



Model procesu frakcjonowania trój- i czteroskładnikowych mieszanin biologicznych w polu grawitacyjnym

ANDRZEJ GÓRKA

Wojskowa Akademia Techniczna, Instytut Optoelektroniki,
ul. gen. S. Kaliskiego 2, 00-908 Warszawa, gorka@upcpoczta.pl

Streszczenie. W publikacji opisano uproszczoną metodę oceny podstawowych parametrów procesu frakcjonowania w polu grawitacyjnym trój- i czteroskładnikowych mieszanin biologicznych o parametrach fizycznych podobnych do krwi obwodowej. W opisie metody wykorzystano bilans mas i sił wymuszających niezależny ruch mikrocząstek o różnym kształcie w osnowie płynu bazowego. Założono ponadto, że mieszaninę biologiczną jako nieściśliwy quasi-jednorodny płyn można opisać, wykorzystując podstawowe prawa hydrodynamiki. Prezentowana metoda oceny podstawowych parametrów procesu frakcjonowania w odniesieniu do złożonych mieszanin biologicznych wraz z przykładami obliczeń stanowi wstęp do rozszerzonego badania krwi obwodowej w zakresie oceny szybkości sedimentacji erytrocytów OB (ESR).

Słowa kluczowe: frakcjonowanie mieszanin biologicznych, sedimentacja składników krwi, model procesu frakcjonowania mieszanin, badanie OB krwi obwodowej, frakcjonowanie w polu grawitacyjnym

DOI: 10.5604/01.3001.0014.8871

1. Wstęp

W standardowym badaniu krwi obwodowej szybkość sedimentacji erytrocytów w polu grawitacyjnym wyraża się jako wartość średnią po godzinie trwania pomiaru w temperaturze (18-25°C). W literaturze polskiej wyrażana jest jako opad Biernackiego (OB) [1], a w literaturze anglosaskiej jako współczynnik ESR [2-5]. Aktualne możliwości techniczne współczesnej aparatury umożliwiają realizację tego typu pomiarów z uwzględnieniem zmian szybkości sedimentacji w całym cyklu

badania. Prezentowany w publikacji uproszczony model procesu frakcjonowania trój- i czteroskładnikowych mieszanin biologicznych stanowi wstęp do analizy rozszerzonego badania współczynnika ESR (OB). W modelu tym wykorzystano między innymi: równanie objętościowego przepływu mieszanin mikrocząstek biologicznych w sparametryzowanych kanałach migracji — równanie Hagen-Poiseuille’a [6], równanie oporów ruchu mikrocząstek w jednorodnym płynie bazowym — równanie Stokesa [7], prawo ciągłości [8, 9] przepływu nieściśliwej mieszaniny charakteryzujące stałe natężenie przepływu mieszaniny jako płynu newtonowskiego w wyodrębnionych kanałach migracji oraz prawo Bernoulliego [10] odnoszące się do stałości sumy ciśnień stałych i dynamicznych wzdłuż linii sił wymuszających ruch mikrocząstek w procesie frakcjonowania mieszanin biologicznych. Jednocześnie założono, że w procesie zagęszczania formowanych frakcji zjawiska zachodzące w wyodrębnionych kanałach migracji można odnieść do całej objętości frakcjonowanej mieszaniny [11].

2. Wprowadzenie

Artykuł jest kontynuacją wcześniejszych opracowań autora [11-13]. Przyjęte w tych opracowaniach założenia dotyczące modelu mieszaniny biologicznej oraz stanu granicznej równowagi po procesie frakcjonowania odnoszą się również do omawianego procesu frakcjonowania trój- i czteroskładnikowych mieszanin biologicznych. Jednocześnie, w celu porównania z danymi prezentowanymi w tych publikacjach, również w tym opracowaniu zamieszczono przykłady obliczeń, w których wykorzystano standardowe dane fizyczne krwi obwodowej. W artykule stan granicznej równowagi frakcji utworzony po procesie frakcjonowania mieszaniny stanowi fundament prezentowanej metody oceny parametrów procesu frakcjonowania. Odwzorowuje on rozkład frakcji analogiczny do rozkładu standardowej krwi obwodowej po procesie frakcjonowania w polu grawitacyjnym [12]. Schemat granicznej równowagi uformowanych frakcji po procesie frakcjonowania trój- i czteroskładnikowej mieszaniny przedstawiono na rysunku 1.

Przedstawione na rysunku 1 stany graniczne równowagi frakcji po procesie frakcjonowania trój- i czteroskładnikowych mieszanin charakteryzują się następującymi cechami:

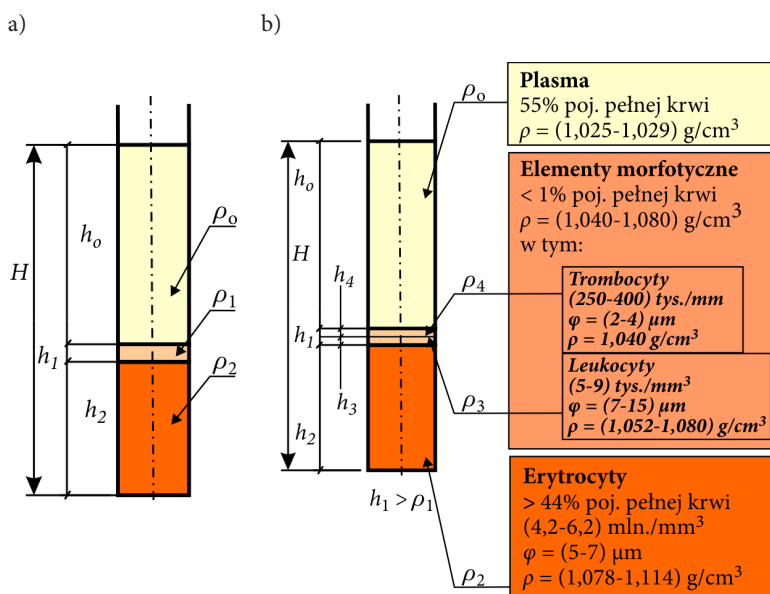
- masy właściwe wyodrębnionych frakcji badanej mieszaniny spełniają warunek:

$$\rho_0 < \rho_1 (\rho_4 < \rho_3) < \rho_2 \quad (1)$$

- rozkłady ilościowe frakcji h_0 , $h_1(h_3, h_4)$, h_2 badanej próbki mieszaniny o wysokości H po procesie frakcjonowania są porównywalne do odpowiednich frakcji wyodrębnianych w przypadku frakcjonowania standardowej krwi obwodowej:

$$H : h_0 : h_1(h_3 : h_4) : h_2 \equiv 100 : 55 : 1(h_3 : h_4) : 44 \quad (2)$$

- analizowana trój- i czteroskładnikowa mieszanina biologiczna na osnowie jednorodnego płynu bazowego o masie właściwej ρ_0 zawiera mikrocząstki o kształtach podobnych do mikrocząstek frakcji erytrocytów ρ_2 , leukocytów ρ_3 i trombocytów ρ_4 [14-16].



