

Problematyka i realizacja przepływów cieczy w zautomatyzowanych stanowiskach mikrodozowania

Klaudia Woźniak

Politechnika Warszawska, Wydział Elektroniki i Technik Informacyjnych, Instytut Radioelektroniki i Technik Multimedialnych, ul. Nowowiejska 15/19, 00-665 Warszawa

Mariusz Olszewski

Politechnika Warszawska, Wydział Mechatroniki, Instytut Automatyki i Robotyki, ul. św. Andrzeja Boboli 8, 02-525 Warszawa

Streszczenie: Celem opisanego w artykule projektu było opracowanie założeń do automatycznego prowadzenia w inżynierii biomedycznej procesów mikrodozowania cieczy o objętości porcji rzędu 0,5 μl . Przedstawiono budowę wybranych do badań typowych, katalogowych dozowników, niegwarantujących jednak osiągnięcia objętości wymienionej porcji cieczy. Podano zestaw najważniejszych zależności, zjawisk i współczynników charakteryzujących mikroprzepływy cieczy oraz ich zapis, wykorzystany w kalkulatorze procesorowego sterownika zautomatyzowanym procesem mikrodozowania. Opisano budowę stanowiska pomiarowego procesu mikrodozowania, pozwalającego na eksperymentalną weryfikację jakości mikrodozowania cieczy z wykorzystaniem typowych dozowników, opracowanych zależności oraz procesorowego sterownika tego procesu. W podsumowaniu podano rozbieżności między znanymi w elektrohydraulice i hydrotronice formułami teoretycznymi i ich modelami a obserwowanymi w praktyce zjawiskami mikroprzepływu tych cieczy przez przebadane głowice dozowników oraz wyniki zautomatyzowanego mikroporcjonowania, spełniające wszystkie podane założenia tego procesu.

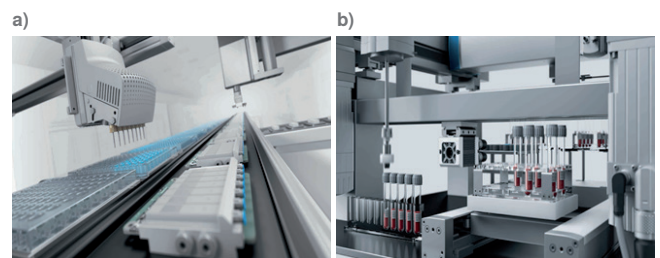
Keywords: inżynieria biomedyczna, mikrodozowanie cieczy, automatyzacja mikrodozowania

1. Wprowadzenie

Odnosząc się do historii racjonalizowania procesów mikrodozowania cieczy należy pamiętać, że do połowy lat 70. XX w. jedyną akceptowalną metodą było stosowanie szklanych kapilar, ręcznie wykonywanych i ręcznie kalibrowanych. Porcjowanie cieczy odbywało się przez ustne zassanie cieczy do kapilary i następnie jej spuszczenie, obserwując jej poziom pomiędzy kreskami kalibracji naniesionymi na kapilarę. Możliwe było porcjowanie cieczy o objętości 0,1 ml. Dopiero w latach 80. XX w. wprowadzono kolejne ulepszenie tego procesu przez zastosowanie tzw. „automatycznych” pipet. Metoda ta zapewniała pobieranie cieczy do wnętrza pipety, korzystając z mechanicznego zassania i następnie mechanicznego, wykonywanego

ręcznie, wyciśnięcia nastawionej zderzakami jej porcji. Możliwe było także zastosowanie tzw. „grabi”, czyli wielu końcówek pipety, powtarzających równoległe procesy mikrodozowania i przyspieszających jego wykonywanie. Jednak i tu granicą dozowania była objętość 0,1 ml.

Lata przełomu XX i XXI w. i kolejne dwa dziesięciolecia, ze względu na rozwój mechatronizacji produktów i produkcji [2, 6, 7, 14], w tym przemysłów powiązanych z inżynierią biomedyczną oraz intensywnością i powszechnością badań diagnostycznych i naukowych, stają się okresem poszukiwania kolejnych nowych, innowacyjnych rozwiązań służących mikrodozowaniu, w tym jego pełnej automatyzacji i zmniejszenia porcji dozowanych cieczy (Rys. 1).



Rys. 1. Stanowisko mikrodozowania cieczy: a) w procesie produkcyjnym, b) w laboratorium diagnostycznym

Fig. 1. Station for liquid microdispensing: a) in the production process, b) in a diagnostic laboratory

Autor korespondujący:

Klaudia Woźniak, klaudia.wozniak98@wp.pl

Artykuł recenzowany

nadesłany 21.01.2023 r., przyjęty do druku 11.02.2023 r.



Zezwala się na korzystanie z artykułu na warunkach licencji Creative Commons Uznanie autorstwa 3.0

Celem prezentowanego w artykule projektu było opracowanie założeń do automatycznego prowadzenia procesów mikrodozowania cieczy w inżynierii biomedycznej. Proces ten jest jednym z głównych zadań służących wytwarzaniu produktów farmaceutycznych i pokrewnych, stosowanych w laboratoryjnych badaniach diagnostycznych i badawczych oraz bezpośrednio aplikowanych w leczeniu. Problemem współczesnego mikrodozowania jest osiągnięcie stabilnego, powtarzalnego porcjowania cieczy o objętości rzędu 0,5 μl (w układzie metrycznym jest to objętość 0,5 mm^3), w jak najkrótszym czasie i w pełni zautomatyzowanym, programowalnym układzie sterowania stanowiskiem produkcyjnym lub laboratoryjnym.

Projekt był realizowany we współpracy z firmą Festo jako przedmiot pracy magisterskiej, jednocześnie jako część międzynarodowego projektu dotyczącego automatyzacji mikrodozowania cieczy. Prowadzone w nim prace badawcze poświęcone eksperymentalnej i teoretycznej weryfikacji jakości procesów mikrodozowania cieczy przez zautomatyzowane stanowiska dozowania, dotyczyły ciągle jeszcze nierozwiązanych dostatecznie na poziomie praktyki przemysłowej i medycznej, problemów, w tym [17]:

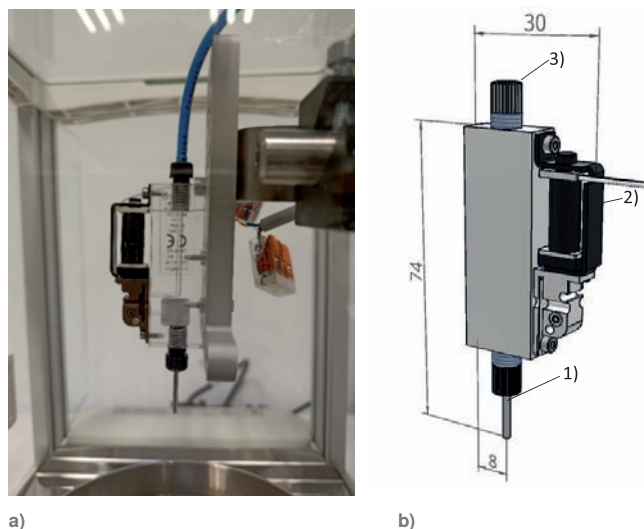
- zapewnienia katalogowego dostępu do mechatronicznego mikrodozownika, zapewniającego założone stabilne i powtarzalne porcjowanie cieczy o objętości rzędu 0,5 μl ,
- zapewnienia wspomnianego stabilnego i powtarzalnego porcjowania cieczy przez dozownik w możliwie najkrótszym, milisekundowym czasie wydzielenia jednej porcji,
- opracowania teoretycznego modelu mikroprzepływu cieczy przez dozownik, spełniającego wymagania przyjętej *a priori* procedury automatycznego mikrodozowania,
- porównania modelu teoretycznego z danymi pochodzącymi z eksperymentalnej weryfikacji zachowań porcjowania cieczy w dostępnych dozownikach,
- przyjęcia zasady automatycznego i ręcznego (programowalnego) sterowania mikrodozowaniem zapewniającej zarówno przemysłowe (produkcyjne), jak i laboratoryjne (diagnostyczne, badawcze, medyczne) aplikacje dostępnego dozownika,
- sprawdzenia przyjętej zasady automatycznego sterowania mikrodozowaniem cieczy o różnych właściwościach (lepkość, gęstość, temperatura itp.) oraz w różnych zmieniających się warunkach środowiskowych tych aplikacji.

Wyniki prezentowanej w artykule pracy magisterskiej są unikalne, a opracowane procesy technologiczne innowacyjne na skalę światową. Ze względu na ich charakter są traktowane jako niejawne, a sama praca jest utajniona, w całości znana jedynie promotorowi i recenzentowi.

