

Features of Testing and Selection of Implant-Valves to Reduce Intraocular Pressure

Tkachuk R. A.¹, Yanenko O. P.²

¹Ternopil Ivan Pulu National Technical University, Ternopil

²National Technical University of Ukraine “Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”

E-mail: op291@meta.ua

Drainage implantation in glaucoma is usually performed after previous unsuccessful treatments and is the patient's last chance to save vision. The article describes a device that allows to automate the process of preoperative checking different types of implants used for the output of intraocular fluid in glaucoma. The article analyzes the existing methods of implant testing and proposes a new method of implant testing that eliminates the disadvantages of previous methods. This device will help to increase the success of the operation and help to preserve the vision of patients with glaucoma by checking the implants for serviceability and parameters of the fluid output.

Key words: glaucoma; glaucoma drainage devices; Ahmed glaucoma valve; IOP; intraocular fluid; pressure

DOI: [10.20535/RADAP.2020.81.65-71](https://doi.org/10.20535/RADAP.2020.81.65-71)

Introduction

The development of microelectronic technology and the corresponding element base stimulates its extensive introduction in various spheres of human activity. Employing micro miniaturization, we obtain new devices and systems of increased reliability with extended functional and operational capabilities and improved metrological parameters.

This fully applies to the field of medical instrumentation and bioengineering, especially in the field of ophthalmology. One of the most severe diseases in ophthalmology is glaucoma of the eye, which, in most cases, leads to loss of sight of a person and is the second leading cause of blindness [1]. The main reason for the progression of glaucoma is the uncontrolled change in the outflow of intraocular fluid through the trabecular network, which leads to an increase in intraocular pressure (IOP) and lesions of the eye nerve in case of pathology. An essential procedure for this disease is to control the patient's IOP to take timely action to reduce it. Such control can be performed on an outpatient basis or by implanted microchip, e.g., 1.2-2.4 mm in size, with the transmission of IOP information at 914 MHz or 2.2 GHz [2, 3]. However, the use of the microchip is currently in the process of experimental research approbation but is not widespread.

Another method of IOP reduction is the implantation of drainage devices (valves), which is usually performed after previous failed treatments and is the last chance for the patient to save vision. Installation of the valve is a sufficiently complex surgical procedure.

Molteno valves ("Molteno Ophthalmic Ltd New Zealand), Baerveldt (Advanced Medical Optics, USA), Ahmed (New World Medical Inc, USA), and Krupin (Hood Laboratories, USA) used as implant [4]. Timely valve actuation and pressure reduction ensure that the optic nerve remains in working condition.

However, some implant's parameters can have a significant variation, and keeping them stable over time when using the device is also essential. The usual range of intraocular pressure, which does not cause pathological lesions and to which the implant should react, is within the range of 9-21 mm Hg. however, it may increase even up to 60 mm Hg. [5].

Therefore, the testing of existing implants before surgery is an essential task for ophthalmologists and implant developers. One of the components of successful surgical treatment and preserving the patient's vision is evaluating the parameters of implants before the implantation. The testing procedure consists of measuring the pressure parameters at which the implant removes the intraocular fluid before insertion into the human eye. It improves the selection and helps to detect deviations of the intraocular fluid outflow parameters in the implant and to make a prediction of its further efficiency in use.

1 Review of the research problem

There are several methods available to test implants for efficiency. For example, in [6] the testing of implants without a pressure sensor is considered; instead, a person manually lifts the reservoir with the fluid at a predetermined graduated height. The disadvantages of

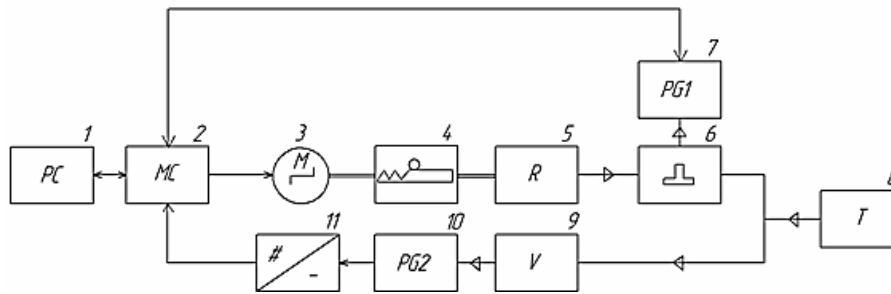


Fig. 1. Structural scheme of the implant testing system for the regulation of intraocular pressure

