https://doi.org/10.17116/oftalma202013602138

Алгоритм прогнозирования аксиального смещения оптической части интраокулярной линзы после факоэмульсификации

© А.Н. КУЛИКОВ, Е.В. ДАНИЛЕНКО, А.А. ДЗИЛИХОВ

ФГБВОУВО Военно-медицинская академия им. С.М. Кирова Министерства обороны Российской Федерации, кафедра офтальмологии, ул. Академика Лебедева, 6, Санкт-Петербург,194044, Российская Федерация

РЕЗЮМЕ

Цель исследования — проверить алгоритм прогнозирования «прогиба» оптической части интраокулярной линзы (ИОЛ) после неосложненной факоэмульсификации.
Материал и методы. В исследование включено 226 пациентов (287 глаз), которым проводили факоэмульсификацию с внутрикапсульной имплантацией ИОЛ платформы AcrySof. Дооперационное обследование включало биометрию с использованием приборов «IOLMaster» и «Lenstar LS 900», кератотопографию с помощью «Pentacam HR». Через 1 мес после операции всем пациентам проводили повторные замеры. Для определения наклона и смещения оптической части ИОЛ использовали оптический когерентный томограф «Topcon 3DOCT-2000».
Результаты. Анализ данных оптической когерентной томографии позволяет выявить наклон и «прогиб» оптической части ИОЛ относительно плоскости зрачка. На обучающей выборке построена регрессионная модель, прогнозирующая «прогиб» оптической части ИОЛ на основании дооперационных биометрических параметров «IOLMaster» и «Lenstar LS 900», а также по рассчитанной силе линзы построены уравнения логистической регрессии, обладающие высоким прогностическим качеством. При проверке регрессионных моделей на тестовых данных площади под ROC-кривыми изменились незначительно. Большая площадь под ROC-кривыми при малых величинах девиаций, а также сохранение уровня истинно положительных ответов при небольшом увеличении ложноотрицательных свидетельствуют о высоком качестве моделей.
Заключение. Модели логистической регрессии, построенные на основании оптической силы имплантируемой линзы, а также на комбинации дооперационных биометрических данных «IOLMaster» и «Lenstar LS 900», позволяют с высокой достоверностью предсказать вероятность «прогиба» ИОЛ и, соответственно, своевременно внести поправки в расчетную силу искусственного хрусталика.

***Ключевые слова**: «прогиб» оптической части интраокулярной линзы (ИОЛ), аксиальное смещение ИОЛ, оптическая когерентная томография, оптическая биометрия.*

ИНФОРМАЦИЯ ОБ АВТОРАХ:

Куликов А.Н. — д-р мед. наук, доцент, начальник кафедры офтальмологии; https://orcid.org/0000-0002-5274-6993
Даниленко Е.В. — канд. мед. наук, врач-офтальмолог, зав. отделением хирургии катаракты клиники офтальмологии; https://orcid.org/0000-0002-8211-6327
Дзилихов А.А. — врач-офтальмолог клиники офтальмологии; https://orcid.org/0000-0001-6740-1421
Автор, ответственный за переписку: Даниленко Екатерина Владимировна — e-mail: danilka83@list.ru

Algorithm for predicting axial displacement of the optic part of IOL after phacoemulsification

© A.N. KULIKOV, E.V. DANILENKO, A.A. DZILIKHOV

S.M. Kirov Military Medical Academy, Department of Ophthalmology, 5 Klinicheskaya St., Saint Petersburg, Russian Federation, 194044

