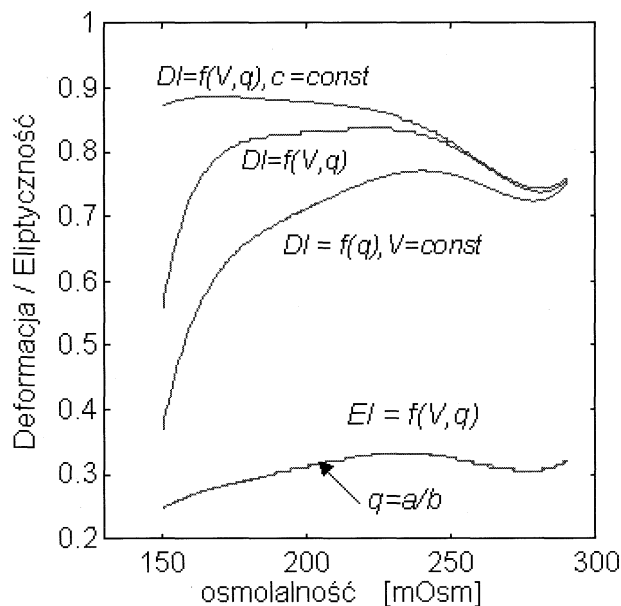
Rys. 2. Natężenie światła rozproszonego na sferoidzie w funkcji kąta rozproszenia, odpowiednio dla trzech osmolalności:  $\pi_0 = 290$ ,  $\pi_1 = 220$ ,  $\pi_2 = 150$  mOsm/kg; stężenie  $HC$  36.3 g/dl; siła ścinająca  $\tau = 0$  dyn/cm<sup>2</sup>

mulacji wykazały, że wraz z obniżaniem się ciśnienia osmotycznego erycyt silniej rozprasza światło. Również dla  $\tau = 100$  dyn/cm<sup>2</sup> były symulowane charakterystyki rozproszenia i krzywe deformacji w funkcji osmolalności (rys.3). Elipsoidalne czą-



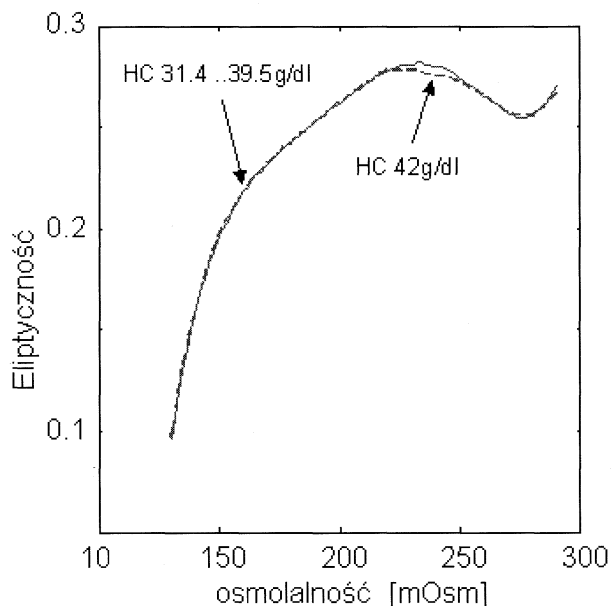
Rys. 3. Natężenie światła rozproszonego na elipsoidzie w funkcji kąta rozproszenia odpowiednio dla trzech wartości osmolalności:  $\pi_0 = 290$ ,  $\pi_1 = 220$ ,  $\pi_2 = 150$  mOsm/kg, dla osi mniejszej i większej  $X, Y$ ; siła ścinająca  $\tau = 100$  dyn/cm<sup>2</sup>;  $HC = 36.3$  g/dl

stki rozpraszają silniej wraz ze zmniejszaniem osmolalności. Krzywe deformacji  $DI$  zostały uzyskane dla stałych punktów obserwacji przy zmieniających się rozmiarach tej samej cząstki. Krzywą eliptyczności wyznaczono na podstawie charakterystyk rozproszenia, dla punktów o takim samym natężeniu światła rozproszonego. Kiedy parametr  $q$  (eliptyczności cząstki) zmierza do zera, zmniejszanie osmolalności powoduje szybsze opadanie



Rys. 4. Deformacja ( $DI$ ) i eliptyczność ( $EI$ ) erycyty w funkcji osmolalności.  $EI$  pokrywa się wprost z eliptycznością cząstki  $q$ . Stężenie  $HC$  36.3 g/dl; siła ścinająca  $\tau = 100 \text{ dyn/cm}^2$

krzywej deformacji  $DI$  (Rys.4). Wpływ objętości elipsoidalnego erycyty na krzywe deformacji podczas zmian osmolalności badano dla stałej i zmieniającej się objętości erycyty. W badaniach rozważano zależność eliptyczności od stężenia hemoglobiny (rys.5), ale model nie był wrażliwy na zmiany  $HC$  w zakresie od 31.4 g/dl do 39.5 g/dl.



