

Рассеяние света при прохождении через статистически шероховатую границу сред с разными показателями преломления после лазерной коррекции зрения

А.В.Семчишен, В.Н.Семиногов, В.А.Семчишен

Рассмотрено рассеяние света вперед при прохождении через крупномасштабные шероховатости границы двух сред с разными показателями преломления. Получено аналитическое выражение для отношения интенсивностей направленной и диффузной компонент рассеянного света в дальней зоне. Теоретически показано, что критические значения глубин возможных шероховатостей рельефа интерфейса, начиная с которых интенсивность диффузной составляющей в прошедшем через интерфейс световом потоке сравнивается с интенсивностью направленной составляющей, формирующей изображение на сетчатке глаза, с учетом увеличения показателя преломления в послеоперационной зоне составляют 3–4 мкм. Эти значения глубин соответствуют экспериментально измеренным и могут влиять на контрастную чувствительность зрения.

Ключевые слова: абляция, фоторефрактивная хирургия, рассеяние, шероховатая поверхность.

1. Введение

Современная техника и методика фоторефрактивных операций по коррекции аномалий рефракции позволяют с большой вероятностью достигать дооперационных значений остроты зрения с очковой коррекцией в фотопических условиях (дневное зрение). Однако клинические наблюдения и данные экспериментальных исследований показывают, что после таких операций контрастная острота зрения, особенно при мезопических (сумеречное зрение) и скотопических (ночное зрение) условиях освещения, может быть ниже, чем до операции с очковой коррекцией. Снижение контрастной чувствительности наблюдается в той или иной степени практически у всех пациентов и не связано ни с хирургическими осложнениями, ни с индуцированием аберраций высших порядков [1]. Значит существуют другие факторы, влияющие на контрастную чувствительность зрения, одним из которых, вероятно, являются шероховатости поверхности операционной зоны или, как сейчас принято говорить в офтальмологии, интерфейса. Такие шероховатости – результат действия механического микрокератома или излучения фемтосекундного лазера, используемых для формирования роговичного лоскута, а также излучения эксимерного лазера, формирующего необходимый для коррекции аномалий рефракции профиль абляции роговицы.

Ранее в работах [2,3] мы сделали оценки влияния крупных по сравнению с длиной волны света шероховатостей поверхности стромальной части роговицы глаза, образующихся на интерфейсе, на качество изображения на сетчатке. Было показано, что такие крупные шерохо-

ватости могут влиять на остроту зрения даже в высококонтрастных фотопических условиях. В настоящей работе рассмотрено рассеяние света вперед при прохождении через статистически шероховатую границу двух сред с разными показателями преломления. Получено аналитическое выражение для отношения интенсивностей направленной и диффузной компонент рассеянного света в дальней зоне. Рассчитаны критические значения параметров шероховатостей рельефа интерфейса, начиная с которых интенсивность диффузной составляющей в прошедшем через интерфейс световом потоке становится больше интенсивности направленной составляющей, формирующей изображение на сетчатке глаза.

2. Постановка задачи

Самым строгим из существующих в настоящее время аналитических методов, позволяющих исследовать рассеяние света на поверхностях не только с мелким ($h \ll \lambda$), но и с глубоким ($h \gg \lambda$) рельефом, является метод Кирхгофа, суть которого состоит в том, что реальная шероховатая поверхность в каждой локальной точке заменяется касательной к ней плоскостью. При этом полагается, что преломление и отражение падающей волны от этой касательной плоскости происходит в соответствии с законами Снеллиуса и Френеля. Метод применим для поверхностей с крупномасштабной шероховатостью ($l_c \gg \lambda$), у которых $\sigma \ll l_c/\lambda$, где $\sigma = h/l_c$ – среднеквадратичный наклон, h – среднеквадратичная глубина поверхностных шероховатостей, λ – длина волны падающего излучения в вакууме, l_c – длина корреляции, определяющая характерный размер шероховатостей вдоль границы раздела. Основанные на этом методе теории рассеяния электромагнитных волн при отражении от поверхности с идеальной проводимостью были развиты как для периодических [4], так и для статистически шероховатых [5,6] границ раздела сред. Теория рассеяния при отражении от статистически шероховатой поверхности, основанная на методе Кирхгофа, подробно изложена в книгах [7, 8]. Кроме наших

А.В.Семчишен, В.Н.Семиногов, В.А.Семчишен. Институт проблем лазерных и информационных технологий РАН, Россия, Московская обл., 142190 Троицк, Пионерская ул., 2; e-mail: tonymob@yandex.ru

Поступила в редакцию 10 ноября 2011 г., после доработки – 27 января 2012 г.