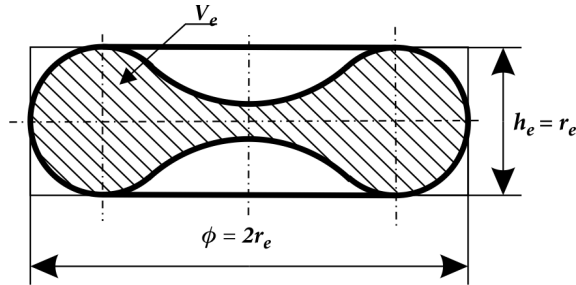
Rys. 1. Schemat granicznej równowagi uformowanych frakcji po procesie frakcjonowania w polu grawitacyjnym: a) trójskładnikowej mieszaniny biologicznej, b) czteroskładnikowej mieszaniny biologicznej. Opis oznaczeń w tekście

Analogicznie do modelu frakcjonowania binarnej mieszaniny biologicznej zaprezentowanego we wcześniejszych opracowaniach autora — o dokładności analizy w modelu trój- i czteroskładnikowym również decyduje dokładność oszacowania rozkładu wielkości mikrocząstek i stopień wypełnienia przez nie frakcji [11]. Publikacja dotyczy procesu frakcjonowania mieszanin, w których silnie zróżnicowana jest ilość mikrocząstek wchodzących w skład mieszaniny, a rozkłady ilościowe

frakcji opisywane są równaniem (2). W równaniu tym dane w nawiasach dotyczą mieszaniny czteroskładnikowej i omówione zostaną w rozdziale 4. W początkowej fazie procesu masę właściwą i stopień wypełnienia dominującej frakcji h_2 (rys. 1) wstępnie oszacowano na podstawie modelu binarnego [11]. Model ten generalnie odwzorowuje procedurę standardowego badania opadu OB. Zarówno w modelu binarnym, jak i w opisywanych modelach frakcjonowania złożonych mieszanin analiza procesu frakcjonowania bazuje na stanach granicznych charakterystycznych dla warunków brzegowych procesu. Na tej podstawie stopień wypełnienia objętości zastępczej mikrocząstki w wyodrębnionym niezależnym kanale migracji, z założenia opisywanego modelu frakcjonowania mieszanin biologicznych [11-13], można odnieść do objętości całej frakcji, co uwzględnia równanie (3):

$$sw = \frac{V_p}{V_{pz}} = \frac{\Sigma V_p}{V_f} \quad (3)$$

gdzie: sw — stopień wypełnienia frakcji mikrocząstkami,
 V_p — objętość mikrocząstki,
 V_{pz} — objętość zastępcza mikrocząstki,
 ΣV_p — suma objętości wszystkich mikrocząstek w danej frakcji,
 V_f — objętość frakcji.



Rys. 2. Typowy kształt i charakterystyczne wymiary mikrocząstki wypełniającej frakcję h_2 [12].
Oznaczenia w tekście

Równanie (3) stanowi fundament opisywanego w publikacji modelu frakcjonowania mieszanin biologicznych. W związku z tym, na podstawie kształtu oraz objętości zastępczej mikrocząstki wypełniającej frakcję w stanie granicznego zagęszczenia frakcji (stan granicznej równowagi frakcji po procesie frakcjonowania mieszaniny), w opisywanym modelu stopień wypełnienia objętości zastępczej mikrocząstki można

bezpośrednio odnieść do objętości całej frakcji [11-12]. W przypadku frakcji h_2 maksymalną teoretyczną wartość stopnia wypełnienia sw_e objętości zastępczej V_{ez} przez daną mikrocząstkę o objętości V_e opisuje równanie (4):

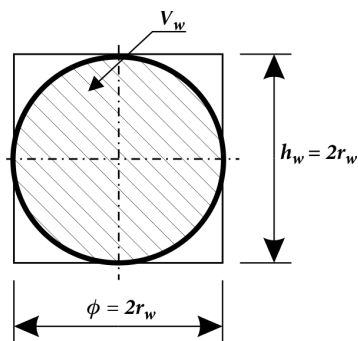
$$sw_e = \frac{V_e}{\pi \cdot r_e^2 \cdot h_e} = \frac{V_e}{V_{ez}}, \quad (4)$$

gdzie: V_e — objętość mikrocząstek wypełniających frakcję h_2 ,
 V_{ez} — objętość zastępcza mikrocząstki V_e ,
 r_e, h_e — promień i wysokość mikrocząstki (rys. 2).

W przypadku mikrocząstek wypełniających frakcję h_3 maksymalną wartość stopnia wypełnienia sw_w objętości zastępczej V_{wz} przez mikrocząstkę o objętości V_w opisuje równanie (5):

$$sw_w = \frac{V_w}{\pi \cdot r_w^2 \cdot h_w} = \frac{\frac{4}{3} \cdot \pi \cdot r_w^3}{V_{wz}} = \frac{2}{3} \quad (5)$$

gdzie: V_w — objętość mikrocząstki wypełniającej frakcję h_1 ,
 V_{wz} — objętość zastępcza mikrocząstki V_w ,
 r_w, h_w — oznaczenia jak na rysunku 3.

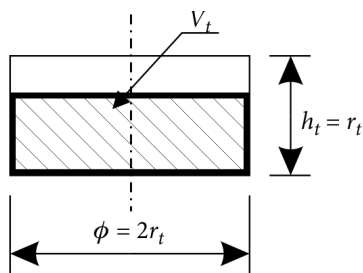


Rys. 3. Typowy kształt i charakterystyczne wymiary mikrocząstki wypełniającej frakcję h_3 (rys. 1).
 Oznaczenia w tekście

Analogicznie w przypadku mikrocząstek wypełniających frakcję h_4 maksymalną wartość stopnia wypełnienia sw_t objętości zastępczej V_{tz} przez mikrocząstkę o objętości V_t opisuje równanie (6):

$$sw_t = \frac{V_t}{\pi \cdot r_t^2 \cdot h_t} = \frac{V_t}{V_{tz}} \quad (6)$$

gdzie: V_t — objętość mikrocząstki wypełniającej frakcję h_4 ,
 V_{tz} — objętość zastępcza mikrocząstki V_t ,
 r_t, h_t — oznaczenia jak na rysunku 4.



Rys. 4. Kształt i charakterystyczne wymiary objętości zastępczej mikrocząstki wypełniającej frakcję h_4 (rys. 1). Oznaczenia w tekście

Ze względu na bardzo skomplikowany kształt trombocytów, a zarazem zawężony cel publikacji, w opracowaniu mikrocząstki o objętości V_t przedstawiono za pomocą walca — pogrubiona linia na rysunku 4 [15]. Podstawowym celem takiego uproszczenia, głównie ze względu na niewielką objętość zajmowaną przez te mikrocząstki w objętości badanej mieszaniny, było wstępne oszacowanie masy właściwej tych mikrocząstek. Należy podkreślić, że objętości zastępcze mikrocząstek, które odwzorowują udziały objętościowe w omawianym modelu, odnoszą się tylko do stanu granicznego frakcji po procesie frakcjonowania mieszanin biologicznych.

3. Bilans masy w procesie frakcjonowania trójskładnikowych mieszanin biologicznych w polu grawitacyjnym

Analogicznie do modelu procesu frakcjonowania binarnych mieszanin biologicznych w omawianym modelu zakłada się, że ruch mikrocząstek w trakcie procesu zachodzi w sposób niezakłócony w wyodrębnionych kanałach migracji [12]. W związku z tym towarzyszące temu ruchowi zjawiska swobodnego zagęszczania frakcji mikrocząstkami w wyodrębnionych kanałach migracji odnoszą się również

do całej objętości mieszaniny [11-13]. Na tej podstawie w zamkniętym układzie odniesienia, w stanie granicznej równowagi frakcji po procesie frakcjonowania mieszaniny, bilans mas wszystkich składników mieszaniny opisuje równanie (7):

$$\rho_0 \cdot h_0 + \rho_1 \cdot h_1 + \rho_2 \cdot h_2 = \rho_m \cdot H \quad (7)$$

gdzie: ρ_0 — masa właściwa płynu bazowego (w domyśle osocza),
 ρ_1 — masa właściwa frakcji h_1 ,
 ρ_2 — masa właściwa frakcji h_2 ,
 ρ_m — masa właściwa trójskładnikowej mieszaniny biologicznej,
 H, h_1, h_2 — oznaczenia jak na rysunku 1.

