

## Вопросы клинической офтальмологии

УДК 617.741–004.1–089.853

### Оптимизация методики факоэмульсификации катаракты при наличии внутриглазных факичных интраокулярных линз

Д. О. Маршава<sup>1</sup>, врач, Д. Ш. Сичинава<sup>2</sup>, профессор<sup>1</sup> Мультипрофильная клиника L/J; Кутаиси (Грузия)<sup>2</sup> Тбилисский государственный университет им. Чавчавадзе; Тбилиси (Грузия)

E-mail: marshava-david@mail.ru

**Ключові слова:** катаракта, факичні інтраокулярні лінзи, факоемулсифікація, комп'ютерне моделювання

**Ключевые слова:** катаракта, факичные интраокулярные линзы, факоэмульсификация, компьютерное моделирование.

**Вступ.** Розвиток та удосконалення технології біленсектомії актуальні, оскільки кількість імплантованих факичних ІОЛ росте з кожним роком.

**Мета.** Оптимізувати положення хірургічних інструментів під час факоемулсифікації на очах з імплантованими інтраокулярними лінзами.

**Матеріал і методи.** Робота присвячена моделюванню потоків рідини в передній камері ока при проведенні біленсектомії. Розглянуто декілька видів факоемулсифікації катаракти на оці, не оперованому раніше, та на оці з імплантованою факичною ІОЛ.

**Результати.** Встановлено час промивання при бімануальній та коаксимальній факоемулсифікації, а також коаксимальній факоемулсифікації під ФІОЛ. Інтегральна швидкість в центральній зоні рогівки (міра сили тертя) при бімануальній операції дорівнювала 0,0032 м/с, а при коаксимальній — 0,0015 м/с.

**Висновок.** Одержані дані дозволяють проводити подальші дослідження в цьому напрямку, що забезпечить підвищення ефективності та безпечності біленсектомії.

**Введение.** В последнее десятилетие резко возросло число имплантаций различных видов факичных интраокулярных линз (ФИОЛ). За последние 10 лет, по различным литературным данным, количество имплантированных разных моделей факичных линз в мире колеблется от 10 до 25 тысяч. В настоящее время ежегодно имплантируется порядка 1–3 тысяч ФИОЛ различных моделей [7, 9, 10]. Несмотря на небольшой удельный вес в общем объеме рефракционной хирургии, ФИОЛ занимают свою «нишу» при коррекции миопии свыше 15,0 дптр, гиперметропии от 5 до 13 дптр, в том числе у детей и подростков [1, 13].

По мере накопления данных об отдаленных результатах имплантации ФИОЛ, в отечественной и зарубежной литературе стали появляться публикации о развитии катаракты в разные сроки после имплантации [5, 11].

В 2000 году J. Colin предложил термин «биленсектомия» (БЭК), обозначающий операцию одновременного удаления ФИОЛ, экстракцию помутневшего естественного хрусталика глаза и имплантацию афакичной линзы [8]. В доступных нам отечественных и зарубежных научных публикациях мы нашли работы, где просто констатируется факт развития катарактального процесса на глазу с ФИОЛ и необходимость проведения БЭК [6, 12].

Таким образом, развитие и усовершенствование технологии биленсектомии является актуальным.

Данная работа посвящена моделированию этапа промывки глаза во время операции по лечению катаракты методом бимануальной факоэмульсификации и по лечению катаракты методом коаксимальной факоэмульсификации. При использовании коаксимальной факоэмульсификации рассмотрены случаи с не оперированным ранее глазом и с имплантированной ФИОЛ.

**Цель исследования** — оптимизировать методику ФЭ у больных с катарактой, развившейся после имплантации факичных интраокулярных линз.

#### Материал и методы исследования

На первом этапе работы была разработана физическая модель течения ирригационной жидкости для профилактики повреждения эндотелия роговицы во время факоэмульсификации. Ирригационная жидкость рассматривается как несжимаемая вязкая среда, находящаяся в условиях стационарного течения. Это предположение справедливо даже при наличии колебаний расхода ирригационной жидкости в широком диапазоне частот. Частоту  $f$ , начиная с которой следует учитывать нестационарные волновые процессы,

можно оценить по формуле  $f = \frac{c}{L}$ , где  $c$  — скорость звука в ирригационной жидкости,  $L$  — характерный размер об-

ласти течения. Применительно к глазу:  $L = 10$  мм, следовательно, пороговое значение  $f$  равно не менее  $10^5$  Гц, и рассматриваемые процессы укладываются в этот диапазон.