ABSTRACT

Purpose — to test a prediction algorithm for deflection of the optical part of IOL after uncomplicated phacoemulsification.
Material and methods. The study included 226 patients (287 eyes) who underwent phacoemulsification with implantation of intracapsular AcrySof IOL. Preoperative examination included IOLMaster, Lenstar LS 900 biometry and Pentacam HR keratotopography. All measurement were repeated one month postoperatively. To determine the tilt and deflection of the IOL's optical part, anterior segment optical coherence tomography (OCT) was performed on Topcon 3DOCT-2000.
Results. OCT data analysis helps identify the slope and deflection of the IOL's optical part relative to the pupil plane. In the previous study we built logistic regression models for predicting the deflection of the IOL's optical part with high predictive quality based on the calculated IOL power and preoperative biometry measurements. When checked with new patient data, the areas under the ROC curves have changed slightly. Large area under the ROC curves with small deviation rates, as well as retention of the level of true positive responses with little increase in false negative responses verify the high quality of the models.
Conclusion. Logistic regression models based on the optical power of the implanted IOL, as well as on a combination of preoperative biometry data from IOLMaster and Lenstar LS 900, make it possible to predict the probability of deflection of the optical part of IOL with high reliability and promptly correct the IOL power.

***Keywords:** deflection of IOL's optical part, IOL axial displacement, optical coherence tomography, optical biometry.*

INFORMATION ABOUT THE AUTHORS:

Kulikov A.N. — https://orcid.org/0000-0002-5274-6993
Danilenko E.V. — https://orcid.org/0000-0002-8211-6327
Dzilikhov A.A. — https://orcid.org/0000-0001-6740-1421
Corresponding author: Danilenko E.V. — e-mail: danilka83@list.ru

Факоэмульсификация с имплантацией интраокулярной линзы (ИОЛ) является самым распространенным хирургическим вмешательством в офтальмологической практике. Достижение запланированной рефракции является одной из главных задач операции [1, 2]. При наличии точных данных оптической биометрии и кератотопографии прогнозирование положения ИОЛ рассматривается как основной источник погрешности расчета ее силы [3, 4]. Описаны различные варианты аксиальных смещений оптической части ИОЛ в послеоперационном периоде, которые значимо влияют на отклонение послеоперационной рефракции от запланированных значений [5—9]. Возможность учета подобных явлений [10, 11] особенно важна при выборе конфигурации имплантируемой линзы [12], рассмотрении вопроса о постановке мультифокальных и торических линз [13], а также для принятия решения об использовании дополнительных внутрикапсульных устройств [14]. Проверка разработанных моделей [15] определения вероятности «прогиба» оптической части ИОЛ докажет возможность их применения в повседневной офтальмологической практике для снижения частоты рефракционных ошибок.

Цель работы — проверить алгоритм прогнозирования «прогиба» оптической части ИОЛ после неосложненной факоэмульсификации.

Материал и методы

В исследование вошли 226 пациентов (287 глаз), проходивших лечение в клинике офтальмологии ВМедА им. С.М. Кирова в период с сентября 2016 г. по июнь 2018 г. с диагнозом начальной катаракты. Выборка состояла из 104 мужчин и 122 женщин, средний возраст составил 73,00±9,05 года (от 21 до 90 лет).

На дооперационном этапе проводили стандартное офтальмологическое обследование, биометрию с помощью приборов «IOLMaster» («Carl Zeiss Meditec», Германия) и «Lenstar LS 900» («Haag-Streit», Швейцария), кератотопографию с использованием «Pentacam HR» («Oculus», Германия). Биометрические параметры пациентов приведены в **табл. 1**. Во всех случаях выполнена факоэмульсификация с внутрикапсульной имплантацией ИОЛ платформы AcrySof («Alcon», США) через роговичный тоннельный разрез 2,2—2,4 мм. Хирургическое вмешательство и послеоперационный период прошли без осложнений.

Через 1 мес после операции всем пациентам проводили съемку переднего отрезка глазного яблока с помощью оптического когерентного томографа «Topcon 3DOCT-2000» («Topcon», Япония) для выявления «прогиба» оптической части ИОЛ.

