

УДК 617.741–004.1–053.9–085.837.3:615.472.2

Усовершенствованная игла для факоэмульсификации ядер хрусталика с высокой степенью плотности

Я. А. Гриценко, врач, С. К. Дмитриев, д-р мед наук,
Н. В. Пасечникова, член корр., проф., д-р мед. наук

ГУ «Институт глазных болезней и тканевой терапии им. В. П. Филатова НАМН Украины», Одесса (Украина)

E-mail: awsed2005@ukr.net

Вступ. Факоэмульсифікація (ФЕ) катаракти з щільними ядрами кришталика супроводжується певними труднощами, що пов'язано з неможливістю повного розлому ядра кришталика. У зв'язку з цим, актуальною залишається розробка нової голки для ФЕ з метою досягнення кращої руйнівної здатності ультразвукового (УЗ) впливу на ядро кришталика з високим ступенем щільності з мінімальною затратою УЗ.

Мета. Удосконалити голку для ФЕ ядер кришталика з високим ступенем щільності для більш ефективного руйнування (дроблення і різання) кришталика і забезпечення аспірації дрібнодисперсних структур шляхом зниження механічного зусилля та ультразвукового впливу голки на кришталик ока.

Матеріал і методи. У 46 хворих з віковою катарактою було виконано оперативне втручання — ФЕ катаракти з імплантацією інтраокулярної лінзи (ІОЛ) (50 очей). У 23 випадках операцію проведено за допомогою удосконаленої голки для факоэмульсифікації по стандартній методиці «phaco Chop». Всі операції пройшли без ускладнень.

Результати. Розроблена удосконалена голка для ФЕ, яка відрізняється від стандартних тим, що на торцевій поверхні раструбної частини виконані рівнобокі зубці, що дозволяє більш ефективно впроваджуватися в ядро кришталика та видаляти його залишки з ока.

Використання голки дає можливість знизити параметри ультразвукового впливу на структури очного яблука, що в свою чергу веде до зменшення ризику розвитку інтра- і післяопераційних ускладнень у хворих з ядрами кришталика високого ступеню щільності.

Ключевые слова: возрастная катаракта, плотное ядро, факоэмульсификация, усовершенствованная игла.

Ключові слова: вікова катаракта, щільне ядро, факоэмульсифікація, вдосконалена голка.

Актуальность. Факоэмульсификация (ФЭ) катаракты с плотными ядрами хрусталика сопровождается определенными сложностями, обусловленными невозможностью полного разлома ядра хрусталика, необходимостью применения более высокого уровня ультразвукового воздействия, что приводит к более длительной продолжительности операции и развитию интра- и послеоперационных осложнений. Так, по данным ряда авторов, развитие транзитного отека роговой оболочки у больных со зрелой катарактой встречается в 24,4 % случаев, ожоги роговой оболочки — в 27,3 %, что связано с чрезмерной экспозицией ультразвукового воздействия, приводящей к выделению тепла в результате поглощения тканями акустической энергии [2, 3, 4, 7].

С целью уменьшения длительности операции при наиболее плотных ядрах хрусталика используются различные приемы, которые заключаются в применении торсионного ультразвука для дробления ядра, а также его сочетанном применении с продольным ультразвуком, имеются специальные методы разделения ядра хрусталика на фрагменты, различные модификации игл для ФЭ.

Большинство игл для ФЭ имеют сходное строение. Они состоят из крепежной и трубчатой частей и выполнены в форме цилиндра. Крепежная часть иглы включает в себя резьбовую часть и элементы для установки и удаления иглы из держателя. Продолжением крепежной части иглы, содержащей отверстие, является её трубчатая часть. Трубчатая часть иглы может оканчиваться расширением ее участка на конце иглы (раструбная часть), что улучшает условия аспирации хрусталиковых масс. Трубчатая раструбная часть оканчивается, как правило, наклонной плоской торцевой поверхностью, которая в пересечении с трубчатой частью иглы образует ударную эллипсообразную кольцевую поверхность [5].

Иглы для ФЭ различаются углом наклона входного отверстия (0°, 30°, 45° и 60°) и стандартными размерами внутреннего диаметра иглы — 0,9 и 1,2 мм. За последнее десятилетие в связи с переходом на микроинвазивную бесшовную хирургию возникают попытки минимизировать диаметр трубчатой

той части иглы, что может снизить риск развития внутриглазных аберраций и повысить контроль за протеканием операции. Однако, с другой стороны, при эмульсификации более плотных ядер хрусталика описаны случаи окклюзии иглы для ФЭ, что приводит к увеличению продолжительности операции и количества манипуляций в передней камере глазного яблока. Толщина стенки иглы может быть переменной, что обеспечивает лучшую аспирацию фрагментов хрусталика [5].