Рассматривалась одна фаза — ирригационная жидкость с параметрами, аналогичными параметрам внутриглазной жидкости: плотность  $\rho = 1000 \text{ кг} / \text{м}^3$ , вязкость  $\nu = 0.014 \text{ Па} \cdot \text{с}$  [2].

Определялось число Рейнольдса, чтоб проверить, не является ли течение турбулентным:  $Re = \frac{\rho \cdot L \cdot V}{\nu}$ , где  $\rho$  — плотность жидкости,  $V$  — скорость течения,  $\nu$  — коэффициент динамической вязкости,  $L$  — характерный размер. В случае истечения ирригационной жидкости,  $L$  — диаметр трубки, который может достигать до 3 мм. Тогда число Рейнольдса не превысит 90, что меньше критического значения  $Re = 2300$ , свойственного течением в трубах. Следовательно, ирригационный поток жидкости является ламинарным. В случае течений эмульсии в операционном поле величина  $L$  имеет значение порядка 10 мм, тогда  $Re = 300$ , что тоже далеко от порогового значения. Следовательно, наблюдаются только ламинарные потоки жидкости.

В качестве модели использовались дифференциальные уравнения Навье-Стокса, которые описывают гидродинамику исследуемых потоков. Они будут решаться численными методами, с учётом имеющихся граничных условий. В результате будут определены искомые параметры течения (давление, скорость) в различных точках исследуемой области.

В данной работе использовался программный комплекс FlowVision HPC [4], с помощью которого моделировалось ламинарное течение вязкой глазной жидкости.

В методе *бимануальной факоемульсификации* используются ирригационный и аспирационный хирургические инструменты. Расстановка граничных условий представлена на рис. 1. На поверхности передней камеры, хрусталика, хирургических инструментов задан тип границы «стенка» с граничным условием для скорости «прилипание» (т.е. равна нулю). На торцевой поверхности ирригационного прибора задано относительное давление 0 Па (отсчитывается от абсолютного давления равного 101000 Па). На торцевой поверхности аспирационного прибора задана скорость отсасывания 0,4 м/с.

В методе *коаксиальной факоемульсификации* используется хирургический инструмент с коаксиальным наконечником, в котором совмещены функции аспирации и ирри-

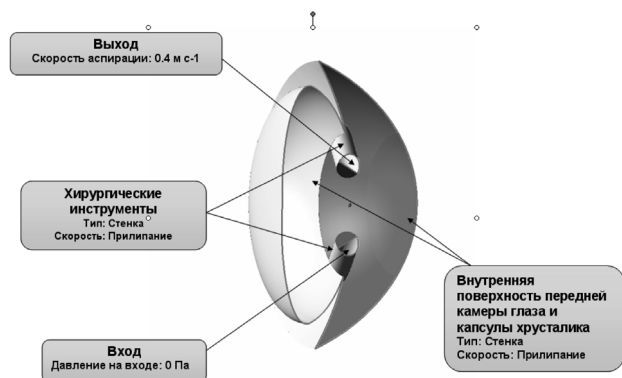


Рис. 1. Расстановка граничных условий (бимануальная факоемульсификация)

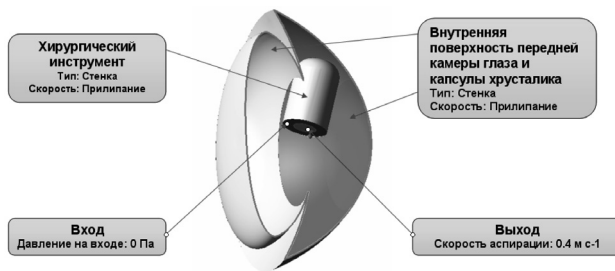


Рис. 2. Расстановка граничных условий (коаксиальная факоемульсификация)

