



Model procesu filtracji z membranowym filtrem o jednorodnej strukturze transmisji

ANDRZEJ GÓRKA (emeryt)

Wojskowa Akademia Techniczna, Instytut Optoelektroniki, Centrum Inżynierii Biomedycznej,
00-908 Warszawa, ul. gen. S. Kaliskiego 2, gorka@upc poczta.pl

Streszczenie. W artykule przedstawiono model filtra do separacji wymiarowej mikrocząstek biologicznych z płynów ustrojowych, w tym między innymi krwi obwodowej. W modelu wykorzystano pojedyncze sito membranowe o jednorodnej strukturze transmisji w przestrzeni 2D. Ze względu na zakładaną przeżywalność cząstek biologicznych, prezentowany model ograniczono do zawężonych warunków filtracji, gwarantujących zachowanie aktywności biologicznej tych cząstek. W prezentowanym modelu proces filtracji przebiega w polu grawitacyjnym bez udziału zewnętrznych sił wymuszających lub hamujących proces filtracji. Na podstawie tego modelu wyznaczono podstawowe zależności opisujące wymagane warunki procesu filtracji, takie jak czas filtracji i wewnętrzne siły wymuszające migrację cząstek w filtrowanym płynie ustrojowym. Określono podstawowe zależności między wysokością słupa filtrowanego płynu, czasem trwania procesu i średnim wydatkiem procesu filtracji. Na podstawie tych danych określono kierunki dalszych prac nad doskonaleniem prezentowanego modelu filtracji mikrocząstek biologicznych na potrzeby wzbogacania wybranych frakcji biologicznych.

Słowa kluczowe: filtracja mikrocząstek, sita filtracyjne, filtracja cząstek biologicznych, membrany filtracyjne
DOI: 10.5604/01.3001.0010.5397

1. Wstęp

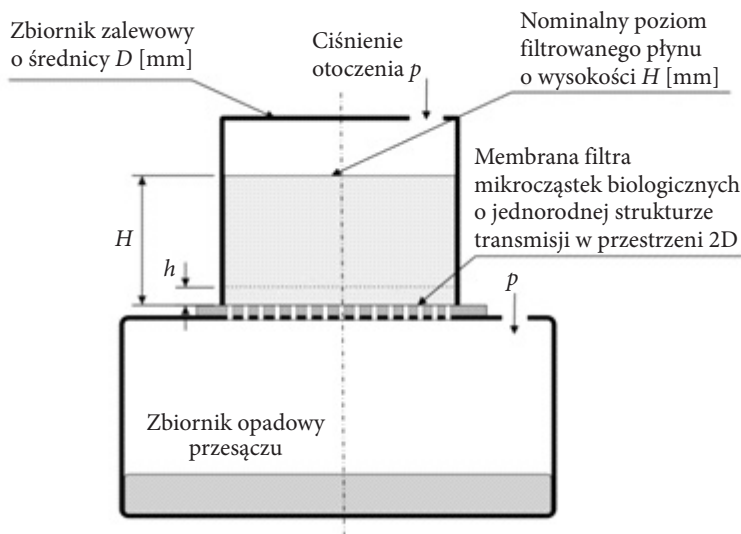
Problematyka ruchu cieczy w zbiornikach zalewowych podczas procesu filtracji nie jest szeroko opisywana w literaturze. W większości przypadków problematyka ta koncentruje się na zagadnieniach makrofiltracji w procesach opróżniania różnych komór zalewowych [1], sedymentacji [2] i flotacji zanieczyszczeń [3]. Produktem docelowym takich procesów był zawsze przesącz. W zakresie mikro- i ultrafiltracji w literaturze najczęściej omawiane są zagadnienia związane z naturalną i odwrotną

osmozą, co jest związane głównie z uzdatnianiem wody pitnej [4]. Natomiast w szeroko rozumianych badaniach biologiczno-medycznych upowszechniona jest wymuszona sedymentacja wirowa, która bazuje na różnicy gęstości separowanych cząstek w osnowie płynu fizjologicznego [5]. Metoda ta nie jest czuła na rozmiar czy kształt wyodrębnianych cząstek biologicznych, a jej dokładność jest proporcjonalna do różnicy gęstości tych cząstek i bazowego płynu fizjologicznego. W ostatnich latach, w związku z rozszerzonymi badaniami krwi na potrzeby onkologii, problematyka molekularnej filtracji [6], w tym filtracji negatywowej [7], nabrała istotnego znaczenia. Liczba publikacji, patentów oraz opracowań dotyczących tej problematyki w ostatnich latach wzrosła lawinowo. W ramach tych badań wyodrębniono metodę wymiarową [8-11], dynamiczną [12-15], a w zakresie najnowszych badań metodę adhezyjną [16], akustyczną [17] i magnetyczną [18, 19] filtracji. Metody te rozwijane są głównie na potrzeby separacji komórek nowotworowych z krwi, które są czułe na szok mechaniczny oraz warunki środowiskowe, a ponadto w procesie filtracji mogą podlegać agregacji. Głównym celem tych metod jest separacja komórek z zachowaniem ich funkcji biologicznych i biofizycznych. Wyodrębnione w ten sposób komórki stanowią bowiem bazę dla dalszych badań biomedycznych.

2. Wprowadzenie

Prezentowany w artykule model pojedynczego membranowego filtra mikrocząstek biologicznych o jednorodnej strukturze transmisji w przestrzeni 2D odnosi się do procesu filtracji, w którym produktem docelowym są delikatne cząstki biologiczne pozostające na filtrze. Cząstki te są elastyczne, a zarazem bardzo czułe na destrukcyjne działanie warunków fizykochemicznych środowiska oraz sił ujawnianych w procesie filtracji. W standardowych badaniach biologicznych najczęściej do separacji dowolnych cząstek biologicznych wykorzystuje się zjawisko sedymentacji wagowej. Służą do tego wirówki medyczne. Jest to metoda znakomicie rozdzielająca różne mikrocząstki znacznie różniące się wagowo między sobą oraz płynem nośnym. Metoda ta nie jest czuła na wielkość segregowanych cząstek. Ponadto w procesie sedymentacji wirowej wymuszenie pochodzące od siły odśrodkowej może być niekorzystnie korygowane przez zmianę gęstości odfiltrowywanego płynu, a tym samym wpływać na niedokładność separacji. Prezentowany model filtracji cząstek biologicznych odnosi się tylko do procesu, który zachodzi w warunkach laminarnego ruchu cząstek w polu grawitacji. Schemat stanowiska do realizacji takiego procesu przedstawiono na rysunku 1.

Na schemacie dodatkowo zaznaczono początkowy nominalny poziom H oraz minimalny poziom h filtrowanego płynu, wielkości te wraz z geometrią zastosowanej membrany filtracyjnej determinować będą podstawowe parametry procesu filtracji. W praktyce główny parametr procesu filtracji, to jest jego efektywność, charakteryzują następujące wielkości:



Rys. 1. Schemat stanowiska do realizacji procesu filtracji mikrocząstek biologicznych z wykorzystaniem membranowego, jednowarstwowego filtra mikrocząstek biologicznych o jednorodnej strukturze transmisji w przestrzeni 2D

- objętościowe natężenie przepływu filtrowanego płynu,
- stopień transmisji filtra odniesiony do jednorodnego wzorca membrany filtra i porównywalnej lepkości i gęstości filtrowanego płynu bazowego,
- wielkość, kształt i geometria rozłożenia otworów w membranie filtracyjnej,
- liczba i morfologia filtrowanych cząstek biologicznych,
- elastyczność oraz odporność cząstek biologicznych na stres mechaniczny i fizykochemiczny, szczególnie w kontakcie z powierzchnią membrany filtracyjnej,
- skłonność cząstek biologicznych do agregacji w warunkach procesu filtracji,
- wielkość gradientu ciśnienia w zbiorniku zalewowym, odniesiona do poziomu membrany filtracyjnej,
- wysokość nominalnego H i wymaganego minimalnego h poziomu filtrowanego płynu w zbiorniku zalewowym.