Rys. 5. Krzywe eliptyczności erycyty w funkcji osmolalności w warunkach różnych stężeń hemoglobiny. Linia przerywana oznacza krzywą dla  $HC$  42 g/dl. Siła ścinająca  $\tau = 100 \text{ dyn/cm}^2$

### Wnioski

Zarejestrowane charakterystyki światła rozproszonego na erycytach wzdłuż osi  $x$  i  $y$  wskazują na istnienie dwóch rodzajów cząstek. Są to sferoidy i elipsoidy. Sferoidy występują przy braku przepływu ( $\tau = 0 \text{ dyn/cm}^2$ ), natomiast elipsoidy w obecności sił ścinających ( $\tau = 100 \text{ dyn/cm}^2$ ). Stwierdzono, że krzywe deformacji

( $DI$ ) erycyty w funkcji osmolalności są zależne od objętości. Dlatego też ich kształt odbiega od rzeczywistej eliptyczności erycyty  $q$ . W przeciwieństwie do tego, krzywe eliptyczności ( $EI$ ) erycyty zależą wprost od kształtu erycyty. Jednak parametr  $EI$  dobrze odzwierciedla eliptyczność erycyty pod warunkiem, że trzecia oś  $c$  elipsoidy, równoległa do kierunku padającego światła, jest stała. Natomiast  $DI$  jest lepszym parametrem dla małych kątów rozproszenia, ponieważ podczas optycznych pomiarów erycytów korzystniej jest założyć ustalone punkty obserwacji po stronie detektora. Wówczas błędy wywołane zmianą współczynnika refrakcji ośrodka dyspersyjnego dla badanego zakresu osmolalności są wystarczająco małe. W przeciwieństwie do tego parametr  $EI$  wymaga pomiarów w szerszym zakresie kątów rozproszenia i w tym przypadku detektor wymaga ciągłej korekty zmian współczynników refrakcji ośrodka dyspersyjnego.

W zakresie stężeń hemoglobiny od 31.4 g/dl do 39.5 g/dl nie stwierdzono żadnych istotnych zmian krzywych eliptyczności erycyty, dopiero powyżej  $HC$  42 g/dl występuje spadek stopnia deformacji erycyty. To zjawisko świadczy o tym, że wzrost komórkowej sferyczności erycyty silniej wpływa na krzywe deformacji, niż zmiany stężenia hemoglobiny w erycytycie.

Ostatecznie wyniki symulacji były zgodne z krzywymi deformacji zmierzonymi eksperymentalnie [1,2,7]. Należy pokreślić, że wartości objętości i eliptyczności erycytów są skompilowanymi danymi, powodując w ten sposób określoną niepewność modelu. Błędy modelu dla małych kątów rozproszenia ( $<5$  stopni) spowodowane różnicami w wartościach współczynników refrakcji ośrodka dyspersyjnego dla badanego zakresu osmolalności odpowiadają eksperymentalnym wynikom McGanna [14]. Dodatkową przyczyną błędów modelu są wartości współczynnika refrakcji, które wyznaczono teoretycznie. W zakresie  $\pi$  od 130 do 300 mOsm wyniki współczynnika refrakcji  $n_{med}$  wyniosły odpowiednio 1.334 do 1.337. W przeciwieństwie do tego zmierzony współczynnik refrakcji wynosi około 1.345 dla 290 mOsm [5]. Różnice pomiędzy tymi wartościami wynikają z założenia, że ośrodek dyspersyjny nie posiada właściwości absorpcyjnych. W rzeczywistości z powodu istnienia w roztworze NaCl pików w podczerwieni (*infrared band*) dokładana estymacja współczynnika refrakcji ośrodka dyspersyjnego wymagałaby określenia jego części rzeczywistej i urojonej. Te *piki* są przesunięte wskutek obecności jednoatomowych jonów  $Na^+$  i  $Cl^-$ , a ich amplituda zależy od stężenia roztworu. W tym przypadku lepszą metodą oszacowania stałych optycznych ośrodka dyspersyjnego jest analiza Kramera-Kroninga [15]. Różnice te wynikają również z równania (5), które uwzględniając liniową regułę sumowania polaryzowalności roztworu wprowadza błąd współczynnika refrakcji ośrodka dyspersyjnego około 5% w porównaniu z wynikami eksperymentalnymi [10]. Głównym powodem stwierdzonych różnic jest uproszczenie składników ośrodka dyspersyjnego (wpływ dextranu został pominięty), w którym zawieszono erycyty. Dextran w trakcie pomiarów utrzymuje stałą lepkość w zawiesinach krwi, w ten sposób zabezpiecza kształt erycyty podczas fluktuacji stężenia hemoglobiny. Zgodnie z zależnością (1) dextran nie wpływa znacząco na zmiany ciśnienia osmotycznego, w szczególności z powodu jego dużej masy cząsteczkowej.

