

Влияние различных факторов на биомеханические свойства роговицы в норме и при прогрессирующем кератоконусе

Елена Геннадиевна Солодкова¹, Сергей Викторович Балалин^{2✉}, Виктор Петрович Фокин³

^{1,2,3} Микрочirurgия глаза имени академика С.Н. Фёдорова, Волгоградский филиал, Волгоград, Россия

^{1,2} Волгоградский государственный медицинский университет, Волгоград, Россия

Аннотация. Проведено проспективное исследование параметра жесткости роговицы 174 глаз 174 здоровых лиц с различной рефракцией, а также 56 глаз с кератоконусом. Исследуемые группы были сопоставимы по возрастному и гендерному составу. Проводилась корреляция между параметром жесткости роговицы (Stiffness Parameter (SP-A₁), минимальной толщиной роговицы (ЦТР) и биомеханически компенсированным внутриглазным давлением (bIOP), определяемыми с помощью Pentacam HR и Corvis ST (OCULUS, Germany), а также величиной передне-заднего отдела глаза (ПЗО) и возрастом пациента. На основании многофакторного регрессионного анализа установлена зависимость между показателем жесткости роговицы SPA1, минимальной толщиной роговицы (ЦТР) и биомеханически компенсированным ВГД (bIOP) у здоровых лиц ($p = 0,00001$, $p = 0,005$ соответственно), а также у пациентов с кератоконусом ($p = 0,00000$, $p = 0,0032$ соответственно). С использованием полученных данных составлены таблицы по определению жесткости роговицы у здоровых лиц и пациентов с различными стадиями кератоконуса, в зависимости от минимальной толщины и уровня биомеханически компенсированного внутриглазного давления. Применение таблиц позволит в практической работе быстро проводить анализ показателя жесткости роговицы, что может быть использовано в качестве важного диагностического критерия у пациентов с кератэктазиями.

Ключевые слова: показатель жесткости роговицы, биомеханически компенсированное внутриглазное давление, корреляционная зависимость

Финансирование. Работа выполнена при поддержке государственного научного Гранта Волгоградской области в 2022 году (на основании протокола заседания конкурсной комиссии от 23.11.22 г. №4/2022).

ORIGINAL RESEARCHES

Original article

doi: <https://doi.org/10.19163/1994-9480-2023-20-1-38-45>

The influence of different factors on corneal biomechanical properties in norm and in progressive keratoconus

Elena G. Solodkova¹, Sergey V. Balalin^{2✉}, Viktor P. Fokin³

^{1,2,3} Eye Microsurgery named after Academician S.N. Fedorov, Volgograd Branch, Volgograd, Russia

^{1,2} Volgograd State Medical University, Volgograd, Russia

Abstract. A prospective study of corneal stiffness parameter of 174 eyes of 174 healthy subjects with different refractions as well as 56 eyes with keratoconus was carried out. The study groups were comparable in age and gender composition. Correlation was performed between corneal stiffness parameter (Stiffness Parameter (SP-A₁), minimum corneal thickness (MCT) and biomechanically compensated intraocular pressure (bIOP) determined using Pentacam HR and Corvis ST (OCULUS, Germany), as well as the anteroposterior chamber (APC) value and patient age. Based on multivariate regression analysis, the correlation between corneal stiffness index SPA1, minimum corneal thickness (MCT) and biomechanically compensated IOP (bIOP) in healthy subjects ($p = 0.00001$, $p = 0.005$, respectively) as well as in patients with keratoconus ($p = 0.00000$, $p = 0.0032$, respectively) was established. Using the obtained data, the tables for determination of corneal stiffness in healthy subjects and patients with different stages of keratoconus, depending on the minimal thickness and level of biomechanically compensated intraocular pressure, were compiled. Application of the tables will allow in practical work to quickly analyze corneal stiffness index which can be used as an important diagnostic criterion in patients with keratectasia.

Keywords: corneal stiffness index, biomechanically compensated intraocular pressure, correlation dependence

Funding. The work was carried out with the support of the State Scientific Grant of Volgograd region in 2022 (on the basis of the minutes of the meeting of the competition commission from 23.11.22 № 4/2022).

Исследование жесткости роговицы используется в современной офтальмологии для ранней диагностики кератэктазий, анализа биомеханических изменений в роговице при различных стадиях заболевания,

а также может применяться для оценки эффективности кератостабилизирующих операций. Необходимость глубокого понимания биомеханики роговицы дополнительно подчеркивается случаями возникновения

эктазии после рефракционной хирургии. Актуальность исследования биомеханики роговицы для рефракционной хирургии выходит за рамки профилактики эктазии, поскольку учет этих данных также может улучшить результаты рефракционной хирургии [1], не говоря уже о необходимости правильно оценить внутриглазное давление (ВГД) после хирургического вмешательства на роговице [2, 3, 4, 5]. Однако до коммерческого внедрения Ocular Response Analyzer [2] (ORA, Reichert Inc., Делью, Нью-Йорк) в 2005 г. в Европе Собранием Общества катарактальной и рефракционной хирургии (Лиссабон, Португалия), биомеханические оценки роговицы были ограничены лабораторными исследованиями *in vitro*, исследованиями виртуальных математических конечно-элементных моделей роговицы [6, 7].

