

УДК 615.83

А. В. КИПЕНСКИЙ, д-р техн. наук, проф., НТУ «ХПИ»;
В. В. КУЛИЧЕНКО, канд. техн. наук, НТУ «ХПИ»;
Н. В. МАХОНИН, инженер, НТУ «ХПИ»;
А. А. КОРОБКА, студент, НТУ «ХПИ»;

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ МЕТОДОВ ИМПУЛЬСНОЙ МОДУЛЯЦИИ В МЕДИЦИНСКИХ ОЗОНАТОРАХ

В работе проанализированы различные способы регулирования параметров озono-кислородной смеси в медицинских озонаторах. Показана целесообразность использования методов импульсной модуляции для регулирования концентрации озона в озono-кислородной смеси и ее расхода. Предложена структурная схема обеспечивающая регулирование параметров озono-кислородной смеси методом импульсной модуляции. Описан принцип формирования управляющих импульсов микропроцессорной системой импульсного управления, которая позволяет регулировать параметры ОКС методами широтно-импульсной или частотно-импульсной модуляции.

Ключевые слова: озонотерапия, медицинский озонатор, озono-кислородная смесь, широтно-импульсная модуляция, система управления, микропроцессор.

Введение. Для получения озона в медицинских озонаторах наиболее часто используют электрофизический метод, состоящий в создании объемного барьерного разряда в газовом промежутке разрядной камеры (РК), через который пропускают медицинский кислород [1, 2]. Источником кислорода являются баллоны, которые подключены к входу озонатора непосредственно или через кислородную сеть медицинского учреждения, значительно реже используются кислородные концентраторы.

Барьерный разряд в РК возникает под действием высоковольтного переменного напряжения [3, 4], которое прикладывается к электродам, разделенным одним или двумя изоляторами и газовым промежутком [5, 6]. В результате этого на выходе РК образуется озono-кислородная смесь (ОКС), которая характеризуется двумя основными параметрами – объемная скорость (расход) и концентрация озона (КО) в ОКС.

Регулирование КО в ОКС обычно достигается за счет регулирования амплитуды переменного напряжения, которое прикладывается к электродам РК [7]. При этом регулировочная характеристика (зависимость КО в ОКС от амплитуды приложенного переменного напряжения) будет иметь три

характерных участка. На первом участке синтез озона будет практически отсутствовать из-за недостаточности напряжения на электродах РК для возникновения разрядов. Второй участок является рабочим и, именно на нем возможно регулирование КО в ОКС в некотором диапазоне. Третий участок характеризуется повышенной интенсивностью возникновения разрядов, что, с одной стороны, способствует повышению КО в ОКС, а с другой стороны, приводит к повышению температуры внутри РК и, следовательно, к ускорению процесса разложения озона. Таким образом, для регулирования КО в ОКС возможно использование только второго (довольно узкого) участка. Поскольку диапазон регулирования КО в ОКС в медицинских озонаторах составляет порядка 1:1000, то обеспечение такого диапазона оказывается далеко не всегда возможно лишь за счет регулирования амплитуды переменного напряжения, которое прикладывается к электродам РК.

Регулирование расхода ОКС через пневматический тракт озонатора обычно осуществляется двумя путями [8]. Первый состоит в том, что вручную изменяют площадь поперечного сечения пневматического тракта, для чего используют специальные вентили. Однако такой путь позволяет обеспечивать заданный расход ОКС лишь при условии, что давление кислорода на входе озонатора изменяться не будет, а пневматическое сопротивление на его выходе будет иметь некоторое постоянное значение. В медицинских учреждениях обеспечение таких условий практически не реально.

Второй путь регулирования расхода ОКС через пневматический тракт озонатора состоит в изменении давления кислорода на его входе. Такая задача может быть решена с помощью автоматического регулятора, который благодаря наличию обратной связи, позволит не только регулировать давление кислорода, но и обеспечит его стабилизацию. При этом, также как и в предыдущем случае, расход ОКС задается вручную, а для его измерения необходим специальный прибор.

