

DOI: 10.18481/2077-7566-2023-19-2-44-50
УДК: 616.314-002-08

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНО-МАТЕМАТИЧЕСКОЕ ОПРЕДЕЛЕНИЕ ДЕФОРМАЦИОННЫХ РИСКОВ СТОМАТОЛОГИЧЕСКИХ МАТРИЦ ПРИ АНАТОМИЧЕСКОЙ АДАПТАЦИИ К ПРОКСИМАЛЬНОЙ ПОВЕРХНОСТИ ЗУБА

Шефов В. Ю.

*Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет
им. акад. И. П. Павлова, г. Санкт-Петербург, Россия*

Аннотация

Актуальность. Создание качественных межзубных контактов является наиболее важным и сложным этапом лечения проксимального кариеса. В современной стоматологии большинство методик восстановления проксимальной стенки зубов предполагает использование стоматологических матриц. Выбор матрицы и особенности работы с ней являются определяющим фактором в формировании проксимального контура зуба и нередко вызывают трудности, особенно у молодых специалистов.

Цель — провести экспериментально-математическое определение предела прочности стоматологических матриц к упругой деформации на основании кривизны проксимальной поверхности жевательных зубов.

Материалы и методы. Работа состояла из 2 этапов. Первично был разработан испытательный стенд для оценки деформационных возможностей стоматологических матриц, состоящий из тензодатчика и модели проксимальной стенки зуба с возможностью фиксации матрицы и имитации отдавливания. Модель была создана в программном обеспечении SolidWorks и распечатана на трехмерном принтере из светотверждаемого полиамида. На втором этапе были созданы компьютерные модели зубов и матриц, а также проведен анализ данных из рентгеновских снимков и других источников.

Результаты. В ходе работы были получены прочностные характеристики стоматологических матриц, определены пределы их деформационных возможностей в зависимости от толщины материала и площади воздействия на него. Наилучшими прочностными характеристиками обладают титановые матрицы, выдерживающие усилие в 70 Н при площади воздействия в 2,25 мм². Анализ кривизны проксимальных поверхностей жевательных зубов выявил наилучшее совпадение контура матрицы с контуром зуба на медиальной поверхности первых моляров верхней и нижней челюсти.

Выводы. Для достижения высоких результатов реставрации проксимальных стенок зубов в большинстве случаев рекомендовано проводить отдавливание матрицы инструментом с рабочей площадью не менее 2,25 мм².

Ключевые слова: лечение проксимального кариеса, стоматологические матрицы, деформация матриц, анатомическая адаптация, контур зуба

Авторы заявили об отсутствии конфликта интересов.

Владимир Юрьевич ШЕФОВ ORCID ID 0000-0002-0622-6866
очный аспирант, Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский
университет им. акад. И. П. Павлова, г. Санкт-Петербург, Россия
shefov1998@gmail.com

Адрес для переписки: **Владимир Юрьевич ШЕФОВ**
197758, г. Санкт-Петербург, пос. Песочный, ул. Школьная, д. 9
+7 (965) 7669373
shefov1998@gmail.com

Образец цитирования:

Шефов В. Ю.
ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНО-МАТЕМАТИЧЕСКОЕ ОПРЕДЕЛЕНИЕ ДЕФОРМАЦИОННЫХ РИСКОВ СТОМАТОЛОГИЧЕСКИХ
МАТРИЦ ПРИ АНАТОМИЧЕСКОЙ АДАПТАЦИИ К ПРОКСИМАЛЬНОЙ ПОВЕРХНОСТИ ЗУБА.

Проблемы стоматологии. 2023; 2: 44-50.

© Шефов В. Ю. 2023

DOI: 10.18481/2077-7566-2023-19-2-44-50

Поступила 22.05.2023. Принята к печати 15.06.2023

DOI: 10.18481/2077-7566-2023-19-2-44-50

EXPERIMENTAL AND MATHEMATICAL DETERMINATION OF DEFORMATION RISKS OF DENTAL MATRICES DURING ANATOMICAL ADAPTATION TO THE PROXIMAL SURFACE OF THE TOOTH

Shefov V. Yu.

