

Бесконтактное измерение малых расходов жидкости

И. В. ВОЛКОВ, В. П. ЗАЯРНЫЙ, А. М. МАКАРОВ, Н. В. КОБЗЕВ

Волгоградский государственный технический университет,
Волгоград, Россия, E-mail: app@vstu.ru

Разработан датчик для точных измерений малых расходов специализированных жидкостей, в том числе и медицинских. Применение датчика позволяет автоматизировать процесс высокоточного дозирования жидкостей в реальном времени.

Ключевые слова: датчик расхода, бесконтактный метод, капельная камера инфузионной системы, светопрозрачный элемент.

A sensor of liquid low flow rates has been developed for task solution of accurate measurement of low flow rates of specialized liquids (including medical). Using of the developed device allows to automate the high precision dosing process in real time.

Key words: flow sensor, contactless method, drip chamber of infusion system, translucent element.

В настоящее время вопросам повышения эффективности и точности измерений расхода жидкостей уделяется особое внимание [1—3]. Большое значение точность измерений малых расходов жидкости имеет в химической, биохимической отраслях промышленности и медицине, например, для измерений расхода растворов лекарственных средств в инфузионных системах, жидких химических веществ, в том числе катализаторов и титров при дозировании лекарственных препаратов, растворов и т. д. [4].

Существующие способы измерений и устройства для их осуществления [3, 5—7] обладают рядом недостатков: большие габаритные размеры, сложность конструкции, невысокая точность измерений малых расходов жидкости, низкая чувствительность. Кроме того, контактный метод измерения, который используется практически во всех устройствах, не позволяет использовать датчик в агрессивных и ядовитых средах. Все эти недостатки снижают точность измерений малых расходов жидкости, ограничивают область применения датчиков.

Для автоматического управления расходом необходимо средство измерений, позволяющее получить высокую точность и в то же время обеспечивающее возможность преобразования выходного сигнала с чувствительного элемента для последующей его обработки, анализа и формирования управляющих воздействий.

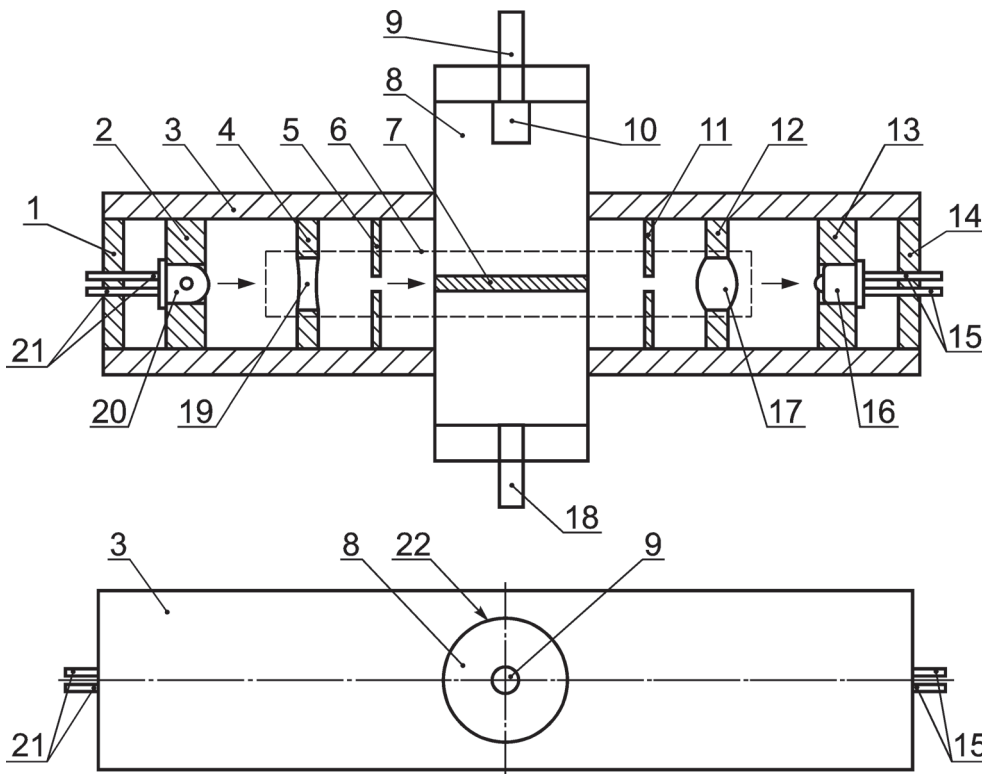
Для решения задачи точного измерения малых расходов специализированных жидкостей разработан датчик [8] малых расходов жидкости (рисунок), который состоит из корпуса 3 с непрозрачными заглушками 1, 14, внутри которого установлены крепежные кольца 2, 13, оправы линз 4, 12, пластины с щелевидной горизонтальной прорезью 5, 11. В отверстии 22 перпендикулярно оси корпуса 3 расположен светопрозрачный элемент 8. В крепежном кольце 2 установлен источник излучения (лазерный светодиод) 20 с выводами 21, а в крепежном кольце 4 — фотоприемник (фототранзистор или фотодиод) 16 с выводами 15. В оправе 4 установле-