2. Mikrodozowniki cieczy

W opisanych badaniach teoretycznej i eksperymentalnej weryfikacji zachowań mikroprzepływów wykorzystano katalogowe dozowniki i ich osprzęt, nie gwarantujące jednak osiągnięcia żądanych mikroobjętości porcjowanej cieczy, np. [18–23]. Typowy katalogowy dozownik zbudowany jest z trzech zespołów:

- głowicy z igłą dozującą i elektrozaworem sterującym przepływem doprowadzonej, mikrodozowanej cieczy (Rys. 2). Zadaniem igły jest ograniczenie natężenia przepływu cieczy i docelowe kierowanie wypływem cieczy. Zadaniem elektrozaworu, membranowego lub suwakowego, zależnie od dozowanej jednostkowo objętości cieczy, jest otwieranie i zamykanie jej przepływu przez głowicę,
- procesorowego sterownika czasowego procesem mikrodozowania, korzystającego z programu obliczającego czas otwarcia elektrozaworu głowicy dozującej, na podstawie wprowadzo-



Rys. 2. Głowica mikrodozownika: a) widok głowicy, b) pojedyncza głowica: 1) igła dozująca, 2) przetwornik elektromechaniczny zaworu, 3) doprowadzenie mikrodozowanej cieczy

Fig. 2. Dispense head: a) view of the head, b) single head: 1) dispense needle, 2) electromechanical valve converter, 3) supply of microdispensing liquid

nych informacji na temat właściwości dozowanej cieczy oraz warunków środowiskowych procesu dozowania,

- generatora ciśnienia powietrza utrzymującego statyczne ciśnienie mikrodozowanej cieczy w zbiorniku dozownika.

Rozwiązania i właściwości głowic dozujących zależą od przyjętych przez producenta obszarów ich aplikacji przemysłowych lub laboratoryjnych, w tym (Tab. 1):

- od rodzaju i funkcji działania elektrozaworu. Stosowane są miniaturowe, dwudrogowe zawory membranowe i suwakowe, o działaniu normalnie otwartym lub normalnie zamkniętym. Zawory są sterowane przetwornikiem elektromechanicznym powodującym zmianę kształtu membrany lub przemieszczenie suwaka zaworu, sygnałem elektrycznym generowanym przez sterownik dozownika [1, 2],
- od ciśnienia cieczy dozowanej, wytworzonego przez generator ciśnienia powietrza lub gazu neutralnego względem cieczy dozowanej. Zakres wartości tego ciśnienia, nazywanego operacyjnym, zawiera się najczęściej pomiędzy 0,05 bar i 3 bar, jego przekroczenie prowadzi do uszkodzenia głowicy,
- od wartości natężenia mikroprzepływu cieczy dozowanej dla maksymalnej wartości ciśnienia operacyjnego dla danego dozownika,
- od wartości objętości jednej porcji cieczy dozowanej. Zgodnie z założeniami mikrodozowania równej lub mniejszej od 0,5 μl ,
- od wartości objętości wewnętrznej dozownika, czyli objętości cieczy w dozowniku w warunkach braku mikroprzepływu. Im mniejsza jest objętość wewnętrzna, tym łatwiejsze wypychanie cieczy do dyszy z zamocowaną igłą i również łatwiejsze płukanie głowicy.

Igły dozujące są wykonywane ze stali wysokostopowej, nierdzewnej lub z tytanu, gwarantujących długą żywotność i przede wszystkim możliwość pracy z cieczami agresywnymi. Igły różnią się kształtem, długością, średnicą wewnętrzną i zewnętrzną (Tab. 2). Istotne, dla procesu mikrodozowania, są wewnętrzne średnice igieł – są to wartości od 0,3 mm do 1,2 mm.

Konstrukcja i materiały głowic i igieł dozujących oraz tych części zaworów, które stykają się z dozowanymi cieczami muszą spełniać normy ISO 13485 [11] oraz ISO 14971 [12] o wyrobach medycznych.

Mikrodozowniki są typowymi produktami mechatronicznymi – są synergiczną kombinacją mechaniki, elektronicznego sterowania i systemowego podejścia do problematyki ich projektowania,

Tab. 1. Parametry techniczne przykładowo wybranej, typowej głowicy dozującej [18]
Tab.1. Technical parameters of an exemplified, typical dispensing head [18]

Parametr	Wartość
Połączenie wyjściowe	wymienna igła dozująca
Połączenie wejściowe	przewód o średnicy zewnętrznej 3 mm
Funkcja zaworu	zawór 2/2, normalnie zamknięty, monostabilny
Kierunek przepływu	odwracalny, z ograniczeniami
Ciśnienie operacyjne [bar]	0,5–2
Średnica wewnętrzna kanału przepływowego [mm]	1,2
Objętość wewnętrzna kanału przepływowego [μl]	21 – w tym zawór z przyłączami dla cieczy
Natężenie przepływu wody [μl/s] przy maksymalnej wartości ciśnienia operacyjnego	5000
Czas przełączania zaworu dozownika: – otwarcie [ms] – zamknięcie [ms]	4 4
Rodzaj sterowania zaworu	elektryczny

Tab.2. Parametry techniczne przykładowo wybranej, typowej igły dozującej [23]
Tab. 2. Technical parameters of an exemplified, typical dispensing needle [23]

Parametr	Wartość
Średnica zewnętrzna [mm]	1,6
Długość [mm]	30
Średnica wewnętrzna [mm]	0,6
Kształt	prosty lub z przewężeniem na wypływie o długości 5 mm i średnicy wewnętrznej 0,3 mm
Normalny przepływ nominalny [l/min]	1,38
Temperatura cieczy [°C]	5–60
Temperatura otoczenia [°C]	5–60

wykonania i aplikacji [2]. To podejście integruje trzy techniki stosowane w każdym dozowniku, wspomnianą mechaniczną oraz pneumatyczną [2, 3, 8] i hydrauliczną [1, 5, 10], nadzorowane procesorowym, programowalnym sterownikiem korzystającym z teoretycznych zależności opisujących mikroprzepływy cieczy oraz wyniki eksperymentalnych badań tych przepływów w modelowych wykonaniach dozowników [17].

3. Teoretyczny model opisujący przepływy mikrodozowanej cieczy

W praktyce przemysłowej przyjęto stosowanie dwóch metod automatycznego sterowania procesami porcjowania cieczy. Pierwsza, opracowana jeszcze w latach 80. XX w., wykorzystuje pompy komorowo-wirowe pozwalające odmierzać porcje cieczy mierząc kąt obrotu pompy pracującej w układzie serwomechanizmu elektropneumatycznego [4, 9] lub współcześnie serwomechanizmu elektrycznego. Zastosowanie pomp hydraulicznych [15] wyklucza porcjowanie cieczy zawierających drobiny stałe, np. cząstki owoców w jogurcie, w przemyśle spożywczym. Pompy komorowe, pozwalają porcjować objętości okołolitrowe, nawet ze wspomnianymi drobinami stałymi, nie sprzyjają jednak zdecydowanie dokładności i powtarzalności mikrodozowania. Drugą metodą, którą zaczęto zajmować się

intensywnie na przełomie stuleci, ze względu na potrzeby inżynierii biomedycznej i rozwijającego się przemysłu farmaceutycznego, to sterowanie czasowe, pozwalające przy zachowaniu, jak już wspomniano poprzednio, stabilnego przepływu cieczy oddzielać porcje cieczy rzędu 1 μl, czyli 1 mm³.

W tej drugiej metodzie określenia odstępu czasowego między otwarciem i zamknięciem elektrohydraulicznego zaworu porcjującego przepływ, sprzętowo znanego z rozwiązań współczesnej elektrohydrauliki i hydrotroniki [1, 5], dokonuje się w oparciu o teoretyczny model przepływu cieczy hydraulicznych, także powszechnie znany i wykorzystywany w praktyce przemysłowego projektowania urządzeń i maszyn elektrohydraulicznych [1, 10, 16].

Poniżej przedstawiono najważniejsze zależności, zjawiska i współczynniki charakteryzujące wspomniany model przepływu cieczy oraz ich opis dostosowany do mikroprzepływów, wykorzystany w kalkulatorze procesorowego sterownika procesem mikrodozowania [17]:

– równanie ciągłości (równanie zachowania masy)

Q_{m1} = Q_{m2}, \quad \text{czyli} \quad A_1 \rho_1 v_1 = A_2 \rho_2 v_2, \tag{1}

gdzie Q_m – masowe natężenie przepływu, v – prędkość przepływu, A – powierzchnie, przez które przepływa ciecz, ρ – gęstość cieczy (Rys. 3).



Rys. 3. Szkic sytuacyjny przepływu cieczy przez objętości wewnętrzne głowicy dozownika i igły dozującej

Fig. 3. A situational sketch of the liquid flow through the internal volumes of the dispensing head and dispensing needle

Jeżeli założyć, że gęstość dozowanej cieczy jest stała, czyli ta ciecz jest nieściśliwa, to oznacza także, że przepływy masowe przez powierzchnie A_1 i A_2 (Rys. 3) są równe. Nazywane jest to bilansem masowych natężeń przepływu. W stanach nieustalonych, w zależności (1) należy po stronie wypływów dodać wartości natężenia wynikające z gromadzenia (lub oddawania) cieczy w (lub z) objętości kontrolnej R (Rys. 4), spowodowane ściśliwością lub przyleganiem cieczy do ścianek objętości wewnętrznych głowicy dozownika lub tylko objętości wewnętrznej igły dozującej,

– zasada zachowania energii (równanie Bernoulliego), w odniesieniu do strumienia cieczy nielepkiej i nieściśliwej, o jednowymiarowym, stacjonarnym przepływie bez strat (to znaczy, że w każdym miejscu prędkość ruchu cieczy pozostaje stała), wyraża się hipotetyczną zależnością

$$E_c = V(\rho gz + p + \frac{\rho v^2}{2}) = \text{const} \quad \text{lub} \quad \text{dla } \rho = \text{const} \quad \gamma z + p + \frac{\rho v^2}{2} = \text{const}, \quad (2)$$

gdzie E_c – energia całkowita odniesiona do jednostki objętości cieczy, ρ – gęstość cieczy, g – przyspieszenie grawitacyjne, z – poziom cieczy, p – ciśnienie cieczy, v – prędkość przepływu, V – objętość cieczy w przestrzeni kontrolnej (jak wyżej).

