

Винахід, відноситься до контрольно-вимірювальної техніки і може бути використаний для відтворення, контролю та вимірювання об'ємного потоку рідких, газоподібних і сипучих речовин у трубах і каналах, а також біологічних тканин у судинах, зокрема крові та рівня гемоглобіну в ній.

Відомі способи та пристрої для вимірювання об'ємного потоку рідких, газоподібних і сипучих речовин, а також крові та рівня гемоглобіну в ній. Вони полягають на принципах обертання крильчатки при контакті з рідиною або газом [1, 2] та індукування напруги під час руху провідника - рідини або крові у магнітному полі (МП) [1, 3, 4], а також інших фізичних ефектах [5 - 8]. Недоліками цих способів є необхідність поміщення вимірювального перетворювача в середовище та внесення у речовину додаткової електричної чи іншої енергії.

Практична відсутність впливу ультразвукових коливань на структуру потоку контрольованого середовища, відносна простота їх вводу та схем обробки прийманих сигналів обумовило широке застосування ультразвуку в техніці вимірювання витрати рідких та газоподібних середовищ [9]. При цьому сумуються геометрично швидкості розповсюдження коливань у нерухомому середовищі і швидкості самого середовища, тому необхідне введення прийомопередавальних пристроїв у середовище.

Перевагами лазерних витратомірів є безконтактність, висока чутливість, мала інерційність, великий діапазон вимірюваних швидкостей і витрат, незалежно від фізичних властивостей досліджуваного середовища [8]. При цьому необхідні спеціальні віконця у трубопроводі для проходження лазерного променя.

Існують три основних групи методів гемоглобінометрії: колориметричні, газометричні та за вмістом заліза у крові [15]. Однак перші два методи вимагають відбір проб крові з організму, а третій не застосовується.

З відомих способів вимірювання об'ємної витрати рідких та газоподібних речовин або тканин найбільш близьким за технічним змістом є використання електромагнітної витратометрії, що базується на законі електромагнітної індукції - виникнення різниці потенціалів під час руху провідника в МП [23]. Даний спосіб вимагає впливу на біжуче середовище, тобто збудження енергією електромагнітного поля для подальшого зчитування отриманого ефекту. Такий спосіб не дозволяє проводити пасивні вимірювання для підвищення безпеки та зменшення енергоспоживання.

З відомих лічильників витратомірів газів та сипучих речовин є пристрій на основі ємнісного давача. Оскільки давач лічильника побудований на принципі зміни ємності під час контакту рухомого середовища з обкладками конденсатора, то прилад не дозволяє проводити безконтактні вимірювання, а також пасивні, без впливу на середовище додатковим зарядом конденсатора [11].

З відомих лічильників витратомірів рідин найбільш близьким за технічним змістом є витратомірна система з індуктивним зондом що працює за електромагнітним принципом. Тому необхідне додаткове збудження рідини магнітним полем і отримання електричного сигналу з цієї ж рідини. При цьому неможливі безконтактні та пасивні, без збудження рідини, вимірювання [10].

З відомих лічильників (гемометрів) для визначення рівня гемоглобіну в крові найбільш близьким за технічним змістом є - вимірювання дифузного коефіцієнта відбиття й відносного пропускання шарів крові двох товщин на основі спектрофотометричного способу. Оскільки при цьому необхідний відвід кровотоку на ділянку просвічування, то неможливо проводити неінвазивні, без втручання в організм, та пасивні, без штучно створеного впливу на кровоток вимірювання [12].

Задача, що вирішується винаходом, полягає у розробці основ безконтактного визначення швидкості потоку рідини, газу або живої тканини без внесення в них додаткової енергії з метою вимірювання об'єму їх проходження, а також кількісного вмісту в них феромагнітних часток, зокрема гемоглобіну в крові.

Поставлена задача в запропонованому способі вирішується шляхом вимірювання напруженості магнітного поля, соленоїдальною або тороїдальною звичайною або надпровідною прийнятною котушкою (ПК) індукційного перетворювача (ІП), що охоплює течію (рис.1) і не потребує електричного або механічного контакту з нею.

Поставлена задача у поданому лічильнику для обліку об'єма проходження газоподібних речовин вирішується тим, що зовнішнє МП електрогазодинамічної струмини вбирається тороїдальною ПК ІП, що охоплює струмину (рис.1б).

Поставлена задача у поданому лічильнику для обліку протікання рідких речовин та тканин вирішується тим, що варіації постійного МП, котре пронизує течію, спричинені магнітогідродинамічним ефектом детектуються охоплюючою течією соленоїдальною ПК ІП (рис.1а).

