television scanning optical microscopy // Radiation Measurements. – 2007. – doi: 10. 1016/j. radmeas. 2007. 02. 043. 3. Грицьків З.Д., Педан А.Д. Порівняльний аналіз впливу дифракції на якість зображення у камерному та сканувальному телевізійних мікроскопах. "Оптико - електронні інформаційно-енергетичні технології". Міжнародний науково-технічний журнал. Вінниця. 2007. № 1 (9). - С. 26-31. 4. Свищева Т.Я. Перспективная диагностика. Биорезонансная, световая, темнопольная, люминесцентная.- СПб.: "Издательство "ДИЛЯ", 2006, - 256 с. + цв. вклейки. 5. Педан А.Д., Прудиус И.Н., Шклярский В.И. Сканирующий оптический микроскоп для биомедицины и нанотехнологий // Актуальные вопросы и организационно-правовые основы сотрудничества Украины и КНР в сфере высоких технологий: Материалы IV Междунар. научн.-практ. конф. – К: КиевЦНТЭИ. 2007. – С. 167–170.

ФОРМИРОВАНИЕ ДАННЫХ В УРОФЛОУМЕТРЕ ВЕСОВОГО ТИПА

Скляр О.И.
Харьковский национальный университет радиоэлектроники
61166, Харьков, пр. Ленина, каф. биомедицинских электронных устройств и систем,
тел. (057) 702-13-64,
E-mail: bykh@kture.kharkov.ua; факс (057) 702-11-13

This paper is devoted to the problem of uroflowmeter creation. There is description of data forming at the weight type uroflowmeter. The binary counter and mechano-optical sensor of transference used as the data forming. The sensor allows create the pulse pattern with variable on-off time ratio what dependent from of miction process velocity. The counter converts serial code into parallel code. There are write parallel code at established time. The parallel codes list is data about urine weight. There are proposed two methods of data processing.

Введение. Приборы, предназначенные для измерения параметров мочеиспускания, называют урофлоуметрами. Принцип их построения может быть различным. Основная проблема при создании этого типа приборов — это необходимость измерения такого параметра как динамически изменяемая скорость процесса микции. Одним из способов измерения этого параметра является измерение веса накапливаемой мочи в динамике. Это достаточно сложная проблема, решение которой зависит от типа применяемого датчика. В большинстве случаев используется механический датчик перемещения, который позволяет фиксировать перемещение емкости накопителя с накапливаемой мочой.

Сущность. Предлагаемый способ формирования данных предполагает использование оптико-механического датчика перемещения [1, 2]. Перемещения датчика, вызываемое накапливающейся биожидкостью, создают импульсную последовательность, где количество импульсов и их длительность являются переменными величинами, которые пропорциональны весу накопившейся биожидкости (рис.1), т.е. датчик реагирует на изменение определенного веса биожидкости.

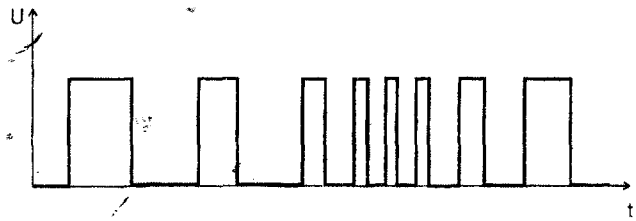

Рисунок 1 — Вид импульсной последовательности, получаемой при перемещении накопителя в урофлоуметре весового типа

Подсчитывая количество импульсов, сформированных датчиком, можно определить вес накопленной биожидкости.

Главным параметром, который должен определяться урофлоуметром, является мгновенная скорость процесса микции. Таким образом, при формировании данных в урофлоуметрах весового типа возникает необходимость преобразования полученной импульсной последовательности, которая характеризует вес накопленной биожидкости, в иной вид, который позволит получить мгновенную скорость мочеиспускания непосредственно, либо вычислить ее.

Как в первом, так и во втором случаях первоначально следует выполнить преобразование последовательного кода от датчика в параллельный, который более удобен для дальнейшей обработки. Это можно выполнить, используя цифровой счетчик.

Собственно получаемый параллельный код и есть данные о весе накопленной мочи в накопителе. Осуществив привязку это кода ко времени можно получить информацию о скорости процесса микции. Такую привязку можно выполнить, используя тактовый генератор.

Для дальнейшей реализации, вышеуказанных двух вариантов определения мгновенной скорости микции, предлагается использовать структурные схемы (рис.2, рис.3).

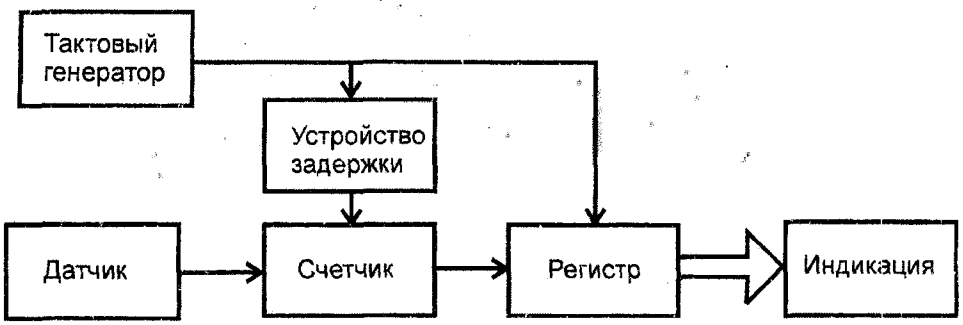

Рисунок 2 — Структурная схема непосредственного определения мгновенной скорости процесса микции

В каждой из предлагаемых структурных схем (рис. 2, рис. 3) привязка ко времени выполняется по-разному и приводит к различному эффекту, хотя соотношение сигналов последовательного кода датчика и сигналов, формируемых тактовым генератором, (рис.4) может быть одним и тем же.