this technical solution include inaccuracy and subjectivity of the readout when setting the pressure, as well as the lack of automation. In work [7] pre-operational testing device has a tank with saline solution, 3-input splitter, analog pressure gauge, 30G cannula (external diameter 0.3112mm, and internal diameter 0.159mm), connecting tubes. The tank with saline connect to the input of 3-input splitter, the first output connected to the pressure gauge, and the second output connected to the valve input through the cannula raising or lowering by the saline tank, gravity increases the pressure in the system to pass the solution through the AGV valve. It records the pressure values of its actuation. The disadvantages of this device are the significant inaccuracy and subjectivity of the pressure reading and the evaluation of the valve functionality for implantation.

The modern method and tool for testing implants for efficiency is the hardware creation of excess pressure of the saline solution and its passing through the controlled valve using both analog and digital control device, implementation in work [8, 9].

The work [8] describes two methods of verifying the pre-surgical testing of drainage valves, presented in two protocols.

One of them realizes the effect of the change in the earth's gravity, and the other is create overpressure by a motor connected to a tank with a saline solution, the output connects to the pressure balancing tube, pressure gauge and AGV valve via a connecting tube and a 3-inlet splitter. The disadvantages of the device under consideration include insufficient sensitivity and difficulty in recording the moment of valve operation. This depends on the operator's professionalism, and, consequently, some subjectivity in determining the parameters of implants reduces the effectiveness of determining their suitability for use.

A more sophisticated system for testing is described in [9], a reservoir creates the excess pressure in the system with a physiological saline solution in the form of an infusion pump. An analog pressure sensor controls the created pressure and the input of the AGV valve by a digital measurer. To detect the flow through the implant used a high-speed digital camera with a microscope.

The disadvantages of this device are the high cost and difficulty of this system due to the use of infusion pump, video camera and microscope, necessary to record the time and operation parameters of the valve, as also the focus on detecting the flow of fluid only with an implant such as AGV, which limits its widespread use.

Taking into account the revealed disadvantages, the authors have set the task to develop a simple measurement scheme increasing sensitivity, accuracy, and objectivity of implant parameters determination, as well as efficiency by determining their suitability for use in medical-surgical practice.

2 Description of the functional scheme of the automated system

Fig. 1 presents the functional scheme of the automated implant testing system for regulating intraocular pressure.

The device includes computer 1, in sequence connected to microcontroller 2, motor 3 with worm gear set 4, tank with saline solution 5, 3-input splitter 6 with connected to it electromechanical pressure sensor 7, pressure balancing tube 8 and implant 9 which output connect to the liquid detector 10 and ADC 11, which is connected to the input of microcontroller 2, the second output connected to the input of computer 1.

The implant testing device for intraocular pressure regulation works in the following way.

First, the implant connects to the cannula, then a set of connection tubes and tank 5 is filled with saline through the pressure tube 8. The computer 1 set to check the existence of air inclusions in the system (the mode of "zero reference" measuring system) for which the microcontroller 2 forms a series of pulses for rotation of the rotor of the stepper motor 3, insignificantly (by 3-5 units of mm Hg.) increases with the help of worm gear set 4 pressure in the tank 5 and the connection system, and through the pressure-balancing tube 7 displaced the existing air residue.

The next step is the "implant testing mode" for which the pressure tube 7 is closed. Microcontroller

2 forms a test pulse sequence (Fig. 2) to rotate the rotor of the stepper motor 3 through the worm gear 4 connected to the piston of the reservoir with saline fluid 5, the pressure in the system grows step by step and monitored by the microelectromechanical pressure sensor 7, the pressure level is continuously read out by microcontroller 2 and recorded in the computer memory in the form of a graph.

The system pressure rises from zero to the implant actuation value. At the output of the implant, there appears liquid, which gets on the liquid detector 10. The signal from the detector 10 through ADC 11 is digitized and transmitted to microcontroller 2, which stops the rotation of the stepper motor rotor 3. The information about the end of the testing process and the measured value of the implant pressure level from microcontroller 2 and electromechanical pressure sensor 8 is transmitted and recorded in the memory of computer 1.