Problematyka ruchu cząstek biologicznych w filtrowanym płynie fizjologicznym w zbiorniku zalewowym w całym cyklu procesu filtracji, a także sił wymuszających ten ruch aktualnie nie znajduje w literaturze technicznej szerokiego odzwierciedlenia. W większości przypadków podejmowana tematyka z tego zakresu dotyczy głównie hydrodynamiki przepływów w skali makro [5, 20-22]. W literaturze medycznej natomiast zagadnienia związane z filtracją niejednorodnych cieczy biologicznych dopiero od niedawna analizowane są głównie pod kątem dynamicznej filtracji krwi [12, 13, 15]. W artykule, w celu właściwej oceny efektywności procesu filtracji i sił wywołujących ruch cząstek biologicznych w zbiorniku zalewowym, opracowano

model membranowego filtra mikrocząstek biologicznych o jednorodnej strukturze transmisji w przestrzeni 2D. Implementację praktyczną omawianego modelu przedstawiono na schemacie stanowiska do realizacji procesu filtracji mikrocząstek biologicznych (rys. 1). Ze względu na różnorodność morfologiczną cząstek biologicznych, a także na ich zróżnicowaną aktywność środowiskową opracowano bazowy model procesu filtracji mikrocząstek biologicznych. W modelu tym założono, że:

- o kierunku migracji cząstek w opróżnianej, symetrycznej komorze zalewowej decyduje rozkład sił zdeterminowany głównie przez liczbę, wielkość i rozkład otworów w membranie filtracyjnej oraz przez wielkość i ciężar właściwy odfiltrowywanych mikrocząstek biologicznych z płynu fizjologicznego,
- separowane mikrocząstki są symetryczne o rozmiarach porównywalnych z wielkością otworów membrany filtracyjnej i są równomiernie rozmieszczone w filtrowanym płynie o porównywalnej gęstości właściwej,
- lepkość i siły napięcia powierzchniowego na granicach faz nie wpływają na ruch cząstek w opróżnianej komorze zalewowej,
- liczba odfiltrowywanych cząstek ani ich wielkość nie wpływają na zmianę natężenia filtracji,
- ze względu na rozmiary pojedynczego kanału wypływowego opróżnianie komory zalewowej w procesie filtracji zachodzi w sposób laminarny, a więc bez ujawniania efektu Coriolisa,
- natężenie filtracji zależy głównie od wysokości słupa filtrowanej cieczy w zbiorniku zalewowym, od wielkości i gęstości rozmieszczenia otworów filtracyjnych w membranie oraz gradientu ciśnienia w zbiorniku zalewowym odniesionym do powierzchni membrany filtracyjnej.

Opracowany model filtracji mikrocząstek biologicznych może być wykorzystany jako punkt odniesienia we wstępnych praktycznych badaniach laboratoryjnych procesu filtracji, a w kolejnym etapie jako punkt wyjścia do dalszych badań nad samym modelem.

3. Model membranowego filtra mikrocząstek biologicznych

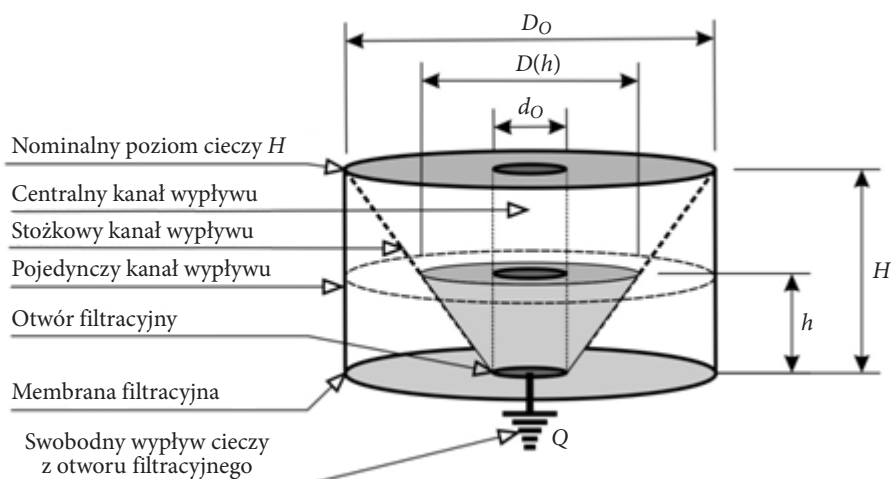
W prezentowanym modelu filtracji mikrocząstek biologicznych założono, że filtr jest zbudowany z pojedynczej membrany o symetrycznie rozłożonych otworach filtracyjnych o stałej średnicy i bardzo gładkiej powierzchni. Jego praktyczną wersję zaprezentowano na rysunku 2.

Przyjęte założenia wraz z założeniami dotyczącymi samego procesu filtracji pozwoliły w zakresie analizy matematycznej proponowanego modelu zredukować go do jednego symetrycznego kanału wypływowego, to jest do jednego otworu wypływu filtrowanego płynu (rys. 3).

W analizie porównawczej modelu wykorzystano następujące kształty kanałów wypływowych (rys. 4).

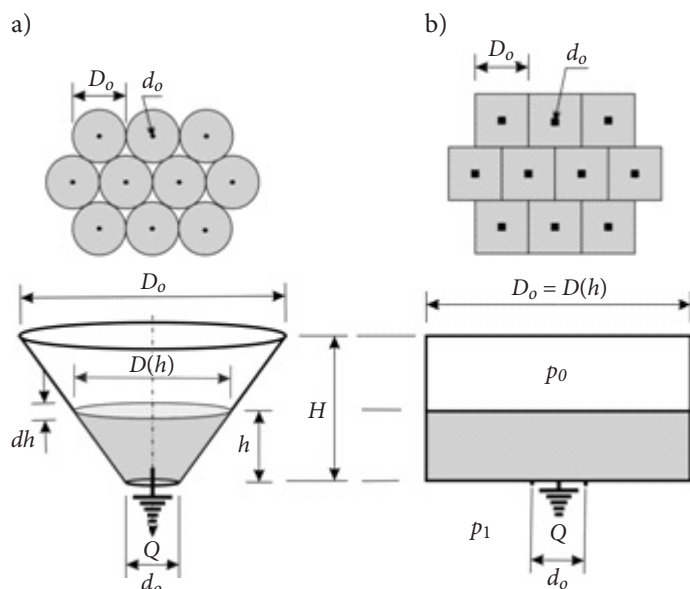


Rys. 2. Widok membrany filtracyjnej



Rys. 3. Schemat pojedynczego kanału wypływowego filtra mikrocząstek: d_O — średnica pojedynczego otworu wypływowego; D_O — średnica wyodrębnionego pojedynczego kanału wypływowego; $D(h)$ — bieżąca średnica dla chwilowego poziomu filtrowanego płynu w stożkowym kanale wypływu; H — nominalny (początkowy) poziom filtrowanego płynu; h — chwilowy poziom filtrowanego płynu; Q — natężenie swobodnego wypływu cieczy z pojedynczego kanału wypływu

