

Я.А. Макаль, А.И. Идзьковски, В.А. Валендзюк

## УСОВЕРШЕНСТВОВАНЫЙ МЕТОД ИЗМЕРЕНИЯ КРИВОЙ ПОТОКА И ЕЕ ПАРАМЕТРОВ ПРИ ПОМОЩИ УРОФЛОУМЕТРА

*Представлена конструкция урологического инструмента – так называемого урофлоуметра, созданного авторами статьи. Использован тензометрический сенсор массы с автоматическим способом измерения, соединенный с компьютером через интерфейс RS 232. На основе измеряемой в определенном промежутке времени массы вычисляются все необходимые параметры. Показан способ оценки неопределенности результатов регистрации акта мочеиспускания и их параметров.*

*урофлоуметрия, погрешность измерения, неопределенность измерения*

**Введение.** Урофлоуметрия – это метод прямой графической регистрации динамики объемной скорости потока мочи во время акта мочеиспускания. Данные, полученные в результате обработки урофлоуграмм, позволяют судить о суммарном состоянии проходимости уретры, пузырно-уретрального сегмента и иногда сократительной активности детрузора. Метод очень известный и часто употребляется в урологических кабинетах. Внимание к нему урологов обусловлено, в первую очередь, тем, что он позволяет неинвазивно измерить поток мочи и предоставляет уникальную информацию о состоянии нижних отделов мочевой системы. Урофлоуметрия включена в число тестов, рекомендованных Европейской ассоциацией урологов [1] с целью выявления гиперплазии простаты, а также является полезным диагностическим методом при урогинекологических заболеваниях. При испытании клинической диагностической ценности урофлоуметрии было показано, что метод обладает 50–100% чувствительностью и более чем 70% специфичностью [2].

Важнейшим параметром является максимальная скорость потока и характер кривой потока (прерывистая струя, пологая форма и т.д.). Кроме этого определяются соотношения измеренных значений выпущенного объема и объемных скоростей. Иногда вычисляется также средняя объемная скорость, время длительности акта и скорость потока в первую секунду. Использование микропроцессоров в составе флоуметрического измерителя при накоплении данных значительно повышает диагностическую ценность метода. Сегодняшний рынок предлагает медицине много моделей современных урофлоуметров различной степени сложности, от управляемых вручную до цифровых на микропроцессорной основе. Для некоторых из них можно найти погрешность показываемых параметров, но нигде не приведено описание метода их вычисления. Задачей этой статьи является детальное исследование точно-

сти урофлоуметра с применением концепции неопределенности [3].

**1. Урофлоуметр.** Прибор разработан на Кафедре метрологии Электрического факультета Белостокского Политехнического Института (Польша). Комплекс состоит из чувствительного элемента, прикрепленного к стойкому к коррозии алюминиевому корпусу, и микропроцессорной системы, соединенной с компьютером через RS 232 (рис. 1).

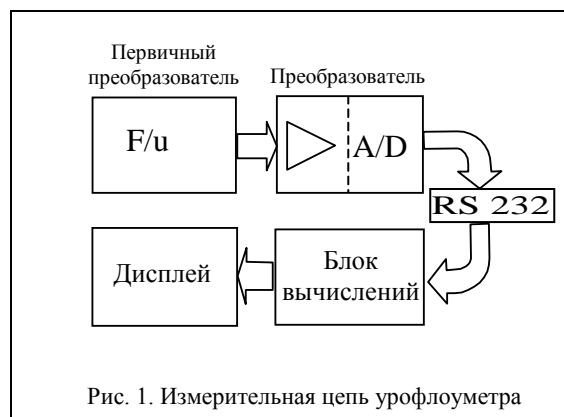


Рис. 1. Измерительная цепь урофлоуметра

Принцип действия состоит в преобразовании увеличения массы жидкости за определенное время в пропорциональный электрический сигнал. Входная величина – это масса мочи  $m$ , а точнее ее вес  $F$ , который в тензометрическом датчике (сенсоре) преобразуется в напряжение  $u$ . Измерительный усилитель и аналого-цифровой преобразователь (A/D) являются следующими элементами измерительной цепи. Эти две части составляют измерительный прибор с определенными техническими характеристиками, который соединяется с компьютером гнездом RS 232.