3 Control function of the implant testing system

Fig. 2 shows the function of controlling the implant testing process, and microcontroller 2 forms pulses (Fig. 2a) controlling the stepper motor, each pulse turns the rotor to the discrete angle φ , (Fig. 2b) transmitting the rotational motion to the worm gear, that in turn leads to an increase the pressure on the P (Fig. 2c) in the system proportionally to the rotor rotation angle of the stepper motor.

When using a reservoir volume $v=5$ ml and a stepper motor with the number of steps $n = 200$ there is a resolution to change the liquid

$$\Delta V_{min} = \frac{V}{n} = 0.025 \text{ ml/step} \quad (1)$$

Calculated pressure change limits (P) with full use of the tank volume change from 0 to 30 mm Hg.

The ratio determines the resolution for pressure measurement

$$\Delta P_{min} = \frac{\Delta P_{max}}{n} = 0.15 \text{ mmHg/step} \quad (2)$$

Considering the ratio (2) at the maximum value of pressure that can be achieved in the tank 5, the relative error of pressure determination is

$$\delta P_{max} \leq 0.5 \% \quad (3)$$

which is quite satisfactory for this class device.

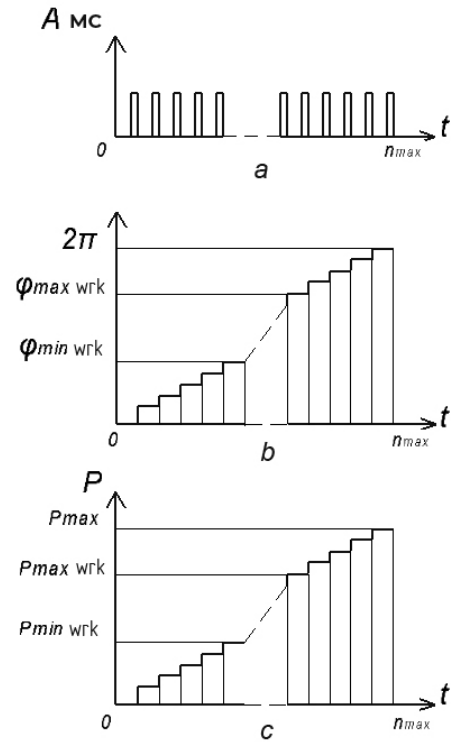


Fig. 2. Function of managing the implant testing process

Fig.2a shows the form of switching pulses at the microcontroller output, Fig.2b $\varphi_{min.wrk}$, $\varphi_{max.wrk}$ and $min.wrk$, $max.wrk$ the area of the rotor motor rotation angle and the pressure in the reservoir at which the implant is suitable for use.

4 Used elements

The implementation of the automated system for testing implants with the preoperative surgical intervention uses the following elements.

The stepper motor is one of the essential elements of the automated system. The most successful model in technical characteristics is the step motors from the Fulling Motor FL 39ST-1.8, NEMA 16 (39 mm), which use in drives, printers, medical equipment, and instrumentation. In terms of technical characteristics with steps of 1.80° (200 steps with accuracy $\pm 0.090^\circ$), 12 V supply voltage, and consumption current 0.16-0.5 A, the stepper motors of this company ensure the implementation of the developed automated system.

As a microcontroller, used chip STM32F103RET6, microelectromechanical pressure sensor ST Microelectronics LPS33HW is one of the functional units that provide the ability to automate the verification process. The pressure sensor has an integrated filter, a pressure reading frequency from 1 to 75 Hz, a microcontroller reads data from the sensor via the SPI interface, and communicates with the computer. The pressure measurement error is 0.075 mmHg or 0.25 %

at maximum system pressure, which is less than the error (3) applied by the tank and the stepper motor discreteness.

The liquid detector is WAVGAT MH RD with a 4 cm x 5 cm sensor size, LM393-based ADC, 5 V supply voltage, and 1.3 μs comparator response rate. The conversion characteristic for the analog output of such a sensor is a linear function of the amount of fluid on the sensor plate of the w detector:

$$y = w(t) \tag{4}$$

When digital output 0 or 1 is formed, in the absence or presence of liquid on the sensor, sensitivity of the response adjusted by changing the of the potentiometer resistance.

5 The algorithm of the implant testing system

Fig. 3 shows the testing algorithm, which includes the following actions to enable implant testing systems to function.

