

South Asian Children Less than Two Years of Age: A Pooled Analysis from Seven Countries / Nisar YB. [et al.] // *Nutrients*. 2020. Vol. 12(9). P. 2632. doi:10.3390/nu12092632.

11. Body fat reference curves for children / McCarthy HD. [et al.] // *Int J Obes*. 2006. Vol. 30. P. 598–602. doi: 10.1038/sj.ijo.0803232

12. Chronic Iron Deficiency and Cognitive Function in Early Childhood / Gingoyon A. [et al.] // *Pediatrics*. 2022. Vol. 150(6). P. e2021055926. doi:10.1542/peds.2021-055926

13. Effects of Iron Supplementation on Testicular Function and Spermatogenesis of Iron-Deficient Rats / Tsao CW. [et al.] // *Nutrients*. 2022. Vol. 14 (10). P. 2063. doi: 10.3390/nu14102063.

14. Gabrielsen JS., Lamb DJ., Lipshultz LI. Iron and a Man's Reproductive Health: the Good, the Bad, and the Ugly // *Curr Urol Rep*. 2018. Vol. 19 (8). P. 60. doi: 10.1007/s11934-018-0808-x.

15. Gedfie S, Getawa S, Melku M. Prevalence and Associated Factors of Iron Deficiency and Iron Deficiency Anemia Among Under-5 Children: A Systematic Review and Meta-Analysis // *Glob Pediatr Health*. 2022. 9. 2333794X221110860. doi:10.1177/2333794X221110860.

16. Hypogonadism in male thalassemia major patients: pathophysiology, diagnosis and treatment / De Sanctis V. [et al.] // *Acta Biomed*. 2018. Vol. 89 (2-S). P. 6–15. doi:10.23750/abm.v89i2-S.7082

17. Iron deficiency anemia and megaloblastic anemia in obese patients / Arshad M. [et al.] // *Rom J Intern Med*. 2017. Vol. 55 (1). P. 3–7. doi: 10.1515/rjim-2016-0046.

18. Iron Metabolism in Obesity and Metabolic Syndrome / González-Domínguez A. [et al.] // *Int J Mol Sci*. 2020. Vol. 21 (15). P. 5529. doi: 10.3390/ijms21155529.

19. Kumar V, Choudhry VP. Iron deficiency and infection // *Indian J Pediatr*. 2010. Vol. 77(7). P. 789–793. doi:10.1007/s12098-010-0120-3

20. Nutrition, genetic variation and male fertility / Vanderhout SM. [et al.] // *Transl Androl Urol*. 2021. Vol. 10 (3). P. 1410–1431. doi:10.21037/tau-20-592

21. Obesity in young children and its relationship with diagnosis of asthma, vitamin D deficiency, iron deficiency, specific allergies and flat-footedness: A systematic review and meta-analysis / Malden S. [et al.] // *Obes Rev*. 2021.

Vol. 22 (3). P. e13129. doi: 10.1111/obr.13129.

22. Pubertal Development and its Determinants in Adolescents With Transfusion-Dependent Thalassemia / Singh P. [et al.] // *Indian Pediatr*. 2021. Vol. 58 (7). P. doi:635–638. doi.org/10.1007/s13312-021-2258-7

23. Relationship between Obesity and Iron Deficiency in Healthy Adolescents / Ortiz Pérez M. [et al.] // *Child Obes*. 2020. Vol. 16 (6). P. 440–447. doi: 10.1089/chi.2019.0276.

24. The Hepcidin and 25-OH-Vitamin D Levels in Obese Children as a Potential Mediator of the Iron Status / Aka S. [et al.] // *Clin Lab*. 2021. Vol. 67 (5). P. 10.7754/Clin.Lab.2020.200813. doi: 10.7754/Clin.Lab.2020.200813.

25. World Health Organization. Nutritional anaemias: tools for effective prevention and control [electronic resource]. Geneva: World Health Organization; 2017. Available at: <https://www.who.int/publications/i/item/9789241513067>

26. Zheng J, Liu J, Yang W. Association of Iron-Deficiency Anemia and Non-Iron-Deficiency Anemia with Neurobehavioral Development in Children Aged 6–24 Months // *Nutrients*. 2021. Vol. 13(10). P. 3423. doi:10.3390/nu13103423

МЕТОДЫ ДИАГНОСТИКИ И ЛЕЧЕНИЯ

С.Э. Аветисов, А.К. Дзамихова, Т.Ю. Шилова

РЕЗУЛЬТАТЫ КЛИНИЧЕСКОГО ПРИМЕНЕНИЯ МЕТОДОВ ДИНАМИЧЕСКОЙ ПНЕВМОАПЛАНАЦИИ РОГОВИЦЫ ПРИ МИОПИИ

DOI 10.25789/YMJ.2023.82.08

УДК 617.753.2

Внедрение в клиническую практику методов исследования, основанных на динамической пневмоаппланации роговицы, существенно расширило возможности клинической (прижизненной) оценки «биомеханики» глазных структур при миопии. В настоящем обзоре в обобщенном плане представлены результаты применения методов пневмоаппланации для оценки биомеханических показателей при исходной миопии и после ее лазерной коррекции.