В ходе исследования пациенты разделены на две группы: 1-я группа — обучающая выборка пациентов (219 глаз), прооперированных до сентября 2017 г., по биометрическим данным которых построена модель логистической регрессии и определены параметры, значимо влияющие на вероятность «прогиба» оптической части ИОЛ [15]; 2-я группа — тестовая выборка пациентов (68 глаз), прооперированных с сентября 2017 г., по биометрическим

Таблица 1. **Анатомические характеристики глаз по данным нескольких приборов для биометрии**
Table 1. **Anatomical parameters of eyes measured by several biometry methods**

Параметр	Группа	«IOLMaster»	«Lenstar LS 900»	«Pentacam HR»
Сила имплантированной ИОЛ, дптр	1-я		21,18±4,00 (8,0—35,0)	
	2-я		19,95±5,25 (9,0—33,0)	
Аксиальная длина, мм	1-я	23,74±1,49 (20,03—29,10)	23,73±1,50 (20,02—29,22)	—
	2-я	24,58±2,10 (20,03—29,76)	24,59±2,13 (19,91—29,78)	—
Сила роговицы в пологом меридиане, дптр	1-я	43,58±1,57 (39,34—48,91)	43,58±-1,60 (38,99—48,81)	43,40±1,55 (39,2—48,4)
	2-я	42,94±1,73 (39,34—46,49)	42,96±-1,76 (39,66—46,28)	42,76±1,74 (39,10—46,30)
Сила роговицы в крутом меридиане, дптр	1-я	44,57±1,68 (39,57—49,49)	44,56±1,71 (39,68—49,56)	44,32±1,64 (39,4—48,8)
	2-я	43,80±1,82 (39,80—47,01)	43,83±1,86 (39,81—46,96)	43,58±1,81 (39,6—46,7)
Глубина передней камеры, мм	1-я	3,13±0,42 (2,17—4,29)	3,14±0,44 (1,95—4,44)	2,64±0,46 (1,36—3,96)
	2-я	3,26±0,46 (2,34—4,29)	3,26±0,41 (2,55—4,32)	2,74±0,43 (2,06—3,79)
Толщина нативного хрусталика, мм	1-я	—	4,44±0,45 (2,87—5,38)	—
	2-я	—	4,44±0,35 (3,39—5,11)	—
Диаметр роговичного сегмента, мм	1-я	11,98±0,39 (10,90—13,0)	11,94±0,50 (9,38—13,4)	—
	2-я	12,15±0,44 (11,3—13,1)	12,01±0,53 (10,16—13,01)	—

Примечание. Прочерк — данные отсутствуют.

Таблица 2. **Коэффициенты лог-регрессии для силы рассчитанной ИОЛ**

Table 2. **Log-regression coefficients for calculated IOL power**

Параметр	Коэффициент
Константа	–9,58714
Сила ИОЛ	0,570297

данным которых планировалась проверка построенного алгоритма определения вероятности «прогиба» оптической части ИОЛ.

Статистическую обработку результатов проводили в программе «Statistica 10.0» (StatSoft, Inc., США), уровень значимости принят равным 0,05.

Результаты и обсуждение

При анализе данных оптической когерентной томографии (ОКТ) возможно определение угла наклона и «прогиба» оптической части ИОЛ. Для количественной оценки и определения факта «прогиба» использованы следующие анатомические ориентиры: диаметр зрачка по горизонтали, расстояние от краев зрачка до передней поверхности оптической части ИОЛ, а также расстояние от центра зрачка до передней поверхности ИОЛ **(рис. 1)**. Факт «прогиба» оптической части в сторону сетчатки однозначно доказывается при соблюдении соотношения c`⩽c. Расстояние c` рассчитывается из уравнения:

$$c' = a - {}^{1}/_{2} \cdot Ø \cdot \tan\alpha,$$

где α — угол наклона оптической части ИОЛ относительно плоскости зрачка; a — расстояние от края зрачка до передней поверхности ИОЛ, противоположное углу α; Ø — диаметр зрачка (все расстояния используются в микронах по результатам измерения ОКТ).

В 1-й группе в 38 (17,27%) случаях определялось смещение центра оптической части линзы назад. Амплитуда этого смещения относительно линии, соединяющей прямые a и b, составила 8,41±8,28 (от 0 до 30) мкм. Для прогноза вероятности появления «прогиба» линзы были построены математические модели на основе логистической регрессии. Хорошим прогностическим качеством и возможностью интерпретации выделялась модель, построенная только по 1 фактору силы ИОЛ (AUC=0,89±0,07). Максимальная чувствительность и специфичность модели (82 и 90% соответственно) достигалась при показателе 18,5 дптр, что свидетельствует о высокой вероятности появления «прогиба» при силе ИОЛ⩽18,5дптр. Также были построены модели по наборам факторов «IOLMaster» и «Lenstar LS 900» (длина глаза, диаметр роговичного сегмента и усредненная сила роговицы по основным меридианам), обладающие высоким прогностическим качеством: AUC=0,92±0,06 и AUC=0,93±0,06 соответственно. Графики и рассчитанные коэффициенты приведены на **рис. 2** и в **табл. 2, 3**.

