



Патеюк Л.С. ✉, Суханова Е.В., Колгаева М.М., Даудова А.И.

Научно-исследовательский институт глазных болезней имени М.М. Краснова,
Москва, Россия

Современные методы оценки биомеханических свойств роговицы у пациентов с кератоконусом

Конфликт интересов: не заявлен.

Вклад авторов: концепция и дизайн исследования – Патеюк Л.С.; редактирование – Патеюк Л.С., Даудова А.И.; сбор и обработка материала – Патеюк Л.С., Суханова Е.В., Колгаева М.М., Даудова А.И.; написание текста – Патеюк Л.С., Суханова Е.В., Колгаева М.М.

Подана: 13.08.2025

Принята: 08.09.2025

Контакты: sweethailtoyou@mail.ru

Резюме

Настоящий обзор литературы посвящен методам прижизненной оценки биомеханических свойств роговицы: рассмотрены физические принципы исследований, основные диагностические показатели и их клиническая интерпретация. В статье приведены результаты научного изучения биомеханических характеристик роговицы *in vivo* при кератоконусе, патогенез которого ассоциирован в первую очередь с нарушением опорной функции соединительнотканной стромы и прочностных свойств коллагенового матрикса. В настоящее время исследование биомеханического статуса роговицы у пациентов может быть выполнено посредством ряда методов. Однако для реальной офтальмологической практики доступны только два высокотехнологичных прибора, принцип работы которых основан на проведении динамической двунаправленной пневмоаппланации роговицы, – ORA и CorVis ST. Эти методы позволяют проводить прижизненную оценку механических свойств роговицы в целях изучения патогенеза и диагностики кератоконуса, прогнозирования возможных рисков развития кератэктазии после кераторефракционных хирургических вмешательств, оценки эффективности проводимого лечения, разработки новых методов терапии и протоколов хирургических вмешательств, что в целом обуславливает высокую клиническую ценность рассматриваемых в статье методик для практикующих врачей-офтальмологов.

Ключевые слова: кросслинking роговичного коллагена, анализатор биомеханических свойств фиброзной оболочки глаза, ORA, Шаймпфлюг-тонометрия, CorVis ST



Pateyuk L. ✉, Sukhanova E., Kolgaeva M., Daudova A.
Krasnov Research Institute of Eye Diseases, Moscow, Russia

Modern Techniques for Corneal Biomechanics Assessment in Keratoconic Patients

Conflict of interest: nothing to declare.

Authors' contributions: conception and design of the study – Pateyuk L.; editing – Pateyuk L., Daudova A.; collection and processing of material – Pateyuk L., Sukhanova E., Kolgaeva M., Daudova A.; writing of the text – Pateyuk L., Sukhanova E., Kolgaeva M.

Submitted: 13.08.2025

Accepted: 08.09.2025

Contacts: sweethailtoyou@mail.ru

Abstract

This literature review highlights in vivo methods of the cornea biomechanics assessment: physical principles, diagnostic parameters and clinical meaning are discussed. The article describes the results of scientific research on the issue of corneal biomechanics in keratoconus, which pathogenesis is tightly associated with impairment of corneal stroma connective tissue and collagen matrix strength properties. Nowadays corneal biomechanics in patients can be measured by means of several modalities. But in real ophthalmological practice only two devices are available: ORA and CorVis ST – both technically based on dynamic bidirectional pneumoapplanation of the cornea. These methods can be performed in order to research and diagnose keratoconus, predict the possible risks of keratectasia after keratorefractive surgery, evaluate the effectiveness of treatment, develop new therapies and surgical protocols – that is why the techniques discussed in the article has a real clinical value for practicing ophthalmologists.

Keywords: corneal cross-linking, ocular response analyzer, ORA, Scheimpflug-based tonometry, CorVis ST

■ ВВЕДЕНИЕ

Прижизненная оценка биомеханических параметров роговицы имеет преимущественно прикладное клиническое значение. В первую очередь эти методы исследования позволяют производить измерение уровня ВГД у пациентов с поправкой на биомеханические особенности роговицы и фиброзной оболочки глаза: получение максимально приближенных к истинному офтальмотонусу значений тонометрического ВГД способствует наиболее точной верификации глаукомы с определением целевых показателей офтальмотонуса. Во-вторых, эти методы дают возможность исследовать изменения биомеханических свойств роговицы при различных видах кератэктазий, а также по результатам проводимого лечения. Это направление в настоящее время приобрело особую актуальность в связи с широким распространением кераторефракционных операций: возникла потребность в высокоточном скрининге пациентов как для максимально ранней диагностики кератоконуса (КК) на доклинической (пре(керато)топографической его стадии (стадии ультраструктурных изменений), так и с целью оценки возможных рисков вторичной (послеоперационной) кератэктазии. Выявление атипично низких прочностных свойств роговицы помогает

минимизировать возможность развития кератэктазии после лазерной коррекции зрения, избежать случаев предоперационно недиагностированного заболевания и в максимально ранние сроки начать лечение, направленное на стабилизацию кератэктазии [1–8].

В настоящее время можно выделить два принципиально разных диагностических подхода, позволяющих *in vivo* количественно оценивать биомеханические свойства роговицы *in situ*: анализ изменения формы (под действием приложенного веса или воздушного импульса) и анализ изменения структуры (на основании оценки внутренних механических напряжений) [9–15].

Первый из них – оценка биомеханических свойств фиброзной оболочки глазного яблока в зависимости от особенностей аппланации (уплощения) роговицы под действием груза или воздушного импульса при эластотонетрии и динамической пневмоаппланации соответственно. Исследование биомеханического статуса роговицы при КК в современной клинической практике проводят путем анализа изменения ее формы в процессе динамической двунаправленной пневмоаппланации; методика реализована на рынке в виде двух коммерчески доступных высокотехнологичных приборов – ORA и CorVis ST.

Второй подход – оценка биомеханических свойств ткани роговицы посредством анализа внутренних механических напряжений: кератотензотопография по Анисимову, бриллюэновская спектроскопия и метод фотоупругости. Методики больше относятся к научно-исследовательским техникам и, к сожалению, широкого распространения в офтальмологической практике не получили.

■ ДИНАМИЧЕСКАЯ ДВУНАПРАВЛЕННАЯ ПНЕВМОАППЛАНАЦИЯ РОГОВИЦЫ

Динамическая двунаправленная пневмоаппланация роговицы позволяет оценивать биомеханические свойства фиброзной оболочки глаза в зависимости от реверсивного изменения формы роговицы под воздействием приложенного к ней сфокусированного потока воздуха. Методика базируется на принципе аппланационной пневмотонетрии, но дополнена оптической системой регистрации и отслеживания формы роговицы в процессе ее деформации в ответ на давление струи воздуха.