Kształt pojedynczego kanału wypływowego w formie prostopadłościanu, rysunek 3b, wykorzystano jedynie do wyznaczenia warunków granicznych procesu, to jest wartości uśrednionej natężenia wypływu i czasu filtracji odnoszącego się do całkowitej objętości filtrowanego płynu. W omawianym modelu założono jednocześnie, że czas wypływu płynu z pojedynczego kanału wypływowego o kształcie kwadratu (rys. 3b), jest skorelowany z całkowitym czasem opróżnienia zbiornika zalewowego. Ponadto założono, że uśrednione natężenie wypływu dla całej komory zalewowej jest wielokrotnością nominalnego natężenia wypływu z pojedynczego kanału wypływowego. Wielkość ta jest więc wielokrotnością ilości kanałów wypływowych, to jest otworów w membranie filtracyjnej. Natomiast do wyznaczenia sił wymuszających



Rys. 4. Wybrane do analizy matematycznej kształty kanałów wypływowych: a) w celu wyznaczenia sił wymuszających ruch cieczy w kanale wypływowym; b) w celu wyznaczenia nominalnego natężenia wypływu filtrowanego płynu. Oznaczenia: p_0 — ciśnienie w komorze zalewowej; p_1 — ciśnienie w strefie wypływu

ruch cząstek biologicznych w poszczególnych kanałach wypływu, w analogii do zjawiska formowania się stożkowego leja wypływu obserwowanego w skali makro, zastosowano stożkowy kształt pojedynczego kanału (rys. 3a). W odniesieniu do tego kształtu założono, że symetryczny rozkład sił wokół osi pojedynczego kanału wypływowego wynikający z symetrii komory zalewowej nie wpływa na analogiczny rozkład sił w sąsiadujących kanałach wypływu membrany filtracyjnej. Założono ponadto, że w części objętości zbiornika zalewowego nieobjętej przez kanały wypływowe tworzy się układ równowagowy, który nie wpływa na rozkład sił w obrębie tych kanałów. W tej części komory zalewowej zakłada się, że ruch cząstek może zachodzić jedynie wzdłuż osi pola grawitacyjnego. Powyższe założenia stanowią fundament omawianego modelu filtracji, w którym wykorzystano wielootworową, pojedynczą membranę filtracyjną jako filtr o jednorodnej strukturze transmisji w przestrzeni 2D.

3.1. Natężenie i czas wypływu filtrowanego płynu ze zbiornika zalewowego

Objętościowe natężenie wypływu cieczy ze zbiornika zalewowego w pojedynczym kanale wypływowym opisuje równanie Bernoulliego:

$$\frac{u^2}{2g} + \frac{p}{\gamma} + H_p = \frac{u_0^2}{2g} + \frac{p_0}{\gamma}, \quad (1)$$

gdzie: u — prędkość filtrowanej cieczy na poziomie H ;
 u_0 — prędkość filtrowanej cieczy na poziomie $H = 0$;
 p — ciśnienie bezwzględne nad lustrem filtrowanej cieczy w komorze zalewowej;
 p_0 — ciśnienie bezwzględne w komorze wypływu;
 H_p — wysokość słupa filtrowanej cieczy w komorze zalewowej;
 γ — ciężar właściwy filtrowanej cieczy;
 g — przyspieszenie ziemskie.

Z równania ciągłości strugi prędkość filtrowanej cieczy na poziomie $H_p > 0$ opisuje równanie (2):

$$u = u_0 \frac{A_0}{A}, \quad (2)$$

gdzie: A_0 — powierzchnia otworu wypływowego w pojedynczym kanale wypływowym;
 A — powierzchnia lustra cieczy pojedynczego kanału wypływowego.

Na podstawie równań (1) i (2) prędkość wypływu filtrowanej cieczy z pojedynczego kanału wypływowego w modelu według rysunków 3 i 4 opisuje równanie (3):

$$u_0 = \mu \sqrt{2gH}, \quad (3)$$

gdzie:
$$\mu = \sqrt{\frac{1}{1 - \left(\frac{A_0}{A}\right)^2}};$$

$$H = \frac{p - p_0}{\gamma} + H_p;$$

μ — współczynnik wypływu cieczy zależny tylko od wielkości powierzchni otworu wypływowego i wielkości powierzchni lustra cieczy w zbiorniku zalewowym;
 H — skorygowana ciśnieniowo początkowa wysokość słupa filtrowanej cieczy.

Na podstawie uogólnionego objętościowego natężenia wypływu cieczy z pojedynczego kanału wypływowego w początkowej fazie filtracji natężenie wypływu cieczy z pojedynczego kanału wypływowego opisuje równanie (4):

$$Q_0 = \nu u_0 A_0, \quad (4)$$

gdzie: ν — współczynnik wypływu cieczy zależny od rodzaju filtrowanej cieczy i nominalnego gradientu ciśnienia w zbiorniku zalewowym.

W rzeczywistych ustalonych warunkach procesu filtracji natężenie wypływu zmienia się w funkcji zmiany poziomu cieczy w zbiorniku zalewowym. Taką zależność dla chwilowych skorygowanych wysokości h opisuje równanie (5):

$$Q(h) = \nu u(h) A_0 \quad (5)$$

gdzie: $u(h) = \mu \sqrt{2gh}$;

$$h = \frac{p - p_0}{\gamma} + h_p;$$

$Q(h)$ — chwilowe natężenie wypływu cieczy dla poziomu h ;
 $u(h)$ — chwilowa prędkość wypływu cieczy z pojedynczego kanału wypływowego;

h_p — chwilowa wysokość słupa filtrowanej cieczy;
 h — skorygowana chwilowa wysokość słupa cieczy.

W przypadku grawitacyjnego wypływu filtrowanej cieczy skorygowaną wysokość słupa cieczy h opisuje zależność (6):

$$h = h_p \left[1 + \frac{\rho g}{\gamma} \right], \quad (6)$$

gdzie: ρ — masa właściwa filtrowanej cieczy.

Na podstawie równań (3) i (5) natężenie wypływu z pojedynczego kanału dla dowolnego poziomu chwilowego cieczy w odniesieniu do natężenia maksymalnego opisuje równanie (7):

$$Q(h) = Q_0 \sqrt{h/H}. \quad (7)$$

Ogólne różniczkowe równanie opisujące proces opróżniania zbiornika zalewowego przez pojedynczy kanał wypływowy ma postać:

$$Q dt = -dV, \quad (8)$$

gdzie: Q — jednostkowe natężenie wypływu cieczy;
 dt — jednostkowy czas wypływu;
 dV — jednostkowy ubytek objętości w pojedynczym kanale wypływowym.

Na podstawie równania (8) możemy zapisać:

$$dt = \frac{1}{Q(h)} \cdot \frac{dV(h)}{d(h)} \cdot d(h). \quad (9)$$

Całkując powyższe równanie w granicach od $h = 0$ do $h = H$, otrzymamy zależności (10, 11, 12) opisujące całkowity czas opróżniania filtrowanej cieczy ($T_{k,c,s}$) dla kanału w kształcie stożka (indeks s) i dla celów porównawczych dla kanału w kształcie cylindra (indeks c) oraz o podstawie kwadratu (indeks k):

- dla kanału w kształcie stożka po uwzględnieniu całej objętości filtrowanej cieczy:

$$T_s = \frac{\pi D_0^2 H}{10 Q_0} = \frac{6 V_s}{5 Q_0}, \quad (10)$$

gdzie: $V_s = \pi D_0^2 H/12$ — całkowita objętość cieczy w kanale wypływowym;

- dla kanału o podstawie kwadratu, indeks k :

$$T_k = \frac{2 D_0^2 H}{Q_0} = \frac{2 V_k}{Q_0}, \quad (11)$$

gdzie: $V_k = D_0^2 H$ — całkowita objętość cieczy w kanale wypływowym;

- dla kanału w kształcie cylindra:

$$T_c = \frac{\pi D_0^2 H}{2 Q_0} = \frac{2 V_c}{Q_0}, \quad (12)$$

gdzie: $V_c = \pi D_0^2 H/4$ — całkowita objętość cieczy w kanale wypływowym.

