

Встановлено, що для середньостатистичного ока з вірогідністю 95% допустима похибка визначення  $P$  ІОЛ  $\pm 0.32$  дптр може бути досягнута при допустимих помилках вимірювань параметрів  $L, d, r \pm 0.04$  мм. Показано зміну допустимих помилок вимірювань вказаних параметрів залежно від довжини ока і розташування ІОЛ в оці пацієнта.

**Ключові слова:** інтраопераційна біометрія ока, допустимі похибки біометрії ока, допустима похибка визначення  $P$  інтраокулярної лінзи.

#### **Література**

- [1] I. N. Chyzh and K. S. Khriienko, “Method of intraoperative refractometry of the aphakic eye” KPI Science News no. 2, pp. 84-93, 2018.

УДК 615.837.3:615.47

### **МОДЕРНІЗАЦІЯ ІНСТРУМЕНТУ ФАКОЕМУЛЬСИФІКАЦІЇ ДЛЯ РІЗНИХ ТИПІВ КОЛИВАНЬ**

*Зубчук В. І., Наумкіна З. М.*

*Національний технічний університет України*

*«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна*

*E-mail: [zoyanaumkina@gmail.com](mailto:zoyanaumkina@gmail.com)*

В останні роки метод факоемульсифікації, став новим стандартом в хірургії катаракт. Ультразвуковий інструмент такого апарата складається з хвилеводу, у вигляді порожнистої голки, концентратора ультразвукових коливань, парної кількості п'єзоелементів і опорної муфти, розміщених в корпусі. Ультразвукові коливання можуть мати характер поздовжніх, крутильних або вигнутих, а також поєднуватися в різних пропорціях, утворюючи композитні коливання різної форми для уникнення втрати оклюзії і різних термічних ускладнень [1].

Для отримання непродольних коливань використано даний варіант конструкції ультразвукового інструменту, що зможе допомогти уникнути проблем з лініями аспірації, іригації та опіками задньої стінки сітківки (рис. 1, рис. 2).

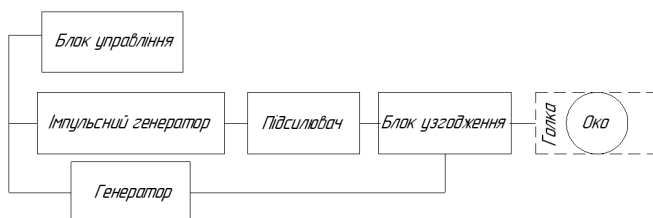


Рис. 1. Структура апарата для факоемульсифікації

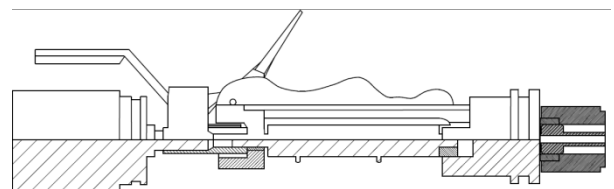


Рис. 2. Загальний вид робочої ручки факоемульсифікації

Робоча частина ручного блоку являє собою центрально розташований порожнистий резонуючий стрижень або рупор, з'єднаний з набором

п'єзоелектричних елементів (ПЕ), створюють ультразвукові коливання для рупора і ріжучої голки в процесі факоемульсифікації, і управляються консоллю (блок управління). Генератори виробляють фіксовані частоти для отримання непродольно-крутильних коливань. Регулювання потужності здійснюється блоком узгодження для системи «голка/око», де голка виступає у ролі передавача коливань (рис. 1).

*Ключові слова:* катаракта, факоемульсифікація, іригація, ультразвук, коливання.

#### **Література**

[1] І. Е. Юшін, *Факоемульсифікація*. с. 104-105, 2012.

УДК 617.7 – 007. 681

### **AUTOMATED SYSTEM OF PREOPERATIVE CONTROL OF IMPLANT PARAMETERS FOR GLAUCOMA TREATMENT**

*<sup>1)</sup>Tkachuk A., <sup>1)</sup>Tkachuk R., <sup>2)</sup>Yanenko O.*

*<sup>1)</sup>Ternopil Ivan Pul'uj National Technical University, Ternopil, Ukraine*

*<sup>2)</sup>National Technical University of Ukraine «Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute»,  
Kyiv, Ukraine*

*E-mail: [0andryxa0@gmail.com](mailto:0andryxa0@gmail.com)*

Since some parameters of the implants may have significant variation. It is also important to maintain its stability during the time and operation of the device. The normal range of intraocular pressure, at which no pathological damage occurs and to which the implant should react, reaches the range of 9-21 mm Hg, but it can fluctuate, even up to 60 mm Hg. Therefore, testing of existing implants before surgical surgery is an actual task for ophthalmologists and implant designers.

At present, there are papers and patents with descriptions of methods of implant testing for operability.

The sources [1-4] consider various variants of implant testing from simple ones, due to the earth gravity with a measuring bar, to the devices of moderate complexity with analog and digital measuring instruments and devices of high complexity, for example, considered in [4]. Reviewed methods and devices have several shortcomings that limit their use in medical practice.

The purpose of this work is the improvement of the method and creation of the automated device for preoperative testing implants which use for the regulation of intraocular pressure, which provide simplification of the testing scheme and increase of sensitivity, accuracy, and objectivity of implant parameters determination. The result is also an increase in efficiency when using the proposed technical solution in medical-surgical practice.

Fig.1 shows the structural scheme of the automated system for testing implants for the intraocular pressure regulation developed by the authors.