Во 2-й группе «прогиб» оптической части ИОЛ выявлен в 17 (25%) из 68 случаев. Амплитуда выявленных смещений составила в среднем 11,06±11,57 (от 1 до 33) мкм.

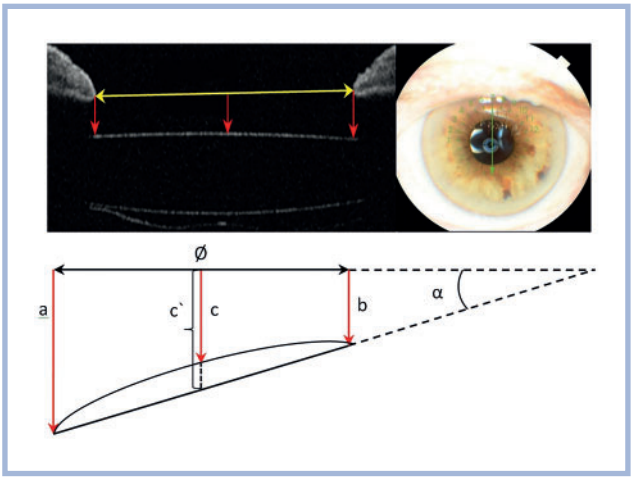

Рис. 1. **Определение расстояний до оптической части ИОЛ относительно плоскости зрачка.**

Ø — диаметр зрачка; a и b — расстояния от края зрачка до оптической части ИОЛ; c — расстояние от центра зрачка до оптической части ИОЛ; c' — расстояние от центра зрачка до линии, соединяющей прямые a и b; α — угол между плоскостью зрачка и плоскостью ИОЛ.

Fig. 1. **Determining the distance to the optic part of IOL relative to the pupil plane.**

Ø — pupil diameter; a, b — distance from the pupil edge to the IOL's optic part; c — distance from the pupil center to the IOL's optic part; c' — distance from the pupil center to the line joining lines a and b; α — angle between the pupil plane and the IOL's plane.

При проверке регрессионных моделей не тестовых данных, площади под ROC-кривыми изменились незначительно **(табл. 4—6)**. При применении модели, включающей только силу имплантированной линзы, мы получили на обучающей выборке TP (истинно положительные ответы) 82%, FP (ложноположительные ответы) — 10%. При использовании данных тестовой группы доля ложноположительных ответов увеличилась до 22%, истинно положительных — до 94% **(см. табл. 6)**.

При применении моделей, построенных на комбинации биометрических параметров «IOLMaster» и «Lenstar LS 900», уровень истинно положительных ответов остался прежним, также увеличилось число ложноположительных ответов с 13 до 20% и с 17 до 18% соответственно **(см. табл. 5, 6)**.

Большая площадь под ROC-кривыми при малых величинах девиаций, а также сохранение уровня TP при небольшом увеличении FP свидетельствуют о высоком качестве моделей. Их воспроизводимость на тестовой группе пациентов позволяет предложить их для использования в клинической практике в целях выявления пациентов с высоким риском «прогиба» оптической части ИОЛ на дооперационном этапе, а также внести поправку в расчетные данные с учетом возможного гиперметропического сдвига и минимизировать тем самым погрешности расчета.