К недостаткам существующих игл для ФЭ относят большую площадь контакта рабочей торцевой поверхности с ядром хрусталика, что требует дополнительного усилия при внедрении иглы в ядро.

Тем не менее, существуют определенные типы игл для ФЭ, которые пытались ликвидировать данный недостаток за счет изменения торцевой поверхности, контактирующей с хрусталиком. E. R. Zaleski (1997), предложил иглу для ФЭ с модифицированной плоской торцевой поверхностью, которая выполнена в форме ступеньки [8]. J. F. Gravelle (1996) разработал иглу с малыми углами заострения режущей кромки рабочей части иглы, выполненного за счет заточки наружной или внутренней поверхностей трубчатого участка иглы [6].

Однако данная конструкция иглы имеет разные параметры геометрии лезвия вдоль торцевого сечения и протяженную режущую кромку. Эти недостатки не позволяют существенно снизить усилие воздействия на хрусталик, повысить эффективность его дробления и обеспечить эффективную аспирацию за счет получения мелкодисперсных частиц разрушенного хрусталика.

Описанные выше модификации рабочей части иглы направлены на снижение усилия для внедрения иглы в ядро хрусталика за счет уменьшения площади контакта рабочей торцевой поверхности с ядром хрусталика или за счет заострения режущих кромок.

К недостаткам описанных выше игл относится наличие на торцевой поверхности плоских, перпендикулярных вектору движения иглы участков, затрудняющих внедрение иглы в ядро хрусталика. На известных иглах режущие кромки имеют протяженный характер, что увеличивает размер срезаемых частиц хрусталика глаза и затрудняет процесс их аспирации.

Таким образом, повышение разрушающей способности УЗ воздействия на ядра хрусталика с высокой степенью плотности при минимальной затрате УЗ остается актуальным. Мы полагаем, что усовершенствование иглы для ФЭ твердых ядер должно быть направлено на уменьшение площади соприкосновения иглы с хрусталиком путем выполнения на торцевой поверхности иглы дополнительных режущих кромок.

Цель. Усовершенствовать иглу для ФЭ ядер хрусталика с высокой степенью плотности для более эффективного разрушения (дробления и резания) хрусталика и обеспечения аспирации мелкодисперсных структур за счет снижения механического усилия и ультразвукового воздействия иглы на хрусталик глаза.

Материал и методы

Представлены результаты обследования и хирургического лечения 46 больных (50 глаз) со зрелой возрастной катарактой, которым было произведено оперативное вмешательство ФЭ с имплантацией интраокулярной линзы (ИОЛ) в возрасте от 64 до 84 лет. Больные были распределены на две группы по 23 человека (25 глаз). Все больные прооперированы одним хирургом по стандартной методике способом деления ядра хрусталика «phacochor» с заданными параметрами и использованием системы «Infiniti». Для проведения основного туннельного разреза использовались ножи-кератомы с величиной разреза 2,2 мм. В первой группе больные были прооперированы с применением усовершенствованной иглы для ФЭ, в контрольной группе — с использованием стандартной иглы в системе INTREPID® Micro-Coaxial System. В исследование не включались больные катарактой, осложненной сопутствующей глазной патологией. Интраоперационно измерялся показатель кумулятивной диспаратной энергии (CDE — средний процент мощности УЗ энергии, используемой во время операции). Показатель CDE автоматически вычислялся на мониторе системы «Infiniti».

Предоперационные исследования включали в себя: измерение плотности хрусталика с использованием УЗ цифрового сканирования в двухмерном режиме на приборе Quantel Medical «CineScan» по усовершенствованной методике (патент Украины 93206) с использованием секторного датчика 20 МГц и определением показателя акустической эхогенности [1]; биомикроскопию; определение остроты зрения (ОЗ) и плотности эндотелиальных клеток роговицы.

В послеоперационном периоде всем больным назначали стандартную медикаментозную терапию, включающую антибактериальные, противовоспалительные препараты и стимуляторы регенерации роговицы.

Сроки наблюдения после операции составили 1–3 месяца.

Визометрия до операции показала, что из 50 обследованных глаз на 6 (12,0 %) ОЗ была от 0,01 до 0,1; в 44 случаях (88,0 %) — определялось светоощущение с правильной светопроекцией.