Na podstawie bilansu masy opisanego równaniem (7) masę właściwą frakcji h_1 opisuje równanie (8):

$$\rho_1 = \frac{\rho_m - \rho_2 \cdot sw_2 - \rho_0 \cdot sw_0}{sw_1} \quad (8)$$

$$sw_1 = \frac{h_1}{H} \quad (9)$$

$$sw_2 = \frac{h_2}{H} \quad (10)$$

$$sw_0 = \frac{h_0}{H} \quad (11)$$

gdzie: sw_0, sw_1, sw_2 — udziały objętościowe poszczególnych frakcji w objętości mieszaniny.

Z punktu widzenia rozszerzonych badań OB (ESR) równanie (7) może być wykorzystane nie tylko do oszacowania masy właściwej frakcji h_1 , lecz także do oszacowania masy właściwej mikrocząstek wypełniających frakcje, w tym także lepkości danej frakcji. Jest to szczególnie interesujące ze względu na ograniczenia techniczne związane z oszacowaniem podstawowych cech frakcji h_1 na podstawie standardowej objętości próbki krwi pobieranej do badań OB. W prezentowanym modelu trójskładnikowej mieszaniny założono, że frakcję h_1 wypełniają mikrocząstki o stałej masie właściwej i wielkości. W związku z tym, w celu wyznaczenia masy właściwej tych mikrocząstek, można wykorzystać zawężony do danej frakcji bilans masy. Jednocześnie, ze względu na zakładaną w tym modelu zależność lepkości od ilości mikrocząstek w danej frakcji [11], lepkość frakcji można wyznaczyć na

podstawie stopnia wypełnienia jej mikrocząstkami. Ponieważ lepkość frakcji wpływa na czas formowania frakcji, również w tym przypadku stopień wypełnienia frakcji stanowił podstawę w ocenie tego parametru. W rozszerzonej ocenie stanu zdrowia pacjentów parametry te stanowią dodatkową informację o znaczeniu medycznym [5, 9]. W związku z tym w rozszerzonej analizie procesu frakcjonowania mieszanin biologicznych podstawowym celem jest właściwa ocena masy mikrocząstek wypełniających badaną mieszaninę. W omawianym modelu mieszaniny biologicznej masę mikrocząstek można wyznaczyć, bazując na masie właściwej danej frakcji wyznaczonej na podstawie równania (7), a także na bilansie masy w obrębie zastępczej objętości mikrocząstek, równanie (12):

$$m_{1/2} = m_0 + m_{w/e} \quad (12)$$

gdzie: $m_{1/2}$ — masa zastępczej objętości mikrocząstki frakcji h_1/h_2 ,
 m_0 — masa płynu bazowego mieszaniny,
 $m_{w/e}$ — masa mikrocząstki frakcji h_1/h_2 .

Uwzględniając w równaniu (12) objętości zajmowane przez mikrocząstkę i płyn bazowy w obrębie zastępczej objętości mikrocząstki, powyższy bilans masy opisuje równanie (13):

$$V_{wz/ez} \cdot \rho_{1/2} = (V_{wz/ez} - V_{w/e}) \cdot \rho_0 + V_{w/e} \cdot \rho_{w/e}, \quad (13)$$

gdzie: $V_{wz/ez}$ — zastępcza objętość mikrocząstki frakcji h_1/h_2 ,
 $\rho_{1/2}$ — masa właściwa odpowiednio frakcji h_1/h_2 ,
 $V_{w/e}$ — objętość pojedynczej mikrocząstki frakcji h_1/h_2 ,
 $\rho_{w/e}$ — masa właściwa mikrocząstki frakcji h_1/h_2 ,
 ρ_0 — masa właściwa płynu bazowego.

Na podstawie równania (13) masę właściwą mikrocząstek odpowiednio dla frakcji h_1 i h_2 opisują równania (14) i (15):

$$\rho_w = \frac{3 \cdot \rho_1 - \rho_0}{2} \quad (14)$$

$$\rho_e = \frac{\rho_2 - (1 - sw_e) \cdot \rho_0}{sw_e} \quad (15)$$

W omawianym modelu procesu frakcjonowania trójskładnikowych mieszanin biologicznych masy właściwe frakcji i masy właściwe wypełniających je mikrocząstek,

z założenia bilansu masy opisanego równaniem (7) i (13), w stanie granicznej równowagi frakcji po procesie, spełniają następujący warunek opisany równaniem (16):

$$\frac{\rho_w}{\rho_e} \approx \frac{\rho_1}{\rho_2} \quad (16)$$

Powyższy warunek w prezentowanym modelu frakcjonowania stanowi podstawę do oceny poprawności odwzorowania procesu frakcjonowania trójskładnikowych mieszanin biologicznych w zamkniętych układach odniesienia.

3.1. Lepkość dynamiczna w procesie frakcjonowania trójskładnikowych mieszanin biologicznych

W opisywanym modelu frakcjonowania trójskładnikowych mieszanin biologicznych, analogicznie do modelu frakcjonowania binarnych mieszanin [11], migracja mikrocząstek wraz z integralnie związanym otoczeniem płynu bazowego zachodzi w niezależnych kanałach migracji. Na podstawie prawa ciągłości strumienia [8] w procesie frakcjonowania strumień objętości masy musi być stały dla obu frakcji. Ponadto formowane w ten sposób frakcje w całym cyklu procesu wykazują cechy płynu quasi-newtonowskiego [17, 18]. W związku z tym w procesie frakcjonowania przepływ dowolnej frakcji w sparametryzowanym kanale migracji można opisać równaniem Hagena-Poiseuille'a [6]. Na podstawie tego równania zastępcze objętości mikrocząstek frakcji h_1 i h_2 przepływających wzdłuż sztywnych kanałów migracji o porównywalnych promieniach do promieni migrujących mikrocząstek opisują równania (17-20):

$$V_{ez} = \frac{\pi \cdot r_e^4 \cdot \Delta p_e(t) \cdot t_e(t)}{8 \cdot \eta_2(t) \cdot h_e} \quad (17)$$

$$\Delta p_e = \frac{F_e(t)}{\pi \cdot r_e^2} \quad (18)$$

$$V_{wz} = \frac{\pi \cdot r_w^4 \cdot \Delta p_w(t) \cdot t_w(t)}{8 \cdot \eta_1(t) \cdot h_w} \quad (19)$$

$$\Delta p_w = \frac{F_w(t)}{\pi \cdot r_w^2} \quad (20)$$

gdzie: r_e, r_w — promienie kanałów migracji porównywalne do promieni mikrocząstek na rysunkach 2 i 3,

h_e, h_w — oznaczenia jak na rysunkach 2 i 3,

$\eta_2(t)$ — dynamiczna lepkość frakcji h_2 w danym momencie trwania procesu frakcjonowania,

$\eta_1(t)$ — dynamiczna lepkość frakcji h_1 w danym momencie trwania procesu frakcjonowania,

$\Delta p_e(t)$ — różnica ciśnienia wywołująca ruch w kanale migracji frakcji h_2 w warstwie o grubości h_e w danym momencie trwania procesu frakcjonowania,

$\Delta p_w(t)$ — różnica ciśnienia wywołująca ruch w kanale migracji frakcji h_1 w warstwie o grubości h_w w danym momencie trwania procesu frakcjonowania,

$F_e(t)$ — siła wymuszająca ruch mikrocząstki frakcji h_2 w płynie bazowym w danym momencie trwania procesu frakcjonowania,

$F_w(t)$ — siła wymuszająca ruch mikrocząstki frakcji h_1 w płynie bazowym w danym momencie trwania procesu frakcjonowania,

$t_e(t)$ — czas migracji zastępczej objętości V_{ez} na odległość h_e w danym momencie trwania procesu frakcjonowania,

$t_w(t)$ — czas migracji zastępczej objętości V_{wz} na odległość h_w w danym momencie trwania procesu frakcjonowania.