на рассеивающая линза 19, выполненная в виде стеклянно-го цилиндра, а в оправе 12 — собирающая линза 17. Светопрозрачный элемент 8 имеет входной 9 и выходной 18 патрубки для жидкости и каплеобразователь 10. Две линзы 17, 19 и две пластины с щелевидной горизонтальной прорезью 5, 11 образуют оптическую систему 6, преобразующую световой поток от источника излучения 20 и формирующую измерительную плоскость 7 внутри светопрозрачного элемента 8.

Диаметр светопрозрачного элемента 8 должен составлять не менее трех диаметров капли измеряемой жидкости и быть больше длины прорезей пластин 5, 11. Длина прорези пластины 11 несколько больше длины прорези пластины 5. Длина прорезей пластин 5, 11 меньше диаметров рассеивающей 19 и собирающей 17 линз.

Для повышения точности измерений необходимо уменьшить высоту прорезей пластин 5, 11 и обеспечить длину прорези пластины 11 соразмерно проекции тени капли жидкости. Относительное смещение прорезей недопустимо, так как это ведет к снижению чувствительности и точности датчика.

Датчик малых расходов жидкости работает следующим образом. Световые лучи от источника излучения, пройдя через рассеивающую линзу 19, изменяют направление на близкое к параллельному и преобразуются в световой поток. После этого, пройдя через прорезь пластины 5, световой поток формируется в виде измерительной плоскости, проходящей через светопрозрачный элемент, при этом частично преломляясь и рассеиваясь на стенках. При попадании капли, образованной каплеобразователем, в измерительную плоскость световой поток искажается, а его интенсивность снижается. После светопрозрачного элемента световой поток проходит через прорезь пластины 11 и собирающую линзу 17. Это позволяет сфокусировать световой поток в виде луча, что обеспечивает надежное его попадание на фоточувствительный элемент фотоприемника. Прорезь



Датчик малых расходов жидкости с цилиндрическим светопрозрачным элементом:

1, 14 — непрозрачные заглушки; 2, 13 — крепежные кольца; 3 — корпус; 4, 12 — оправы линз; 5, 11 — пластины с щелевидными горизонтальными прорезями; 6 — оптическая система; 7 — измерительная плоскость; 8 — светопрозрачный элемент; 9, 18 — входной и выходной патрубки для жидкости, соответственно; 10 — каплеобразователь; 15 — фотоприемник; 16 — выводы фотоприемника; 17, 19 — собирающая и рассеивающая линзы; 20 — источник излучения (лазерный светодиод); 21 — выводы источника излучения; 22 — отверстие

пластины 11 позволяет убрать рассеивание светового потока в вертикальной плоскости, которое создает дополнительные засветки фотоприемника, что ухудшает метрологические характеристики устройства. Нераспространению светового потока от источника излучения во всем объеме корпуса датчика, а также его точной фокусировке способствует система непрозрачных оправ линз и пластин 5, 11.

