

Федеральное государственное бюджетное образовательное  
учреждение высшего образования  
«Донской государственный технический университет»

На правах рукописи

Садырин Евгений Валерьевич

**Характеризация свойств здоровых и патологически измененных твердых  
тканей зуба**

1.1.10.– Биомеханика и биоинженерия

Диссертация на соискание ученой степени  
кандидата физико-математических наук

Научный руководитель:  
доктор физико-математических наук,  
старший научный сотрудник  
Айзикович Сергей Михайлович

Ростов-на-Дону – 2023

## Оглавление

Введение.....	4
Глава 1. Определение напряжённо—деформированного состояния эмали в вершине фиссуры и её роль в снижении плотности минерализации окклюзионной поверхности зуба .....	37
1.1 Механико-математическая модель фиссуры .....	38
1.1.1 Аналитические решения поставленной задачи для клина.....	40
1.1.2 Полюсы подынтегральных функций и их зависимости от параметров задачи.....	45
1.1.3 Решение задачи в виде контурных квадратур и их вычисление .....	48
1.1.4 Напряженно-деформированное состояние в окрестности вершины фиссуры.....	52
1.1.5 Области виртуального разрушения эмали в окрестности фиссуры.....	53
1.2 Построение карты плотности минерализации эмали в окрестности вершины фиссуры с помощью микро-КТ .....	59
1.3 Восстановление силы прикуса по микро-КТ снимку .....	63
1.4 Выводы по Главе 1 .....	68
Глава 2. Экспериментальное исследование свойств эмали и дентина в окрестности области кариеса в стадии белого пятна .....	69
2.1 Исследуемый образец и его пробоподготовка .....	72
2.2 Оптическая микроскопия образца .....	74
2.3 Рентгенологические исследования .....	76
2.4 Оценка механических свойств тканей.....	78
2.5 Исследование микрогеометрических характеристик поверхностей.....	83
2.6 Определение молекулярного состава эмали.....	85
2.7 Микроструктуры эмали и дентина в местах индентирования.....	87
2.8 Анализ результатов экспериментов.....	89
2.9 Выводы по Главе 2 .....	94
Глава 3. Сравнительный анализ плотности и микроструктуры стоматологических материалов, применяемых при лечении кариеса в стадии белого пятна .....	96
3.1 Образцы и исследуемые стоматологические материалы.....	98

3.2	Подход и параметры микро-КТ сканирования .....	99
3.3	Результаты применения предложенного подхода .....	100
3.3.1	Стеклоиономерный цемент .....	100
3.3.2	Композитный материал .....	103
3.3.3	Артефакты внутренней структуры пломбировочных материалов .....	106
3.3.4	Полимерный инфильтрант .....	107
3.4	Анализ результатов экспериментов .....	115
3.5	Выводы по Главе 3 .....	120
	Заключение .....	122
	Приложение 1. Акт об использовании результатов диссертации в учебном процессе на кафедре «Теоретическая и прикладная механика» .....	124
	Приложение 2. Справка о внедрении в практическую деятельность результатов диссертации.....	125
	Список сокращений и условных обозначений .....	126
	Список литературы .....	127
	Список рисунков .....	164
	Список таблиц .....	169

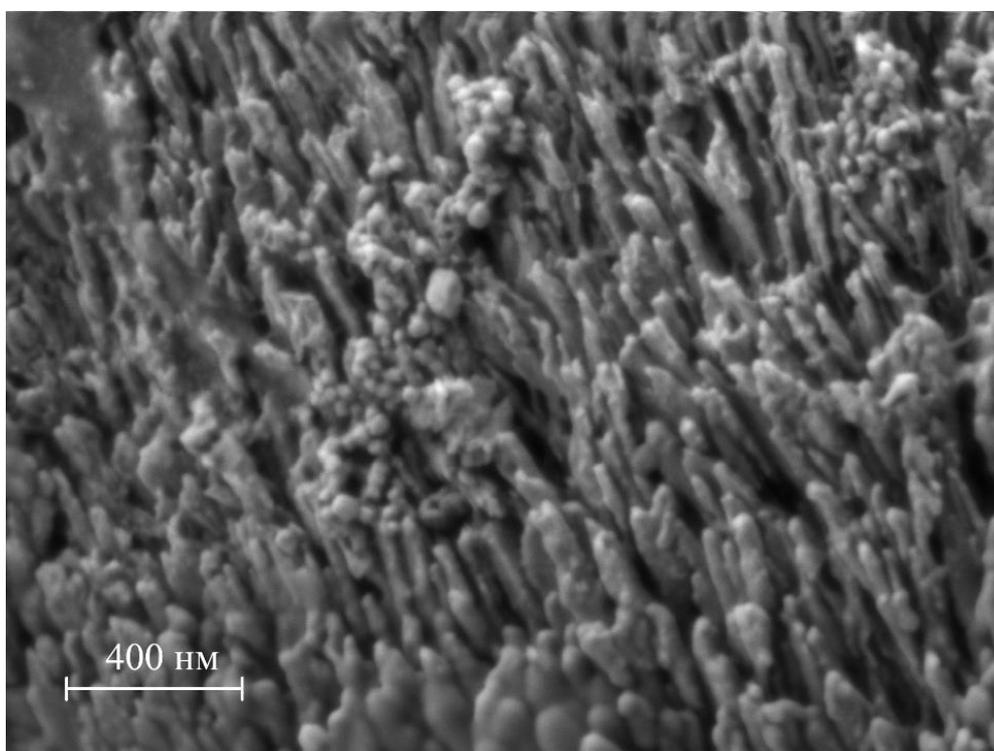
## Введение

В ходе эволюции твёрдые ткани зуба прошли сложный путь, попутно обзаведясь уникальными свойствами и особенностями микроструктуры для максимально эффективного выполнения своих функций. Сегодня при выборе оптимальных методов лечения либо замены таких тканей на биосовместимые искусственные материалы особую значимость приобретает вопрос исследования их механических характеристик. Однако, подходы к изучению любых биологических тканей с позиции биомеханики и биоинженерии имеют свою специфику ввиду “умного” дизайна таких тканей природой.

Твёрдые ткани зуба включают эмаль, дентин и цемент. Их происхождение в онтогенезе различно: эмаль имеет эктодермальное происхождения, в то время как цемент и дентин – мезенхимальное. Из-за этого они отличаются по структуре, химическому составу и обмену веществ. С другой стороны, все три ткани имеют общие черты: они состоят из межклеточного вещества, имеющего углеводно–белковую природу, а также содержат большое количество минеральных соединений.

Эмаль, покрывающая коронку зуба, является самой прочной тканью в теле любого млекопитающего. Она способна выдерживать фантастический диапазон нагрузок без разрушения и изменения своей формы. Значения контактных напряжений на жевательной (окклюзионной) поверхности эмали может составлять 0,45 – 2,5 ГПа [1,2]. Эмаль обладает выдающимися прочностными свойствами, благодаря высокой концентрации неорганических веществ, в основном кристаллов апатитов (Рисунок 1). В ней содержится до 97% неорганических веществ, таких как гидроксиапатит, карбонапатит, фторапатит и хлорапатит. Кроме того, эмаль содержит около 0,8-1,0% свободной воды и 1,2% органических соединений, таких как белки, липиды и углеводы. Углеводы эмали в основном представлены глюкозой, маннозой и галактозой, вода занимает свободное пространство в кристаллической решетке апатитов [3]. Хотя свободная вода и белок составляют лишь небольшую часть зрелой эмали, они имеют решающее значение для её развития и важны для понимания её структурной организации и механических

свойств [4]. Некоторые белки эмали, в частности энамелины и туфтелины, действуют как «клей» [5, 6], позволяя кристаллам апатитов формировать следующий уровень иерархии эмали – эмалевые призмы (или эмалевые стержни, Рисунок 2), плотно прилегающие друг к другу (Рисунок 3). Свободная вода в свою очередь влияет на сжимаемость, проницаемость и ионную проводимость эмали [7]. Как результат, эмаль представляет собой композитный материал, который значительно прочнее, чем просто минерал апатит [8]. Сложная организация минеральных и неминеральных компонентов позволяет эффективно рассеивать силы, приложенные к зубам, и защищает их от разрушения [9].



*Рисунок 1 – Снимок массива кристаллов гидроксиапатита эмали, выполненный на сканирующем электронном микроскопе (СЭМ)*

Дентин находится под эмалью в области коронки зуба и составляет основную массу зуба, определяя его форму. Он ограничивает пульпарную камеру, где находится пульпа зуба, которая эмбриологически, структурно и функционально составляет с дентином единый комплекс. Дентин формируется клетками, называемыми одонтобластами, которые располагаются на периферии пульпы. Отростки этих клеток, а также нервные волокна и дентинная жидкость, проходят

через дентинные трубочки (каналы, Рисунки 4 и 5). Дентин корня зуба формирует стенку корневого канала, который открывается на его конце через одно или несколько апикальных отверстий. Эти отверстия связывают пульпу зуба с периодонтом (Рисунок 6). Дентин состоит преимущественно из неорганических веществ (около 70%, в основном гидроксиапатит), органических веществ (около 20%, в основном коллаген I типа) и воды (около 10%) [10]. В целом, дентин прочнее цемента, но менее прочен по сравнению с эмалью зуба.

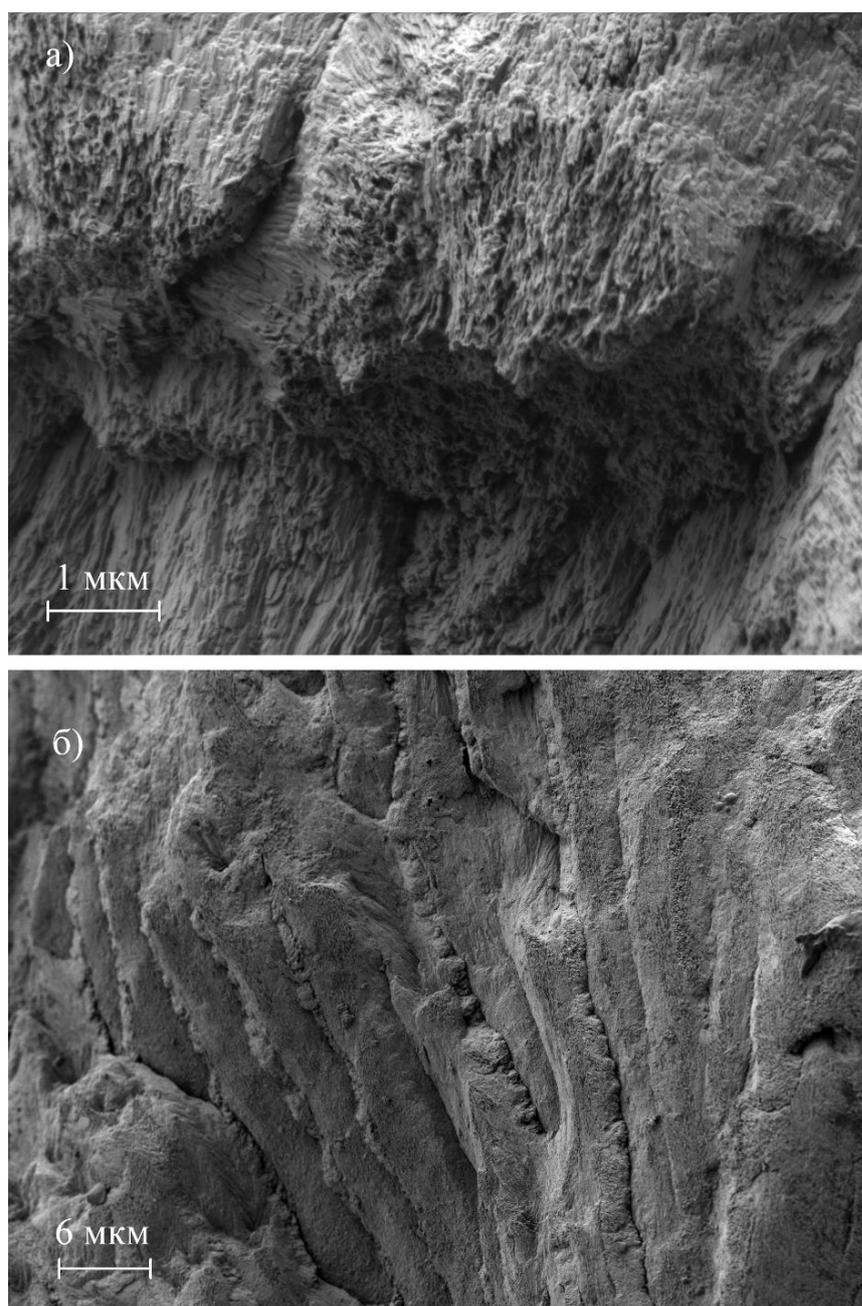
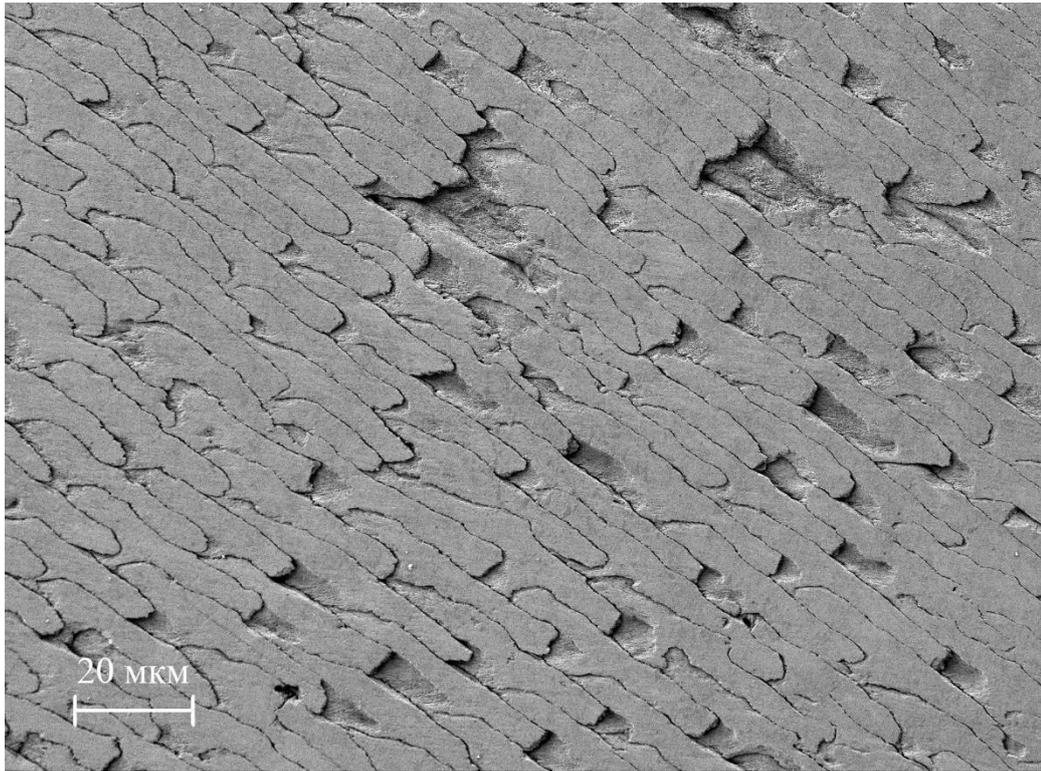


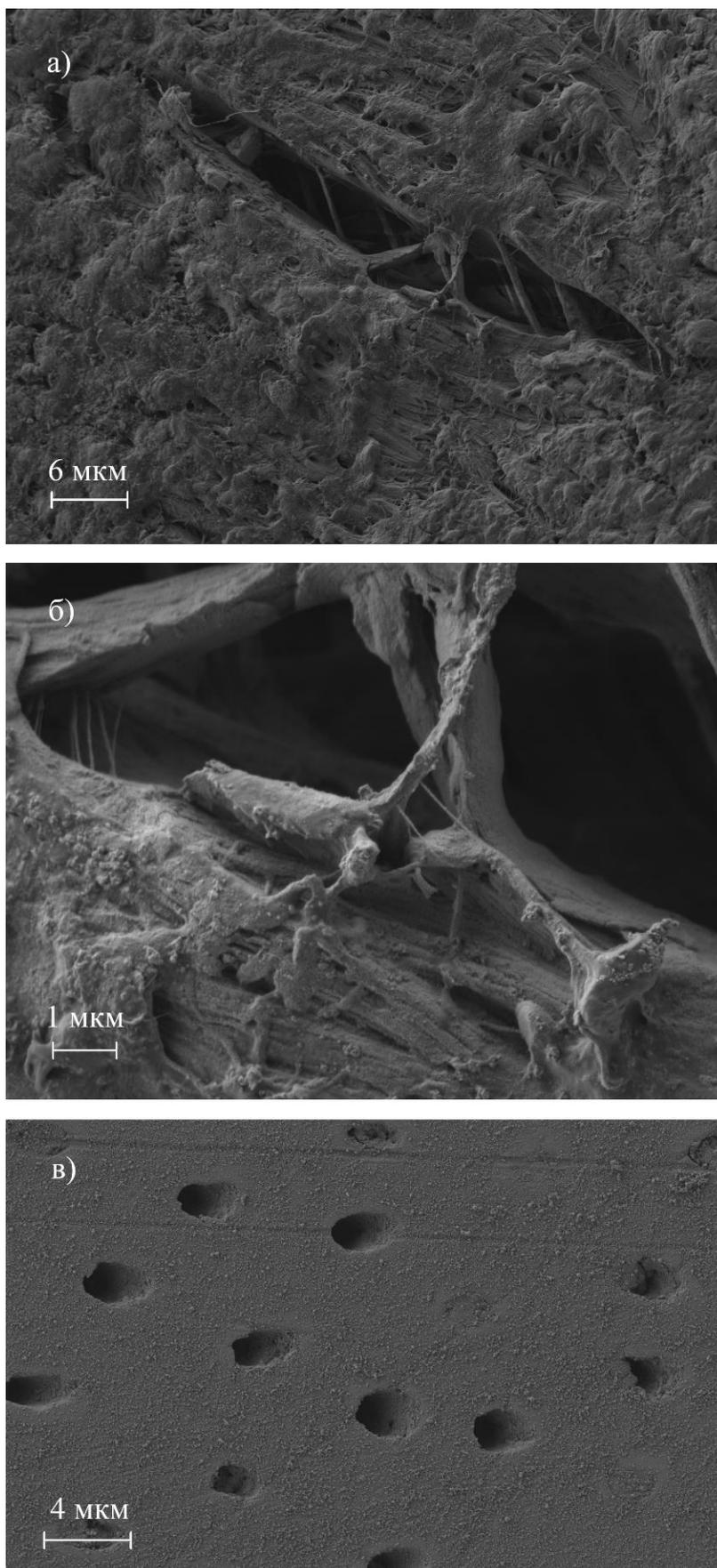
Рисунок 2 – Снимки эмалевых призм, выполненные на СЭМ: а) скол призмы с визуализацией кристаллов; б) массив призм



*Рисунок 3 – Снимок массива эмалевых призм после пробоподготовки шлифа  
моляра человека, выполненный на СЭМ*

Благодаря своим свойствам и микроструктуре, дентин предотвращает растрескивание более твердой, но хрупкой эмали, выступая в роли своеобразной подложки. В отличие от сформировавшейся эмали, не способной к дальнейшему росту, отложение дентина продолжается в течение жизни человека благодаря деятельности одонтобластов, при этом усиливаясь в качестве защитной реакции при повреждении зуба [11]. Слой дентина, непосредственно окружающий дентинную трубочку и составляющий её стенки, называют перитубулярным дентином. Этот дентин характеризуется повышенным содержанием минеральных веществ в противовес интертубулярному дентину, заполняющему пространства между трубочками (Рисунок 7).