Pierwszy człon zależności (2) odnosi się do energii ciśnienia hydrostatycznego (położenia przepływu), drugi – do energii ciśnienia statycznego, trzeci – do energii ciśnienia dynamicznego. Ciśnienie hydrostatyczne wywierane jest prostopadle do kierunku przepływu, natomiast ciśnienie dynamiczne – równolegle. Skoro ich suma jest stała, oznacza to, że w obszarach większej prędkości przepływu, ciśnienie statyczne będzie mniejsze. Przy pominięciu dodatkowych strat w porównywanych przekrojach, zapewniona ma być równość energii całkowitych (3)

$$E_{c1} = E_{c2}, \quad \text{czyli} \quad V\rho gz_1 + Vp_1 + V\frac{\rho v_1^2}{2} = V\rho gz_2 + Vp_2 + V\frac{\rho v_2^2}{2} = \text{const}. \quad (3)$$

Przepływ cieczy rzeczywistych generuje jednak wspomniane straty energii (np. z powodu lepkości, także spadku ciśnienia), dlatego po prawej stronie równania dodaje się składnik rekompensujący straty Δp_s , wtedy $p_1 + \frac{\rho v_1^2}{2} \approx p_2 + \frac{\rho v_2^2}{2}$ (ciśnienie

hydrostatyczne jest tu często pomijane, ponieważ jest kilka rzędów wartości mniejsze niż ciśnienia pozostałe). Równanie po odpowiednich przekształceniach wykorzystuje się do obliczenia średniej prędkości strumienia cieczy w danym przekroju przez pomiar różnicy (spadku) ciśnienia w przepływie – może to dotyczyć np. przypadku dozownika ze zwężoną na pewnym odcinku igłą dozującą (Rys. 3, Tab. 2),

– objętościowe natężenie przepływu Q . Przepływ cieczy rzeczywistych generuje straty energii, które pomniejszają końcową energię całkowitą, jednocześnie przekrój strumienia cieczy nie odpowiada geometrycznym wymiarom materialnego przekroju przepływu, przez przyleganie pewnej warstwy cieczy do ścianek objętości wewnętrznych dozownika i igły dozującej (Rys. 4). Jest to uwzględnione przez współczynnik przepływu Q , który przez wartość $\alpha < 1$ uwzględnia występowanie wymienionych strat. Niestety, zarówno zjawisko kontrakcji przepływu, jak i te inne straty są w praktyce niemierzalne – trudno jest wyznaczyć wartość każdego czynnika obniżającego energię całkowitą. Z tego powodu współczynnik przepływu musi być przyjęty na podstawie doświadczonych w praktyce wartości, co pozwala na określenie wpływu wszystkich zaburzeń przepływu jednocześnie. Upraszcza to równanie Bernoulliego, wnosząc jednak wyraźne niedokładności tego opisu teoretycznego. Objętościowe natężenie przepływu, z wymienionymi uproszczeniami, można wyrazić następującymi zależnościami

$$Q = A_3 v_3 = \alpha A_2 \sqrt{\frac{2}{\rho} \sqrt{(p_1 - p_4)}}, \quad \text{jeżeli } p_1 \geq p_4 \quad (4)$$

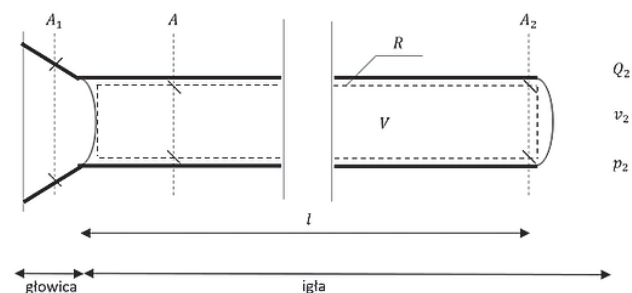
i ogólnie

$$Q = \alpha A_2 \sqrt{\frac{2}{\rho} \sqrt{(p_1 - p_4)} \text{sgn}(p_1 - p_4)}, \quad \text{jeżeli } A_2 \geq 0, \quad (5)$$

– zasada zachowania pędu masy m strumienia cieczy, poruszającej się z prędkością v , równa jest sumie sił działających na układ

$$\sum F = \frac{d(mv)}{dt}, \quad \text{lub} \quad \frac{d(mv)}{dt} = v \frac{dm}{dt} + m \frac{d(v)}{dt}, \quad (6)$$

gdzie F – wypadkowa sił działających na układ, m – masa, v – prędkość poruszającej się masy cieczy, t – czas.



Rys. 4. Szkic sytuacyjny przepływu cieczy przez objętość wewnętrzną igły dozującej: R – powierzchnia wewnętrzna objętości igły, otaczająca rzeczywisty przepływ cieczy, $A < A_1$ – powierzchnia przekroju przepływu wewnątrz igły, l – długość igły dozującej

Fig. 4. A situational sketch of the liquid flow through the internal volume of the dispensing needle: R – internal surface of the needle volume, surrounding the actual liquid flow, $A < A_1$ – cross-sectional area of the flow inside the needle, l – length of the dispensing needle

W praktyce hydrauliki konwencjonalnej zasadę zachowania pędu wyraża się zależnością wiążącą wielkości mierzalne w technice płynowej, czyli pochodną po czasie iloczynu mv , przyjmując wspomniany uprzednio uproszczony model powierzchni kontrolnej R , otaczającej rzeczywistą, wewnętrzną część przepływu oraz oddziaływanie tego strumienia z przestrzenią R na otoczenie. Po przekształceniach opisu części stacjonarnej i niestacjonarnej przepływu zależność opisującą zasadę zachowania pędu podaje się w następującej postaci [1]

$$\sum F = v\rho Q + \rho l \frac{dQ}{dt}, \quad (7)$$

gdzie F – wypadkowa sił wg (4.7), v – prędkość wg (7), ρ – gęstość cieczy, Q – objętościowe natężenie przepływu wg (4) i (5), l – długość analizowanego obszaru, w tym przypadku długość igły dozującej. Znak części niestacjonarnej określa pochodna objętościowego natężenia przepływu, natomiast znak części stacjonarnej określa zgodność wektora prędkości z normalną do przepływanej powierzchni – jeśli jest zgodny to wartość wyrażenia jest dodawana, w przeciwnym przypadku ta wartość jest odejmowana,

– straty hydrauliczne – zależą od rodzaju przepływu, uwarstwowionego (laminarnego) lub burzliwego (turbulentnego). Fizycznie, o rodzaju przepływu, decyduje przebieg pojedynczych strug w strumieniu przepływającej cieczy. Analitycznie, o laminarności lub turbulentności przepływu decyduje liczba Reynoldsa Re ,

$$Re = v \frac{d_n}{\nu} \quad (8)$$

gdzie v – średnia prędkość przepływu, ν – współczynnik lepkości kinematycznej, d_n – tzw. średnica hydrauliczna

wyrażona przez $d_n = \frac{4A}{u}$, gdzie A – pole przekroju przewodu,

u – obwód tzw. powierzchni zwilżonej, w omawianym przypadku powierzchni przestrzeni R istniejącego przepływu w igle dozującej (Rys. 4). W pierwszym etapie przepływu cieczy przez dozownik, przed igłą dozującą, można przyjąć, że występuje tu przepływ laminarny, który kształtuje się w pełni na odcinku o długości $l_i \approx 0,058dRe$, w przypadku prostego i gładkiego odcinka przewodu wewnętrznego dozownika, licząc od miejsca zaistnienia warunków takiego przepływu. Teoretycznie, po przejściu z objętości wewnętrznego dozownika do objętości wewnętrznej igły, po przekroczeniu wartości krytycznej Re_{kr} może nastąpić przejście z przepływu uwarstwowionego w burzliwy. Formowanie takiego przepływu turbulentnego odbywa się na odcinku $l_t \approx (10; 20)d$, czyli w przypadku igły o średnicy wewnętrznej 0,6 mm (Tab. 2), od 6 mm do 12 mm przy długości igły 30 mm. W praktyce konwencjonalnej hydrauliki wartości krytyczne Re_{kr} różnią się w zależności od elementu, przez który następuje przepływ, ze względu na istnienie różnego rodzaju oporów (np. kształtu przewodu), powodujących zawirowania i zmniejszających tę wartość. Dla prostej, gładkiej rury wynosi ona $Re_{kr} = 2300$, natomiast w różnych elementach urządzeń hydraulicznych zmniejsza się nawet do około 150–300. Dla gładkiej i prostej rury, którą jest igła dozująca, można jednak przyjąć, że przepływ burzliwy w ogóle nie wystąpi, tym bardziej, że średnica wewnętrzna przepływu w głowicy dozownika jest kilkakrotnie większa od średnicy wewnętrznej igły dozującej,

– straty mocy strumienia cieczy powstające przy przepływie dzieli się na straty liniowe (przepływ przez odcinki proste) i straty miejscowe (przepływ przez zakrzywienia, przewężenia). Jeśli w układzie następuje szeregowo po sobie kilka oporów hydraulicznych, które powodują spadek ciśnienia, wtedy stracona moc wyraża się zależnością

$$P_{st} = Q \sum_{i=1}^n \Delta p_i, \quad (9)$$

gdzie P_{st} – moc stracona, Q – objętościowe natężenie przepływu cieczy, Δp_i – spadek ciśnienia. Utracona moc zamieniana jest na ciepło.