К патрубкам 9 и 18 элемента 8 подведены трубки. Жидкость из входного патрубка в виде капель, образованных каплеобразователем, проходит через измерительную плоскость элемента 8 и отводится через патрубок 18. При этом сигнал от измерительной плоскости в виде искаженного светового луча попадает на фотоприемник 16 и передается на аналого-цифровой преобразователь (АЦП), где преобразуется в расход жидкости.

Толщина пластин с прорезями 5, 11 подбирается из условия

$$\left. \begin{aligned} \lambda < h_n < H_k; \\ h_n > v_k t_{\text{АЦП}} \end{aligned} \right\} \quad (1)$$

где h_n — толщина пластин 5, 11; λ — длина волны источника излучения; H_k — высота капли при падении; v_k — скорость пролета капли; $t_{\text{АЦП}}$ — время полного преобразования АЦП.

Для обеспечения высокой точности измерений объема капли необходимо соблюдать ряд условий при вычислении объема капли V_k :

$$\left. \begin{aligned} V_k &= \int_0^m \left((U_{0 \text{ АЦП}} - U_{\text{АЦП}}) / U_{0 \text{ АЦП}} \right)^2 k; \\ m &= H_k / (v_k t_{\text{АЦП}}); \\ U_{0 \text{ АЦП}} &> U_{\text{АЦП}}, \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

где $U_{0 \text{ АЦП}}$ — нормированный сигнал фотоприемника; $U_{\text{АЦП}}$ — сигнал фотоприемника при измерении капли в определенный момент времени; k — поправочный коэффициент объема; m — общее количество оцифровки сигнала.

При этом

$$U_{\text{АЦП}} / U_{0 \text{ АЦП}} \sim D_k / L_n, \quad (3)$$

где D_k — проекция тени капли, находящейся в поле зрения фотоприемника; L_n — длина пластины с прорезью.

Из (1)–(3) следует, что для повышения точности измерений необходимо уменьшить толщину пластины 5 и обеспечить длину пластины 11 соизмеримой с проекцией тени капли.

На сегодняшний день существуют различные методы инфузионного введения лекарственных средств в организм пациента, при этом скорости введения их различны и определяются специальными требованиями.

Самый простой и дешевый способ введения лекарственных средств — с помощью капельных инфузионных систем. В разработанном устройстве светопрозрачным элементом с измерительной плоскостью, каплеобразователем, входным и выходным патрубками может являться капельная камера инфузионной системы, соответствующая стандарту [9], установленная в конусообразное отверстие корпуса [8]. Это позволяет расширить область применения датчика, и использовать его, например, в медицине для контроля расхода растворов, переливания крови, ее компонентов.

Устройство в таком исполнении выполняет следующие функции: подсчитывает количество поданных капель; определяет скорость дозирования раствора; диагностирует работу капельной системы (изменения потока жидкости, переполнение капельной камеры и т. д.); прогнозирует время завершения введения.

Использование предлагаемого устройства, по сравнению с имеющимися, обеспечивает повышение точности измерений малых расходов жидкости, которая достигается увеличением количества дискретных преобразований, а также значений дискретизации сигнала вследствие использования оптического метода измерений. При этом расширяется диапазон измеряемых величин малых расходов жидкости.

Выполнение измерительной плоскости внутри светопрозрачного элемента, не контактирующего с оптической системой, обеспечивает бесконтактный метод измерений, что

значительно расширяет область применения датчика и позволяет использовать его для измерения малых расходов практически любых жидкостей, в том числе, в агрессивных и ядовитых средах.

Использование разработанного устройства для измерения малых расходов жидкости создает условия для полной автоматизации процесса высокоточного дозирования различных жидкостей, включая медицинские, с возможностью управления процессом дозирования в реальном времени.