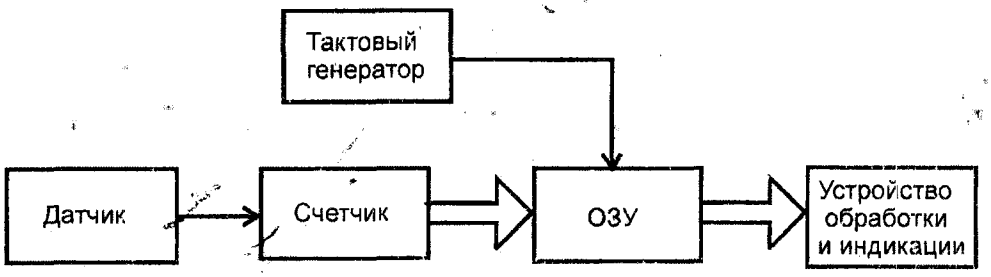

Рисунок 3 — Структурная схема определения мгновенной скорости процесса микции посредством вычислительных процедур

В первом случае (рис.2), если предъявить особые требования к датчику (формирование 1 импульса при изменении веса на 1 мг) и тактовому генератору (период

формируемого импульса 1 с и соотношение длительностей $t_и << t_п$), то задача решается достаточно просто. Счетчик будет подсчитывать количество импульсов прошедших за время 1 с. Импульс от тактового генератора используется для сброса счетчика и запоминания достигнутого счетчиком кода в регистре, при этом сначала информация записывается в регистр, а потом сбрасывается счетчик, что реализуется с помощью устройства задержки. Погрешность в определении скорости определяется соотношением длительностей $t_и, t_п$ (рис. 4б).

Во втором случае (рис. 3) нет необходимости предъявлять особые требования ни к датчику, ни к тактовому генератору, просто их параметры надо знать и использовать в расчетах. Здесь получаемый параллельный код нарастает все время, пока длится процесс микции, но при этом производится его запись в заданные моменты времени, причем соотношение длительностей импульса и паузы значения не имеет, так как запись в ОЗУ осуществляется по срезу записывающего импульса. Таким образом, получаемая информация — это набор значений накопленного веса мочи в динамике. При обработке получают кривую изменения веса накопленной мочи. Процесс вычисления мгновенной скорости может быть произведен после окончания исследований, при этом по вычисленным значениям можно построить график изменения мгновенной скорости мочеиспускания и определить максимальное достигнутое ее значение и время до достижения этого значения.

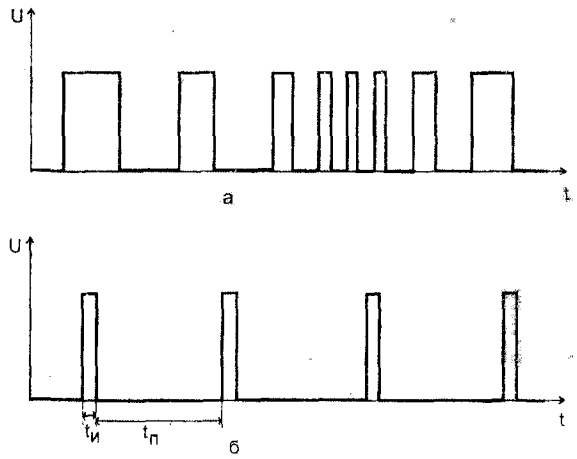

Рисунок 4 — Вид соотношения сигналов, сформированных датчиком (а) и тактовым генератором (б).

Выводы. Оба предлагаемых способа формирования данных в урофлоуметрах весового типа имеют свои достоинства и недостатки. Первый способ (непосредственное определение мгновенной скорости микции) предъявляет особые требования к датчику, но может использоваться в портативной аппаратуре. Второй способ жестких требований к датчику не предъявляет. Но в этом случае информацию о мгновенной скорости микции можно получить только после обработки результатов измерений с проведением определенных вычислений, поэтому этот способ больше подходит для стационарной аппаратуры, где есть возможность подключать измерительную часть урофлоуметра к персональному компьютеру, жесткая программа, записанная в микроконтроллер, в данном случае также малопригодна.

Литература: 1. Л.О. Авер'янова, А.І. Бих, В.М. Головенко, О.І. Скляр. Ваговий принцип побудови комплексу для урофлоуметричної діагностики сечостатевої системи людини. // Технічна електродинаміка, 2006, Тем. Випуск, Ч. 5, С.133-136. 2. Скляр О.І., Авер'янова Л.О. Головенко В.М., Остроушко А.П. Пристрій для вимірювання діурезу. Патент України № 69497 / Бюл.№9 від 15.09.2004