Zaproponowany model dobrze aproksymuje zachowanie się erycytów w hipotonicznym medium podczas pomiarów ektacytometrycznych. Dalsze badania modelu powinny uwzględnić szczegółową analizę stałych dielektrycznych w ośrodku dyspersyjnym, w szczególności liczbę składników w roztworze oraz wpływ lepkości ośrodka dyspersyjnego na błonę erycytów.

### Literatura

- [1] N. MOHANDAS, M. R. CLARK, M. S. JACOBS, S. B. SHOHET: *Analysis of factor regulating erythrocyte deformability*, J.Clin.Invest. 1980, 66.

- [2] M. BESSIS, N. MOHANDAS, C. FEO: *Automated ektacytometry: A new method of measuring red blood cell deformability and red cell indices*, Blood Cells 1980, 6.
- [3] N. MOHANDAS, M. R. CLARK, M. S. JACOBS, W. GRONER, S. B. SHOHET: *Ektacytometric analysis of factors regulating red cell deformability*, Blood Cells 1980, 6.
- [4] B. G. SEGAL: *Chemistry experiment and theory*, Wiley 1989, N.Y., rozdział.6.7.
- [5] G. J. STREEKSTRA, A. G. HOEKSTRA, E. J. NIJHOF and R. M. HEETHAAR: *Light scattering by red blood cells in ektacytometry: Fraunhofer versus anomalous diffraction*, Applied Optics 1993, 32 (13).
- [6] P. LATIMER: *Light scattering by ellipsoids*, J. Colloid and Interface Sci. 1975, 53.
- [7] C. J. FEO, M. NOSSAL, E. JONES, M. BESSIS: *Ektacytometrie automatise sur du sang normal et dans differentes anemies hemolytiques*, C.R Acad. Sc. Paris, 1982, t.295 Serie III.
- [8] W. GANONG: *Review of Medical Physiology*, Appleton and Lang, Norwalk, 1991, rozdz. 6-27.
- [9] D. H. TYCKO, M. H. METZ, E. A. EPSTEIN, A. GRINBAUM: *Flow-cytometric light scattering measurement of red blood cell volume and hemoglobin concentration*, Applied Optics 1985, 24.
- [10] W. B. LI, P. N. SEGRE, R. W. GAMMON and J. V. SENGERS: *Determination of the temperature and concentration dependence of the refractive index of liquid mixture*, J. Chem. Phys. 1994, 101.
- [11] H. C. VAN DE HULST: *Light scattering by small particles*, Wiley, New York, 1980, chap. 11.
- [12] G. M. HALE, M. R. QUERRY: *Optical constants of water in the 200 nm to 200µm wavelength region*, Applied Optics 1973, 12.
- [13] P. BRUNER, M. KARPLUS: *Perturbation theory and ionic models for alkali halide systems. I diatomics*. The Journal of Chemical Physics 1973, 58.
- [14] L. E. MCGANN, M. L. WALTERSON, L. M. HOGG: *Light scattering and volumes in osmotically stressed and frozen-thawed cells*, Cytometry 1988, 9.
- [15] M. R. QUERRY, R. C. WARING, W. E. HOLLAND, G. M. HALE, W. NIJM: *Optical constants in the infrared for aqueous solutions of NaCl*, Journal of the Optical Society of America 1972, 62.

