

Оптимизация положения хирургических инструментов при операции по лечению катаракты методом факоэмульсификации

К.Г. Вачнадзе, А.С. Шишаева

Данная работа посвящена моделированию течения эмульсии в передней камере глаза во время операции по лечению катаракты методом факоэмульсификации. Цель работы - уменьшение вероятности травмирования глаза путем оптимизации положений хирургических инструментов. Рассмотрены несколько видов факоэмульсификации катаракты на глазу, не оперированном ранее, и на глазу с имплантированной факичной интраокулярной линзой. В результате моделирования получены распределения давления и скорости при промывании передней камеры глаза, исследована зависимость силы трения и давления на роговице от расположения хирургических инструментов, найдены оптимальные положения инструментов.

1. Введение

Катаракта – помутнение хрусталика глаза. Существует ряд способов лечения катаракты. Одним из современных радикальных методов является лечение с помощью хирургического вмешательства методом факоэмульсификации [1]. Метод факоэмульсификации заключается в механическом дроблении хрусталика с помощью специальных инструментов, вводимых в переднюю камеру глаза через малые разрезы, и удалении полученных фрагментов вместе с внутриглазной жидкостью путём её аспирации. Одновременно осуществляется подача замещающей жидкости во избежание коллапса передней камеры под действием разряжения. Существуют два альтернативных метода факоэмульсификации: коаксиальная и бимануальная. При коаксиальной факоэмульсификации дробление, аспирация и ирригация осуществляются одним прибором, состоящим из двух коаксиальных трубок. При бимануальной факоэмульсификации используются аспирационный и ирригационный приборы, которые в процессе операции разносятся на некоторое расстояние и располагаются под углом друг к другу.

В хирургии катаракты существует ряд гидродинамических задач. Одна из них – уменьшение травмирующего гидродинамического воздействия на ткани глаза. Травма может вызываться повышенным давлением жидкости, трением на поверхности роговицы, засасыванием в аспирационную трубку задней капсулы хрусталика, коллапсом передней камеры глаза вследствие большого перепада внешнего и внутреннего давления. Бытующий в настоящее время эмпирический подход при конструировании офтальмологических инструментов, субъективизм в клинической оценке преимуществ тех или иных их видов, затрудняют создание средств, обеспечивающих минимальную травму тканей и наибольшую эффективность соответствующей техники лечения. Таким образом, анализ с помощью компьютерного моделирования альтернативных методик операций и конструкций применяемых инструментов является весьма актуальной проблемой. Её решение востребовано как практическими врачами, так и разработчиками хирургического инструментария.

Данная работа посвящена моделированию этапа промывки глаза в нескольких задачах: во время операции по лечению катаракты методом бимануальной факоэмульсификации и по лечению катаракты методом коаксиальной факоэмульсификации. В последней задаче рассмотрены случаи с не оперированным ранее глазом и с имплантированной ранее искусственной линзой ФИОЛ (факичная интраокулярная линза). Цель работы – уменьшение вероятности травмирования глаза в центральной области роговицы путём оптимизации положений хирургических инструментов, сравнение полученных результатов в различных методиках операции.

2. Теоретическая часть

2.1. Физическая модель

В данной работе моделируется течение ирригационной жидкости. 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 области течения. Применительно к глазу: $L = 10\text{мм}$, следовательно, пороговое значение f равно не менее 10^5 Гц, и рассматриваемые процессы укладываются в этот диапазон.

Будем рассматривать одну фазу – ирригационную жидкость с параметрами аналогичными параметрам внутриглазной жидкости: плотность $\rho = 1000\text{кг/м}^3$, вязкость $\nu = 0.014\text{Па}\cdot\text{с}$ [2].

Определим число Рейнольдса, чтоб проверить, не является ли течение турбулентным: $Re = \frac{\rho \cdot L \cdot V}{\nu}$, где ρ – плотность жидкости, V – скорость течения, ν – коэффициент динамической вязкости, L – характерный размер. В случае истечения ирригационной жидкости, L – диаметр трубки, который может достигать до 3мм. Тогда имеем, что число Рейнольдса не превышает 90, что меньше критического значения $Re = 2300$, свойственного течениям в трубах. Следовательно, ирригационный поток жидкости является ламинарным. В случае течений эмульсии в операционном поле, значение L имеет значение порядка 10мм, тогда $Re = 300$, что тоже далеко от порогового значения. Следовательно, в нашей задаче мы имеем дело только с ламинарными потоками жидкости.