Цемент покрывает корни и шейку зуба (Рисунок 8) и в некоторых случаях прямо контактирует с эмалью. Он является наименее прочной из твердых тканей зуба и содержит около 50-60% неорганических и 30-40% органических веществ, в основном коллагена [12].



*Рисунок 4 – Снимки дентинных трубочек и коллагеновых волокон, выполненные на СЭМ: а) продольный срез; б) вид внутри трубочки; в) поперечный срез*

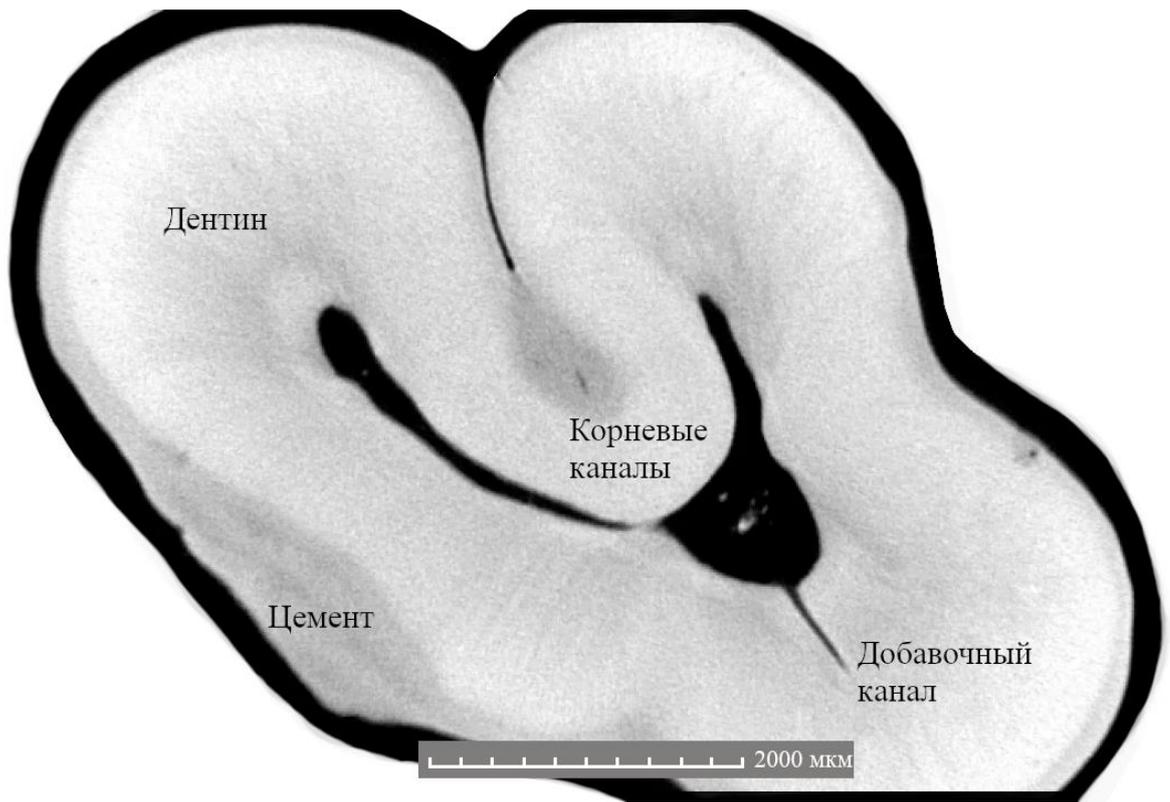


Рисунок 5 – Горизонтальный срез на 3D визуализации корня зуба, выполненной с помощью рентгеновского компьютерного микротомографа (микро-КТ)

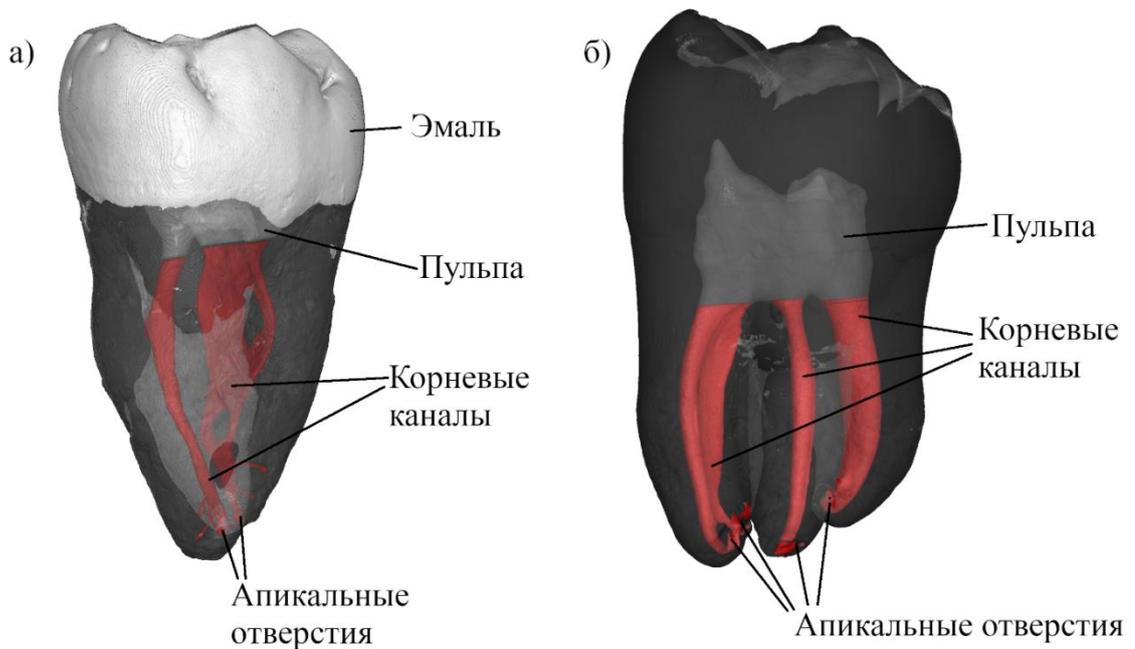
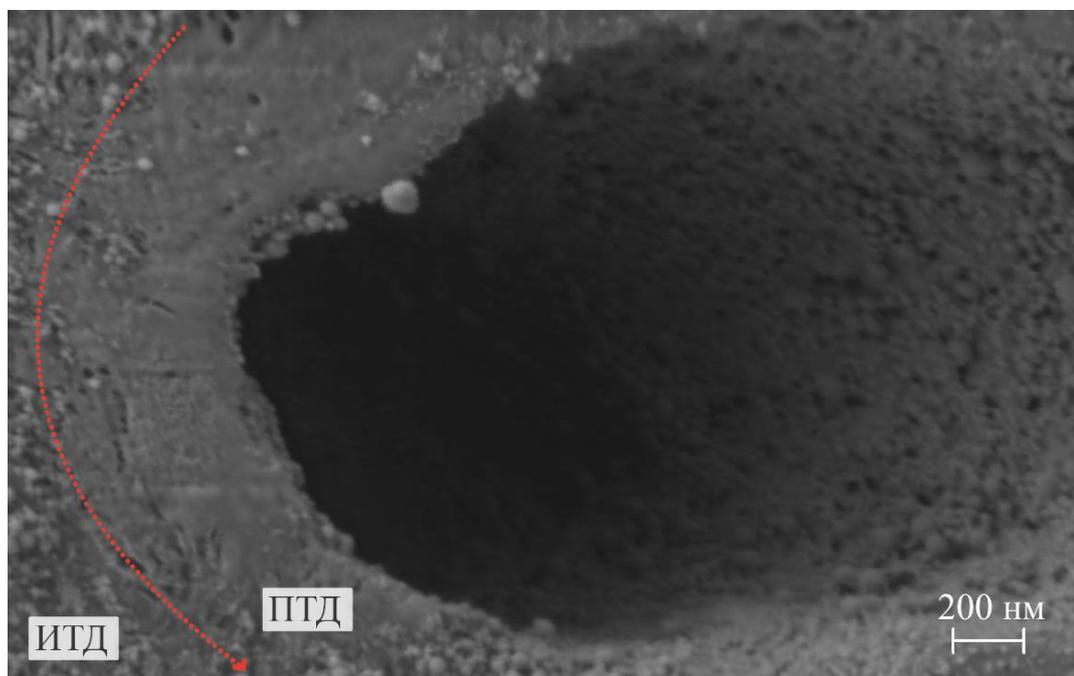


Рисунок 6 – Корневые каналы, визуализированные с использованием микро-КТ:  
 а) двухкорневой моляр; б) трёхкорневой моляр (эмаль была удалена программными средствами, чтобы продемонстрировать пульпарную камеру)

Во внутреннем слое цемента не содержится клеток (бесклеточный цемент), поверх него расположен клеточный цемент, в котором присутствуют клетки: цементоциты и цементобласты. Главная функция этой ткани заключается в создании опорной структуры зуба, которая обеспечивает крепление периферических волокон периодонта к корню и шейке зуба. Эти волокна проникают в цемент и имеют вид кратеров, расположенных в центре куполообразных структур, поднятых над поверхностью цемента. Кроме того, клеточный цемент играет важную роль в репаративных процессах в корне зуба [13]. Цемент играет роль в поддержании постоянной длины зуба путём непрерывного образования новой ткани в верхней части корня, чтобы компенсировать износ эмали на коронке [14].

Ежедневно зубы подвергаются различным нагрузкам. Во-первых, они напрямую контактируют с пищей и/или зубами-антагонистами окклюзионными поверхностями; во-вторых, они сталкиваются с нормальным и скользящим контактом, что приводит к износу эмали.



*Рисунок 7 – Снимок поперечного среза дентинной трубочки, выполненный на СЭМ; ПТД – перитубулярный дентин, ИТД – интертубулярный дентин*

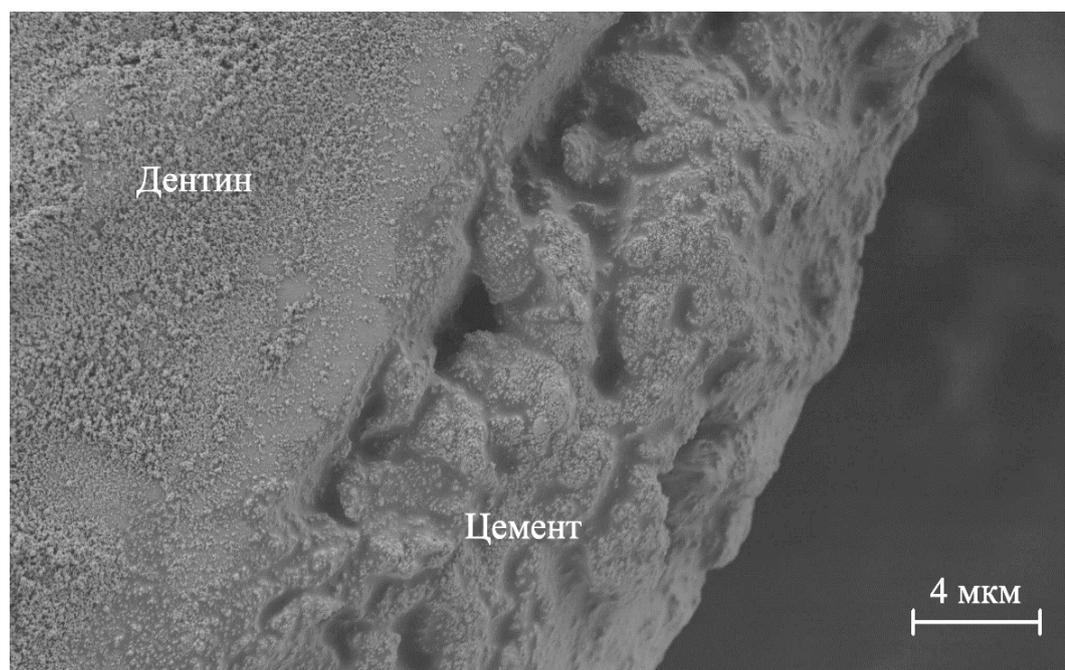


Рисунок 8 – Граница дентина и цемента в корне зуба, снятая с помощью СЭМ

Некоторые типичные физиологические состояния зубов перечислены в Таблице 1, составленной по классической работе Waters [15].

Таблица 1 – Физиологические состояния зубов по Waters [15]

Скорость жевания	60 – 80 циклов / мин
Силы:	
– максимальная сила прикуса на все зубы	640 Н
– максимальная сила прикуса на один зуб	265 Н
– типичные силы на один зуб	3 – 18 Н
Время контакта (выдержки максимального давления)	0,07 с
Общее время контакта:	
– типичное	10 мин
– у пациентов с бруксизмом	30 мин – 3 часа
Средняя дистанция скольжения	1,0 мм
Площадь контакта (для первого моляра)	15 мм <sup>2</sup>

Силовое воздействие элементов пищи на окклюзионную поверхность зуба вызывает напряжённо-деформированное состояние (НДС) эмали в естественных концентрациях напряжения – фиссурах. На Рисунках 9 и 10 представлены микро-КТ визуализации фиссур реального зуба. Рост напряжений в вершинах

фиссур приводит к образованию областей с пониженной плотностью минерализации эмали. Исследования окклюзионной поверхности зубов с точки зрения анатомии получили развитие, начиная с работ Szalay и соавт. [16], Christensen [17], Kay и Hiimae [18] Kay и соавт. [19], Rosenberger и Kinzey [20], Sheine и Kay [21]. Контакт противоположных поверхностей зубов верхней и нижней челюсти исследовался в работе Crompton и Parker [22]. Данный подход получил дальнейшее развитие в работах Lucas и Luke [23], Lucas и соавт. [24]. Используя СЭМ, Ryan [25] получил набор изображений следов износа в зависимости от крутизны жевательных бугров. В более поздних работах Dahl и соавт. [26] провели классификацию видов износа окклюзионной поверхности, а Zero и соавт. [27] дополнили её сопутствующими химическими и биологическими процессами в полости рта, способными оказать существенное влияния на процесс изнашивания твёрдых тканей.

Lagouvardos и соавт. [28] провели клиническое исследование анатомии моляров и премоляров *in vivo* двухсот пациентов и установили, что геометрия жевательных бугорков, в частности, глубокие центральные ямки являются факторами, способствующими разрушению зуба. В публикациях Morin и соавт. [29] Sakaguchi и соавт. [30], Borcic и соавт. [31] исследовалась подвижность элементов окклюзионной поверхности зуба. Spears и Crompton [32] использовали конечно-элементное моделирование при исследовании напряжений при контакте поверхности бугров окклюзионной поверхности зубов. Конечно-элементный подход использовался Magne и Belser [33] для исследования горизонтальной составляющей силы надавливания, вызывающей изгиб жевательного бугорка, и расклинивания, приводящего к значительному растяжению в области центральной ямки. Механизмы взаимодействия пищи и окклюзионной поверхности зуба изучались в работе Lucas и соавт. [34].

В исследовании Marquezin и соавт. [35] было показано, что характер жевания может оказать влияние на параметры слюны (скорость потока и биохимия), а Gao и соавт. [36] показали, что значительные их отклонения от норм могут способствовать развитию кариеса.

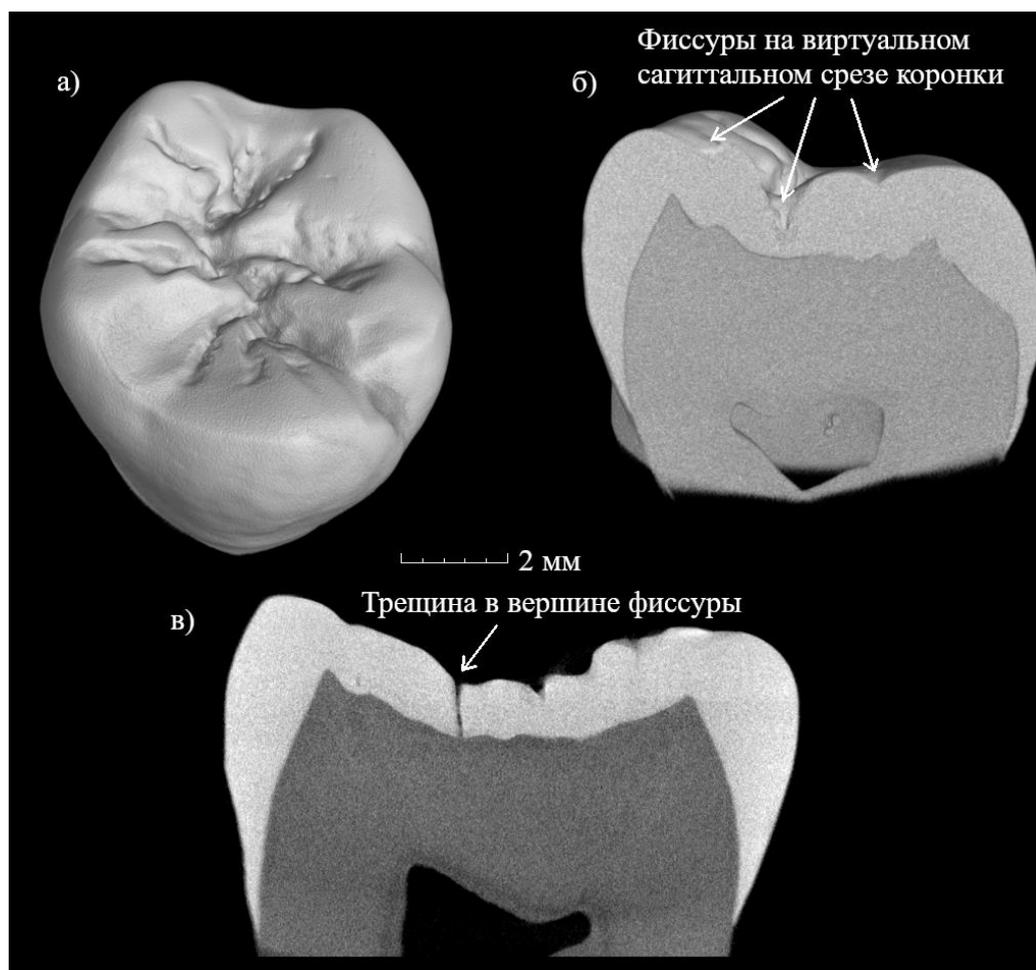


Рисунок 9 – Визуализация окклюзионной поверхности моляра человека с помощью микро-КТ: а) общий вид окклюзионной поверхности; б) виртуальный сагиттальный срез коронки зуба; в) снимок трещины в вершине одной из фиссур

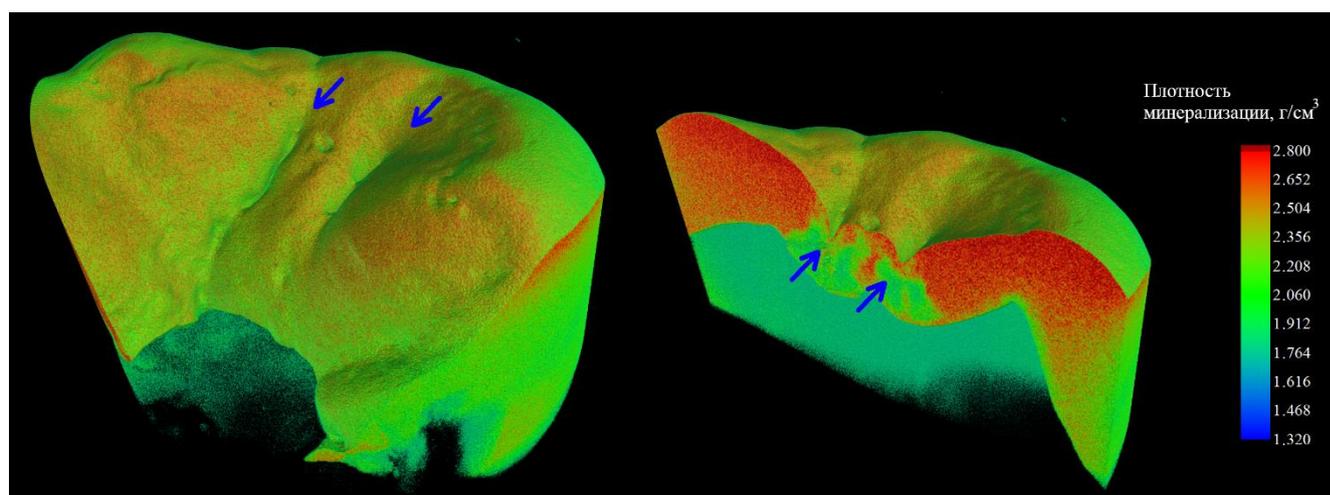


Рисунок 10 – Карта плотности части окклюзионной поверхности моляра зуба человека с высоким увеличением, построенная по результатам микро-КТ.