Рассмотренные принципы регулирования расхода ОКС были использованы в свое время в некоторых медицинских озонаторах, однако современные тенденции медицинского озонаторостроения предполагают автоматизацию всех этапов процесса синтеза ОКС с заданными параметрами, включая и процесс управления расходом.

Цель данной работы состоит в анализе возможностей использования методов импульсной модуляции для регулирования концентрации озона в ОКС и ее расхода при решении задач автоматизации всех этапов процесса синтеза озона в медицинских озонаторах.

Регулирование концентрации озона. Для обеспечения регулирования КО в ОКС в широком диапазоне было предложено регулировать не только амплитуду переменного напряжения на электродах разрядной камеры (РК), но и дополнительно осуществлять импульсную модуляцию этого напряжения [9]. Такой прием был, в частности, использован в медицинском озонаторе ОМ 80/1, где регулирование КО в ОКС было обеспечено в диапазоне 1:800 [10].

Структурная схема, обеспечивающая такой способ регулирования, приведена на рис. 1. Здесь энергетическая часть (ЭЧ) системы электропитания

РК выполнена в виде последовательно соединенных сетевого фильтра (СФ), неуправляемого выпрямителя (НВ) с фильтром (Ф1), широтно-импульсного преобразователя (ШИП) с фильтром (Ф2) и инвертора напряжения (ИН), нагруженного повышающим высокочастотным трансформатором (Т).

Выпрямитель с фильтром обеспечивает в такой системе выпрямление переменного напряжения питающей сети и сглаживание его пульсаций. Широтно-импульсный преобразователь позволяет компенсировать нестабильность напряжения питающей сети и регулировать амплитуду входного напряжения инвертора. Инвертор преобразует постоянное напряжение на своем входе в переменное на выходе, которое через трансформатор прикладывается к разрядной камере (РК).

Формирование управляющих сигналов u_{y1} для ШИП и u_{y4} для ИН осуществляется микропроцессорной системой импульсного управления (МПСИУ). Преобразование управляющего воздействия N_{y1} в последовательность управляющих импульсов u_{y1} с заданными частотно-временными параметрами осуществляется цифро-импульсным преобразователем (ЦИП 1). Управляющее воздействие N_{y1} вычисляется в микропроцессорном блоке (МПБ) с учетом заданного значения КО в ОКС (сигнал N_{C3} от задатчика ЗКО), ее расхода и сигнала обратной связи по выходному току ШИП (на рис. 1 канал обратной связи по току не показан). Компенсация нестабильности напряжения питающей сети осуществляется за счет использования в качестве тактовых импульсов при выполнении ЦИ-преобразований сигнала с частотой f_d , которая пропорциональна входному напряжению ШИП [11]. Для формирования сигнала с частотой f_d в МПСИУ предусмотрен преобразователь напряжение-частота (ПНЧ) или другими словами – частотно-импульсный модулятор.

