

Б.М. Климашов

## БЕСКОНТАКТНОЕ ИЗМЕРЕНИЕ ТОЛЕРАНТНОГО И ИНТОЛЕРАНТНОГО ВНУТРИГЛАЗНОГО ДАВЛЕНИЯ

### Аннотация

Предлагается способ бесконтактного измерения внутриглазного давления человека по его пульсу, снятому с глаза активной (например, лазерной) оптической системой. Способ позволяет по результатам спектрального анализа тонкой структуры пульса получить искомый результат без воздействия на биообъект. Сравнением пульсовых характеристик, снятых с глаза человека, с параметрами пульса, снятого с его сонной артерии, получают сведения о толерантном и интолерантном глазном давлении.

Предлагаемый способ может быть использован для массовой диспансеризации глазного давления у людей всех возрастов, начиная с новорожденных.

Специалистам известно, что на протяжении многих лет в офтальмологии были распространены неоднозначные суждения по вопросу связи глаукомы с величиной внутриглазного давления [1]. Принимая постулат, что глаукома вызывается при повышенных значениях внутриглазного давления (ВГД), тем не менее медицинские специалисты сталкивались с явлениями, когда она вызывалась и при «низких» значениях ВГД. Этот вопрос достаточно полно осветил в своих трудах А.М. Водовозов [2], введя понятия «толерантного» и «интолерантного» ВГД, тем самым исключив абстрактные понятия «низкое», «высокое» ВГД.

Речь идет о том, что под «низким» ВГД ранее в офтальмологии понималось значение давления ниже среднестатистической величины. Так называемое низкое ВГД для конкретного человека может оказаться далеко не низким и в конечном счете может приводить к глаукоме.

Современной теорией офтальмологии подтверждается, что ВГД прямо пропорционально артериальному давлению в артерии, которое в то же время зависит как от артериального давления в сосудах цилиарного тела глаза, так и от объема внутриглазной жидкости. Практической реализации теоретического положения о «толерантном» и «интолерантном» ВГД способствовал предложенный пульсовой способ (механизм) оценки артериального давления сердечно-сосудистой системы [3].

По А.М. Водовозову, в глазных сосудах имеется участок систолического артериального давления в диапазоне от 90 до 130 мм рт. ст., при котором нет строгой пропорциональности между артериальным давлением и ВГД [2]. Поэтому при рассмотрении корреляционной связи между артериальным давлением в сосудах и ВГД следует принимать в расчет диастолическое артериальное давление, которое по всем диапазонам величин имеет практически прямую пропорциональность с ВГД [2].

Показания артериального давления в сосудах глаза зависят как от характера изменения величины артериального давления внутренней сонной артерии, так и от объема внутриглазной жидкости.

В этом случае для оценки ВГД может быть использована линейная корреляционная связь диастолического артериального давления в сосудах цилиарного тела глаза с ВГД, но тогда необходим выбор соответствующих коэффициентов корреляции.

Коэффициенты корреляции между диастолическим давлением во внутренней сонной артерии и в сосудах глаза принимают значения соответственно  $K_t = 0,15$ ;  $K_{it} = 0,05$ , а коэффициенты  $Z$ , которыми обеспечивается метрологическая размерность измерений, принятая в медицинской практике (мм рт. ст.), остаются неизменными:  $Z(ca) = 90$ ;  $Z(zc) = 60$ . Их значения используются при оценке давления соответственно в сонной артерии ( $ca$ ) и сосудах глаза ( $zc$ ) [4]. На *рис. 1* приведена структура устройства вычислителя ВГД без физического контакта измерителя с роговицей глаза [4].

Такое устройство содержит измерительный преобразователь 1, пороговый элемент 2, генератор тактовых импульсов 3, аналого-цифровой преобразователь 4, счетчик 5, оперативно-запоминающее устройство 6, блок управления 7, вычислитель длительности систолы 8, а также вычислители соответственно: суммы амплитуд систолы 9, максимальной амплитуды систолы 10, систолического давления в сонной артерии 11, систолического давления в сосудах глаза 12, переключатель режимов 13, вычислитель глазного давления 14, индикатор 15.