First St. Petersburg State Medical University named after academician I.P. Pavlov, St. Petersburg, Russia

Annotation

Introduction. Creating high-quality interdental contacts is the most important and difficult step in the treatment of proximal caries. In modern dentistry, most methods for restoring the proximal wall of teeth involve the use of dental matrices. The choice of matrix and the peculiarities of working with it are the determining factor in the formation of the proximal contour of the tooth and often causes difficulties, especially for young specialists.

The aim of the study is to conduct an experimental-mathematical determination of the tensile strength of dental matrices to elastic deformation based on the curvature of the proximal surface of the chewing teeth.

Materials and methods. The work consisted of 2 stages. Initially, a test bench was developed to assess the deformation capabilities of dental matrices, consisting of a strain gauge and a model of the proximal tooth wall with the possibility of fixing the matrix and imitating pushing. The model was created in SolidWorks software and 3D printed from light-cured polyamide. At the second stage, computer models of teeth and matrices were created, as well as an analysis of data from x-rays and other sources.

Results. In the course of the work, the strength characteristics of dental matrices were obtained, the limits of their deformation capabilities were determined depending on the thickness of the material and the area of impact on it. Titanium matrices have the best strength characteristics, withstanding a force of 70 N, with an impact area of 2.25 mm². An analysis of the curvature of the proximal surfaces of the chewing teeth revealed the best match between the matrix contour and the tooth contour on the medial surface of the first molars of the upper and lower jaws.

Conclusions. To achieve high results in the restoration of the proximal walls of the teeth, in most cases it is recommended to press the matrix with an instrument with a working area of at least 2 mm².

Keywords: *treatment of proximal caries, dental matrices, matrix deformation, anatomical adaptation, tooth contour*

The authors declare no conflict of interest.

Vladimir Yu. SHEFOV ORCID ID 0000-0002-0622-6866

Postgraduate Student, First St. Petersburg State Medical University named after academician I.P. Pavlov, St. Petersburg, Russia
shefov1998@gmail.com

Correspondence address: Vladimir Yu. SHEFOV

197758, St. Petersburg, pos. Pesochny, st. Shkolnaya, 9

+7 (965) 7669373

shefov1998@gmail.com

For citation:

Шефов В. Ю.

EXPERIMENTAL AND MATHEMATICAL DETERMINATION OF DEFORMATION RISKS OF DENTAL MATRICES DURING ANATOMICAL ADAPTATION TO THE PROXIMAL SURFACE OF THE TOOTH.

Actual problems in dentistry. 2023; 2: 44-50. (In Russ.)

© Shefov V. Yu. 2023

DOI: 10.18481/2077-7566-2023-19-2-44-50

Received 22.05.2023. Accepted 15.06.2023

Введение

Современные методы лечения заболеваний твердых тканей зуба включают восстановление формы и функции причинного зуба, сохранение его структуры через принципы биологической целесообразности, а также применение «эстетических» технологий в области стоматологического материаловедения [1, 2, 5–7].

Функциональное восстановление зубного ряда предполагает реставрацию проксимальных контактов. Постоянные функциональные движения нижней челюсти при жевании, глотании и фонетике провоцируют перемещение зубных рядов, что приводит к увеличению силы трения и изменению положения проксимальных контактных поверхностей [8–11]. С течением времени после прорезывания точечный проксимальный контакт постепенно превращается в плоскостной, а площадь контактного пункта увеличивается [2].

Необходимость качественного восстановления проксимальных контактов подтверждается функциональным значением представленной анатомической единицы. Контактный пункт обеспечивает поддержку, выравнивание и стабилизацию зубного ряда, а также защиту межзубных десневых сосочков для предотвращения застревания пищи и профилактики возникновения проксимальных кариозных поражений [2, 3, 10, 12]. Данные функции обеспечивают оптимальную защиту и биостимуляцию тканей полости рта, следовательно, поддерживают здоровье ротовой полости [2–4]. Тремы или неплотные межзубные контакты могут привести к дистопии и смещению зубов, застреванию пищи, неприятному запаху изо рта, образованию кариеса и манифестации заболеваний пародонта [1–4, 12–17].