Стрелками показаны фиссуры

В исследовании Salis и соавт. [37] изучался характер растрескивания 126 интактных премоляров путем прикладывания одинаковой нагрузки к середине лингвального склона бугорка. Трещины уходили вглубь зуба из нижней точки центральной фиссуры: в 33 случаях из 41 для верхних первых премоляров, в 16 случаях из 23 — для верхних вторых премоляров, в 24 случаях из 35 — для нижних первых премоляров, в 6 случаях из 27 — для нижних вторых премоляров. Об образовании продольной трещины, выходящей из нижней точки фиссуры, сообщается в исследованиях Clark и соавт. [38], Palmier и соавт. [39].

В повседневной жизни раскрытие поверхности эмали и появление трещины приводит к синдрому треснувшего зуба. В клинической практике чаще всего трещина возникает либо в продольном направлении по фиссуре вглубь зуба (Рисунок 9в), либо отсекает один из бугорков, что было показано в работах Lynch и McConnel [40], Vanerji и соавт. [41]. Если трещина пересекает дентиноэмалевую границу, происходит обнажение дентинных трубочек [42], что приводит к болевым ощущениям пациента при надавливании на зуб. В работе Walker и соавт. [43] было показано, что трещина, выходящая из фиссуры, также нередко выступает местом скопления кариесогенных бактерий. Stoodley [44] показал, что в этом случае становится невозможно удалять такие скопления зубной щёткой, что ведёт к постепенной деминерализации как эмали в окрестности трещины, так и нижележащего дентина.

Значительное число исследований проводилось с целью оценки концентрации напряжений на конце клина [45-54]. Verto и соавт. [55] обнаружили, что концентрация напряжений чувствительна к существующей геометрии ямки и способствует образованию и росту трещины, а также разрушению материала. В работах Seweryn и соавт. [56-60] представлены различные подходы к построению аналитических решений для упругого клина. Предложен подход к определению коэффициентов интенсивности напряжений для упругого клина в случае трещины нормального разрыва и трещины сдвига. Описана реализация различных критериев разрушения клина. Исследования [61-67] посвящены построению аналитических решений для составного клина, состоящего из двух и более материалов. Авторами

исследовалось асимптотическое поведение напряжений и смещений вблизи вершины составного клина, а также определялись порядки особенностей напряжений.

В работе Sornsuwan и Swain [68] показано, что нагрузку разрушения на премоляр можно рассматривать как совокупный эффект угла наклона и радиуса центральной ямки между бугорками окклюзионной поверхности зубов. В исследовании Sornsuwan и соавт. [69] формулировалось предположение о влиянии геометрии бугорка на нагрузку разрушения в большей степени, чем радиуса центральной ямки. Pegorin и соавт. [70] предложили подход к расчёту критических нагрузок на керамическую коронку зуба с использованием метода конечных элементов. Zhang и соавт. [71, 72], Wan и соавт. [73] для исследования распространения трещин между жевательными бугорками также использовали конечно-элементное моделирование. Berthume и соавт. [74] применили метод конечных элементов для решения биомеханической задачи о разрушении эмали коронковой части зуба. Benazzi и соавт. [75] использовали метод конечных элементов для установления роли гребня тригониды и других элементов геометрии зуба при жевании. Bechtle и соавт. [76] исследовали распространение микротрещин в эмали с искусственно заданными надрезами на экспериментальной установке для трехточечного изгиба и установили, что трещины зарождались под углом к выемке в участках эмали, богатых белком. Constantino и соавт. [77], используя расширенное конечно-элементное моделирование, изучили распространение трещины при воздействии индентора на жевательные бугорки. Salvati и соавт. [78] выяснили, как распределяются напряжения внутри зубной эмали человека при раскрытии трещины и поверхностном контакте при индентировании с помощью конечно-элементного моделирования и эксперимента с использованием синхротронной рентгеновской порошковой дифракции.

Анализ проведенных биомеханических исследований приводит к перечню основных признаков или факторов уязвимости зубов для появления областей разрушения эмали в окрестности вершины фиссуры:

- наличие и особенности естественных концентраторов на окклюзионной поверхности зубов, прежде всего, жевательной группы (моляров и премоляров), таких как фиссуры;
- расположение, глубина и угол раствора фиссуры, величина расстояния между поверхностями бугорков, которые её образуют;
- характер и величина силового воздействия на фиссуру, как дериватив твердости пищи;
- особенности внутренней, приповерхностной структуры окклюзионной поверхности эмали;
- характер и величина силы трения на боковой поверхности фиссуры;
- обилие, состав и смазочное действие слюны, омывающей эмаль фиссуры;
- медикаментозный состав зубной пасты, эффективность чистящих свойств зубной щётки как средства уменьшения трения и прилипания пищи к эмали.

Экспериментальные техники изучения механических характеристик твёрдых тканей зуба прошли долгий путь, начавшийся с новаторских биомеханических исследований более пятидесяти лет назад. Так Avery [79] получил значения микротвёрдости в различных регионах подготовленного шлифа зуба, используя алмазный индентор Кнупа, и сопоставил эти значения с качественными измерениями плотности минерализации, полученными на микрорадиографических фотографиях. Purdell-Lewis и соавт. [80] исследовали влияние искусственной деминерализации на значения микротвёрдости эмали. Renson и Braden [81] исследовали процесс деформирования дентина при внедрении инденторов различной геометрии (сферическим, цилиндрическим и коническим) с точки зрения теории упругости при малых деформациях и пластической текучести при более высоких деформациях. Weatherell и соавт. [82] в ходе изучения химического состава эмали и дентина также рассчитали твёрдость этих тканей по Кнупу. Wright [83] оказался одним из первых учёных, исследовавших процесс износа тканей зуба в зависимости от жёсткости абразивных частиц, используемых в зубных пастах. Theuns и Groeneveld [84] впервые определили объёмное процентное

содержании минеральных веществ по разным направлениям эмалевых призм с использованием поляризационного микроскопа. Phillips и Swartz [85] исследовали влияние раствора фтора на микротвёрдость эмали. Herr и соавт. [86] одними из первых предприняли попытку оценить количественно плотность минерализации эмали с использованием медицинской радиографии. Muhleman [87] исследовал влияние различных растворов на микротвёрдость эмали при хранении образцов. Stanford и соавт. [88, 89] первыми определили модуль упругости эмали в объёме по результатам испытаний на сжатие. Craig и соавт. [90] использовали схожую методику для исследования стоматологических материалов. Tyldesley [91] получил механические характеристики объёмной эмали экспериментально с помощью четырёхточечного изгиба, с этой же целью Lees и Barber [92] использовали акустический импеданс, а Staines и соавт. [93] – макро-индентирования сферического штампа с высокой величиной нагрузки.

Featherstone и соавт. [94] обнаружили линейную зависимость между объёмным процентным содержанием минеральных веществ, определенным с помощью микрорадиографии, и квадратным корнем из твёрдости по Кнупу. Meredith и соавт. [95] в ходе серии экспериментов на индентометре, также оборудованном индентором Кнупа, получили значения приведённого модуля упругости и твёрдости индентирования эмали зуба по глубине от её поверхности до дентиноэмалевой границы. Отметим частое использование индентора Кнупа для измерения механических свойств тканей зуба в классических работах, при этом авторы прибегали к визуализации отпечатка, сделанного после приложения нагрузки. Shimizu и соавт. [96] перечислили ряд проблем, связанных с особенностями микроскопии отпечатка в рамках подобных исследований, в частности, при частичной деминерализации ткани в ходе прогрессирования кариеса.

Идея непрерывной регистрации кривой «нагрузка – деформация» при индентировании зародилась ещё в середине XX века [97], и была развита в 70-х годах XX века [98, 99]. Однако, ряд технических трудностей не позволял использовать подобные методы для извлечения механических характеристик

материала из первичных данных. В 1980-х годах в ведущих мировых научных центрах растёт популярность наноиндентирования как набора методов, использующих точное локальное силовое воздействие на материал с одновременной регистрацией деформационных откликов с нанометровым разрешением для измерения прочностных характеристик зубной ткани [100, 101]. Так, Herkstroter и соавт. [102] исследовали зависимость твёрдости дентина от времени нагружения индентора, а Taïra и соавт. [103] изучили трещиностойкость эмали зуба путём создания серии радиальных трещин при наноиндентировании, исходящих из углов отпечатка индентора Виккерса. Схожий подход использовался Jones и соавт. [104] для сравнения механических свойств нескольких коммерческих керамических стоматологических материалов, при этом анализ результатов был выполнен с помощью рангового теста Стьюдента-Ньюмана-Кеулса. Salama и Kinawi [105] провели анализ корреляции фазового состава эмали со значениями её твёрдости, а также зависимости последней от приложенной нагрузки. Suckling и соавт. [106] сравнили значения твёрдости здоровых и патологически изменённых тканей зуба, при этом исследовались такие патологии как гипоплазия и кариес в различных стадиях. Watts [107] провёл качественное сравнение трещиностойкости при индентировании тканей нижнечелюстных моляров с двумя видами композитных пломб.

Классическая работа Oliver и Pharr [108] дала новый толчок развитию наноиндентирования, предложив метод анализа результатов экспериментов с использованием индентора Берковича. В результате таких экспериментов исследователь получает зависимость глубины внедрения индентора от приложенной нагрузки (диаграмма «сила – смещение индентора»). Поскольку даже при малом воздействии пластическая деформация практически неизбежна, авторы предложили анализировать разгрузочную часть диаграммы для определения упругих свойств образца. Спустя более десяти лет методика была немного модернизирована [109], но основная концепция не изменилась. Используя данный метод Mahoney и соавт. [110] получили значения механических характеристик твёрдых тканей молочных зубов, а Kinney и соавт. [111] получили характеристики

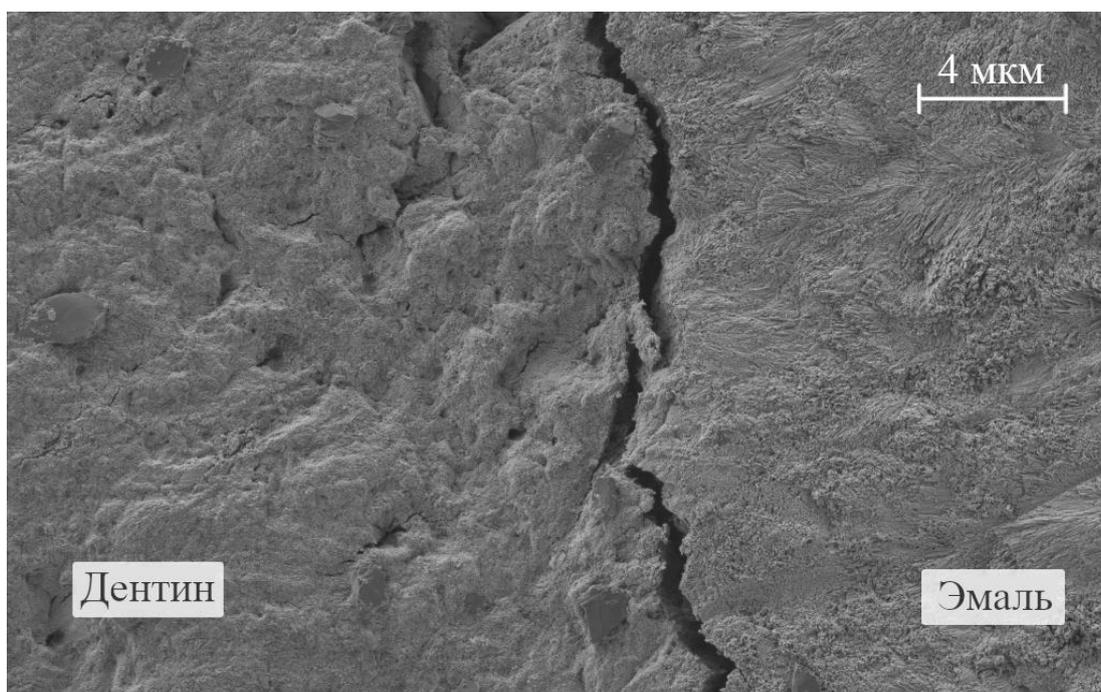
отдельно перитубулярного и интертубулярного здорового дентина, причём полученные экспериментальные результаты легли в основу обобщенной самосогласованной модели [112] цилиндрических включений в однородной и изотропной матричной фазе дентина, использованной для изучения влияния ориентации дентинных трубочек на упругие свойства дентина. Seghi и Denry [113], а также Potočnik и соавт. [114] исследовали влияние отбеливающих средств на механические характеристики эмали. Moscovich и соавт. [115] и Kielbassa и соавт. [116] использовали наноиндентирование для изучения влияния неблагоприятных факторов внешней среды на прочностные свойства тканей зуба.

Очень важные с точки зрения практической стоматологии работы Jaeggi и Lussi [117] и Lussi и соавт. [118] продемонстрировали влияние кислотных продуктов на прочностные характеристики эмали, полученные с помощью наноиндентирования, что позволило выработать рекомендации по чистке зубов после потребления определенной пищи и напитков для снижения абразивного износа эмали. White и соавт. [119] изучили градиент механических свойств по глубине дентиноэмалевой границы, а Wang и Weiner [120] впервые показали анизотропию механических свойств в дентине корня зуба. Hosoya и соавт. [121] изучили механические характеристики дентина, поражённого кариесом в поздней стадии, сравнивая полученные значения с таковыми для здорового дентина на том же зубе.

Непрерывное уменьшение характерных размеров исследуемых объектов требовал проведения все более деликатного процесса нагружения в ходе испытаний по наноиндентированию, что в ряде случаев лучше всего можно обеспечить сферическим индентором. основополагающими работами в данном направлении являются статья Field и Swain [122] и книга Fischer-Cripps [123].

Биомеханические исследования в следующее десятилетие и более современные работы имеют тенденцию к сочетанию различных методик для изучения тканей зуба для оказания помощи практикующему стоматологу. При этом всё чаще для измерения механических свойств исследователи прибегают к использованию индентора Берковича и сферического индентора. Известно, что при

исследовании твёрдых тканей зуба особое внимание необходимо уделять смачиванию шлифов, чтобы не допустить повреждения тканей, таких как растрескивание или отслаивание дентиноэмалевой границы (Рисунок 11) и последующих искажений экспериментальных результатов. Angker и соавт. [124] исследовали влияние смачивания шлифа зуба на величину твёрдости индентирования и приведенного модуля Юнга дентина с областью кариеса при использовании индентора Берковича. В двух других работах Angker и соавт. [125, 126] установили статистически значимую линейную корреляцию между твёрдостью индентирования и приведенным модулем упругости дентина человека, при этом обнаружив снижение значений исследуемых характеристик по направлению от пульпы зуба к дентиэмалевой границе.



*Рисунок 11 – Снимок СЭМ дентиноэмалевой границы после сушки шлифа образца при комнатной температуре*

В публикации [127] была предложена методика использования СЭМ с детектором электронов обратного рассеивания для оценки плотности минерализации эмали и дентина зуба. Данная методика впоследствии использовалась Huang и соавт. [128] для корреляции плотности минерализации области эмали, подверженной раннему кариесу, с механическими свойствами по

поверхности шлифа зуба. Научной группой академика Российской академии наук Горячевой И.Г. [129-131] были разработаны численные модели индентирования биологических тканей с использованием различных геометрий инденторов. Существенный вклад в развитие методов характеристики свойств биологических тканей внесли Бауэр С.М. [132], Ватульян А.О. [133], Наседкин А.В. [134], Коссович Л.Ю. [135], Кириллова И.В. [136], Иванов Д.В. [137], Цатурян А.К. [138], Зайцев Д.В. [139], Няшин Ю.И. [140], Иомдина Е.Н. [141], Вильде М.В. [142], Кучумов А.Г. [143].

Braly и соавт. [144] провели исследование влияние ориентации единичных эмалевых призм на значения их механических характеристик методом наноиндентирования. Индентор Берковича и два сферических индентора с радиусами наконечника 5 и 20 мкм использовались He и соавт. [145] для изучения НДС тканей зуба человека: испытания проводились в широком диапазоне максимальных нагрузок от 1 до 450 мН параллельно и перпендикулярно эмалевым призмам, при этом была описана анизотропия свойств призм.

Значительный вклад в уточнение механических характеристик здоровой эмали посредством наноиндентирования внесли Суу и соавт. [146], Ge и соавт. [147], а также Scheider и соавт. [148]. Оценка механических характеристик *ex vivo* активно внедряется в практику исследований эффективности стоматологических средств для реминерализации эмали [149-151]. Audin и соавт. [152] провели эксперименты по наноиндентированию здоровых эмали и дентина после извлечения зуба пациента, а затем повторили тесты спустя два месяца при хранении образцов в различных средах, и пришли к выводам, что сбалансированный раствор Хэнкса и различные антимикробные средства не снижают механических характеристик за указанное время. Seyedmahmoud и соавт. [153], Gonçalves и соавт. [154] и de Siqueira Mellara [155] зафиксировали охрупчивание эмали в окрестности дентиноэмалевой границы после *in vivo* и *ex vivo* радиотерапии полости рта пациента. Снижение значений механических свойств дентина в ходе радиотерапии также было обнаружено в [156].

Zaytsev и Panfilov [157-159] исследовали деформационное поведение при одноосном сжатии образцов, представляющих собой объёмную эмаль человека, а также эмаль с дентиноэмалевой границей и дентином. Yilmaz и соавт. [160, 161] исследовали деформационное поведение единичных эмалевых призм при экспериментах на сжатие, также авторами был изучен состав белков эмали человека [162]. Обзорная статья Elfallah и Swain [163] содержит выводы по оценке снижения значений механических свойств тканей зуба, вызванных влиянием отбеливающих средств, а работы [164-167] помимо уточняющих данных, касающихся современных отбеливающих агентов, содержат результаты влияния последних на химический состав твёрдых тканей зуба. Ryu и соавт. [168] получили модуль потерь упругой деформации и динамический модуль упругости интертубулярного и перитубулярного дентина с использованием динамического режима нагружения индентора Берковича. Shen и соавт. [169] построили карту механических свойств шлифа эмали с помощью наноиндентирования, а детальная карта механических свойств различных областей дентиноэмалевой границы приведена в работе Wang и соавт. [170].