Ocular Response Analyzer – это бесконтактная тонометрия, которая была разработана для более точного измерения ВГД благодаря пониманию свойства роговицы. ORA создает точно дозированный коллимированный воздушный импульс и имеет количественную электрооптическую систему, которая контролирует деформацию роговицы за счет изменения роговичного рефлекса инфракрасным светом. Давление воздуха заставляет роговицу деформироваться во внутрь, минуя первую аппланацию, когда регистрируется давление (P1). Роговица переходит в небольшую вогнутость до тех пор, пока воздушный насос отключается, так что роговица постепенно восстанавливается до своей нормальной конфигурации, проходя через второе состояние аппланации (P2). События аппланации регистрируются по пику роговичного рефлекса, так что регистрируются два независимых значения давления. Измерения давления (P1 и P2) служат основой для переменных, сообщаемых исходной программой ORA. Разница между двумя измерениями внутриглазного давления называется гистерезисом роговицы (CH) – это была новая концепция, представленная офтальмологическому сообществу [2, 8]. Оценка биомеханических вязко-эластичных свойств роговицы позволяет более точно измерять уровень внутриглазного давления.

Интеграция сверхвысокой скорости визуализации деформации роговицы с помощью Шаймпфлюг-камеры с бесконтактной тонометрией имеет огромный потенциал в качестве исследовательского и клинического инструмента для изучения биомеханических свойств роговицы [9, 10, 11, 12]. Это стало возможным при использовании Шаймпфлюг-анализатора Pentacam HR и бесконтактного тонометра с воздушным импульсом фиксированной силы Corvis ST (OCULUS Optikgeräte GmbH; Wetzlar, Germany). Ambrosio R.Jr. и соавторы предложили топографо-биомеханический индекс (ТВИ) для суммарной оценки топографических, топографических и биомеханических свойств роговицы с использованием алгоритмов искусственного интеллекта [13].

В клинической практике значимым является также изучение влияния различных факторов на величину жесткости роговицы. В современной литературе уже появляются результаты исследований влияния на вязко-эластические свойства роговицы различных факторов. Как ни парадоксально, отмечается отрицательная корреляция между CH и CRF и возрастом [14], в то время как ожидается значительное увеличение значимый модуля упругости в соответствии с увеличением возраста человека [15]. Изучается влияние на ТВИ различных факторов [16, 17], однако, принимая во внимание противоречивость представляемых результатов, возникла необходимость оценить корреляцию параметра жесткости роговицы у здоровых лиц с биометрическими, топографическими, топографическими и тонометрическими показателями.

ЦЕЛЬ РАБОТЫ

Оценить параметры жесткости роговицы как в норме, так и при различных стадиях кератоконуса, а также на основе многофакторного анализа изучить влияние различных факторов на биомеханические свойства роговицы.

МЕТОДИКА ИССЛЕДОВАНИЯ

В данное проспективное исследование были включены 173 здоровых пациента (173 глаза), из них с миопией было 130, с гиперметропией – 13 и с эметропией – 30 человек (первая группа наблюдения). Мужчин было 103 пациента (60 %), а женщин – 70 (40 %). Возраст пациентов был от 18 до 45 лет и составлял в среднем $(30,35 \pm 8,59)$ года, $(M \pm \sigma)$. Во вторую группу наблюдения вошли 41 человек (41 глаз) с кератоконусом: 1-й и 2-й стадии – 15 человек, 15 глаз, 3-й стадии – 26 человек (26 глаз). Мужчин было 21 пациент (51 %), а женщин – 20 (49 %). Возраст пациентов был от 18 до 47 лет и составлял в среднем $(26,16 \pm 6,37)$ года. Один глаз каждого пациента случайным образом был включен в анализ.

Некорригированная и максимально корригированная острота зрения (НКОЗ и МКОЗ) определялась у пациентов по данным визометрии. Авторефрактометрия выполнялась в обычных условиях и при медикаментозной циклоплегии с расчетом сферозэквивалента рефракции. По данным оптической биометрии проводилось измерение передне-заднего размера глазного яблока (ПЗО). Исследование топографических, топографических показателей осуществлялось с помощью Pentacam HR: определяли среднее значение кератометрии (Km) и минимальное значение пахиметрии (ЦТР). Биомеханические показатели роговицы изучали с помощью Corvis ST (OCULUS Optikgeräte GmbH; Wetzlar, Germany).

Параметр жесткости роговицы (Stiffness Parameter (SPA₁)) рассчитывался с учетом силы воздушного

импульса, воздействующего на поверхность роговицы и уровня внутриглазного давления (bIOP), регистрируемого во время первой аппланации. Смещение роговицы в момент первой аппланации регистрировалось как амплитуда отклонения A_1 .

$$SPA_1 = (AP_1 - bIOP) / A_1,$$

где AP_1 – сила воздушного импульса в момент первой аппланации роговицы, bIOP – биомеханически скорректированное ВГД, A_1 – амплитуда отклонения роговицы в момент первой аппланации [17].

У обследуемых лиц отмечалась стабильная рефракция в течение года, а также отсутствовали в анамнезе данные о ранее выполненных офтальмологических операциях, предшествующей или сопутствующей глаукомы или гипотензивной терапии, что в итоге соответствовало необходимым критериям включения.