Заключение

На основании данных оптической когерентной томографии возможно выявить аксиальный «прогиб» оптической части интраокулярной линзы у определенной

Таблица 3. **Коэффициенты лог-регрессии для набора биометрических параметров**
Table 3. **Log-regression coefficients for biometry parameters**

Параметр	Коэффициент	
	для данных «IOLMaster»	для данных «Lenstar LS 900»
Константа	112,9332	111,4046
Аксиальная длина глаза	–1,56515	–1,61588
Диаметр роговичного сегмента	–1,90127	–1,68471
Усредненная сила роговицы по основным меридианам	–1,1421	–1,14257

Таблица 4. **Проверка регрессионной модели, построенной только на показателе силы имплантированной ИОЛ**
Table 4. **Testing of the regression model derived only from the implanted IOL power**

Параметр	1-я группа	2-я группа
Площадь под ROC-кривой	0,89±0,07	0,91±0,09
Истинно положительные ответы, *n* (%)	32 (82,05)	16 (94,12)
Ложноположительные ответы, *n* (%)	18 (10,00)	11 (21,57)

Таблица 5. **Проверка регрессионной модели, построенной для биометрических параметров «IOLMaster»**
Table 5. **Testing of the regression model derived from "IOLMaster" biometry data**

Параметр	1-я группа	2-я группа
Площадь под ROC-кривой	0,92±0,06	0,91±0,09
Истинно положительные ответы, *n* (%)	29 (82,86)	13 (81,25)
Ложноположительные ответы, *n* (%)	22 (12,57)	10 (20,41)

Таблица 6. **Проверка регрессионной модели, построенной для биометрических параметров «Lenstar LS 900»**
Table 6. **Testing of the regression model derived from "Lenstar LS 900" biometry data**

Параметр	1-я группа	2-я группа
Площадь под ROC-кривой	0,92±0,06	0,91±0,09
Истинно положительные ответы, *n* (%)	34 (89,47)	15 (88,24)
Ложноположительные ответы, *n* (%)	31 (17,42)	9 (18,37)

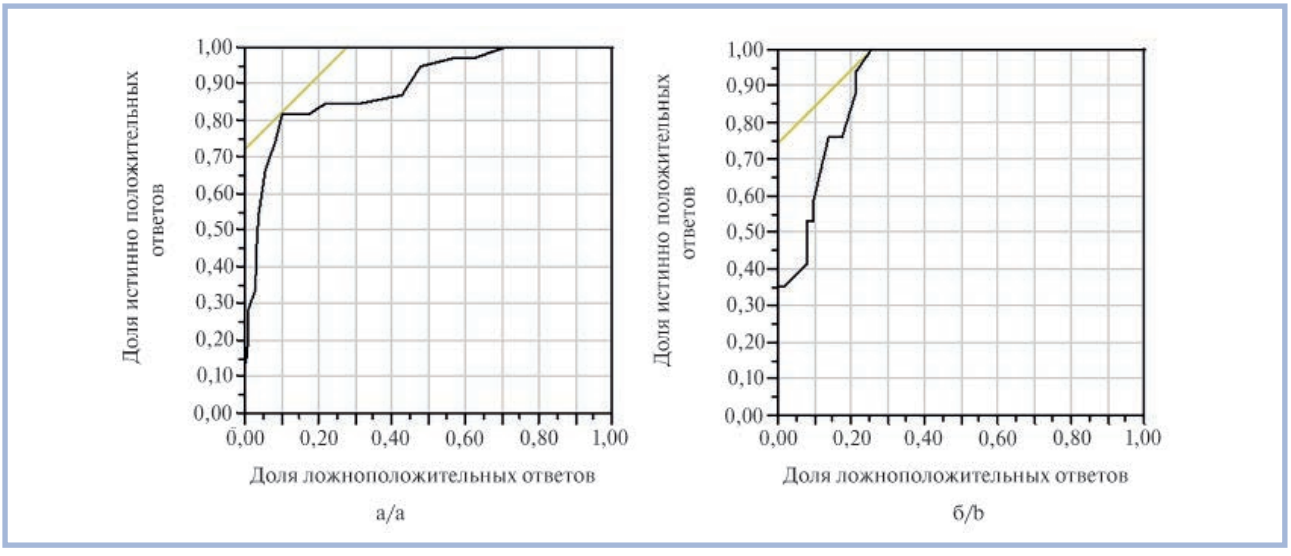

Рис. 2. **ROC-кривая вероятности аксиального «прогиба» ИОЛ для силы ИОЛ.**
а — 1-я группа; б — 2-я группа.
Fig. 2. **ROC-curve of the probability of axial deflection of the IOL for its power.**
a — group 1; b — group 2.