работ [9–10], нам не известны другие работы, где на базе этого метода исследовалось бы рассеяние плоских волн при преломлении на статистически шероховатых поверхностях.

В работах [9, 10] на основе метода Кирхгофа и интегральных соотношений Стреттона–Чу [11] развита векторная аналитическая теория преломления произвольно поляризованного светового пучка с произвольным распределением интенсивности в поперечном сечении при нормальном падении на среднюю границу диэлектрической поверхности с крупномасштабной шероховатостью. Изложена математическая суть метода Кирхгофа и сформулированы условия его применимости, в явном виде определяющие ограничения на статистические параметры поверхности. Получены общие аналитические выражения для средней интенсивности направленной и диффузной компонент рассеянного излучения, справедливые как в зоне Фраунгофера, так и в зоне Френеля. Исследовано пространственное распределение средней интенсивности направленной компоненты и изучена пространственная эволюция распределения средней интенсивности диффузной компоненты соответственно при слабых ($h \ll \lambda$) и сильных ($h \gg \lambda$) флуктуациях фазы. В настоящей работе мы рассмотрим конкретную задачу прохождения света через шероховатую границу интерфейса роговицы глаза после коррекции зрения путем абляции ее стромальной части излучением эксимерного ArF-лазера ($\lambda = 193$ нм).

При рассмотрении задачи будем использовать редуцированную оптическую схему человеческого глаза, когда роговица и внутриглазная линза заменяются одной линзой с фокусным расстоянием 17 мм. Зону интерфейса условно расположим перед линзой, как показано на рис. 1. Шероховатую границу раздела, отделяющую диэлектрическую среду с показателем преломления $n_1 > 0$ от среды с показателем преломления $n_2 > 0$, представим как поверхность $z = f(x, y)$. Пусть на эту границу падает световой пучок с радиусом r_0 и постоянной интенсивностью I_0 . Наша задача – определить отношение интенсивностей направленной и диффузной компонент рассеянного света в дальней зоне, поскольку оно эквивалентно отношению этих величин в фокальной плоскости редуцированного глаза.

Будем полагать, что шероховатая поверхность является пространственно-однородной и статистически изотропной, а плотности распределения вероятностей для отклонения поверхности $z = f(x, y)$ от средней поверхности $\overline{f(x, y)} = 0$ (черта над функцией означает статистическое усреднение) подчиняются закону Гаусса. При этом плотность вероятности $w(f_x, f_y)$ распределения наклонов

поверхности $f_x = \partial f(x, y)/\partial x$ и $f_y = \partial f(x, y)/\partial y$ имеет случайный характер и определяется выражением

$$w(f_x, f_y) df_x df_y = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left(-\frac{f_x^2 + f_y^2}{2\sigma^2}\right) df_x df_y,$$

где $\sigma^2 = \overline{f_x^2} = \overline{f_y^2}$.

Подробное математическое описание задачи в общем виде приведено в [9, 10]. Физическая природа этого оптического приближения такова: каждая точка поверхности – источник континуума микропучков, преломленных по законам Френеля и Снеллиуса на шероховатостях поверхности с гауссовой статистикой наклонов. Микропучки, рассеянные в одном направлении, собираются глазом в определенной точке на сетчатке, а в нашей схеме – в фокальной плоскости собирающей линзы. Следовательно, освещенность данной точки сетчатки есть результат совместного действия микропучков, рассеянных в одном направлении от всех областей освещенной нерегулярной поверхности.