Электронная база данных по пациентам была создана с помощью Microsoft Excel. Результаты исследования обрабатывали с помощью программного обе-

спечения STATISTICA 10.0. Тип распределения оценивался по критерию Пирсона. В ходе исследования при нормальном распределении рассчитывали основные статистические показатели: средние арифметические величины (M), стандартное отклонение (σ) и стандартные ошибки средних арифметических (m). Для анализа различия между средними значениями проводили оценку значимости по критерию Стьюдента (t). Значимыми признавались различия, при которых уровень значимости (p) составлял более 95,0 % ($p \leq 0,05$).

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

У 173 обследуемых лиц среднее значение индекса общего отклонения эктазии Belin/Ambrosio (BADD), полученный с помощью Pentacam HR, было равно $1,35 \pm 0,24$ ($M \pm \sigma$), что указывало на топографически регулярную роговицу и свидетельствовало против наличия кератэктатических изменений. Пахиметрические, кератометрические и биометрические показатели у обследуемых лиц представлены в табл. 1 и 2.

Таблица 1

Средние значения кератометрических, биометрических и пахиметрических показателей у здоровых лиц ($n = 174, M \pm \sigma$)

Рефракция	Km, дптр	ПЗО, мм	ЦТР, мкм	bIOP, мм рт. ст.	SPA ₁
Миопия ($n = 130$)	$42,32 \pm 1,29$	$25,15 \pm 1,17$	$551,18 \pm 28,83$	$15,8 \pm 2,20$	$127,7 \pm 23,32$
Гиперметропия ($n = 14$)	$42,34 \pm 1,65$	$23,0 \pm 0,74$	$528,5 \pm 61,96$	$15,57 \pm 1,96$	$131,7 \pm 24,50$
Эмметропия ($n = 30$)	$41,18 \pm 1,34$	$23,95 \pm 0,87$	$563,8 \pm 24,97$	$15,40 \pm 1,78$	$126,22 \pm 15,30$
Всего ($n = 174$)	$41,12 \pm 1,37$	$24,76 \pm 1,30$	$551,5 \pm 33,34$	$15,74 \pm 2,08$	$127,74 \pm 21,90$

Таблица 2

Средние значения кератометрических, биометрических и пахиметрических показателей у пациентов с кератоконусом ($n = 41, M \pm \sigma$)

Стадия кератоконуса	Km, дптр	ПЗО, мм	ЦТР, мкм	bIOP, мм рт. ст.	SPA ₁
1–2-я ст. ($n = 15$)	$43,90 \pm 1,68$	$24,11 \pm 0,85$	$494,11 \pm 17,86$	$13,85 \pm 1,15$	$78,56 \pm 14,17$
3-я ст. ($n = 26$)	$47,15 \pm 2,81$	$24,68 \pm 1,69$	$458,68 \pm 29,15$	$12,11 \pm 1,35$	$58,82 \pm 14,59$

При изучении показателей в группе здоровых лиц корреляционный анализ не выявил взаимосвязи между показателем жесткости роговицы и величиной ПЗО глазного яблока: $p = 0,851$. Также корреляционный анализ показал отсутствие влияния возраста на величину показателя жесткости роговицы ($p = 0,382$).

Отмечалась обратная, слабая зависимость показателя жесткости роговицы от среднего значения истинной кератометрии роговицы (Km):

$$SPA_1 = 227,81 - 2,37 \times Km,$$

где SPA_1 – жесткость роговицы. Коэффициент корреляции $r_{x/y} = -0,155$; $p = 0,046$. Поэтому данный показатель не учитывался в дальнейшем при исследовании многофакторной зависимости.

При проведении корреляционного анализа была выявлена прямая зависимость параметра жесткости роговицы SPA_1 от ее минимальной толщины: $SPA_1 = -26,37 + 0,279 \times МТР$. Коэффициент корреляции $r_{x/y}$ был равен 0,37; $p = 0,00001$. С увеличением толщины роговицы возрастало значение жесткости роговицы (рис. 1).

Отмечена прямая корреляционная зависимость показателя жесткости роговицы от величины биомеханически компенсированного внутриглазного давления (bIOP). С увеличением уровня внутриглазного давления повышалась жесткость роговицы: $SPA_1 = 92,85 + 2,23 \times bIOP$. Полученные результаты согласуются с данными литературы [17]. Коэффициент корреляции $r_{x/y}$ был равен 0,21; $p = 0,005$ (рис. 2).

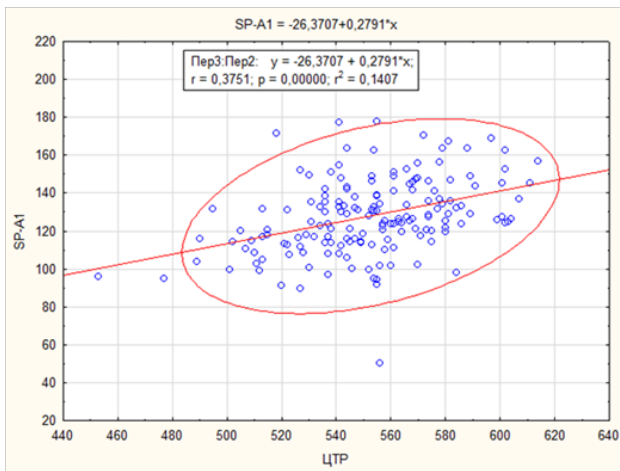


Рис. 1. Корреляционный анализ зависимости SPA_1 от значений минимальной пахиметрии у здоровых лиц с различной рефракцией