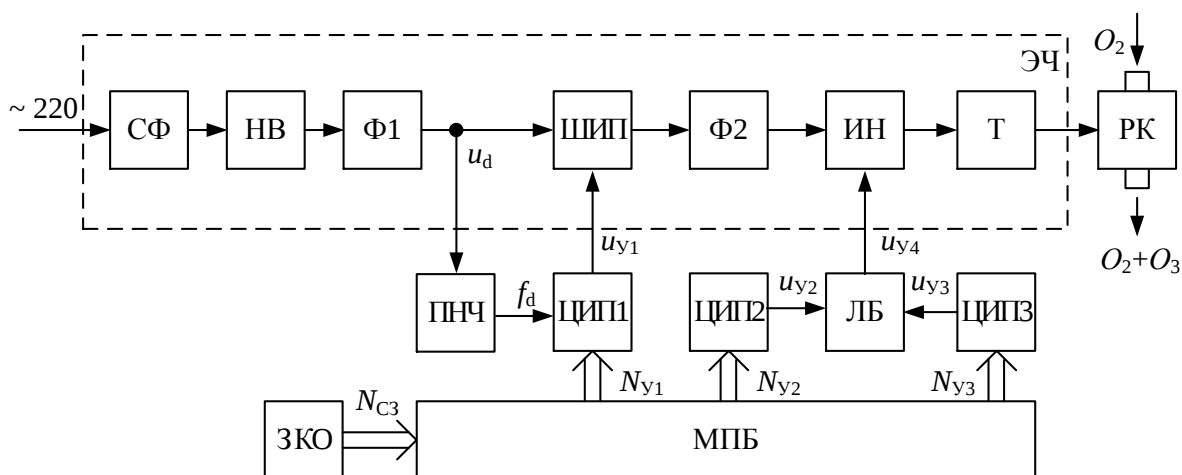


Рис. 1 – Структурная схема системы регулирования КО в ОКС

Управляющий сигнал u_{y4} представляет собой две идентичных импульсных последовательности, в которых импульсы следуют с фазовым сдвигом 180 эл. град. друг относительно друга. Частота следования импульсов и их длительность определяются управляющим воздействием N_{y2} , которое

преобразуется в последовательность импульсов u_{y2} с помощью ЦИП 2. Распределение импульсов u_{y2} по управляющим входам инвертора (т.е. получение управляющего сигнала u_{y4}) осуществляется логическим блоком (ЛБ). Кроме того в ЛБ осуществляется импульсная модуляция сигнала u_{y2} сигналом u_{y3} , что, в свою очередь, приводит к импульсной модуляции переменного напряжения на разрядной камере. Такой прием, во-первых, позволяет обеспечивать на электродах РК напряжение с амплитудой, необходимой для устойчивого образования разрядов, а во вторых – регулировать мощность электрической энергии, подводимой к РК, в широком диапазоне и с достаточно большой точностью. Формирование сигнала u_{y3} осуществляется с помощью ЦИП 3. Управляющие воздействия N_{y2} и N_{y3} вычисляются с учетом заданных значений КО в ОКС и ее расхода.

Проведенные исследования показали, что рассмотренная система регулирования обеспечивает заданную КО в ОКС при всех возможных значениях расхода (от 0,1 до 1 л/мин) и отклонениях напряжения питания озонатора в пределах $\pm 10\%$ [12].

Регулирование расхода. Для медицинского озонатора ОМ 80/1 в свое время была разработана автоматическая система управления расходом ОКС [13]. В этой системе последовательно с регулятором давления был включен стабилизатор давления, который обеспечивал стабильность перепада давления на краях пневматического тракта озонатора. Дискретное регулирование расхода ОКС по двоичному принципу осуществлялось дроссельно-клапанным блоком. Испытания озонатора с такой системой показали, что она обеспечивает регулирование расхода ОКС с отклонением от заданного значения не более чем 5% , как при изменении давления кислорода на входе озонатора на $\pm 50\%$, так и при изменении сопротивления нагрузки во всем реальном диапазоне [12]. Однако массогабаритные показатели дроссельно-клапанного блока оставляют желать лучшего. Именно поэтому такую систему целесообразно использовать только тогда, когда необходимо строгое дозирование расхода ОКС и его стабилизация при наличии значительных возмущающих факторов.

Для улучшения массогабаритных показателей озонатора была разработана система с широтно-импульсной модуляцией потока озono-кислородной смеси (см. рис. 2) [14]. Медицинский кислород O_2 поступает в такую систему от кислородного баллона (КБ) через редуктор (Р), который снижает и в некоторой степени поддерживает давление на входе системы регулирования. Регулятор давления (РД) служит для дополнительного снижения давления кислорода на входе электромагнитного клапана (ЭМК), что необходимо для обеспечения регулирования расхода ОКС в заданном диапазоне. Однако этот элемент обеспечивает стабилизацию давления кислорода на своем выходе только при неизменном значении расхода. Поэтому задача стабилизации расхода ОКС была полностью возложена на МПБ и ЭМК. В качестве датчика расхода ОКС в системе использован дифференциальный датчик давления (ДДД), подключенный параллельно диафрагме (Дф). Сглаживание пульсаций газового потока осуществляется с помощью разрядной камеры (РК) коаксиального типа, которая служит, в данном случае, еще и ресивером.