Применение УЗ-В сканирования по усовершенствованной методике позволило определить показатель относительного акустического сопротивления, который находился в диапазоне от 0,28 до 0,36 у.е., что характеризует ядра хрусталика как плотные. Клинически все находящиеся под наблюдением глаза с возрастной катарактой классифицировались как имеющие 4–5 степени плотности ядра по Buratto.

Статистический анализ и оценку достоверности результатов проводили с помощью программы Statistica 8.0 и Microsoft Excel 2013 с обработкой данных методами вариационной статистики, включающими вычисление средних значений и стандартных отклонений. Критерий достоверности $p < 0,05$.

Результаты и их обсуждение

Нами была предложена усовершенствованная игла для ФЭ (патент Украины на полезную модель 64851), которая отличается от стандартных игл тем, что на торцевой поверхности раструбной части по всей длине ударной эллипсообразной кольцевой поверхности выполнены равнобокие зубья высотой, превышающей амплитуду осевых колебаний иглы и шагом, обеспечивающим возможность размещения аспирируемых продуктов разрушения хрусталика глаза в пространстве между зубьями (рис. 1).

Торцевая ориентация зубьев обеспечивает примерно одинаковые геометрические параметры их режущей части (углы заострения, толщину, высоту), а следовательно, и примерно одинаковые условия их работы как при движении иглы в процессе колебаний в одну сторону, так и в обратном направлении, что повышает производительность разрушения хрусталика (рис. 2).

В процессе работы иглы исключены контакты плоских поверхностей иглы, ориентированных перпендикулярно вектору движения, с веществом хрусталика. При этом используется оптимальная классическая геометрия лезвия инструмента, применяемая при дроблении и резании, а именно, клиновидная (рис. 3).

Преимущества разработанной иглы для ФЭ:

- исключены контакты плоских поверхностей иглы, ориентированных перпендикулярно вектору движения, с веществом хрусталика;

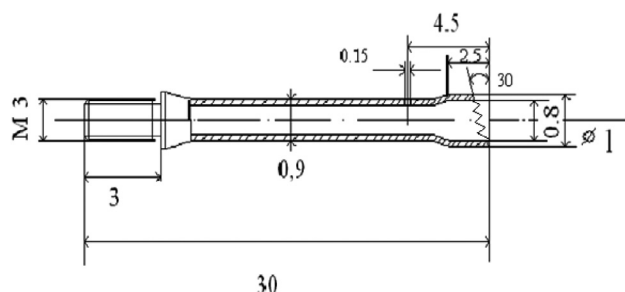


Рис. 1. Чертеж усовершенствованной иглы для ФЭ (мм).

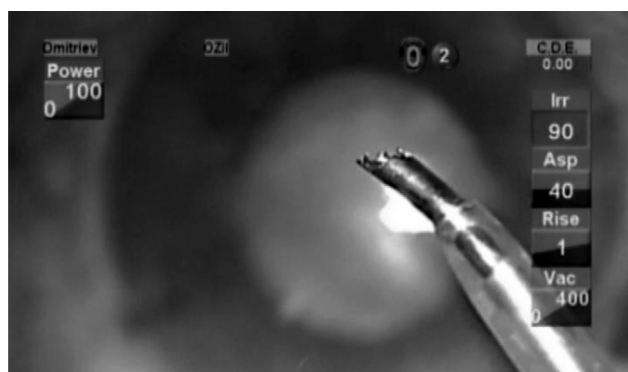


Рис. 2. Усовершенствованная игла для ФЭ

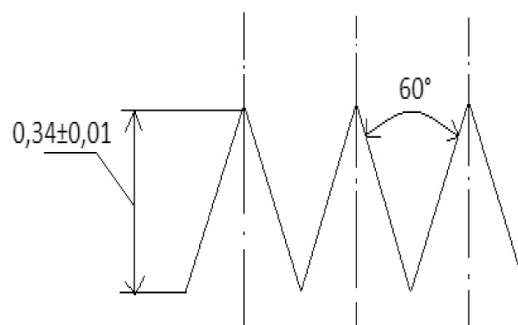
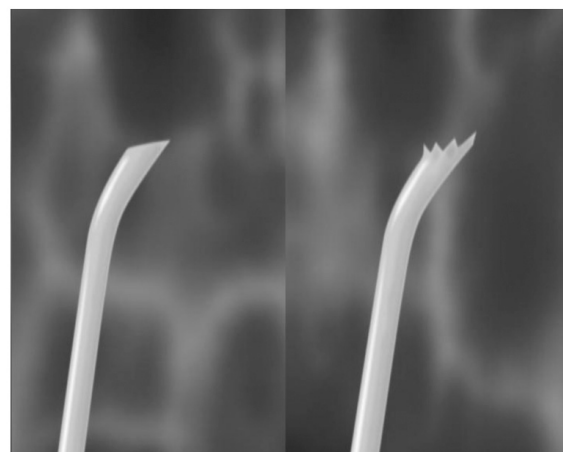