Ключевые слова: роговица, биомеханические свойства, методы пневмоаппланации, миопия.

The introduction into clinical practice of research methods based on dynamic corneal pneumoapplanation significantly expanded the possibilities of clinical (in vivo) assessment of the "biomechanics" of eye structures in myopia. This review summarizes the results of using pneumoapplanation methods to assess biomechanical indices in initial myopia and after its laser correction.

Keywords: cornea, biomechanical properties, pneumoapplanation methods, myopia.

Размеры и форма фиброзной (корнеосклеральной) оболочки глаза являются основными компонентами формирования рефракционных нарушений. Миопический дефокус может

быть связан в первую очередь с увеличением переднезадней оси (ПЗО), а также усилением рефракции роговицы. При этом нестабильность ПЗО с тенденцией к увеличению из-за нарушения механических свойств склеры является, согласно трехфакторной теории патогенеза миопии Э.С. Аветисова, анатомической причиной прогрессирующей миопии [1]. Исходя из этого, основное направление биомеханических исследований фиброзной оболочки глаза при миопии связано с оценкой различных показателей склеры. На основании комплекса исследований (механические тесты in vitro, измерение ригидности глазного яблока, опре-

деление коэффициента деформации и акустической плотности склеры, офтальмомеханография) установлено, «что при прогрессировании миопии сокращается диапазон упругих деформаций склеры и увеличивается вклад вязкого компонента, что в результате приводит к необратимому растяжению склеральной оболочки и к увеличению ПЗО глаза» [2]. При высокой миопии склера характеризуется снижением прочности и модуля упругости преимущественно в экваториальной и задней областях, причем эти изменения сначала происходят в экваториальной зоне с последующим изменением задней части склеры.

ФГБНУ «НИИ глазных болезней им. М.М. Краснова»: **АВETИСОВ Сергей Эдуардович** – д.м.н., проф., акад. РАН, научн. руководитель; зав. кафедрой Первого МГМУ им. И.М. Сеченова, ORCID: 0000-0001-7115-4275, **ДЗАМИХОВА Асият Касумовна** – аспирант, asiat.abukerimova@yandex.ru, ORCID: 0000-0002-2245-6346. **ШИЛОВА Татьяна Юрьевна** – д.м.н., проф., ООО «Клиника современной офтальмологии», ORCID: 0000-0002-6164-5393.

Внедрение в клиническую практику методов исследования, основанных на динамической пневмоаппланации роговицы, существенно расширило возможности клинической (прижизненной) оценки «биомеханики» глазных структур при миопии. В настоящем обзоре в обобщенном плане представлены результаты применения методов пневмоаппланации для оценки биомеханических показателей при исходной миопии и после ее лазерной коррекции.

Современные технологии двунаправленной пневмоаппланации роговицы. Первым прибором, в котором было использовано воздействие струи воздуха для динамической деформации роговицы, стал прибор ORA (Ocular Response Analyzer, США). Биомеханические параметры, генерируемые стандартным программным обеспечением ORA, – роговичный гистерезис (CH) и фактор резистентности роговицы (CRF). CH – условная величина, отражающая вязко-эластические свойства роговицы, в то время как CRF характеризует сопротивление собственно роговичной ткани, которое существовало бы при нулевом офтальмотонусе [6, 39, 45-46].

К альтернативному методу измерения биомеханических характеристик с помощью пневмоаппланации роговицы относят технологию Corvis ST (Oculus, Германия). В этом приборе используют высокоскоростную камеру Scheimpflug для фиксации поперечного среза роговицы (4330 кадров в секунду) во время деформации в режиме реального времени с последующим программным анализом для получения различных биомеханических показателей, наиболее применяемыми из которых, по данным литературы, являются следующие [2, 4, 17, 22-23, 35, 40, 42]:

- Applanation-1 Time (A1T), ms – время первой аппланации;
- Applanation-2 Time (A2T), ms – время второй аппланации;
- Applanation-1 Length (A1L), mm – диаметр «сплющенной» зоны роговицы при первой аппланации;
- Applanation-2 Length (A2L), mm – диаметр «сплющенной» роговицы при второй аппланации;
- Applanation-1 Velocity (A1V), m/s – скорость движения роговицы внутри при первой аппланации (показатель косвенно отражает вязкость роговицы);
- Applanation-2 Velocity (A2V), m/s – скорость движения роговицы наружу к исходному положению

при второй аппланации (чем выше данный показатель, тем выше степень упругости роговицы);

- Highest Concavity Peak Distance (HCPD), mm – диаметр максимальной вогнутости, т. е. расстояние между двумя наивысшими точками роговицы при наибольшей ее вогнутости (показатель косвенно отражает жесткость роговицы);
- Highest Concavity Radius (HCR), mm – радиус кривизны вогнутого участка роговицы при наибольшей деформации;
- Deformation amplitude (DA), mm – амплитуда деформации, значение смещения вершины роговицы при ее максимальном «вдавливании» относительно исходной формы (MDA – максимальная амплитуда деформации);
- Central corneal thickness (CCT), μm – толщина роговицы в центральной зоне;
- Deformation Amplitude Ratio (DA Ratio) – показатель отношения между амплитудой деформации на вершине роговицы и амплитудой деформации в параоптической зоне с радиусом 2 мм.