С помощью просвечивающей электронной микроскопии Yanagisawa и Miake [171] изучили процесс распада кристаллов гидроксиапатита при искусственной деминерализации тканей зуба, Ogiwara и соавт. [172] – при использовании отбеливающих препаратов, а Mine и соавт. [173] исследовали границы, возникающие между тканями зуба и композитным стоматологическим препаратом. Ang и соавт. [174] сравнили механические свойства эмали, полученные при сжатии с таковыми, определёнными с помощью сферического индентирования. В [175] сферическое индентирование использовалось для определения механических характеристик эмали с анализом нагрузочной части диаграммы «сила – смещение индентора». Chai [176] получил механические характеристики различных регионов эмали с помощью сферического индентирования, дополнив результаты исследованием отпечатков на СЭМ и анализом трещиностойкости эмали.

**Актуальность темы работы.** Состояние тканей полости рта человека является важным компонентом здоровья организма как системы, существенно влияя на качество жизни в целом. В то же время, кариес постоянных зубов является одним из самых распространенных заболеваний в мире (от него страдают около 2,0 миллиардов человек в мире), а кариес молочных зубов диагностируется у 530 миллионов детей во всех возрастных группах, вместе взятых. Более того, в ряде исследований показано, что патологические изменения тканей полости рта способствуют развитию респираторных заболеваний у пожилых людей, инфекций нижних дыхательных путей и гриппа у детей, а также ряду других заболеваний.

Сегодня при выборе оптимальных методов лечения заболеваний твёрдых тканей зуба либо замены патологически изменённых тканей на биосовместимые искусственные материалы особую важность приобретает вопрос исследования их механических, микрогеометрических и других характеристик. Наиболее значимые исследования в данном направлении проводятся такими учёными как Айзикович С.М., Бауэр С.М., Ватульян А.О., Головин Ю.И., Горячева И.Г., Долгалев А.А., Завгородный А.В., Зайцев Д.В., Зеленцов В.Б., Иванов Д.В., Иомдина Е.Н., Кириллова И.В., Коссович Л.Ю., Кучумов А.Г., Наседкин А.В., Панфилов П.Е., Тимченко Е.В., Цатурян А.К., Alyahya A., Angker L., Belser U.C., Bertassoni L.E., Crompton A.W., Darendeliler M.A., He L.H., Huang T.T.Y., Kilpatrick N.M., Kinney J.H., Koldehoff J., Lucas P.W., Magne P., Marshall S.J., Miake Y., Nijhof N., Pegorin F., Schneider G.A., Seweryn A., Sornsuwan T., Spears I. R., Swain M. V., Yanagisawa T., Yilmaz E. D.

Несмотря на значительные достижения в данном направлении в последнее время, разработка инструментария, позволяющего определять характеристики твёрдых тканей зуба для задач практической стоматологии и в области разработки новых реставрационных материалов, продолжает сохранять острую актуальность.

**Объектами исследования** являются эмаль и дентин моляров и премоляров.

**Предметами исследования** являются свойства тканей эмали и дентина, коронки зубов, фиссуры, как элементы окклюзионной поверхности зубов, а также стоматологические материалы, используемые для лечения кариеса.

**Цель** работы состоит в создании методики по обнаружению области пониженной плотности минерализации эмали и её геометрических размеров для определения критической величины силы прикуса, приводящей к деминерализации этой области, в разработке средств для оценки степени снижения минерализации эмали зуба, и определении влияния современных стоматологических материалов на плотность минерализации тканей зуба.

Для достижения поставленной цели были решены следующие **задачи**:

- проведен биомеханический эксперимент с использованием рентгеновской компьютерной микротомографии (микро-КТ) для построения карты плотности минерализации в окрестности вершины реальной фиссуры, содержащей область пониженной плотности;
- определена степень естественной концентрации напряжений в вершине развёрнутого клина, имитирующего эмаль фиссуры, по результатам решения задачи о НДС материала эмали зуба с V-образной выемкой;
- построены границы областей виртуального разрушения эмали в вершине фиссуры с использованием разработанной математической модели;
- установлена конгруэнтность области пониженной плотности минерализации в вершине фиссуры моляра человека, построенной с использованием микро-КТ, с областью виртуального разрушения эмали, которая заключается в равновеликости их площадей, диаметров, отношения диаметров и т.п.;
- получено значение критической величины силы прикуса, приводящей к деминерализации области пониженной плотности, по геометрическим размерам данной области, на основании конгруэнтности области пониженной плотности и области виртуального разрушения эмали;
- определены значения механических и микрогеометрических характеристик, плотности минерализации, а также молекулярного состава здоровых тканей и тканей, пораженных кариесом в стадии белого пятна (СБП) в рамках серии биомеханических экспериментов:

- наноиндентирование, атомно-силовая (АСМ), СЭМ, оптическая микроскопия, микро-КТ и рамановская спектроскопия;
- сопоставлены результаты характеристики свойств здоровых и патологически измененных тканей зуба для оценки влияния кариеса в СБП на исследуемые свойства зубов жевательной группы человека;
  - произведен выбор экспериментального и программного инструментария, а также исследовательских протоколов, позволяющих провести корректное *ex vivo* сопоставление тканей зуба до и после стоматологического вмешательства;
  - проведён сравнительный анализ плотности стеклоиономерного цемента (СИЦ), композитного материала и эмали, модифицированной полимерным инфильтрантом, используемых при лечении кариеса в СБП, в ходе проведения серии *ex vivo* биомеханических экспериментов на микро-КТ.

**Научную новизну** работы составляют следующие основные результаты:

1. впервые разработана комплексная биомеханическая методика, позволяющая на основании конгруэнтности области пониженной плотности минерализации эмали в окрестности вершины фиссуры зуба, определяемой посредством микро-КТ анализа, и области её виртуального разрушения, определенной в ходе построения механико-математической модели эмали фиссуры в виде развёрнутого упругого клина, установить критическую величину силы прикуса, приводящую к деминерализации ткани в окрестности вершины фиссуры (п. 1, 2, 6 паспорта специальности 1.1.10);
2. на основании наноиндентирования, АСМ, СЭМ и оптической микроскопии, микро-КТ и рамановской спектроскопии тканей зуба проведена многофакторная характеристика свойств эмали и дентина на ранней стадии кариеса, а также впервые описаны особенности молекулярного состава патологически изменённой эмали данной стадии

кариеса, что позволяет проводить *in vivo* клиническую идентификацию кариеса в СБП пациента (п. 1 паспорта специальности 1.1.10);

3. впервые предложен подход для проведения сравнительного анализа плотности стоматологических материалов для лечения кариеса в СБП, включающий в себя сопоставление тканей зуба до и после стоматологического вмешательства в виде трёхмерных карт плотности, построенных с использованием микро-КТ (п. 1, 6 паспорта специальности 1.1.10).

Новизна диссертационного исследования представляет **теоретическую значимость**, которая заключается в возможности использования результатов работы для решения широкого спектра задач в области биомеханики тканей полости рта человека. **Практическая ценность** работы состоит в возможности использования результатов для прогнозирования деминерализации и разрушения эмали зубов пациентов при профилактике синдрома треснувшего зуба, создания рекомендаций по конструированию искусственных зубных коронок и виниров, идентификации начальных признаков кариеса, оценки эффективности стоматологических материалов при лечении кариеса (в ходе разработки новых и тестировании существующих на рынке материалов). Основные результаты данной диссертационной работы получены в ходе выполнения грантов Правительства РФ 14.Z50.31.0046, Российского Научного Фонда 22-19-00732 и при поддержке стипендии Президента РФ СП-3445.2021.4. Результаты диссертационной работы внедрены в практическую деятельность стоматологической клиники Макси-Дент (г. Ростов-на-Дону) и в учебную деятельность кафедры «Теоретическая и прикладная механика» Донского государственного технического университета, г. Ростов-на-Дону.

**Достоверность** результатов работы обеспечивается строгостью использованного математического аппарата, физической обоснованностью модели фиссуры, использованием известных методов (интегрального преобразования Меллина, теории функций комплексного переменного), а также благодаря своевременным калибровкам научного оборудования согласно инструкциям фирм

– изготовителей и регулярным метрологическим поверкам, обработке экспериментальных результатов согласно стандартам ГОСТ и ISO, доклинической апробацией результатов совместно с практикующими стоматологами, согласованностью результатов экспериментов с опубликованными результатами других авторов. Образцы зубов, использованных в ходе выполнения работы, были удалены у пациентов по ортодонтическим показаниям в стоматологической поликлинике Ростовского государственного медицинского университета (г. Ростова-на-Дону), локальный независимый этический комитет которого одобрил протоколы исследований (выписки № 15/9 от 3.07.2019 г., № 13/20 от 10.09.2020 г., № 14/21 от 23.09.2021 г.), от пациентов были получены информированные согласия.

**Апробация работы.** Основные результаты, полученные в работе, докладывались на: II Всероссийской конференции с международным участием «Математика в медицине» (г. Владивосток, 2022 г.); XV, XVI, XVII Всероссийских школах-семинарах «Математическое моделирование и биомеханика в современном университете» (пос. Дивноморское, 2021, 2022, 2023 гг.); Международной конференции «Механика биомедицинских материалов и устройств» (г. Пермь, 2023 г.); X Международной научной конференции «Актуальные проблемы физики твёрдого тела» (г. Минск, Республика Беларусь, 2023 г.); Brazil - India - Cuba - China - United Kingdom (BIC<sup>2</sup>UK) Conference on Nanomaterials & Machine Learning (г. Рио-де-Жанейро, Бразилия, 2023 г.); Bruker Micro-CT User Meeting (г. Мехелен, Бельгия, 2019 г.); 2nd, 4th International Conferences on Nanomaterials, Nanofabrication and Nanocharacterization (г. Олюдениз, Турция, 2021, 2023 гг.); 14th International Conference On Local Mechanical Properties (г. Прага, Чехия, 2019 г.); Международной конференции Modern Problems In Modeling Materials For Mechanical, Medical, And Biological Applications (пос. Дивноморское, 2021 г.); 25th International Conference on Composite Structures (г. Порту, Португалия, 2021 г.); семинаре «Проблемы моделирования, синтеза и разрушения современных материалов промышленного и медицинского назначения» (г. Ростов-на-Дону,

2019 г.); 49th International Summer School-Conference «Advanced Problems in Mechanics» (г. Санкт-Петербург, 2021 г.); Всероссийской конференции молодых ученых-механиков YSM-2021 (г. Сочи, 2021 г.); International Conference on Physics and Mechanics of New Materials and Their Applications (пос. Дивноморское, 2022 г.; г. Ханой, Вьетнам, 2019 г.); XVI Международной конференции «Динамика технических систем» (г. Ростов-на-Дону, 2020 г.); XIV Международной научно-практической конференции молодых ученых «Актуальные проблемы науки и техники – 2021» (г. Уфа, 2021 г.); XX Международной конференции «Современные проблемы механики сплошной среды» (г. Ростов-на-Дону, 2020 г.); 8-ой итоговой научной сессии молодых учёных РостГМУ (г. Ростов-на-Дону, 2021 г.).

**Основные положения, выносимые на защиту:**

1. Экспериментальная методика, позволяющая с помощью рентгеновского микротомографирования обнаружить и установить расположение области пониженной плотности минерализации эмали в окрестности вершины фиссуры окклюзионной поверхности моляра и премоляра.
2. Методика определения области виртуального разрушения эмали в окрестности фиссуры на основе аналитического представления НДС в вершине фиссуры, имитируемой развернутым клином, в зависимости от нагрузки, создаваемой силой прикуса.
3. Методика определения конгруэнтности областей виртуального разрушения и пониженной плотности минерализации эмали в окрестности вершины фиссуры.
4. Результаты наноиндентирования, АСМ, СЭМ и оптической микроскопии, микро-КТ и рамановской спектроскопии с целью выявления особенностей, структуры и свойств здоровых и поражённых на ранней стадии кариеса эмали и дентина зуба.
5. Сравнительный анализ плотности и микроструктуры трёх видов стоматологических материалов (СИЦ, композитный материал, полимерный инфилтрант) с использованием микро-КТ.

**Публикации.** Основные результаты по теме диссертации изложены в 28 [177-204] печатных изданиях. Получены три патента [191-193].

**Личное участие автора.** Автор диссертационной работы получил основные результаты исследований лично, при этом направления исследований были определены научным руководителем диссертанта.

В работе [177] диссертант провёл пробоподготовку образца зуба человека с использованием прецизионной резки, шлифовки и полировки, а также выполнил эксперименты по наноиндентированию тканей зуба и подготовил текст статьи. Анализ результатов был выполнен диссертантом и Айзиковичем С.М. Ёгина Д.В. выполнила извлечение зуба пациента в условиях стоматологической клиники и провела его первичную обработку, а также определила местоположение области кариеса в СБП. Васильев А.С. подготовил обзор литературы по теме статьи, а также вместе с Айзиковичем С.М. выполнил интерпретацию данных наноиндентирования.

В работе [178] диссертант провёл серию экспериментов по микрофотографированию образцов, разработал протокол сегментирования патологически изменённых тканей и подготовил текст статьи. Ёгина Д.В. выполнила извлечение зубов пациентов в условиях стоматологической клиники и провела их первичную обработку, определила местоположения областей кариеса в СБП, а также выполнила *ex vivo* установку пломб и инфильтрирование эмали. Волков С.С. подготовил обзор литературы по теме статьи. Анализ результатов был выполнен диссертантом и Айзиковичем С.М.

Работы [179-181] выполнена автором диссертации лично без соавторов.

В работе [182] диссертант подготовил обзор литературы по теме исследования, провёл пробоподготовку образца зуба человека с использованием прецизионной резки, шлифовки и полировки, провёл серию биомеханических экспериментов по АСМ и оптической микроскопии и подготовил текст статьи. Ржепаковский И.В. провёл микрофотографирование образца. Интерпретация данных микрофотографирования выполнена Ржепаковским И.В. и Садыриным Е.В. Эксперименты по наноиндентированию и их интерпретация

проведены Садыриным Е.В. и Митриным Б.И. СЭМ проведена Ирхой В.А. Интерпретация данных СЭМ выполнена Ирхой В.А. и Садыриным Е.В. Лянгузов Н. В. провел серию экспериментов по рамановской спектроскопии здоровой и патологически изменённой эмали, интерпретация результатов проведена Николаевым А.Л. и Садыриным Е.В. Ёгина Д.В. и Максюков С.Ю. выполнили извлечение зуба пациента в условиях стоматологической клиники и провели их первичную обработку, определили местоположение области патологически изменённой эмали и подготовили её описание согласно классификации кариеса Всемирной Стоматологической Федерации. Анализ результатов был выполнен диссертантом, Айзиковичем С.М. и Свэйном М.В.

В работе [183] диссертант подготовил обзор литературы по теме исследования и текст статьи. Пробоподготовка образцов с использованием прецизионной резки, шлифовки и полировки, а также кислотное травление ткани проведены Кисляковым Е.А. и Кароткияном Р.В. Серия экспериментов по АСМ выполнена Садыриным Е.В., Дроган Е.Г. Кисляковым Е.А. и Кароткияном Р.В. Подготовка раствора кислоты выполнена Николаевым А.Л. Ёгина Д.В. и Максюков С.Ю. выполнили извлечение зуба пациента в условиях стоматологической клиники и провели его первичную обработку. Анализ результатов был выполнен диссертантом и Айзиковичем С.М.

В работе [184] обзор литературы по теме работы, пробоподготовка образца с использованием прецизионной резки, шлифовки и полировки серия биомеханических экспериментов по оптической микроскопии, микрофотографированию и наноиндентированию, интерпретация данных микрофотографирования, анализ результатов и подготовка текста статьи проведены Садыриным Е.В. Митрин Б.И. и Свэйн М.В. выполнили интерпретацию данных наноиндентирования. Ёгина Д.В. выполнила извлечение зуба пациента в условиях стоматологической клиники и провела его первичную обработку.

В работе [185] диссертант подготовил обзор литературы по теме исследования. Пробоподготовка образцов с использованием прецизионной резки, шлифовки и полировки, а также кислотное травление ткани проведены

Кисляковым Е.А. и Кароткияном Р.В. Серия экспериментов по наноиндентированию и их интерпретация выполнена Садыриным Е.В. и Митриным Б.И. Ёгина Д.В. и Максюков С.Ю. выполнили извлечение зуба пациента в условиях стоматологической клиники и провели его первичную обработку. Анализ результатов был выполнен диссертантом, Айзиковичем С.М. и Хейгетяном А.В. Текст статьи подготовлен Садыриным Е.В., Кисляковым Е.А. и Кароткияном Р.В.

В работе [186] диссертант подготовил обзор литературы по теме исследования. Авилов А.В. и Авилова Н.В. построили конечно-элементную модель нижней челюсти человека. Анализ смещений, напряжений и деформаций исследуемого зуба, а также подбор параметров имплантата выполнен всеми соавторами. Текст работы подготовлен Авиловым А.В. и Садыриным Е.В.

В работе [187] диссертант подготовил обзор литературы по теме исследования, провёл микротомографирование моляра человека, содержащего фиссуру с областью пониженной плотности минерализации в её вершине, построил карту плотности эмали в окрестности вершины фиссуры, а также выполнил её сопоставление с областью виртуального разрушения материала эмали фиссуры и подготовил текст статьи. Постановка задачи выполнена Зеленцовым В.Б. и Свэйном М.В. Построение математической модели выполнено Зеленцовым В.Б. и Садыриным Е.В. Получение численных результатов выполнено Митриным Б.И. и Садыриным Е.В. Анализ результатов выполнен Зеленцовым В.Б. и Садыриным Е.В.

В работе [188] диссертант подготовил обзор литературы по теме исследования. Постановка задачи выполнена Свэйном М.В. и Айзиковичем С.М. Построение математической модели выполнено Васильевым А.С. Численные результаты получены и проанализированы Садыриным Е.В. и Васильевым А.С. Текст работы подготовлен Васильевым А.С.

В работе [189] диссертант провел обзор литературы, выполнил серию экспериментов по микротомографированию образцов, разработал *ex vivo* протокол сравнительного анализа плотности стоматологических материалов и подготовил

текст статьи. Анализ результатов был выполнен диссертантом, Васильевым А.С. и Свэйном М.В. Ёгина Д.В. и Максюков С.Ю. выполнили извлечение зубов пациентов в условиях стоматологической клиники и провели их первичную обработку, определили местоположения областей патологически изменённой эмали, а также выполнили *ex vivo* установку пломб и инфильтрацию эмали.

В работе [190] диссертант подготовил обзор литературы по теме исследования, провёл пробоподготовку образца зуба человека с использованием прецизионной резки, шлифовки и полировки, выполнил анализ результатов биомеханических экспериментов и подготовил текст статьи. Ёгина Д.В. и Максюков С.Ю. выполнили извлечение зуба пациента в условиях стоматологической клиники, провели его первичную обработку, а также определили области цемента и дентина корня зуба для проведения их последующей характеристики. Серия биомеханических экспериментов по наноиндентированию тканей проведена Кузнецовой Т.А., АСМ выполнена Лапицкой В.А. Интерпретация результатов наноиндентирования выполнена Айзиковичем С.М.

В работе [191] разработка конструкции устройства позиционирования калибровочного фантома выполнена диссертантом и Сукиязовым А.Г. Схема изобретения подготовлена Николаевым А.Л. и Васильевым А.С. Сборка первого прототипа выполнена Сукиязовым А.Г. Проведение экспериментов по микрофотографированию образца зуба человека с первым прототипом разработанного устройства выполнено Садыриным Е.В. и Митриным Б.И. Текст работы подготовлен диссертантом.