Бесконтактный способ измерения внутриглазного давления основан на измерении деформации сосудов глазного яблока и сонной артерии за счет кровенаполнения и заключается в применении следующих операций.

На расстоянии нескольких миллиметров от роговицы глаза устанавливается первый лазерный датчик (например ИК-диапазона), преобразующий пульсограмму в электрический импульс. Второй датчик этого же диапазона прижимается к коже в области внутренней сонной артерии и определяют длительность цикла пульсограммы  $T_c$ , вычисляя длительность систолы  $T_s$  по формуле

$$T_s = 0,324\sqrt{T_c}.$$

Затем определяют длительность диастолы по формуле

$$T_d = T_c - T_s;$$

определяют  $N_d$  – число временных дискрет  $t_d$  за период диастолы  $T_d$  по формуле

$$N_d = T_d / t_d;$$

определяют  $N_c$  – число временных дискрет  $t_d$  за период пульса  $T_c$  по формуле

$$N_c = T_c / t_d,$$

где  $t_d$  – дискретный отрезок времени, величина, обратно пропорциональная двойной верхней частоте спектра импульса, оценивают максимальное напряжение дискреты за период диастолы в сонной артерии  $U_m(D_{ca})$  и глазных сосудах  $U_m(D_{zc})$ .

В дальнейшем оценивают напряжение импульса в отдельных дискретах диастолы сонной артерии  $U_m(D_{ca})$  и в глазных сосудах  $U_m(D_{zc})$ , определяют диастолическое давление в сонной артерии  $P(D_{ca})$  и глазных сосудах  $P(D_{zc})$  по формуле

$$P(D_{ca;zc}) = \frac{U_{\max}(D_{ca;zc}) \cdot N_{d(ca;zc)} \cdot Z_{(ca;zc)}}{\sum_{n=1}^{N_d} U_n(D_{ca;zc})},$$

где  $Z_{(ca;zc)}$  – соответственно коэффициенты размерности давления для сонной артерии или глазных сосудов:  $Z_{ca} = 90$ ,  $Z_{zc} = 60$ , определяют толерантное  $Pt$  и интолерантное  $Pit$  давления по формулам

$$Pt = P(D_{ca}) \cdot Kt; Pit = P(D_{zc}) \cdot Kit,$$

где  $Kt = 0,15$ ;  $Kit = 0,05$  – значения коэффициентов корреляции между диастолическим давлением в сосудах соответственно сонной артерии и цилиарного тела глаза с внутриглазным давлением.

Предлагаемое устройство работает следующим образом.

Измерительный преобразователь 1 устанавливается на расстоянии нескольких миллиметров от роговицы глаза перед лимбом области проекции цилиарного тела при измерении интолерантного внутриглазного давления либо непосредственно в контакте с местом расположения внутренней сонной артерии при измерении толерантного внутриглазного давления и преобразует кровенаполнение в сосудах в электрический сигнал (импульс). Импульс с измерительного преобразователя 1 поступает на вход порогового элемента 2 и на информационный вход аналого-цифрового преобразователя 4, информационный выход которого соединен с информационным входом оперативно-запоминающего устройства 6, вход записи которого соединен с первым выходом блока управления 7, первый вход которого соединен с выходом порогового элемента 2 и входом генератора тактовых импульсов 3, запускаемого на время существования данного импульса (на длительность пульса). Этот импульс подается также на первый вход блока 7, сигнализируя о начале обработки данного удара пульса. Импульсы с выхода генератора тактовых импульсов 3 поступают на счетный вход счетчика 5 и на

второй вход (запуска) аналого-цифрового преобразователя 4, в котором входной аналоговый сигнал измерительного преобразователя 1 преобразуется в цифровой код. По окончании каждого преобразования на первом выходе блока 4 формируются импульсы «конец преобразования», которые поступают на девятый вход блока управления 7, а на втором цифровом выходе блока 4 присутствуют цифровые коды амплитуд входного сигнала. По сигналу «конец преобразования» блок 7 на своем первом выходе формирует нарастающий цифровой адрес, начиная с адреса АДР = 1 и заканчивая адресом АДР =  $N_c$ , поступающий на второй адресный вход оперативно-запоминающего устройства 6, каждый из которых сопровождается сигналом «запись», поступающим с восьмого выхода блока 7 на третий вход сигнала записи блока 6.