Согласно теоретическим исследованиям, о снижении жесткости роговицы могут свидетельствовать следующие изменения указанных показателей [27, 51]:

- снижение времени (A1T) и длины первой аппланации (A1L);
- увеличение скорости первой аппланации (A1V) и амплитуды деформации (DA) при первой аппланации;
- увеличение амплитуды деформации (DA) и максимальной амплитуды деформации (MDA);
- короткое пиковое расстояние (HCPD) и увеличение радиуса вогнутости (HCR);
- увеличение времени второй аппланации (A2T), уменьшение диаметра второй аппланации (A2L) и скорости второй аппланации (A2V);
- снижение амплитуды деформации (DA) при второй аппланации.

Отмечено, что радиус наибольшей вогнутости (HCR), скорость второй аппланации (A2V) и ее диаметр (A2L) имеют большие различия с точки зрения коэффициента вариации, в то время как максимальная амплитуда деформации (MDA) является стабильным показателем [5, 49].

Следует отметить, что помимо биомеханических параметров оба указанных прибора позволяют определять ряд показателей, отражающих уровень внутриглазного давления.

Результаты динамической пневмоаппланации роговицы при исходной миопии. В серии исследований с помощью ORA была показана четкая зависимость значимого уменьшения CH и CRF от увеличения ПЗО (т.е. степени миопии) [6-7, 10-11, 28, 36]. При этом разница CH коррелировала с межочулярной разницей в величине ПЗО между двумя глазами каждого пациента [13]. Исходя из этого, было высказано предположение о том, что глаза с более низким значением CH и более легко деформируемой фиброзной оболочкой подвержены большему риску удлинения ПЗО. Снижение показателя CH большинство авторов объясняют тем, что развитие миопии связано с уменьшением толщины склеры и экстрацеллюлярного матрикса, увеличением фермента матриксной металлопротеиназы, разрушающего коллаген. Кроме того, при развитии миопии было обнаружено уменьшение диаметра фибрилл коллагена и содержания протеогликансинтеза, что приводит к дополнительному снижению толщины склеры и растяжению склеральной ткани. Подобные изменения могут происходить и в роговице при развитии миопии, при этом «биомеханика» роговицы отражает ее вискоэластические свойства и механическую прочность фибрилл стромального коллагена, взаимодействующих с экстрацеллюлярным протеогликановым матриксом [36, 52].

В то же время в других исследованиях указанной выше зависимости выявлено не было, что, возможно, связано с характеристиками клинического материала (диапазон возраста, степень миопии, этническая принадлежность). Так, при средней величине миопии $2,35 \pm 2,49$ дптр не выявлено зависимости CH от показателя рефракции. Среднее значение CH и CRF составило $11,78 \pm 1,55$ (диапазон, 6,93-16,53) и $11,81 \pm 1,71$ (диапазон, 7,83-16,83) мм рт. ст. соответственно. Указанные показатели существенно не различались в зависимости от возраста, пола или расы (в исследование были включены представители Индии, Сингапура и Китая) [24]. В другой работе при миопии в диапазоне от (-) 9,00 до (-) 19,00 дптр не было обнаружено корреляции между биомеханическими показателями двунаправленной пневмоаппланации роговицы и степенью миопии. При этом средние значения отличались у женщин и мужчин: CRF – $10,326$ и $9,810$ мм рт.ст ($P=0,0266$); CH – $10,421$ и $9,727$ мм рт.ст ($P=0,0031$) соответственно. Кроме этого, отмече-

на отрицательная корреляция между биомеханическими показателями и возрастом и положительная – толщиной роговицы в центральной зоне [39].

В сравнительном исследовании с помощью прибора Corvis ST были обследованы 94 пациента в возрасте от 29 до 74 лет с миопией от (-) 0,5 до (-) 17,5 дптр и 25 «эмметропов» в возрасте от 19 до 75 лет [6]. При миопии высокой степени отмечено увеличение скорости апланации кнаружи (A2V) и пикового расстояния (PD) ($-0,398 \pm 0,014$ м/с и $2,48 \pm 0,04$ мм) по сравнению с аналогичными показателями при миопии средней степени ($-0,352 \pm 0,009$ м/с и $2,37 \pm 0,03$ мм) и эмметропии ($-0,347 \pm 0,012$ м/с и $2,36 \pm 0,06$ мм). Кроме того, выявлена положительная корреляция амплитуды деформации (DA) с величиной ПЗО и отрицательная – показателя наибольшей вогнутости роговицы (HCR) со средними данными кератометрии и ПЗО.