Liniowe straty ciśnienia wyrażają się zależnością

$$\Delta p_l = \lambda \frac{l}{d} \frac{\rho v^2}{2}, \quad (10)$$

gdzie λ – współczynnik strat liniowych, l – długość rury, d – średnica wewnętrzna, ρ – gęstość cieczy, v – średnia

prędkość przepływu. Współczynnik λ jest zależny od liczby Reynoldsa, $\lambda = Re(\lambda)$. Im większa chropowatość wewnętrznej ściany przewodu, tym większa wartość współczynnika. W praktyce przyjmuje się w przybliżeniu:

$$\begin{cases} \lambda = \frac{64}{Re} & \text{dla } Re < 2000 \\ \lambda = \frac{0,3165}{Re^{0,25}} \text{ lub } \lambda = 0,025 & \text{dla } Re > 2000. \end{cases} \quad (11)$$

Miejscowe straty ciśnienia Δp_m , w obszarach lokalnych zaburzeń przepływu (zmiany kierunku lub prędkości), wyrażają się zależnością

$$\Delta p_m = \xi \frac{\rho v^2}{2}, \quad (12)$$

gdzie ξ – współczynnik strat miejscowych, ρ – gęstość cieczy, v – średnia prędkość przepływu. Współczynnik strat miejscowych przyjmuje się jako stały, a jego wartość jest różna w zależności od rodzaju napotkanego oporu,

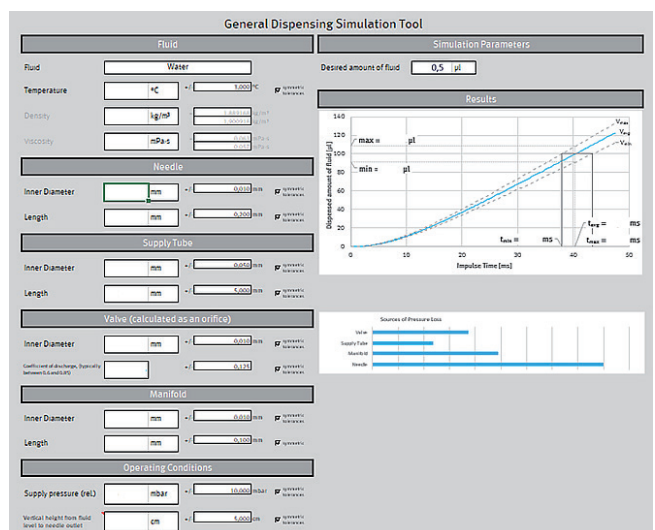
– opory liniowe – grupa oporów charakteryzująca się natężeniem przepływu wprost proporcjonalnego do spadku ciśnienia. W omawianym rozwiązaniu dozownika i igły dozującej, zachowania występującego przepływu (jak wyżej to już sformułowano) można opisać zależnością opisującą zachowania przepływów kapilarnych, na przykład dla igły dozującej

$$Q = \frac{\pi d^4 (p_1 - p_2)}{128 \mu l}, \quad (13)$$

gdzie Q – objętościowe natężenie przepływu, p_1 – ciśnienie na wejściu do kapilary, p_2 – ciśnienie na wyjściu z kapilary, d – średnica kapilary, l – długość kapilary (Rys. 3 i 4).

Z wykorzystaniem podanych zależności teoretycznych opracowany został wspomniany już kalkulator procesorowego sterownika czasem otwarcia przepływu dozowanej cieczy (Rys. 5). W programie kalkulatora uwzględniono następujące parametry, ich zakresy wartości i tolerancje – dotyczące:

- mikrodozowanej cieczy: temperatura, gęstość i lepkość,
- igły dozującej: średnica wewnętrzna i długość,



Rys. 5. Zrzut ekranu interfejsu kalkulatora procesorowego sterownika czasowego procesu mikrodozowania cieczy o przykładowo zadanej objętości

Fig. 5. The interface screenshot of the developed calculator returning the theoretical valve opening time in order to obtain, for example, a given volume of liquid

- przewodu doprowadzającego ciecz do dozownika: średnica wewnętrzna i działanie zaworu traktowane jako działanie przykładowej kryzy w przewodzie,
- zaworu otwierającego/zamykającego przepływ cieczy w głowicy dozownika: zawór traktowany jak kryza (współczynnik dławienia w trakcie przepływu) i średnica wewnętrzna,
- kolektora przepływu wewnątrz głowicy dozownika: średnica wewnętrzna i długość,
- parametrów operacyjnych: ciśnienie powietrza wypychające ciecz z pojemnika, wytwarzane przez generator lub zespół przygotowania powietrza z zaworem bezpieczeństwa.

Kalkulator, na podstawie wymienionych informacji, powiązanych podanymi zależnościami, oblicza i prezentuje wykres, pozwalający określić minimalny, średni i maksymalny czas otwarcia zaworu, mający zapewnić żadaną objętość mikrodozowanej cieczy [17]. Dodatkowo generowany jest wykres słupkowy obrazujący wielkość wpływu na wynik dozowania czterech głównych zespołów dozownika, tzn. dozowanej objętości, przewodu doprowadzającego ciecz do głowicy, kolektora i zaworu w głowicy oraz igły dozującej. Ma to służyć dodatkową (częściowo intuicyjną) pomocą operatorowi w wyborze konkretnych parametrów określających działanie dozownika.

4. Eksperymentalna weryfikacja jakości mikrodozowania cieczy

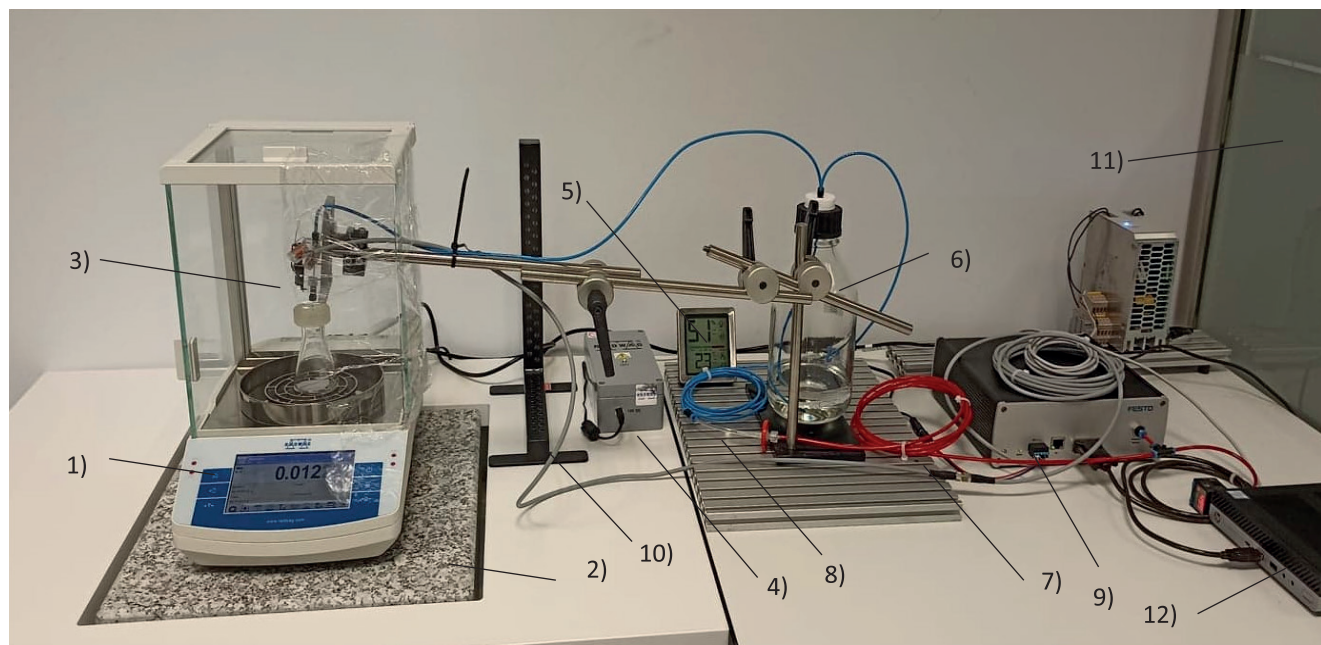
Biorąc pod uwagę opisany w poprzednim rozdziale sposób nastawiania czasu dla uzyskania żądanej objętości mikrodozowanej cieczy można przyjąć, że odnosząc się do teoretycznych zależności i silnie intuicyjnego wyboru wartości tego czasu, nie gwarantuje on uzyskania stabilnego i powtarzalnego wyniku dla założonych mikroobjętości cieczy. Nieznane są dokładne wartości współczynników charakteryzujących te cieczy i ich przepływy w konkretnym sprzęcie składającym się na istniejący rzeczywiście dozownik oraz wartości tworzących

się zaburzeń i generowanych strat, co musi rzutować na znaczne rozbieżności pomiędzy oczekiwanymi i uzyskiwanymi wynikami.