Na podstawie przyjętych założeń modelu filtra całkowity czas opróżniania zbiornika zalewowego T jest równy w przybliżeniu czasowi opróżniania pojedynczego kanału wypływowego $T_{k,c,s}$. Natomiast czas t częściowego opróżniania zbiornika zalewowego od poziomu H do poziomu chwilowego stanu cieczy w zbiorniku h możemy wyznaczyć po scałkowaniu w tym zakresie równania (9). Czas ten dla poszczególnych kanałów wypływowych opisują równania (13, 14):

- dla kanału o kształcie stożka:

$$t_s = T_s \left[1 - \left(\frac{h}{H} \right)^{5/2} \right], \quad (13)$$

- dla kanału o podstawie kwadratu, indeks k , i cylindra, indeks c :

$$t_{k,c} = T_{k,c} \left[1 - \sqrt{\frac{h}{H}} \right]. \quad (14)$$

Ponieważ w porównawczych badaniach aplikacyjnych analizę wyników najlepiej opierać na zależnościach bezwymiarowych, dlatego na podstawie równań (11) wyznaczono bezwymiarowe funkcje opróżniania kanałów wypływowych zbiornika zalewowego (h/H) w funkcji bezwymiarowego czasu trwania opróżniania. Zależności dla poszczególnych typów kanałów opisują poniższe równania (15, 16):

- dla kanału o podstawie kwadratu (indeks k) i o kształcie cylindra, indeks c :

$$[h/H]_{k,c} = (1 - t/T_{k,c})^2, \quad (15)$$

- dla kanału o kształcie stożka:

$$[h/H]_s = (1 - t/T_s)^{2/5}. \quad (16)$$

Analogicznie, bezwymiarowe funkcje zmiany natężenia wypływu z różnych typów kanałów wypływowych ($Q(h)/Q_0$) w zależności od bezwymiarowego czasu ich opróżniania (t/T) opisują równania (17, 18):

- dla kanału o podstawie kwadratu (indeks k) i o kształcie cylindra (indeks c):

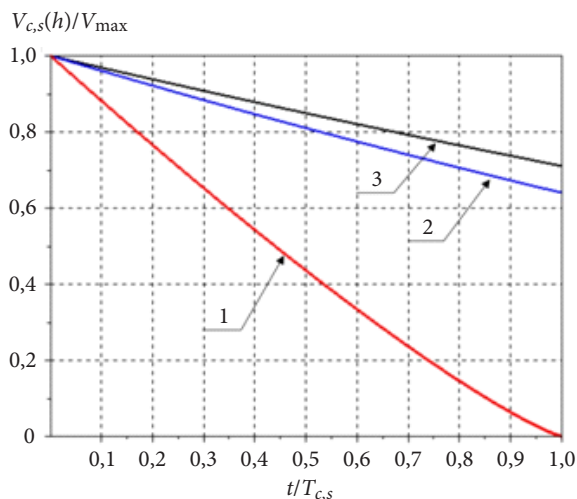
$$[Q(h)/Q_0]_{k,c} = (1 - t/T_{k,c}), \quad (17)$$

- dla kanału o kształcie stożka:

$$[Q(h)/Q_0]_s = (1 - t/T_s)^{1/5}. \quad (18)$$

Podobnie postępując, bezwymiarową funkcję zmiany objętości w zbiorniku zalewowym w funkcji bezwymiarowego czasu trwania procesu (t/T), dla pojedynczego kanału wypływowego w kształcie stożka, walca i dla kanału w kształcie kwadratu, zobrazowano na rysunku 5.

Z danych wykresu (rys. 5) wynika, że po hipotetycznym całkowitym opróżnieniu kanału stożkowego w tym samym czasie kanał w kształcie prostopadłościanu foremnego opróżni się do ok. 0,7 całkowitej objętości, a kanał w kształcie cylindra do ok. 0,62 swojej całkowitej objętości. Ta dysproporcja wskazuje, że w objętości tych kanałów inicjowane są przypadkowe dodatkowe przepływy wewnątrz zbiornika zalewowego. Im większa jest ta różnica, tym większe są prędkości tych przepływów. Natomiast w kanale stożkowym obserwujemy prawie liniowe zmiany objętości przy jednocześnie najkrótszym czasie trwania procesu. W związku z tym w matematycznej analizie kinematycznej przyjęto ten kształt jako bazowy dla opisu procesu filtracji. W praktycznych warunkach badawczych należy jednak przewidywać, że rzeczywiste zmiany objętości cieczy dla pojedynczych kanałów wypływowych przyjmować będą wartości z zakresu pomiędzy liniami 1 i 2 (rys. 5). Przedstawione matematyczne zależności podstawowych parametrów procesu opróżniania zbiornika zalewowego



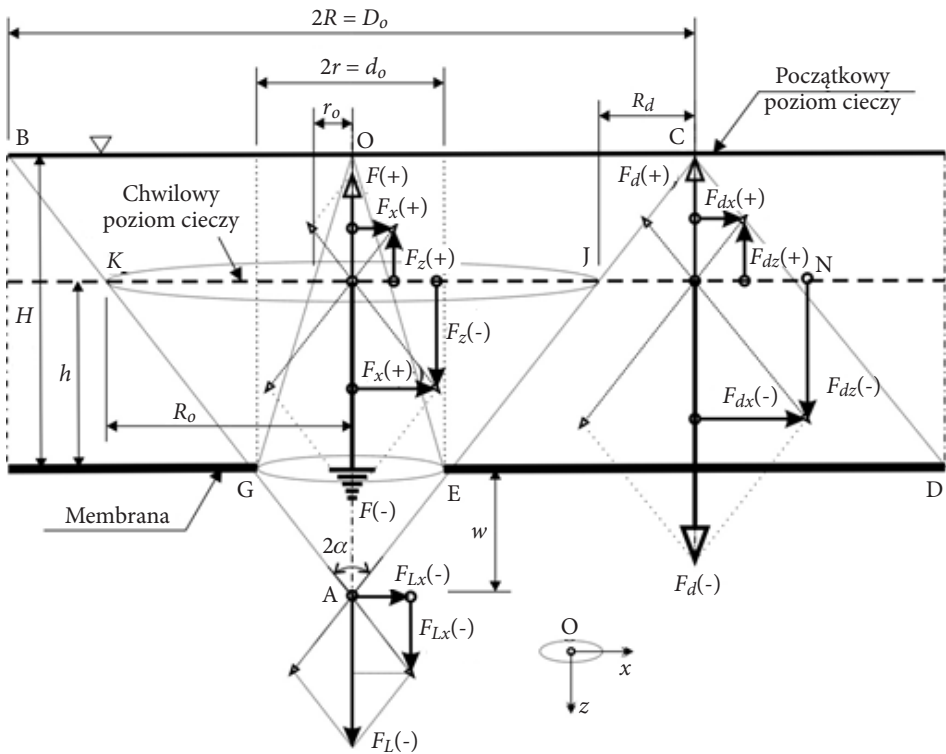
Rys. 5. Wykresy zależności bezwymiarowej funkcji zmiany objętości w pojedynczym kanale wypływowym w procesie filtracji w funkcji bezwymiarowego czasu trwania procesu dla kanału w kształcie: 1 — stożka; 2 — cylindra; 3 — prostopadłościanu

z wykorzystaniem jednowarstwowego filtra membranowego stanowią podstawę do analizy wyników z badań procesu filtracji cząstek biologicznych dla różnych typów filtrów. Porównanie wstępnych badań z symulacją matematyczną procesu pozwoli w szybki sposób zoptymalizować cały cykl badawczy. Przedstawione uproszczone rozwiązania równań różniczkowych wraz z bezwymiarowymi zależnościami podstawowych parametrów procesu filtracji stanowiąc będą fundament badań nad samym modelem i jego implementacją praktyczną.