В работе [192] разработка способа и конструкции устройства для фиксации биологического образца, а также сборка первого прототипа выполнена диссертантом, Епихиным А.Н. и Митриным Б.И. Схема изобретения подготовлена Епихиным А.Н. и Топорковой Н.А. Текст работы подготовлен Епихиным А.Н.

В работе [193] разработка конструкции устройства 3D визуализации деформационного состояния поверхности материала выполнена диссертантом, Николаевым А.Л. и Сукиязовым А.Г. Схема изобретения и сборка первого прототипа выполнены Николаевым А.Л. Проведение серий экспериментов по

*in situ* индентированию эталонных материалов с визуализацией деформационного состояния поверхности в микротомографе выполнена диссертантом и Николаевым А.Л. Обработка результатов микро-КТ проведена Садыриным Е.В. Анализ результатов индентирования выполнен Зеленцовым В.Б. и Айзиковичем С.М. Текст работы подготовлен Николаевым А.Л.

В работе [194] диссертант подготовил обзор литературы по теме исследования, провёл микротомографирование моляра человека, содержащего фиссуру с областью пониженной плотности минерализации в её вершине, построил карту плотности эмали в окрестности вершины фиссуры, а также выполнил её сопоставление с областью виртуального разрушения материала эмали фиссуры и подготовил текст статьи. Постановка задачи выполнена Зеленцовым В.Б. и Свэйном М.В. Построение математической модели выполнено Зеленцовым В.Б. и Садыриным Е.В. Получение численных результатов выполнено Садыриным Е.В. Анализ результатов выполнен Зеленцовым В.Б. и Садыриным Е.В.

В работе [195] обзор литературы по теме работы, пробоподготовка образца с использованием прецизионной резки, шлифовки и полировки, серия биомеханических экспериментов по оптической микроскопии, микротомографированию и наноиндентированию проведены Садыриным Е.В. Митрин Б.И. и Свэйн М.В. выполнили интерпретацию данных наноиндентирования. Интерпретация данных микротомографирования, анализ результатов и подготовка текста статьи были выполнены диссертантом. Ёгина Д.В. выполнила извлечение зуба пациента в условиях стоматологической клиники и провела его первичную обработку.

В работе [196] диссертант и Дроган Е.Г. провели серию экспериментов по АСМ здоровых и патологически изменённых тканей образца. Ёгина Д.В. и Максюков С.Ю. выполнили извлечение зуба пациента в условиях стоматологической клиники и провели его первичную обработку, определили местоположения патологически изменённых тканей. Анализ результатов выполнен Садыриным Е.В. и Свэйном М.В., обзор литературы по теме исследования и текст работы подготовлены диссертантом.

В работе [197] Ёгина Д.В. выполнила обзор литературы по теме исследования, извлечение зубов пациентов в условиях стоматологической клиники, их первичную обработку, а также *ex vivo* процедуру инфильтрирования эмали и подготовила текст работы. Диссертант выполнил серию экспериментов по микротомографированию образцов после проведения процедуры инфильтрирования. Анализ результатов выполнен Садыриным Е.В. и Егиной Д.В.

В работе [198] постановка задачи выполнена Зеленцовым В.Б., построение математической модели – Лапиной П.А. и Зеленцовым В.Б. Проведение процедуры шлифования выполнено Садыриным Е.В. и Николаевым А.Л. Анализ результатов и подготовка текста работы выполнены Зеленцовым В.Б.

В работе [199] постановка задачи выполнена Митриным Б.И., построение математической модели – Загребневой А.Д. и Шубчинской Н.Ю. Проведение *in situ* индентирования образца в микротомографе выполнена Николаевым А.Л., обработка результатов микротомографирования проведена Садыриным Е.В. Анализ результатов и подготовка текста работы выполнены Митриным Б.И.

В работе [200] постановка задачи выполнена Соловьевым А.Н., построение математической модели – Садыриным Е.В. и Кисляковым Е.А. Анализ результатов и подготовка текста работы выполнены Садыриным Е.В.

В работе [201] Садырин Е.В. провел обзор литературы, выполнил серию экспериментов по микротомографированию образцов, анализ результатов и подготовил текст работы. Ёгина Д.В. выполнила извлечение зубов пациентов в условиях стоматологической клиники и провела их первичную обработку, определила местоположения областей патологически изменённой эмали, а также выполнила *ex vivo* установку пломб и инфильтрирование эмали.

В работе [202] диссертант подготовил обзор литературы по теме исследования. Пробоподготовка образцов с использованием прецизионной резки, шлифовки и полировки, а также кислотное травление ткани проведены Кисляковым Е.А. и Кароткияном Р.В. Серия экспериментов по АСМ и расчёт параметров шероховатости выполнены Садыриным Е.В., Дроган Е.Г., Кисляковым Е.А. и Кароткияном Р.В. Подготовка раствора кислоты выполнена

Николаевым А.Л. Ёгина Д.В. и Максюков С.Ю. выполнили извлечение зуба пациента в условиях стоматологической клиники и провели его первичную обработку. Анализ результатов был выполнен диссертантом и Свейном М.В. Текст работы подготовлен Кисляковым Е.А. и Кароткияном Р.В.

В работе [203] диссертант подготовил обзор литературы по теме исследования, провёл пробоподготовку образца зуба человека с использованием прецизионной резки, шлифовки и полировки, провёл серию биомеханических экспериментов по АСМ и оптической микроскопии и подготовил текст работы. Ржепаковский И.В. провёл микротомографирование образца. Интерпретация данных микро-КТ выполнена Ржепаковским И.В. и Садыриным Е.В. Эксперименты по наноиндентированию и их интерпретация проведены Садыриным Е.В. и Митриным Б.И. Ёгина Д.В. и Максюков С.Ю. выполнили извлечение зуба пациента в условиях стоматологической клиники и провели их первичную обработку, определили местоположение области патологически изменённой эмали и подготовили её описание согласно классификации кариеса Всемирной Стоматологической Федерации. Анализ результатов был выполнен диссертантом и Свейном М.В.

В работе [204] диссертант подготовил обзор литературы по теме исследования, провёл пробоподготовку образца зуба человека с использованием прецизионной резки, шлифовки и полировки, серию биомеханических экспериментов по наноиндентированию, микротомографированию, АСМ, СЭМ и оптической микроскопии и их интерпретацию, а также подготовил текст работы. Ёгина Д.В. выполнила извлечение зуба пациента в условиях стоматологической клиники и провела его первичную обработку, определила местоположение области патологически изменённой эмали и подготовила её описание согласно классификации кариеса Всемирной Стоматологической Федерации. Анализ результатов был выполнен диссертантом, Айзиковичем С.М. и Свэйном М.В.

В диссертации отсутствует заимствованный материал без ссылок на авторов и источник заимствования.

**Благодарности.** Автор благодарит профессора, PhD М.В. Свэйна (Сиднейский Университет) и руководителя ресурсного центра коллективного пользования, к.ф.-м.н. В.Б. Зеленцова (Донской государственной технической университет) за помощь в постановках задач, также профессора, д.м.н. А.А. Долгалева (Северо-Кавказский Федеральный Университет) и профессора, д.м.н. С.Ю. Максюкова (Ростовский Государственный Медицинский Университет) за помощь в интерпретации результатов с точки зрения стоматологии.

**Объем и структура работы.** Диссертация состоит из введения, трёх глав, заключения, двух приложений, списков: литературы из 330 наименований, 46 рисунков, 12 таблиц, сокращений и условных обозначений. Общий объём диссертации составляет 169 страниц машинописного текста.

**Диссертация соответствует** паспорту специальности 1.1.10 – «Биомеханика и биоинженерия» по пунктам 1, 2, 6: изучение физико-механических свойств и структуры биологических макромолекул, клеток, биологических жидкостей, мягких и твёрдых тканей, отдельных органов и систем; изучение закономерностей движения биологических жидкостей, тепло- и массопереноса, напряжений и деформаций в клетках, тканях и органах; разработка на основе методов механики средств для исследования свойств и явлений в живых системах, для направленного воздействия на них и их защиты от влияния внешних факторов.

## **Глава 1. Определение напряжённо—деформированного состояния эмали в вершине фиссуры и её роль в снижении плотности минерализации окклюзионной поверхности зуба**

Ранняя диагностика разрушения эмали зубов, возникшая в стоматологии на интуитивном уровне [205-209], в настоящее время обрастает реальными методами прогнозирования состояния эмали зубов на определенные периоды времени [210, 211]. В этой связи в настоящей диссертации проводится детальное исследование окклюзионной поверхности зубов, воспринимающей основную нагрузку при пережевывании пищи. Прежде всего изучается силовое воздействие пищи на основные элементы окклюзионной поверхности моляров и премоляров человека — вершины бугорков, скаты, гребни, треугольные валики скатов бугорков, центральные ямки, центральные (дистальные и мезиальные) и вторичные фиссуры. Такое воздействие вызывает НДС эмали, которое складывается из естественных концентраторов напряжений, какими являются фиссуры, и напряжений эмали, возникающих в результате прикуса. Концентрация механических напряжений складывающаяся в вершинах фиссур и их окрестностей приводит к образованию областей с пониженной минерализацией эмали, конфигурация и объём которых зависят от ряда факторов: силовой нагрузки на боковую поверхность фиссуры, величины угла в вершине фиссуры, расположения пищи в фиссуре, качества поверхности фиссуры и других параметров. Другие сценарии образования областей разрушения часто связываются либо с неоднородностью структуры эмали зуба, либо с особенностями микроструктуры, либо с недостаточной толщиной эмали и т. п., которые также приводят к их последующей деминерализации [212-214]. В практической стоматологии разрушение эмали фиксируется с помощью рентгеноскопии, а в научно-исследовательских целях состояние эмали оценивается с помощью микро-КТ. В настоящей главе разрабатывается комплексная биомеханическая методика, позволяющая по размерам области пониженной

плотности минерализации установить критическую величину силу прикуса, приводящую к деминерализации ткани в окрестности вершины фиссуры.

### 1.1 Механико-математическая модель фиссуры

Фиссура зуба, имеющая форму V-образной выемки, аппроксимируется развернутым клином  $AA'MOLA''A$  из упругого материала, имитирующего эмаль зуба (Рисунок 12).

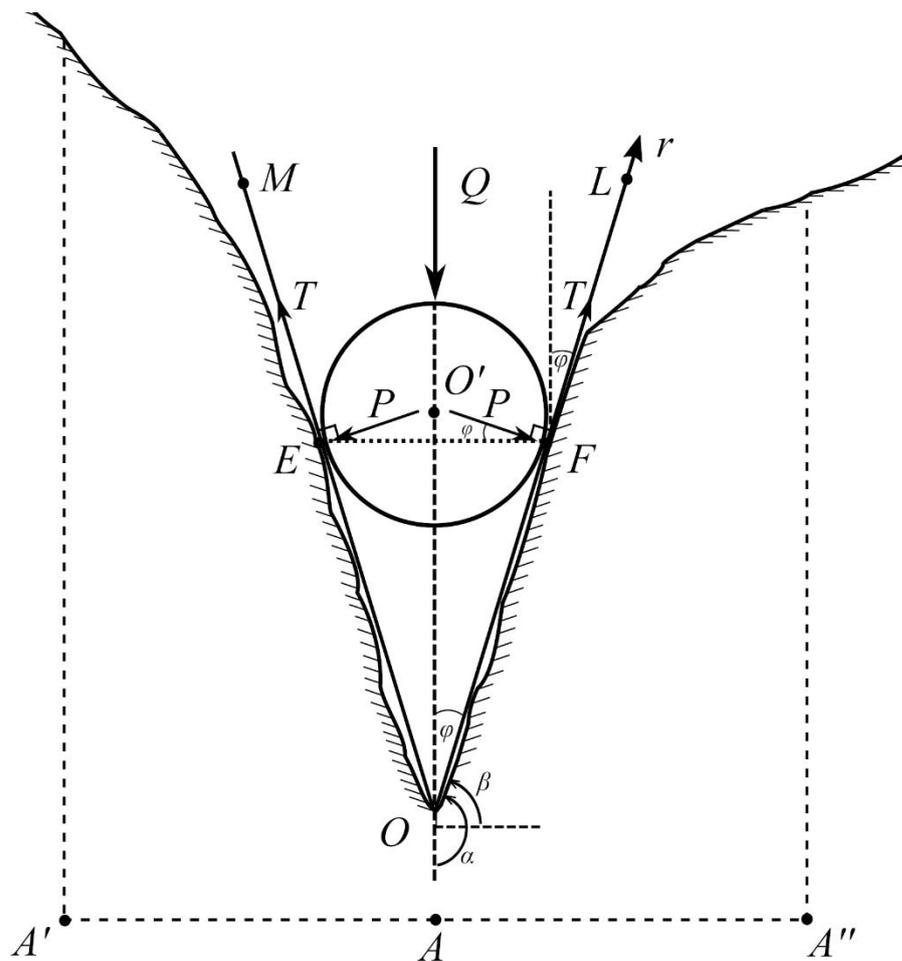


Рисунок 12 – Схема фиссуры под действием сосредоточенных сил  $P$  и  $T$

Боковые стороны клина  $AA'MOLA''A$  имитируют геометрию межбугоркового пространства фиссуры  $MOL$ . Фиссура образована радиус-векторами  $OE$  и  $OF$ , проведенными из вершины фиссуры  $O$  по касательным к поверхности бугорков, её образующих, в точках  $E$  и  $F$ . Угол  $EOF = 2\varphi$  в вершине клина характеризует ширину раствора фиссуры. Действие элемента пищи с центром в точке  $O'$  на фиссуру моделируется с помощью сосредоточенных сил, действующих на боковые

стороны фиссуры в точках  $E$  и  $F$ . Знание расстояний  $EF = b$ ,  $EO = FO = a$ , позволяет определить угол  $\varphi$  как  $\arcsin(b/2a)$ . Не нарушая общности, считается, что силы  $P$  ортогонального воздействия диска на боковые стороны фиссуры, пересекаются в точке, лежащей на биссектрисе угла  $EOF$ .

Для определения НДС эмали и степени концентрации напряжений в окрестности вершины фиссуры  $O$  рассматривается задача теории упругости о раскрытии бесконечного упругого клина  $AA'MOLA$  с углом раствора  $2\alpha = 2\pi - 2\varphi$  ( $\varphi < \pi/2$ ) из эмали круглым жёстким диском, имитирующим пищу, с центром в точке  $O'$  под действием силы прикуса  $Q$  вдоль биссектрисы  $OO'$ . Диск передает воздействие силы  $Q$  на грани  $OM$  и  $OL$  в виде сосредоточенных сил  $\pm P$ , ортогональных  $OM$  и  $OL$ , и сил  $T$ , действующих вдоль граней  $OM$  и  $OL$ . Описанная нагрузка на клин  $AA'MOLA$  симметрична относительно оси симметрии  $OO'$  - биссектрисы угла  $MOL$ . Действие сил  $P$  и  $T$  приводит к возникновению НДС в клине  $AA'MOLA$  с естественной концентрацией напряжений в вершине клина  $O$  или, что то же, в вершине фиссуры. Решение поставленной двумерной задачи состоит в определении:

- НДС эмали в окрестности вершины фиссуры  $O$ ;
- степени концентрации напряжений  $\sigma_{rr}, \sigma_{\theta\theta}, \sigma_{r\theta}$  при приближении к точке  $O$  изнутри эмали, где  $\sigma_{rr}, \sigma_{\theta\theta}$  — нормальные, а  $\sigma_{r\theta}$  — касательные напряжения;
- области виртуального разрушения эмали в окрестности вершины фиссуры  $O$ .

НДС бесконечного клина  $AA'MOLA$  в условиях плоской деформации описывается дифференциальными уравнениями теории упругости в напряжениях [215]

$$\begin{aligned} \frac{\partial \sigma_{rr}}{\partial r} + \frac{1}{r} \frac{\partial \sigma_{r\theta}}{\partial \theta} + \frac{\sigma_{rr} - \sigma_{\theta\theta}}{r} + \rho F_r &= 0, \\ \frac{\partial \sigma_{r\theta}}{\partial r} + \frac{1}{r} \frac{\partial \sigma_{\theta\theta}}{\partial \theta} + 2 \frac{\sigma_{r\theta}}{r} + \rho F_\theta &= 0, \end{aligned} \quad (1.1)$$

где  $\sigma_{rr}, \sigma_{\theta\theta}, \sigma_{r\theta}$  — напряжения в полярной системе координат  $(r, \theta)$  с центром в точке  $O$ ,  $F_{r\theta}$  — массовые силы.

Граничные условия на боковых гранях клина  $\theta = \pm\alpha$  представляются равенствами

$$\begin{aligned} \theta = \pm\alpha \quad \sigma_{\theta\theta}(r, \pm\alpha) &= \mp P\delta(r-a) \quad 0 < r < \infty, \\ \sigma_{r\theta}(r, \pm\alpha) &= T\delta(r-a) \quad 0 < r < \infty, \end{aligned} \quad (1.2)$$

где  $\delta(r)$  — дельта функция Дирака. За счет симметрии задачи граничные условия можно задать на одной грани клина

$$\begin{aligned} \theta = \alpha \quad \sigma_{\theta\theta}(r, \alpha) &= -P\delta(r-a) \quad 0 < r < \infty, \\ \sigma_{r\theta}(r, \alpha) &= TP\delta(r-a) \quad 0 < r < \infty, \end{aligned} \quad (1.3)$$

На бесконечности при неограниченном возрастании  $r$  ( $r \rightarrow \infty, |\theta| < \alpha$ ) напряжения  $\sigma_{rr}, \sigma_{\theta\theta}, \sigma_{r\theta}$ , как и упругие смещения  $u_r$  и  $u_\theta$ , в клине  $AA'MOLA$  исчезают. В результате решения задачи определяется НДС в окрестности вершины  $O$  фиссуры и показатель особенности напряжений.

### 1.1.1 Аналитические решения поставленной задачи для клина

Основными неизвестными поставленной задачи об определении НДС клина  $AA'MOLA$  из эмали, при его раскрытии усилиями  $P$  и  $T$ , являются смещения  $u_r$ ,  $u_\theta$  и напряжения  $\sigma_{rr}, \sigma_{\theta\theta}, \sigma_{r\theta}$ . Для их определения, кроме уравнений равновесия клина (1.1), воспользуемся соотношениями закона Гука [215], связывающими напряжения с деформациями

$$\begin{aligned} \sigma_{rr} &= \frac{2G}{1-2\nu} \left( (1-\nu) \frac{\partial u_r}{\partial r} + \nu \left( \frac{1}{r} \frac{\partial u_\theta}{\partial \theta} + \frac{u_r}{r} \right) \right), \\ \sigma_{\theta\theta} &= \frac{2G}{1-2\nu} \left( \nu \frac{\partial u_r}{\partial r} + (1-\nu) \left( \frac{1}{r} \frac{\partial u_\theta}{\partial \theta} + \frac{u_r}{r} \right) \right), \\ \sigma_{r\theta} &= G \left( \frac{1}{r} \frac{\partial u_r}{\partial \theta} + \frac{\partial u_\theta}{\partial r} - \frac{u_\theta}{r} \right), \end{aligned} \quad (1.4)$$

где  $G$  — модуль сдвига,  $\nu$  — коэффициент Пуассона материала.