В качестве модели будем использовать 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.

2.2. Постановка задачи

В данной работе использовался программный комплекс FlowVision HPC [3], с помощью которого моделировалось ламинарное течение вязкой глазной жидкости. Геометрия передней камеры, капсулы хрусталика и хирургических инструментов импортировалась из стороннего пакета.

2.2.1. Метод бимануальной факоэмульсификации

В данном методе 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 давление¹ 0 Па. На торцевой поверхности аспирационного прибора задана скорость откачки 0.4 м/с.

¹ Относительное давление отсчитывается от абсолютного давления, равного 101 000 Па (1атмосфере)

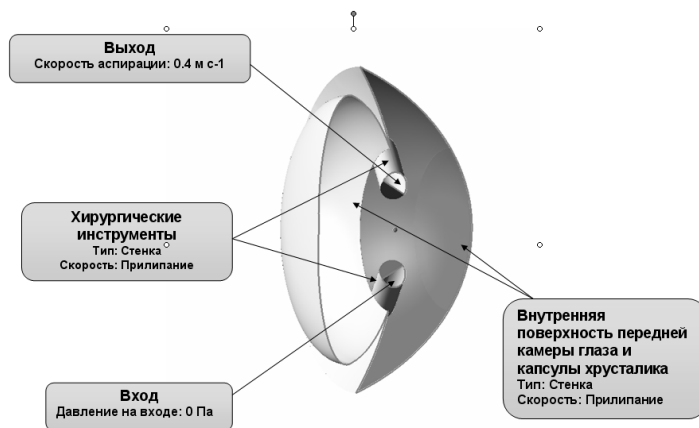


Рис. 1. Расстановка граничных условий (бимануальная факоэмульсификация)

2.2.2. Метод коаксиальной факоэмульсификации

В данном методе используется хирургический инструмент с коаксиальным наконечником, в котором совмещены функции аспирации и ирригации жидкости. Постановка граничных условий задачи не отличается от метода бимануальной факоэмульсификации (рис.2).

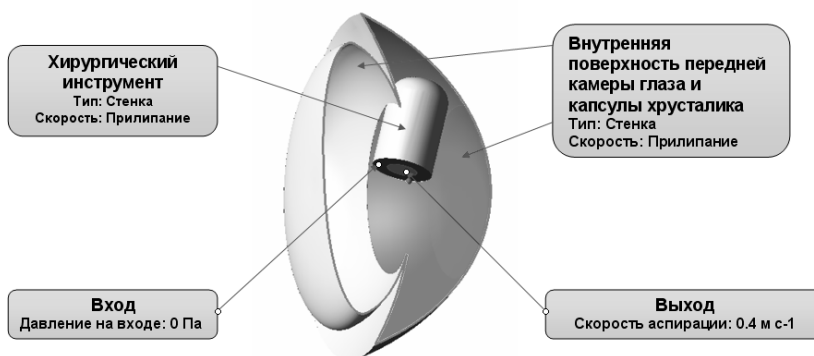


Рис. 2. Расстановка граничных условий (коаксиальная факоэмульсификация)