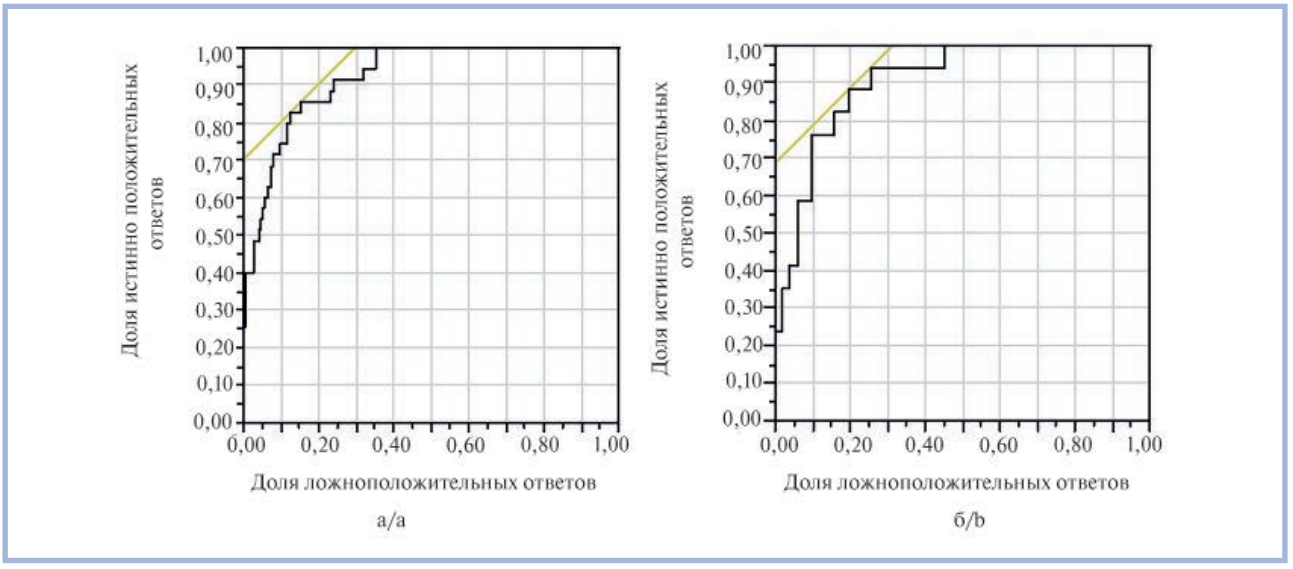

Рис. 3. **ROC-кривая вероятности аксиального «прогиба» ИОЛ для биометрических параметров «IOLMaster».**
а — 1-я группа; б — 2-я группа.

Fig. 3. **ROC-curve of the probability of axial deflection of the IOL for «IOLMaster» biometry data.**
a — group 1; b — group 2.