Korzystając z prawa ciągłości przepływu nieściśliwej cieczy w wyodrębnionym kanale migracji, można stwierdzić, że natężenia przepływu każdej z frakcji spełniają następujący warunek opisany równaniem (21) [8]:

$$\frac{V_{ez}}{t_e(t)} = \frac{V_{wz}}{t_w(t)} \quad (21)$$

Na tej podstawie, z porównania równań (17) i (19), lepkości formowanych frakcji w całym cyklu procesu spełniają następujący warunek równowagi opisany równaniem (22):

$$\eta_1(t) = \eta_2(t) \cdot \frac{F_w(t) \cdot r_w^2 \cdot h_e}{F_e(t) \cdot r_e^2 \cdot h_w} \quad (22)$$

Ponieważ w równaniach (18) i (20) siły wymuszające ruch mikrocząstek w osnowie płynu bazowego w poszczególnych frakcjach h_1 i h_2 opisują równania (23) i (24):

$$F_e(t) = V_{ez} \cdot g \cdot [\rho_2(t) - \rho_0] \cdot s w_e \quad (23)$$

$$F_w(t) = V_{wz} \cdot g \cdot [\rho_1(t) - \rho_0] \cdot s w_w \quad (24)$$

gdzie: g — przyspieszenie ziemskie, równanie (22) opisujące lepkość dynamiczną frakcji h_1 , po uwzględnieniu równań (23-24), wyraża wzajemną relację lepkości frakcji h_1 i h_2 w dowolnym momencie procesu opisaną równaniem (25):

$$\eta_1(t) = \eta_2(t) \cdot \frac{r_w^4 \cdot sw_w \cdot [\rho_1(t) \cdot \rho_0]}{r_e^2 \cdot sw_e \cdot [\rho_2(t) \cdot \rho_0]} \quad (25)$$

Ze względu na zawężony zakres publikacji oraz zamierzony cel prezentowanej analizy, czyli porównanie danych wyznaczonych na podstawie opisywanych modeli procesu frakcjonowania badanej mieszaniny z danymi literaturowymi, w prezentowanej analizie zmienne parametry procesu w równaniu (25) odniesiono do ich wartości średnich. W takim przypadku równanie (25) przyjmie postać równania (26):

$$\eta_1 = \eta_2 \cdot \frac{r_w^4 \cdot sw_w \cdot (\rho_m \cdot \rho_0)}{r_e^2 \cdot sw_e \cdot (\rho_2 \cdot \rho_0)} \quad (26)$$

gdzie: η_1 — lepkość dynamiczna frakcji h_1 dla uśrednionych warunków procesu frakcjonowania,
 η_2 — lepkość dynamiczna frakcji h_2 dla uśrednionych warunków procesu frakcjonowania.

3.2. Czas w procesie frakcjonowania trójskładnikowych mieszanin biologicznych

W rozszerzonych badaniach laboratoryjnych krwi obwodowej równie interesujący jest czas formowania frakcji w procesie frakcjonowania mieszanin. Jest to szczególnie istotne w tych przypadkach, w których analizie ma być poddana najmniejsza objętościowo frakcja h_1 . W opracowaniu, w analogii do binarnego modelu frakcjonowania mieszanin, a także ze względu na kulisty kształt dominujących mikrocząstek frakcji h_1 , w celu oszacowania czasu formowania frakcji h_1 można wykorzystać równanie Stokesa [7] — równanie (27) [11]:

$$T_w(t) = 6 \cdot \pi \cdot \eta_1(t) \cdot r_w \cdot \frac{h_w}{t_w(t)} \quad (27)$$

gdzie: $T_w(t)$ — siły oporu ruchu mikrocząstek frakcji h_1 w dowolnym momencie trwania procesu,
 r_w, h_w — oznaczenia jak na rysunkach 3,

$t_w(t)$ — czas migracji mikrocząstek na odległość h_w w dowolnym momencie trwania procesu,

$\eta_1(t)$ — lepkość dynamiczna frakcji h_1 w dowolnym momencie trwania procesu.

W stanie równowagi frakcji po procesie frakcjonowania siły oporu ruchu mikrocząstek i siły wymuszające ten ruch są w stanie równowagi — równanie (28):

$$T_w(t) = F_w(t) \quad (28)$$

Na podstawie równania (27) dla znanych odległości migracji $h_w = 2 r_w$ mikrocząstek o objętości zastępczej aproksymowanych do postaci kuli o objętości $V_w = 4/3 \pi r_w^3$, zmienny w procesie frakcjonowania czas formowania frakcji h_1 opisuje równanie (29):

$$t_w(t) = \frac{9 \cdot \eta_1(t)}{r_w \cdot g \cdot (\rho_1(t) - \rho_0)} \quad (29)$$

gdzie: $\eta_1(t)$ — lepkość frakcji h_1 w dowolnym czasie procesu frakcjonowania,
 $\rho_1(t)$ — masa właściwa formowanej frakcji h_1 w dowolnym czasie procesu frakcjonowania.

Dla uśrednionych warunków procesu frakcjonowania mieszaniny, w przypadku:

$$\eta_1(t) = \eta_1 \quad (30)$$

$$\rho_1(t) = \rho_1 \quad (31)$$

całkowity czas formowania frakcji h_1 z mikrocząstkami o kształcie kuli opisuje równanie (32):

$$t_{cw} = \frac{9 \cdot \eta_1}{r_w \cdot g \cdot (\rho_1 - \rho_0)} \quad (32)$$

W prezentowanym modelu trójskładnikowej mieszaniny biologicznej mikrocząstki frakcji h_2 nie są aproksymowane kulą (rys. 2). W związku z tym, na podstawie równania Hagena-Poiseuille'a opisanego równaniem (17) i po uwzględnieniu równań (18) oraz (23), zmienny czas formowania frakcji h_2 w procesie opisuje równanie (33):

$$t_e(t) = \frac{8 \cdot \eta_2(t)}{r_e \cdot g \cdot (\rho_2(t) - \rho_0) \cdot sw_e} \quad (33)$$

Dla uśrednionych warunków procesu frakcjonowania mieszaniny, w przypadku:

$$\eta_2(t) = \eta_2 \quad (34)$$

$$\rho_2(t) = \rho_2 \quad (35)$$

całkowity czas formowania frakcji h_2 odniesiony do średniej lepkości całej mieszaniny w trakcie trwania procesu opisuje równanie (36):

$$t_{ce} = \frac{8 \cdot \eta_2}{r_e \cdot g \cdot sw_e \cdot (\rho_2 - \rho_0)} \quad (36)$$

Różnicę czasów formowania frakcji h_1 wypełnionej mikrocząstkami aproksymowanymi do kształtu kuli i frakcji h_2 o deklarowanym w opracowaniu kształcie aproksymowanym do krzywej Cassiniego [11] po uwzględnieniu równania (26) opisuje równanie (37):

$$\frac{t_{ce}}{t_{cw}} = \frac{8 \cdot r_e^3}{9 \cdot r_w^3 \cdot sw_w} \quad (37)$$

Na podstawie równania (32) i (36) można stwierdzić, że czas formowania frakcji w procesie frakcjonowania złożonych mieszanin biologicznych na bazie płynu bazowego o stałej lepkości zależy od kształtu, masy właściwej mikrocząstek oraz od lepkości formowanych frakcji. Ponadto na podstawie równania (37) można wykazać, że w rzeczywistych warunkach frakcjonowania dowolnych mieszanin o dokładności oszacowania czasu trwania analizowanego procesu decyduje przede wszystkim właściwe odwzorowanie kształtu mikrocząstek i stopień wypełnienia przez nie frakcji.