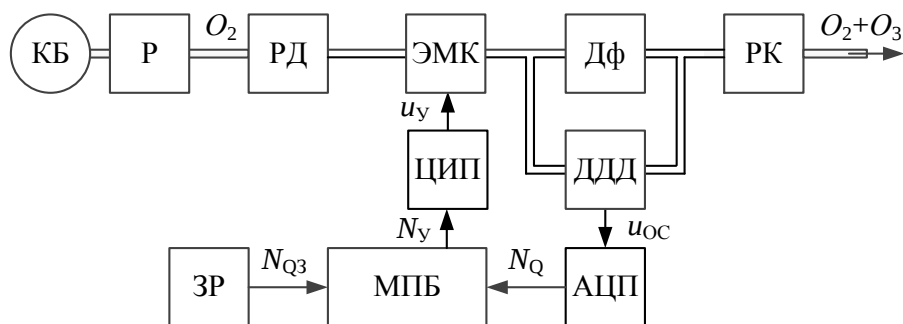


Рис. 2 – Структурная схема системы регулирования расхода ОКС

Формирование импульсов u_y для управления ЭМК осуществляется с помощью ЦИП, который в импульсную последовательность преобразует управляющее воздействие N_y . Управляющее воздействие N_y вычисляется в МПБ с учетом заданного значения расхода (сигнал N_{Q3} от задатчика ЗР) и сигнала обратной связи u_{OC} , который поступает от ДДД и вводится в МПБ через АЦП (сигнал N_Q). Сопоставительный анализ систем регулирования расхода [13, 14] показал, что использование метода широтно-импульсной модуляции потока ОКС позволяет существенно улучшить массогабаритные показатели пневматической части озонатора (в 10 раз по массе и в 5 раз по габаритам). Экспериментальные исследования такой системы показали, что при различных значениях давления (от 25 до 100 кПа) кислорода на входе озонатора и при различных значениях пневматического сопротивления нагрузки (все реальные виды) на его выходе, отклонения фактического значения расхода ОКС от заданного значения не превышали 10 %.

Формирование управляющих импульсов. Для реализации МПСИУ энергетическими и вещественными потоками в медицинских озонаторах была использована теория цифро-импульсных и импульсно-цифровых преобразований [15]. На рис. 3 приведена функциональная схема ЦИП, которая позволяет регулировать параметры ОКС методами широтно-импульсной или частотно-импульсной модуляции.

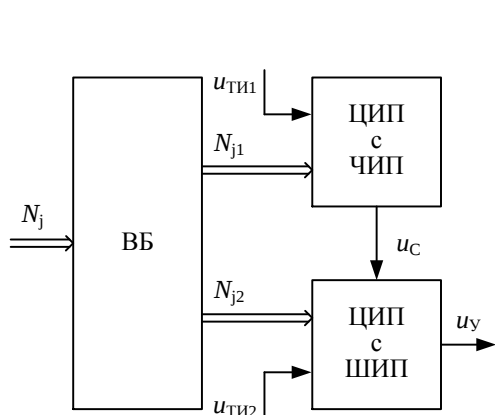


Рис. 3 – Цифро-импульсный преобразователь

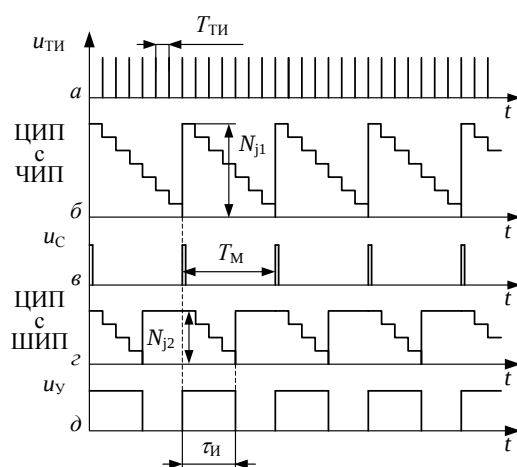


Рис. 4 – Временные диаграммы формирования управляющих импульсов

Принцип формирования управляющих импульсов состоит в следующем. Управляющее воздействие N_j , которое поступает на вход вычислительного блока (ВБ), содержит информацию как о периоде следования управляющих (модулирующих) импульсов T_M (например, n старших разрядов числа N_j , т.е. $-N_{jCT}$), так и об их длительности τ_i (например, m младших разрядов числа N_j , т.е. $-N_{jML}$).