First, the operator connects the implant to the system and turns it on. The second step is to establish the mode of checking the presence of air inclusions in the system and the implementation of the “zero reference” mode of the measuring system. The microcontroller forms a sequence of pulses, for discrete regulation (growth) of the fluid, which leads to a change in the piston in the tank and a controlled pressure increase in the system by 3-5 mmHg and squeezing out the air residue available in the system.

The third step implements the “implant testing mode”. The microcontroller increases the pressure of the liquid in the tank with the discrete control unit (increment) of the initial liquid coming into the inlet of the implant, the feedback is providing by the microelectromechanical pressure sensor records the pressure level with 50 Hz frequency, and transfers the data to the microcontroller, the second feedback is providing by the liquid detector detecting the fluid passing through the implant.

The pressure in the system is increasing until the implant starts to output fluid that is registered by the fluid sensor. At the moment the fluid passes through the implant, the system determines pressure levels the implant starts to exude the test fluid on the fluid detector, the system detects the opening pressure of the implant and stops the fluid supply point 1 in Figure 4. The open valve reduces the system pressure level until it is completely closed (point 2). During the valve testing, there are three options for the results obtained depending on the quality of these products, different degrees of hardness, etc.

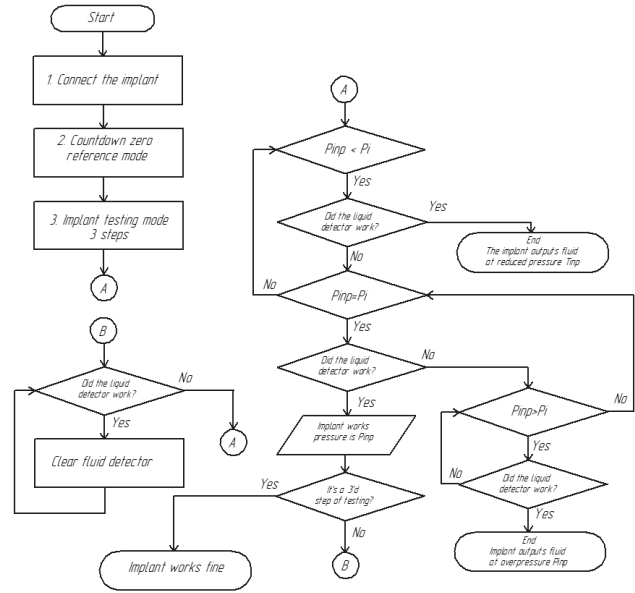


Fig. 3. Algorithm of the implant testing system for the regulation of intraocular pressure

Fig. 4 shows examples of diagrams for checking implants with different levels of hardness.

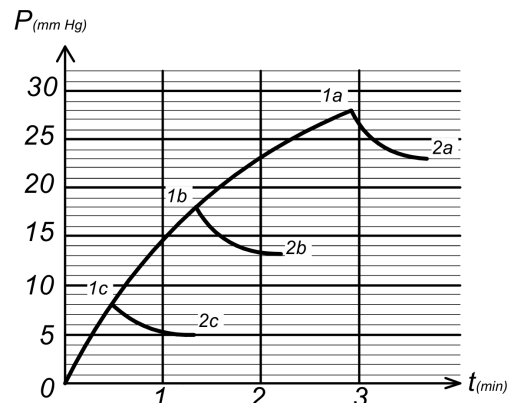


Fig. 4. The pressure change graphs for implant testing

During the testing, the system checks several important conditions to ensure the quality of the implant:

- The first implant (Fig. 4 c). Input pressure is below normal $P_{inp} < P_i$ (within 8-5 mmHg, opening point 1, closing point 2). Activation of the fluid detector at this stage indicates a malfunction of the implant and the risk of hypotension for the patient’s eye.
- The second implant (Fig. 4 b) $P_{inp} = P_i$ pressure within normal limits (1b, 2b 18-13 mm Hg.). he activation of the liquid sensor indicates that the implant works within the normal intraocular pressure range of 9-21 mmHg and that it can use to treat glaucoma.
- The third implant (Fig. 4 a) $P_{inp} > P_i$ has a high hardness (rigidity) and pressure at points 1a. 2a (28-23 mm Hg.) exceeds the normal range of intraocular pressure. Activation of the liquid detector at this stage indicates the risk of hypertension for the patient and indicates complete implant failure.