Восстановление проксимальных межзубных контактов является важным этапом лечения заболеваний твердых тканей зубов и предполагает использование большого количества инструментов. Фиксация и адаптация стоматологической матрицы является одним из обязательных компонентов лечения и играет важную роль в формировании проксимального контура зуба.

Начиная с 1800-х годов терапевтическое лечение зубов заключалось в иссечении кариозного поражения с последующим заполнением полости материалом (амальгамой или золотом) без учета анатомической структуры. Позже, уже в середине 19 века, была признана важность анатомического восстановления контура причинного зуба, включая проксимальные стенки [18]. Таким образом, уже более 150 лет мировое стоматологическое сообщество признает важность анатомического и функционального восстановления межзубных контактов, а значит, и необходимость использования стоматологических матриц.

Как и любое изделие из стали, стоматологические матрицы могут быть подвержены деформации при анатомической адаптации. Знание предела прочности стоматологической матрицы важно для определения ее возможности к использованию в клинической практике. Если матрица имеет низкий предел прочности, то это может привести к деформации, разрушению или поломке во время использования, что увеличивает риск осложнений после лечения и деформации контура зуба. Также это может нанести вред здоровью пациента и увеличить затраты на амортизацию оборудования. Поэтому знание предела прочности стоматологической матрицы позволяет выбирать материалы, которые обеспечивают безопасность и эффективность во время лечения.

Цель — провести экспериментально-математическое определение предела прочности стоматологических матриц к упругой деформации на основании кривизны проксимальной поверхности жевательных зубов.

Материалы и методы

Исследование состояло из 2 этапов. В ходе первого этапа было проведено экспериментальное определение предела прочности к упругой деформации стоматологических матриц разных материалов и формы. На втором этапе работы на основе данных 57 КЛКТ пациентов было проведено компьютерное моделирование деформационных изменений матриц в зависимости от кривизны проксимальной поверхности жевательных зубов.

Метод экспериментального определения прочности к упругой деформации стоматологических матриц разных материалов и формы

Для проведения первого этапа был подготовлен испытательный стенд, имитирующий анатомию проксимальной области зубов боковой группы, на основании предыдущих исследований по теме [19], а также учитывающий основные клинические точки опоры матрицы. Модель стенда была разработана в программе SolidWorks, после чего распечатана на трехмерном принтере по технологии SLA из светотверждаемого полиамида.

К собранному стенду был подключен тензодатчик, который регистрировал изменение силы, прикладываемое к матрице. Информация с тензодатчика выводилась на ПК через специализированное ПО и была представлена в виде графиков. Предел прочности был определен как максима графика, после которой начинался спад прикладываемого усилия. Для исключения ошибки измерений каждая группа матриц подвергалась испытанию 5 раз. После этого полученные графики анализировались. В случае обнаружения значимых отклонений формы графика эксперимент аннулировался и повторялся.