Последующая регистрация, обработка и выдача результатов исследования акта мочеиспускания в виде числовых параметров, графика урограммы – это задачи, выполняемые оригинальной программой, работающей в операционной системе

MS Windows 98/2000/XP. Данні показателі вичисляються і зображаються на дисплеї.

**2. Измерение.** Значение измеряемой временной скорости потока мочи находится по результатам измерений массы согласно формуле:

$$\Theta_i = \frac{m_i - m_{i-1}}{t_i - t_{i-1}} = \frac{\Delta m_i}{\Delta t_i}, \quad i = 1, \dots, n, \quad m_0 = 0, \quad (1)$$

где  $m_i$  – величина массы в момент времени  $t_i$ ;  $n$  – количество наблюдений;  $t_0$  – время начала акта мочеиспускания.

Вычисляемые по формуле (1) временные величины потока и соответствующие им значения времени составляют так называемую кривую потока (рис. 2).

Кроме нее прибор вычисляет следующие параметры:

1) *время мочеиспускания* ( $T$ ) – промежуток времени от начала до окончания акта мочеиспускания. На урофлоуграмме определяется по длительности кривой (по оси абсцисс):

$$T = t_n - t_1; \quad (2)$$

2) *максимальная объемная скорость потока мочи* ( $Q_{\max}$ ) – максимальный объем мочи, выделенный через наружное отверстие уретры, в единицу времени (максимальное значение по кривой потока):

$$\Theta_{\max} = \Theta(t_{\text{im}}) = \max \left[ \frac{\Delta m_1}{\Delta t_1}, \frac{\Delta m_2}{\Delta t_2}, \dots, \frac{\Delta m_n}{\Delta t_n} \right]; \quad (3)$$

3) *суммарный объем мочеиспускания* ( $V$ ) – результаты обследования более достоверны при выделенных объемах мочи от 150 до 500 мл:

$$V = \frac{m_n}{\gamma}, \quad (4)$$

где  $\gamma$  – удельный вес мочи (здесь  $\gamma = 1$  мг/мл);

4) *средняя скорость мочеиспускания* ( $Q_{\text{mid}}$ ) – отношение выделенного объема мочи в миллилитрах ко времени мочеиспускания в секундах:

$$Q_{\text{mid}} = \frac{V}{T}; \quad (5)$$

5) *время достижения максимальной скорости* ( $TQ_{\max}$ ) – промежуток времени от начала мочеиспускания до достижения максимальной объемной скорости:

$$TQ_{\max} = t_{\text{im}} - t_0; \quad (6)$$

6) *время ожидания начала мочеиспускания* ( $T_w$ ).

**3. Неопределенность измерения.** Издание Руководства [3] по вычислениям неточности измерений методом неопределенности (*uncertainty* – неопределенность, неуверенность) и его распространение в профессиональной и нормативной литературе заставляет метрологов применять его в определенных случаях.

В урофлоуметре результатом является кривая потока, но она состоит из результатов однократных измерений. Искомая величина потока  $\Theta_i$  связана с результатами измеряемых аргументов уравнением (1). Измерение времени происходит в компьютере при использовании его внутреннего счетчика, и поэтому можно допустить его большую точность. Остается только оценка погрешности измерения массы.