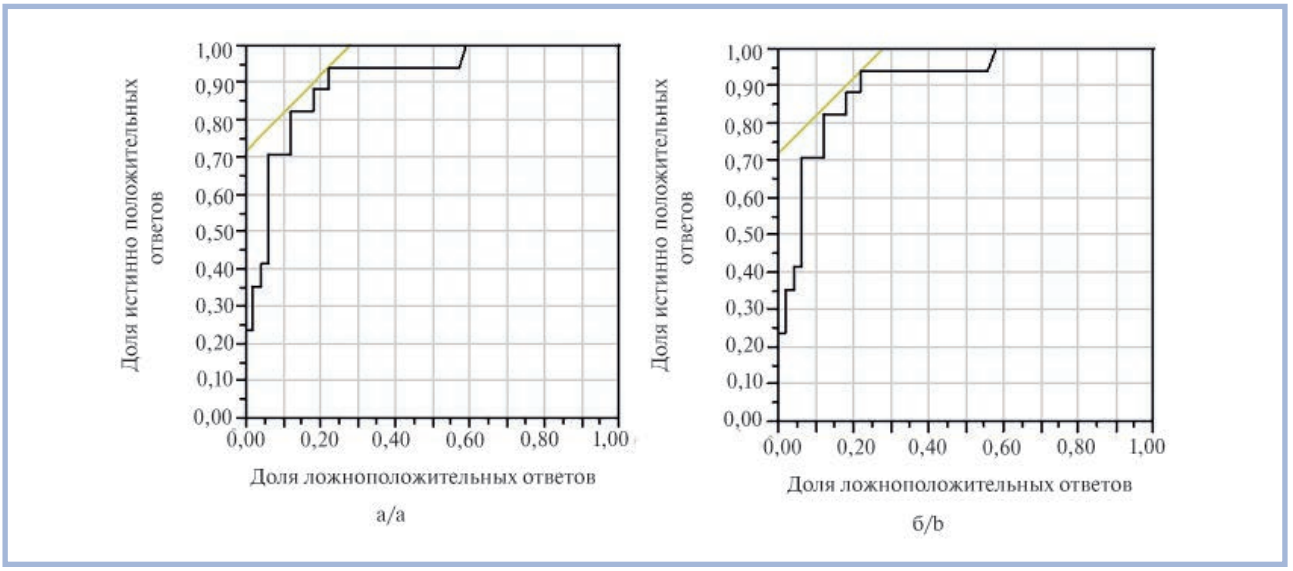

Рис. 4. **ROC-кривая вероятности аксиального «прогиба» ИОЛ для биометрических параметров «LenstarLS 900»**
а — 1-я группа; б — 2-я группа.

Fig. 4. **ROC-curve of the probability of axial deflection of the IOL for «Lenstar LS 900» biometry data.**
a — group 1; b — group 2.

категории пациентов. Модели логистической регрессии, построенные на основании оптической силы имплантируемой линзы, а также на комбинации дооперационных биометрических данных «IOLMaster» и «Lenstar LS 900», позволяют с высокой достоверностью предсказать вероятность «прогиба» ИОЛ и, соответственно, своевременно внести поправки в расчетную силу искусственного хрусталика.

Участие авторов:
Концепция и дизайн исследования: Е.Д., А.К.
Сбор и обработка материала: Е.Д., А.Д.
Статистическая обработка: Е.Д.
Написание текста: Е.Д.
Редактирование: Е.Д.
Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.
The authors declare no conflicts of interest.