Исторически прообразом этого подхода стала распространенная на постсоветском пространстве эластотонетрия по Филатову – Кальфе, суть которой заключается в оценке изменения ригидности – податливости роговицы во времени в зависимости от силы оказываемого на нее давления (путем приложения грузов разной массы). В свое время основополагающим для вышеописанных способов оценки биомеханических свойств роговицы стал способ оценки упругих (эластических) свойств роговицы посредством расчета коэффициента ригидности фиброзной оболочки глаза по Фриденвальду, получаемого по результатам дифференциального измерения ВГД тонометром Шиотса с плунжерами различной массы [11, 14, 15].

В отличие от распространенных ранее контактных методик в настоящее время в клинической практике доступны две высокотехнологичные диагностические платформы, позволяющие бесконтактно оценивать биомеханические свойства глаза на основании реакции роговицы на приложенный пневмоимпульс, – ORA и CorVis ST, по сути, представляющие собой пневмотонетры, оснащенные системами отслеживания и регистрации формы роговицы в процессе ее пневмоаппланации.



■ АНАЛИЗ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ ГЛАЗА ORA

Анализатор биомеханических свойств глаза ORA (от англ. ocular response analyzer) (Reichert, США) в динамике регистрирует инфракрасным датчиком изменение формы роговицы при ее двунаправленной аппланации (двукратном уплощении) под действием струи воздуха с переменным (нарастающим, а затем спадающим) давлением, а также измеряет толщину роговицы в центральной зоне. Диагностическая платформа в автоматическом режиме рассчитывает внутриглазное давление (аналогичное тонометрии по Гольдману IOPg и роговично-компенсированное IOPcc) и два биомеханических показателя: гистерезис роговицы CH (от англ. corneal hysteresis) и коэффициент резистентности роговицы CRF (от англ. corneal resistance factor) [3, 6, 12, 17].

При воздействии воздушным потоком с нарастающим давлением (рис. 1, зеленый график) роговица уплощается (1-я аппланация роговицы) и инфракрасный луч отражается от плоской поверхности роговицы (пик 1 на красном графике – фиксируемый фотодиодами первый роговичный рефлекс). Под максимальным давлением воздушной струи (экстремум зеленого графика, синяя стрелка) роговица прогибается (максимальный прогиб роговицы). При снижении давления воздушного импульса роговица начинает возвращать свою форму и уплощается (2-я аппланация роговицы) и инфракрасный луч снова отражается от плоской поверхности роговицы (пик 2 на красном графике – фиксируемый фотодиодами второй роговичный рефлекс) [3, 6, 12, 17].

Корнеальный гистерезис (от греч. «запаздывание, отставание») – CH – отражает то, на сколько меньшее давление воздушной струи требуется для удержания роговицы в положении 2-й аппланации по сравнению с тем давлением, при котором роговица уплощается в положение 1-й аппланации. Вследствие вязкоупругих свойств тканей роговицы эти значения различаются, что позволяет судить о ее биомеханических особенностях. CH определяется как разница между двумя показателями

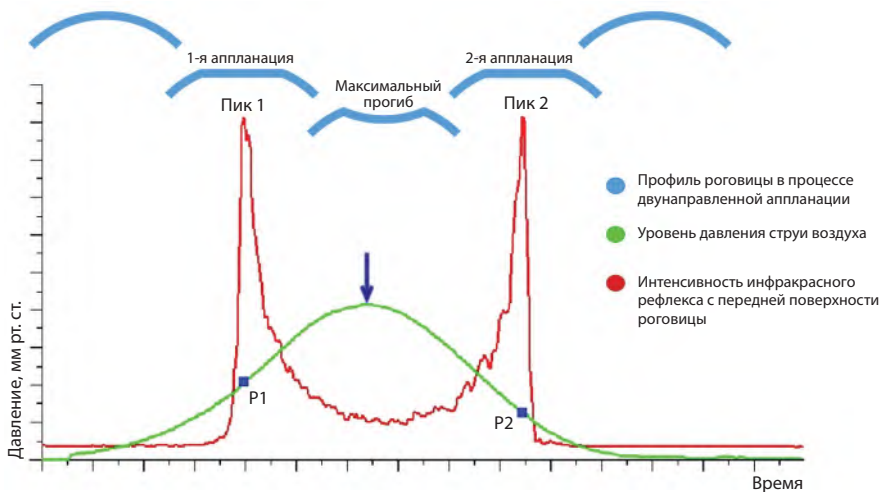


Рис. 1. Схематическое изображение принципа работы диагностической платформы ORA
Fig. 1. Schematic representation of the ORA technique

аппланационного давления – между приложенным к роговице давлением P_1 при аппланации внутрь (первый синий квадрат на зеленом графике на уровне пика 1) и давлением P_2 при аппланации наружу (второй синий квадрат на зеленом графике на уровне пика 2), что может быть выражено в виде $CH = P_1 - P_2$. Этот показатель косвенно отражает устойчивость роговицы к деформации и ее вязкость, но, по сути, зависит от соотношения ее вязких и упругих (эластических) свойств, обуславливающих частичное поглощение кинетической энергии пневмоимпульса [3, 6, 12, 17].

Среднее значение между P_1 и P_2 рассматривают как показатель ВГД, аналогичный результату тонометрии по Гольдману IOPg. Соотношение CH/CRF можно использовать как критерий компенсации офтальмотонуса: при снижении ВГД под действием местных гипотензивных препаратов наблюдается снижение корнеального гистерезиса и уменьшение значения CH/CRF , которое в норме приближено к единице [11].

Коэффициент резистентности роговицы CRF рассчитывается диагностической платформой автоматически как разница $P_1 - P_2$ (корнеальный гистерезис, CH), но с учетом корреляции этого значения с центральной толщиной роговицы: поправка производится введением в расчетные формулы эмпирически вычисленных констант. Коэффициент CRF можно считать скорректированным (нормированным на толщину роговицы) показателем CH , лучше отражающим эластичность (упругость) роговицы [10–13].

Показатель офтальмотонуса, рассчитываемый с учетом биомеханических особенностей роговицы, называют роговично-компенсированным ВГД IOPcc [17].

Кроме того, следует принимать во внимание и значение показателя качества исследования (качества ответного оптического сигнала) WS (от англ. waveform score), отражающего достоверность измерения ВГД [17].

Исходя из регистрируемых прибором ORA параметров, рядом исследователей были предложены модификации и новые показатели, которые могут быть рассчитаны в зависимости от поставленных задач. Так, сотрудниками НИИ глазных болезней им. Краснова с целью оценки эластичности роговицы по результатам получаемых на ORA данных было разработано программное обеспечение, позволяющее автоматически рассчитывать коэффициент упругости роговицы КУ. Расчет производится согласно оригинальному алгоритму в зависимости от скорости деформации роговицы при пневмоаппланации и отражает степень сопротивления (неподатливости) роговицы в момент аппланации внутрь, которая, в свою очередь, обусловлена интенсивностью локальных напряжений в ткани роговицы при ее деформации [12, 13, 16, 18]. Аналогичный подход (оценка скорости деформации) в дальнейшем был реализован в аналитическом программном обеспечении диагностической платформы CorVis ST.