4. Bilans masy w procesie frakcjonowania czteroskładnikowych mieszanin biologicznych w polu grawitacyjnym

W przypadku modelu frakcjonowania trójskładnikowej mieszaniny biologicznej w części weryfikacyjnej analizy wykorzystano standardowe dane z badań morfologii krwi (rys. 1). Analogicznie do publikacji [11], w której opisano model binarny mieszaniny odwzorowujący de facto binarny model krwi obwodowej, również w przypadku czteroskładnikowych mieszanin opisywany model procesu odwołuje się do uproszczonego modelu krwi obwodowej. W modelu trójskładnikowym krwi obwodowej frakcja osocza h_o , frakcja leukocytów wraz z trombocytami jako frakcja h_1 oraz frakcja erytrocytów h_2 stanowią bazę dla opisywanego modelu trójskładnikowej mieszaniny biologicznej. Model czteroskładnikowy mieszaniny biologicznej zbudowano na bazie modelu trójskładnikowego, w którym w obrębie

frakcji h_1 wyróżniono frakcję h_3 zdominowaną przez leukocyty oraz frakcję h_4 zdominowaną przez trombocyty. Model ten zobrazowano na rysunku 1b. Jest on dokładniejszym odwzorowaniem uproszczonego modelu krwi po procesie frakcjonowania grawitacyjnego. W ramach tego modelu, będącego rozwinięciem modelu trójskładnikowego, masę właściwą frakcji h_3 i h_4 można wyznaczyć na podstawie bilansu masy zawężonego do frakcji h_1 , opisanego równaniem (38):

$$m_1 = m_3 + m_4 \quad (38)$$

gdzie: m_1 — masa frakcji h_1 ,
 m_3 — masa frakcji h_3 ,
 m_4 — masa frakcji h_4 .

Uwzględniając w równaniu (38) objętości poszczególnych frakcji, bilans masy w obrębie frakcji h_1 opisuje równanie (39):

$$h_1 \cdot \rho_1 = h_3 \cdot \rho_3 + h_4 \cdot \rho_4 \quad (39)$$

gdzie: ρ_1, ρ_3, ρ_4 — masy właściwe odpowiednio frakcji h_1, h_3, h_4 ,
 h_1, h_3, h_4 — wysokości odpowiednich frakcji w stanie granicznej równowagi w badanej próbce mieszaniny, oznaczenia jak na rysunku 1.

Na potrzeby opracowania, w celu zapewnienia dokładności odwzorowania porównywalnej z modelem trójskładnikowym, w opisywanym czteroskładnikowym modelu procesu masę właściwą frakcji ρ_3 możemy porównać z masą właściwą ρ_1 wyznaczoną w modelu trójskładnikowym mieszaniny. Na tej podstawie masę właściwą frakcji h_4 opisuje równanie (40):

$$\rho_4 = \frac{\rho_1 - sw_3 \cdot \rho_3}{sw_4} \Rightarrow \frac{\rho_1 - sw_3 \cdot \rho_1^*}{sw_4} \quad (40)$$

$$sw_4 = \frac{h_4}{h_1} \quad (41)$$

$$sw_3 = \frac{h_3}{h_1} = 1 - sw_4 \quad (42)$$

gdzie: sw_4, sw_3 — udziały objętościowe frakcji h_4 i h_3 w objętości frakcji h_1 ,
 ρ_1^* — masa właściwa frakcji h_1 wyznaczona na podstawie modelu frakcjonowania trójskładnikowej mieszaniny biologicznej.

W przypadku gdy w równaniu (38) uwzględni się objętości cząstkowe, masy właściwe mikrocząstek oraz ich udziały w poszczególnych frakcjach, wówczas w analogii do równania (13) równanie (38) przyjmie postać równania (43):

$$V_1 \cdot \rho_1 = V_w \cdot \rho_w + (V_{wz} - V_w) \cdot \rho_0 + V_t \cdot \rho_t + (V_{tz} - V_t) \cdot \rho_0 \quad (43)$$

$$V_1 = V_{wz} + V_{tz} \quad (44)$$

gdzie: V_t — objętość mikrocząstki frakcji h_4 ,
 V_{tz} — objętość zastępcza mikrocząstki frakcji h_4 ,
 ρ_t — masa właściwa mikrocząstki V_t .

Na podstawie równania (43), po uwzględnieniu równania (5), masę właściwą mikrocząstki frakcji h_4 opisuje równanie (45):

$$\rho_t = \frac{\left(1 + \frac{V_{tz}}{V_{wz}}\right) \cdot \rho_1 - s w_w \cdot \rho_w - p_0 \cdot \left(1 - s w_w + \frac{V_{tz}}{V_{wz}} - \frac{V_t}{V_{wz}}\right)}{\frac{V_t}{V_{wz}}} \quad (45)$$

Zgodnie z fundamentalnym założeniem opisywanych modeli frakcjonowania, które zakłada równoważność objętości zastępczej mikrocząstki i objętości danej frakcji, w równaniu (45) możemy zapisać, że:

$$\frac{V_{tz}}{V_{wz}} = \frac{r_t^3}{2 \cdot r_w^2} \quad (46)$$

$$\frac{V_t}{V_{wz}} = s w_t \cdot \frac{r_t^3}{2 \cdot r_w^3} \quad (47)$$

W przypadku znanych wartości mas właściwych dominujących frakcji w stanie granicznej równowagi czteroskładnikowej mieszaniny biologicznej oraz na podstawie równań (14, 15, 45) i znanych objętości frakcji po procesie frakcjonowania, jak pokazano to na rysunku 1, można oszacować masy właściwe mikrocząstek wypełniających te frakcje.

5. Przykłady obliczeń

W prezentowanych przykładach obliczeń, w analogii do publikacji [11-13], wykorzystano następujące ogólnodostępne w literaturze dane dotyczące krwi obwodowej [5, 19, 20]:

- masa właściwa krwi obwodowej jako masa właściwa trójskładnikowej i czteroskładnikowej mieszaniny biologicznej: $\rho_m = 1,055$ [g/cm³],
- masa osocza krwi jako masa właściwa płynu bazowego analizowanej mieszaniny: $\rho_o = 1,025$ [g/cm³],
- lepkość dynamiczna krwi jako lepkość mieszaniny: $\eta_m = 54 \cdot 10^{(-3)}$ [g/(cm·s)],
- lepkość dynamiczna osocza krwi jako lepkość płynu bazowego: $\eta_o = 15 \cdot 10^{(-3)}$ [g/(cm·s)],
- rozkład ilościowy formowanych frakcji po procesie frakcjonowania trójskładnikowej mieszaniny biologicznej, która odpowiada typowemu procentowemu rozkładowi frakcji po grawitacyjnym frakcjonowaniu krwi obwodowej: $H : h_o : h_1 : h_2 \rightarrow 100 : 55 : 1 : 44$.