При сравнении результатов, полученных с помощью Corvis ST и ORA у 172 пациентов с миопией различной степени, выявлена зависимость снижения показателя наибольшей вогнутости роговицы (HCR) от степени миопии. Роговичный гистерезис (CH) также имел тенденцию к снижению при увеличении степени миопии [21].

При обследовании 266 индийцев с миопией в возрасте от 19 до 36 лет 23 показателя Corvis ST из 32 не зависели от степени миопии и лишь 9 существенно отличались при миопии высокой степени [43]. В другом исследовании время, необходимое для второй апланации (A2T), и амплитуда деформации при второй апланации были значительно ниже, а DA при первой апланации и радиус деформации (DA Ratio) – выше при миопии высокой степени [38]. Необходимо отметить, что показатель DA является индикатором биомеханических свойств роговицы и уменьшение толщины роговицы сопровождается увеличением возможности её деформации.

При миопии высокой степени наблюдали уменьшение радиуса наибольшей вогнутости (HCR), повышение максимальной амплитуды деформации (MDA), более высокую скорость второй апланации (A2V) и уменьшение её диаметра (A2L), что, по мнению авторов исследования, свидетельствует о том, что роговица при увеличении размеров переднезадней оси более деформируема [19]. Аналогичные результаты были получены и в других сравнительных исследованиях [6, 50].

Результаты динамической пнев-

моапланации роговицы после лазерной коррекции миопии. Современные лазерные технологии кераторефракционной хирургии, применяемые при миопии, предполагают изменение кривизны роговицы (уплощение) в результате выраженного в различной степени уменьшения толщины роговицы за счет т.н. абляции. В наиболее применяемых на сегодняшний день методах лазерной коррекции технологически это реализовано на основе поверхностного лазерного воздействия на роговицу без формирования лоскута (PRK), предварительного формирования лоскута (LASIK) и интрастромального удаления т.н. лентиккулы через небольшой разрез (SMILE) [9, 44, 47-48, 50]. Необходимость клинических исследований, включающих методы пневмоапланации роговицы, продиктована потенциальными изменениями исходной «биомеханики» роговицы вследствие уменьшения её толщины. Учитывая известную вариативность показателей методик пневмоапланации в обзоре представлены только исследования, в которых послеоперационные изменения «биомеханики» роговицы сравнивали с исходными данными.

После LASIK отмечено снижение предоперационных значений CH и CRF (с $11,52 \pm 1,28$ до $9,48 \pm 1,24$ и с $11,68 \pm 1,40$ до $8,47 \pm 1,53$ мм рт.ст. соответственно) и корреляция степени снижения от рефракционного эффекта [18]. В других исследованиях после LASIK показатели CH и CRF снизились с 10,44 до 9,3 мм рт.ст. и с 10,07 до 8,13 мм рт.ст. [26] и с $9,5 \pm 1,9$ до $6,7 \pm 1,7$ и с $9,7 \pm 1,8$ до $8,0 \pm 1,6$ мм рт.ст., соответственно. В одной из работ для характеристики снижения CH и CRF после LASIK был использован показатель «Delta». Корреляция с глубиной абляции была сильнее для DeltaCRF ($r=0,457$), чем для DeltaCH ($r=0,271$) [14]. При анализе результатов после LASIK и его модификации (LASEK) при среднем исходном CH, равном $10,8 \pm 1,5$ мм рт.ст., средние послеоперационные статистически значимо снизились до $9,0 \pm 1,3$ и $8,6 \pm 2,1$ мм рт.ст. соответственно.

В серии исследований была проведена сравнительная оценка изменений биомеханических параметров после различных методик лазерной коррекции. В ретроспективном исследовании представлены изменения показателей ORA и Corvis ST после LASIK и SMILE (средняя величина исходной миопии $5,16 \pm 1,42$ и $5,43 \pm 1,17$ дптр соответственно). По данным ORA через

месяц после вмешательств было выявлено более значительное снижение CH и CRF после LASIK ($8,46 \pm 1,76$ и $7,45 \pm 2,39$; $9,99 \pm 1,76$ и $9,43 \pm 1,55$ мм рт.ст. после LASIK и SMILE соответственно) [16]. При этом после SMILE отмечено более выраженное снижение времени первой апланации (A1T), наибольшей вогнутости (HC Time) и второй апланации (A2T), что, по мнению авторов, может отражать сохранение большей жесткости роговицы после «безлоскутной» процедуры. В то же время увеличение диаметра сплющенной роговицы при второй апланации (A2L), радиуса кривизны вогнутого участка роговицы (HCR) и диаметра максимальной вогнутости (HCPD) после LASIK может говорить о более сильной деформации роговицы кнутри во время воздушного импульса.

Более выраженные изменения CH и CRF после LASIK были отмечены и в других исследованиях при коррекции миопии высокой степени, что предположительно помимо увеличения объема абляции могло быть обусловлено необходимостью формирования роговичного лоскута в процессе этого вмешательства [29, 41]. Такого же мнения придерживаются и авторы других исследований [18, 25, 30, 34]. В пользу данного предположения косвенно свидетельствуют результаты сравнительной оценки изменений биомеханических показателей ORA после LASIK и PRK (которое не предполагает формирования поверхностного роговичного лоскута) [31]. Снижение CH и CRF было более выражено после LASIK (в среднем на 0,6 и 0,7 мм рт.ст. соответственно, по сравнению с показателями после PRK). При этом независимо от методики коррекции существовала высокая корреляция между исходной величиной миопии и послеоперационными изменениями биомеханических показателей.