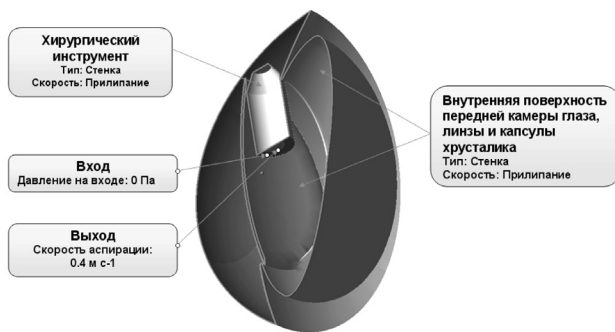


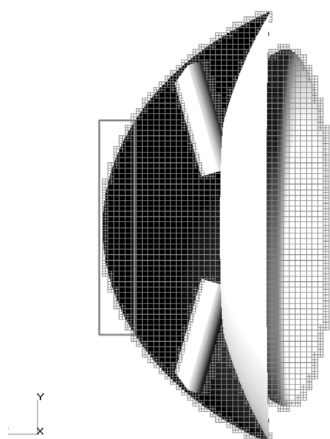
Рис. 3. Расстановка граничных условий (коаксиальная факоемульсификация под ФИОЛ)

гации жидкости. Постановка граничных условий задачи не отличается от метода бимануальной факоемульсификации (рис. 2).

В методе *коаксиальной факоемульсификации под ФИОЛ* рассматривается операция промывки глаза методом коаксиальной факоемульсификации на глазу, с ранее имплантированной искусственной линзой (ФИОЛ). Постановка граничных условий не отличается от предыдущих случаев (рис. 3).

### Результаты и их обсуждение

В экспериментальной части работы была исследована расчётная сетка, используемая во Flowvision HPC, которая является ортогональной, адаптивно локально измельчённой и с подсеточным разрешением геометрии. Это позволяет адаптировать криволинейные поверхности прямоугольными сетками. В данной работе генерировалась определённая начальная сетка, которая затем адаптировалась в местах высоких градиентов переменных. Было проведено исследование сходимости по сетке. Рассматривались адаптации различных уровней и с различным числом слоёв. В качестве критерия сходимости по сетке было использовано усреднённое давление в центральной области роговицы. Так, количество расчётных ячеек при бимануальной факоемульсификации оказалось равным 123877, а при коаксиальной факоемульсификации без и с имплантированной линзой — 188882 и 155149 ячеек соответственно (рис. 4).

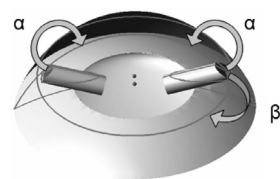


**Рис. 4.** Расчётная сетка (бимануальная факоемульсификация)

Были определены параметры, влияющие на течение жидкости в глазу при различных методах факоемульсификации.

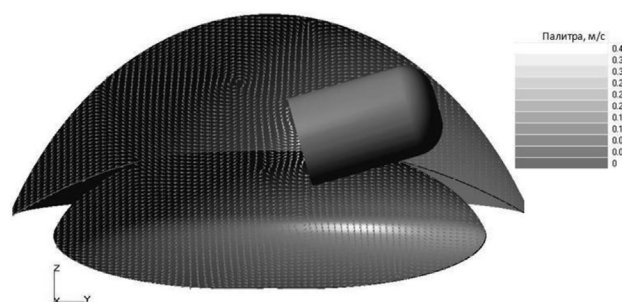
**Метод бимануальной факоемульсификации.** Было проведено моделирование течения при варьировании различных параметров конфигурации приборов: углов, перпендикулярных плоскости радужной оболочки глаза; углов, параллельных плоскости радужки и глубины проникновения инструментов. Рассматривались девять различных ситуаций, из которых были выделены наилучшие и наихудшие положения. В качестве критерия для выбора использовались давление на центральной поверхности роговицы (относительно давления на входе жидкости ирригационного прибора) и средняя скорость потока в центральной области роговицы (мера силы трения на роговице). Наилучший результат получен, когда приборы располагались симметрично и были направлены в центр хрусталика. Наихудшие результаты получались, когда инструменты располагались под небольшим углом друг к другу и имели различную глубину проникновения. Для дальнейшей оптимизации выбраны два параметра. Первый параметр — угол  $\alpha$  в плоскости, перпендикулярной плоскости радужки. По нему оба инструмента будут симметрично двигаться в определённых пределах. Второй параметр — угол  $\beta$  в плоскости, параллельной плоскости радужки. Он будет зафиксирован у ирригационного прибора, а у аспирационного — варьироваться в заданных пределах (рис. 5).