W celu porównania prezentowanych wyników obliczeń z danymi dla modelu binarnego mieszaniny [11] w obliczeniach wykorzystano także następujące dane:

- masa właściwa frakcji h_2 : $\rho_2 = 1,092$ [g/cm³],
- średnia objętość mikrocząstek frakcji h_2 : $V_e = 95,05 \cdot 10^{(-12)}$ [cm³],
- graniczna lepkość dynamiczna frakcji h_2 : $\eta_2(\max) = 298,5 \cdot 10^{(-3)}$ [g/(cm·s)].

Ponadto w obliczeniach założono, że:

- promień mikrocząstek frakcji h_2 jak na rysunku 2: $r_e = 3,5$ [μm],
- promień mikrocząstki frakcji h_1 jak na rysunku 3: $r_w = 4,2$ [μm],
- wysokość modelowej próbki pomiarowej: $H = 10$ [cm].

Wyniki obliczeń podstawowych parametrów procesu frakcjonowania dla różnych wariantów trójskładnikowych mieszanin biologicznych zestawiono w tabeli 1.

TABELA 1

Wyniki obliczeń podstawowych parametrów procesu frakcjonowania dla różnych wariantów trójskładnikowych mieszanin biologicznych

Lp.	Obliczane parametry badanej mieszaniny	Bazowe parametry badanej mieszaniny biologicznej							
		$h_2 = H - (h_o + h_1)$ $h_o = 5,5$ [cm]					$h_o = H - (h_1 + h_2)$ $h_2 = 4,4$ [cm]		
		h_1 [cm]					h_1 [cm]		
		0,03	0,04	0,08	0,5	1,0	0,08	0,5	1,0
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
2	ρ_1 [g/cm ³]	1,042	1,055	1,073	1,089	1,091	1,090	1,035	1,030
3	ρ_w [g/cm ³]	1,051	1,069	1,097	1,121	1,123	1,123	1,041	1,033
4	m_w [pg]	326,0	331,8	340,6	348,0	348,6	348,4	322,9	320,5

cd. tab. 1

5	ρ_2 [g/cm ³]	1,092
6	ρ_e [g/cm ³]	1,119
7	m_e [pg]	106,5
8	η_2 [10 ⁻³ ·g/cm·s]	66,9
9	η_1 [10 ⁻³ ·g/cm·s]	58,7
10	t_{ce} [min]	55,0
11	t_{cw} [min]	31,9

W tabeli 1 dane wyznaczone na podstawie następujących równań:

- masa właściwa uformowanej frakcji h_1 dla mieszaniny o zadanym rozkładzie frakcji po grawitacyjnym frakcjonowaniu: $\rho_1 \rightarrow$ równanie (8),
- masa właściwa mikrocząstki wypełniającej frakcję h_1 : $\rho_w \rightarrow$ równanie (14),
- masa mikrocząstki frakcji h_1 : $m_w \rightarrow$ równanie (48):

$$m_w = V_w \cdot \rho_w \quad (48)$$

- objętość mikrocząstki wypełniającej frakcję h_2 : $V_e \rightarrow$ dane z publikacji [12],
- masa właściwa mikrocząstki wypełniającej frakcję h_2 : $\rho_e \rightarrow$ równanie (15),
- masa mikrocząstki frakcji h_2 : $m_e \rightarrow$ równanie (49):

$$m_e = V_e \cdot \rho_e \quad (49)$$

- średnia geometryczna wartość lepkości frakcji h_2 odniesiona do całego cyklu procesu frakcjonowania: $\eta_2 \rightarrow$ równanie (50):

$$\eta_2 = \sqrt{\eta_2(\max) \cdot \eta_0} \quad (50)$$

- średnia lepkość dynamiczna frakcji h_1 odniesiona do całego cyklu procesu frakcjonowania: $\eta_1 \rightarrow$ równanie (26),
- czas formowania frakcji h_1 i h_2 , odpowiednio: t_{ce} i $t_{cw} \rightarrow$ równania (32) i (36).

Procesy frakcjonowania złożonych mieszanin biologicznych w zamkniętych układach odniesienia, w których dominujące siły ciężkości i wyporu wymuszają migrację mikrocząsteczek, w stanie granicznym procesu formują stabilne rozkłady frakcji. W przypadku trój- i czteroskładnikowych mieszanin stany graniczne równowagi zobrazowane na rysunku 1 stanowią jednocześnie warunki brzegowe równowagi tych procesów. Dla znanych parametrów masowych mieszaniny i dominujących frakcji trójskładnikowej mieszaniny, to jest płynu bazowego h_0 i najcięższej frakcji h_2 , warunek równowagi opisany równaniem (1) determinuje masę właściwą pośredniej

frakcji h_1 . W tabeli 1 przedstawiono wyniki analizy dwóch wariantów trójskładnikowej mieszaniny biologicznej o parametrach podobnych do krwi obwodowej. W pierwszym przypadku dla stałej wysokości frakcji $h_o = 5,5$ [cm], uwzględniając warunek równowagi opisany równaniem (1), wyróżniono dopuszczalne wysokości frakcji h_1 po procesie frakcjonowania z zakresu $h_1 = (0,03-1,0)$ [cm]. W drugim przypadku, dla stałej wysokości frakcji h_2 równej $h_2 = 4,4$ [cm], dopuszczalne masy właściwe frakcji h_1 mieściły się już w zakresie $h_1 = (0,08-1,0)$ [cm]. Na podstawie tych danych można stwierdzić, że każdy rozkład frakcji po procesie frakcjonowania dowolnej mieszaniny biologicznej cechuje stabilna równowaga frakcji jednoznacznie opisująca tę mieszaninę. W omawianym przypadku mieszaniny trójskładnikowej, mimo wprowadzenia założeń silnie ograniczających uniwersalizm opisywanego modelowania, zastosowana analiza procesu w miarę dokładnie odwzorowuje cechy najmniejszej frakcji h_1 , które trudno opisać z zastosowaniem bezpośrednich metod pomiaru. Również w analizie dowolnego procesu frakcjonowania złożonych mieszanin biologicznych odpowiednie wykorzystanie modeli mieszanin o mniejszej liczbie elementów składowych pozwala oszacować cechy wszystkich wyodrębnianych frakcji takiej mieszaniny. Oczywiście dokładność takiego oszacowania maleje z liczbą elementów składowych mieszaniny. W opracowaniu przedstawiono również wyniki obliczeń podstawowych parametrów procesu frakcjonowania czteroskładnikowej mieszaniny biologicznej, której stan graniczny po procesie frakcjonowania przedstawiono na rysunku 1b. Wyniki przykładowych obliczeń dla różnych wariantów czteroskładnikowych mieszanin biologicznych zestawiono w tabeli 2 i 3. W obliczeniach zamieszczonych w tabelach 2 i 3 wykorzystano bazowe dane z analizy frakcjonowania binarnego [11] i trójskładnikowego modelu mieszaniny biologicznej o parametrach fizycznych porównywalnych do krwi obwodowej z tabeli 1.