3.2. Ruch cieczy w zbiorniku zalewowym w procesie filtracji

W zbiorniku zalewowym przesączająca się grawitacyjnie ciecz przez filtr membranowy w dnie naczynia wymusza ruch w pozostającej w zbiorniku objętości cieczy. Między innymi ze względu na niewielkie wymiary zbiornika i znaczną liczbę niewielkich otworów w filtrze membranowym zakładamy, że jest to ruch laminarny. Ponadto zakładając, że niejednorodność filtrowanego płynu fizjologicznego zawierającego mikrocząstki biologiczne nieznacznie odbiega od uśrednionej wartości ciężaru właściwego tego płynu, dlatego w praktycznych badaniach porównawczych uzasadnione jest zastosowanie opracowanego dla tych badań grawitacyjnego modelu filtracji. W modelu tym przyjmuje się, że filtrowana ciecz jest masowo jednorodna, a laminarny ruch cieczy wewnątrz zbiornika zalewowego wymuszany jest tylko przez zmianę poziomu lustra cieczy w wyodrębnionym kanale wypływowym. W związku z tym założeniem zakłada się ponadto, że uprzywilejowane obszary zbiornika zalewowego to głównie symetryczne kanały wypływowe, jak pokazano to na rysunku 3.

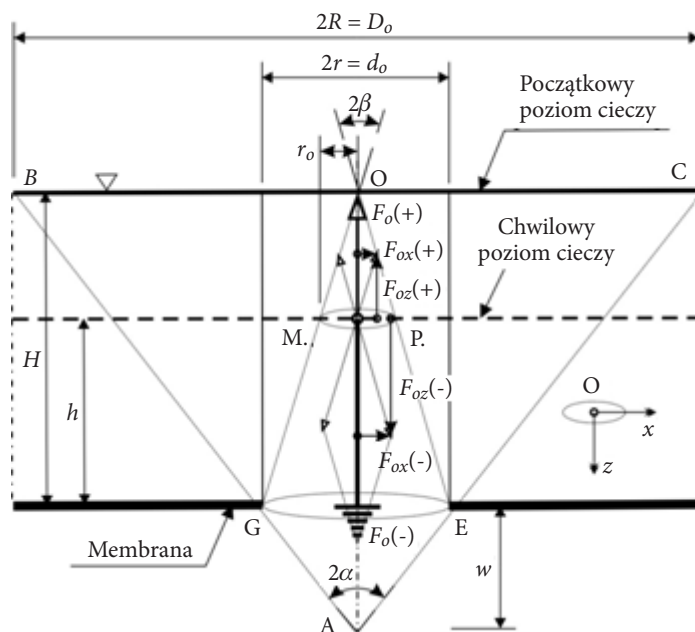
W procesie filtracji zakładamy również, że to z tych kanałów w pierwszej kolejności ubywać będzie ciecz, a wyrównywanie poziomu cieczy następować będzie z obszarów spoza uprzywilejowanych kanałów wypływowych, to jest z obszarów znajdujących się między wyodrębnionymi symetrycznymi kanałami wypływowymi (rys. 4a). Również z tego względu w modelu kanału wypływowego wyodrębniono stożkowy podobzar, jak pokazano to na rysunku 3 i rysunku 4a. Rozkład sił dla takiego w pełni symetrycznego w przestrzeni 2D kanału wypływowego filtra mikrocząstek biologicznych zobrazowano na rysunku 6.



Rys. 6. Rozkład sił w wyodrębnionym, symetrycznym kanale wypływowym membranowego modelu filtra mikrocząstek

W powyższym modelu symetryczny kształt wyodrębnionego kanału wypływowego jest wewnątrz zrównoważony na każdym etapie procesu filtracji. W ujęciu matematycznym suma wyróżnionych sił modelu na danym poziomie płynu w zbiorniku zalewowym zrównoważona jest przez ciśnienie hydrostatyczne wynikające z sił pola grawitacyjnego. Obszar CDEC w kształcie torusa o przekroju trójkąta poza kanałem wypływowym w opisywanym modelu jest zrównoważony względem dna naczyń. Oznacza to, że w tym obszarze dominujący ruch cieczy nie zachodzi

w kierunku dna naczynia (wzdłuż osi z), a jedynie w kierunku równoległym do dna naczynia. W związku z tym w procesie filtracji ubytek cieczy z głównego kanału wypływowego będzie uzupełniany z części obszaru CDEC. Obszar ten jest więc rezerwą, a zarazem barierą dla swobodnego rozplywu bocznego cieczy dla głównego kanału wypływowego. Szczególnie jest to istotne ze względu na fakt, że wyróżnione hipotetyczne lokalne ciśnienia w poszczególnych podobszarach kanału wypływowego w trakcie trwania procesu filtracji będą zmieniać się zależnie od chwilowego poziomu cieczy w zbiorniku zalewowym. Ponadto w zakładanym modelu uważa się, że ruch cieczy z obszaru CDEC w kierunku głównego kanału wypływowego ABCA będzie laminarny i niedeformowany przez warunki brzegowe zbiornika lub zatory w sąsiednich kanałach wypływowych. W związku z tym, wykorzystując zasadę superpozycji w głównym kanale wypływowym ABCA, można wyodrębnić trzy symetryczne podobszary, w których równowaga w kierunku osi z nie jest korygowana przez dno naczynia. Są to podobszary GBCEG, GOEG i AGEA. W zakładanym modelu powyższe podobszary i podobszar CDEC są względem siebie zrównoważone. A więc wyodrębnione hipotetyczne ciśnienia lokalne w tych obszarach odniesione do powierzchni otworu wylotowego d_o składają się na wypadkowe zbilansowane ciśnienie w kanale wypływowym. Oznacza to, że podobszar AGEA spełniający rolę lewara hydraulicznego generuje podciśnienie bilansowane przez



Rys. 7. Rozkład sił w centralnym, symetrycznym kanale wypływowym membranowego modelu filtra mikrocząstek

pozostałe obszary kanału wypływowego, to jest podobszar GOEG skorelowany z ciśnieniami w obszarach GBCEG i CDEC. Oczywiście założenie to jest prawdziwe jedynie dla laminarnego wypływu cieczy z kanału wypływowego. Odpowiadający temu założeniu rozkład sił w obszarze GOEG zobrazowano na rysunku 7.