Влияние формирования лоскута на «биомеханику» роговицы после LASIK может быть связано с расслоением роговицы именно в поверхностных слоях стромы. Экспериментальным путем выявлено, что передняя часть стромы роговицы (от 100 до 120 мкм) является наиболее жесткой из-за плотно переплетенных передних коллагеновых пластинок. Это физиологическое свойство роговицы было подтверждено в исследовании, в котором более низкие значения CH и CRF после LASIK были выявлены только в подгруппе пациентов с высокой близорукостью, т.е. при увеличенном объеме абляции, затрагивающем указанные слои стромы [32].

Потенциальное влияние расслоения на «биомеханику» роговицы косвенно подтверждается и данными анализа результатов ФПК и SMILE, при выполнении которых этот технический элемент отсутствует. Установлено близкое по значениям среднее снижение СН (на 1,9 и 2,5 мм рт.ст.) и CRF (на 3,4 и 3,2 мм рт.ст.) соответственно [33].

С позиций исключения возможного влияния исходных биомеханических свойств роговицы на послеоперационные результаты пневмоаппланации следует выделить оригинальное с методологической точки зрения исследование, в котором был использован дизайн т.н. «raised-eyed»: в группе из 30 пациентов с миопией средней степени на одном глазу выполняли LASIK, а на другом – SMILE [29]. Полученные результаты находятся в определенном противоречии с вышеприведенными исследованиями: через 6 мес. после LASIK и SMILE величина СН и CRF составила $9,02 \pm 1,27$ и $8,07 \pm 1,26$; $8,95 \pm 1,47$ и $7,77 \pm 1,37$ мм рт. ст. соответственно, т.е. тенденция к более выраженному снижению биомеханических показателей после LASIK отсутствовала. Возможно, это было связано с ограничениями в степени исходной миопии.

В завершение данного раздела необходимо привести основной вывод двух зарубежных обзоров литературы, касающихся результатов применения пневмоаппланации после различных методик лазерной коррекции миопии: «безлоскутная» («non-flap») технология SMILE, предполагающая сохранение поверхностных слоев роговицы, в меньшей степени влияет на изменение биомеханических показателей [37, 53].

Заключение. Представленные в обзоре результаты исследований свидетельствуют, что при миопии клиническое применение методов пневмоаппланации роговицы с целью определения биомеханических показателей может быть направлено на решение двух основных задач:

1) оценки биомеханических изменений фиброзной оболочки при увеличении величины переднезадней оси и, как следствие, миопии;

2) анализа зависимости изменений «биомеханики» роговицы вследствие уменьшения толщины роговицы от технологических особенностей лазерных рефракционных вмешательств.

В целом полученные при решении указанных задач результаты ожидаемы. Как существенное увеличение ПЗО оси при высокой миопии, так и уменьшение толщины роговицы в ре-

зультате лазерной хирургии, сопровождаются определенным снижением различных биомеханических показателей, определяемых с помощью двунаправленной пневмоаппланации роговицы. По данным большей части литературных источников, при лазерной коррекции «решающий вклад» в изменение биомеханических показателей вносят формирование лоскута и увеличение объема абляции.

Несмотря на зону приложения механического воздействия методов пневмоаппланации (роговица!), необходимо учитывать, что анатомическая целостность склеры и роговицы как составляющих фиброзной оболочки в определенной степени затрудняет селективную оценку их биомеханических свойств, поскольку аппланационный «ответ» при воздействии на роговицу вероятнее всего зависит и от состояния фиброзной оболочки в целом. Несмотря на это, с учетом «причинности» биомеханических изменений можно условно считать, что при исходной миопии они могут быть связаны с нарушениями структуры именно склеры, а после лазерной рефракционной хирургии – роговицы.

С практической точки зрения, в перспективе решение первой задачи может способствовать совершенствованию алгоритма мониторинга прогрессирующей миопии, а второй – достоверной оценки уровня внутриглазного давления после лазерной коррекции миопии при применении аппланационных методов тонометрии.

Необходимо еще раз подчеркнуть, что при исходной миопии и анализе данных пневмоаппланации следует учитывать потенциальную возможность влияния на результаты исследований не только состояния роговицы, но и известных биомеханических изменений склеры как компонента увеличенной в размерах в различной степени фиброзной оболочки. Биомеханический «ответ» на целенаправленную пневмоаппланацию только роговицы не исключает «участия» в его формировании и склеры. Исходя из этого, исследования в этом направлении могут быть ориентированы на экспериментальные биомеханические тесты, алгоритм которых потребует решения вопросов, связанных с получением изолированных образцов роговицы и выбором методики тестирования.