TABELA 2

Wyniki obliczeń podstawowych parametrów procesu frakcjonowania mieszaniny czteroskładnikowej z uwzględnieniem danych z analizy frakcjonowania binarnego [11] i trójskładnikowego modelu mieszaniny biologicznej o parametrach fizycznych porównywalnych do krwi obwodowej

Lp.	Obliczane parametry badanej mieszaniny	Bazowe parametry badanej mieszaniny biologicznej					
		$H = 10$ [cm]; $h_o = 5,5$ [cm]; $h_2 = 4,42$ [cm]; $r_e = 3,5$ [μm]; $r_w = 4,2$ [μm]; $r_t = 2$ [μm]; $\rho_m = 1,055$ [g/cm^3]; $\rho_o = 1,025$ [g/cm^3]; $V_e = 95,05$ [μm^3]					
1	ρ_1 [g/cm^3]	1,073					
2	ρ_2 [g/cm^3]	1,092					
3	sw_4	1/2			2/3		
4	$\rho_3 = \rho_1^*$ [g/cm^3]	1,091	1,089	1,073	1,091	1,089	1,073
5	r_4 [g/cm^3]	1,055	1,058	1,073	1,064	1,065	1,073

Dane zamieszczone w tabeli 2 wyznaczono na podstawie następujących równań:

- masa właściwa mikrocząstki wypełniającej frakcję h_4 : $\rho_4 \rightarrow$ równanie (40),
- udział objętościowy frakcji h_4 w objętości frakcji h_1 : $sw_4 \rightarrow$ równanie (41),
- masa właściwa frakcji h_3 wyznaczona na podstawie modelu frakcjonowania trójskładnikowej mieszaniny biologicznej: $\rho_3 = \rho_1^* \rightarrow$ równanie (40) oraz dane z tabeli 1 dla $h_1 = (1,0; 0,5; 0,08)$ cm,
- masa właściwa frakcji h_1 wyznaczona na podstawie modelu frakcjonowania trójskładnikowej mieszaniny biologicznej: $\rho_1 \rightarrow$ równanie (8),
- masa właściwa frakcji h_2 wyznaczona na podstawie modelu frakcjonowania binarnej mieszaniny biologicznej: $\rho_2 \rightarrow$ publikacja [11].

Dane wyróżnione w tabeli 2 dotyczą wyników obliczeń mas właściwych frakcji h_3 i h_4 wyznaczonych na podstawie procesu frakcjonowania czterokładnikowej mieszaniny biologicznej. W obliczeniach tych wykorzystano dane odnoszące się do frakcji h_1 uformowanej w procesie frakcjonowania trójskładnikowej mieszaniny biologicznej o analogicznych parametrach fizycznych. Zgodnie z założeniami opisywanego modelu [11-13] oraz na podstawie literatury [19, 20] odnoszącej się do krwi obwodowej w tabeli zamieszczono tylko te dane z obliczeń, które spełniają warunek równowagi mas właściwych formowanych frakcji opisany równaniem (1). Jednocześnie w tabeli 2 zamieszczono wyniki obliczeń dla dwóch przykładowych udziałów objętościowych frakcji h_4 w objętości h_1 , które opisuje parametr sw_4 . W przypadku $sw_4 = 1/2$ wysokości uformowanych frakcji h_3 i h_4 w obrębie objętości h_1 są sobie równe. W przypadku gdy $sw_4 = 2/3$ wysokości tych frakcji są różne i wynoszą: $h_3 = 1/3 \cdot h_1$ i $h_4 = 2/3 \cdot h_1$. Wartości tych parametrów określono na podstawie danych literaturowych [11-16] odnoszących się do udziałów ilościowych i aproksymowanych objętości bazowych komórek krwi obwodowej, to jest leukocytów jako mikrocząstek wypełniających frakcję h_3 i trombocytów jako mikrocząstek wypełniających frakcję h_4 . Konkretnie wartości tych danych zamieszczono na rysunku 1b. Należy podkreślić, że prezentowane w tabeli 2 dane stanowią zarazem graniczne wartości udziałów objętościowych frakcji h_3 i h_4 w objętości h_1 , w obrębie której zachowany jest warunek równowagi opisany równaniem (1). W przypadku standardowej krwi obwodowej teoretyczny udział frakcji h_4 w objętości h_1 najczęściej oscyluje wokół wartości $sw_4 = 2/3$ [14]. Wartość ta stanowi punkt wyjścia w ocenie masy właściwej mikrocząstki wypełniającej frakcję h_4 , a w konsekwencji przyjętego modelu objętościowego mikrocząstki (rys. 4) również jej masy. Wyróżnione wyniki tych obliczeń wraz z niezbędnymi danymi bazowymi zestawiono w tabeli 3.

TABELA 3

Wyniki obliczeń średniej masy właściwej mikrocząstek wypełniających frakcję h_4 dla standardowego stopnia wypełnienia tej frakcji w objętości frakcji h_1 , dla $sw_4 = 2/3$

Lp.	Obliczane parametry badanej mieszaniny	Bazowe parametry badanej mieszaniny biologicznej		
		$H = 10$ [cm]; $h_o = 5,5$ [cm]; $h_2 = 4,42$ [cm]; $r_e = 3,5$ [μm]; $r_w = 4,2$ [μm]; $r_t = 2$ [μm]; $\rho_m = 1,055$ [g/cm^3]; $\rho_o = 1,025$ [g/cm^3]; $V_e = 95,05$ [10^{-12}cm^3]; $V_{tz} = 25,13$ [10^{-12}cm^3]		
1	ρ_1 [g/cm^3]	1,073		
2	ρ_w [g/cm^3]	1,097		
3	ρ_e [g/cm^3]	1,119		
4	m_w [pg]	340,6		
5	m_e [pg]	106,5		
6	sw_w	2/3		
7	sw_t	1,0	3/4	2/3
8	ρ_t [g/cm^3]	1,073	1,089	1,097
9	m_t [pg]	26,97	20,53	18,39

Dane zamieszczone w tabeli 3 wyznaczono na podstawie następujących równań:

- masa właściwa frakcji h_1 wyznaczona na podstawie modelu frakcjonowania trójskładnikowej mieszaniny biologicznej: $\rho_1 \rightarrow$ równanie (8),
- masa właściwa mikrocząstki wypełniającej frakcję h_1 : $\rho_w \rightarrow$ równanie (14),
- masa właściwa mikrocząstki wypełniającej frakcję h_2 : $\rho_e \rightarrow$ równanie (15),
- masa mikrocząstki frakcji h_2 : $m_e \rightarrow$ równanie (49),
- masa mikrocząstki frakcji h_1 : $m_w \rightarrow$ równanie (48),
- masa właściwa mikrocząstki wypełniającej frakcję h_4 : $\rho_t \rightarrow$ równanie (45),
- masa mikrocząstki frakcji h_4 : $m_t \rightarrow$ równanie (51):

$$m_t = V_t \cdot \rho_t = \pi \cdot r_t^3 \cdot sw_t \cdot \rho_t \quad (51)$$

gdzie: V_t — objętość mikrocząstki frakcji h_4 ,

- stopień wypełnienia mikrocząstkami frakcji h_3 : $sw_w \rightarrow$ równanie (5),
- stopień wypełnienia mikrocząstkami frakcji h_4 : $sw_t \rightarrow$ równanie (6).

Na podstawie równania (45) w tabeli 3 wyróżniono trzy przykładowe warianty stopni wypełnienia sw_4 frakcji h_4 przez mikrocząstki sw_4 o aproksymowanym kształcie, jak to pokazano na rysunku 4. Na podstawie tych danych można stwierdzić, że o dokładności oszacowania masy właściwej tych mikrocząstek ρ_t decyduje głównie dokładność odwzorowania ich objętości. W opisywanym modelu procesu frakcjonowania przyjęto, że kształty i masy właściwe poszczególnych mikrocząstek

w całym cyklu procesu frakcjonowania mieszaniny biologicznej są niezmiennie. W związku z tym bezpośrednio odniesienie wyników obliczeń do rzeczywistych parametrów krwi obwodowej obarczone jest pewnym błędem. W tym przypadku wyniki obliczeń w tabeli 3 należy traktować jako dane szacunkowe.