After testing, the measured pressure values store in the computer. The operator gets data on the fluid outlet parameters, namely opening and closing pressure, and a graph of pressure changes in the system, concluding the function or malfunction of the implant.

After the preliminary testing for the selected quality implants, additional testing, and determination of the pressure position of the opening point 1b, closure point 2b, and reproducibility of the characteristics.

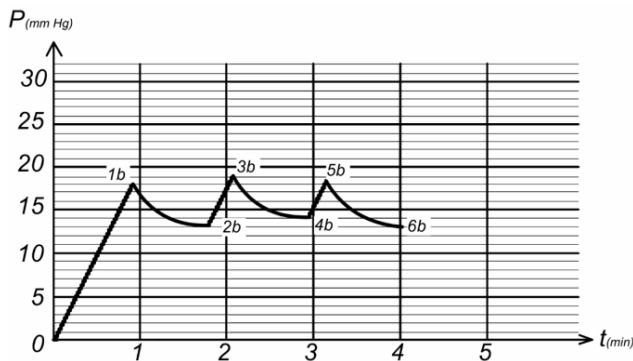


Fig. 5. The pressure change graphs for functional implant testing

Fig. 5 shows the complete testing cycle of the working valve, which performed as described above to determine the opening point pressure of valve 1b. After a smooth pressure drop due to the valve opening and closing pressure setting (point 2b), the operator fixes the pressure value on the closed valve, removes fluid from the detector and activates the pressure boosting system until the fluid detector again signals the reopening of the implant point 3b, after which the pressure decreases and stabilizes at point 4b. This step repeated (points 5b and 6b). In the reproducible case, the valve is recognized by three single tests and can be used to treat the glaucoma patient.

Conclusions

There is proposed a new method and system of implant parameters verification due to the overpressure hardware creation, with the possibility of automated control of parameters of preoperative verification of implants of different types.

The proposed system provides:

1. Simplification of the scheme with the automation of the pre-surgical testing of all implant types.
2. Higher sensitivity, the accuracy of measurement, and objectivity of implant parameters determination.
3. Determining their suitability for use in medical-surgical practice, in the parameters of fluid output, specifically the opening pressure, closing pressure, and repeatability of the characteristic at reactivation will help improve the efficiency of operations.

4. Reduced implant verification time, which is limited to 2-3 minutes, can save and store parameters in both electronic and paper form.

The system developed by the authors is a promising one and can be used not only for checking known types of valves but also for testing implanted radio-frequency chip [2,3], which are currently only undergoing experimental testing.

References

- [1] Kingman S. (2004) Glaucoma is second leading cause of blindness globally. *Bulletin of the World Health Organization*, Iss. 82 (11), pp. 887-888.
- [2] Agarwal A., Shapero A., Rodger D., Humayun M., Tai Y. and Emami A. (2018) A wireless, low-drift, implantable intraocular pressure sensor with parylene-on-oil encapsulation. *2018 IEEE Custom Integrated Circuits Conference (CICC)*. DOI: 10.1109/cicc.2018.8357049
- [3] Bhamra H., Tsai J., Huang Y., Yuan Q., Shah J.V. and Irazoqui P. (2017) A Subcubic Millimeter Wireless Implantable Intraocular Pressure Monitor Microsystem. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, Vol. 11, Iss. 6, pp. 1204-1215. DOI: 10.1109/tbcas.2017.2755596
- [4] Caretti L. and Buratto L. eds. (2018) *Glaucoma Surgery: Treatment and Techniques*, Springer, 133 p.
- [5] Schacknow P. N. and Samples J. R. eds. (2010) *The Glaucoma Book. A Practical, Evidence-Based Approach to Patient Care*, Springer, 1043 p.
- [6] Joseph N. H. (1997) *Method of in vitro testing one-way pressure gradient limiting valved glaucoma drainage implants*, Patent US05656026.
- [7] Cheng J., Beltran-Agullo L., Buys Y.M., Moss E.B., Gonzalez J. and Trope G.E. (2016) Flow Test to Predict Early Hypotony and Hypertensive Phase After Ahmed Glaucoma Valve (AGV) Surgical Implantation. *Journal of Glaucoma*, Vol. 25, Iss. 6, pp. 493-496. DOI: 10.1097/ijg.0000000000000318
- [8] Porter J.M., Krawczyk C.H. and Carey R.F. (1997) In Vitro Flow Testing of Glaucoma Drainage Devices. *Ophthalmology*, Vol. 104, Iss. 10, pp. 1701-1707. DOI: 10.1016/s0161-6420(97)30077-3
- [9] Choudhari N.S., Badakere S.V., Richhariya A., Senthil S. and Garudadri C.S. (2018) Is Ahmed Glaucoma Valve Consistent in Performance? *Translational Vision Science & Technology*, Vol. 7, Iss. 3, pp. 19. DOI: 10.1167/tvst.7.3.19