Если для регулирования параметра ОКС используется метод широтно-импульсной модуляции, то в функции управляющего воздействия вычисляется число $N_{j2} = f_1(N_{jML})$, а число N_{j1} выбирается с учетом требуемого значения частоты f_M модуляции

$$N_{j1} = f_{\text{ТИ1}} / f_M, \quad (1)$$

где $f_{\text{ТИ1}}$ – частота тактовых импульсов ($f_{\text{ТИ1}} = 1 / T_{\text{ТИ1}}$).

Преобразование числа N_{j1} в последовательность синхронизирующих импульсов u_C , следующих с частотой f_M , осуществляется в ЦИП с частотно-импульсным законом преобразования (ЧИП) путем уменьшения этого числа на единицу с приходом каждого из тактовых импульсов $u_{\text{ТИ1}}$, которые следуют с периодом $T_{\text{ТИ1}}$ (см. рис. 4, а, б, где $T_{\text{ТИ1}} = T_{\text{ТИ2}} = T_{\text{ТИ}}$). По окончании отсчета числа N_{j1} на выходе ЦИП с ЧИП формируется импульс синхронизации u_C . Период следования этих импульсов будет равен $T_M = N_{j1} \cdot T_{\text{ТИ1}}$.

Формирование последовательности управляющих импульсов u_y с длительностью τ_i осуществляется в ЦИП с широтно-импульсным законом преобразования (ШИП). Появление синхронизирующего импульса u_C на входе этого преобразователя приводит к формированию фронта управляющего импульса u_y на его выходе (см. рис. 4, в, д). Срез этого импульса формируется по окончании отсчета числа N_{j2} , который осуществляется путем его уменьшения на единицу с приходом каждого тактового импульса $u_{\text{ТИ2}}$ (см. рис. 4, а, г, д). Длительность τ_i управляющих импульсов u_y при этом будет определяться выражением

$$\tau_i = N_{j2} \cdot T_{\text{ТИ2}}. \quad (2)$$

В том случае, когда для регулирования используется метод частотно-импульсной модуляции, в функции управляющего воздействия вычисляется число $N_{j1} = f_2(N_{jCT})$, а число N_2 выбирается с учетом требуемого значения длительности τ_i управляющих импульсов u_y . Частота следования управляющих импульсов при этом будет определяться выражением

$$f_M = f_{\text{ТИ1}} / N_{j1}. \quad (3)$$

Для обеспечения линейности передаточной характеристики ЦИП с ЧИП число N_{j1} должно быть предварительно обработано в соответствии с выражением

$$N_{j1 \text{ ЛИН}} = \frac{f_{\text{Мmin}} (2^n - 1)^2}{f_{\text{Мmax}} \cdot N_{j1}}, \quad (4)$$

где f_{Mmin} и f_{Mmax} – минимальное и максимальное значения частоты модуляции в заданном диапазоне регулирования.

С учетом того, что значение тактовой частоты для выполнения указанных ЦИ-преобразований, выбирается из условия

$$f_{\text{ТИ1}} = (2^n - 1)f_{\text{Mmin}}, \quad (5)$$

то, после подстановки (4) и (5) в (3), нетрудно убедиться в линейности передаточной характеристики ЦИП с ЧИП

$$f_{\text{МЛИН}} = \frac{f_{\text{Mmax}} \cdot N_{\text{j1}}}{(2^n - 1)}. \quad (6)$$

Если МПСУ используется для стабилизации и регулирования выпрямленного и сглаженного напряжения питающей сети U_d , то выражение для среднего значения такого напряжения U_{CP} будет иметь вид

$$U_{\text{CP}} = U_d \cdot \tau_{\text{И}} / T_{\text{М}}. \quad (7)$$

Поскольку для выполнения ЦИ-преобразований в этом случае используются тактовые импульсы, частота следования которых пропорциональна напряжению U_d , т.е. $f_{\text{ТИ2}} = kU_d$ (см. рис. 1), а длительность импульсов управления определяется как $\tau_{\text{И}} = N_{\text{j2}}/kU_d$, то выражение (7) может быть переписано в виде

$$U_{\text{CP}} = N_{\text{j2}} / kT_{\text{М}}. \quad (8)$$

Из последнего выражения следует, напряжение на выходе широтно-импульсного преобразователя будет инвариантным к изменениям напряжения питающей сети.