■ ШАЙМПФЛЮГ-ТЕХНОЛОГИЯ ВИЗУАЛИЗАЦИИ РОГОВИЦЫ CORVIS ST

Шаймпфлюг-технология визуализации роговицы CorVis ST (CVS, Corvis ST) (от англ. corneal visualization Scheimpflug technology) реализована интегрированно с анализатором переднего сегмента глаза Pentacam HR/AXL (Oculus, Германия). Принцип работы аппаратной части CorVis ST аналогичен вышеописанному: в процессе исследования происходит двунаправленное уплощение (двукратная аппланация при двунаправленном движении) роговицы – при ее деформации внутрь и восстановлении формы наружу. Отличие заключается в том, что воздушный импульс CorVis ST имеет стандартную заданную интенсивность: в процессе исследования роговица



прогибается под напором воздуха с заданным давлением – под воздействием воздушного импульса роговица деформируется до положения первой аппланации и достигает момента максимальной индентации, а возвращает роговица свою форму и проходит момент второй индентации уже без оказываемого на нее давления воздухом. Прибор фиксирует изображения поперечного горизонтального сечения роговицы в динамике (во время динамической деформации, вызванной воздушным импульсом) при помощи высокоскоростной видеокамеры (с высокой частотой съемки), работающей по принципу Шаймпфлюга. Характер и динамика двунаправленного изменения формы роговицы отражают ее биомеханические свойства [3, 6, 19].

Устройство регистрирует амплитуду и площадь динамической реакции роговицы, фиксирует профиль роговицы в процессе деформации, дефлексии и аппланации (уплощения) (рис. 2 и 3) [3, 6, 19]:

- амплитуда (максимальной) деформации DA (от англ. deformation amplitude, DAm_{ax}) – глубина максимального сагиттального смещения вершины роговицы (смещение вершины роговицы от исходной точки до максимальной вогнутости); суммарное расстояние, получаемое за счет прогиба роговицы и смещения переднего сегмента кзади под давлением воздушного импульса;
- амплитуда (максимальной) дефлексии DefA (от англ. deflection amplitude, DefA_{max}) – глубина максимальной индентации (вдавливания, прогиба) передней поверхности роговицы, исключая смещение переднего сегмента глазного яблока под действием воздушного импульса;
- площадь роговицы, деформируемая в процессе исследования, может быть оценена посредством показателя PD (от англ. peak distance) – расстояние между пиками – вершинами роговицы в момент ее максимального прогиба; ширина дефлексии и прогиба (индентации);
- область дефлексии роговицы DefArea (от англ. deflection area) – пространство, которое образуется в результате прогиба передней поверхности роговицы; также отражает площадь роговицы, деформируемой в процессе исследования.

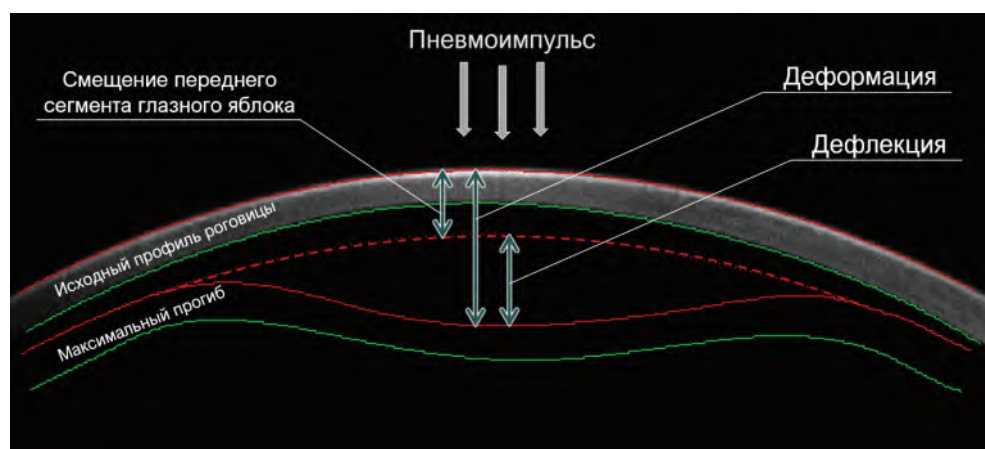
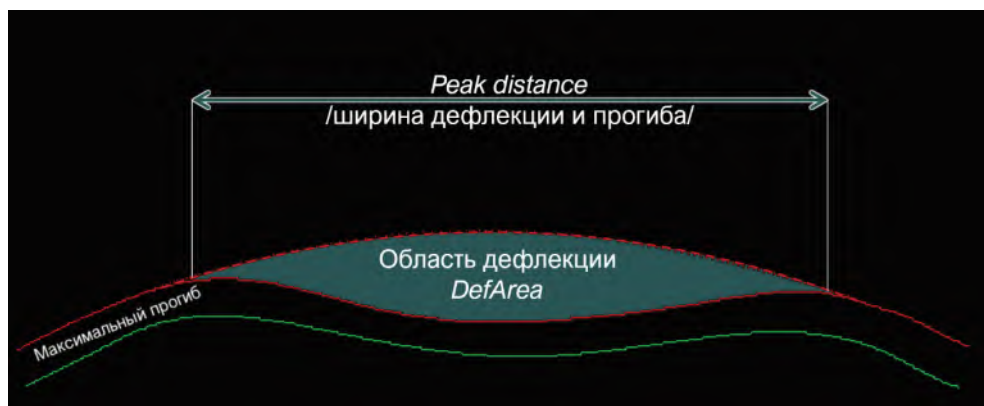
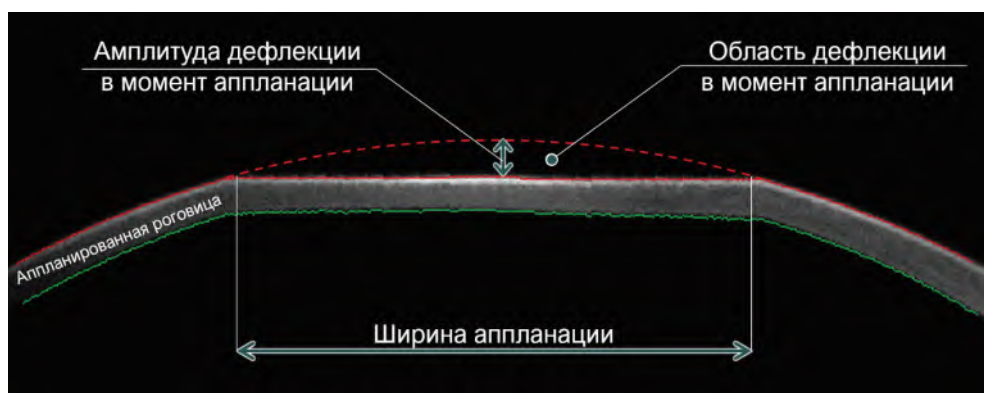