Поставлена задача у поданому лічильнику для визначення вмісту гемоглобіну в крові вирішується тим, що зміна концентрації феромагнітних часток у тканині розглядається як зміна ефективної магнітної проникності осердя соленоїдальної ПК ІП, утвореного потоком тканини.

Технічний результат від впровадження описаного способу полягає в спрощенні контрольно-вимірювального (КВ) облаштування, оскільки виключається будь-яке втручання у проходження речовини або тканини. Збільшується надійність та довговічність апаратури, оскільки речовини і тканини ніяким чином не контактують з первинним перетворювачем КВ приладу. З іншого боку, завдяки цьому повністю зберігаються властивості і склад досліджуваних речовин або тканин. За рахунок використання у КВ процесі зовнішнього (оточуючого) природнього або створеного МП відбувається зменшення енергоспоживання робіт.

Технічний результат від впровадження пристрою обліку газоподібних речовин полягає в можливості встановлення і роботи апарату без порушення цілісності комунікаційних конструкцій. Тому підвищується надійність і довговічність приладу внаслідок відсутності в його складі будь-яких рухомих механізмів та безпечність через повну ізолюваність газу від електричних тіл.

Технічний результат від впровадження пристрою для обліку рідких речовин та тканин полягає у відсутності необхідності втручання у конструкції комунікацій або тіло істоти для проведення КВ дій. Також підвищується надійність довговічність приладу, внаслідок відсутності контакту ПП ІП - ПК з речовиною або тканиною. З іншого боку, значно підвищується безпека користування приладом під час роботи з горючими речовинами та застосування приладу для живих істот.

Технічний результат від впровадження приладу для дослідження крові полягає у повній ізоляваності КВ процесу від організму та, практично, миттєвому отриманні результату. Разом з тим, структурна простота і, як наслідок, мінімальне енергоспоживання дає можливість виготовити прилад у портативному виконанні.

Суть способу полягає в тому, що на відміну від відомих аналогів визначення необхідних параметрів середовища проводяться за його власними електромагнітними властивостями, без контакту з ним та зміни його енергетичних характеристик.

Суть лічильника газоподібних речовин полягає у вимірюванні вихрового МП, утвореного проходженням струмину через трубу (рис.2а). Суть лічильника рідких речовин і тканин полягає, у вимірюванні варіацій оточуючого МП, спричинених магнітогідродинамічною взаємодією з течією (рис.2б).

Суть гемометру полягає у вимірюванні магнітної проникності осердя ПК ІП (рис.1б), що утворене. кровотоком (рис.3)

Пристрої працюють наступним чином.

Робота лічильника об'ємної витрати газоподібних речовин полягає у вимірюванні напруженості МП ΔH , утвореного їх течією 1 (рис.1а) у зовнішньому МП Н. Вихрове МП 1 (рис.2а) навколо транспортної труби 2 течії іонізованого газу 3 приймається тороїдальною ПК 2 (рис.1а) з метою подальшої обробки вихідної напруги ІП $U_{вих}$.

Одним із основних механізмів іонізації газів є їх взаємодія з поверхнею твердого тіла - поверхнева іонізація [13]. Унаслідок цього виникає електрогазодинамічна течія 1 3 (рис.2а) [14]:

$$I = q_0 u_0 \pi h_i^2 \quad (1)$$

де q_0 - густина електричного заряду;

u_0 - безрозмірна швидкість течії газу;

h_i - радіус електричної струмینی.

Тоді напруженість МП 3 (рис.1а) на відстані r від краю течії:

$$\Delta H = I / 2 \pi r \quad (2)$$

У результаті отримаємо вираз:

$$\Delta H = q_0 u_0 h_i^2 / 2r$$

Необхідно зазначити, що отримана величина МП ΔH буде утворюватись ззовні труби тільки за умови виготовлення її з парамагнітного матеріалу. У разі труби з діамагнітного, а особливо феромагнітного металу або сплаву, відбувається вимірювання деякої залишкової $\Delta H_{зали}$.

Робота лічильника об'ємного руху 4 (рис.1б) рідких речовин або тканин полягає у вимірюванні зміни індукції (напруженості) зовнішнього МП 4 (рис.2б), спричиненого залученням силових ліній 5 рухомим середовищем 6, що їх перетинає. Унаслідок цього виникає складова МП B_x 5 (рис.2б), перпендикулярна до площини витків соленоїдальної ПК 5 (рис.1б), котра охоплює течію 6 (рис.2б) і ця складова викликає $U_{вих}$ ІП (рис.1б).