Ten sposób prowadzenia procesu mikrodozowania, dotycząc zjawisk dziejących się docelowo w procesach biomedycznych, szczególnie waży w procedurach wytwarzania farmaceutyków i produktów pokrewnych oraz bezpośrednio w medycynie diagnostycznej i leczniczej. Niedokładności, szczególnie brak powtarzalności mikrodozowanych porcji cieczy, są w tych procesach, w stosunku do wartości założonych porcji całkowicie nie akceptowalne [11–13]. Konieczna staje się więc eksperymentalna weryfikacja zachowań procesu mikrodozowania prowadzonego z użyciem dostępnego sprzętu i mediów, w tym konkretnej dozowanej cieczy oraz warunków środowiskowych prowadzenia tego procesu. Dopiero te doświadczalnie określone wartości mogą być wykorzystane w kalkulatorze procesorowego sterownika czasowego procesem mikrodozowania [17].

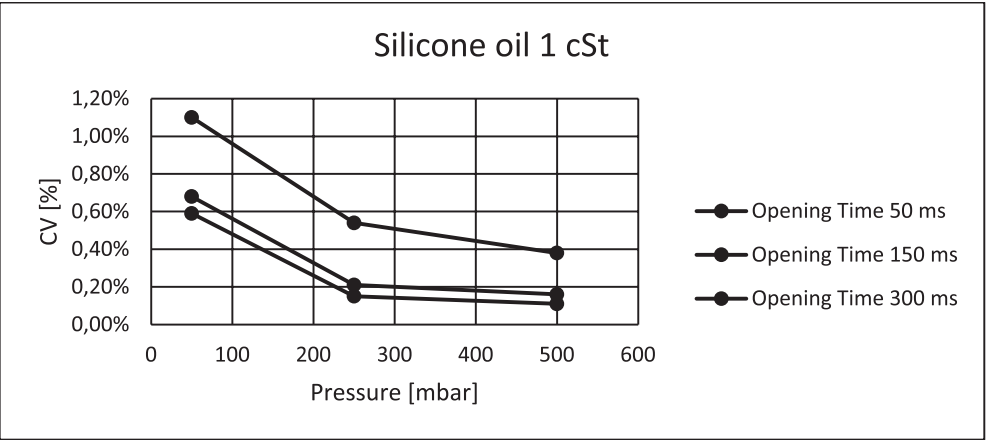
Metodykę badań eksperymentalnych zaplanowano zgodnie z zasadami podanymi w normie PN-EN ISO/17025 [13]. Określono, jakie parametry mają zostać poddane analizie ich wartości oraz jaka powinna być liczba punktów pomiarowych dla każdego parametru. Dobrano wspomniane parametry tak, by zbudować niemal uniwersalny zestaw odpowiadający możliwościom technicznym każdego testowanego dozownika. Dzięki temu możliwe jest porównanie wyników testów w takich samych punktach pomiarowych. Podstawowy zestaw parametrów, ich wartości lub ich modyfikacji podzielono na dwie grupy: o wartościach stałych i wartościach zmiennych, w zależności od rodzaju głowicy dozownika i osprzętu towarzyszącego.

Określono, że miarą oceny zachowania cieczy podczas jej mikroprzepływów ma być objętość mikrodozowanych porcji (nazywanych także dozami), czas potrzebny na otrzymanie zadanej objętości oraz ocena wizualna obejmująca między innymi obserwację rozbryzgów i tworzenia się kropli. Przyjęto założenie, że najczęściej zmienianym się parametrem było ciśnienie operacyjne cieczy, powiązane z ciśnieniem powietrza a najrzadziej lepkość wybranej cieczy.



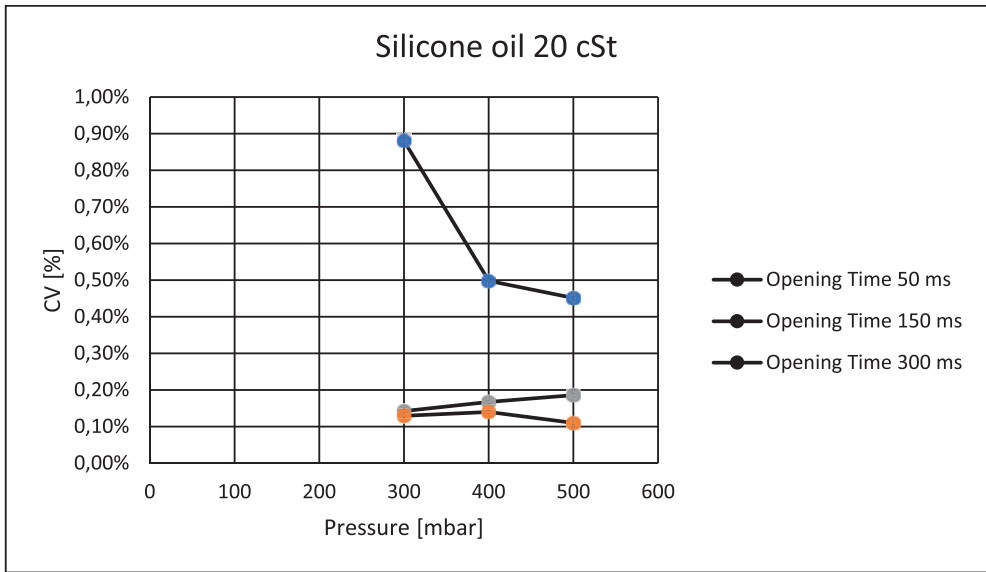
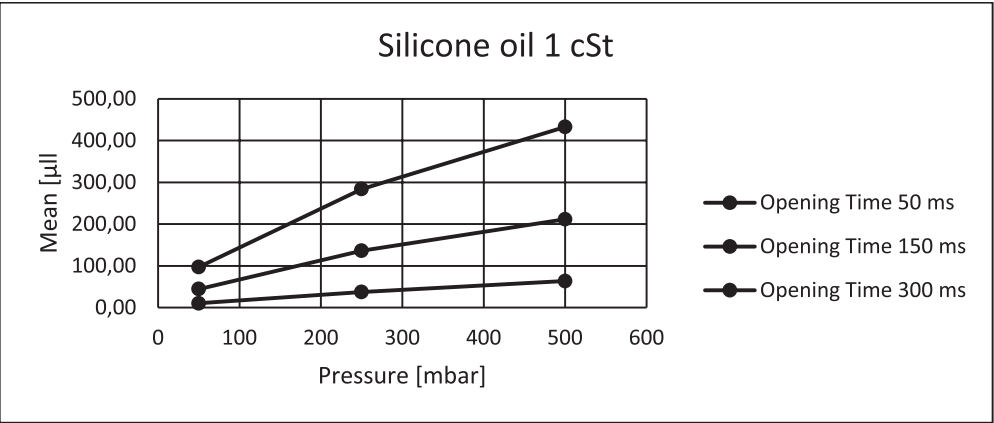
Rys. 6. Stanowisko pomiarowe eksperymentalnej weryfikacji jakości mikrodozowania cieczy: 1) cyfrowa waga analityczna, 2) granitowa płyta podstawy wagi, 3) dozownik mikroprzepływu, 4) zasilacz jonizatora, 5) higrometr, 6) szklany pojemnik badanej cieczy, z doprowadzonym powietrzem wymuszającym ciśnienie przepływu, 7) przewód doprowadzający ciecz do dozownika, 8) przewód doprowadzający powietrze do pojemnika z cieczą, 9) generator ciśnienia powietrza, 10) jonizator powietrza, 11) ścianki stanowiska zapewniające stabilne warunki środowiskowe, 12) komputer stanowiska

Fig. 6. Measuring station for the experimental verification of the quality of microdispensing of liquids: 1) digital analytical balance, 2) granite base plate of the balance, 3) microflow dispenser, 4) ionizer power supply, 5) hygrometer, 6) glass container of the tested liquid, with supplied air forcing the flow pressure, 7) liquid supply line to the dispenser, 8) air supply line to the liquid container, 9) air pressure generator, 10) air ionizer, 11) station walls ensuring stable environmental conditions, 12) station computer