Подставив соотношения (1.4) в уравнения равновесия (1.1) в отсутствие массовых сил  $F_r = F_\theta = 0$ , получим уравнения равновесия упругого клина в смещениях

$$\begin{aligned} \frac{\partial \epsilon}{\partial r} + (1 - 2\nu) \left( \Delta u_r - \frac{u_r}{r^2} - \frac{2}{r^2} \frac{\partial u_\theta}{\partial \theta} \right) &= 0, \\ \frac{\partial \epsilon}{r \partial \theta} + (1 - 2\nu) \left( \Delta u_\theta - \frac{u_\theta}{r^2} + \frac{2}{r^2} \frac{\partial u_r}{\partial \theta} \right) &= 0, \end{aligned} \quad |\theta| < \alpha, \quad 0 < r < \infty, \quad (1.5)$$

где  $\epsilon = \frac{\partial u_r}{\partial r} + \frac{u_r}{r} + \frac{\partial u_\theta}{r \partial \theta}$  — объёмная деформация,  $\Delta = \frac{\partial^2}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2}{\partial \theta^2}$  — оператор Лапласа.

Для решения поставленной задачи (1.1), (1.3) об определении НДС клина *AA'MOLA*А применяется интегральное преобразование Меллина. Для реализации метода каждое из уравнений (1.1) умножается на  $r^{p+1}$  и интегрируется по  $r$  от 0 до  $\infty$ , где при этом вводятся обозначения для трансформант смещений

$$u_\gamma^\mu(p, \theta) = \int_0^\infty u_\gamma(r, \theta) r^{p-1} dr, \quad |\theta| < \alpha, \quad \text{где } \gamma: r, \theta. \quad (1.6)$$

В результате получается система двух обыкновенных дифференциальных уравнений относительно трансформант смещений  $u_r^\mu, u_\theta^\mu$  (1.6) вида

$$\begin{aligned} (\kappa - 1) \frac{d^2 u_r^\mu}{d\theta^2} - 2(p + \kappa) \frac{du_\theta^\mu}{d\theta} + (\kappa + 1)(p^2 - 1) \frac{du_r^\mu}{d\theta} &= 0, \\ (\kappa + 1) \frac{d^2 u_\theta^\mu}{d\theta^2} - 2(p - \kappa) \frac{du_r^\mu}{d\theta} + (\kappa - 1)(p^2 - 1) \frac{du_\theta^\mu}{d\theta} &= 0, \end{aligned} \quad (1.7)$$

где  $\kappa = 3 - 4\nu$ .

Для установления связи между трансформантами смещений  $u_{r,\theta}^\mu(p, \theta)$  и трансформантами напряжений  $\sigma_{rr,\theta\theta,r\theta}^\mu(p, \theta)$ , воспользуемся соотношениями закона Гука (1.4). С этой целью каждое из соотношений (1.4) умножается на  $r^p$  с последующим интегрированием по  $r$  от 0 до  $\infty$ . Введя обозначения для трансформант напряжений

$$\sigma_{\delta\gamma}^\mu(p, \theta) = \int_0^\infty \sigma_{\delta\gamma}(r, \theta) r^p dr, \quad |\theta| < \alpha, \quad \text{где } \delta\gamma: rr, \theta\theta, r\theta, \quad (1.8)$$

получим следующие соотношения между трансформантами напряжений  $\sigma_{rr,\theta\theta,r\theta}^\mu(p, \theta)$  и смещений  $u_{r,\theta}^\mu(p, \theta)$

$$\begin{aligned}
\sigma_{rr}^\mu &= \frac{2G}{1-2\nu} \left( (\nu(p+1) - p)u_r^\mu + \nu \frac{du_\theta^\mu}{d\theta} \right), \\
\sigma_{\theta\theta}^\mu &= \frac{2G}{1-2\nu} \left( (1 - (p+1)\nu)u_r^\mu + (1 - \nu) \frac{du_\theta^\mu}{d\theta} \right), \\
\sigma_{r\theta}^\mu &= G \left( \frac{du_r^\mu}{d\theta} - (1+p)u_\theta^\mu \right).
\end{aligned} \tag{1.9}$$

Общее решение системы обыкновенных дифференциальных уравнений (1.7) в случае симметрии задачи по  $\theta$  записывается в виде

$$\begin{aligned}
u_r^\mu(p, \theta) &= A_1(p+k) \cos(p+1)\theta + A_2(p-1) \cos(p-1)\theta, \\
u_\theta^\mu(p, \theta) &= A_1(p-k) \sin(p+1)\theta + A_2(p-1) \sin(p-1)\theta,
\end{aligned} \tag{1.10}$$

где  $A_k = A_k(p)$ ,  $k = 1, 2$  являются постоянными, которые определяются из граничных условий.

Граничные условия (1.3) после применения преобразования Меллина переходят в граничные условия для соответствующих трансформант

$$\begin{aligned}
\theta = \alpha \quad \sigma_{\theta\theta}^\mu(p, \alpha) &= Pa^p, \\
\sigma_{r\theta}^\mu(p, \alpha) &= Ta^p.
\end{aligned} \tag{1.11}$$

Подставив соотношения (1.10) в равенства (1.9), получим соотношения

$$\begin{aligned}
\sigma_{rr}^\mu(p, \theta) &= -2Gp[(p+3)A_1 \cos(p+1)\theta + (p-1)A_2 \cos(p-1)\theta], \\
\sigma_{\theta\theta}^\mu(p, \theta) &= 2Gp(p-1)[A_1 \cos(p+1)\theta + A_2 \cos(p-1)\theta], \\
\sigma_{r\theta}^\mu(p, \theta) &= -2Gp[(p+1)A_1 \sin(p+1)\theta + (p-1)A_2 \sin(p-1)\theta].
\end{aligned} \tag{1.12}$$

Постоянные  $A_k = A_k(p)$ ,  $k = 1, 2$  определяются из граничных условий для трансформант (1.11) после подстановки в (1.11) соотношений (1.12). В результате этого получается система линейных алгебраических уравнений относительно  $A_k$ ,  $k = 1, 2$

$$\begin{aligned}
2Gp(p-1)[A_1 \cos(p+1)\theta + A_2 \cos(p-1)\theta] &= -Pa^p, \\
-2Gp[(p+1)A_1 \sin(p+1)\theta + (p-1)A_2 \sin(p-1)\theta] &= Ta^p,
\end{aligned} \tag{1.13}$$

решение которой имеет вид

$$\begin{aligned}
A_1 &= a^p (-P \sin(p-1)\alpha - T \cos(p-1)\alpha) (2GR(p))^{-1}, \\
A_2 &= a^p (T(p-1) \cos(p+1)\alpha + P(p+1) \sin(p+1)\alpha) (2G(p-1)R(p))^{-1}, \\
R(p) &= \sin(2\alpha p) + p \sin(2\alpha).
\end{aligned} \tag{1.14}$$

Подстановкой  $A_1$  и  $A_2$  из (1.14) в (1.10) и (1.12) определяются трансформанты смещений  $u_r^\mu$ ,  $u_\theta^\mu$  и напряжений  $\sigma_{rr}^\mu$ ,  $\sigma_{\theta\theta}^\mu$ ,  $\sigma_{r\theta}^\mu$ .

После обращения трансформант смещений  $u_r^\mu$  и  $u_\theta^\mu$  с помощью формул обратного преобразования Меллина получаются формулы для смещений упругой среды  $u_r(r, \theta)$  и  $u_\theta(r, \theta)$ , которые записываются в виде контурных интегралов обратного преобразования Меллина

$$u_\gamma(r, \theta) = \frac{1}{2\pi i} \int_{\Gamma} u_\gamma^\mu(p, \theta) r^{-p} dp, \quad |\theta| < \alpha, \quad 0 < r < \infty, \quad \text{где } \gamma: r, \theta, \quad (1.15)$$

где контур  $\Gamma$  совпадает с мнимой осью комплексной плоскости переменной интегрирования  $p$ . В развернутом виде трансформант  $u_{r,\theta}^\mu(p, \theta)$  в (1.15) смещения  $u_{r,\theta}(r, \theta)$  принимают вид

$$u_\gamma(r, \theta) = -\frac{P}{4G} h_\gamma^+(r, \theta) + \frac{T}{2G} h_\gamma^-(r, \theta), \quad 0 < r < a, \quad |\theta| \leq \alpha, \quad (1.16)$$

$$h_\gamma^\pm(r, \theta) = \frac{1}{2\pi i} \int_{\Gamma} \frac{H_\gamma^\pm(p, \theta)}{R_u(p)} \left(\frac{a}{r}\right)^p dp, \quad \text{где } \gamma: r, \theta, \quad (1.17)$$

в которых  $H_{r,\theta}^\pm(p, \theta)$  и  $R_u(p)$  определяются равенствами

$$\begin{aligned} H_r^+ &= -(p + \kappa) \cos(p + 1)\theta \sin(p - 1)\alpha + (p + 1) \cos(p - 1)\theta \sin(p + 1)\alpha, \\ H_r^- &= (p - 1) \cos(p - 1)\theta \cos(p + 1)\alpha - (p + \kappa) \cos(p + 1)\theta \cos(p - 1)\alpha, \\ H_\theta^+ &= -(p - \kappa) \sin(p - 1)\theta \sin(p - 1)\alpha + (p + 1) \sin(p - 1)\theta \sin(p + 1)\alpha, \\ H_\theta^- &= (p - 1) \sin(p - 1)\theta \cos(p + 1)\alpha - (p - \kappa) \sin(p - 1)\theta \cos(p - 1)\alpha, \\ R_u(p) &= p(\sin 2p\alpha + p \sin 2\alpha), \end{aligned} \quad (1.18)$$

в которых  $\kappa$  дана после формулы (1.7).

Формулы для напряжений  $\sigma_{rr,\theta\theta,r\theta}(r, \theta)$  получаются с помощью обратного преобразования Меллина в форме

$$\begin{aligned} \sigma_{\delta\gamma}(r, \theta) &= \frac{1}{2\pi i} \int_{\Gamma} \sigma_{\delta\gamma}^\mu(p, \theta) r^{-p-1} dp, \quad 0 < r < \infty, \\ &|\theta| < \alpha, \quad \text{где } \delta\gamma: rr, \theta\theta, r\theta. \end{aligned} \quad (1.19)$$

После подстановки трансформант  $\sigma_{rr,\theta\theta,r\theta}^\mu$  в (1.20) полученные формулы записываются в виде контурных квадратур обратного преобразования Меллина с контуром  $\Gamma$ , описанным после (1.15)

$$\begin{aligned} \sigma_{\delta\gamma}(r, \theta) = & -\frac{1}{2\pi ri} \int_{\Gamma} \frac{L_{\delta\gamma}^+(p, \theta)}{R_{\sigma}(p)} \left(\frac{1}{r}\right)^p f^{\mu}(p) dp \\ & + \frac{1}{2\pi ri} \int_{\Gamma} \frac{L_{\delta\gamma}^-(p, \theta)}{R_{\sigma}(p)} \left(\frac{1}{r}\right)^p g^{\mu}(p) dp, \end{aligned} \quad (1.20)$$

$$l_{\delta\gamma}^+(r, \theta) = \frac{1}{2\pi i} \int_{\Gamma} \frac{L_{\delta\gamma}^+(p, \theta)}{R_u(p)} \left(\frac{a}{r}\right)^p dp, \quad \text{где } \delta\gamma: rr, \theta\theta, r\theta, \quad (1.21)$$

в которых  $L_{rr,\theta\theta,r\theta}^{\pm}(p, \theta)$ ,  $R_{\sigma}(p)$  представляются формулами

$$\begin{aligned} L_{rr}^+ &= -4 \sin(1-p)\alpha \cos(1+p)\theta + l(1-p, 1+p) - l(1+p, 1-p), \\ & \quad l(u, v) = u \sin u\alpha \cos v\theta, \\ L_{rr}^- &= 2 \cos(1-p)\alpha \cos(1+p)\theta + n(1+p, 1-p) + n(1-p, 1+p), \\ & \quad n(u, v) = u \cos v\alpha \cos u\theta, \\ L_{\theta\theta}^+ &= l(1+p, 1-p) - l(1-p, 1+p), \\ L_{\theta\theta}^- &= -(p-1)(m(1-p, 1+p) - m(1+p, 1-p)), \quad m(u, v) = \cos u\alpha \cos v\theta, \\ L_{r\theta}^+ &= -(p+1)(h(1-p, 1+p) + h(1+p, 1-p)), \quad h(u, v) = \sin u\alpha \sin v\theta, \\ L_{r\theta}^- &= g(1+p, 1-p) - g(1-p, 1+p), \\ & \quad g(u, v) = u \cos v\alpha \sin u\theta, \\ R_{\sigma}(p) &= \sin 2p\alpha + p \sin 2\alpha \end{aligned} \quad (1.22)$$

Исследования подынтегральных функций в (1.17), (1.19), (1.20), (1.22) показали, что они являются функциями мероморфными в комплексной плоскости интегрирования  $p$  и на бесконечности имеют место оценки

$$\begin{aligned} H_{r,\theta}^{\pm}(p, \theta) R_u^{-1}(p) &= O(p^{-1}) \text{ при } |p| \rightarrow \infty, \quad \frac{\pi}{2} \leq |\arg(p)| \leq \pi, \\ L_{rr,\theta\theta,r\theta}^{\pm}(p, \theta) R_{\sigma}^{-1}(p) &= O(1) \text{ при } |p| \rightarrow \infty, \quad \frac{\pi}{2} \leq |\arg(p)| \leq \pi, \end{aligned} \quad (1.23)$$

при этом интегралы в (1.17), (1.21) существуют в обычном смысле.

### 1.1.2 Полюсы подынтегральных функций и их зависимости от параметров задачи

Для эффективного вычисления контурных квадратур, находящихся в формулах для  $u_r$ ,  $u_\theta$ ,  $\sigma_{rr}$ ,  $\sigma_{\theta\theta}$ ,  $\sigma_{r\theta}$ , методами теории функций комплексного переменного численно определяются полюсы подынтегральных функций в (1.17), (1.21). Определение полюсов подынтегральных функций  $H_{r,\theta}^\pm(p,\theta)R_u^{-1}(p)$  в (19) сводится к определению нулей функции  $R_u(p)$ , определенной формулой (1.18), за исключением устранимых особых точек. Нули  $R_u(p)$  определяются из решения трансцендентного уравнения

$$R_u(p) = pR_\sigma(p) = p(\sin 2p\alpha + p \sin 2\alpha) = 0, \quad (1.24)$$

в комплексной плоскости  $p$ . Уравнение (1.24) имеет двукратный ноль в точке  $p = 0$  и, как показывают расчеты, при  $\alpha \in (\pi/2, \pi)$  имеет счетное множество однократных комплексно-сопряженных нулей  $p_k$  и  $\bar{p}_k$ ,  $k = 1, 2, 3, \dots$ ,  $\text{Re}(p_k) < 0$ , а также ноль  $p_0$ , располагающийся на отрезке  $[-1, -0,5]$  отрицательной части действительной оси. Количество полюсов подбиралось таким образом в каждом конкретном случае, чтобы относительная погрешность вычисления напряжений не превышала 1%.

На Рисунке 13а приведены траектории первых нулей функции  $R_\sigma(p) = \sin 2p\alpha + p \sin 2\alpha$ , определенные из уравнения (1.24)  $p_0, p_k, \bar{p}_k$ ,  $k = 1 - 4$  в комплексной плоскости  $p$ , когда  $\beta = \alpha - \pi/2$  изменяется от 0 до  $\pi/2$ . С помощью стрелок на Рисунке 13а показано изменение местоположения нулей  $p_0$ ,  $p_{1-4}$  и  $\bar{p}_{1-4}$ , когда  $\alpha$  изменяется от  $\pi/2$  до  $\pi$  (или  $\beta = \alpha - \pi/2$ , который изменяется от 0 до  $\pi/2$ ). На Рисунке 13б представлены графики изменения  $p_0$ ,  $\text{Re}(p_k)$ ,  $\text{Re}(\bar{p}_k)$  в зависимости от  $\beta$ . Следует заметить, что траектории  $p_0$ ,  $\text{Re}(p_k)$ ,  $\text{Re}(\bar{p}_k)$  не пересекаются, как можно подумать, глядя на Рисунок 13б.

На Рисунке 14 в представлены графики изменения  $\text{Im}(p_k)$ ,  $\text{Im}(\bar{p}_k)$  также в зависимости от  $\beta$ , которые показывают, что с ростом номера полюсы  $p_k$  всё дальше отходят от действительной оси. Таким образом, подынтегральные функции в (1.17)

имеют следующие полюсы: двукратный полюс при  $p = 0$  и счётное множество однократных полюсов  $p_0, p_k, \bar{p}_k, k = 1, 2, 3, \dots$ .

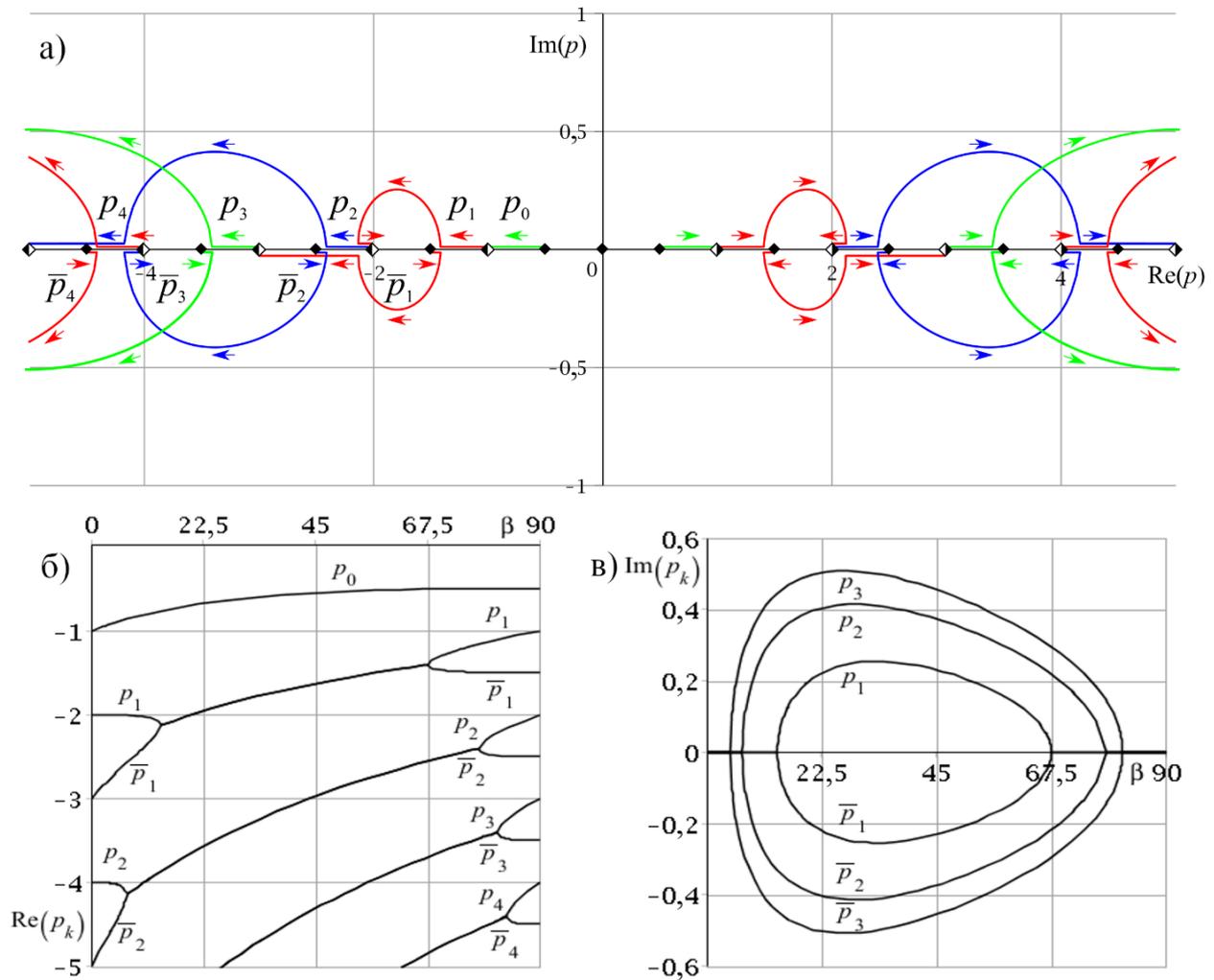


Рисунок 13 – Траектории  $\text{Re}$  и  $\text{Im}$  части нулей  $p_0, p_1, \bar{p}_1, \dots, p_4, \bar{p}_4$  в комплексной плоскости  $p$  (а); графики изменения  $\text{Re}(p_0), \text{Re}(p_1), \text{Re}(\bar{p}_1)$  (б) и  $\text{Im}(p_1), \text{Im}(\bar{p}_1)$  (в) в зависимости от  $\beta$ , когда  $\beta$  изменяется от  $0^\circ$  до  $90^\circ$

Подынтегральные функции контурных квадратур в (1.21) для  $\sigma_{rr}$  функции  $L_{rr}^\pm(p, \theta)R_\sigma^{-1}(p)$  имеют однократный полюс при  $p = 0$  и счётное множество полюсов  $p_0, p_k, \bar{p}_k, k = 1, 2, 3, \dots$ , определяющихся из трансцендентного уравнения

$$R_\sigma(p) = \sin 2p\alpha + p \sin 2\alpha = 0, \quad (1.25)$$

и определённых при решении уравнения (1.24) из (1.21).