При регулировании КО в ОКС методом импульсной модуляции переменного напряжения с амплитудой U_m , которое прикладывается к электродам РК, его среднедействующее значение $U_{\text{срд}}$ может быть определено как

$$U_{\text{срд}} = \frac{U_m \cdot \tau_{\text{И}}}{T_{\text{М}} \cdot \sqrt{2}} \quad \text{или} \quad U_{\text{срд}} = \frac{U_m \cdot N_{\text{j2}} \cdot T_{\text{ТИ2}}}{\sqrt{2} \cdot N_{\text{j1}} \cdot T_{\text{ТИ1}}}. \quad (9)$$

При периодическом открывании и закрывании электромагнитного клапана с целью регулирования расхода ОКС, его среднее значение Q_{CP} в первом приближении будет определяться выражением

$$Q_{\text{CP}} = \frac{Q_m \cdot \tau_{\text{И}}}{T_{\text{М}}} \quad \text{или} \quad Q_{\text{CP}} = \frac{Q_m \cdot N_{\text{j2}} \cdot T_{\text{ТИ2}}}{N_{\text{j1}} \cdot T_{\text{ТИ1}}}, \quad (10)$$

где Q_m – расход ОКС через открытый клапан.

Наличие заваленного фронта и затянутого среза у импульса расхода вносит некоторую поправку в выражение (10), однако, путем незначительного усложнения алгоритма управления обеспечивается регулирование и стабилизация

расхода ОКС с погрешностью не более 10 % [16].

Вывод. В заключение следует отметить, что использование методов импульсной модуляции в медицинских озонаторах позволяет, прежде всего, обеспечить точную отработку всех заданных параметров ОКС, а также способствует улучшению массогабаритных показателей систем регулирования энергетических и вещественных потоков.