ЛИТЕРАТУРА/REFERENCES

1. Балашевич Л.И., Даниленко Е.В. *Особенности расчета оптической силы интраокулярной линзы, имплантируемой при факоэмульсификации.* Учебное пособие. СПб.: Издательство СПбМАПО; 2010.
Balashevich LI, Danilenko EV. *Osobennosti rascheta opticheskoi sily intraocularnoi linzy, implantiruemoi pri fakoemulsifikatsii.* SPb.: Izdatelstvo SPbMAPO; 2010. (In Russ.).
2. Куликов А.Н., Кокарева Е.В., Котова Н.А. *Оценка расчета оптической силы ИОЛ с помощью IOLMaster и нескольких методов кератотопографии.* Материалы научной конференции офтальмологов «Невские горизонты-2016». 2016;361-364.
Kulikov AN, Kokareva EV, Kotova NA. *Otsenka rascheta sily IOL s pomoshch'yu IOLMaster I neskol'kikh metodov keratotopografii.* Materialy nauchnoi konferentsii oftalmologov «Nevskie gorizonty — 2016». 2016;361-364. (In Russ.).
3. Куликов А.Н., Кокарева Е.В., Дзилихов А.А. Эффективная позиция линзы. Обзор. *Офтальмохирургия.* 2018;1:92-98.
Kulikov AN, Kokareva EV, Dzilikhov AA. Effective lens position. A review. *Oftalmokhirurgiya.* 2018;1:92-98. (In Russ.).
https://doi.org/10.25276/0235-4160-2018-1-92-97
4. Olsen T. Prediction of intraocular lens position after cataract extraction. *Journal of Cataract and Refractive Surgery.* 1986;12(4):376-379.
https://doi.org/10.1016/S0886-3350(86)80099-2
5. Балашевич Л.И., Даниленко Е.В., Шаров Т. В., Ефимов О. А. Деформация гибких моделей интраокулярных линз при разном диаметре раскрытия гаптических элементов. *Офтальмохирургия.* 2012;1:4-8.
Balashevich LI, Danilenko EV, Sharov TV, Efimov O.A. Deformatsiya gibkikh modelei intraokulyarnykh linz pri raznom diametre raskrytiya gapticheskikh elementov. *Oftalmokhirurgiya.* 2012;1:4-8. (In Russ.).
6. Куликов А.Н., Кокарева Е.В., Дзилихов А.А., Кондратов В.С., Даниленко Е.В. Анализ динамики положения интраокулярной линзы после факоэмульсификации по данным низкокогерентной рефлектометрии, ультразвуковой биомикроскопии и оптической когерентной томографии. *Современные технологии в офтальмологии.* 2018;4:123-128.
Kulikov AN, Kokareva EV, Dzilikhov AA., Kondratov VS, Danilenko EV. Analysis of intraocular lens position dynamic after phacoemulsification according to low coherence reflectometry, ultrasound biomicroscopy and optical coherence tomography methods. *Sovremennye tekhnologii v oftalmologii.* 2018;4:123-128. (In Russ.).
7. Engren A, Behndig A. Anterior chamber depth, intraocular lens position, and refractive outcomes after cataract surgery. *Journal of Cataract and Refractive Surgery.* 2013;39(4):572-577.
https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2012.11.019
8. Erickson P. Effects of intraocular lens position errors on postoperative refractive error. *Journal of Cataract and Refractive Surgery.* 1990;16(3):305-311.
https://doi.org/10.1016/S0886-3350(13)80699-2
9. Hoffer K, Savini G. Anterior chamber depth studies. *Journal of Cataract and Refractive Surgery.* 2015;41(9):1898-1904.
https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2015.10.010
10. Findl O, Struhal W, Dorffner G, Drexler W. Analysis of nonlinear systems to estimate intraocular lens position after cataract surgery. *Journal of Cataract and Refractive Surgery.* 2004;30(4):863-866.
https://doi:10.1016/j.jcrs.2003.08.027
11. Findl O, Hirnschall N, Draschl P, Wiesinger J. Effect of manual capsulorhexis size and position on intraocular lens tilt, centration, and axial position. *Journal of Cataract and Refractive Surgery.* 2017;43(7):902-908.
https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2017.04.037
12. Findl O, Drexler W, Menapace R, Bohr B, Bittermann S, Vass C, Rainer G, Hitzenberger C, Percher A. Accurate determination of effective lens position and lens-capsule distance with 4 intraocular lenses. *Journal of Cataract and Refractive Surgery.* 1998;24(8):1094-1098.
https://doi.org/10.1016/S0886-3350(98)80103-X
13. Savini G, Hoffer K, Lombardo M, Serrao S, Schiano-Lomoriello D, Ducoli P. Influence of the effective lens position, as predicted by axial length and keratometry, on the near add power of multifocal intraocular lenses. *Journal of Cataract and Refractive Surgery.* 2016;42(1):44-49.
https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2015.07.044
14. Weber M, Hirnschall N, Rigal K, Findl O. Effect of a capsular tension ring on axial intraocular lens position. *Journal of Cataract and Refractive Surgery.* 2015;41(1):122-125.
https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2014.04.035
15. Куликов А.Н., Кокарева Е.В., Дзилихов А.А. Исследование положения интраокулярной линзы с помощью оптической когерентной томографии и связанных с ним изменений рефракции после факоэмульсификации. *Офтальмохирургия.* 2018;2:10-15.
Kulikov AN, Kokareva EV, Dzilikhov AA. Intaocular lens position investigation with optical coherence tomography and induced refraction shift analysis after phacoemulsification. *Oftalmokhirurgiya.* 2018;2:10-15. (In Russ.).
https://doi.org/10.25276/0235-4160-2018-2-10-15

Поступила 18.02.19
Received 18.02.19
Принята к печати 01.04.19
Accepted 01.04.19