В глазу с идеальным оптическим качеством поверхности роговицы световой пучок, проходя через зрачок, фокусируется в малое пятно на сетчатке в соответствии с законами дифракции. В реальном глазу распределение интенсивности в световом пятне на сетчатке определяется аберрациями. При наличии шероховатостей на поверхности раздела сред с разными показателями преломления часть излучения рассеивается, понижая контраст изображения точки. Для решения поставленной задачи достаточно вычислить интенсивность $I(0, 0, z_p)$ в дальней зоне в некоторой точке $z = z_p = \text{const}$ из области $z > f(x, y)$ (рис. 1).

3. Расчет отношения интенсивностей направленной и диффузной компонент рассеянного света

Рассмотрим прохождение света через шероховатую поверхность из среды с коэффициентом преломления n_1 в среду с коэффициентом преломления n_2 . Будем считать, что радиус корреляции l_c , длина волны света λ в вакууме и радиус светового пучка (определяется размером зрачка) r_0 , падающего на поверхность, удовлетворяют неравенствам $\lambda \ll l_c \ll r_0$.

Для оценки влияния шероховатой границы интерфейса на качество изображения на сетчатке будет достаточно определить отношение интенсивностей рассеянной и направленной составляющих света на визуальной оси, т. е. в одной точке в центре желтого пятна сетчатки. При этих условиях можно получить аналитические выражения для световой энергии диффузной компоненты после прохождения через интерфейс, а также для интенсивностей направленной и диффузной компонент на сетчатке глаза. Интенсивность света на сетчатке является суперпозицией интенсивностей направленной и диффузной компонент рассеянного света. Из формулы (44) работы [9] следует, что в дальней зоне ($z \gg r_0^2/\lambda$) интенсивность направленной компоненты в точке наблюдения ($x = y = 0, z = \text{const}$) можно представить в виде

$$I_{\text{dir}}(x = 0, y = 0, z) = \frac{n_2^2 k_0^2 F}{4\pi^2 z^2} I_0 (\pi r_0^2)^2 \exp(-\sigma_{\text{ph}}^2), \quad (1)$$

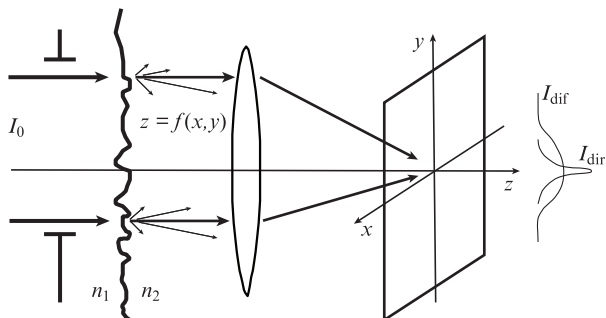


Рис. 1. Редуцированная оптическая схема глаза.

где $k_0 = 2\pi/\lambda$; $F = 4n_1n_2/(n_1 + n_2)^2$ – коэффициент пропускания Френеля в случае плоской поверхности; $\sigma_{ph}^2 = k_0^2 \times (n_1 - n_2)^2 h^2$; σ_{ph} – среднееквадратичное значение флуктуаций фазы волны, прошедшей через шероховатую поверхность.

Согласно формуле (45) из работы [9], выражение для отношения энергии направленной компоненты E_{dir} к энергии падающего излучения E_0 имеет вид

$$\frac{E_{dir}}{E_0} = F \exp\left[-4\pi^2(n_1 - n_2)^2 \left(\frac{h}{\lambda}\right)^2\right]. \quad (2)$$

Распределение интенсивности для диффузной компоненты в точке наблюдения ($x = y = 0, z = \text{const}$) в дальней зоне, следующее из общей формулы (36) работы [9], имеет вид

$$I_{dif}(x = 0, y = 0, z) = \frac{n_2^2 k_0^2 l_c^2 F}{2\pi z^2} I_0(\pi r_0^2) \exp(-\sigma_{ph}^2) \sum_{\gamma=1}^{\infty} \frac{\sigma_{ph}^{2\gamma}}{\gamma \gamma!}. \quad (3)$$