Розглянемо магнітогідродинамічні підстави даного явища. Для рідини, що рухається між двома непровідними стінками, у напрямку руху виникає складова індукції МП:

$$B_x = B_0 R_M \frac{\text{sh}(Mz / L_0) - (z / L_0) \text{sh} M}{M \text{ch} M - \text{sh} M} \quad (3)$$

B_0 - величина індукції оточуючого, перпендикулярного течії, МП;

Z - центр течії, а $z = \pm L_0$ - віддаль до стінок;

R_M - магнітне число Рейнольдса;

$M = B_0 L_0 \sqrt{(\sigma / \rho \nu)}$,

де σ - провідність;

ρ - густина;

ν - кінематична в'язкість.

Вираз для R_M записується:

$$R_M = V_0 L_0 / \eta$$

де V_0 - характерна швидкість, порівнювана зі справжньою швидкістю;

$\eta = 1 / \mu \sigma$ - коефіцієнт дифузії МП;

μ - магнітна проникність (середовище передбачається немагнітним, $\mu = \mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7} \text{ Гн/м}$).

Сумування миттєвих значень B_x дозволяє вести облік витрати рідких речовин або тканин, не контактуючи з ними. Крім того, застосування градієнтнометричної схеми увімкнення ПК ІП дає можливість визначення напрямку течії та динаміки пульсацій (рис.4).

Прилад для вимірювання рівня гемоглобіну в крові полягає у зміні парамагнітної сприйнятливості кровотоку 1(рис.3) внаслідок варіювання густини молекул заліза 2 в ньому. Такі варіації ДН 3(рис.3) у зовнішньому МП Н сприймаються соленоїдальною ПК 5(рис.16), що охоплює кровоток. У результаті вихідна напруга ІП $U_{\text{вих}}$ ІП(рис. 16) визначає як абсолютне значення вмісту гемоглобіну, так і зміни його концентрації відносно певного оптимального значення.

У склад гемоглобіну входить простий білок-глобін і залізомістяча небілкова група - гем(96% і 4% від маси молекул відповідно). Гем являє собою залізопорфін - комплексну сполуку протопорфіну IX з двоцвалентним залізом [15].

Магнітна проникність середовища(у даному випадку кровотоку) за відомого значення його магнітної сприйнятливості χ визначається: $\mu = 1 + \chi$. За відомої кількості атомів заліза N у певному об'ємі крові та їх магнітного моменту(MM) M_a у складі гему, класичне значення магнітної сприйнятливості отримується [15]:

$$\chi_{\text{кл}} = \frac{NM^2}{3kT}$$

де k - стала Больцмана; T - абсолютна температура.

Очевидно, що іншими хімічними елементами гему можна знехтувати по відношенню до MM, оскільки у даному випадку тільки молекулам заліза властива спонтанна намагніченість за рахунок паралельної орієнтації спінів/феромагнетизм/.

Для знаходження MM заліза у сполуці гему звернемося за аналогією до твердого розчину заліза з кремнієм [17]. Встановлено, що дана сполука є феромагнетиком, з MM на атом заліза 2,642,8Мв, де Мв = $1,165 \cdot 10^{-29}$ [Вб М] - магнетон Бора.

Це дає змогу визначити магнітну проникність крові за формулою:

$$\mu = 1 + \chi_{\text{кл}} = 1 + \frac{NM^2}{3kT} = 1 + 225 \frac{NM^2}{kT}$$

Використання певної речовини у якості осердя ПК передбачає визначення ефективної магнітної проникності $\mu_{\text{еф}}$ зформованого фізичного тіла. Оскільки великі вени і артерії фожна вважати довгими циліндрами, то для них справджується вираз [18]:

$$\mu_{\text{еф}} = \frac{\mu \mu_p}{\mu + \mu_p - 1}$$

де розмагнічуючий фактор $\mu_p = m^2/(\ln(2m)-1)$, а m відношення довжини до діаметру циліндра.

Отже формула для осердя ПК, утвореного великими кровоносними судинами записується:

$$\mu_{\text{еф}} = \frac{m^2(kT + 226NM_B^2)}{m^2kT + 225(\ln(2m) - 1)NM_B^2} \quad (4)$$