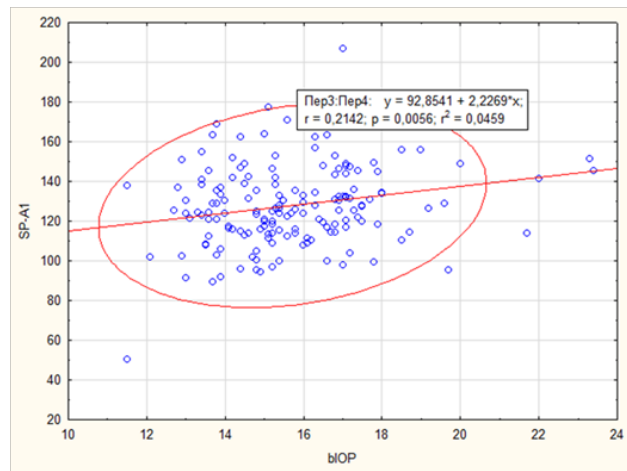


Рис. 2. Корреляционный анализ зависимости SPA_1 от величины биомеханически компенсированного внутриглазного давления у здоровых лиц с различной рефракцией

На основании многофакторного регрессионного анализа установлена зависимость между показателем жесткости роговицы SPA_1 , минимальной толщиной роговицы (ЦТР) и биомеханически компенсированным ВГД (bIOP), которая характеризовалась формулой:

$$SPA_1 = -65,5108 + 0,2836 \times x + 2,3329 \times y,$$

где x – ЦТР, мм, y – bIOP, мм рт. ст.

Все коэффициенты данного уравнения были статистически достоверны ($p < 0,05$) (рис. 3).

Применение формулы позволило составить таблицу для определения параметра жесткости роговицы у здоровых лиц по значениям ЦТР с шагом 10 мкм и по величинам bIOP с интервалом 1 мм рт. ст. (табл. 3). Из таблицы видно, что с увеличением толщины роговицы и с увеличением значений bIOP возрастают значения жесткости роговицы у здоровых лиц.

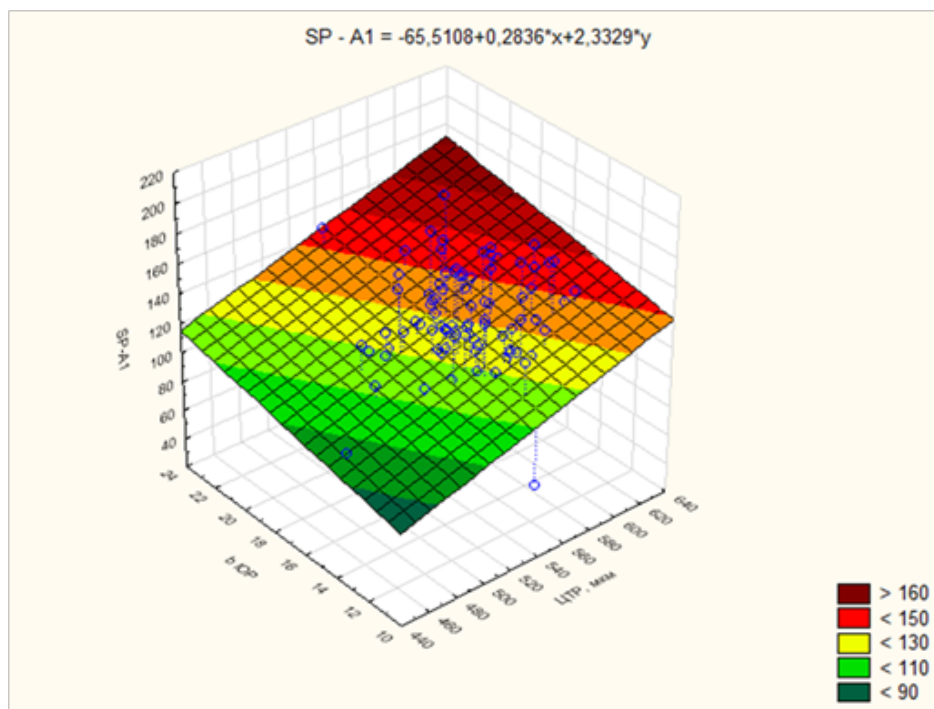


Рис. 3. Корреляционная зависимость между показателем жесткости роговицы SPA_1 , минимальной толщиной роговицы (ЦТР) и биомеханически компенсированным ВГД (bIOP) у здоровых лиц с различной рефракцией

Таблица 3

Таблица расчета параметра жесткости роговицы у здоровых пациентов (SPA₁) с учетом ЦТР и bIOP (n = 174)