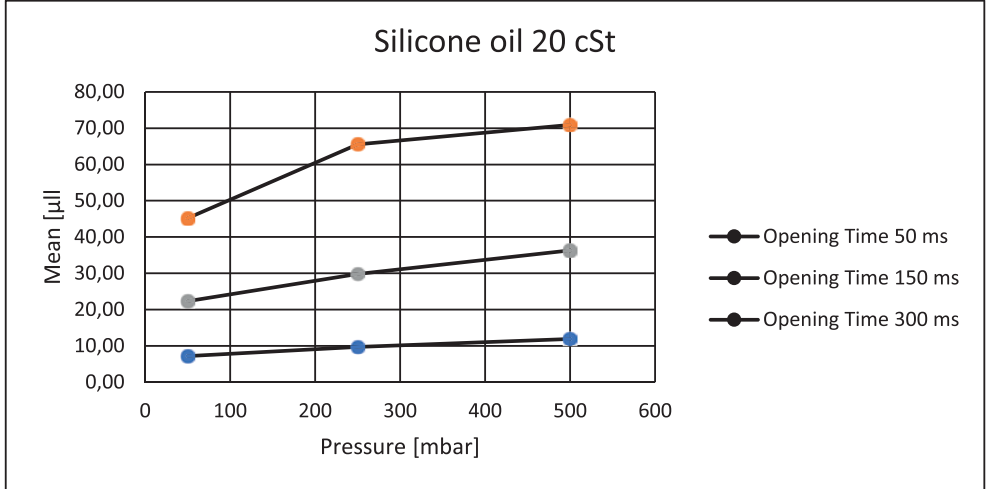
Rys. 7. Współczynnik zmienności CV (wykres górny) oraz średnia arytmetyczna objętości dozy (wykres dolny), zależne od ciśnienia operacyjnego, dla stałych czasów otwarcia, dla igły o średnicy wewnętrznej 0,6 mm i długości 30 mm oraz oleju silikonowego o lepkości 1 cSt i gęstości 0,816 g/cm³

Fig. 7. Coefficient of variation CV (upper diagram) and arithmetic mean of the dose (lower diagram), depending on the operating pressure, for constant opening times for a needle with an internal diameter of 0.6 mm and 30 mm long and for silicone oil with a viscosity of 1 cSt and a density of 0.816 g/cm³



Rys. 8. Współczynnik zmienności CV (wykres górny) oraz średnia arytmetyczna objętości dozy (wykres dolny) zależne od ciśnienia operacyjnego, dla stałych czasów otwarcia, dla igły o średnicy wewnętrznej 0,6 mm i długości 30 mm oraz oleju silikonowego o lepkości 20 cSt i gęstości 0,955 g/cm³

Fig. 8. Coefficient of variation CV (upper diagram) and arithmetic mean of the dose volume (lower diagram), depending on the operating pressure, for constant opening times, for a needle with an internal diameter of 0.6 mm and a length of 30 mm and silicone oil with a viscosity of 20 cSt and a density of 0.955 g/cm³



W zestawionym stanowisku pomiarowym (Rys. 6) mikrodozowano kolejne porcje cieczy do szklanego naczynia znajdującego się na talerzu cyfrowej wagi analitycznej o dokładności ważenia 10^{-5} g. Pojedyncza seria danych składa się z 30 mikrodozowanych porcji. Wyniki ich ważenia zapisuje się do cyfrowego arkusza kalkulacyjnego, w którym znajduje się również opis testu: numer, data, temperatura, wilgotność powietrza, temperatura powietrza, dozownik wraz z osprzętem, rodzaj igły, rodzaj cieczy i jej lepkość i ciśnienie oraz czas otwarcia przepływu. Na podstawie zebranych danych, określano wartość minimalną, wartość maksymalną, średnią arytmetyczną oraz współczynnik zmienności pomiarów CV (ang. *Coefficient of Variation*). Dla obliczenia tego współczynnika wybrano wyrażenie [17]

$$CV = \frac{\sigma}{\bar{x}} 100 \%, \quad (14)$$

gdzie σ odchylenie standardowe, \bar{x} – średnia arytmetyczna danej serii pomiarów.

Proces mikrodozowania rozpoczyna się w momencie wytworzenia ciśnienia powietrza operacyjnego przez generator ciśnienia lub zespół przygotowania powietrza w warunkach dostępu do sieci sprężonego powietrza. Sprężone powietrze doprowadzone jest przewodem do zbiornika z dozowaną cieczą i napierając na nią w zbiorniku, wypycha ją przez drugi przewód, zanurzony w cieczy w zbiorniku i doprowadza ją do sterowanej elektronicznie głowicy dozującej. Dla kontroli ciśnienia operacyjnego (od 50 do 3000 mbar) oraz poprawności działania systemu sprężonego powietrza zainstalowano w stanowisku dwa sensory: wartości ciśnienia operacyjnego i przepływu powietrza do zbiornika z dozowaną cieczą (Rys. 6).

Ze względu na wykorzystanie pomiaru masy mikrodozowanej porcji cieczy (Q_m), jej objętość (Q) liczono następującą zależnością

$$Q = Kv \sqrt{\frac{1000 \Delta p}{\rho}}, \quad (15)$$

gdzie Kv – współczynnik przepływu [m^3/h], Δp – spadek ciśnienia w barach, ρ – gęstość cieczy [kg/m^3].

Obszerność wykonanych i prowadzonych nadal badań eksperymentalnych i ich analizy [17], skłoniła autorów do przedstawienia tylko skąpo wybranych informacji z czterech grup tych badań i analiz, które wydają się być najbardziej istotnymi dla zachowania mikroprzepływów i jakości mikrodozowania cieczy: – badań związanych z wpływem ciśnienia operacyjnego. Konstrukcja głowicy pozwala na przyłożenie ciśnienia z zakresu 0–500 mbar. Testy wykonano dla trzech ciśnień o wartościach 50 mbar, 250 mbar oraz 500 mbar, trzech czasów otwarcia o długości 50 ms, 150 ms i 300 ms oraz pozosta-

- badań związanych z zachowaniem progu ciśnienia, po którym następuje zmiana sposobu przepływu cieczy. W przypadku stopniowego obniżania ciśnienia, z obszaru przepływu strumieniowego do obszaru przepływu kropłowego, wartość progu jest niższa niż w przeciwnym kierunku. Wynika to z faktu, że ciecz pozostaje w swoim stanie jak najdłużej, jeśli sprzyjają ku temu warunki. Z tego powodu ciecz pozostaje w przepływie kropłowym lub strumieniowym tak długo, jak to jest możliwe. W związku z tym wartość, po przekroczeniu której zmienia się postać przepływu, jest zmienna (Rys. 9),
- badań różnic między czasem otwarcia zaworu ustawionym doświadczalnie za pomocą odpowiedniego oprogramowania a czasem otwarcia zwróconym przez kalkulator dla tych samych mikrodozowanych objętości. Obserwuje się znaczne rozbieżności między tymi dwoma wartościami, które wskazują na konieczność prowadzenia badań w celu doświadczalnego wyznaczenia faktycznych współczynników opisujących mikroprzepływy przez dozownik. Występujące różnice mogą wynikać z wielu czynników, których wpływ nie jest obserwowany przy większych przepływach, np. zwężenie średnicy przepływu przez nieruchomą warstwę cieczy wynikającą z przyciągania międzycząsteczkowego (Rys. 10),
- badań związanych z poziomem wypełnienia zbiornika z cieczą. Testy wykonywano dla trzech poziomów wypełnienia: 200 ml, 500 ml i 900 ml. Zaobserwowano m.in. wpływ działania poduszki powietrznej, absorbującej wahania ciśnienia doprowadzonego do zbiornika, na wysokość współczynnika zmienności CV oraz wpływ działania ciśnienia hydrostatycznego na masę wydostawianych porcji (Rys. 11, Rys. 12).

5. Podsumowanie

Prowadzone w opisanym projekcie badania nad mikroprzepływami wybranych cieczy umożliwiły określenie rozbieżności między znanymi w elektrohydraulice i hydrotronice formułami teoretycznymi i ich modelami a obserwowanymi w praktyce zjawiskami mikroprzepływu tych cieczy przez przebadane głowice i igły dozowników.

W badaniach zostały użyte ciecze o ściśle określonych właściwościach oraz uwzględnione zmienne parametry sprzętowe i środowiskowe wpływające na ich przepływy. Założeniem tych badań było osiągnięcie stabilnego i powtarzalnego mikrodozowania porcji tych cieczy o objętości 0,5 μl . Metodyka badań objęła serię eksperymentów porównawczych, które pozwoliły określić wpływ wartości wybranych i pomierzonych parametrów, wprowadzanych następnie do kalkulatora procesorowego sterownika czasowego procesem mikrodozowania. Na podstawie wyników możliwe było określenie różnic wynikających z konstrukcji głowic oraz sprawdzenie powtarzalności obserwowanych wcześniej zjawisk w trakcie korzystania z teoretycznego modelu opisującego przepływy cieczy dla czasowego sterowania procesem mikrodozowania.