2.2.3. Метод коаксиальной факоэмульсификации под ФИОЛ

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

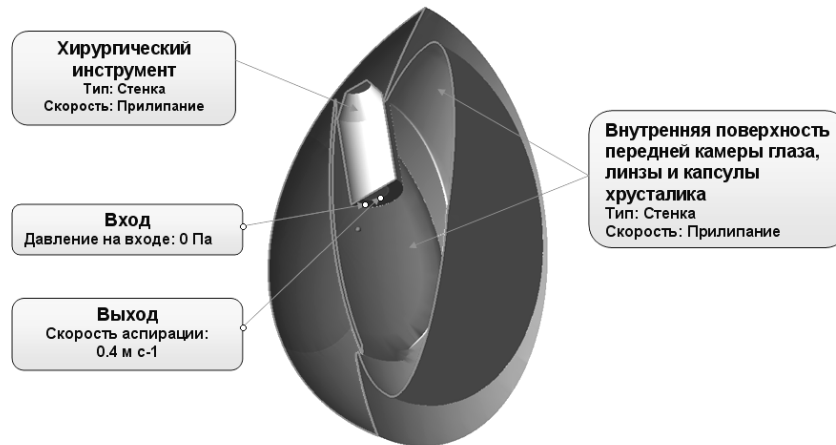


Рис. 3. Расстановка граничных условий (коаксиальная факоэмульсификация под ФИОЛ)

3. Экспериментальная часть

3.1. Исследование сходимости по сетке

Расчётная сетка, используемая во Flowvision НРС, 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.

3.1.1. Метод бимануальной факоэмульсификации

Исходя из исследования сходимости по сетке, была выбрана адаптация 1-го уровня в 1 слой по всей внутренней поверхности глаза (рис.4). Количество расчётных ячеек оказалось равным 123877.

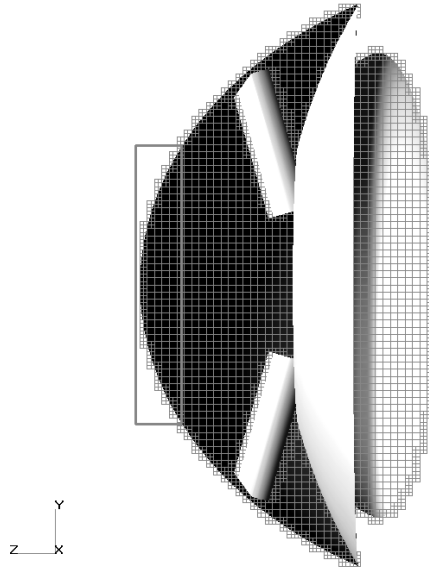


Рис. 4. Расчётная сетка (бимануальная факоэмульсификация)

3.1.2. Метод коаксиальной факоэмульсификации

Исходя из исследования сходимости по сетке, была выбрана адаптация 1-го уровня в 1 слой по всей внутренней поверхности глаза, 2-го уровня в дополнительно построенном параллелепипеде на слоях места входа/выхода жидкости хирургического инструмента (рис.5). Количество расчётных ячеек оказалось равным 188882.

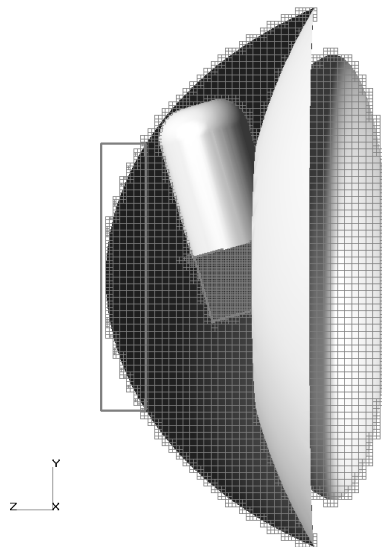


Рис. 5. Расчётная сетка (коаксиальная факоэмульсификация)

3.1.3. Метод коаксиальной факоэмульсификации под ФИОЛ

В данной задаче была выбрана аналогичная расчётная сетка, что и в случае без линзы, за тем исключением, что не адаптировалась сетка по поверхности роговицы. Этот выбор

обоснован практически отсутствием течений в центральной области роговицы (рис.6). Количество расчётных ячеек оказалось равным 155149.