ЦТР	b IOP												
	10,0	11,0	12,0	13,0	14,0	15,0	16,0	17,0	18,0	19,0	20,0	21,0	22,0
400	71,3	73,6	75,9	78,3	80,6	82,9	85,3	87,6	89,9	92,3	94,6	96,9	99,3
410	74,1	76,4	78,8	81,1	83,4	85,8	88,1	90,4	92,8	95,1	97,4	99,8	102,1
420	76,9	79,3	81,6	83,9	86,3	88,6	90,9	93,3	95,6	97,9	100,3	102,6	104,9
430	79,8	82,1	84,4	86,8	89,1	91,4	93,8	96,1	98,4	100,8	103,1	105,4	107,8
440	82,6	84,9	87,3	89,6	91,9	94,3	96,6	98,9	101,3	103,6	105,9	108,3	110,6
450	85,4	87,8	90,1	92,4	94,8	97,1	99,4	101,8	104,1	106,4	108,8	111,1	113,4
460	88,3	90,6	92,9	95,3	97,6	99,9	102,3	104,6	106,9	109,3	111,6	113,9	116,3
470	91,1	93,4	95,8	98,1	100,4	102,8	105,1	107,4	109,8	112,1	114,4	116,8	119,1
480	93,9	96,3	98,6	100,9	103,3	105,6	107,9	110,3	112,6	114,9	117,3	119,6	121,9
490	96,8	99,1	101,4	103,8	106,1	108,4	110,8	113,1	115,4	117,8	120,1	122,4	124,8
500	99,6	102,0	104,3	106,6	109,0	111,3	113,6	115,9	118,3	120,6	122,9	125,3	127,6
510	102,5	104,8	107,1	109,5	111,8	114,1	116,5	118,8	121,1	123,5	125,8	128,1	130,4
520	105,3	107,6	110,0	112,3	114,6	117,0	119,3	121,6	124,0	126,3	128,6	131,0	133,3
530	108,1	110,5	112,8	115,1	117,5	119,8	122,1	124,5	126,8	129,1	131,5	133,8	136,1
540	111,0	113,3	115,6	118,0	120,3	122,6	125,0	127,3	129,6	132,0	134,3	136,6	139,0
550	113,8	116,1	118,5	120,8	123,1	125,5	127,8	130,1	132,5	134,8	137,1	139,5	141,8
560	116,6	119,0	121,3	123,6	126,0	128,3	130,6	133,0	135,3	137,6	140,0	142,3	144,6
570	119,5	121,8	124,1	126,5	128,8	131,1	133,5	135,8	138,1	140,5	142,8	145,1	147,5
580	122,3	124,6	127,0	129,3	131,6	134,0	136,3	138,6	141,0	143,3	145,6	148,0	150,3
590	125,1	127,5	129,8	132,1	134,5	136,8	139,1	141,5	143,8	146,1	148,5	150,8	153,1
600	128,0	130,3	132,6	135,0	137,3	139,6	142,0	144,3	146,6	149,0	151,3	153,6	156,0
610	130,8	133,1	135,5	137,8	140,1	142,5	144,8	147,1	149,5	151,8	154,1	156,5	158,8
620	133,7	136,0	138,3	140,6	143,0	145,3	147,6	150,0	152,3	154,6	157,0	159,3	161,6
630	136,5	138,8	141,2	143,5	145,8	148,2	150,5	152,8	155,2	157,5	159,8	162,1	164,5
640	139,3	141,7	144,0	146,3	148,7	151,0	153,3	155,7	158,0	160,3	162,7	165,0	167,3

При изучении показателей в группе с кератоконусом была выявлена прямая зависимость параметра жесткости роговицы SPA₁ от ее минимальной толщины как при начальных стадиях заболевания: $r = 0,51$, $p = 0,05$, так и при 3-й стадии: $r = 0,57$, $p = 0,0020$. При проведении корреляционного анализа для всей группы была выявлена прямая зависимость параметра жесткости роговицы SPA₁ от ее минимальной толщины: $SPA_1 = -114,5519 + 0,3817 \times \text{ЦТР}$. Коэффициент корреляции $r_{x/y}$ был равен 0,68; $p = 0,00000$. С увеличением толщины роговицы возрастало значение жесткости роговицы (рис. 4).

Как и при анализе группы здоровых пациентов была отмечена прямая корреляционная зависимость показателя жесткости роговицы от величины биомеханически компенсированного внутриглазного давления (bIOP) при всех стадиях кератоконуса: как при начальных - $r = 0,71$, $p = 0,026$, так и при 3-й стадии кератоконуса - $r = 0,35$, $p = 0,080$. При проведении корреляционного анализа для всей группы была выявлена

прямая зависимость параметра жесткости роговицы SPA₁ от уровня биомеханически компенсированного внутриглазного давления (bIOP): $SPA_1 = -16,2392 + 6,0286 \times \text{ЦТР}$. Коэффициент корреляции $r_{x/y}$ был равен 0,45; $p = 0,0032$. С увеличением уровня внутриглазного давления повышалась жесткость роговицы (рис. 5). Полученные результаты согласуются с данными литературы [17].

На основании многофакторного регрессионного анализа установлена зависимость между показателем жесткости роговицы SPA₁, минимальной толщиной роговицы (ЦТР) и биомеханически компенсированным ВГД (bIOP) у пациентов с кератоконусом, которая характеризовалась формулой:

$$SPA_1 = 4,5646 \times x + 0,2815 \times y - 129,5347,$$

где x – ЦТР, мкм, y – bIOP, мм рт. ст.

Все коэффициенты данного уравнения были статистически достоверны ($p < 0,05$) (рис. 6).