Автоматизована система для вимірювання та контролю параметрів офтальмологічних імплантатів

Ткачук Р. А., Яненко О. П.

Вступ. Розвиток мікросистемної техніки та відповідної елементної бази стимулює широке її впровадження в різноманітні сфери людської діяльності. В повній мірі це відноситься до області медичного приладобудування та біоінженерії, особливо офтальмологічного напрямку, що

характеризується широким використанням імплантатів, починаючи від заміни кристалика і закінчуючи радіофікованим (на 914 МГц) мікрочіпом (розміром 1,2·2,4 мм) для вимірювання та регулювання очного тиску, який тільки проходить лабораторні випробування. Одним із тяжких захворювань в офтальмології є глаукома ока, яка приводить до підвищення очного тиску, в більшості своїй приводить до втрати людиною зору і знаходиться на другому місці за частотою прояву. Найбільш ефективним методом лікування є хірургічна установка в око, яка є останнім шансом пацієнта зберегти зір, імплантата (клапана) для регулювання тиску в межах 9-21 мм рт.ст. Обов'язковою передопераційною процедурою повинен бути вимірювання та контроль параметра подібних імплантантів. Аналіз відомих результатів досліджень. Відомо декілька методів перевірки імплантатів на працездатність, які можна розділити на два напрямки: методи з використанням сили земного тяжіння шляхом підняття резервуара з фізіологічним розчином на проградуировану висоту з використанням вимірювальної планки або аналогового чи цифрового манометра та метод апаратного створення надлишкового тиску. До недоліків розглянутих методів та пристроїв по їх реалізації слід віднести значну неточність і недостатню чутливість та складність реєстрації моменту спрацювання клапана, яка залежить від професійності оператора, а відповідно і деяка суб'єктивність у визначенні параметрів імплантатів що знижує ефективність визначення їх придатності для використання. Мета роботи та опис автоматизованої системи. Враховуючи виявлені недоліки авторами була поставлена задача розробки більш простішої схеми проведення вимірювання, з одночасним підвищенням чутливості, точності та об'єктивності визначення параметрів імплантатів, а також ефективності шляхом визначення їх придатності для використання в медичній хірургічній практиці. Для реалізації поставленої мети авторами на базі елементів мікросистемної техніки розроблена структурна схема автоматизованої системи для вимірювання та контролю параметрів імплантатів регулювання внутрішньо очного тиску. Система містить комп'ютер, мікроконтролер, з генератором керуючих імпульсів, блок дискретного (покрокового) збільшення тиску з шагом 0,025 мл/крок, мікроелектромеханічний вимірювач тиску, резистивний детектор рідини, аналого-цифровий перетворювач та двох ліній зворотного зв'язку на мікроконтролер, з мікроелектромеханічного вимірювача тиску та детектора рідини. Розроблено алгоритм роботи системи, який передбачає перевірку системи в "режимі установки нуля" та режим вимірювання і контролю параметрів імплантата "режим тестування". Показано, що похибка визначення параметрів тиску в системі не перевищує 0,5%. Експериментальна перевірка роботи системи. В залежності від матеріалу та ступеню твердості імплантату можливі три випадки, коли імплантат відкривається раніше, при цьому виникає ризик гіпотонії для ока пацієнта, пізніше – ризик гіпертонії і працює в зоні встановленого тиску. Авторами приводяться графіки таких вимірювань, а також графік відтворюваності характеристики не дефектного імплантату. Висновки. Таким чином запропонована система забезпечує: спрощення схеми з одночасною можливістю автоматизації процесу передопераційної перевірки імплантатів різних типів; отримати підвищення чутли-

вості, точності та об'єктивності вимірювання параметрів імплантатів; визначення їх придатності для використання в медичній хірургічній практиці за параметрами тиску відкриття, закриття та відтворюваності характеристики при повторному спрацюванні, що сприятиме підвищенню ефективності проведених операцій; скорочення часу перевірки імплантату, який обмежується 2-3 хвилинами, й можливістю збереження інформації про параметри в електронному та паперовому вигляді.