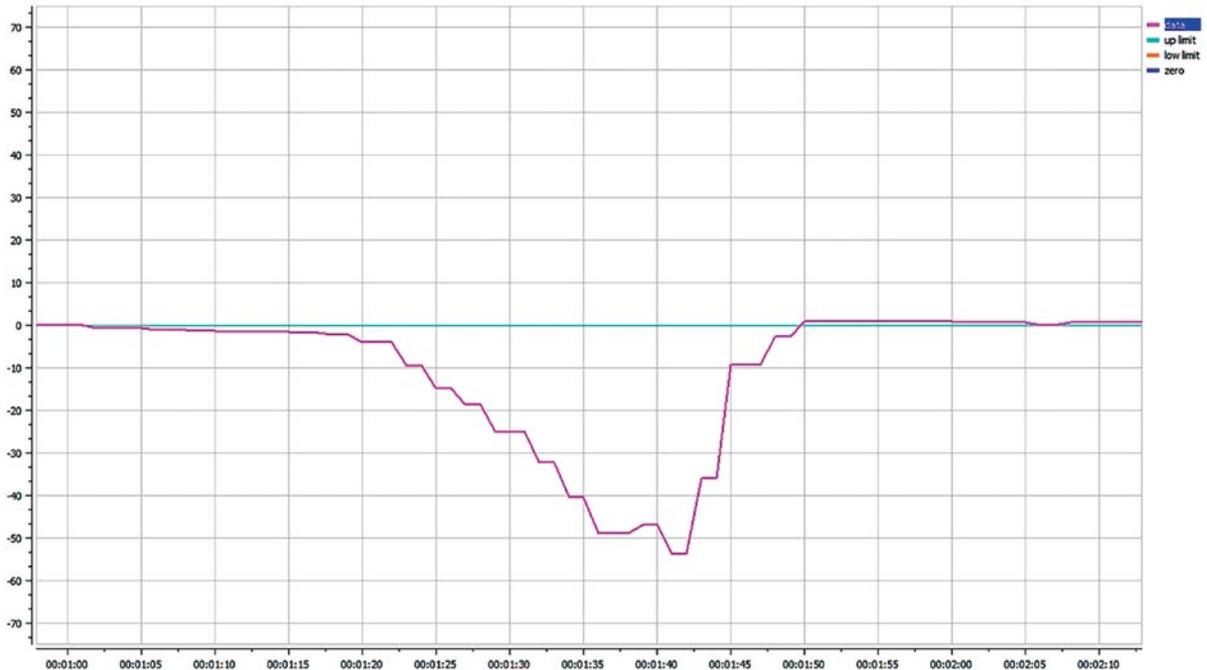


Рис. 1. График значений усилия с тензодатчика
Fig. 1. Graph of force values from the load cell

Для проведения эксперимента были отобраны матрицы: из нержавеющей медицинской стали 50 мкм и 35 мкм, а также из титана 30 мкм TOP (Россия) и из нержавеющей медицинской стали 35 мкм Dentsply-Sirona (США). Перед исследованием матрицы были извлечены из упаковок и обезличены для исследовательской группы с целью предотвращения субъективизации результатов.

Метод компьютерного моделирования необходимости деформационных изменений матриц в зависимости от кривизны проксимальной поверхности жевательных зубов

Были созданы компьютерные модели зубов и матриц, а также проведен анализ данных из рентгеновских снимков и других источников.

Для формирования базы данных трансверсальных срезов КЛКТ пациентов было отобрано 57 снимков. В каждом снимке было выделено по 4 поперечных среза на уровне контактных пунктов боковых зубов верхней и нижней челюсти. Всем снимкам были присвоены индивидуальные номера, данные пациентов были закодированы и недоступны исследовательской группе с целью недопущения влияния сторонних факторов на оценку результатов исследования. Для проведения компьютерного моделирования было использовано специальное программное обеспечение, которое позволило создать трехмерные модели зубов

и матриц: SolidWorks, Autodesk 3DS MAX. Представленный этап включал в себя создание схемы зубной дуги, определение размера зубов и матриц, а также их формы на срезе.

Срезы КЛКТ были сопоставлены в 6 точках: между премолярами нижней челюсти, между первым моляром и вторым премоляром нижней челюсти, между молярами нижней челюсти, между премолярами верхней челюсти, между первым моляром и вторым премоляром верхней челюсти, между молярами верхней челюсти. Далее снимки объединялись с использованием графического растрового редактора Adobe Photoshop 2023 (рис. 2). Полученное изображение выгружалось в программу SolidWorks, где через