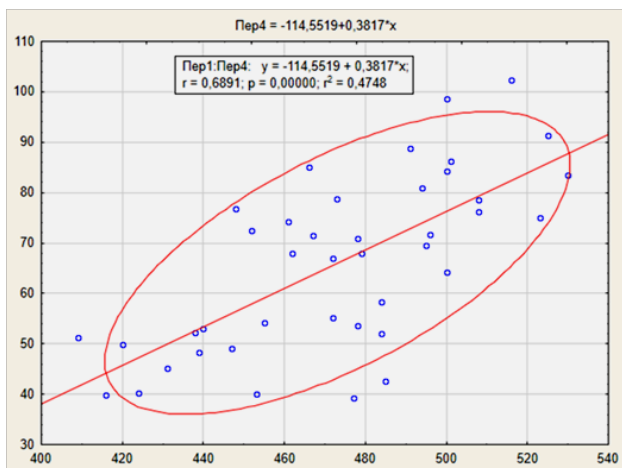


Рис. 4. Корреляционный анализ зависимости SPA₁ от значений минимальной пахиметрии у пациентов с кератоконусом

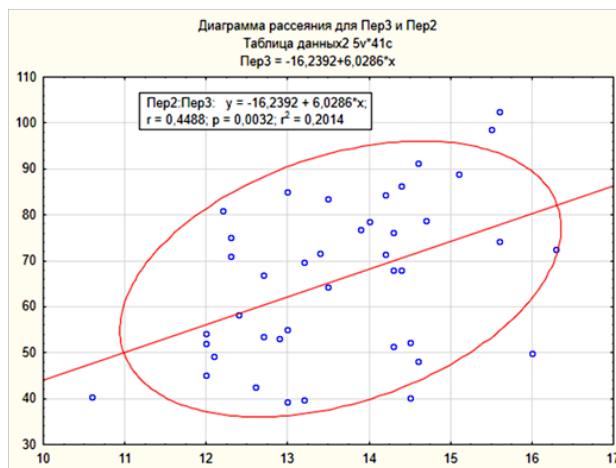


Рис. 5. Корреляционный анализ зависимости SPA₁ от величины биомеханически компенсированного внутриглазного давления у пациентов с кератоконусом

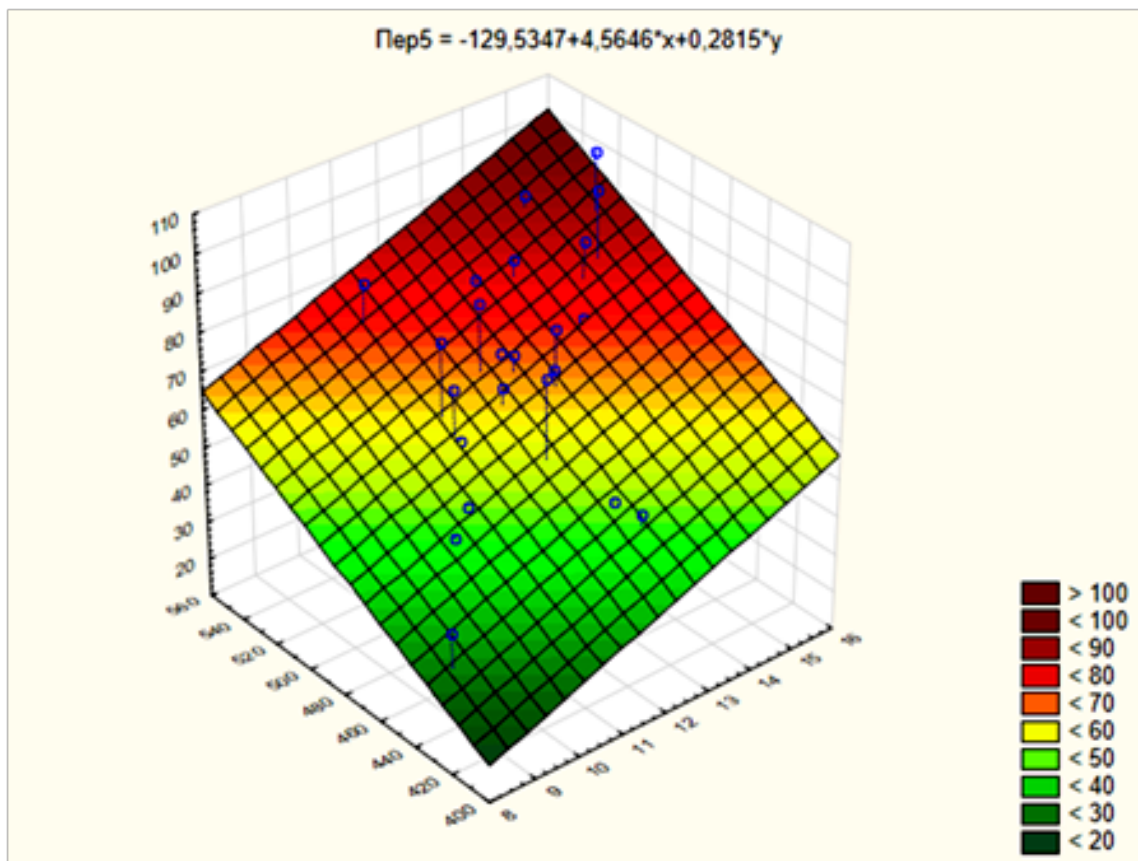


Рис. 6. Корреляционная зависимость между показателем жесткости роговицы SPA₁, минимальной толщиной роговицы (ЦТР) и биомеханически компенсированным ВГД (bIOP) у пациентов с 1–3-й стадией кератоконуса

Применение формулы позволило составить таблицу для определения параметра жесткости роговицы у пациентов с 1–3-й стадиями кератоконуса по значениям ЦТР с шагом 10 мкм и по величинам bIOP

с интервалом 1 мм рт. ст. (табл. 4). Из таблицы видно, что с увеличением толщины роговицы и с увеличением значений bIOP возрастают значения жесткости роговицы у здоровых лиц.