Рис. 3. Стандартная и усовершенствованная игла для ФЭК в системе INTREPID® Micro-Coaxial System для системы INFINITI

- используется оптимальная классическая геометрия лезвия инструмента, необходимая при дроблении и резании, а именно, клиновидная;

В первые 3 дня после операции у больных первой группы ОЗ составила $0,37 \pm 0,02$, контрольной группы — $0,12 \pm 0,03$. В последующем отмечалось повышение ОЗ до $1,01 \pm 0,03$ через 1–3 месяца после операции. В 4 случаях (16,0 %) в первой группе в раннем послеоперационном периоде наблюдался ожог роговой оболочки в области главного разреза, требовавший наложения дополнительного корнеосклерального шва. В контрольной группе в 9 случаях (36,0 %) отмечался разлитой отек роговой оболочки с явлениями ожога в области главного разреза, что увеличило срок реабилитации больных. Все операции протекали без осложнений. Средний показатель CDE в первой группе составил $(25,40 \pm 1,03)$ у.е. Во второй исследуемой группе данный показатель был статистически выше и составил $(36,25 \pm 2,45)$ у.е.

Средний показатель плотности эндотелиальных клеток роговой оболочки в предоперационном периоде в первой группе составил (2623 ± 325) кл/мм² и (2590 ± 341) кл/мм² во второй группе. В послеоперационном периоде данный показатель составил (2489 ± 275) кл/мм² и (2233 ± 367) кл/мм² соответственно. Потеря эндотелиальных клеток составила

Таблица 1. Динамика изменения плотности эндотелиальных клеток в группах наблюдения ($p < 0,05$).

Группы наблюдения	До операции M±SD (кл/ мм ²)	После операции M±SD (кл/ мм ²)	Динамика, %
Первая	2623±325	2489±275	-5,1±1,2
Вторая	2590±341	2233±367	-13,7±4,3

в среднем (5,1±1,2) % и (13,7±4,3) % соответственно (табл. 1). Ни в одном случае в исследуемых группах не наблюдалось развития эпителиально-эндотелиальной дистрофии роговой оболочки.

Литература

1. Гриценко Я. А., Дмитриев С. К., Пасечникова Н. В. и др. Усовершенствованный метод определения плотностных характеристик хрусталика у больных возрастной катарактой по данным ультразвукового В-сканирования // Офтальмол. журн. — 2015. — № 1. — С. 96–101.
2. Кувандыкова Д. Г., Азнабаев Р. А., Искандаров Р. Х., Мухамадуллина А. Р. Факоемульсификация плотных ядер // Восток — Запад 2012. — Сб. науч. тр. — У., 2012. С. 138.
3. Малюгин Б. Э. Медико-технологическая система хирургической реабилитации пациентов с катарактой на основе ультразвуковой факоемульсификации с имплантацией интраокулярной линзы. // Дисс. д-ра. мед. наук. — М., 2002. — 418 с.
4. Тахчиди Х. П., Мачехин В. А., Николашин С. И. Факоемульсификация плотных катаракт на основе технологии вертикального чопы с горизонтальным разделением ядра хрусталика // Современные технологии катарактальной и рефракционной хирургии — 2008. Сб. науч. ст. — М., 2008. — С. 51–52.
5. Buratto L., Wemer L., Zanini M., Apple D. Phacoemulsification Principles and Techniques, Second Edition. — Slack Inc., Thorofare, NJ, 2003.
6. Gravelle J. F. Phacoemulsification needle. United States Patent. 1996. <http://www.freepatentsonline.com/5788679.pdf>
7. Singh R., Vasavada A. Phacoemulsification of brunescant and black cataracts // J. Cataract Refract Surg. — 2001. — V.27. — P.1762–1769.
8. Zaleski E. R. Thin tip phaco needle. — United States Patent. — 1997. <http://www.freepatentsonline.com/5993408.pdf>

Поступила 17.11.2015