Powyższy schemat sił omawianego modelu jest bazowy w obliczeniach numerycznych. Lokalne ciśnienia na poszczególnych poziomach równowagi dla zmieniających w czasie trwania procesu poziomów cieczy w zbiorniku zalewowym H/h każdorazowo odnoszone są do centralnego cylindra o średnicy d_o . Wyróżniony na rysunkach 5 i 6 chwilowy poziom cieczy stanowi hipotetyczny poziom równowagi w odniesieniu do poszczególnych podobszarów kanału wypływowego. W ujęciu matematycznym suma wyróżnionych sił modelu na danym poziomie płynu w zbiorniku zalewowym równoważona jest przez ciśnienie hydrostatyczne wynikające z sił pola grawitacyjnego. W omawianym modelu chwilowy poziom płynu jednocześnie rozgranicza oddziaływania wynikające z sił grawitacji i przeciwnych sił reakcji generowanych przez wzajemne oddziaływania w poszczególnych podobszarach. W modelu tym nie uwzględnia się siły lepkości i napięcia powierzchniowego filtrowanego płynu. Na rysunkach 6 i 7 siły opatrzone indeksem (-) odnoszą się do oddziaływania grawitacyjnego, a opatrzone indeksem (+) do sił reakcji generowanych przez dolną część podobszaru równoważącego „ciężar cieczy” z poziomu górnego podobszaru kanału wypływowego. W obliczeniach numerycznych, zgodnie z wprowadzonymi założeniami modelu, wykorzystano następujące zależności (oznaczenia zgodne z rysunkami 6 i 7):

- 1) w odniesieniu do podobszaru GOEG, to jest centralnej części głównego kanału wypływowego (rys. 7):

— objętość cieczy z podobszaru MOPM $V_o(+)$, siła wypadkowa ciężkości tej części cieczy $F_o(+)$, średnie lokalne ciśnienie $S_o(+)$ na poziomie h :

$$V_o(+)=\frac{\pi}{3}(H-h)^3\frac{r^2}{H^2}; \quad F_o(+)=V_o(+)\gamma; \quad S_o(+)=\frac{F_o(+)}{\pi r_o^2}, \quad (19)$$

— objętość cieczy z podobszaru GMPEG $V_o(-)$, siła wypadkowa ciężkości tej części cieczy $F_o(-)$, średnie lokalne ciśnienie $S_o(-)$ na poziomie dna naczynia:

$$V_o(-)=\frac{\pi}{3}h(r^2+r r_o+r_o^2); \quad F_o(-)=V_o(-)\gamma; \quad S_o(-)=\frac{F_o(-)}{\pi r^2}, \quad (20)$$

— składowe sił wypadkowych $F_o(+)$ i $F_o(-)$ w osi z i x i ich odpowiednie średnie lokalne ciśnienia:

$$F_{oz}(+)=\frac{F_o(+)}{2}; \quad F_{oz}(-)=\frac{F_o(-)}{2}; \quad S_{oz}(+)=\frac{F_{oz}(+)}{\pi r_o^2}; \quad S_{oz}(-)=\frac{F_{oz}(-)}{\pi r^2}, \quad (21)$$

$$\begin{aligned}
 F_{ox}(+) &= F_{oz}(+) \operatorname{tg}(\beta); & F_{ox}(-) &= F_{oz}(-) \operatorname{tg}(\beta); \\
 S_{ox}(+) &= \frac{F_{ox}(+)}{2\pi r_o(H-h)}; & S_{ox}(-) &= \frac{F_{ox}(-)}{2\pi r h};
 \end{aligned} \tag{22}$$

2) w odniesieniu do obszaru GBCEG, to jest głównego kanału wypływowego (rys. 6):

— objętość cieczy podobszaru GOEG dla części powyżej poziomu h oznaczona $V_{cc}(+)$ i dla części poniżej oznaczona $V_{cc}(-)$:

$$V_{cc}(+) = \frac{\pi}{3}(H-h)(R^2 + RR_o + R_o^2); \quad V_{cc}(-) = \frac{\pi}{3}h(R_o^2 + R_o r + r^2), \tag{23}$$

— objętość cieczy podobszaru GBCEG dla części powyżej poziomu h oznaczona $V(+)$ i dla części poniżej oznaczona $V(-)$ pomniejszona o objętości z podobszaru GOEG:

$$V(+)=V_{cc}(+)-V_o(+); \quad V(-)=V_{cc}(-)-V_o(-), \tag{24}$$

— składowe sił wypadkowych $F(+)$ i $F(-)$ w osi z i x i ich odpowiednie średnie lokalne ciśnienia:

$$F(+)=V(+)\gamma; \quad F(-)=V(-)\gamma; \quad S(+)=\frac{F(+)}{\pi R_o^2}; \quad S(-)=\frac{F(-)}{\pi r^2}, \tag{25}$$

$$F_z(+)=\frac{F(+)}{2}; \quad F_x(+)=\frac{F(+)}{2}\operatorname{tg}(\alpha); \quad F_z(-)=\frac{F(-)}{2}; \quad F_x(-)=\frac{F(-)}{2}\operatorname{tg}(\alpha), \tag{26}$$

$$S_z(+)=\frac{F_z(+)}{\pi R_o^2}; \quad S_z(-)=\frac{F_z(-)}{\pi r^2}; \quad S_x(+)=\frac{F_x(+)}{2\pi R_o(H-h)}; \quad S_x(-)=\frac{F_x(-)}{2\pi r h}; \tag{27}$$

3) w odniesieniu do podobszaru ECDE, to jest zrównoważonej przez dno naczynia części wyodrębnionego kanału wypływowego (rys. 6):

— objętość cieczy wyodrębnionego kanału wypływowego dla części powyżej poziomu h oznaczona $V_{dc}(+)$ i dla części poniżej oznaczona $V_{dc}(-)$:

$$V_{dc}(+) = \frac{\pi}{3}(H-h)\left[(R+R_d)^2 + (R+R_d)R + R^2\right], \tag{28}$$

$$V_{dc}(-) = \frac{\pi}{3}h\left[(2R-r)^2 + (2R-r)(R+R_d) + (R+R_d)^2\right], \tag{29}$$

- objętość cieczy podobszaru ECDE dla części powyżej poziomu h oznaczona $V_d(+)$ i dla części poniżej oznaczona $V_d(-)$ pomniejszona o objętość z podobszaru GBCEG:

$$V_d(+)=V_{dc}(+)-V_{cc}(+); \quad V_d(-)=V_{dc}(-)-V_{cc}(-), \quad (30)$$

- składowe sił wypadkowych $F_d(+)$ i $F_d(-)$ w osi z i x i ich odpowiednie średnie lokalne ciśnienia:

$$F_d(+)=V_d(+)\gamma; \quad S_d(+)=\frac{F_d(+)}{\pi R_d^2}; \quad F_d(-)=V_d(-)\gamma; \quad S_d(-)=\frac{F_d(-)}{\pi(R-r)^2}, \quad (31)$$

$$F_{dz}(+)=\frac{F_d(+)}{2}; \quad F_{dx}(+)=F_{dz}(+)\operatorname{tg}(\alpha), \quad (32)$$

$$F_{dz}(-)=\frac{F_d(-)}{2}; \quad F_{dx}(-)=F_{dz}(-)\operatorname{tg}(\alpha), \quad (33)$$

$$S_{dz}(+)=\frac{F_{dz}(+)}{4\pi R R_d}; \quad S_{dz}(-)=\frac{F_{dz}(-)}{4\pi R^2\left(1-\frac{r}{R}\right)}, \quad (34)$$

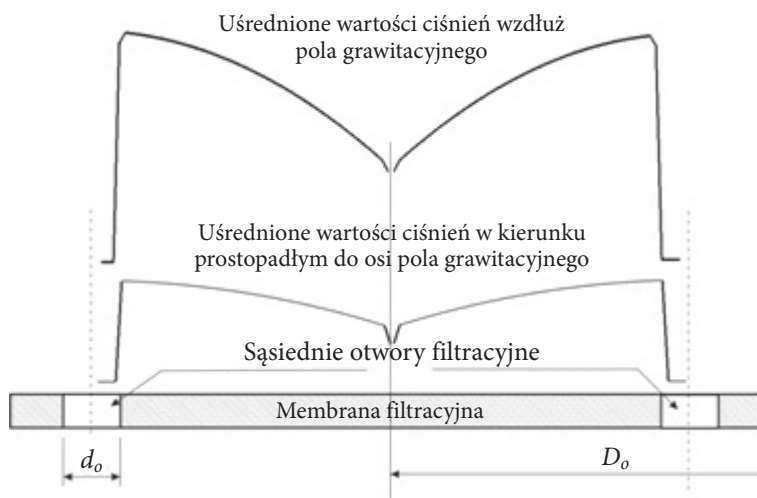
$$S_{dx}(+)=\frac{F_{dx}(+)}{2\pi(R-R_d)(H-h)}; \quad S_{dx}(-)=\frac{F_{dx}(-)}{2\pi r h}; \quad (35)$$