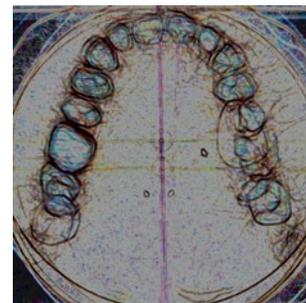


Рис. 2. Трехмерное наложение срезов КЛКТ
Fig. 2. 3D overlay of CBCT slices

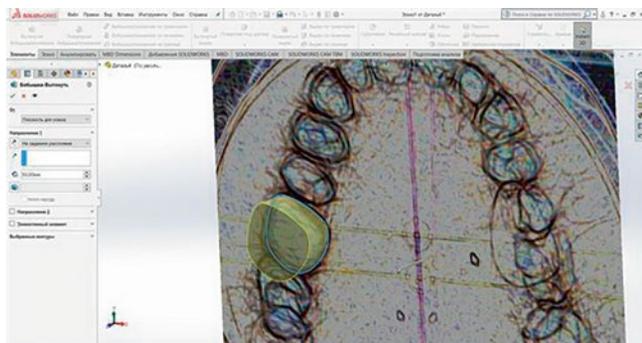


Рис. 3. Построение контура проксимальной стенки зуба
Fig. 3. Contour of the proximal wall of the tooth

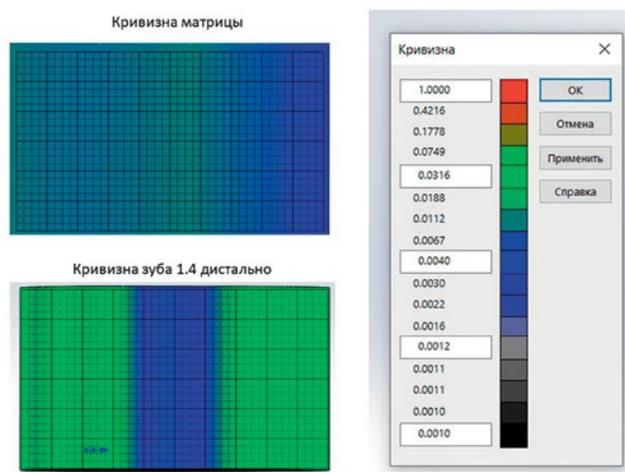


Рис. 4. Визуализация кривизны проксимальной поверхности зубов
Fig. 4. Visualization of the curvature of the proximal surface of the teeth

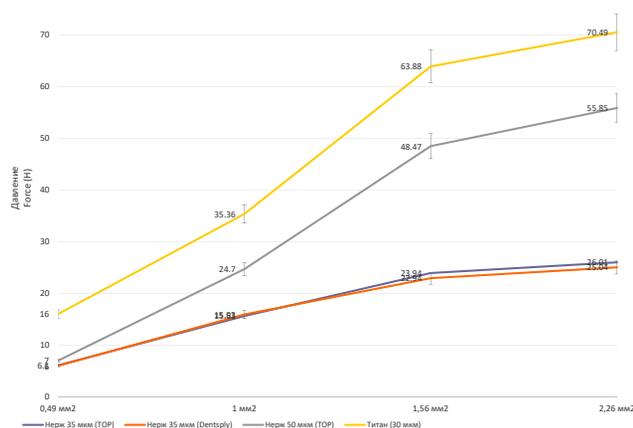


Рис. 5. Зависимость площади воздействия на матрицу и предела устойчивости к упругой деформации
Fig. 5. Dependence of the area of impact on the matrix and the limit of resistance to elastic deformation

построение сплайнов по кривизне наложенных срезов зубов выстраивался объемный контур исследуемой области (рис. 3). Далее полученный контур выделялся и подвергался анализу кривизны (рис. 4).

Для анализа кривизны проксимальная область каждого зуба с медиальной и дистальной поверхности была разделена на 10 участков, в каждом фиксировались показатели кривизны.

На основе полученных числовых значений была сформирована база данных в Microsoft Office 365 Excel, после чего был проведен статистический анализ с применением инструментов Stattech.

Для формирования исходных значений контура матрицы были взяты данные о показателях кривизны матриц следующих производителей: TOP (Россия) и Dentsply-Sirona (США).

Результаты и их обсуждение

После статистической проверки результатов были получены следующие значения устойчивости матриц к упругой деформации (табл. 1, рис. 5).

Показатели, приведенные в таблице, демонстрируют лучшую устойчивость титановых матриц по сравнению со стальными. Матрицы 50 мкм также статистически значимо лучше противостоят деформационным нагрузкам, однако хуже адаптируются под анатомические ориентиры зубов.