Список литературы: 1. Карпенко А. И. Широкодиапазонный генератор озона / Карпенко А. И., Косарев А. В. / Патент РФ № 2193521. Подача заявки: 20.06.2000. Дата публикации патента: 27.11.2002. 2. Ганичев В. В. / Основные медико-технические требования к медицинским озонаторам / Ганичев В. В., Попсуйшапка А. К. // Международный медицинский журнал. Приложение: «Озонотерапия». – Харьков, ХМАПО, 2003. – С. 26-28. 3. Nakayama, S. “Improved Ozonation in Aqueous Systems”, Ozone Sci. / Nakayama, S.; K. Esaki, K. Namba, Y. Taniguchi and N. Tabata / – Eng., part 1, 1979. – p. 119-131. 4. B. L. Loeb, “Ozone: Science & Engineering: ThirtyThree Years and Growing,” Ozone: Science & Engineering, Vol. 33, 2011, pp. 329-342. 5. X. Xu, “Dielectric Barrier Discharge-Properties and Applications,” Thin Solid Films, Vol. 390, No. 1-2, 2001, pp. 237-242. 6. Y. M. Sung. “Optimum Conditions for Ozone Formation in a Micro Dielectric Barrier Discharge,” Surface and Coatings Technology, / Y. M. Sung, T. Sakoda / Vol. 197, No. 2-3, 2005, pp. 148-153. 7. Wickramanayake, G. B. “Ozone Concentration and Temperature Effects on Disinfection Kinetics”, Ozone Sci. / Wickramanayake, G. B. and O. J. Sproul, / – Eng., part 10, 1988. – p. 123-135. 8. Sokol E. I. The Analysis of Technical Solutions for Medical Ozonators / Sokol E. I., Kipenskiy A. V., Kulichenko V. V., Tomashevskiy R. S., Barkhotkina T. M. // 2013IEEE XXXIII International Scientific Conference Electronics and Nanotechnology (ELNANO). April 16-19, 2013, Kyiv, Ukraine – p. 262-265. 9. Е. И. Сокол. Об особенностях регулирования концентрации озона в медицинском озонаторе / Е. И. Сокол, А. В. Кипенский, А. А. Лашин и др. // Матеріали наук.-практ. конф. «Нові технології оздоровлення природними та преформованими факторами». – Харків: ХМАПО, 2002. – С. 229-231. 10. Е. И. Сокол. Расширение функциональных возможностей медицинского озонатора ОМ 40/1-01 / Е. И. Сокол, А. В. Кипенский, А. А. Лашин и др. // Вестник физиотерапии и курортологии. Спец. вып. Озонотерапия. – Евпатория: ЕИРИЦ, 2005. – № 5. – С. 150-153. 11. Сокол Е.И. Компенсация возмущений при регулировании параметров озono-кислородной смеси в медицинском озонаторе / Е. И. Сокол, А. В. Кипенский, А. А. Лашин // Озонотерапия. Приложение к Нижегородскому медицинскому журналу. – Н. Новгород, 2003. – С. 313-315. 12. А. В. Кипенский. Характеристики и результаты эксплуатации медицинского озонатора ОМ 80/1. / А. В. Кипенский, Е. И. Сокол, А. А. Лашин и др. // Общая реаниматология. – М.: НИИ общей реаниматологии РАМН, 2006. – Т. 2. – № 4/1. – С. 297-301. 13. Е. И. Сокол. Комбинированная система управления расходом озono-кислородной смеси в медицинском озонаторе / Е. И. Сокол, А. В. Кипенский, А. А. Лашин [и др.] // Международный медицинский журнал. Приложение: «Озонотерапия». – Харьков, 2003. – С. 158-161. 14. Кипенский А. В. Пневмоэлектромеханическая система управления расходом озono-кислородной смеси в медицинском озонаторе / Кипенский А. В., Куличенко В. В., Махонин Н. В. // Проблемы автоматизированного электропривода. Теория и практика. Специальное издание. – Харьков, НТУ «ХПИ», 2013. – С. 186-188. 15. Кипенский А. В. Импульсно-цифровые и цифро-импульсные преобразователи. – Харьков: НТУ «ХПИ», 2000. – 132 с. 16. Кипенский А. В. Алгоритм управления пневматической системой с широтно-импульсной модуляцией потока озono-кислородной смеси / Кипенский А. В., Томашевский Р. С., Куличенко В. В., Махонин Н. В. // Энергосбережение Энергетика Энергоаудит. Специальный выпуск. Том 1. – Харьков, НТУ «ХПИ», 2013. – С. 151-155.

Bibliography (transliterated): 1. Karpenko A. I., Kosarev A. V. Wideband ozone generator / Patent RF № 2193521. Submission of an application: 20.06.2000. Date of publication of the patent: 27.11.2002. 2. Ganichev V. V., Popsuyshapka A. K. / Basic medical and technical requirements for medical ozone generators // International medical journal. Application: «Ozonotherapy». Kharkov, KMAAS. 2003. 26-28. 3. Nakayama, S.; K. Esaki, K. Namba, Y. Taniguchi and N. Tabata, “Improved Ozonation in Aqueous