Таблица 4

Таблица расчета SPA₁ роговицы у больных с кератоконусом (1–3-й стадий) с учетом минимальной ЦТР и bIOP (n = 41)

ЦТР	b IOP												
	10,0	11,0	12,0	13,0	14,0	15,0	16,0	17,0	18,0	19,0	20,0	21,0	22,0
400	19,3	24,8	30,3	35,7	41,2	46,7	52,2	57,7	63,1	68,6	74,1	79,6	85,1
410	23,0	28,4	33,9	39,4	44,9	50,4	55,8	61,3	66,8	72,3	77,8	83,2	88,7
420	26,7	32,1	37,6	43,1	48,5	54,0	59,5	65,0	70,5	75,9	81,4	86,9	92,4
430	30,3	35,8	41,3	46,7	52,2	57,7	63,2	68,6	74,1	79,6	85,1	90,6	96,0
440	34,0	39,4	44,9	50,4	55,9	61,4	66,8	72,3	77,8	83,3	88,8	94,2	99,7
450	37,7	43,1	48,6	54,1	59,5	65,0	70,5	76,0	81,5	86,9	92,4	97,9	103,4
460	41,3	46,8	52,2	57,7	63,2	68,7	74,2	79,6	85,1	90,6	96,1	101,6	107,0
470	45,0	50,4	55,9	61,4	66,9	72,3	77,8	83,3	88,8	94,3	99,7	105,2	110,7
480	48,7	54,1	59,6	65,1	70,5	76,0	81,5	87,0	92,4	97,9	103,4	108,9	114,4
490	52,3	57,8	63,2	68,7	74,2	79,7	85,2	90,6	96,1	101,6	107,1	112,6	118,0
500	56,0	61,4	66,9	72,4	77,9	83,3	88,8	94,3	99,8	105,3	110,7	116,2	121,7
510	59,6	65,1	70,6	76,0	81,5	87,0	92,5	98,0	103,4	108,9	114,4	119,9	125,4
520	63,3	68,7	74,2	79,7	85,2	90,7	96,1	101,6	107,1	112,6	118,1	123,5	129,0
530	67,0	72,4	77,9	83,4	88,9	94,3	99,8	105,3	110,8	116,2	121,7	127,2	132,7
540	70,6	76,1	81,6	87,0	92,5	98,0	103,5	109,0	114,4	119,9	125,4	130,9	136,4
550	74,3	79,7	85,2	90,7	96,2	101,7	107,1	112,6	118,1	123,6	129,1	134,5	140,0
560	78,0	83,4	88,9	94,4	99,8	105,3	110,8	116,3	121,8	127,2	132,7	138,2	143,7
570	81,6	87,1	92,5	98,0	103,5	109,0	114,5	119,9	125,4	130,9	136,4	141,9	147,3
580	85,3	90,7	96,2	101,7	107,2	112,7	118,1	123,6	129,1	134,6	140,0	145,5	151,0
590	89,0	94,4	99,9	105,4	110,8	116,3	121,8	127,3	132,8	138,2	143,7	149,2	154,7
600	92,6	98,1	103,5	109,0	114,5	120,0	125,5	130,9	136,4	141,9	147,4	152,9	158,3
610	96,3	101,7	107,2	112,7	118,2	123,6	129,1	134,6	140,1	145,6	151,0	156,5	162,0
620	99,9	105,4	110,9	116,3	121,8	127,3	132,8	138,3	143,7	149,2	154,7	160,2	165,7
630	96,6	101,3	105,9	110,6	115,2	119,9	124,5	129,1	133,8	138,4	143,1	147,7	152,3
640	100,1	104,8	109,4	114,0	118,7	123,3	128,0	132,6	137,3	141,9	146,5	151,2	155,8

С помощью таблиц достаточно быстро может быть проведен сравнительный анализ между параметрами жесткости роговицы у здоровых лиц и у больных с кератэктазиями, а также оценки изменений биомеханических свойств роговицы после кератостабилизирующих операций.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

На основании многофакторного регрессионного анализа установлена зависимость между показателем жесткости роговицы SPA₁, минимальной толщиной роговицы (ЦТР) и биомеханически компенсированным ВГД (bIOP) у здоровых лиц ($p = 0,00001, p = 0,005$, соответственно), а также у пациентов с кератоконусом ($p = 0,00000, p = 0,0032$, соответственно). С использованием полученных данных составлены таблицы по определению жесткости роговицы у здоровых лиц и пациентов с различными стадиями кератоконуса, в зависимости от минимальной толщины и уровня

биомеханически компенсированного внутриглазного давления. Применение таблиц позволит в практической работе быстро проводить анализ показателя жесткости роговицы, что может быть использовано в качестве важного диагностического критерия у пациентов с кератэктазиями.

СПИСОК ИСТОЧНИКОВ/REFERENCES

1. Roberts C. The cornea is not a piece of plastic. *J Refract Surg.* 2000;16:407–413.
2. Luce DA. Determining in vivo biomechanical properties of the cornea with an ocular response analyzer. *J Cataract Refract Surg.* 2005;31:156–162.
3. Азнабаев Б.М., Загидуллина А.Ш., Лакман И.А. и др. Взаимосвязи между биомеханическими свойствами корнеосклеральной оболочки и морфометрическими показателями глаза у пациентов с первичной открытоугольной глаукомой. *Офтальмология.* 2019;16(3):335–343.