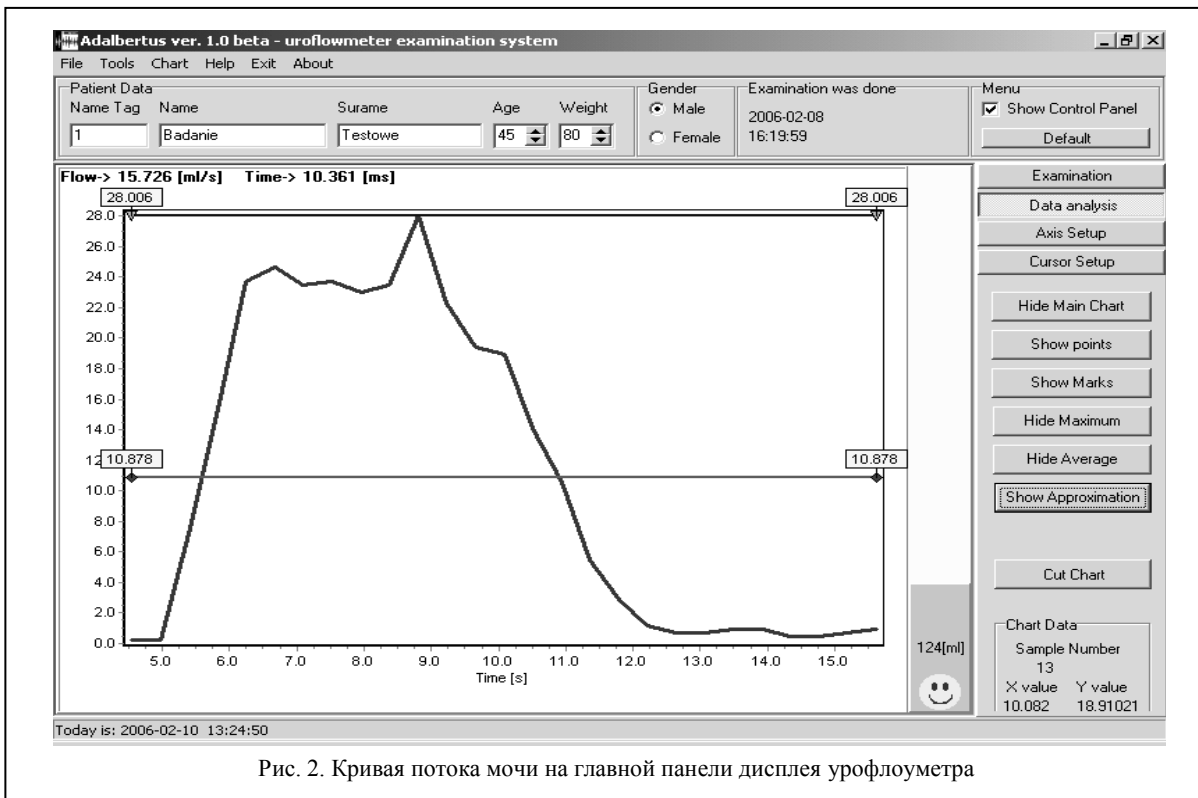


Рис. 2. Кривая потока мочи на главной панели дисплея урофлоуметра

Если предположить равномерное распределение погрешности прибора, то стандартная неопределенность (*standard uncertainty*) измерения массы в цепи вычисляется методом типа В и имеет вид

$$u_B(m_i) = \frac{\Delta m}{\sqrt{3}}, \quad i = 1, \dots, n, \quad (7)$$

где  $\Delta m$  – предельная погрешность прибора.

При линейной зависимости потока от массы (1) влияющие факторы вычисляются как:

$$\frac{\partial \Theta_i}{\partial m_i} = \frac{1}{\Delta t_i}; \quad \frac{\partial \Theta_i}{\partial m_{i-1}} = \frac{-1}{\Delta t_i}. \quad (8)$$

Суммарная стандартная неопределенность (*standard combined uncertainty*) измерения потока определяется следующим образом:

$$u^2(\Theta_i) = \left( \frac{\partial \Theta_i}{\partial m_i} \right)^2 u_B^2(m_i) + \left( \frac{\partial \Theta_i}{\partial m_{i-1}} \right)^2 u_B^2(m_{i-1}). \quad (9)$$