При активной методике восстановления проксимальных контактов стоматологическая матрица может быть отодвинута к соседнему зубу разными инструментами, например, штопферами разного размера, специализированными инструментами (Contact-Pro или Ortra-contact) и т. д. Каждый инструмент обладает собственной площадью воздействия на матрицу, а значит, и давление, оказываемое на матрицу, отличается пропорционально площади воздействия. Рисунок 5 демонстрирует зависимость площади воздействия на матрицу и предела ее прочности.

Анализ данных демонстрирует, что, вне зависимости от материала и толщины матрицы, предел ее прочности прямо пропорционален площади соприкосновения с инструментом, которым ее отодвигают. Наибольшую уязвимость демонстрируют матрицы 35 мкм из медицинской нержавеющей стали (предел прочности при 0,5 мм² (площадь рабочей головки тонкой гладилки) — 6 Н), наилучшая прочность (24–70 Н) была зафиксирована при площади давления 2 мм².

Среднеанатомические показатели площади контактных пунктов взрослых людей 18–30 лет соответствуют 2–2,5 мм² [19], таким образом, при отодвигании матрицы можно использовать инструменты с соответствующей площадью рабочей головки и прикладывать силу в 70Н, не беспокоясь о поломке матрицы и деформации проксимальной стенки. Попытки создать точечный контакт, даже при использовании титановых

Таблица 1

Предел деформационной упругости стоматологических матриц

Table 1. Elasticity limit of dental matrices

Производитель Manufacturer		TOP BM				Dentsply-Sirona	
Материал Material		Нержавеющая медицинская сталь Stainless medical steel		Титан Titanium	Нержавеющая медицинская сталь Stainless medical steel		
Толщина матрицы Matrix thickness		35 мкм	50 мкм	30 мкм	35 мкм		
		Предел давления до необратимой деформации (Н) Pressure limit to irreversible deformation (H)					
Площадь воздействия Impact area	0,49 мм ²	Среднее значение Average value	6,01	7,45	15,86	6,01	
		SD	0,21	0,17	0,17	0,21	
		95% ди / 95% Li	0,09	0,48	0,07	0,09	
		Мин/макс / Min-max	5,53-6,45	6,54-8,47	15,53-16,37	5,56-6,35	
	1,00 мм ²	Среднее значение Average value	15,63	24,7	35,36	15,93	
		SD	0,43	0,4	0,4	0,23	
		95% ди / 95% Li	0,18	0,60	0,17	0,1	
		Мин/макс / Min-max	14,68-16,35	23,72-26,28	34,52-36,23	15,56-16,41	
	1,56 мм ²	Среднее значение Average value	23,94	48,47	63,88	22,94	
		SD	0,22	2,12	2,12	0,26	
		95% ди / 95% Li	0,09	0,47	0,9	0,11	
		Мин/макс / Min-max	23,56-24,37	47,54-49,32	60,63-67,14	22,51-23,33	
	2,25 мм ²	Среднее значение Average value	26,01	55,85	70,49	25,04	
		SD	0,24	2,48	2,48	0,22	
		95% ди / 95% Li	0,1	0,73	1,06	0,09	
		Мин/макс / Min-max	25,52-26,46	54,52-57,33	64,7-75,45	24,54-25,47	

Таблица 2

Процент совпадения кривизны матрицы и проксимальной поверхности зуба

Table 2. Percentage of coincidence of the curvature of the matrix and the proximal surface of the tooth

Зона анализа Analysis zone	Верхняя челюсть Upper jaw								Нижняя челюсть Lower jaw							
	1-й премоляр 1st premolar		2-й премоляр 2nd premolar		1-й моляр 1st molar		2-й моляр 2nd molar		1-й премоляр 1st premolar		2-й премоляр 2nd premolar		1-й моляр 1st molar		2-й моляр 2nd molar	
	Медially medially	Дистально distally	Медially medially	Дистально distally	Медially medially	Дистально distally	Медially medially	Дистально distally	Медially medially	Дистально distally	Медially medially	Дистально distally	Медially medially	Дистально distally	Медially medially	Дистально distally
Совпадение Coincidence (%)	7	11	2	9	63	11	15	1	1	10	1	1	45	12	1	12
Максимальная разница в кривизне Maximum difference in curvature (усл.ед.)	543	498	501	437	102	407	499	543	547	407	588	597	204	102	542	569

матриц, могут привести к деформации матрицы и искажению проксимального контура зуба, что, в свою очередь, увеличивает риск осложнений после лечения и появления жалоб пациентов на застревание пищи и кровоточивость десневого сосочка.