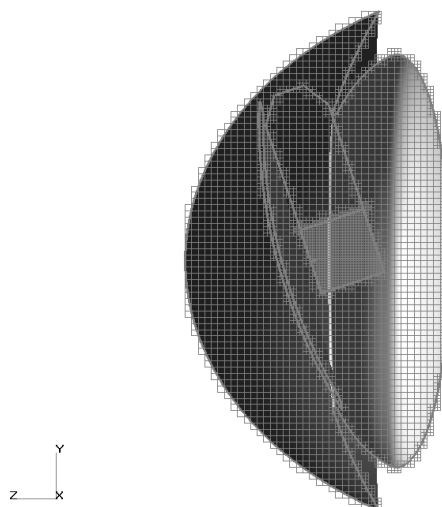
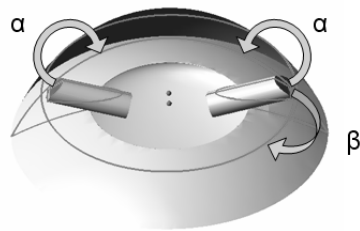


Рис. 6. Расчётная сетка (коаксиальная факоэмульсификация под ФИОЛ)

3.2. Определение параметров, влияющих на течение

3.2.1. Метод бимануальной факоэмульсификации

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 9 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 был получен, когда приборы располагались симметрично и были направлены в центр хрусталика. Наихудшие результаты были получены, когда инструменты располагались под небольшим углом друг к другу и имели различную глубину проникновения. Для дальнейшей оптимизации выбраны два параметра. Первый параметр - угол α в плоскости, перпендикулярной плоскости радужки. По нему оба инструмента будут симметрично двигаться в определённых пределах. Второй параметр – угол β в плоскости, параллельной плоскости радужки. Он будет зафиксирован у ирригационного прибора, а у аспирационного - варьироваться в заданных пределах (рис.7).



- α от 16.6° до 23.6°
- β от 0° до 120°
- Минимизация силы трения на центральной поверхности роговицы

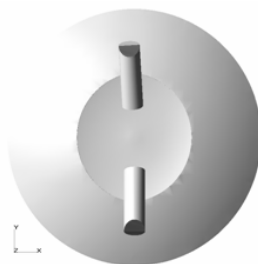
Рис. 7. Параметры для оптимизации

3.2.2. Метод коаксиальной факэмульсификации

Было проведено моделирование течения при варьировании глубины проникновения коаксиального прибора. Было рассмотрено 5 различных положений инструмента. Отслеживалась средняя скорость потоков жидкости в центральной области роговицы и давления в центральной области роговицы (относительно давления на входе жидкости ирригационного 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.

3.3. Оптимизация положения приборов в методе бимануальной факэмульсификации

С помощью программного комплекса IOSO NM [4] была проведена оптимизация положений приборов в методе бимануальной факэмульсификации по выбранным параметрам α и β . 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 $0,0032\text{ м/с}$ при следующих углах: $\alpha = 23^\circ$, $\beta = 3.4^\circ$ (рис.7).



- $\alpha=23^\circ$
- $\beta=3.4^\circ$
- $V_{\min}=0.0032 \text{ м/с}$

Рис. 7. Результаты оптимизации

Также было проведено параметрическое исследование зависимости средней скорости потоков жидкости в центральной области роговицы от одного угла β (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.8).