**Метод коаксиальной факоемульсификации.** Было проведено моделирование течения при варьировании глубины проникновения коаксиального прибора. Рассмотрено пять различных положений инструмента. Отслеживалась средняя скорость потоков жидкости в центральной области роговицы и давления в центральной области роговицы (относительно давления на входе жидкости ирригационного

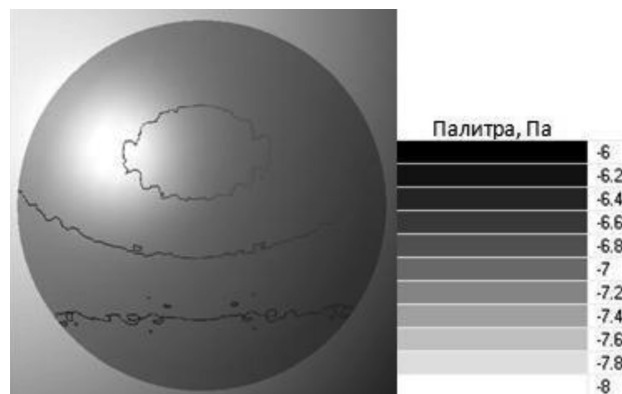


- $\alpha$  от  $16.6^\circ$  до  $23.6^\circ$
- $\beta$  от  $0^\circ$  до  $120^\circ$
- Минимизация силы трения на центральной поверхности роговицы

**Рис. 5.** Параметры для оптимизации



**Рис. 6.** Распределение векторов скоростей в оптимальном случае коаксиальной факоемульсификации



**Рис. 7.** Изолинии давления в центральной области роговицы в оптимальном случае коаксиальной факоемульсификации

прибора). Было установлено, что при уменьшении глубины проникновения инструмента силы трения на роговицу со стороны жидкости линейно растут, а перепад давлений в глазу резко увеличивается при минимальной глубине проникновения. Распределение векторов скоростей в наилучшем варианте показано на рис. 6. Изолинии давления в центральной области роговицы представлены на рис. 7.

**Оптимизация положения приборов при бимануальной факоемульсификации.** С помощью программного комплекса IOSO NM [13] была проведена оптимизация положений приборов при бимануальной факоемульсификации по выбранным параметрам

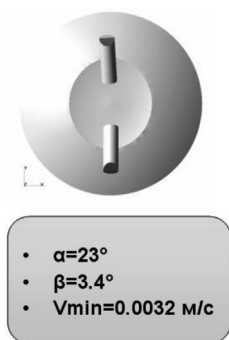


Рис. 8. Результаты оптимизации

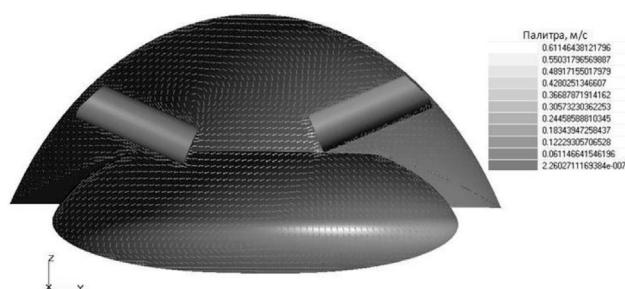


Рис. 9. Распределение векторов скоростей в оптимальном случае бимануальной факоемульсификации