Современные методы лечения заболеваний твердых тканей зуба требуют от врача-стоматолога восстановления анатомических контуров зуба, однако анатомия каждого зуба уникальна, в отличие от формы матрицы. Результаты анализа кривизны проксимальной поверхности зуба и сравнение значений с кривизной матриц приведены в таблице 2.

Результаты исследования демонстрируют, что во всех случаях проксимальная поверхность зуба имеет большую кривизну, чем матрица. Таким образом, при формировании проксимальных контактов необходимо адаптировать матрицу под каждую конкретную клиническую ситуацию.

Наибольший процент совпадения контура зуба и матрицы был выявлен у первых моляров верхней челюсти и нижней челюсти с медиальной стороны. Во всех остальных случаях кривизна матрицы остается меньшей, чем у зубов, что подтверждает необходимость их отдаления к соседнему зубу с целью увеличения кривизны и лучшего соответствия анатомии зуба.

В ходе исследования также была определена максимальная разница в кривизне матрицы и зуба. Математический анализ показал, что в большинстве случаев (13/16 областей) дельта показателей кривизны

находилась в диапазоне 400–500 условных единиц в боковой области проксимальных стенок, что соответствует радиусу в 15,5 мм (кривизна матрицы $r = 115$ мм). Таким образом, для оптимальной адаптации матрицы необходимо ее фиксировать кольцом или специализированным сепаратором по краям проксимальной стенки и отдавливать ее в области контакта с соседним зубом не менее чем на 1 мм.

Выводы

Результаты, полученные в ходе исследования, позволили сделать следующие выводы:

При восстановлении проксимальных полостей жевательных зубов следует отдавливать матрицу инструментами с площадью рабочей головки не менее 2 мм² с целью минимизации рисков деформации матрицы и контура зуба.

Во всех проксимальных областях, кроме медиальных поверхностей первых моляров верхней и нижней челюсти, кривизна зуба больше, чем кривизна матрицы, таким образом, для достижения анатомического соответствия контура следует фиксировать матрицу по краям проксимальной стенки и отдавливать ее к соседнему зубу в области контактного пункта.

При восстановлении медиальных проксимальных стенок первых моляров верхней и нижней челюсти возможно применение пассивной методики восстановления контактного пункта при условии использования сепарационных колец.