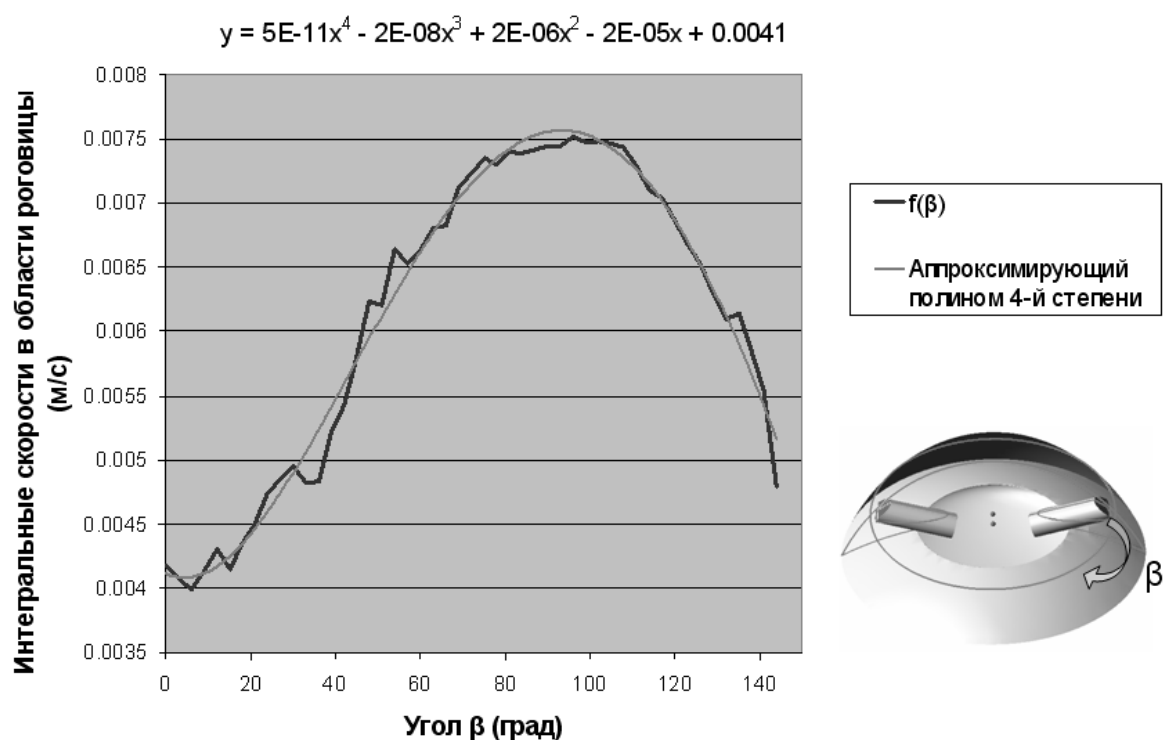


Рис. 8. Параметрическое исследование зависимости силы трения на роговице от угла β

3.4. Определение времени операции промывки глаза

В данной задаче также было проведено исследование времени промывки глаза в методах бимануальной и коаксиальной факоэмульсификации. Промывка считалась завершённой в момент, когда все участки исследуемой области (передняя камера и капсула хрусталика глаза) заполнялись ирригационной жидкостью, то есть осуществлялась их полная промывка. В результате исследования было получено, что время промывки в методе бимануальной факоэмульсификации равняется 554 секундам, а в методе коаксиальной факоэмульсификации (случай без линзы) – 771 секундам. Также был рассмотрен случай коаксиальной факоэмульсификации под ФИОЛ, в котором на момент времени 832 секунды были промыты полностью капсула хрусталика, а также труднодоступные для промывки участки глаза. Ирригационная жидкость проникала в переднюю камеру глаза, где в данный момент времени промывки не попадала в центральную область роговицы.

4. Заключение

В данной работе было проведено трехмерное численное моделирование операции факоэмульсификации процедуры промывки глаза при удалении катаракты. Были найдены оптимальные положения инструментов при бимануальной и коаксиальной факоэмульсификации, при которых сила трения на центральной поверхности роговицы минимальна. Также было проведено моделирование промывки передней полости глаза в ходе

операции коаксиальной факоэмульсификации катаракты при ФИОЛ. Было получено, что время промывки при коаксиальной факоэмульсификации больше времени бимануальной.

Результаты этой работы были доложены в МНТК Микрохирургии глаза им Федорова и получили положительный отзыв. В дальнейшем планируется продолжать работу исследованием операции факоэмульсификации катаракты в глазу, перенесшем тотальную витрэктомию (с удалённым стекловидным телом), учитывая деформации тканей глаза вследствие течений жидкости при промывке.

Литература

1. Зими́на Т.Ю., Спи́рочкин Ю.К., Плетнев И.В., Труби́лин В.Н. О решении гидродинамических проблем в хирургии катаракты // Сборник трудов конференции «Биомеханика глаза» — 2005 – Т.5 – С.179-186.
2. Малюгин Б.Э. Медико-технологическая система хирургической реабилитации пациентов с катарактой на основе ультразвуковой факоэмульсификации с имплантацией интраокулярной линзы // Диссертация на соискание учёной степени докт. мед. наук. – М.: ГУ МНТК «Микрохирургия глаза» им. акад. С.Н. Фёдорова. 2002
3. FlowVision НРС Руководство пользователя, Версия 3.06 – 2007.
4. Справка IOSO NM, Версия 1.1. – 2008.