Рис. 2. Схематическое пояснение регистрируемых диагностической платформой CorVis ST динамических изменений роговицы

Fig. 2. Schematic explanation of dynamic corneal changes assessed by CorVis ST



a



b

Рис. 3. Схематическое изображение измеряемых диагностической платформой CorVis ST параметров роговицы: а – положение максимальной индентации роговицы; б – положение аппланации роговицы

Fig. 3. Schematic representation of corneal parameters measured by CorVis ST: а – maximum indented cornea; б – applanated cornea

Амплитуда дефлексии роговицы может быть измерена не только в момент максимальной индентации, но и в положении первой и второй ее аппланации – A1-DefA и A2-DefA соответственно. Область дефлексии роговицы в момент первой и второй ее аппланации A1-DefArea и A2-DefArea соответственно, а также ширину первой и второй аппланации роговицы A1-length и A2-length соответственно измеряют с целью оценки разницы между ними. Разницу (delta) между амплитудами дефлексии и областями дефлексии в положениях первой и второй аппланации роговицы DDefA и DDefArea соответственно по аналогии с корнеальным гистерезисом рассматривают как показатель вязкости роговицы.



Платформа CorVis ST регистрирует время динамической реакции роговицы в ответ на воздушный стимул до положения первой аппланации, максимального прогиба и второй аппланации [3, 6, 19]:

- время до первой аппланации A_1T , A1-time (от англ. applanation time);
- время до второй аппланации A_2T , A2-time;
- время до максимального прогиба (индентации, вдавливания) НСТ, HC-time (от англ. highest concavity time).

По аналогии с предложенным сотрудниками НИИ им. Краснова подходом аналитическое программное обеспечение прибора CorVis ST рассчитывает скорость динамической реакции роговицы – скорость деформации роговицы в результате воздействия воздушным импульсом до положения первой и второй аппланации A_1V и A_2V , или A1-velocity и A2-velocity соответственно.

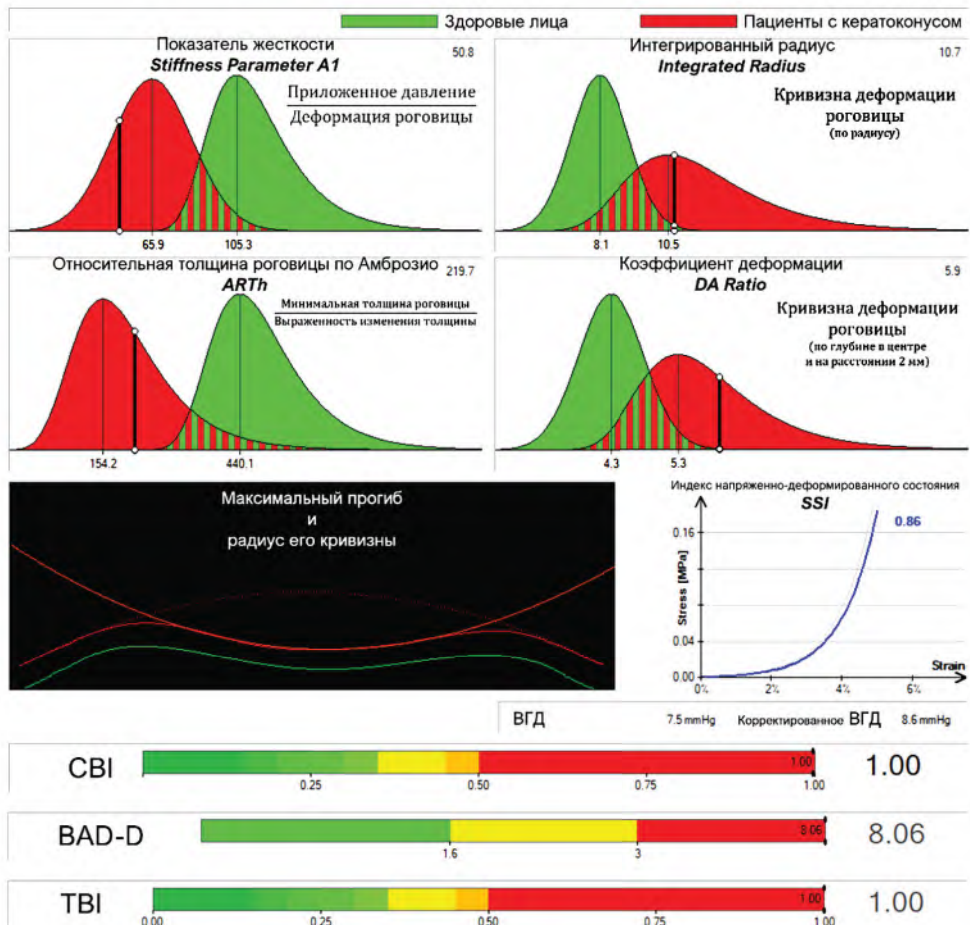


Рис. 4. Иллюстративное пояснение к интерфейсу с биомеханическими показателями диагностической платформы CorVis ST (результаты исследования у пациента с кератоконусом)
Fig. 4. Illustrative explanation of the CorVis ST interface biomechanical indices (diagnostic data in keratoconic patient)

На основании всех вышеперечисленных измерений с целью повышения диагностической ценности и информативности исследования при КК программное обеспечение диагностической платформы CorVis ST производит построение графиков зависимости одних параметров от других (особенностей амплитуды и ширины деформации, дефлексии, смещения, аппланации и прогиба роговицы от времени и оказываемого давления) и расчет ряда показателей и индексов, отчасти характеризующих локальные изменения биомеханических свойств роговицы при этом заболевании (рис. 4) [3, 6, 19]:

- показатель жесткости SP-A1 (от англ. Stiffness Parameter A1) – рассчитывается как отношение приложенного к роговице давления к вызванному этим давлением смещению вершины роговицы до положения первой аппланации A_1 . Чем большее давление нужно приложить для деформации роговицы, тем выше показатель жесткости. Чем сильнее прогибается роговица под воздушным импульсом, тем ниже показатель жесткости;
- интегрированный (обратный) радиус IR (от англ. integrated (inverse) radius) – интеграл от обратного радиуса кривизны роговицы в момент максимального прогиба (вогнутости) под давлением воздушной струи. При снижении биомеханических свойств прогиб роговицы в области ее вершины круче, радиус кривизны вогнутости роговицы меньше, интегрированный радиус больше. При равномерном распределении биомеханических напряжений в роговице она прогибается под воздействием воздушного импульса хуже, интегрированный радиус меньше;
- относительная толщина роговицы по Амброзио ARTh (от англ. Ambrósio relational thickness) – рассчитывается как отношение минимальной толщины роговицы к прогрессии (степени изменения) толщины роговицы. Чем меньше минимальная толщина роговицы и чем больше вариативность толщины роговицы (чем выраженнее изменение толщины роговицы от тончайшей точки к периферии, чем больше разница между минимальной и общей толщиной роговицы), тем ниже ARTh. При большой и равномерной толщине роговицы индекс ARTh выше;
- коэффициент деформации DA ratio (от англ. deformation amplitude ratio, DA Ratio Max [2 mm]) – рассчитывается как соотношение между амплитудой деформации в области вершины (наивысшей точки передней поверхности) роговицы и на расстоянии 2 мм от нее. При локальном снижении биомеханических свойств роговицы в области ее вершины коэффициент выше. При равномерном распределении биомеханических напряжений в роговице коэффициент ниже. Дополнительно был внедрен аналогичный коэффициент с измерением амплитуды деформации на расстоянии 1 мм от вершины роговицы (DA Ratio Max [1 mm]).

Степень (прогрессию) изменения толщины роговицы по всей ее площади отражают параметры PPI (от англ. pachymetric progression index) и PS (от англ. pachy slope).

Индекс напряженно-деформированного состояния SSI (от англ. stress-strain index) автоматически вычисляется исходя из положения кривой на графике зависимости напряжения от деформации. Значение, равное единице, указывает на среднюю эластичность здоровой ткани роговицы; индекс менее единицы (кривая более пологая и смещается вправо) говорит о большей эластичности (мягкости) роговицы, индекс более единицы (кривая более крутая, смещается влево) указывает на меньшую эластичность (большую жесткость) тканей. Первая версия алгоритма для расчета



индекса SSlv1 была усовершенствована до SSlv2 с целью повышения точности определения вероятности КК.

С целью выявления минорных изменений ткани роговицы при КК, предшествующих развитию грубых топографических, топографических и пахиметрических изменений, были разработаны и внедрены в диагностическую платформу три многопараметровых (интегральных, комбинированных) индекса, автоматически обобщающих и результирующих получаемые прибором CorVis ST данные с учетом результатов кератотопотомографии Pentacam HR/AXL у того же пациента. Каждый из этих индексов объединяет несколько показателей роговицы в единый результат, отражающий риск наличия КК или предрасположенность к развитию кератэктазии и выраженный в виде вероятности от единицы или в виде стандартного отклонения (девиации) [3, 6, 19]:

- специальный биомеханический индекс CBI (от англ. corvis biomechanical index диагностической платформы Corvis ST) – оригинальный индекс, получаемый путем математического моделирования на основании показателей жесткости роговицы, профиля ее толщины и параметров ее динамической реакции в ответ на пневмоимпульс; оценивается как вероятность наличия кератэктазии;
- индекс BAD-D (от англ. Belin/Ambrósio display and deviation) – индекс, получаемый по итогам анализа эктазии по Белин – Амброзио (от англ. Belin/Ambrósio enhanced ectasia display). Эта математическая модель позволяет оценить в баллах степень девиации 9 параметров роговицы (передняя элевация, задняя элевация, минимальная толщина, относительная толщина по Амброзио, прогрессия толщины роговицы, вертикальное смещение положения тончайшей точки, передняя элевация в тончайшей точке, задняя элевация в тончайшей точке и максимальная преломляющая сила) у конкретного пациента относительно среднестатистической нормы в популяции здоровых лиц. Общее значение стандартного отклонения (англ. total deviation value) 9 показателей роговицы, выраженное в виде индекса BAD-D, позволяет заподозрить КК при значениях этого индекса более 1,6, а при значениях выше 3,0 подтвердить наличие кератэктазии;
- топографический биомеханический индекс TBI (от англ. tomographic biomechanical index) представляет собой результат интеграции получаемых прибором топографических и биомеханических показателей; оценивается как вероятность наличия кератэктазии.

По мнению ряда исследователей, чувствительность и специфичность этих комплексных (интегральных) индексов очень высока и позволяет верифицировать доклиническую пре(керато)топографическую стадию КК даже вне клинически значимых топографических и топографических изменений [19]. Некоторыми учеными были предложены авторские показатели, такие как коэффициент биомеханической устойчивости Cbs, рассчитываемый в процентах исходя из значений SP-A1 и его распределения в норме и при КК [20].

Интерфейс современных версий программного обеспечения Pentacam отражает стадирование КК не только по топографической системе ТКК (от англ. topographical keratoconus classification), но и по наиболее прогрессивной на сегодняшний день топографической системе M.W. Belin ABCD (A – Anterior radius of curvature, радиус кривизны передней поверхности роговицы; B – Posterior radius of curvature, радиус кривизны задней поверхности роговицы; C – thinnest Corneal thickness/pachymetry,

минимальная толщина роговицы; D – best spectacle-corrected Distance visual acuity, максимальная острота зрения вдаль с очковой коррекцией). Интеграция Pentacam с CorVis ST позволила дополнить классификацию ABCD литерой «Е», а результирующий дисплей диагностической платформы – стадированием КК по биомеханической системе BEST (от англ. Biomechanical E-Staging): стадия КК оценивается программным обеспечением CorVis ST на основании биомеханического фактора CBI_F (от англ. corvis biomechanical factor) – результата преобразования индекса CBI по итогам линейной регрессии с кератотомографическими показателями А, В и С [21].

Диагностическая платформа Corvis ST также позволяет получать значения уровня ВГД, скорректированного на биомеханические особенности роговицы biOP (от англ. biomechanical corrected intraocular pressure), в связи с чем исследование получило название «динамическая Шаймпфлюг-тонометрия» [19].

■ ОСОБЕННОСТИ БИОМЕХАНИЧЕСКОГО СТАТУСА РОГОВИЦЫ ПРИ КЕРАТОКОНУСЕ

Экспериментальными методами *ex vivo* на эксплантах роговицы было доказано, что патогенетически при КК нарушение структуры коллагенового матрикса приводит к истончению и деформации роговицы по причине снижения прочности ее стро-мы, вследствие чего при этом заболевании роговица становится менее устойчивой к деформации и более податливой для аппланации и индентации по сравнению со здоровыми глазами [22–24].

По результатам серии исследований с использованием ORA было показано, что при КК корнеальный гистерезис CH, коэффициент резистентности роговицы CRF и коэффициент упругости КУ снижены по сравнению с нормой, что свидетельствует об ослаблении механических свойств роговицы при этом заболевании [1, 5, 25, 26].