7. Podsumowanie

W opracowaniu przedstawiono metodę szacowania masy mikrocząstek i odpowiednich frakcji po procesie frakcjonowania złożonych mieszanin biologicznych w polu grawitacyjnym. Metodę oparto na założeniu, że uformowane w procesie frakcjonowania jednorodne frakcje wypełnione są w sposób uporządkowany mikrocząstkami o stałej wielkości i masie właściwej. Ocena dokładności takiego odwzorowania, ze względu na bardzo rozbudowaną metodykę, nie jest uwzględniona w tym opracowaniu. W związku z tym zamieszczone w tabelach 1, 2 i 3 dane liczbowe, które wyznaczono z wykorzystaniem omawianej metody, w odniesieniu do krwi obwodowej mają charakter wartości szacunkowych. Zwiększenie dokładności odwzorowania procesu frakcjonowania w odniesieniu do krwi obwodowej jest możliwe tylko w przypadku, gdy do analizy włączone zostaną rzeczywiste rozkłady wielkości mikrocząstek oraz zmienne w czasie trwania procesu rzeczywiste stopnie wypełnienia poszczególnych frakcji przez te mikrocząstki. Pomimo szacunkowych wartości parametrów wyznaczanych z wykorzystaniem omawianego modelu procesu frakcjonowania w polu grawitacyjnym, w przypadku uproszczonego modelu krwi obwodowej znacznie rozbudowuje on możliwości interpretacyjne oceny stanu zdrowia pacjenta na podstawie rozszerzonego badania OB. Jest to przydatne szczególnie przy ocenie ewentualnych rozbieżności w odniesieniu do określonego wzorca populacyjnego oraz w przypadku określania dopuszczalnego zakresu zmian masy właściwej frakcji i mikrocząstek w konkretnej badanej próbce krwi — tabela 1, 2 i 3. W tabeli 1 zamieszczono ponadto dane dotyczące lepkości dynamicznej i czasu formowania frakcji w procesie frakcjonowania badanej mieszaniny biologicznej. Dane te wyznaczono na podstawie uśrednionych parametrów z całego cyklu procesu w celu porównania z typowym czasem badania OB [1-5]. W rozszerzonych badaniach OB zmienna lepkość oraz czas formowania stanu granicznego procesu frakcjonowania mogą być wykorzystane do oceny stopnia upakowania i agregacji mikrocząstek w poszczególnych formowanych frakcjach w całym cyklu procesu frakcjonowania mieszaniny.

Źródło finansowania pracy — środki własne autora.

Artykuł wpłynął do redakcji 7.08.2020. Zatwierdzono do publikacji 10.09.2020.

Andrzej Górka <https://orcid.org/0000-0002-4690-4115>

LITERATURA

- [1] LIS K., *Odczyn Biernackiego wczoraj i dziś. Erythrocyte sedimentation rate in the past and present day*, Journal of Laboratory Diagnostics, vol. 48, nr 2, 2012, 213-218.
- [2] *Erythrocyte sedimentation rate* [online], [Wikipedia July 2020], www.en.wikipedia.org
- [3] CHOONG-HWAN CHA, MD, CHAN-JEOUNG PARK, MD, et al., *Erythrocyte sedimentation rate measurements by test 1 better reflect inflammation than do those by the westergren method in patients with malignancy, autoimmune disease, or infection*, American Journal of Clinical Pathology, 131, 2, 2009, 189-194.
- [4] HASHEMI R., MAJIDI A., et al., *Erythrocyte Sedimentation rate measurement using as a rapid alternative to the westergren method*, Emerg (Tehran). 3, 2, 2015 Spring, 50-53.
- [5] KRATZ A., PLEBANI M., PENG M., LEE Y.K., MCCAFFERTY R., MACHIN S.J.; on behalf of the International Council for Standardization in Haematology (ICSH). *ICSH recommendations for modified and alternate methods measuring the erythrocyte sedimentation rate*. Int J Lab Hem., 39, 2017, 448-457, <https://doi.org/10.1111/ijlh.12693>.
- [6] Prawo Hagena-Poiseuille'a [online], [Wikipedia, July 2020], www.pl.wikipedia.org
- [7] Prawo Stokesa [online], [Wikipedia, July 2020], www.pl.wikipedia.org
- [8] Równanie ciągłości strugi [Wikipedia, July 2020], www.pl.wikipedia.org
- [9] WIERZBA T.H., ZDROJEWSKI T., NARKIEWICZ K., *Czynniki kształtujące ciśnienie tętnicze. Część II. Zastosowanie niektórych praw fizycznych w hemodynamice układu krążenia. Blood pressure determinants. Part II. Application of some physical laws in the hemodynamics of cardiovascular system*, [online], [July 2020], www.nt.viamedica.pl
- [10] Równanie Bernoulliego [online], [Wikipedia, July 2020], www.pl.wikipedia.org
- [11] GÓRKA A., *Model of binary biological mixture fractionation in gravity field and in centrifugal-force field*, Biuletyn WAT, 69, 2, 2020, 15-34, DOI: 10.5604/01.3001.0014.5633.
- [12] GÓRKA A., *A method for the approximate determination of microparticle amount and mass in biological mixtures using a fractionation process in a centrifugal force field*, Biuletyn WAT, 68, 1, 2019, 153-164, DOI: 10.5604/01.3001.0013.5552.
- [13] GÓRKA A., *Fracjonowanie mikrocząstek biologicznych w polu grawitacji i polu sił odśrodkowych*, Biuletyn WAT, 68, 1, 2019, 153-164, DOI: 10.5604/01.3001.0013.1477.
- [14] Rozmaz krwi [online], [Wikipedia, July 2020], www.pl.wikipedia.org
- [15] Trombocyt [online], [Wikipedia, July 2020], www.pl.wikipedia.org
- [16] CORREA C., RODRÍGUEZ J., et al., *Geometric diagnosis of erythrocyte morphophysiology*, Journal of Medicine and Medical Sciences, 3, 11, 2012, 715-720, [online] <http://www.interestjournals.org/JMMS>.
- [17] Hydrodynamiczne prawo Newtona [online], [Wikipedia, July 2020], www.pl.wikipedia.org
- [18] Płyn newtonowski [online], [Wikipedia, July 2020], www.pl.wikipedia.org
- [19] VENNAPUSA B., DE LA CRUZ L., et al., *Erythrocyte sedimentation rate (ESR) measured by the streck esr-auto plus is higher than with the sediplast westergren method*, American Journal of Clinical Pathology, 135, 3, 2011.
- [20] Krew [online], [Wikipedia, July 2020], www.pl.wikipedia.org

A. GÓRKA

Model of the Fractionation Process of Three- and Four-Component Biological Mixtures in the Gravity Field

Abstract. The publication describes a simplified method of evaluation of basic parameters of the fractionation process in the gravity field of three- and four-component biological mixtures having physical parameters similar to peripheral blood. The description of the method contains the balance of masses and forces imposing independent movement of microparticles of different shape in the base fluid matrix. It was also assumed that the biological mixture as an incompressible quasi-homogeneous liquid can be described using the basic laws of hydrodynamics. The presented method of evaluation of basic parameters of the fractionation process, in relation to complex biological mixtures, together with calculation examples, is a prelude to the extended peripheral blood test within the sedimentation rate of erythrocytes OB (ESR).

Keywords: fractionation of biological mixtures, sedimentation of blood components, mixture fractionation process model, a peripheral blood OB test, fractionation in the gravity field

DOI: 10.5604/01.3001.0014.8871