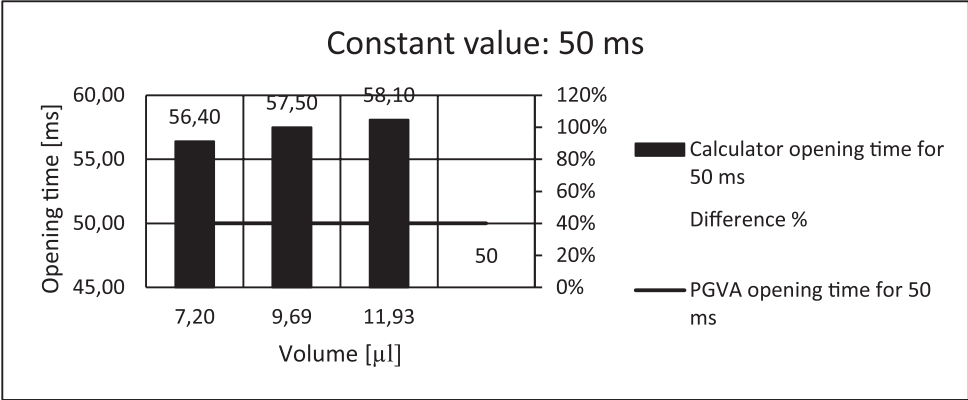
Najbardziej istotnymi obserwacjami dla jakości mikrodozowania cieczy okazały się [17]:

- niezgodność dozowanej objętości cieczy, nastawionej przez czas otwarcia przepływu za pomocą oprogramowania uwzględniającego wyniki badań eksperymentalnych, z objętością nastawioną przez oprogramowanie kalkulacyjne, korzystające z podanych zależności teoretycznych,
- także, spodziewaną z powyższych względów, niezgodność dwóch czasów otwarcia przepływu dla tej samej żądanej objętości jednej porcji cieczy, nastawianych zależnościami modelu teoretycznego i modelu wynikającego z badań eksperymentalnych,



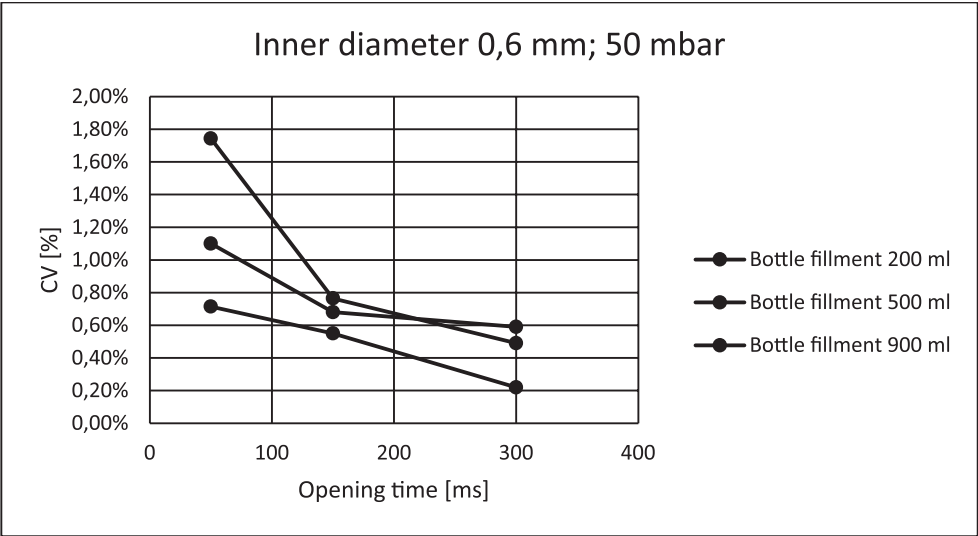
Rys. 9. Zachowanie progu wartości ciśnienia pomiędzy przepływem strumieniowym a kropłowym dla oleju silikonowego o lepkości 20 cSt i igły o średnicy wewnętrznej 0,6 mm i długości 30 mm

Fig. 9. Maintaining the pressure threshold between stream and drop flow for silicone oil with a viscosity of 20 cSt and needle with an internal diameter of 0.6 mm and a length of 30 mm



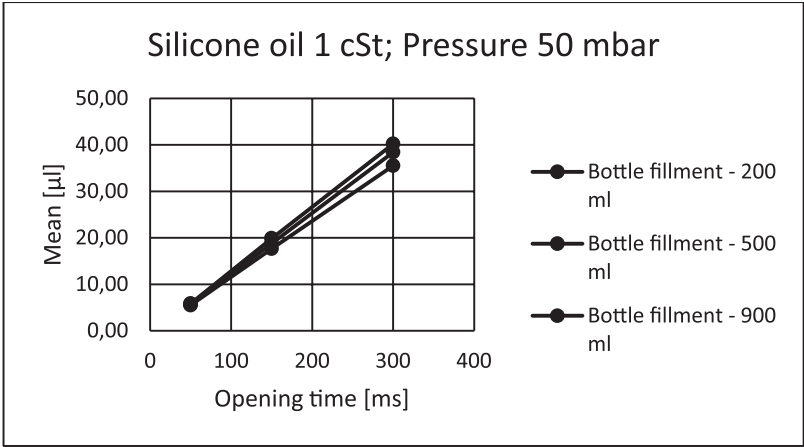
Rys. 10. Porównanie pomiędzy czasem otwarcia przepływu przez dozownik ustawionym doświadczalnie (żółty wykres liniowy) a czasem otwarcia zwróconym przez kalkulator (czerwony wykres kolumnowy) dla oleju silikonowego 20 cSt, igły dozującej o średnicy 0,6 mm i czasu otwarcia równego 50 ms

Fig. 10. Comparison between the opening time of the flow through the dispenser set experimentally (yellow line graph) and the opening time returned by the calculator (red bar graph) for 20 cSt silicone oil, a dispensing needle with a diameter of 0.6 mm and an opening time of 50 ms



Rys. 11. Różnice między wartościami współczynnika CV pomiędzy różnymi poziomami wypełnienia zbiornika dla oleju silikonowego o lepkości 1 cSt, igły dozującej o średnicy wewnętrznej 0,6 mm oraz zmiennego czasu otwarcia

Fig. 11. Differences between the values of the CV coefficient between different fill levels of the tank for silicone oil with a viscosity of 1 cSt, a dispensing needle with an internal diameter of 0.6 mm and a variable opening time

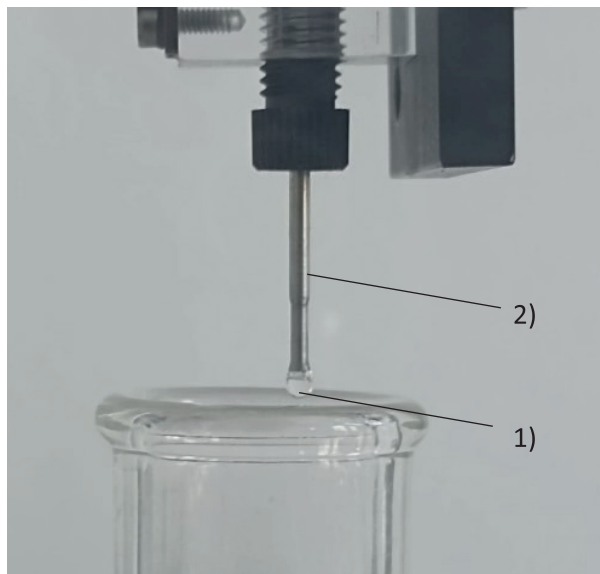


Rys. 12. Różnice w ilości mikrodozowanej cieczy pomiędzy różnymi poziomami wypełnienia zbiornika dla oleju silikonowego o lepkości 1 cSt, zwężonej igły dozującej o średnicy wewnętrznej 0,3 mm oraz zmiennego czasu otwarcia

Fig. 12. Differences in the amount of microdosed liquid between different tank fill levels for 1 cSt silicone oil, 0.3 mm ID tapered dispensing needle, and variable open time

- eksponentyjalny wzrost mikrodozowanej objętości cieczy w miarę wzrostu ciśnienia wypychającego ciecz o dużej lepkości. Zjawisko jest ciekawe ze względu na niezgodność charakteru tego wzrostu z modelem teoretycznym, zakładającym jego pierwiastkowy przebieg,
- występowanie tym większego gradientu opisanego wyżej eksponentyjalnego charakteru wzrostu mikrodozowanej objętości cieczy, im większa jest średnica wewnętrzna igły dozującej,
- brak formowania strumienia cieczy, przy małej wartości jej ciśnienia. Obserwowany jest tu mikroprzepływ w formie spadających po sobie kropli – kolejne otwarcia przepływu nie formują porcji o żądanej objętości, a jedynie zasilają tworzącą

- się wokół wyjścia wypływu z igły kroplę (Rys. 13), która po osiągnięciu odpowiedniej masy spada,
- tłumaczące podane wyżej obserwacje, zjawisko zmniejszania średnicy powierzchni mikroprzepływu cieczy, wywołane prawdopodobnie przez nieruchomą, przylegającą do ścianek igły dozującej, warstwę cieczy powstającą na skutek przyciągania międzycząsteczkowego na granicy ścianek igły i wypełniającej ją cieczy. Zjawisko może mieć szczególne znaczenie w przypadku igieł dozujących o bardzo małej średnicy wewnętrznej, np. przewężenia na wypływie o długości 5 mm i średnicy wewnętrznej 0,3 mm w przypadku igły opisanej w Tab. 2. Konieczne jest tu przeprowadzenie dodatkowych badań eksperymentalnych dla określenia grubości tej nieruchomej warstwy



Rys. 13. Kropla (1) oleju silikonowego o lepkości 20 cSt tworząca się na wypływie cieczy z igły dozującej (2)

Fig. 13. A drop (1) of silicone oil with a viscosity of 20 cSt formed on the outflow of the liquid from the dispense needle (2)

cieczy – nie jest możliwe określenie tej wartości, odnosząc się jedynie do teoretycznych zależności i dostępnej wiedzy.