Подынтегральные функции для  $\sigma_{\theta\theta}$  и  $\sigma_{r\theta}$  из (1.21) функции  $L_{\theta\theta}^\pm(p, \theta)R_\sigma^{-1}(p)$  и  $L_{r\theta}^\pm(p, \theta)R_\sigma^{-1}(p)$  имеют только счётное количество однократных полюсов

$p_0, p_k, \bar{p}_k, k = 1, 2, 3, \dots$ , которые определяются из уравнений (1.24) или (1.25), а при  $p = 0$  имеют устранимую особую точку.

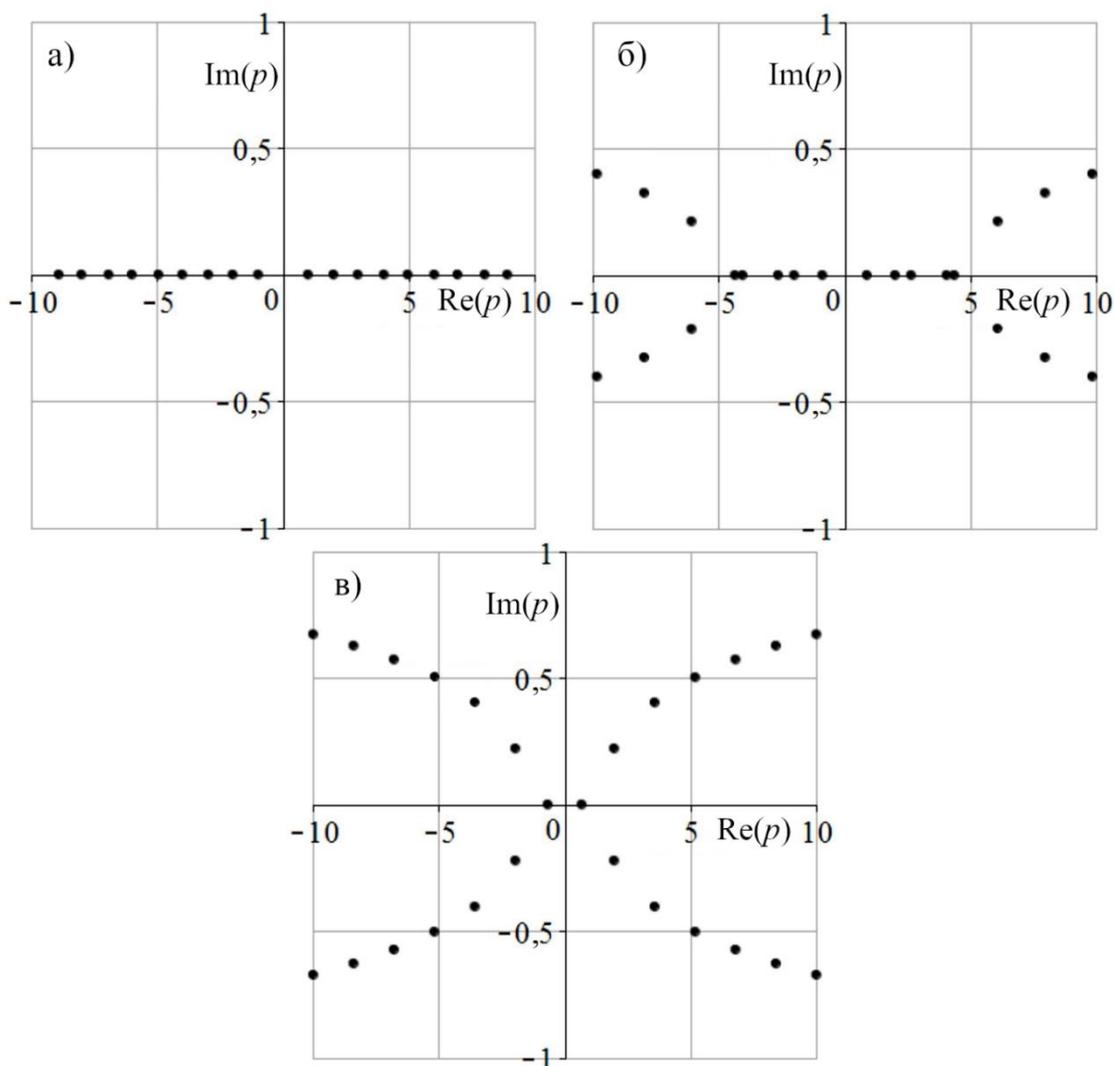


Рисунок 14 – Расположение полюсов  $p_0, p_k, \bar{p}_k, k = 1, 2, 3, \dots$  подынтегральных функций в комплексной плоскости переменной интегрирования  $p$  для  $\beta = 0,5^\circ$  (а),  $\beta = 6,5^\circ$  (б),  $\beta = 11,5^\circ$  (в)

При  $\alpha \in (0^\circ, 90^\circ)$ , когда развёрнутый клин сворачивается и превращается в клин с заострением в точке  $O$ , уравнение (1.24) также имеет счётное множество комплексно-сопряженных полюсов  $p_k, \bar{p}_k, k = 1, 2, 3, \dots$   $\text{Re}(p_k) < 0$ , располагающихся в комплексной плоскости. Полюс  $p_0$  располагается на отрицательной части действительной оси. Полюс  $p = 0$  является устранимой особой точкой подынтегральных функций.

При  $\alpha \in (90^\circ, 180^\circ)$  на Рисунке 14 показывается характер расположения полюсов  $p_k, \bar{p}_k$   $k = 1, 2, 3, \dots$  в комплексной плоскости переменной интегрирования  $p$  для фиксированных значений  $\beta = \alpha - 90^\circ$ . С увеличением  $\beta$  и номера  $k$  полюсы  $p_k, \bar{p}_k$   $k = 1, 2, 3, \dots$  всё дальше отходят от действительной оси, как в левой, так и в правой части комплексной плоскости  $p$ .

### 1.1.3 Решение задачи в виде контурных квадратур и их вычисление

Проведенные исследования полюсов подынтегральных функций в формулах (1.17) для смещений  $u_r, u_\theta$ , а также в формулах (1.21) для напряжений  $\sigma_{rr}, \sigma_{\theta\theta}, \sigma_{r\theta}$ , позволяют вычислить контурные квадратуры с помощью теории функций комплексного переменного, воспользовавшись теоремой Коши или теоремой о вычетах. Контур интегрирования  $\Gamma$  проходит по мнимой оси, обходя полюс  $p = 0$  справа по дуге окружности. При  $0 < r < a$  или  $0 < r / a < 1$  контур интегрирования замыкается в левую полуплоскость  $\text{Re}(p) < 0$  по дуге окружности радиуса  $R$ , который при реализации теоремы о вычетах устремляется к бесконечности, а интегралы по дуге радиуса  $R$  исчезают. Тогда по теореме о вычетах контурные квадратуры равны сумме вычетов в двукратном полюсе  $p = 0$  и однократных  $p_0, p_k$  и  $\bar{p}_k$   $k = 1, 2, 3, \dots$ , при  $0 < r < a, \frac{\pi}{2} \leq \theta < \alpha$

$$h_\gamma^\pm(r, \theta, q) = \text{res}_{p=0} \left\langle \frac{H_\gamma^\pm(p, \theta)}{R_u(p)} \left(\frac{a}{r}\right)^p \right\rangle + \text{res}_{p=p_0} \left\langle \frac{H_\gamma^\pm(p, \theta)}{R_u(p)} \left(\frac{a}{r}\right)^p \right\rangle + \sum_{k=1}^{\infty} \text{res}_{p=p_k} \left\langle \frac{H_\gamma^\pm(p, \theta)}{R_u(p)} \left(\frac{a}{r}\right)^p \right\rangle + \sum_{k=1}^{\infty} \text{res}_{p=\bar{p}_k} \left\langle \frac{H_\gamma^\pm(p, \theta)}{R_u(p)} \left(\frac{a}{r}\right)^p \right\rangle, \text{ где } \gamma: r, \theta, \text{ Re}(p_k) < 0, k = 0, 1, 2, \dots \quad (1.26)$$

Вычисление вычетов в формулах (1.26) приводит к следующим формулам

$$h_\gamma^\pm(r, \theta) = \frac{H_\gamma^{\pm'}(0, \theta) + H_\gamma^\pm(0, \theta) \ln\left(\frac{a}{r}\right)}{R'_\sigma(0)} + \frac{H_\gamma^\pm(p_0, \theta)}{R'_u(p_0)} \left(\frac{a}{r}\right)^{p_0} + \sum_{k=1}^{\infty} \left( \frac{H_\gamma^\pm(p_k, \theta)}{R'_u(p_k)} \left(\frac{a}{r}\right)^{p_k} + \frac{H_\gamma^\pm(\bar{p}_k, \theta)}{R'_u(\bar{p}_k)} \left(\frac{a}{r}\right)^{\bar{p}_k} \right), \text{ где } \gamma: r, \theta, \text{ Re}(p_k) < 0, k = 0, 1, 2, \dots \quad (1.27)$$

Первое слагаемое в формулах (1.26) и (1.27), полученное в результате вычисления двукратного полюса подынтегральной функции при  $p = 0$ , содержит особенность по  $r$  в виде функции  $\ln\left(\frac{a}{r}\right)$ , неограниченно возрастающей при  $r \rightarrow 0$ . Функции  $h_\gamma^\pm(r, \theta)$  в формуле (1.17) для  $u_r(r, \theta)$  и  $u_\theta(r, \theta)$  привносят в формулы для смещений логарифмическую особенность при  $r \rightarrow 0$ . Это противоречит условию ограниченности смещений  $u_r(r, \theta)$  и  $u_\theta(r, \theta)$  в вершине клина (точке  $O$ ), и первые слагаемые в  $h_\gamma^\pm(r, \theta)$  в (1.26) и (1.27), соответствующие двукратному полюсу в точке  $p = 0$ , должны быть опущены, а контур интегрирования  $\Gamma$  контурных квадратур (1.17) в соответствии с этим должен проходить либо левее мнимой оси, но правее полюса  $p_0$ , либо обходить полюс  $p = 0$  по контуру, находящемуся в левой полуплоскости. Учитывая, что вторые и третьи слагаемые в (1.26) и (1.27) регулярны при  $r \rightarrow 0$ , то формулы (1.16) для смещений  $u_r(r, \theta)$  и  $u_\theta(r, \theta)$  принимают вид ( $0 < r < a$ ,  $\frac{\pi}{2} \leq \theta \leq \alpha$ )

$$u_\gamma(r, \theta) = -\frac{1}{2G} [Ph_\gamma^+(r, \theta) + Th_\gamma^-(r, \theta)], \quad (1.27)$$

$$h_\gamma^\pm(r, \theta) = \frac{H_\gamma^\pm(p_0, \theta)}{R'_u(p_0)} \left(\frac{a}{r}\right)^{p_0} + 2 \sum_{k=1}^{\infty} \operatorname{Re} \left( \frac{H_\gamma^\pm(p_k, \theta)}{R'_u(p_k)} \left(\frac{a}{r}\right)^{p_k} \right), \quad (1.28)$$

при  $0 < \frac{r}{a} < 1$ ,  $|\theta| < \alpha$ , где  $\gamma: r, \theta$ ,  $\operatorname{Re}(p_k) < 0$ ,  $k = 0, 1, 2, \dots$

Напряжения  $\sigma_{\delta\gamma}(r, \theta)$  из (1.20) в этом случае также представляются рядами по полюсам  $p_0, p_k, \bar{p}_k$   $k = 1, 2, 3, \dots$  следующего вида ( $0 < r < a$ ,  $\frac{\pi}{2} \leq \theta \leq \alpha$ )

$$\sigma_{\delta\gamma}(r, \theta) = -\frac{1}{a} [Pl_{\delta\gamma}^+(r, \theta) + Tl_{\delta\gamma}^-(r, \theta)], \quad (1.29)$$

$$l_{\delta\gamma}^\pm(r, \theta) = \frac{L_{\delta\gamma}^\pm(p_0, \theta)}{R'_\sigma(p_0)} \left(\frac{a}{r}\right)^{p_0+1} + 2 \sum_{k=1}^{\infty} \operatorname{Re} \left( \frac{L_{\delta\gamma}^\pm(p_k, \theta)}{R'_\sigma(p_k)} \left(\frac{a}{r}\right)^{p_k+1} \right), \quad (1.30)$$

при  $0 < \frac{r}{a} < 1$ ,  $|\theta| < \alpha$ , где  $\delta\gamma: rr, \theta\theta, r\theta$ .

Ряды в (1.29), (1.30) по полюсам  $p_k$   $k = 1, 2, 3, \dots$  сходятся со скоростью геометрической прогрессии при  $0 < r < a$  и расходятся при  $r = a$  с учётом асимптотических соотношений

$$\frac{H_{\gamma}^{\pm}(p, \theta)}{R'_u(p)} = O(1), \quad \frac{L_{\delta\gamma}^{\pm}(p, \theta)}{R'_\sigma(p)} = O(p), \quad |p| \rightarrow \infty, \frac{\pi}{2} < |\arg(p)| \leq \pi. \quad (1.31)$$

Анализ формул (1.27), (1.28) показывает, что смещения  $u_r(r, \theta)$  и  $u_\theta(r, \theta)$  регулярны при  $0 < r < a$  и обращаются в ноль при  $r \rightarrow 0$ . При  $r = a$  ряды в (1.28) расходятся, ввиду первой оценки в (1.31).

Анализ формул (1.29), (1.30) приводит к заключению, что напряжения  $\sigma_{rr}$ ,  $\sigma_{\theta\theta}$ ,  $\sigma_{r\theta}$  при  $r \rightarrow 0$  имеют интегрируемую особенность порядка  $r^{-\gamma_0}$ ,  $\gamma_0 = p_0 + 1$ , причём  $0 < \gamma_0 < 0,5$ , которая существенно зависит от половины угла раскрытия клина  $\alpha$  ( $90^\circ < \alpha < 180^\circ$ ) или  $\beta = \alpha - 90^\circ$ , как показано на графике  $p_0$  на Рисунке 15. В Таблице 2 представлены числовые значения  $p_0$  и  $\gamma_0$  в зависимости от  $\beta$ .

Следует заметить, что при  $\alpha = \pm\pi$  развернутый клин превращается в плоскости  $0 \leq r \leq \infty, |\theta| \leq \pi$  в полубесконечную трещину нормального отрыва  $0 \leq r \leq \infty, |\theta| \leq \pi$ .

Таблица 2 – Значения полюса  $p_0$   $Re(p_0) < 0$  и показателя степени  $\gamma_0 = p_0 + 1$  в формулах (1.28), (1.30)

$\beta$	0,5°	6°	11,5°	17°	22,5°	28°	33,5°	39°	44,5°
$p_0$	-0,989011	-0,882438	-0,797285	-0,728745	-0,673583	-0,629430	-0,594437	-0,567093	-0,546115
$\gamma_0$	0,010989	0,117562	0,202715	0,271255	0,326417	0,370570	0,405563	0,432907	0,453885
$\beta$	50,0°	55,5°	61,0°	66,5°	72,0°	77,5°	83,0°	88,5°	90,0°
$p_0$	-0,530396	-0,518970	-0,510993	-0,505727	-0,502590	-0,500837	-0,500146	-0,500001	-0,500000
$\gamma_0$	0,469604	0,481030	0,489007	0,494273	0,497471	0,499163	0,499854	0,499999	0,5

В Таблице 2 значение полюса  $p_0 = -0,673583$ , вычисленное при  $\beta = 22,5^\circ$  или при  $\alpha = 112,5^\circ = 5\pi/8$  совпадает с соответствующим значением  $z$  из Таблицы 14.А, представленной в [216] и составленной из комплексных полюсов  $z_k, k = 1, 2 \dots$  уравнения

$$\frac{\sin 2\alpha}{2\alpha} + \frac{\sin z}{z} = 0,$$

после пересчёта по формуле  $z_1 = 2\alpha p_1$ . Значения полюсов Таблицы 14.А [216] совпадают с соответствующими значениями полюсов, представленных в Таблице 10 из [217] при решении уравнения

$$\operatorname{sh} z = \frac{\sin 2\gamma}{2\gamma} z = 0,$$

которое совпадает с вышеописанным уравнением из [216] после замены  $z$  на  $iz$ .