Литература/References

1. Cervino G. et al. Dental restorative digital workflow: digital smile design from aesthetic to function // Dentistry journal. – 2019,7(2):30. <https://doi.org/10.3390/dj7020030>
2. Blatz M.B. et al. Evolution of aesthetic dentistry // Journal of dental research. – 2019;98(12):1294-1304. <https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/0022034519875450>
3. Nelson S.J. Wheeler's Dental Anatomy, Physiology, and Occlusion. 10th ed. 2015:350. <https://www.amazon.com/Wheelers-Dental-Anatomy-Physiology-Occlusion/dp/0323263232>
4. Byun S.J. et al. Analysis of proximal contact loss between implant-supported fixed dental prostheses and adjacent teeth in relation to influential factors and effects. A cross-sectional study // Clinical oral implants research. – 2015;26(6):709-714. <https://doi.org/10.1111/clr.12373>
5. Kaur P. et al. Impact of dental disorders and its influence on self esteem levels among adolescents // Journal of clinical and diagnostic research: JCDR. – 2017;11(4):ZC05. doi: 10.7860/JCDR/2017/23362.9515
6. Jafri Z. et al. Digital Smile Design-An innovative tool in aesthetic dentistry // Journal of oral biology and craniofacial research. – 2020;10(2):194-198. <https://doi.org/10.1016/j.jobcr.2020.04.010>
7. Scutariu M.M. et al. Importance of dental maxillofacial aesthetics in dental therapy // The Medical-Surgical Journal. – 2016;120(4):926-931. <https://www.revmedchir.ro/index.php/revmedchir/article/view/187/159>
8. van Beek H. The transfer of mesial drift potential along the dental arch in Macaca irus: an experimental study of tooth migration rate related to the horizontal vectors of occlusal forces // Eur J Orthod. – 1979;1(2):125-129. DOI: 10.1093/ejo/1.2.125
9. Boushell L.W., Sturdevant J.R. Clinical significance of dental anatomy, histology, physiology, and occlusion // Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry. – 2019:1-40. https://books.google.ru/books?hl=ru&lr=&id=4bZEDwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PA1&dq=functional+dentistry+proximal+contact&ots=7T2fdJM7du&sig=p7eod_pp6ZUc4O5gAMEpTQrTcT0&redir_esc=y#v=onepage&q=functional+dentistry+proximal+contact&f=false
10. Liang C.H. et al. The prevalence and associated factors of proximal contact loss between implant restoration and adjacent tooth after function: a retrospective study // Clinical implant dentistry and related research. – 2020;22(3):351-358. <https://doi.org/10.1111/cid.12918>
11. Kaswan Neha. et al. Scanning electron microscopic analysis of enamel morphology post interproximal reduction, finishing and sealant application: An in vitro study // Iranian Journal of Orthodontics. – 2021;16.2:1-11. DOI: 10.22034/ijo.2021.543593.1011
12. Pokhojaev A. et al. Examination of the interproximal wear mechanism: Facet morphology and surface texture analysis // Journal of Dental Research. – 2018;97(13):1445-1451. <https://doi.org/10.1177/0022034518785140>
13. Deepak S., Nivedhitha M.S. Proximal contact tightness between two different restorative materials—An in vitro study // Journal of Advanced Pharmacy Education & Research. – 2017;7(2). <https://japer.in/storage/models/article/ogNwzvJKLKM0QHba96zIgiPk1EmDjWzm4aVmfk6CW8ITXWFRsujb3F5eKBo/proximal-contact-tightness-between-two-different-restorative-materials-an-in-vitro-study.pdf>
14. Swanson K., Hermanides L. Biomechanics and Function: Altering Paradigms to Treat a Patient's Esthetic Disability Conservatively // Compendium. – 2020;41(5). <https://www.aegisdentalnetwork.com/cced/2020/05/biomechanics-and-function-altering-paradigms-to-treat-a-patients-esthetic-disability-conservatively>
15. Dietschi D., Saratti C. M. Interceptive treatment of tooth wear: A revised protocol for the full molding technique // Int. J. Esthet. Dent. – 2020;15:264-286. <https://edelweissdr.com/content/publicationsPdf/en/p10.pdf>
16. Zeng B.J., Guo Y., Yu R.Y. Effect of the vacuum-formed retainer on preventing the proximal contact loss between implant supported crown and adjacent natural teeth // Journal of Peking University. Health Sciences. – 2018;50(3):553-559. PMID: 29930429
17. Shi L. et al. Digital workflow for proximal adjustment of teeth adjacent to implant-supported fixed restorations using a pre-designed computer-aided grinding guide // Journal of Prosthodontics. – 2023. <https://doi.org/10.1111/jopr.13701>
18. Bauer J.G., Crispin B.J. Evolution of the matrix for Class 2 restorations // Oper Dent. – 1986;4:1-37. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3543860/>
19. Орехова Л.Ю., Прохорова О.В., Шефов В.Ю. Качественное анатомическое восстановление контактного пункта зубов – профилактика локализованных форм заболеваний пародонта. Пародонтология.2020;25(1):10-15. [L.Yu. Orekhova, O.V. Prokhorova, V.Yu. Shefov. High-quality anatomical restoration of the contact point of the teeth - prevention of localized forms of periodontal disease. Periodontology. 2020;25(1):10-15. (In Russ.)]. <https://doi.org/10.33925/1683-3759-2020-25-1-10-15>.