Посредством CorVis ST были установлены статистически значимые отличия биомеханических параметров в норме и при КК, что отражено на интерфейсе диагностической платформы: по мере прогрессирования кератэктазии снижается показатель жесткости Stiffness Parameter A1 (SP-A1) и относительная толщина роговицы по Амброзио ARTh, повышается обратный радиус кривизны IR и коэффициент деформации DA ratio, прогрессивно снижается индекс SSI и нарастает BAD-D, повышается вероятность наличия кератэктазии согласно индексам CBI и TBI, прогрессирует стадия КК по биомеханической классификации E-Staging. Также были выявлены биомеханические отличия при прогрессирующем и стабильном КК, при различных кератотопографических паттернах кератэктазии [2, 7, 9, 20, 27–29].

В то же время с точки зрения биомеханики глазного яблока на измеряемые при помощи ORA параметры оказывают влияние состояние и особенности склеры, лимба и других внутренних и наружных структур глаза. Показатели отражают общую реакцию глаза на приложенное давление, ответ всей системы – всего глазного яблока, его вспомогательных структур, гидро- и гемодинамики. Диагностическая платформа позволяет получать представление о биомеханических свойствах роговицы и даже фиброзной оболочки глаза в целом (без учета в отдельности механических свойств всех ее тканей, локальных изменений и особенностей ее формы), что в практическом применении актуально для оценки истинного уровня ВГД (скорректированного на биомеханические особенности роговицы и фиброзной оболочки глаза), но, к сожалению, не позволяет осуществлять точную диагностику КК на его ранних стадиях



[11–15, 22]. При этом CorVis ST можно считать более прогрессивной платформой, рассчитанной на более чувствительную диагностику кератэктазии. Диагностическая платформа CorVis ST позволяет оценивать биомеханические свойства преимущественно роговицы, получать скорректированное значение ВГД и рассчитывать с определенной долей вероятности риск наличия КК или предрасположенности к кератэктазии с учетом кератотопографических, кератотомографических и кератопахиметрических данных, но, к сожалению, не позволяет достоверно верифицировать диагноз на ранних стадиях развития КК.

Таким образом, однозначные, клинически значимые результаты динамической двунаправленной пневмоаппланации роговицы могут быть получены посредством ORA и CorVis ST при развитых стадиях КК. Использование точных количественных показателей при этом позволяет проводить мониторинг биомеханического состояния роговицы в динамике с целью прецизионной диагностики на предмет прогрессирования КК путем оценки динамики показателей у одного и того же пациента с течением времени. На ранних этапах развития заболевания корректнее было бы говорить о том, что этот метод позволяет не столько диагностировать КК, сколько исключать или подтверждать склонность к его развитию в соответствии со статистическими данными. Особенно это актуально при предоперационном скрининге пациентов перед кераторефракционными хирургическими вмешательствами, когда в сомнительных случаях пациентам может быть рекомендовано воздержаться от планируемой лазерной коррекции зрения.

Кросслинкинг роговичного коллагена (КРК) в разной степени способствует повышению биомеханической прочности роговицы – в зависимости от стадии и формы КК, а также протокола и техники операции. Однако получаемые авторами результаты зачастую носят весьма дискуссионный характер.

Так, одни исследователи по результатам ORA после проведения КРК по стандартному протоколу у пациентов с КК отмечали статистически достоверное повышение корнеального гистерезиса CH и коэффициента резистентности роговицы CRF, по итогам других исследований после КРК были получены обратные результаты – отсутствие статистически значимой разницы между пред- и послеоперационными значениями или даже снижение этих показателей в некоторых группах и на определенных сроках наблюдения. После проведенного КРК было отмечено повышение качества исследования WS, что, по мнению авторов, можно интерпретировать как следствие улучшения оптических свойств тканей роговицы и выравнивания ее формы (уменьшения иррегулярности передней поверхности роговицы в результате проведенного КРК). Было показано, что после КРК высота и ширина пиков графической кривой, отражающей интенсивность отраженного от поверхности роговицы инфракрасного рефлекса, возрастают по сравнению с предоперационными значениями, что, по мнению авторов, можно расценивать как подтверждение структурных изменений роговицы вследствие КРК [4, 5, 9].

Некоторые исследователи по результатам CorVis ST отмечают, что после проведения стандартного КРК изменяется ответ роговицы (площадь, глубина и скорость аппланации и индентации, профиль роговицы в процессе исследования) на пневмоаппланацию, и связывают это как со структурными изменениями стромы, так и с послеоперационным моделированием поверхности роговицы (повышением однородности и регулярности роговицы после КРК). После проведения КРК уменьшается

глубина индентации роговицы, оцениваемая через амплитуды деформации и дефлекции DA и DefA, увеличивается показатель жесткости SP-A1. Было зафиксировано увеличение ширины второй аппланации A2-length, снижение скорости до момента второй аппланации A2-velocity, увеличение времени до положения первой и второй аппланации A1-time и A2-time; роговица после КРК медленнее восстанавливает исходную форму. По результатам других исследований не было выявлено статистически значимых изменений в послеоперационном периоде; авторы полагают, что вследствие КРК модифицируются те тонкие биофизические свойства ткани роговицы, которые находятся вне чувствительности метода [4, 5, 9].

Анализ биомеханического статуса роговицы до и после КРК позволяет изучать его влияние на тонкие физические свойства роговицы, сравнивать по эффективности протоколы кросслинкинга между собой, а также проводить персонализированные вмешательства и прогнозировать их результат, основываясь на индивидуальных особенностях биомеханики роговицы каждого пациента с КК. CorVis ST при этом является более подходящей для подобных задач платформой [30–32].

Таким образом, несмотря на то что динамическая двунаправленная пневмоаппланация, проводимая посредством обеих диагностических платформ, может быть успешно использована с целью анализа эффективности проводимого при КК лечения, эта методика требует аргументированной интерпретации получаемых данных. Противоречивость результатов исследований и разнонаправленный характер выявляемых изменений после стандартного протокола КРК можно объяснить рядом факторов, таких как дизайн исследований, сроки наблюдения и особенности послеоперационного ведения пациентов.

Имплантация интрастромальных сегментов или колец при КК по результатам большинства наблюдений не приводит к статистически значимым изменениям СН и CRF. Было только отмечено, что после этого вида хирургических вмешательств достоверно уменьшается ширина пика инфракрасного рефлекса в момент первой аппланации роговицы и снижается высота пика в положении второй аппланации, что косвенно свидетельствует об изменении оптических свойств роговицы вследствие операции [9]. По результатам одних исследований не было выявлено статистически значимых изменений со стороны показателей и индексов CorVis ST. Согласно другим данным, операция приводит к повышению показателя жесткости SP-A1, обратного радиуса кривизны IR, коэффициента деформации DA ratio и индекса напряженно-деформированного состояния SSI, а также к снижению относительной толщины роговицы по Амброзио ARTh [33–35]. Результаты исследований сложно интерпретировать в связи с тем, что получаемые данные зависят от типа имплантируемых сегментов или колец, метода имплантации и прочих объективных и субъективных факторов.