Из распределений (1) и (3) находим, что отношение интенсивностей направленной и диффузной составляющих рассеянного поля в дальней зоне будет определяться выражением

$$\frac{I_{dir}}{I_{dif}} = \frac{1}{2} \left(\frac{r_0}{l_c}\right)^2 \frac{1}{\Gamma(\sigma_{ph}^2)}, \quad \Gamma(\sigma_{ph}^2) = \sum_{\gamma=1}^{\infty} \frac{(\sigma_{ph}^2)^\gamma}{\gamma \gamma!}. \quad (4)$$

Введем обозначение $\varphi = \sigma_{ph}^2$. Легко видеть, что $\Gamma(\varphi = 0) = 0$ и

$$\begin{aligned} \frac{d\Gamma(\varphi)}{d\varphi} &= \sum_{\gamma=1}^{\infty} \frac{\varphi^{\gamma-1}}{\gamma!} = \frac{1}{\varphi} \sum_{\gamma=1}^{\infty} \frac{\varphi^\gamma}{\gamma!} = \frac{1}{\varphi} \left(\sum_{\gamma=1}^{\infty} \frac{\varphi^\gamma}{\gamma!} + 1 - 1 \right) \\ &= \frac{1}{\varphi} \left(\sum_{\gamma=0}^{\infty} \frac{\varphi^\gamma}{\gamma!} - 1 \right) = \frac{e^\varphi - 1}{\varphi}. \end{aligned} \quad (5)$$

Из уравнения (5) с учетом граничного условия $\Gamma(\varphi = 0) = 0$ получим

$$\Gamma(\varphi) = \int_0^\varphi \frac{e^t - 1}{t} dt. \quad (6)$$

Разлагая экспоненту в ряд по степеням t , нетрудно убедиться в том, что формула (6) совпадает с выражением для функции $\Gamma(\varphi)$ в формуле (4).

При малых σ_{ph}^2 имеем $\Gamma(\sigma_{ph}^2) = \sigma_{ph}^2$. При этом из формулы (4) следует выражение

$$\frac{I_{dir}}{I_{dif}} = \frac{1}{2} \left(\frac{r_0}{l_c}\right)^2 \frac{1}{\sigma_{ph}^2} = \frac{1}{8\pi^2(n_1 - n_2)^2} \left(\frac{r_0}{l_c}\right)^2 \left(\frac{h}{\lambda}\right)^{-2}. \quad (7)$$

Определим асимптотику отношения (7) при больших h . Исходя из формулы (6) и используя правило Лопиталья, можно доказать, что при $\varphi > 2$ имеет место разложение

$$\Gamma(\varphi) = \frac{e^\varphi(1 - e^{-\varphi})}{\varphi} \left(1 + \frac{1}{\varphi} + \frac{2!}{\varphi^2} + \frac{3!}{\varphi^3} + \dots \right). \quad (8)$$

Подставив формулу (8) в выражение (4), получим

$$\frac{I_{dir}}{I_{dif}} = \frac{1}{2} \left(\frac{r_0}{l_c}\right)^2 \frac{\sigma_{ph}^2 e^{-\sigma_{ph}^2}}{(1 - e^{-\sigma_{ph}^2})} =$$

$$= \frac{2\pi^2(n_1 - n_2)^2 \exp[-4\pi^2(n_1 - n_2)^2(h/\lambda)^2] \left(\frac{r_0}{l_c}\right)^2 \left(\frac{h}{\lambda}\right)^2}{1 - \exp[-4\pi^2(n_1 - n_2)^2(h/\lambda)^2]}. \quad (9)$$