Таким образом, присутствующие на первом входе блока 6 цифровые коды записываются последовательно в блоке 6, начиная с адреса АДР = 1 и заканчивая адресом АДР =  $N_c$ . Задний фронт импульса с выхода блока 2 запрещает работу генератора тактовых импульсов 3 и служит командным сигналом к началу дальнейших вычислений, одновременно останавливая работу счетчика 5, на выходе которого присутствует цифровой код  $N_d$ . Следовательно, в результате проделанных действий в блоке 6 находится проквантованный импульс удара пульса в цифровом коде.

Длительность пульса  $T_c$  с погрешностью шага квантования равна

$$T_c = N_c \cdot T_{ген},$$

где  $N_c$  – число подсчитанных счетчиком 5 импульсов генератора тактовых импульсов 3;  $T_{ген}$  – период выходного сигнала генератора тактовых импульсов 3.

На шестом выходе блока 7 формируется сигнал запуска вычислителя длительности систолы 8, поступающий на второй вход этого вычислителя, на первый вход которого и восьмой вход блока 7 поступает цифровой код  $N_c$  с выхода счетчика 5. Вычислитель 8 производит вычисления длительности систолы в соответствии с формулой

$$T_s = 0,324 \sqrt{N_c \cdot T_{ген}}.$$

Окончание вычислений длительности систолы сопровождается выдачей на первом выходе вычислителя 8 сигнала «конец вычислений», поступающего на первый вход вычислителя 9 и на шестой вход блока 7. Со второго выхода вычислителя 8 выдается результат вычислений. Затем блок 7 считывает цифровой код  $N_d$ , поступающий на его седьмой вход со второго выхода блока 8, и затем формирует на первом выходе нарастающий адрес, начинающийся с адреса АДР = 1 и заканчивающийся АДР =  $N_d$ , который поступает на второй адресный вход оперативно-запоминающего устройства 6. При этом каждый адрес сопровождается сигналом «чтение», поступающим с девятого выхода блока 7 на четвертый вход блока 6, получение которого сопровождается выдачей информации  $A1...AN_s$ ,

находящейся по данным адресам, на выход блока 6.

Одновременно с подачей каждого сигнала «чтение» блок 7 формирует на своем четвертом выходе сигнал «прием», который поступает на третий вход вычислителя суммы амплитуд систолы 9 и второй вход вычислителя максимальной амплитуды систолы 10. По каждому сигналу «прием» вычислители 9 и 10 принимают цифровые коды с выхода блока 6, которые поступают на вторые входы блока 9 и блока 10, и размещают их в своей внутренней памяти. После подачи  $N_d$  команд «прием» блок 7 на своем пятом выходе формирует сигнал запуска вычислителей 9 и 10, поступающий соответственно на второй вход вычислителя 9 и третий вход вычислителя 10.

Вычислитель 9 производит вычисления в соответствии с формулой

$$A = \sum_{i=1}^{N_d} A_i \cdot N_d,$$

где  $A$  – сумма амплитуд диастолы;  $A_i$  – цифровые коды амплитуд импульса, относящиеся к диастоле.

Значения  $N_d$  поступают на первый вход вычислителя 9 с первого выхода вычислителя 8. Вычислитель 10 производит вычисления в соответствии с формулой

$$U_{max.d} = \text{MAX}(A1; A2; \dots; AN_d).$$

По окончании вычислений на вторых выходах вычислителей 9 и 10 формируются сигналы «конец