Применение динамической двунаправленной пневмоаппланации роговицы методом CorVis ST позволяет оптимизировать и персонализировать подход к имплантации роговичных сегментов на основе математического моделирования биомеханического статуса роговицы и исходов хирургического вмешательства [36].

Кератопластика, как сквозная, так и послойная, приводит к неоднозначным результатам ORA. После глубокой передней послойной кератопластики корнеальный гистерезис СН и фактор резистентности роговицы CRF приближаются к значениям здоровой нормы или даже превышают ее. После сквозной кератопластики были отмечены как сниженные по сравнению с нормой показатели, так и близкие к ней и



повышенные. После сквозной кератопластики было отмечено, что амплитуда деформации DA выше среднестатистической нормы. По данным CorVis ST между результатами проникающей и глубокой передней послойной кератопластики были выявлены статистически значимые отличия и разнонаправленные отличия по сравнению со здоровой нормой [2, 37–40].

В связи с тем, что после перенесенной кератопластики при проведении динамической пневмоаппланации имеет место оценка не собственно роговицы, а скорее, имплантата и его интегрированности с глазным яблоком, результаты зависят от свойств донорского материала и хирургической техники, такие исследования способны представлять определенный научный интерес, однако на практике могут быть использованы исключительно для мониторинга на предмет рецидива кератэктазии на имплантате.

■ ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Современные технологии, такие как динамическая двунаправленная пневмоаппланация роговицы, позволяют получать детализированные данные о биомеханическом статусе роговицы при КК в количественном выражении. Такой подход открывает новые возможности для персонализированного подхода к ведению пациентов с КК, при котором терапия может быть подобрана под индивидуальные биомеханические параметры. Прецизионная количественная оценка биомеханических свойств роговицы *in vivo* становится не только инструментом диагностики, но и важным элементом в разработке и внедрении новых методов лечения, обеспечивая их безопасность и эффективность. Количественная прижизненная оценка биомеханического статуса роговицы позволяет не только более точно диагностировать заболевание на ранних стадиях, но и прогнозировать его прогрессирование, а также оценивать эффективность новых методов лечения, внедрение которых в клиническую практику на современном уровне развития медицины требует строгой доказательной базы. Использование количественных оценок позволяет исследовать корреляции между биомеханическими свойствами роговицы при КК, клинической динамикой заболевания и проводимым лечением, что способствует как развитию инновационных методов лечения, так и более точному прогнозированию его результатов у конкретных пациентов.

По итогам многочисленных исследований методом динамической двунаправленной пневмоаппланации роговицы с использованием платформ ORA и CorVis ST были определены статистические отличия в распределении оцениваемых параметров в норме и при КК. Полученные эпидемиологические данные не всегда позволяют достоверно верифицировать диагноз у конкретного пациента, но могут быть использованы в комплексной офтальмологической диагностике для ранжирования степени риска наличия кератэктазии и наблюдения пациента в динамике, что было использовано в современных версиях программного обеспечения приборов и активно применяется в офтальмологической практике при скрининговом обследовании пациентов перед лазерной коррекцией зрения и при мониторинге пациентов с КК на предмет прогрессирования кератэктазии.

Несмотря на достигнутые успехи, возможности существующих диагностических подходов и платформ имеют некоторые ограничения, особенно на ранних стадиях развития КК, поэтому в клинической практике используются в комплексе с другими

специальными методами офтальмологической диагностики. Вместе с тем динамическая двунаправленная пневмоаппланация имеет высокий диагностический и прогностический потенциал: перспективным направлением является разработка новых диагностических критериев и оценочно-аналитических алгоритмов с повышением чувствительности и специфичности исследования.

Помимо двух вышеописанных диагностических подходов, исследователями были предложены и апробированы еще некоторые способы регистрации динамического состояния роговицы при пневмоаппланации: оптическая когерентная томография, динамическая видеокератоскопия, высокочастотная ультразвуковая биомикроскопия, спекл-интерферометрия и другие [2, 8], но в клинической практике распространения не получили и приборостроением в виде диагностических платформ и устройств реализованы не были.

■ ЛИТЕРАТУРА/REFERENCES

1. Sinjab MM. *Quick Guide to the Management of Keratoconus: A Systematic Step-by-Step Approach*. Springer, 2012. <https://doi.org/10.1007/978-3-642-21840-8>
2. Alio JL. *Keratoconus: Recent Advances in Diagnosis and Treatment*. Springer, 2017. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-43881-8>
3. Roberts CJ, Liu J. *Corneal Biomechanics: From Theory to Practice*. Kugler Publications, 2017.
4. Sinjab MM, Cummings AB. *Corneal Collagen Cross Linking*. Springer, 2017. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-39775-7>
5. Barbara A. *Controversies in the Management of Keratoconus*. Springer, 2019. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-98032-4>
6. Carriazo C, Cosentino MJ. *New Frontiers for the Treatment of Keratoconus*. Springer, 2021. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-66143-4>
7. Almodin E, Nassaralla BA, Sandes J. *Keratoconus: A Comprehensive Guide to Diagnosis and Treatment*. Springer, 2022. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-85361-7>
8. Armia A, Mazzotta C. *Keratoconus: Current and Future State-of-the-Art*. Springer, 2022. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-84506-3>
9. Das S. *Keratoconus: Diagnosis and Treatment*. Springer, 2022. <https://doi.org/10.1007/978-981-19-4262-4>
10. Avetisov SE, Petrov SYu, Bubnova IA, et al. Impact of the central thickness of the cornea on the results of tonometry (a review of literature). *Russian Annals of Ophthalmology*. 2008;124(5):3–7. (In Russ.)
11. Avetisov SE, Bubnova IA, Antonov AA. Investigation of the biomechanical properties of the cornea in patients with normotensive and primary open-angle glaucoma. *Russian Annals of Ophthalmology*. 2008;124(5):14–16. (In Russ.)
12. Avetisov SE, Novikov IA, Bubnova IA, et al. Investigation of the biomechanical properties of the cornea by bidirectional applanation: new approaches to interpreting the results. *Russian Annals of Ophthalmology*. 2008;124(5):22–25. (In Russ.)
13. Avetisov SE, Novikov IA, Bubnova IA, et al. A new principle in the investigation of the biomechanical properties of the cornea (a preliminary communication). *Russian Annals of Ophthalmology*. 2008;124(5):25–28. (In Russ.)
14. Avetisov SE, Bubnova IA, Antonov AA. Corneal biomechanics: clinical importance, evaluation, possibilities of systemization of examination approaches. *Russian Annals of Ophthalmology*. 2010;126(6):3–7. (In Russ.)
15. Avetisov SE, Bubnova IA, Antonov AA. Clinical and experimental aspects of investigation of biomechanical properties of corneal scleral shell. *Russian Annals of Ophthalmology*. 2013;129(5):83–91. (In Russ.)
16. Avetisov SE, Bubnova IA, Antonov AA. Variability in biomechanical properties of the fibrous tunic of the eye in a healthy population. *Russian Annals of Ophthalmology*. 2015;131(5):20–25. (In Russ.) <https://doi.org/10.17116/oftalma2015131520-24>
17. Reichert Technologies. *Ocular Response Analyzer® G3 Auto Tonometer + Corneal Hysteresis User's Guide*. USA, 2020.
18. Avetisov SE, Bubnova IA, Novikov IA, et al. Fibrous tunic biomechanics and biometric indices. Report 2. The impact of topographic features in keratoconus. *Russian Annals of Ophthalmology*. 2011;127(3):5–7. (In Russ.)
19. Oculus. *Corneal Biomechanics (Oculus Special Supplement 2025)*. [Online resource]. Retrieved from / URL: <https://www.corneal-biomechanics.com/en/biomechanics/> (accessed: 08.08.2025)
20. Solodkova EG, Balalin SV, Sibakin DD. *Primenenie programmnoho obespecheniya dlya analiza biomekhanicheskikh svoystv rogovicy u pacientov s keratokonusom i u zdorovykh lic. Innovatsii. Praktika, Issledovaniya*. 2023;5(10):49–52. (In Russ.) <https://doi.org/10.18411/iip-12-2023-11>
21. Flockertzi E, Seitz B. Keratectasia severity staging and progression assessment based on the biomechanical E-staging. *Eye Vis (Lond)*. 2024 Jul 1;11(1):24. <https://doi.org/10.1186/s40662-024-00392-3>
22. Iomdina EN, Bauer SM, Kotliar KE. *Biomekhanika glaza: teoreticheskie aspekty i klinicheskie prilozheniya* [Biomechanics of the eye: theoretical aspects and clinical applications]. M., 2015. (In Russ.)
23. Avetisov SE, Bubnova IA, Novikov IA, et al. Fibrous tunic biomechanics and biometric indices. Report 1. The impact of axial length, thickness and corneal curvature. *Russian Annals of Ophthalmology*. 2011;127(3):3–5. (In Russ.)
24. Avetisov SE, Osipyan GA, Abukerimova AK, et al. Experimental studies of the biomechanical properties of the cornea. *Russian Annals of Ophthalmology*. 2022;138(3):124–131. (In Russ.) <https://doi.org/10.17116/oftalma202213803124>
25. Bubnova IA, Averich VV, Belousova EV. Influence of corneal biomechanical properties on IOP indices in patients with keratoconus. *The EYE GLAZ*. 2019;21(4(128)):15–19. (In Russ.) <https://doi.org/10.33791/2222-4408-2019-4-15-19>
26. Avetisov SE, Novikov IA, Bubnova IA, et al. Determination of corneal elasticity coefficient using the ORA database. *J Refract Surg*. 2010 Jul;26(7):520–4. <https://doi.org/10.3928/1081597X-20091030-01>