Systems”, Ozone Sci. – Eng., part 1, 1979. 119-131. **4.** B. L. Loeb, “Ozone: Science & Engineering: ThirtyThree Years and Growing,” Ozone: Science & Engineering, Vol. 33, 2011. 329-342. **5.** X. Xu, “Dielectric Barrier Discharge-Properties and Applications,” Thin Solid Films, Vol. 390. No. 1-2. 2001. 237-242. **6.** Y. M. Sung and T. Sakoda, “Optimum Conditions for Ozone Formation in a Micro Dielectric Barrier Discharge,” Surface and Coatings Technology, Vol. 197. No. 2-3. 2005. 148-153. **7.** Wickramanayake, G. B. and O. J. Sproul, “Ozone Concentration and Temperature Effects on Disinfection Kinetics”, Ozone Sci. Eng., part 10, 1988. 123-135. **8.** Sokol E. I., Kipenskiy A. V., Kulichenko V. V., Tomashevskiy R. S., Barkhotkina T. M. The Analysis of Technical Solutions for Medical Ozonators. 2013IEEE XXXIII International Scientific Conference Electronics and Nanotechnology (ELNANO). April 16-19. 2013. Kyiv, Ukraine. 262-265 **9.** E. I. Sokol, A. V. Kipenskiy, A. A. Lashin et al. About the concentration controlling peculiarities of ozone in medical ozone generators. Materials of scientific-practical. conf. «New technologies of natural healing and preformed factors». – Kharkov: KMAAS. 2002. 229-231. **10.** E. I. Sokol, A. V. Kipenskiy, A. A. Lashin et al. Functional expansion of opportunities of medical ozonator OM 40/1-01. Bulletin of Physiotherapy and Health Resort. Special issue. Ozonotherapy. Evpatory: EIRIC. 2005. No. 5. 150-153. **11.** E. I. Sokol, A. V. Kipenskiy, A. A. Lashin. Compensation disturbances at adjusting the parameters of the ozone-oxygen mixture in the medical ozonator // Ozonotherapy. Appendix to Nizhegorodskiy medical journal. – N. Novgorod. 2003. 313-315. **12.** E. I. Sokol, A. V. Kipenskiy, A. A. Lashin et al. Characteristics and results of operation of medical ozonator OM 80/1. General Intensive Care. – M.: SRI general resuscitation RAMS, 2006. V. 2. No. 4/1. 297-301. **13.** E. I. Sokol, A. V. Kipenskiy, A. A. Lashin et al. Combined flow control system ozone-oxygen mixture in the medical ozonator. International medical journal. Application: «Ozonotherapy».. – Kharkov. 2003. 158-161. **14.** Kipenskiy A. V., Kulichenko V. V., Mahonin N. V. Pneumoelectromechanical flow control system of ozone-oxygen mixture in the medical ozonator. Problems of automated electric drive. Theory and practice. Special issue. Kharkov, NTU «KhPI», 2013. 186-188. **15.** Kipenskiy A. V. Pulse-to-digital and digital-to-pulse converters. Kharkov: NTU «KhPI», 2000. 132. **16.** Kipenskiy A. V., Kulichenko V. V., Tomashevskiy R. S. Mahonin N. V. Control algorithm pneumatic system with pulse width modulation flow of ozone-oxygen mixture. Power electronics and electric power. Special issue. Part 1. Kharkov: NTU «KhPI». 2013. 151-155.

Надійшла (received) 01.08.2014

УДК: 615:47

В. А. ПАВЛИШ, канд. техн. наук, зав. каф., НУ «Львівська політехніка»;

Є. В. СТОРЧУН, д-р техн. наук, проф., НУ «Львівська політехніка»;

МОДЕЛЮВАННЯ ПІКОВИХ ЗНАЧЕНЬ ПУЛЬСОВИХ СИГНАЛІВ ПРОМЕНЕВИХ АРТЕРІЙ

В статті досліджено процес формування пікових значень пульсових сигналів променевих артерій людини в наближенні еквівалентного плоского переміщення структурних елементів біооб'єкту. Експериментальні результати отримані з використанням пристрою, що складався з п'єзоелектричного та тензорезистивного давачів. Діаметр контактної поверхні становив $(6 \pm 0,1)$ мм. Результати аналізу показали, що в діапазоні значень сили деформації зон до 1,5 Н довжина ділянок артерій, що формують пульсові сигнали, не перевищувала 10 мм.

Ключові слова: пульсовий сигнал, східна медицина, синхронна пульсометрія

Вступ. Метод синхронної пульсометрії ґрунтується на реєстрації сигналів трьох щільно розташованих зон уздовж променевих артерій лівої і правої руки

© В. А. ПАВЛИШ, Є. В. СТОРЧУН, 2014