4. Бубнова И.А., Асатрян С.В. Биомеханические свойства роговицы и показатели тонометрии. *Вестник офтальмологии*. 2019;135(4):27–32.
5. Иомдина Е.Н., Петров С.Ю., Антонов А.А. и др. Корнеосклеральная оболочка глаза: возможности оценки биомеханических свойств в норме и при патологии. *Офтальмология*. 2016;13(2):62–68.
6. Dupps W.J., Wilson S.E. Biomechanics and wound healing in the cornea. *Exp Eye Res*. 2006;83:709–720.
7. Dupps W.J. Biomechanical modeling of corneal ectasia. *J Refract Surg*. 2005;21: 186–190.
8. Dupps W.J. Hysteresis: new mechanospeak for the ophthalmologist. *J Cataract. Refract. Surg*. 2007;33:1499–1501.
9. Ambrosio R.Jr., Nogueira L.P., Caldas D.L. et al. Evaluation of corneal shape and biomechanics before LASIK. *Int Ophthalmol Clin*. 2011;51:11–38.
10. Ambrosio R.Jr., Ramos I., Luz A. et al. Dynamic ultrahigh speed Scheimpflug imaging for assessing corneal biomechanical properties. *Rev Bras Ophthalmol*. 2013;72:99102.
11. Huseynova T., Waring G.O. 4th, Roberts C.J. et al. Corneal biomechanics as a function of intraocular pressure and pachymetry by dynamic infrared and Scheimpflug imaging analysis in normal eyes. *Am J Ophthalmol*. 2014;57:885–893.
12. Salomao M.Q., Esposito A., Dupps W.J. Advances in anterior segment imaging and analysis. *Curr Opin Ophthalmol*. 2009;20:324–332.
13. Ambrosio R.Jr., Lopes B.T., Faria-Correia F. et al. Integration of scheimpflug-based corneal tomography and biomechanical assessments for enhancing ectasia detection. *J Refract Surgery*. 2017;33(7):434–444.
14. Fontes B.M., Ambrosio R. Jr., Alonso R.S. et al. Corneal biomechanical metrics in eyes with refraction of –19.00 to +9.00 D in healthy Brazilian patients. *J Refract Surg*. 2008;24:941–945.
15. Elsheikh A., Wang D., Pye D. Determination of the modulus of elasticity of the human cornea. *J Refract Surg*. 2007;23:808–818.
16. Vinciguerra R., Elsheikh A., Roberts C.J. et al. Influence of pachymetry and intraocular pressure on dynamic response parameters in healthy patients. *J Refract Surgery*. 2016;32:550–561.
17. Roberts C.J., Mahmoud A.M., Bons J.P. et al. Introduction of two stiffness parameters at interpretation of air puff induced biomechanical deformation response parameters with a dynamic scheimpflug analyser. *J Refract Surgery* 2017;33(4):266–273.

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией настоящей статьи.

Информация об авторах

Е.Г. Солодкова – кандидат медицинских наук, доцент кафедры офтальмологии, Институт непрерывного медицинского и фармацевтического образования, Волгоградский государственный медицинский университет, Микрохирургия глаза имени академика С.Н. Фёдорова, Волгоградский филиал, Волгоград, Россия, <http://orcid.org/0000-0002-7786-5665>; solo23el@mail.ru

С.В. Балалин – доктор медицинских наук, профессор кафедры офтальмологии, Институт непрерывного медицинского и фармацевтического образования, Волгоградский государственный медицинский университет, Микрохирургия глаза имени академика С.Н. Фёдорова, Волгоградский филиал, Волгоград, Россия, <http://orcid.org/0000-0002-5250-3692>; s.v.balalin@gmail.com

В.П. Фокин – доктор медицинских наук, профессор, директор, Микрохирургия глаза имени академика С.Н. Фёдорова, Волгоградский филиал, Волгоград, Россия, <http://orcid.org/0000-0002-2513-9709>; fokin@isee.ru,

Статья поступила в редакцию 31.01.2023; одобрена после рецензирования 03.03.2023; принята к публикации 16.03.2023.

Competing interests. The authors declare that they have no competing interests.

Information about the authors

Elena G. Solodkova – Candidate of Medical Sciences, Associate Professor, Department of Ophthalmology, Institute of Continuing Medical and Pharmaceutical Education, Volgograd State Medical University, Eye Microsurgery named after Academician S.N. Fedorov, Volgograd Branch, Volgograd, Russia, <http://orcid.org/0000-0002-7786-5665>; solo23el@mail.ru

Sergey V. Balalin – Doctor of Medical Sciences, Professor of the Department of Ophthalmology, Institute of Continuing Medical and Pharmaceutical Education, Volgograd State Medical University, Eye Microsurgery named after Academician S.N. Fedorov, Volgograd Branch, Volgograd, Russia, <http://orcid.org/0000-0002-5250-3692>; s.v.balalin@gmail.com

Viktor P. Fokin – Doctor of Medical Sciences, Professor Director of Eye Microsurgery named after Academician S.N. Fedorov, Volgograd Branch, Volgograd, Russia, <http://orcid.org/0000-0002-2513-9709>; fokin@isee.ru,

The article was submitted 31.01.2023; approved after reviewing 03.03.2023; accepted for publication 16.03.2023.