4. Результаты и их обсуждения

При коррекции зрения шероховатая поверхность интерфейса образуется в результате совместного действия эксимерного лазерного излучения и механических или лазерных устройств при срезании лоскута роговицы глаза методом лазерного in situ кератомилеза (LASIK) либо при абляции поверхности роговицы в случае фоторефрактивной кератэктомии (ФРК). Из-за возникших послеоперационных шероховатостей часть падающего на глаз излучения при прохождении через поверхность роговицы диффузно рассеивается на шероховатостях и дает засветку на сетчатке, не несущую информации об объекте. Оставшаяся часть излучения проходит через участки поверхности с $l_c = 0$ без рассеяния и формирует резкое изображение объекта. На сетчатке такого глаза будем иметь резкое изображение предмета на фоне засветки от рассеянного света. При этом распределение энергии света, прошедшего через интерфейс, между диффузной и направленной компонентами, а также отношение интенсивностей этих компонент в точке $(0, 0, z = \text{const})$ зависит от глубины поверхностного рельефа. Шероховатости поверхности стромальной части роговицы, индуцированные в зоне лазерной абляции, в случае применения метода ФРК в процессе заживления закрываются клетками эпителия, который в той или иной степени повторяет поверхность стромы и имеет почти тот же показатель преломления ($n_2 = 1.376$). Рассеяние при таком методе коррекции происходит на границе между эпителием и слезной пленкой, показатель преломления которой $n_1 = 1.33$. При использовании метода LASIK световой поток после операции проходит через шероховатые поверхности срезанного лоскута и аблированную лазерным излучением зону стромальной части роговицы, частично рассеиваясь на них. Пространство между лоскутом и стромальным ложем, показатель преломления которого $n_2 = 1.376$, заполнено, вероятнее всего, внутриглазной жидкостью с показателем преломления $n_1 = 1.336$.

Все расчеты выполним для идеального глаза без учета aberrаций высших порядков, которые являются индивидуальными для каждого отдельного пациента. Тогда функция распределения энергии в изображении удаленного точечного источника на сетчатке глаза будет определяться только дифракцией на зрачке. В реальном глазу вклад aberrаций достаточно большой [12], и, начиная с диаметра зрачка свыше 4 мм, функция распределения энергии удаленного точечного источника на сетчатке полностью определяется aberrациями высших порядков. Поэтому далее для расчетов будем полагать, что радиус зрачка $r_0 = 2$ мм, а длина корреляции $l_c = 100$ мкм.

На рис.2 приведена теоретическая зависимость (2) отношения энергии света E_{dir} , содержащейся в направленной компоненте, к энергии падающего на шероховатую поверхность излучения E_0 от отношения h/λ для $\Delta n = n_2 - n_1 = 0.04$. Видно, что для света с $\lambda = 0.5$ мкм рассеяние на шероховатостях с глубиной рельефа 3–4 мкм приводит к такому перераспределению световой энергии по углам, при котором в направленной компоненте остается не более 10% падающей энергии.

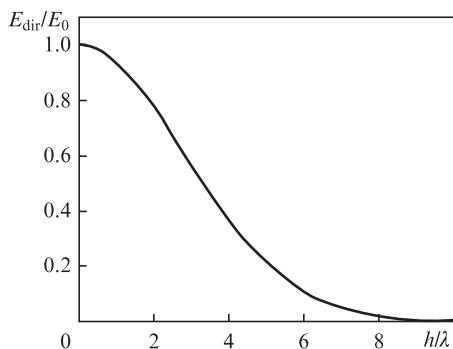


Рис.2. Зависимость отношения энергии E_{dir} , содержащейся в направленной компоненте, к энергии E_0 падающего на шероховатую поверхность излучения от отношения h/λ для $\Delta n = 0.04$.

На основании формул (4) и (6) построена представленная на рис.3 зависимость отношения максимальной интенсивности направленной компоненты I_{dir}^{max} к максимальной интенсивности диффузной компоненты I_{dif}^{max} в дальней зоне (в нашем случае на сетчатке глаза) от h/λ . Выбор значений $\Delta n = 0.04$ и 0.08 связан с увеличением показателя преломления аблированной излучением эксимерного лазера ($\lambda = 193$ нм) поверхности роговицы. Как показано в работе [13], показатель преломления аблированной поверхности стромы глаза зависит от дозы облучения и может достигать 1.41. Его увеличение приводит к уменьшению критического размера шероховатостей. Так, для $\Delta n = 0.04$ (разность показателей преломления до операции) диффузная компонента становится существенной ($I_{dir} = I_{dif}$) при глубине шероховатостей $h > 5$ мкм. После проведения операции по коррекции зрения Δn может достигать 0.08 и шероховатости с $h > 3$ мкм могут оказать влияние на контрастную чувствительность зрения.