Учитывая (7), (8) и (9):

$$u^2(\Theta_i) = \frac{1}{\Delta t_i^2} \cdot [u_B^2(m_i) + u_B^2(m_{i-1})] = \frac{2 \cdot \Delta m^2}{3 \cdot \Delta t_i^2};$$

$$u(\Theta_i) = \sqrt{\frac{2}{3}} \frac{\Delta m}{\Delta t_i}. \quad (10)$$

Суммарная стандартная неопределенность (10) может быть параметром для оценки неточности измерения, особенно если результат этого измерения используется в последовательных вычислениях. В случае, если результат становится окончательным, надо вычислять т.н. расширенную неопределенность (*expanded uncertainty*)  $U(\Theta_i)$  как

$$U(\Theta_i) = k_p \cdot u(\Theta_i), \quad (11)$$

где  $k_p$  – коэффициент охвата (*coverage factor*), зависящий от принятой доверительной вероятности (*confidence level*)  $P$  и известных распределений погрешностей измерений составляющих неопределенности  $u(\Theta_i)$ . Обычно принимается  $P = 0,95$ , в исключительных случаях  $P = 0,99$ .

Заметим, что формула (11) аналогична формуле (3.3) из [4].

В описываемом случае мы приняли одинаковое равномерное распределение погрешности масс  $m_i, m_{i-1}$ . Коэффициент охвата для сложения таких одинаковых распределений принимается

$$k_p = \sqrt{6} \cdot P. \quad (12)$$

Вышеописанные формулы относятся к вычислениям неопределенности измерений  $Q_{\max}$ ,  $V$  и  $Q_{\text{mid}}$ , а также к каждому пункту кривой потока.

**4. Результаты вычислений.** На основе формул (7) – (12) и приведенных технических параметров измерительной системы (сенсор CL17mp и микропроцессорный прибор CL361A) [5] вычисляются

оценки погрешности (в широком смысле), которые представлены в табл. 1.

Таблица 1

Оценки погрешности

$\Delta m$ – предельная погрешность прибора	0,075 г
$\Delta t_i$	100 мс
$u_B(m_i) = \Delta m / \sqrt{3}$	0,043 г
$u(\Theta_i) = \sqrt{\frac{2}{3}} \frac{\Delta m}{\Delta t_i}$	0,0612 г/се
$k_p = \sqrt{6} \cdot P = \sqrt{6} \cdot 0,95$	2,327
$U(\Theta_i) = k_p \cdot u(\Theta_i)$	0,142 ≈ 0,14

Принимая во внимание факт, что средняя величина потока мочи равна например 10 мл/сек, получаем релятивную погрешность не больше 1,5%, так как

$$\frac{0,14}{10} \cdot 100\% = 1,4\%. \quad (13)$$

Можем считать, что таким образом вычисленная величина не имеет почти никакого влияния на результат урофлоуметрического исследования, а далее, и на медицинский вывод сделанный на его основе.

**Выводы.** Полученные результаты показывают, что разработанный урофлоуметр обладает очень хорошими метрологическими параметрами. Его погрешность (мера неточности) настолько мала, что ее можно не учитывать. На полученной диаграмме кривой потока мочи обозначения величин погрешности измерения являются почти незаметными.

Из приведенного способа вычисления видно, что основное влияние на меньшую величину  $U(\Theta_i)$  оказывает качество (в смысле метрологическом) прибора для измерений массы.

Статья разработана в рамках проекта 3 T10C 035 29.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. *Madersbacher S. et al.* Guidelines on Assessment, Therapy and follow-up of men with lower Tract Symptoms Suggestive of Benign Prostatic Obstruction // *Eur.Urol.* – 2004. – 46. – P. 547-564.
2. *Costantini E., Mearini E., Pajoncini C., Biscotto S., Bini V., Porena M.* Uroflowmetry in female voiding disturbances // *Neurourol.Urodyn.* – 2003. – 22. – P. 569-573.
3. *Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement.* ISO Geneva 1995.
4. *Димов Ю.В.* Метрология, стандартизация и сертификация. – СПб.: Питер, 2004. – 380 с.
5. CL17mp & CL361A. – [Электр. ресурс]. – Режим доступа: <http://www.zepwn.com.pl>.

Поступила 15.03.2006

**Рецензент:** канд. техн. наук Ю.П. Мачехин, ННЦ «Институт метрологии», Харьков.