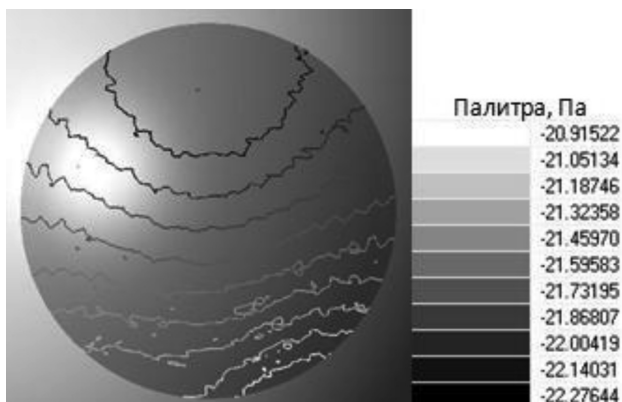


Рис. 10. Изолинии давления в центральной области роговицы в оптимальном случае бимануальной факоемульсификации

$\alpha$  и  $\beta$ . Было рассмотрено около 100 различных вариантов и выделен наилучший с точки зрения минимальной средней скорости потоков жидкости в центральной области роговицы (минимальной силы трения). Минимальная скорость оказалась равной 0,0032 м/с при следующих углах:  $\alpha = 23^\circ$ ,  $\beta = 3.4^\circ$  (рис. 8). Распределение векторов скоростей в передней камере глаза и изолинии давления в области центральной части роговицы представлены на рис. 9 и рис. 10 соответственно.

Также было проведено параметрическое исследование зависимости средней скорости потоков жидкости в центральной области роговицы от угла

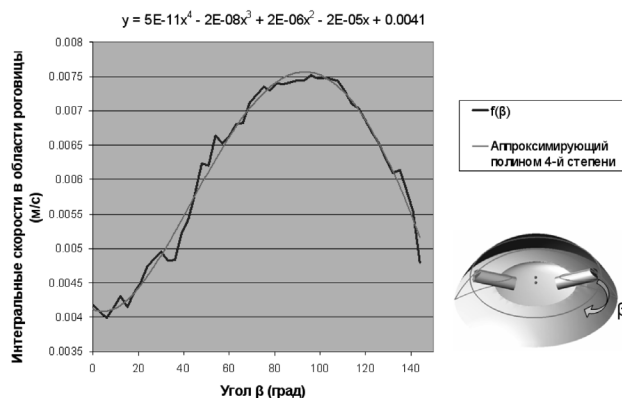


Рис. 11. Параметрическое исследование зависимости силы трения на роговице от угла  $\beta$

$\beta$  (ирригационный прибор был полностью зафиксирован в оптимальном положении). Была выведена определённая зависимость. Она была аппроксимирована полиномом 4-й степени и была получена соответствующая формула (рис. 11).

**Определение времени ирригации — аспирации капсульного мешка хрусталика и передней камеры глаза.** В данном случае также было проведено исследование времени ирригации-аспирации передней камеры глаза методами бимануальной и коаксиальной факоемульсификации. Аспирация считалась завершённой в момент, когда все участки исследуемой области (передняя камера глаза и капсульный мешок хрусталика) заполнялись ирригационной жидкостью, то есть осуществлялось их полное промывание. В результате исследования оказалось, что время ирригации-аспирации во время бимануальной факоемульсификации равняется 554 секундам, а при коаксиальной факоемульсификации (случай без линзы) — 771 секундам. Реальная продолжительность ирригации-аспирации оказывается во много раз меньше (120–300 секунд), так как при полном промывании капсульного мешка хрусталика операция обычно завершается во избежание травмирующего воздействия на задний эпителий роговицы, а в случае коаксиальной факоемульсификации хирургический инструмент вращается вручную для аспирации из труднодоступных участков.

Также был рассмотрен случай коаксиальной факоемульсификации под ФИОЛ, в котором спустя 832 секунды были промыты полностью капсульный мешок хрусталика, а также труднодоступные для ирригации-аспирации участки глаза. Ирригационная жидкость проникала в переднюю камеру глаза, где в данный момент времени промывки не попадала в центральную область роговицы.