Zebrane dane i wiedza wynikająca z przeprowadzonych badań pozwalają na dobranie najbardziej optymalnych nastaw dla szerokiego zakresu wartości objętości mikrodozowanej cieczy, gwarantując najlepszą powtarzalność i najniższy współczynnik zmienności CV zarówno w obrębie jednej serii mikrodozowań, jak i między seriami wykonanymi w odmiennych warunkach środowiskowych. Na rozwiązanie problemów mikrodozowania oczekują pilnie wytwórcy współczesnych farmaceutyków i laboratoria diagnostyczne i badawcze – świadczą o tym już zrealizowane pomyślnie w praktyce przemysłowej w 2022 r., korzystające z opisanych wyników badań, mikrodozowania objętości nawet mniejszych niż założone, np. 0,4 μl .

Ze względu na wymóg nieujawniania pełnych wyników prezentowanej pracy, osiągnięte rezultaty praktyczne, będące efektem licznych eksperymentów, badań i pomiarów oraz ich złożonej analizy, zostały zaprezentowane w sposób okrojony. Wdrożeniowy charakter pracy jest poprzedzony częścią teoretyczną, eksperymentalną i analityczną. Wynik jest w pełni unikalny, a proponowane rozwiązanie technologiczne innowacyjne. Nie wykluczone jest opatentowanie rozwiązania przez zleceniodawcę badań.

Szczególną wartością artykułu jest zgromadzenie informacji praktycznych, danych stosowanych urządzeń i podstaw teoretycznych. Nawet w tak okrojonej postaci stanowić mogą podstawę dalszych prac, zarówno inżynierskich, jak i naukowych.

Bibliografia i netografia

1. Helduser S., Mednis W., Olszewski M., *Elementy i układy hydrauliczne*. Oficyna Wyd. Politechniki Warszawskiej, Warszawa 2009.
2. Olszewski M., Barczyk J., Bartyś M., Kościelny W.J., Mednis W., Sierota A., Szaciłło-Kosowski J., *Podstawy mechatroniki* (podręcznik opracowany pod kierunkiem Mariusza Olszewskiego). Wyd. REA, Warszawa 2006.
3. Olszewski M., *Basics of Servopneumatics*. VDI Verlag, Düsseldorf 2007.

4. Olszewski M., Garbarczyk B., *Auslegung und Erprobung eines servopneumatischen Antriebes für eine Abfüllpumpe*. Inst. für Hydraul. und Pneum. Antriebe und Steuerungen der RWTH Aachen, Forschungsbericht 1987.
5. Olszewski M., *Hydraulika. Aktuatoryka hydrauliczna i elektrohydrauliczna*. „Automatyka”, 4(12), 2020, 79-92.
6. Olszewski M., *Mechatronika*. „Automatyka”, 2(1-2), 2018, 97-99.
7. Olszewski M., *Mechatronizacja produktu i produkcji-Przemyśl 4.0*. „Pomiary Automatyka Robotyka”, Vol. 20, No. 3, 2016, 13-28.
8. Olszewski M., *Pneumatyka. Cyfryzacja aktuatoryki pneumatycznej*. „Automatyka”, 4(5-6), 2020, 135-149.
9. Olszewski M., *Sterowanie pozycyjne pneumatycznego napędu siłownikowego*. Oficyna Wyd. Politechniki Warszawskiej, Warszawa 2002.
10. Pizoń A., *Elektrohydrauliczne urządzenia automatyki. Cz. I-II*. Wyd. Politechniki Krakowskiej, Kraków 1992.
11. PN-EN ISO 13485:2016-04, *Wyroby medyczne. Systemy zarządzania jakością. Wymagania do celów przepisowych prawnych*. Polski Komitet Normalizacyjny, 2016.
12. PN-EN ISO 14971:2020-05, *Wyroby medyczne. Zastosowanie zarządzania ryzykiem do wyrobów medycznych*. Polski Komitet Normalizacyjny, 2020.
13. PN-EN ISO/IEC 17025:2018-2, *Ogólne wymagania dotyczące kompetencji laboratoriów badawczych i wzorcujących*. Polski Komitet Normalizacyjny, 2018.
14. Stoll W., *Bionik. Lernen von der Natur – Impulse für Innovation*. Edition Festo, Esslingen 2018.
15. Stryczek J., *Fundamentals of Designing Hydraulic Gear Machines*. Wyd. Naukowe PWN, Warszawa 2020.
16. Stryczek S., *Napęd hydrostatyczny t. 1 i 2*. WNT, Warszawa 2005.
17. Woźniak K., *Eksperymentalna i teoretyczna weryfikacja sterowanych procesów mikrodozowania w inżynierii biomedycznej*. Praca dyplomowa magisterska (promotor M. Olszewski). Politechnika Warszawska, Warszawa 2022.
18. <https://www.festo.de> – Festo SE & Co. KG., *Dispense Head VTOE*, 04/2022.
19. <https://www.festo.de> – Festo SE & Co. KG., *Media Separated Solenoid Valves VYKA*, 06/2022.
20. <https://www.festo.de> – Festo SE & Co. KG., *Pressure and Vacuum Generator PGVA*, 06/2021.
21. <https://www.festo.de> – Festo SE & Co. KG., *Fitting NLFA*, 12/2021.
22. <https://www.festo.com.pl/pl/app/customer/account> – Festo Polska Sp. z o.o., *Komponenty dla technologii medycznej i automatyzacji prac laboratoryjnych*. LifeTech, 135890 pl2019/10.
23. <https://www.festo.com.pl/pl/app/customer/account> – Festo Polska Sp. z o.o., *Zestaw igieł dozujących VAVN-N-A1.6-06-30-V1-P10*, Karta danych. 2022.

Problems and Implementation of Liquid Flows in Automated Microdispensing Stations

Abstract: The aim of the project described in the article was to develop assumptions for the automatic management of liquid microdosing processes with a volume of 0.5 μl in biomedical engineering. The structure of typical, catalog dispensers selected for testing, which does not guarantee the achievement of the volume of the mentioned portion of liquid, is presented. A set of the most important dependencies, phenomena and coefficients characterizing liquid microflows and their record, used in the calculator of the processor controller for the automated microdosing process, was given. The construction of a micro-dosing process measuring station, allowing for experimental verification of the quality of micro-dosing of liquids with the use of typical dispensers, developed dependencies and a processor controller of this process, was described by tested dispenser heads and the results of automated microportioning, meeting all the given assumptions of this process.

Keywords: biomedical engineering, microdispensing of liquids, automation of microdispensing

mgr inż. Klaudia Woźniak

klaudia.wozniak98@wp.pl

ORCID: 0000-0003-0379-171X

Absolwentka studiów I i II stopnia na Wydziale Elektroniki i Technik Informatycznych Politechniki Warszawskiej na kierunku Inżynieria Biomedyczna, Informatyka Biomedyczna. Otrzymała praktykę w firmie Viridian Polska Sp. z o.o., w dziale serwisu sprzętu medycznego, 2019. Współuczestniczyła w projekcie będącym przedmiotem pracy inżynierskiej, związanym z felinoterapią, w porozumieniu z firmą Festo Polska, 2020. Od 2021 r. współpracuje z firmą Festo prowadząc badania nad mikroprzepływami, będące przedmiotem pracy magisterskiej i jednocześnie częścią międzynarodowego projektu dotyczącego automatyzacji mikrodozowania cieczy. Od 2010 r. czynny członek Straży Pożarnej w Chlewiśkach.



prof. nzw. dr hab. inż. Mariusz Olszewski

marindustry4.0@gmail.com

ORCID: 0000-0003-3516-2942

Od 1965 pracownik Politechniki Warszawskiej, w latach 70. stypendysta Fundacji Alexandra v. Humboldta, w latach 80. staże i praca w niemieckich uczelniach i firmach. W 1978 r. organizuje pierwszą w Polsce konferencję naukową na temat robotyki przemysłowej, w 1985 r. WNT publikuje pierwszą polską monografię na temat przemysłowych maszyn manipulacyjnych napisaną pod jego kierunkiem, w pierwszej dekadzie XXI stulecia wydawnictwo REA wydało pierwsze polskie podręczniki do mechatroniki napisane także pod jego kierunkiem: „Mechatronika” (2002), „Podstawy mechatroniki” (2006) oraz dwutomowe „Urządzenia i systemy mechatroniczne” (2009). Specjalista w zakresie napędu i sterowania maszyn i robotów przemysłowych. Dyrektor Instytutu Automatyki i Robotyki na Wydziale Mechatroniki Politechniki Warszawskiej w latach 1994–2012; członek Rady Naukowej Przemysłowego Instytutu Automatyki i Pomiarów (Sieć Łukasiewicz PIAP) w latach 2003–2017, członek Rady Wydziału Mechatroniki Politechniki Warszawskiej w latach 1994–2018, członek Rady Wydziału Inżynierii Produkcji Politechniki Warszawskiej w latach 2013–2017, wiceprzewodniczący Komisji Techniczno-Edukacyjnej przy Polsko-Niemieckiej Izbie Handlowo-Przemysłowej (AHK) w Warszawie w latach 2010–2018. W 2016 zakłada firmę doradztwa naukowo-technicznego „marIndustry4.0” w obszarze mechatronizacji, automatyzacji, robotyzacji, informatyzacji i internetyzacji produkcji przemysłowej – Przemysł 4.0.