В табл. 1 приведены глубины поверхностного рельефа, экспериментально измеренные с помощью механического микрокератома фирмы Nidek, а также фемтосекундных лазеров фирм Intralase (частота следования 15 и 30 кГц) и Da Vinci [14]. Видно, что глубины шероховатостей поверхности стромы примерно одинаковы после применения как микрокератома, так и фемтосекундных лазеров и составляют 2–3 мкм. Измерения показывают, что лазерная абляция в самых современных хирургических установках приводит к появлению дополнительных шерохо-

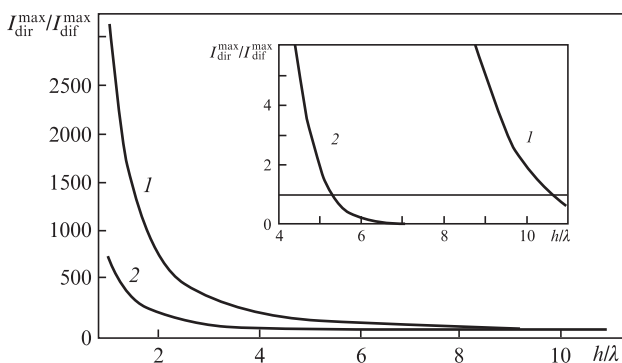


Рис.3. Зависимости отношения $I_{dir}^{max}/I_{dif}^{max}$ в дальней зоне от h/λ , построенные по формулам (4) и (6) при $r_0 = 2$ мм, $l_c = 100$ мкм, $\Delta n = 0.04$ (1) и 0.08 (2). На вставке – фрагмент зависимостей в увеличенном масштабе.

Табл.1. Глубины шероховатостей для микрокератомов различного типа [14].

Фирма	Глубина шероховатостей на поверхности (мкм)	
	Средняя	Наименьшая
Nidek (MK2000)	2.6 ± 1.5	1.1 ± 1.1
Intralase (FS15)	3.1 ± 0.7	2.1 ± 0.6
Intralase (FS30)	2.8 ± 0.6	1.9 ± 0.4
Da Vinci	3.0 ± 0.3	2.0 ± 0.4

ватостей с $h \approx 2-4$ мкм. Таким образом, мы можем смело считать глубину характерных шероховатостей стромы после проведения операции по коррекции зрения равной 3–4 мкм. Как показывают гистологические исследования и исследования с помощью электронного микроскопа сечений роговицы, после открытия лоскута и репозиционирования его назад на стромальное ложе образуется полость, т.е. лоскут неплотно прилегает к стромальной части роговицы. После лазерной абляции зазор может только увеличиваться. Из-за нарушения биомеханической целостности роговицы лоскут не двигается как единое целое с роговичным ложем, что также влияет на неплотное его прилегание. Скорее всего, в благоприятном случае, этот зазор будет заполнен жидкостью, по оптическим параметрам близкой к внутриглазной жидкости. Анализ шероховатостей, образующихся после лазерной абляции на поверхности стромы, дает длину корреляции $l_c \leq 100$ мкм.

Из представленных на рис.2 и 3 зависимостей видно, что при глубине шероховатостей $h \geq 10\lambda$ практически вся энергия падающего излучения сосредоточена в диффузной составляющей. При этом отношение интенсивности направленной составляющей, которая дает резкое изображение на сетчатке, к интенсивности диффузной компоненты близко к единице. Вычислим ширину распределения $2\rho_{dif}$ интенсивности диффузной составляющей по уровню $\exp(-2)$ на сетчатке по формуле $2\rho_{dif} = (4h/l_c) \times (n_2/n_1 - 1)f$ [10], где f – фокусное расстояние линзы. Примем фокусное расстояние редуцированного глаза равным 17 мм, а отношение h/l_c – равным 0.05. Тогда легко вычислить, что в зависимости от Δn диаметр диффузного пятна на сетчатке будет составлять 100–200 мкм. Глубина рельефа поверхности, при которой рассеянная компонента становится существенной и направленной компонентой можно пренебречь, определяется условием $I_{dir} \geq I_{dif}$: $2\pi^2(n_2 - n_1)^2(h/\lambda)^2 \geq \ln(r_0/l_c)$ [10]. Это соотношение верно для идеального безабрационного глаза.