Широко применяемым методом факоемульсификации в настоящее время является коаксиальный метод. При выборе этого метода определяющими факторами обычно являются меньшее количество разрезов роговицы, возможность регулирования

**Таблица 1.** Сравнение бимануального и коаксиального методов

Метод/Критерии	<V>, м/с	<ΔP>, Па	τ, с
Коаксиальная ФЭК	0,0015	7	771
Бимануальная ФЭК	0,0032	21	554

положения хирургического инструмента, а также лучший показатель по зонам высоких скоростей в области роговицы [1].

После проведения оптимизации положения хирургических инструментов и выделения наилучших положений по критерию минимизации силы трения в центральной области роговицы являлось целесообразным провести сравнение методов бимануальной и коаксиальной фактоэмульсификации. Сравнение было проведено по трём критериям: интегральные скорости в центральной области роговицы <V> (мера силы трения), интегральное давление на роговице <ΔP>, рассчитывающееся относительно давления, установленного на месте отверстия ирригационного инструмента (мера перепада давления в глазу), а также длительность промывки глаза τ. Результаты показаны в табл. 1.

### Литература

1. Агафонова В. В. Коррекция аметропий интраокулярными фактическими линзами : Дис. д-ра мед. наук. — М., 2006. — 354 с.
2. Малюгин Б. Э. Медико-технологическая система хирургической реабилитации пациентов с катарактой на основе ультразвуковой фактоэмульсификации с имплантацией интраокулярной линзы // Дисс..... докт. мед. наук. — М.: ГУ МНТК «Микрохирургия глаза» им. акад. С. Н. Фёдорова. — 2002.
3. Марченкова Т. Е., Бубнов А. В., Холодов А. С. Математическое моделирование ирригационно-аспирационной техники фактоэмульсификации // Офтальмохирургия. — 1991. — № 1. — С. 74–84.
4. Москалев И. В. Особенности расчета подвижных тел со свободной поверхностью во FLOWVISION НРС. Общие рекомендации по постановке и решению // Труды Всеросс. научно-практич. конф. «Инженерные системы-2008». — 2008. — С. 74–84.
5. Тиблевич И. В. Анализ результатов экстракции катаракты с имплантацией монолитной интраокулярной линзы из ПММА : Дис. канд. мед. наук. — М., 2001. — 108 с.
6. Brauweiler P. H., Wehler T., Busin M. High incidence of cataract formation after implantation of a silicone posterior chamber lens in phakic, highly myopic eyes // Ophthalmology. — 1999. — Vol.106. — № 9. — P. 1651–1655.
7. Caramello G., Di Fortunato R. Three years experience of ICL implantation in high myopia // Congress of the ESCRS, 16<sup>th</sup>: Abstracts. — Nice, 1998.
8. Colin J. Bilensectomy: the implications of removing phakic intraocular lenses at the time of cataract extraction // J. Cataract Refract. Surg. — 2000. — Vol.26. — № 1. — P. 2–3.
9. Gasser L., Biermann J., Reinhard T. New posterior chamber phakic intraocular lens for high myopia: Three-year results //Journal of Cataract & Refractive Surgery. — 2015. — Vol. 41, Issue 8. — P. 1610–1615
10. Gross S., Knorz M. C., Liermann A. et al. Results of implantation of a Worst Iris Claw Lens for correction of high myopia // Ophthalmologie. — 2001. — Vol.98. — № 7 — P. 635–638.
11. José F. Alfonso, Carlos Lisa, Luis Fernández-Vega et al. Prevalence of cataract after collagen copolymer phakic intraocular lens implantation for myopia, hyperopia, and astigmatism //Journal of Cataract & Refractive Surgery. — 2015. — Vol. 41, Issue 4. — P. 800–805.
12. Kohnen T. Cataract formation after implantation of myopic phakic posterior chamber IOLs // Journal of Cataract & Refractive Surgery. — 2004. — Vol. 30, Issue 11. — P. 2245–2246.
13. Laurence C. Lesueur, Jean L. Arne. Phakic posterior chamber lens implantation in children with high myopia //Journal of Cataract & Refractive Surgery. — 1999. — Vol. 25, Issue 12. — P. 1571–1575.

Поступила 09.11.2015