Литература

1. Аветисов Э.С. Близорукость. 2-е изд. М.: Медицина, 1999. 288 с.

Avetisov E.S. Myopia. 2nd ed. Moscow: Medicine, 1999. 288 p.

2. Антонюк В.Д., Кузнецова Т.С. Исследование биомеханических свойств роговицы на приборе CORVIS ST (Oculus, Германия) у пациентов с миопией и миопическим астигматизмом // Офтальмохирургия. 2020. №.4. С. 20 – 28.

Antonyuk V.D., Kuznetsova T.S. Study of corneal biomechanical properties on CORVIS ST device (Oculus, Germany) in patients with myopia and myopic astigmatism // Ophthalmosurgery. 2020. №.4. P. 20 - 28.

3. Иомдина Е.Н., Бауэр С.М., Котляр К.Е. Биомеханика глаза: теоретические аспекты и клинические приложения. М.: Реальное Время, 2015.

Iomdina E.N., Bauer S.M., Kotliar K.E. Eye biomechanics: theoretical aspects and clinical applications. Moscow: Real Time; 2015.

4. Оценка зависимости биомеханических свойств роговицы от топометрического и биометрического показателя / Е.Г. Солодкова, С.В. Балалин, В.П. Фокин [и др.] // Современные проблемы науки и образования. 2021. №.3. doi:10.17513/spno.30895

Evaluation of corneal biomechanical properties dependence on topometric and biometric index / E.G. Solodkova, S.V. Balalin, V.P. Fokin [et al.] // Modern problems of science and education. 2021. No.3. doi:10.17513/spno.30895

5. Ali N.Q., Patel D.V., McGhee C.N. Biomechanical Responses of Healthy and Keratoconic Corneas Measured Using a Noncontact Scheimpflug-based Tonometer // Invest Ophthalmol Vis Sci. 2014. №.55. P.3651–3659. doi: 10.1167/iov.13-13715

6. Assessment of corneal biomechanical parameters in myopes and emmetropes using the Corvis ST / R. Lee, R.T. Chang, I.Y. Wong [et al.] // Clin Exp Optom. 2016. №. 99(2). P.157-162. doi:10.1111/cxo.12341.

7. Association between corneal biomechanical properties and myopia in Chinese subjects / Z. Jiang, M. Shen, G. Mao [et al.] // Eye (Lond). 2011. №.25(8). P.1083-1089. doi:10.1038/eye.2011.104.

8. Bailey MD, Zadnik K. Outcomes of LASIK for myopia with FDA-approved lasers // Cornea. 2007. №.26. P. 246–254. doi.org/10.1097/ICO.0b013e318033dbf0.

9. Bailey MD, Zadnik K. Outcomes of LASIK for myopia with FDA-approved lasers // Cornea. 2007. №.26. P.246–254. doi:10.1097/ICO.0b013e318033dbf0.

10. Biomechanical properties of axially myopic cornea / C. Altan, B. Demirel, E. Azman [et al.] // Eur J Ophthalmol. 2012. №.22(7). P.24-28. doi:10.5301/ejo.5000010

11. Biomechanical properties of the cornea in high myopia. / M. Shen, F. Fan, A. Xue [et al.] // Vision Res. 2008. №.48(21). P.2167-2171. doi:10.1016/j.visres.2008.06.020.

12. Galletti J.G., Pförtner T., Bonthoux F.F. Improved keratoconus detection by ocular response analyzer testing after consideration of corneal thickness as a confounding factor // J Refract Surg. 2012. №.28(3). P.202-208. doi:10.3928/1081597X-20120103-03.

13. Chang P., Chang S., Wang J. Assessment of corneal biomechanical properties and intraocular pressure with the Ocular Response Analyzer in childhood myopia. // Br J Ophthalmol. 2010. №.94(7). P.877-881. doi:10.1136/bjo.2009.158568.

14. Changes in Ocular Response Analyzer parameters after LASIK. / S. Chen, D. Chen, J. Wang // J Refract Surg. 2010. №.26(4). P.279–288 doi:10.3928/1081597X-20100218-04