Ключові слова: вимірювання тиску; мікросистемна техніка; імплантат; автоматизація процесу; глаукома

Автоматизированная система для измерения и контроля параметров офтальмологических имплантатов

Ткачук Р.А., Яненко А. Ф.

Развитие микросистемной техники и соответствующей элементной базы стимулирует широкое ее внедрение в различные сферы человеческой деятельности. В полной мере это относится к области медицинского приборостроения и биоинженерии, особенно офтальмологического направления, характеризуется широким использованием имплантатов начиная от замены хрусталика и заканчивая радиофицированными (на 914 МГц) микрочипом (размером 1,2 · 2,4 мм) для измерения и регулирования глазного давления, только проходит лабораторные испытания. Одним из тяжелых заболеваний в офтальмологии является глаукома глаза, которая приводит к повышению внутриглазного давления, в большинстве своем приводит к потере человеком зрения и находится на втором месте по частоте проявления. Наиболее эффективным методом лечения является хирургическая установка в глаза, которая является последним шансом пациента сохранить зрение, имплантата (клапана) для регулирования давления в пределах 9-21 мм рт.ст. Обязательным предоперационной процедурой должен быть контроль параметра срабатывания и определения параметров, а именно давления открытия, закрытия и воспроизводимости характеристики при повторном срабатывании, что будет способствовать повышению эффективности проводимых операций. Анализ известных результатов исследований. Известно несколько методов проверки имплантатов на работоспособность, которые можно разделить на два направления: методы с использованием силы земного притяжения путем поднятия резервуара с физиологическим раствором на проградуированную высоту с использованием измерительной планки или аналогового, или цифрового манометра и метод апаратного создания избыточного давления. К недостаткам рассмотренных методов и устройств по их реализации следует отнести значительную неточность и недостаточную чувствительность, и сложность регистрации момента срабатывания клапана, которая зависит от профессионализма оператора, а соответственно и некоторая субъективность в определении параметров имплантатов что снижает эффективность определения их пригодности для использования. Цель работы и описание автоматизированной системы. Учитывая выявленные недостатки авторами была поставлена задача разработки более простой схемы проведения измерения, с одновременным повышением чувствительности,

точности и объективности определения параметров имплантатов, а также эффективности путем определения их пригодности для использования в медицинской хирургической практике. Для реализации поставленной цели авторами на базе элементов микросистемной техники разработана структурная схема автоматизированной системы для измерения и контроля параметров имплантатов регулирования внутриглазного давления. Система содержит компьютер, микроконтроллер, с генератором управляющих импульсов, блок дискретного (пошагового) увеличения давления с шагом 0,025 мм / шаг, микроэлектромеханический измеритель давления, резистивный сенсор жидкости, аналого-цифровой преобразователь и двух линий обратной связи на микроконтроллер, с микроэлектромеханическим измерителем давления и детектора жидкости. Разработан алгоритм работы системы, который предполагает проверку системы в "режиме установки нуля" и режим измерения и контроля параметров имплантата "режим тестирования". Показано, что погрешность определения параметров давления в системе не превышает 0,5%. Экспериментальная проверка работы системы. В зависимости от материала и степени твердости имплантата возможны

три случая, когда имплантат открывается раньше, при этом возникает риск гипотонии глазу пациента, позже - риск гипертонии и работает в зоне установленного давления. Авторами приводятся графики таких измерений, а также график воспроизводимости характеристики не дефектного имплантата. Выводы. Таким образом предложенная система обеспечивает: упрощение схемы с одновременной возможностью автоматизации процесса предоперационной проверки имплантатов различных типов; повышение чувствительности, точности и объективности измерения параметров имплантата; определение их пригодности для использования в медицинской хирургической практике по параметрам давления открытия, закрытия и воспроизводимости характеристики при повторном срабатывании., что будет способствовать повышению эффективности проводимых операций; сокращение времени проверки имплантата, который ограничивается 2-3 минутами, и возможностью сохранения информации о параметрах в электронном и бумажном виде.

Ключевые слова: измерение давления; микросистемная техника; имплантат; автоматизация процесса; глаукома