Artykuł recenzowany

## EKOLOGIA W ELEKTRONICE

Konferencja Naukowo-Techniczna Przemysłowego Instytutu Elektroniki  
Warszawa, 16-17 października 2000 r.



Przemysłowy Instytut Elektroniki zaprasza do udziału w konferencji pt. „EKOLOGIA W ELEKTRONICE”. Konferencja odbędzie się w Warszawie, w siedzibie Instytutu na ul. Długiej 44/50, w dniach 16 i 17 października br. Podczas konferencji wygłoszonych zostanie około 20 referatów prezentujących aktualny stan wiedzy z zakresu ekologicznych aspektów, które powinny być uwzględnione w procesie projektowania konstrukcji i technologii systemów elektronicznych, a także metod ponownego użycia elementów i recyklingu materiałów, wchodzących w skład wyrobów elektronicznych stosowanych we wszystkich gałęziach gospodarki naukowej.

Konferencja „EKOLOGIA W ELEKTRONICE” wpisuje się w szeroki nurt przedsięwzięć promujących filozofię trwałego i zrównoważonego rozwoju, sformułowaną przez Światową Komisję Środowiska i Rozwoju. Filozofia ta określa sposób zaspokojenia aspiracji i harmonijnego rozwoju społeczeństw, bez ograniczenia szans następnym generacji, na zaspokojenie ich potrzeb rozwojowych w przyszłości. Zasadę zaspokajania aspiracji cywilizacyjnych i rozwojowych ludzkości, bez niszczenia i degradacji zasobów naturalnych, przyjęto również w Polsce. Materiały, zawierające teksty referatów wygłoszonych na konferencji są dostępne w Instytucie.

Przemysłowy Instytut Elektroniki prowadzi badania naukowe i prace rozwojowe związane z ekologią m.in. wykonuje aparaturę pomiarową do oznaczania zawartości substancji, zanieczyszczających środowisko. Od szeregu lat prowadzone są również prace nad rozwojem narzędzi i technologii recyklingu, takich jak: metody automatyzacji badań jakości i diagnozowania materiałów, podzespołów i urządzeń, systemy eksperckie, metody projektowania łatwotestowalnych układów i systemów, technologie automatyzacji procesów montażu, demontażu i selekcji układów scalonych, pakietów i urządzeń. Prowadzone są prace badawcze dotyczące ekologicznych aspektów, które powinny być uwzględnione w procesie projektowania konstrukcji i oprogramowania oraz w procesie produkcji urządzeń elektronicznych.

Laboratorium Badania Jakości i Wzorcowania Wyrobów Elektronicznych PIE akredytowane w Polskim Centrum Badań i Certyfikacji (certyfikat nr L 45/3/99) wykonuje badania funkcjonalne, badania bezpieczeństwa obsługi oraz narażenia klimatyczne, mechaniczne i elektromagnetyczne, takich wyrobów jak: elementy półprzewodnikowe, elektroniczne przyrządy pomiarowe, urządzenia komputerowe, elektroniczny sprzęt powszechnego użytku, automaty do gier losowych czy elementy systemów alarmowych. (Szczegółowy zakres akredytowanych badań dostępny na instytutowej stronie internetowej <http://www.pie.edu.pl>) Obecnie w Laboratorium podjęto prace badawczo-rozwojowe mające na celu opracowanie metod i procedur badania własności proekologicznych wyrobów elektronicznych. Przewiduje się, że opracowane i akredytowane procedury umożliwią ocenę jakości wyrobów elektronicznych, między innymi z punktu widzenia zanieczyszczeń środowiska w procesie produkcji, energooszczędności wyrobu, łatwości jego napraw oraz utylizacji po zużyciu.

W Przemysłowym Instytucie Elektroniki przygotowywane są również prace badawcze, dotyczące bezpośrednio zagadnień recyklingu wyrobów elektronicznych, takich jak: metod diagnostyki, naprawy lub modernizacji wyrobów, nie wymagających drogich urządzeń kontrolno-pomiarowych; metod automatycznego demontażu, testowania, kondycjonowania i selekcji pakietów i zdemontowanych podzespołów; oraz metod przetwarzania elementów dla recyklingu, polegających na odzyskaniu materiałów podstawowych, w celu ich wykorzystania jako surowców wtórnych, z jednoczesną neutralizacją materiałów toksycznych.

dr inż. Andrzej Wach,  
E-mail: [wach@pie.edu.pl](mailto:wach@pie.edu.pl)