Литература

1. Гуткин М. Б., Мишустин В. И., Чистяков Ю. А. Метрологическое обеспечение измерений расхода и объема жидкостей и газов в России // Измерительная техника. 2010. № 3. С. 30—34; Gutkin M. B., Mishustin V. I., Chistyakov Yu. A. The metrological backup for measurements of the flow rate and volume of liquids and gases in Russia // Measurement Techniques. 2010. Т. 53 N. 3. P. 281—287.
2. Адамовский Л. А. Вихревые электромагнитные расходомеры-счетчики для жидкостей с ионной проводимостью // Измерительная техника. 2008. № 11. С. 32—39; Adamovskii L. A. Vortex electromagnetic flowmeter-counter for liquids with ionic conductivity // Measurement Techniques. 2008. Т. 51. № 11. P. 1191—1199.
3. Зорин Ю. В., Еремин И. Ю. Повышение точности измерения расхода нефти при деформации сечения трубопрово-

да // Измерительная техника. 2013. №1. С. 43—44; Zorin Yu. V., Eremin I. Yu. Increasing the precision in measurement of the flow of petroleum in the case of deformation of a pipeline // Measurement Techniques. 2013. Т. 56. № 1. P. 61—64.

4. Алексеев К. О. Особенности измерения расхода биологической жидкости в аппаратах для гемодиализа / К. О. Алексеев, В. С. Лугиня, И. А. Киселев // Измерительная техника. 2010. № 11. С. 68—71; Alekseev K. O. Typical features of measurement of the flow rate of biological fluid in hemodialysis machines // Measurement Techniques. 2011. Т. 53. № 11. P. 1292—1298.

5. Литвак В. И. Фотоэлектрические датчики в системах контроля, управления и регулирования. М.: Наука, 1966. С. 289—290.

6. Пат. № 2035720 РФ. Датчик расхода жидкости / А. А. Ивашкин, В. П. Конарев // Изобретения. 1995. № 5.

7. Пат. № 2247328 РФ. Устройство для измерения расхода жидкостей / И. С. Константинов, Ю. В. Касьянов, А. И. Суздальцев // 2005. Бюлл. № 6.

8. Пат. № 136564 РФ. Датчик малых расходов жидкости / В. П. Заярный, И. В. Волков, А. М. Макаров, Ю. П. Сердобинцев // ВолгГТУ. 2014.

9. ГОСТ 25047—87. Устройства комплектные эксфузионные, инфузионные и трансфузионные однократного применения. Технические условия.

Дата принятия 13.05.2014 г.

ТЕПЛОФИЗИЧЕСКИЕ ИЗМЕРЕНИЯ

535.233.21:535.233.22

Радиационная шкала температур и определение постоянной Больцмана

Л. А. НАЗАРЕНКО*, А. И. ШЕВЧЕНКО**, А. В. ПРОКОПОВ***

* Харьковский национальный университет городского хозяйства, Харьков, Украина,
e-mail: lnazarenko@ksame.kharkov.ua,

** Главная астрономическая обсерватория НАН Украины, Киев, Украина,
e-mail: soi_51@ukr.net,

*** Национальный научный центр «Институт метрологии», Харьков, Украина,
e-mail: prokopov@metrology.kharkov.ua

Рассмотрен новый подход к построению радиационной шкалы температур и определению постоянной Больцмана, базирующийся на выводе формул для определения плотности теплового потока из уравнений термодинамики. Предложено использование плотности полной энергии равновесного излучения ампулы воды в тройной точке, регистрация этого излучения абсолютным криогенным радиометром.

Ключевые слова: радиационная шкала температур, постоянная Больцмана.

The new approach for the construction of radiation scale of temperatures and determination of Boltzmann constant was considered. Approach is based on the derivation of formulas for determination the density of heat flow from the equations of thermodynamics. It is proposed to use for building of the practical temperature scale the density of total energy of equilibrium radiation of ampoule of water at the triple point, the registration of this radiation by an absolute cryogenic radiometer and subsequent determination of k from Stefan-Boltzmann law.

Key words: radiation scale of temperatures, Boltzmann constant.

Международный комитет по мерам и весам на 94-м заседании в 2005 г. принял рекомендацию относительно перепределения кельвина таким образом, чтобы он был при-

вязан к известным фундаментальным физическим константам [1, 2]. Для кельвина такой постоянной является постоянная Больцмана k [2, 3]. Постоянная Больцмана — одна из