27. Solodkova EG, Malyugin BE, Zakharov IN, et al. Analysis of corneal biomechanical properties in different keratotopographic patterns of keratoconus. *Journal of Volgograd State Medical University*. 2024;21(2):79–86. (In Russ.) <https://doi.org/10.19163/1994-9480-2024-21-2-79-86>
28. Solodkova EG, Malyugin BE, Zakharov IN, et al. Analysis of Corneal Biomechanical Properties in Different Keratotopographic Patterns of Keratoconus. *J Curr Ophthalmol*. 2024 29;35(3):249–258. https://doi.org/10.4103/joco.joco_83_23
29. Malugin BE, Solodkova EG, Balalin SV, et al. Evaluation of changes in corneal biomechanics in eyes with keratectasia. *Modern technologies in ophthalmology*. 2021;5:179–187. (In Russ.) <https://doi.org/10.25276/2312-4911-2021-5-179-187>
30. Blackburn BJ, Rollins AM, Dupps WJ Jr. Biomechanics of Ophthalmic Crosslinking. *Transl Vis Sci Technol*. 2021;10(5):8. <https://doi.org/10.1167/tvst.10.5.8>
31. Solodkova EG, Malyugin BE, Fokin VP, et al. Analysis of the results of modified personalized topographically and tomographically oriented technique of ultraviolet corneal collagen crosslinking. *Russian Annals of Ophthalmology*. 2023;139(3):5–14. (In Russ., In Engl.) <https://doi.org/10.17116/oftalma20231390315>
32. Krungkraipetch L, Assawaboonyadech A, Supajitgulchai D. Corneal biomechanical property changes following corneal collagen cross-linking in keratoconus: a systematic review and meta-regression analysis. *Int Ophthalmol*. 2025 Jun 28;45(1):270. <https://doi.org/10.1007/s10792-025-03617-z>
33. Hamon L, Pfahl LJ, Flockerzi E, et al. Biomechanical effect of intracorneal ring segment implantation. *Acta Ophthalmol*. 2022;100. <https://doi.org/10.1111/j.1755-3768.2022.15527>
34. Hamon L, Pfahl LJ, Flockerzi E, et al. Implantation of Intracorneal Ring Segments in Keratectasia: Effects on Corneal Biomechanics in 112 Eyes. *Cornea*. 2024;43(6):702–709. <https://doi.org/10.1097/ICO.0000000000003419>
35. Hayat UK, Shiwani HA, Memon D, et al. Intracorneal Ring Segments in Keratoconus: A Narrative Literature Review. *Clin Ophthalmol*. 2025;19:2249–2257. <https://doi.org/10.2147/OPTH.S520174>
36. Solodkova EG, Izmailova SB, Zakharov IN, et al. Streamlined approach to corneal ring implantation based on mathematical modeling. *Russian Journal of Clinical Ophthalmology*. 2025;25(Special Issue):7–18. (In Russ.) <https://doi.org/10.32364/2311-7729-2025-25-Suppl-1>
37. Yenerel NM, Kucumen RB, Gorgun E. Changes in corneal biomechanics in patients with keratoconus after penetrating keratoplasty. *Cornea*. 2010;29(11):1247–51. <https://doi.org/10.1097/ICO.0b013e3181ca6383>
38. Goldhagen BE, Hwang RY, Kuo AN, et al. Changes in Corneal Biomechanics after Penetrating Keratoplasty in Keratoconus. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2012;53(14):1511.
39. Nawaz S, Ahmad Sofi I, Maharana PK, et al. Comparison of biomechanical properties between post penetrating keratoplasty and deep anterior lamellar keratoplasty in keratoconus patients using ocular response analyser. *International Journal of Medical Research and Review*. 2015;3(9):939–946. <https://doi.org/10.17511/ijmrr.2015.9.175>
40. Ziaei M, Vellara HR, Gokul A, et al. Comparison of corneal biomechanical properties following penetrating keratoplasty and deep anterior lamellar keratoplasty for keratoconus. *Clin Experiment Ophthalmol*. 2020;48:174–182. <https://doi.org/10.1111/ceo.13677>