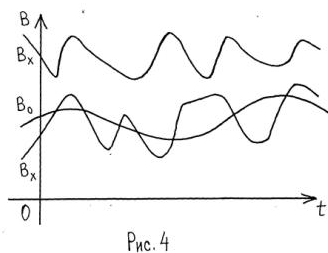
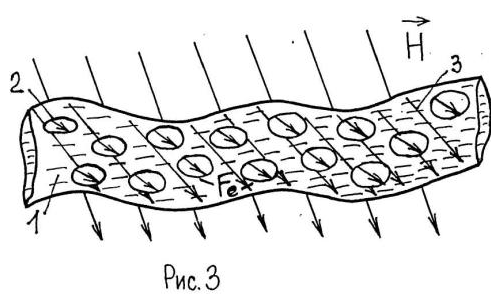
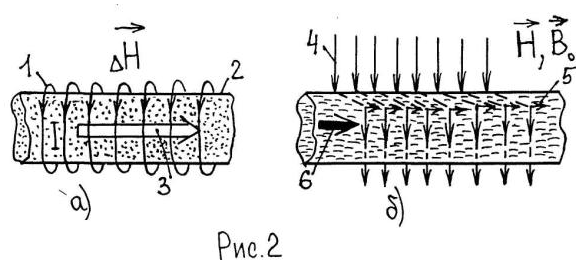
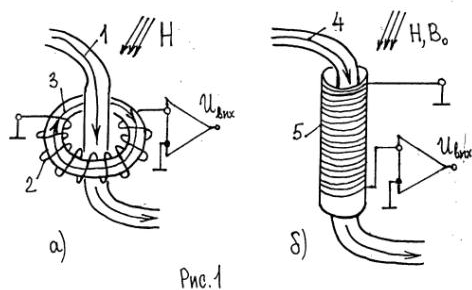
Аналіз даної формули свідчить, що вимога $\mu_{\text{еф}} \gg 1$ буде виконуватись за умови $m \gg \ln(2m)-1$, котра для довгих осердь з $m \gg 1$ буде завжди виконуватись. Тому отримуємо феромагнітне осердя у вигляді кровотоку, що дає змогу побудувати на його основі ІП одного з п'яти видів [19, 20]. Вихідна напруга цих ІП визначається за відомими виразами [19 - 22] та слугує вимірюваною величиною, що лінійно пов'язана зі зміною $\mu_{\text{еф}}$ ПК, визначеною для кров'яного русла формулою (4).

Кількісний вміст гемоглобіну визначається за різницею вихідних напруг ІП U_0 - для нормального його вмісту для даного організму, кров'яне русло котрого знаходиться у певному зовнішньому постійному МП та U_x - виміряна для організму, що вивчається і позначена на рис.5. Уг також можливе прикладення до кровотоку зовнішнього високочастотного МП, У цьому випадку крива U_x становитиме огинаючу ВЧ сигналу, модульованого динамікою кровотоку.

Література

1. Troskolarski A.T., Hydrometry, Theory and Practice of Hydraulic Measurements, Pergamon Press, 1960
2. Miller R. W., Flow Measurement Engineering Handbook, Mc-Graw-Hill Publishing Company, 1989
3. Патент DE №OS 33 47190, 1985
4. А.с. СССР №1209154, 1986
5. Патент DE №OS 3447562, 1985
6. Патент WO №85/03855, 1985
7. Патент DD №228168, 1995
8. Цейтлин В. Г. Техника измерения расхода и количества жидкостей, газов и паров, Из-во стандартов, М., 1981.
9. Килсбейли А. Ш., Измайлов А. М., Гуревич В. М. Частотно-временные ультразвуковые расходомеры и счетчики. С, Машиностроение, 1984.

10. Патент EP №0149771, 1985
11. Патент GB №2147106, 1985
12. Приезжев А. В., Тучин В. В., Шубочкин Л. П. Лазерная диагностика в биологии и медицине, М., Наука, 1989.
13. ФЭ, т. 2
14. Ватажин А. Б. Электрогазодинамические течения, М., Наука, 1983
15. БМЭ, т. 5
16. Каганов М. И., Цукерник В. М. Природа магнетизма, Библиотека квант, вып. 16, М., 1982
17. Такадзumi С., Физика ферромагнетизма. Магнитные свойства вещества. М, Мир, 1983
18. Hayashi K, Ogoti T., Watanabe T., Absolute Sensitivity of a High- μ Metal Core Solenoid, J. Geomag., Geoelectr., vol. 30, 1978
19. Гонтар И. М., Мизюк Л.Я., Проць Р. В. Широкополосные индукционные преобразователи напряженности магнитного поля с постоянной чувствительностью в диапазоне частот, Отбор и передача информации, вып. 68, 1983.
20. Патент України, №21185 А, 1998.
21. Zambresky L. F., Watanabe T., Eguivalent Circuit of a Magnetic Sensor Coil, J. Geomag. Geoelectr., vol. 32, 325-331, 1980
22. Estola K.-P., Malmivuo J., Air-Core Induction Coil Magnetometer Design, J. Phys E: Sci. Instrum., vol. 15, 1110-1113, 1982
23. Патент US №4535637, 1985



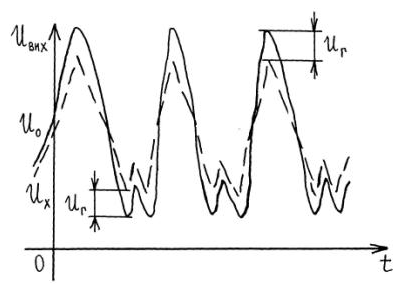


Рис. 5