15. Changes in corneal biomechanics and intraocular pressure following LASIK using static, dynamic, and noncontact tonometry. / J.S. Peepose, S.K. Feigenbaum, M.A. Qazi // *Am J Ophthalmol*. 2007. №.143(1). P.39-47. doi:10.1016/j.ajo.2006.09.036
16. Corneal biomechanical changes in eyes with small incision lenticule extraction and laser assisted in situ keratomileusis. / I.M. Osman, H.A. Helaly, M. Abdalla [et al.] // *BMC Ophthalmol*. 2016. №.16. P.123. doi:10.1186/s12886-016-0304-3
17. Corneal biomechanical data and biometric parameters measured with Scheimpflug-based devices on normal corneas. / G. Nemeth, E. Szalai, Z. Hassan [et al.] // *Int J Ophthalmol*. 2017. №.10(2). P.217-222. doi:10.18240/ijo.2017.02.06.
18. Corneal biomechanical properties after LASIK, ReLEx flex, and ReLEx smile by Scheimpflug-based dynamic tonometry. / I.B. Pedersen, S. Bak-Nielsen, A.H. Vestergaard [et al.] // *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*. 2014. №.252(8). P.1329-1335. doi:10.1007/s00417-014-2667-6
19. Corneal Biomechanical Properties in High Myopia Measured by Dynamic Scheimpflug Imaging Technology. / M. He, W. Wang, H. Ding [et al.] // *Optom Vis Sci*. 2017. №.94(12). P.1074-1080. doi:10.1097/OPX.0000000000001152.
20. Corneal Biomechanical Properties in Myopic Eyes Measured by a Dynamic Scheimpflug Analyzer. / J. Wang, Y. Li Y, Y. Jin [et al.] // *J Ophthalmol*. 2015. doi:10.1155/2015/161869.
21. Corneal Biomechanical Properties in Varying Severities of Myopia / M.R. Sedaghat, H. Momeni-Moghaddam, A. Azimi [et al.] // *Front Bioeng Biotechnol*. 2021. №.21(8). doi:10.3389/fbioe.2020.595330.
22. Corneal biomechanical metrics of healthy Chinese adults using Corvis ST. / W. Wang, M. He, H. He [et al.] // *Cont Lens Anterior Eye*. 2017. №.40(2). P. 97-103. doi:10.1016/j.clae.2016.12.003
23. Corneal biomechanics as a function of intraocular pressure and pachymetry by dynamic infrared and Scheimpflug imaging analysis in normal eyes. / T. Huseynova, G.O. Waring, C. Roberts [et al.] // *Am J Ophthalmol*. 2014. №.157(4). P.885-893. doi:10.1016/j.ajo.2013.12.024
24. Cornea biomechanical characteristics and their correlates with refractive error in Singaporean children. / L. Lim, G. Gazzard, Y.H. Chan [et al.] // *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2008. №.49(9). P.3852-3857. doi:10.1167/iovs.07-1670.
25. Corneal biomechanical effects: small-incision lenticule extraction versus femtosecond laser-assisted laser in situ keratomileusis / D. Wu, Y. Wang, L. Zhang [et al.] // *J Cataract Refract Surg*. 2014. №.40. P.954-962. Doi:10.1016/j.jcrs.2013.07.056
26. Corneal biomechanical properties in normal, post-laser in situ keratomileusis, and keratoconic eyes. / Ortiz D, Piñero D, Shabayek MH, Arnalich-Montiel F, Alió JL. // *J Cataract Refract Surg*. 2007. №.33(8). P.1371-1375. doi:10.1016/j.jcrs.2007.04.021.
27. Corneal Deformation Parameters Provided by the Corvis-ST Pachytometer in Healthy Subjects and Glaucoma Patients / M.L. Salvetat, M. Zeppieri, C. Tosoni [et al.] // *J Glaucoma*. 2015. №.24. P.568-574. doi:10.1097/IJG.0000000000000133
28. Corneal hysteresis and axial length among Chinese secondary school children: the Xichang Pediatric Refractive Error Study (X-PRES) report no. 4. / Y. Song, N. Congdon, L. Li [et al.] // *Am J Ophthalmol*. 2008. №.145(5). P. 819-826. doi:10.1016/j.ajo.2007.12.034
29. Comparison of corneal hysteresis and corneal resistance factor after small incision lenticule extraction and femtosecond laser-assisted LASIK: A prospective fellow eye study. / A. Agca, E.B. Ozgurhan, A. Demirok [et al.] // *Cont Lens Anterior Eye*. 2014. №.37(2). P.77-80. doi:10.1016/j.clae.2013.05.003
30. Comparison of Corneal Biological Healing After Femtosecond LASIK and Small Incision Lenticule Extraction Procedure. / L. Xia, J. Zhang, J. Wu [et al.] // *Curr Eye Res*. 2016. №.41(9). P.1202-1208. doi:10.3109/02713683.2015.1107590.
31. Comparison of the changes in corneal biomechanical properties after photorefractive keratectomy and laser in situ keratomileusis. / K. Kamiya, K. Shimizu, F. Ohmoto // *Cornea*. 2009. №.28. P.765-769. doi:10.1097/ICO.0b013e3181967082
32. Comparison of the change in posterior corneal elevation and corneal biomechanical parameters after small incision lenticule extraction and femtosecond laser-assisted LASIK for high myopia correction. / Wang B, Zhang Z, Naidu RK [et al.] // *Cont Lens Anterior Eye*. 2016. №.39(3). P.191-196 doi:10.1016/j.clae.2016.01.007.