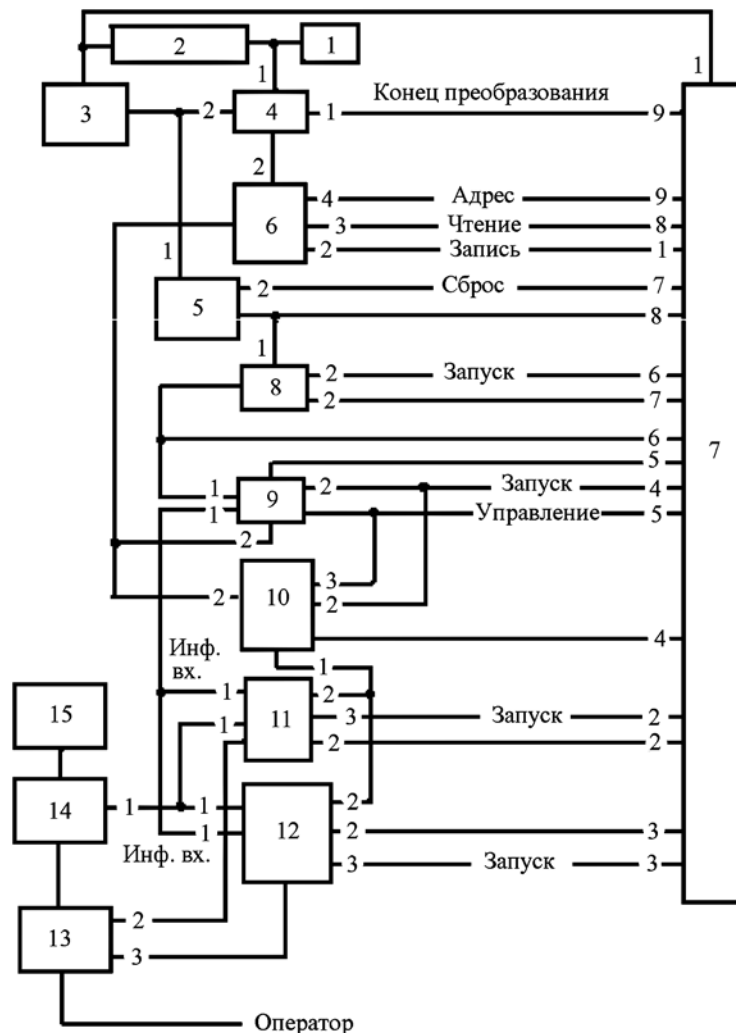


Рис. 1. Структурная схема вычислителя толерантного и интолерантного внутриглазного давления: 1 – измерительный преобразователь; 2 – пороговый элемент; 3 – генератор тактовых импульсов; 4 – аналого-цифровой преобразователь; 5 – счетчик; 6 – оперативно-запоминающее устройство; 7 – блок управления; 8 – вычислитель длительности систолы; 9 – вычислитель суммы амплитуд систолы; 10 – вычислитель максимальной амплитуды систолы; 11 – вычислитель систолического давления в сонной артерии; 12 – вычислитель систолического давления в сосудах глаза; 13 – переключатель режимов; 14 – вычислитель глазного давления; 15 – индикатор

вычислений», поступающие соответственно на пятый и четвертый входы блока управления 7. На первых выходах вычислителей 9 и 10 формируются цифровые коды результатов вычислений. Далее блок управления 7 на своем втором и третьем выходе формирует сигналы запуска вычислителей диастолического давления соответственно сонной артерии в блоке 11 и сосудов глаза в блоке 12, поступающие на их третьи входы.

На первые входы вычислителей 11 и 12 поступает цифровой код  $A$  с первого выхода вычислителя 9, а на вторые входы вычислителей 11 и 12 поступает цифровой код  $U_{max,d}$  с первого выхода вычислителя 10. Вычислитель 10 производит вычисления в соответствии с формулой

$$P(d) = 90 U_{max,d} / A.$$

По окончании вычислений на вторых выходах вычислителей 11 и 12 формируется сигнал «конец преобразований», поступающий соответственно на второй и третий входы блока 7, а на первых выходах блоков 11 и 12 формируется код  $P(d)$ , который поступает на первый вход вычислителя толерантного и интолерантного давлений 14.