- 4) w odniesieniu do podobszaru AGEA, to jest tzw. lewara hydraulicznego głównego kanału wypływowego (rys. 7):
- objętość cieczy $V_L(-)$, siła ciężkości $F_L(-)$ i ciśnienie ssania $S_L(-)$ w lewarze hydraulicznym kanału wypływowego:

$$V_L(-)=\frac{\pi H}{3(R-r)}r^3; \quad F_L(-)=V_L(-)\gamma; \quad S_L(-)=\frac{r H \gamma}{3(R-r)}. \quad (36)$$

Na podstawie powyższych zależności sporządzono w postaci graficznej przykładowy uśredniony rozkład lokalnych ciśnień w zbiorniku zalewowym odniesiony do powierzchni membrany filtracyjnej dla strefy pomiędzy sąsiednimi kanałami wypływowymi (rys. 8).

Przykładowy rozkład wartości ciśnień na rysunku 8, dla strefy sąsiadujących kanałów wypływowych, przedstawia sumę uśrednionych wartości chwilowych



Rys. 8. Przykładowy rozkład wartości średnich lokalnych ciśnień inicjowanych w osi pola grawitacyjnego i w kierunku prostopadłym do tej osi w strefie między sąsiednimi kanałami wypływowymi zbiornika zalewowego. Prezentowane na wykresie lokalne ciśnienia w osi pola grawitacyjnego i w kierunku prostopadłym do tego pola co do wartości są wzajemnie skorelowane

ciśnień rejestrowanych w całym cyklu procesu filtracji. Ze względu na zamierzony poglądowy charakter powstał on jako złożenie symetrycznych rozkładów dla obu kanałów w płaszczyźnie ich styku (rys. 4a). Na rysunku 8 zachowano jednak proporcje co do wartości ciśnień rejestrowanych w osi pola grawitacyjnego i w kierunku prostopadłym do tej osi. W przypadku wody maksymalne wartości tych rozkładów stanowią proporcję jak 2 : 1. Na podstawie powyższego wykresu można stwierdzić, że:

- Większość mikrocząstek znajdujących się w obszarze centralnym kanału wypływowego o średnicy d_o ze względu na znaczne obniżenie lokalnego ciśnienia będzie spychana do otworu filtracyjnego wzdłuż osi z. Niewielkie siły wypychające te cząstki w kierunku pobocznic centralnego kanału wypływowego, szczególnie w pobliżu dna zbiornika (rys. 7), będą kompensowane przez napływ płynu i cząstek z podobszarów pobocznych. W związku z tym, w przypadku łagodnych krawędzi membrany, cząstki z centralnego kanału wypływowego nie będą narażone na zniszczenie w takim stopniu, w jakim będą one narażone na deformację wymuszającą siłowe przeciskanie tych cząstek przez mniejsze otwory filtracyjne wywołane przez efekt syfonu hydraulicznego.
- Wyższe ciśnienia poza centralnym kanałem wypływowym wymuszać będą przemieszczanie mikrocząstek z jednej strony w kierunku centralnego kanału wypływowego, a z drugiej w kierunku zewnętrznej pobocznicy kanału wypływowego (rys. 6 i 7). W praktyce, szczególnie w przypadku końcowej

fazy procesu, może to prowadzić do osadzania się cząstek w przestrzeni pomiędzy otworami filtracyjnymi.

3. Wymuszona migracja mikrocząstek w kierunku zewnętrznej poboczniczy kanału wypływowego zwiększa jednocześnie prawdopodobieństwo ruchu mikrocząstek wzdłuż tej poboczniczy, a w końcowej fazie procesu filtracji wzdłuż powierzchni membrany filtracyjnej. W tym przypadku niewłaściwa chropowatość materiału membrany może prowadzić do niszczenia odfiltrowywanych mikrocząstek.
4. Ciśnienia rejestrowane w całym cyklu filtracji wzdłuż osi pola grawitacyjnego są dużo wyższe niż ciśnienia rejestrowane w kierunku prostopadłym do tej osi.
5. Mimo że ciśnienia obserwowane w kierunku prostopadłym do osi pola grawitacyjnego są niewielkie w stosunku do ciśnień pionowych, w układach względnie zrównoważonych mogą one wpływać na kierunki migracji mikrocząstek, szczególnie w przypadku lekkich mikrocząstek.

3.3. Wnioski

Na podstawie powyższych rozważań i ogólnych zależności lokalnych ciśnień w stożkowym kanale wypływowym oraz na podstawie rozkładów lokalnych ciśnień w strefie między sąsiednimi otworami membrany filtracyjnej (rys. 8), można sformułować następujące wnioski ogólne:

1. Im wyższy słup filtrowanego płynu w zbiorniku zalewowym, tym wyższe prawdopodobieństwo gromadzenia się mikrocząstek w strefie między osiami otworów filtracyjnych. Prowadzić to może do agregacji różnych cząstek niekoniecznie tego samego rodzaju.
2. Zbyt niski poziom filtrowanego płynu w zbiorniku zalewowym może prowadzić do:
 - zahamowania procesu filtracji w przypadku niewymuszonego procesu filtracji ze względu na niewielkie siły wymuszenia grawitacyjnego,
 - zwiększenia prawdopodobieństwa niszczenia delikatnych cząstek biologicznych na ostrych krawędziach otworów filtracyjnych i chropowatych powierzchniach membrany,
 - deformacyjnego przeciskania się elastycznych cząstek biologicznych przez otwory membrany.
3. Im większa liczba otworów filtracyjnych w membranie filtracyjnej, tym większa gwarancja zachowania zakładanego laminarnego procesu filtracji.
4. Filtrowany płyn przed procesem powinien być każdorazowo w odpowiedniej proporcji rozrzedzany przez płyn fizjologiczny, w celu zmniejszenia prawdopodobieństwa agregacji różnych cząstek biologicznych w trakcie trwania procesu filtracji.

Proponowany uproszczony model filtracji mikrocząstek biologicznych na tym etapie analizy nie uwzględnia lepkości ani napięcia powierzchniowego, a także oporów ruchu mikrocząstek w płynie fizjologicznym. W związku z tym i ze względu na praktyczne aspekty badań laboratoryjnych, rozbudowując w przyszłości ten model, należy odpowiedzieć na następujące pytania:

1. Jaka najmniejsza ilość cieczy może być poddana filtracji w polu grawitacyjnym przy zachowaniu pełnej wiarygodności (efektywności) procesu?
2. Jakie wymiary geometryczne urządzenia filtrującego, w tym poziom w komorze zalewowej, zagwarantują maksymalną efektywność procesu filtracji?
3. Jak gęsto powinny być rozmieszczone otwory w membranie filtracyjnej, aby sprawność filtracji była jak największa?
4. Jaka powinna być liczba otworów w membranie filtracyjnej, by warunki filtracji nie były zakłócone przez zmienną transmisję filtra?
5. Jak silne może być wymuszenie procesu filtracji realizowane przez zróżnicowanie ciśnienia nad i pod zbiornikiem zalewowym, aby ze względu na generowane siły w kanale wypływowym zachować laminarny charakter procesu filtracji?
6. Jaki jest dopuszczalny wymuszający gradient ciśnienia w procesie filtracji, by nie wywoływał on niszczenia cząstek biologicznych?
7. Jaki wpływ ma uśredniona gęstość filtrowanej cieczy, gęstość płynu fizjologicznego oraz ilość i różnorodność odfiltrowywanych cząstek na efektywność procesu filtracji?