5. Заключение

Таким образом, в настоящей работе установлено, что шероховатости глубиной примерно несколько микрометров, образующиеся в зоне лазерной абляции, могут влиять на контрастную чувствительность зрения пациентов после фоторефракционных операций по коррекции зрения, особенно в условиях низкого контраста и низкой освещенности, когда зрачок большой и изображение удаленной точки на сетчатке определяется исключительно aberrациями высших порядков, для которых функция рассеяния точки значительно шире дифракционной.

Отражение от границы раздела сред практически равно нулю, и поэтому невозможно наблюдать эту границу в отраженном свете с помощью, например, щелевой лампы. Действительно, коэффициент отражения Френеля от границы сред с разными показателями преломления мо-

жет быть вычислен по формуле $R = [1 - 4n_2n_1/(n_2 + n_1)^2]$, т. е. в нашем случае $R < 0.03\%$.

Несколько слов о том, что будет после коррекции зрения методом ФПК. В этом случае шероховатая поверхность стромальной части роговицы граничит не с внутриглазной жидкостью ($n_1 = 1.336$), а со слезной пленкой. В этом смысле нет разницы между методами ФПК и LASIK. В процессе реэпителизации (восстановления эпителия) влияние шероховатостей на остроту зрения будет ослабевать, и к шестому месяцу после операции, когда закончатся процессы восстановления, зрение пациента сможет достичь дооперационного уровня контрастной чувствительности. Процесс выглаживания поверхности роговицы до оптического качества определяется природой процесса реэпителизации [15]. Напротив, после коррекции зрения методом LASIK качество поверхностей стромальной части роговицы и неплотно прилегающего к ней лоскута остается практически неизменным и контрастная чувствительность зрения не достигает своего дооперационного уровня.

1. Pallikaris I.G., Kymionis G.D., Panagopoulou S.I. *J. Cataract Refract. Surg.*, **28**, 1737 (2002).

2. Семчишен В.А., Мрохен М. *Вестник офтальмологии*, **120** (1), 43 (2004).
3. Mrochen M., Semchishen V. *J. Refract. Surg.*, **19** (5), 597 (2003).
4. Бреховских Л.М. *ЖЭТФ*, **23**, 275 (1952).
5. Beckmann P., Spizzichino A. *The Scattering of Electromagnetic Waves from Rough Surfaces* (Oxford: Pergamon Press, 1963).
6. Исакович М.А. *ЖЭТФ*, **23**, 305 (1952).
7. Рытов С.А., Кравцов Ю.А., Татарский В.И. *Введение в статистическую радиофизику. Ч. II. Случайные поля* (М.: Наука, 1978, с. 429).
8. Басс Ф.Г., Фукс И.М. *Рассеяние волн на статистически неровной поверхности* (М.: Наука, 1972).
9. Seminogov V.N. *Laser Phys.*, **12** (9), 1239 (2002).
10. Seminogov V.N., Semchishen V.A., Panchenko V.Ya., Seiler T., Mrochen M. *Laser Phys.*, **12** (11), 1333 (2002).
11. Стрэттон Дж.А. *Теория электромагнетизма* (М.: ОГИЗ, 1948).
12. Семчишен В.А., Мрохен М., Сайлер Т. *Рефракционная хирургия и офтальмология*, **3** (1), 5 (2003).
13. Patel S., Flio J.L., Artola A. *J. Cataract Refract. Surg.*, **34**, 1077 (2008).
14. Ripken T., Bernau W., Oberheide U., Schumacher S., Knorz M., Kermani O., Lubatschowski H. *Proc. 19th Congress of German Ophthalmic Surgeons* (Nuremberg, 2006).
15. Huang D., Tang M., Shekhar R. *Am. J. Ophthalmol.*, **135**, 267 (2003).