Толерантное давление  $P_t$  и интолерантное давление  $P_{it}$  определяют с учетом измеренного значения диастолического давления соответственно в сонной артерии  $P(D_{ca})$  и сосудах глаза  $P(D_{ce})$  по формулам

$$P_t = P(D_{ca}) \cdot K_t;$$

$$P_{it} = P(D_{ce}) \cdot K_{it},$$

где  $K_t$ ,  $K_{it}$  – коэффициенты пропорциональности и размерности, значения которых экспериментально [4] установлены:  $K_t = 0,2 \pm 0,015$ ;  $K_{it} = 0,1 \pm 0,015$ .

В процессе измерений в работе участвует один из вычислителей диастолического давления: при измерении давления в сонной артерии участвует в работе вычислитель 11, а при измерении диастолического давления в сосудах глаза – вычислитель 12. Управление работой вычислителей 11 и 12 осуществляется оператором путем переключения их режимов работы при помощи переключателя 13, первый выход которого соединен со вторым входом вычислителя 14, выход которого соединен с входом индикатора 15, а второй и третий выходы блока 13 соединены для переключения режимов работы с четвертыми входами вычислителей 11 и 12. Блок 7 формирует на своем седьмом выходе импульс сброса, поступающий на второй вход счетчика 5.

Далее процесс повторяется.

Учитывая многофункциональный характер алгоритма работы блока управления 7, структурно он может быть выполнен программно, с использованием элементов вычислительной техники.

Опытные исследования макета бесконтактного измерителя внутриглазного давления проводились на существующей базе отечественного микропроцессорного комплекта К580, в который входят микропроцессор К580ИК80, системный контроллер К580ИК28, шинные формирователи К580ВА86.

Алгоритмы работы и необходимых вычислений программировались в постоянном запоминающем устройстве, собранном на микросхеме типа К573РФ2 [4]. Через порт ввода К580ИК55 подключался блок динамической индикации измеренных внутриглазных давлений, а в качестве индикаторных элементов были использованы светодиодные сборки типа АЛС324Б. Счетчик 5 также реализовывался программно, путем подсчета числа сигналов готовности аналого-цифрового преобразователя. Пороговое устройство реализовалось программно, путем сравнения цифрового кода, получаемого с АЦП – блока 4, с некоторым заранее заданным порогом. Так, например, в разработанном устройстве [4] этот порог выбран в пределах 0,01 от ожидаемой средней амплитуды пульса. Переключатель 13 может быть любым, в том числе и галетного типа.

## Заключение

Рассмотренный способ бесконтактного измерения ВГД обеспечивает принципиальную возможность диагностирования глаукомы у человека на самой ранней стадии ее развития путем получения регулярных сведений о тенденциях повышения ВГД.

Прибор, работа которого основана на анализе пульсового сигнала, снятого с глаза оптическим датчиком, позволяет проводить индивидуальную проверку и массовую диспансеризацию глазного давления у людей всех возрастов, начиная с новорожденных.

Благодаря относительной простоте использования, предлагаемое устройство (прибор) бесконтактного измерения ВГД может иметь широкое медицинское применение, например в до- и послеоперационные периоды, при контроле эффективности медикаментозного или физиотерапевтического лечения глаз (глаукомы) и т. п.

## Список литературы:

1. Бочкарева А.А., Ерошевский Т.И., Нестеров А.П. и др. Глазные болезни. Учебник / Под ред. А.А. Бочкаревой. 3-е изд. – М.: Медицина, 1989. 416 с.
2. Водовозов М. Толерантное и интолерантное внутриглазное давление при глаукоме. – Волгоград: БИ, 1991. 160 с.
3. Климашов Б.М. Способ определения давления крови / Патент № 1804785. Заявка № 4730920, приоритет от 22 августа 1989 г.
4. Климашов Б.М. Способ бесконтактного измерения внутриглазного давления и устройство его осуществления / Патент № 2103906. Заявка № 92012883, приоритет от 21 декабря 1992 г.

Борис Михайлович Климашов,  
канд. техн. наук, доцент,  
Самарский государственный  
технический университет,  
г. Самара,  
e-mail: bmkl@sama.ru