33. Comparison of Changes in Corneal Biomechanical Properties after Photorefractive Keratectomy and Small Incision Lenticule Extraction. / Y. Yıldırım, O. Ölçücü, A. Başçı [et al.] // *Turk J Ophthalmol*. 2016. №.46(2). P.47-51. doi:10.4274/tjo.49260.
34. Differences in the corneal biomechanical changes after SMILE and LASIK. / D. Wang, M. Liu, Y. Chen [et al.] // *J Refract Surg*. 2014. №.30. P.702-707. doi:10.3928/1081597X-20140903-09.
35. Dynamic ultra-high speed scheimpflug imaging for assessing corneal biomechanical properties. / R. Jr. Ambrosio, I. Ramos, A. Luz [et al.] // *Rev Bras Oftalmol*. 2013. №.72. P.99-102
36. Effect of pathological myopia on biomechanical properties: a study by ocular response analyzer. / V. Öner, M. Taş, E. Özkaya, Y. Oruç // *Int J Ophthalmol*. 2015. №.18(2). P.365-368. doi:10.3980/J.ISSN.2222-3959.2015.02.27.
37. Guo H., Hosseini-Moghaddam S.M., Hodge W. Corneal biomechanical properties after SMILE versus FLEX, LASIK, LASEK, or PRK: a systematic review and meta-analysis // *BMC Ophthalmol*. 2019. №.1(1). P.167. doi:10.1186/s12886-019-1165-3.
38. Hon Y., Lam A.K. Corneal deformation measurement using Scheimpflug noncontact tonometry // *Optom Vis Sci*. 2013. №.90(1). P.1-8. doi:10.1097/OPX.0b013e318279eb87.
39. Identification of biomechanical properties of the cornea: the ocular response analyzer. / N. Terai, F. Raiskup, M. Haustein [et al.] // *Curr Eye Res*. 2012. №.37(7). P.553-562. doi:10.3109/02713683.2012.669007
40. Influence of pachymetry and intraocular pressure on dynamic response parameters in healthy patients. / R. Vinciguerra, A. Elsheikh, C.J. Roberts [et al.] // *J Refract Surg*. 2016. №.32. P.550-561. doi:10.3928/1081597X-20160524-01
41. Intraocular pressure changes and relationship with corneal biomechanics after SMILE and FS-LASIK / H. Li, Y. Wang, R. Dou [et al.] // *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2016. №.57. P.4180-4186. Doi:10.1167/iovs.16-19615.
42. Introduction of Two Stiffness Parameters at Interpretation of Air Puff Induced Biomechanical Deformation Response Parameters with a Dynamic Scheimpflug Analyser. / C.J. Roberts, A.M. Mahmoud, J.P. Bons [et al.] // *Journal of Refract Surgery*. 2017. №.33(4). P.266-273. doi:10.3928/1081597X-20161221-03
43. Kenia V.P., Kenia R.V., Pirdankar O.H. Association between corneal biomechanical parameters and myopic refractive errors in young Indian individuals // *Taiwan J Ophthalmol*. 2020. №.10(1). P. 45-53. doi:10.4103/tjo.tjo_15_19.
44. Lawless M, Hodge C. LASIK // *Int Ophthalmol Clin*. 2013. №.53. P.111-128. doi.org/10.1097/IIO.0b013e318271346e.
45. Luce D.A. Determining in vivo biomechanical properties of the cornea with an ocular response analyzer // *J Cataract Refract Surg*. 2005. №.31(1). P.156-162. doi:10.1016/j.jcrs.2004.10.044.
46. Luce D. Methodology for corneal compensated IOP and corneal resistance factor for an ocular response analyzer // *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2006. №.47. E-Abstract 2266
47. Management of post-photorefractive keratectomy pain. / F.A. Woreta, A. Gupta, B. Hochstetler [et al.] // *Surv Ophthalmol*. 2013. №.58(6). P.529-535. doi:10.1016/j.survophthal.2012.11.004.
48. Mysore N., Krueger R. Advances in Refractive Surgery: May 2013 to June 2014 // *Asia Pac J Ophthalmol (Phila)*. 2015. №.4(2). P.112-120. doi:10.1097/APO.0000000000000117.
49. The Relationship between Corvis ST Tonometry Measured Corneal Parameters and Intraocular Pressure, Corneal Thickness and Corneal Curvature / R. Asaoka, S. Nakakura, H. Tabuchi, [et al.] // *PLoS One*. 2015. №.10. e140385. doi:10.1371/journal.pone.0140385
50. Tomás-Juan J., Murueta-Goyena Larrañaga A., Hanneken L. Corneal Regeneration After Photorefractive Keratectomy: A Review // *J Optom*. 2015. №.8(3). P.149-169. doi:10.1016/j.optom.2014.09.001.
51. Wang W., Du S., Zhang X. Corneal Deformation Response in Patients with Primary Open-angle Glaucoma and in Healthy Subjects Analyzed by Corvis ST // *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2015. №.56. P. 5557-5565. doi:10.1167/iovs.15-16926
52. What biomechanical properties of the cornea are relevant for the clinician? / A. Kotecha // *Surv Ophthalmol*. 2007. №.52(2). P.109-114. doi:10.1016/j.survophthal.2007.08.004
53. Yang E., Roberts C.J., Mehta J.S. A Review of Corneal Biomechanics after LASIK and SMILE and the Current Methods of Corneal Biomechanical Analysis // *J Clin Exp Ophthalmol*. 2015. №.6. P.507. doi:10.4172/2155-9570.1000507