Model membranowego filtra mikrocząstek biologicznych o jednorodnej strukturze transmisji w omawianym zakresie opracowano na potrzeby projektu Nr FS/32-015/2013/WAT realizowanego w Centrum Inżynierii Biomedycznej WAT ze środków Narodowego Centrum Badań i Rozwoju.

Podziękowania dla dr. hab. inż. Zdzisława Bogdanowicza, prof. WAT, i dla prof. nadzw. dr. hab. n. med. Mariusza Łapińskiego za współpracę w 2015 r. oraz dla dr. n. med. Artura Kowalika z Świętokrzyskiego Centrum Onkologii za pomoc w dostępie do publikacji medycznych z zakresu onkologii.

Artykuł wpłynął do redakcji 13.07.2017 r. Zweryfikowaną wersję po recenzjach otrzymano 12.09.2017 r.

LITERATURA

- [1] KISIEL J., *Opróżnianie jednokomorowych zbiorników o kształcie brył obrotowych*, Wyd. Politechniki Krakowskiej, Kraków, 2009.
- [2] HUSAK M., *Badania zastosowania sedymentacji wielostrumieniowej do oczyszczania zawiesin nieziarnistych*, rozprawa doktorska, Akademia Górniczo-Hutnicza, Kraków, 2012.
- [3] MAŁYSZA E., IWAŃSKA A., HANC A., MAŁYSZA K., *Metoda monitorowania stężenia odczynników flotacyjnych w wodach obiegowych zakładów przerobczych węgla przez pomiar prędkości pęcherzyków powietrza*, Wyd. Gospodarka Surowcami Mineralnymi, t. 25, z. 3, 2009.
- [4] KOWAL A., ŚWIDERSKA-BRÓŹ M., *Oczyszczanie wody*, PWN, Warszawa–Wrocław, 1998.
- [5] <http://laboratoria.net>, *Izolacja oraz analiza wybranych parametrów płytek krwi*, cz. 2, data dostępu lipiec 2017.

- [6] KRÓL D., DRYBAŃSKA B., MAZUR B., *Filtracja — najskuteczniejsza metoda usuwania krwinek białych z krwi i jej składników*, Acta Haematologica Polonica, vol. 36, nr 4, 2005, s. 399-407.
- [7] GROVER P.K., CUMMINUS A.G., PRICE T.J., ROBERTS-THOMAS I.C., HARDINGHAM J.E., *Circulating tumour cells: the evolving concept and the inadequacy of their enrichment by EpCAM-based methodology for basic and clinical cancer research*, Annals of Oncology, 25, 2014, 1506-1516.
- [8] COUMANS F.A.W., VAN DALUM G., BECK M., TERSTAPPEN L.W.M.M., *Filter Characteristics Influencing Circulating Tumor Cell Enrichment from Whole Blood*, PLOS ONE, vol. 8, Issue 4, e61770, April 2013.
- [9] LIANIDOU E.S., MARKOU A., *Circulating Tumor Cells in Breast Cancer: Detection Systems, Molecular Characterization, and Future Challenges*, Clinical Chemistry, 57, 9, 2011, 1242-1255.
- [10] TONG XU, BO LU, YU-CHONG, AMIR GOGKORN, *A cancer Detection Platform Which Measures Telomerase Activity from Live Circulating Tumor Cells Captured on a Microfilter*, Cancer Research, 70, 16, August 15, 2010.
- [11] VONA G., SABILE A., LOUHA M., ..., *Isolation by Size of Epithelial Tumor Cells: A new Method for the Immunomorphological and Molecular Characterization of Circulating Tumor Cells*, American Journal of Pathology, vol. 156, no. 1, January 2000.
- [12] STOTT S.L., CHIA-HSIEN HSU, TSUKROV D.I., ..., *Isolation of circulating tumor cells using a microvortex-generating herringbone-chip*, PNAS, vol. 107, no. 43, 18392-18397, October 26, 2010.
- [13] LI YING, QI WANG, *Microfluidic chip-based technologies: emerging platforms for cancer diagnosis*, BMC Biotechnology, 13, 76, 2013.
- [14] HAROUAKA R.A., MING-DA ZHOU, YIN-TING YEH, ..., *Flexible Micro Spring Array Devive for High-Throughput Enrichment of Viable Circulating Tumor Cells*, Clinical Chemistry, 60, 2, 2014, 323-333.
- [15] AU S.H., STOREY B.D., MOORE J.C., TANG Q., ..., *Clusters of circulating tumor cells traverse capillary-sized vessels*, PNAS Early Edition, 1 of 6, February 26, 2016.
- [16] HOU S., ZHAO H., ZHAO L., SHON Q., WEI K.S., ..., *Capture and Stimulated Release of Circulating Tumor Cells on Polymer-Grafted Silicon Nanostructures*, Advanced Materials, 2012.
- [17] LI P., MAO Z., PENG Z., ..., *Acoustic separation of circulating tumor cells*, PNAS Early Edition, 1 of 6, March 10, 2015.
- [18] CHEN P., HUANG YU-YEN, HOSHINO K., ZHANG J.X.J., *Microscale Magnetic Field Modulation for Enhanced Capture and Distribution of Rare Circulating Tumor Cells*, Scientific Reports, 5, 8745, 4 March 2015.
- [19] TALASAZ A.H., POWELL A.A., HUBER D.E., ..., *Isolating highly enriched populations of circulating epithelial cells and other rare cells from blood using a magnetic sweeper device*, PNAS, vol. 106, no. 10, 2009, 3970-3975.
- [20] SAWIŃSKI W., FEDER-KUBIS J., LUDWIG W., *Modelowanie CFD wypływu kropli z dystrybutora*, Inżynieria i Aparatura Chemiczna, nr 1, 2014, s. 36.
- [21] JAREMAN F., *MFI Molecular Sieve Membranes Synthesis Characterization and Modeling*, Licentiate Thesis, Division of Chemical Technology Department of Chemical and Metallurgical Engineering Lulea University of Technology Sweden, November 2002.
- [22] MINAMISAWA R.A., ZIMMERMAN R.L., MUNTELE C., ILA D., *Advanced PFA thin porous membranes*, Center for Irradiation Materials, Alabama A&M University, USA, Polymer Thin Films, April 2010, www.intechopen.com

A. GÓRKA

**Model of a filtration process using a membrane filter
with uniform transmission structure**

Abstract. The paper presents a model of a microfiltration filter for separation of biological microparticles from body fluids, including peripheral blood. The model used a single membrane filter with a homogeneous 2D transmission structure. In the model, the individual sieve with a uniform transmission structure in 2D space was applied. Because of the required survival of biological particles, the presented model was limited to the narrow filtration conditions that guarantee biological activity of these particles. In this model, the filtration process proceeds in the gravitational field without the involvement of external forces forcing or inhibiting the filtration process. Based on this model there were given basic dependencies describing the required filtration process conditions, such as filtration time and internal forces for particle migration in the filtered body fluid. The basic relationships between the height of the filtered column, duration of the process, and average fluid expenditure of the filtration process for different shapes of the channels molecular drainage lines filter have been determined. Based on this data, the directions of further works on improving the presented model of molecular filtration of biological particles for enriching selected biological fractions have been described.

Keywords: micro filtration, filter sieves, filter membranes, filtration of biological particles, filtration membranes

DOI: 10.5604/01.3001.0010.5397