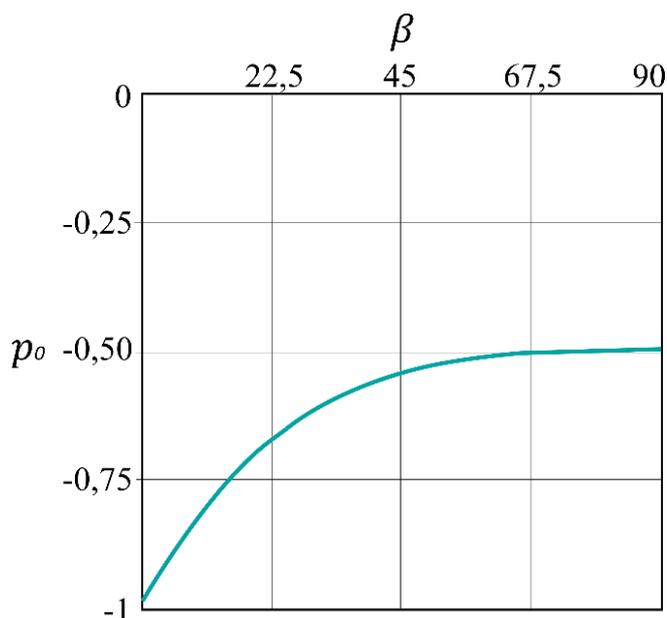


Рисунок 15 – График полюса  $p_0$  подынтегральных функций контурных квадратур

Анализ поведения напряжений  $\sigma_{rr}$ ,  $\sigma_{\theta\theta}$ ,  $\sigma_{r\theta}$  в окрестности вершины клина для  $\theta$  близких к  $\pi$  и 0,  $\beta$  близких к  $\pi/2$ ,  $p_0$  близких к  $-0,5$  показывает, что основной вклад в напряжения  $\sigma_{\delta\gamma}(r, \theta)$ , представленные формулами (1.29), (1.30), вносит первое слагаемое

$$\sigma_{\delta\gamma}(r, \theta) = -\frac{P}{a} A_{\delta\gamma}(p_0, \theta, \alpha) \left(\frac{a}{r}\right)^{p_0+1} + O\left(\left(\frac{a}{r}\right)^{\operatorname{Re}(p_1)+1}\right) \text{ при } r \rightarrow 0, \quad (1.32)$$

$$A_{\delta\gamma}(p_0, \theta, \alpha) = \frac{L_{\delta\gamma}^+(p_0, \theta) + mL_{\delta\gamma}^-(p_0, \theta)}{R'_\sigma(p_0)}, m = \frac{T}{P}, \text{ при } 0 < \frac{r}{a} < 1, 0 \leq \theta \leq \alpha,$$

$$\delta\gamma: rr, \theta\theta, r\theta, \quad (1.33)$$

где  $\operatorname{Re}(p_1) < \operatorname{Re}(p_2) < \dots < \operatorname{Re}(p_k) < \dots$ ,  $m$  – коэффициент кулоновского трения,  $L_{rr, \theta\theta, r\theta}^\pm(p, \theta)$ ,  $R'_\sigma(p)$  даны в (1.22). Переходя к пределу в (1.32) при  $\alpha \rightarrow \pi$ ,  $\theta \rightarrow 0$ ,  $p_0 \rightarrow -0,5$ ,  $\beta \rightarrow \pi/2$  получим, что

$$\sigma_{\delta\gamma}(r, 0) = \frac{P}{a} \left(\frac{a}{r}\right)^{\frac{1}{2}} + O\left(\left(\frac{a}{r}\right)^{\operatorname{Re}(p_1)+1}\right), \quad r \rightarrow 0, \quad (1.34)$$

так как

$$A_{rr,\theta\theta}\left(-\frac{1}{2}, 0, \pi\right) = -\frac{1}{\pi}, \quad A_{r\theta}\left(-\frac{1}{2}, 0, \pi\right) = 0, \quad (1.35)$$

Коэффициент интенсивности напряжений  $K_I$  в вершине трещины нормального отрыва подсчитывается по формуле  $K_I = \lim_{r \rightarrow 0} \sqrt{2\pi r} \sigma_{\theta\theta}(r, 0)$ . В результате вычислений имеем

$$K_I = \sqrt{\frac{2}{\pi a}} P. \quad (1.36)$$

Оценка (1.32) для напряжений в окрестности вершины клина приобретает вид

$$\sigma_{rr,\theta\theta,r\theta}(r, \theta) = -\sqrt{\frac{\pi}{2}} K_I A_{rr,\theta\theta,r\theta}(p_0, \theta, \alpha) \left(\frac{a}{r}\right)^{p_0+1} + O\left(\left(\frac{a}{r}\right)^{\operatorname{Re}(p_1)+1}\right),$$

при  $r \rightarrow 0$ , (1.37)

В заключение пункта следует заметить, что при  $\alpha = \pi/2$ ,  $p_0 = -1$ ,  $\theta = 0$

$$A_{\theta\theta}\left(-1, 0, \frac{\pi}{2}\right) = \frac{4m}{\pi}, \quad A_{r\theta}\left(-1, 0, \frac{\pi}{2}\right) = 0. \quad (1.38)$$

и особенности в напряжениях  $\sigma_{rr,\theta\theta,r\theta}(r, 0)$  пропадают, а клин превращается в полуплоскость.

Для построения решения задачи при  $a < r < \infty$  или  $1 < \frac{r}{a} < \infty$  необходимо контур интегрирования  $\Gamma$  в (1.17) и (1.21) замкнуть вправо и построить ряды по полюсам  $p_0, p_k, \bar{p}_k$   $k = 1, 2, 3 \dots$ , у которых  $\operatorname{Re}(p_k) > 0, k = 0, 1, 2 \dots$ . Эта часть решения при  $r > a$  не строится, так как мало информативна для рассматриваемой задачи.

#### 1.1.4 Напряженно-деформированное состояние в окрестности вершины фиссуры

Ранее полученные формулы (1.29), (1.30) для напряжений  $\sigma_{\delta\gamma}(r, \theta)$  позволяют представить распределение напряжений в эмали в окрестности вершины

фиссуры в области  $0 < r < a$ ,  $\theta \leq \alpha$ . На Рисунке 16 представлены графики напряжений  $\sigma_{rr}$ ,  $\sigma_{\theta\theta}$ ,  $\sigma_{r\theta}$ , отнесенных к величине  $P/a$  и обозначенных  $\sigma_{rr}^0$ ,  $\sigma_{\theta\theta}^0$ ,  $\sigma_{r\theta}^0$  соответственно при следующих значениях параметров:  $a = 0,3$  мм,  $t = 0,1$ ,  $\alpha = 130^\circ$ ,  $P = 830$  Н/мм. В верхнем ряду на рисунке представлены трёхмерные графики напряжений  $\sigma_{rr}^0$ ,  $\sigma_{\theta\theta}^0$ ,  $\sigma_{r\theta}^0$  в окрестности вершины фиссуры точки  $O$ , ниже от них — двумерные графики соответствующих напряжений в указанных сечениях по координате  $\theta$ .

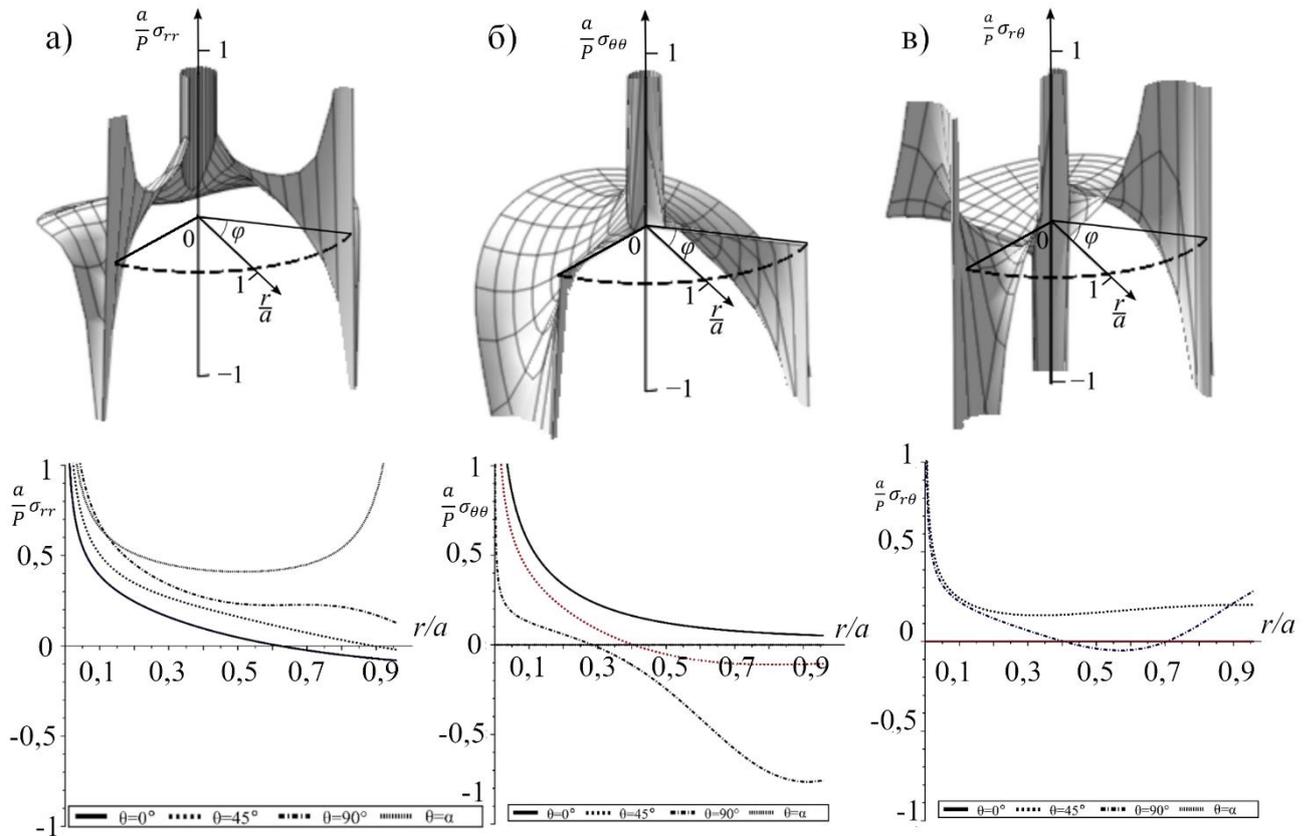


Рисунок 16 – Графики безразмерных напряжений  $\sigma_{rr}^0$ ,  $\sigma_{\theta\theta}^0$ ,  $\sigma_{r\theta}^0$  в окрестности точки  $O$  при  $a=0,3$  мм,  $t=0,1$ ,  $\alpha=130^\circ$ ,  $Q=830$  Н/мм

### 1.1.5 Области виртуального разрушения эмали в окрестности фиссуры

Формулы (1.29) и (1.30) для напряжений  $\sigma_{rr, \theta\theta, r\theta}(r, \theta, \alpha)$  позволяют исследовать характер распределения напряжений, возникающих под воздействием сил  $P$ ,  $T$  (или силы прикуса  $Q$ ) в окрестности вершины фиссуры  $O$ . Кроме этого формулы (1.29), (1.30) позволяют исследовать влияние на НДС в вершине фиссуры таких важных параметров задачи, как, угол раствора фиссуры  $2\varphi = 2\pi - 2\alpha$ , расстояние  $a = OE = OF$  от точки  $O$  до точек контакта  $E, F$  нагрузки с боковой

поверхностью фиссуры, характеризующее степень расклинивания фиссуры соответствующей нагрузкой, коэффициент трения  $m$ , характеризующий степень совершенства поверхности эмали в окрестности вершины фиссуры  $O$

$$m = \frac{T}{P}. \quad (1.39)$$

Формулы (1.29), (1.30) позволяют исследовать влияние перечисленных параметров задачи на образование и конфигурацию области виртуального разрушения эмали.

В дальнейшем силы  $P$  и  $T$  пересчитываются через силу прикуса  $Q$ . Для этого используются условия статики и после проектирования на вертикальную ось всех действующих сил, получается равенство

$$Q = 2P \sin \varphi + 2T \cos \varphi. \quad (1.40)$$

При проектировании на горизонтальную ось образуется тождество за счет симметрии задачи относительно  $OO'$ . С учетом равенства (1.40) получим следующие формулы пересчета  $P$ ,  $T$  через  $Q$

$$P = Q/\eta, \quad T = mQ/\eta, \quad \eta = 2(\sin \varphi + m \cos \varphi). \quad (1.41)$$

Согласно экспериментальным данным работы [218], материал эмали зуба терпит разрушение при достижении нормальным напряжением  $\sigma_{\theta\theta}(r, \theta)$  величины  $\sigma_B^{en} = 363$  МПа. В таком случае для определения области виртуального разрушения в окрестности точки  $O$  достаточно решить неравенство

$$\sigma_{\theta\theta}(r, \theta) > \sigma_B^{en}, \quad r, \theta \in \Omega. \quad (1.42)$$

а для определения границы  $C$  области виртуального разрушения  $\Omega$  достаточно решить уравнение

$$\sigma_{\theta\theta}(r, \theta) = \sigma_B^{en}, \quad r, \theta \in C. \quad (1.43)$$

где  $\sigma_{\theta\theta}(r, \theta)$  определена в (1.29), (1.30). Решением трансцендентного уравнения (1.43), осуществляемым численно, является функция, зависящая от переменных  $r$  и  $\theta$ , от параметров задачи  $\alpha, Q, a, m$ , входящих в  $\sigma_{\theta\theta}$ . Результаты численного исследования влияния перечисленных параметров на изменение границы  $C$  области виртуального разрушения  $\Omega$  представлены на Рисунке 17.

На Рисунке 17а представлены графики изменения границы  $C$  области виртуального разрушения  $\Omega$  для следующих значений параметра  $a$ :

300 (1), 200 (2), 100 (3), 50 (4) мкм для фиссуры с углом  $\alpha = 130^\circ$ ,  $Q = 850$  Н/мм,  $m = 0,1$ . Приведенные графики показывают влияние сил  $P$  и  $T$ , точка приложения которых приближается к вершине фиссуры  $O$ , на распространение области виртуального разрушения  $\Omega$  вдоль сторон, образующих фиссуру, и изменение её диаметров  $D_1$  и  $D_2$ . На Рисунке 17б граница  $C$  области разрушения  $\Omega$  расширяется при уменьшении угла при вершине фиссуры  $2\varphi = 180^\circ - 2\alpha$  или, что то же, при увеличении угла раствора  $2\alpha$  клина из эмали для следующих их значений  $\alpha(2\varphi)$ :  $125^\circ (110^\circ)$  (1),  $127^\circ (106^\circ)$  (2),  $130^\circ (110^\circ)$  (3),  $133^\circ (96^\circ)$  (4),  $135^\circ (90^\circ)$  (5) при фиксированных  $a = 300$  мкм,  $Q = 850$  Н/мм,  $m = 0,1$ . Графики на Рисунке 17в свидетельствуют об увеличении области разрушения  $\Omega$  с увеличением силы прикуса  $Q = 850$  Н/мм (1), 1000 (2), 1150 (3), 1350 (4), 1500 (5), 1650 (6) при  $\alpha = 130^\circ$ ,  $a = 300$  мкм,  $m = 0,1$ . Графики на Рисунке 17г показывают зависимость области виртуального разрушения  $\Omega$  от коэффициента трения  $m = 0,20$  (1), 0,10 (2), 0,05 (3), 0,0 (4),  $-0,05$  (5) при постоянных  $\alpha = 130^\circ$ ,  $Q = 850$  Н/мм,  $a = 300$  мкм.

Для оценки размеров области виртуального разрушения  $\Omega$  вводятся её линейные размеры — диаметры  $D_1$  и  $D_2$ , соединяющие две наиболее отдаленные точки границы области  $\Omega$  в продольном и поперечном направлениях соответственно. Площадь  $S$  области разрушения  $\Omega$ , как и её диаметры  $D_1$  и  $D_2$ , зависит от: угла раствора клина  $\alpha$  или угла раствора фиссуры  $2\varphi = 360^\circ - 2\alpha$ , силы прикуса  $Q$ , расстояния  $a$  ( $OE = OF = a$ ), коэффициента трения  $m$ . В связи с этим площадь  $S$  области потенциального разрушения  $\Omega$  и её диаметры  $D_1$  и  $D_2$  являются функциями параметров  $\alpha, Q, a, m$

$$D_k = \Phi_k(\alpha, Q, a, m), \quad k = 1, 2. \quad (1.44)$$

На Рисунке 18 представлены зависимости диаметров  $D_1$  и  $D_2$  при  $m = 0,1$  от параметров  $\alpha$  и  $Q$  в трёхмерном пространстве. Диаметр  $D_2$  (Рисунок 18б) области виртуального разрушения не зависит от величины параметра  $a$ .

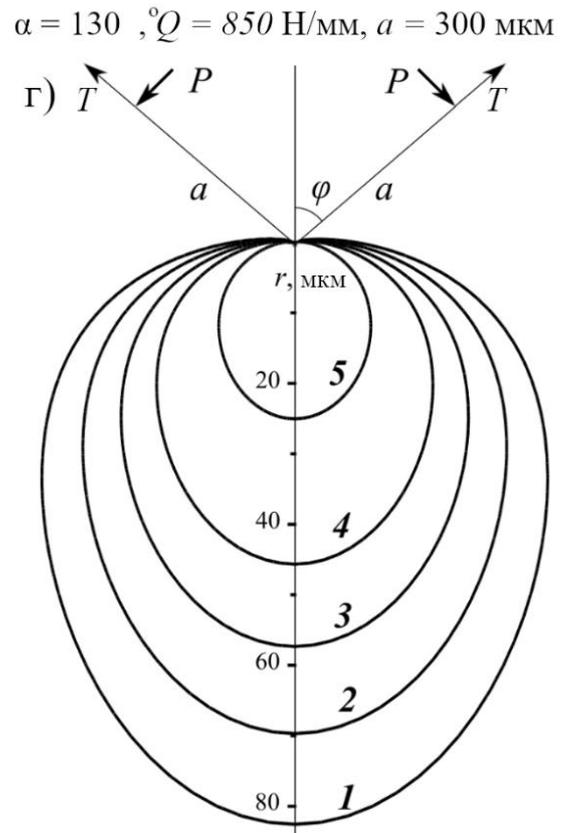
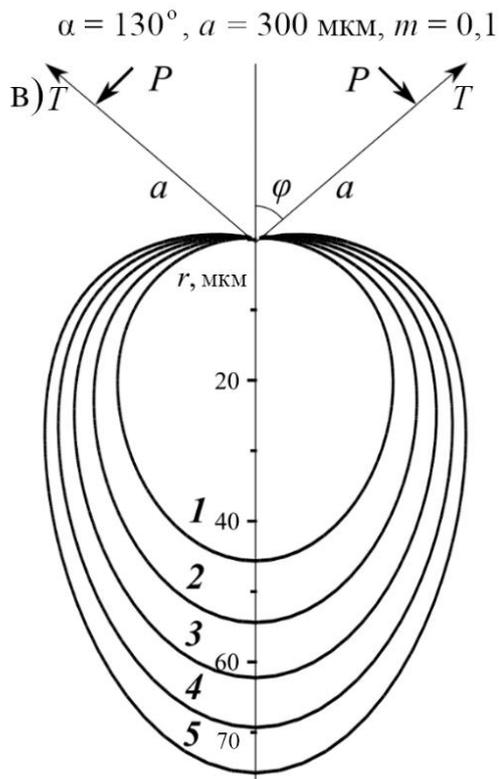
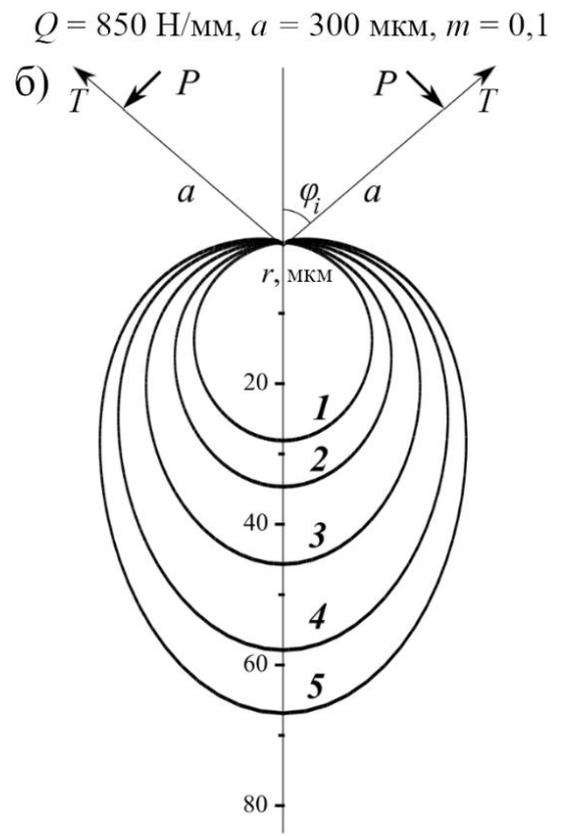
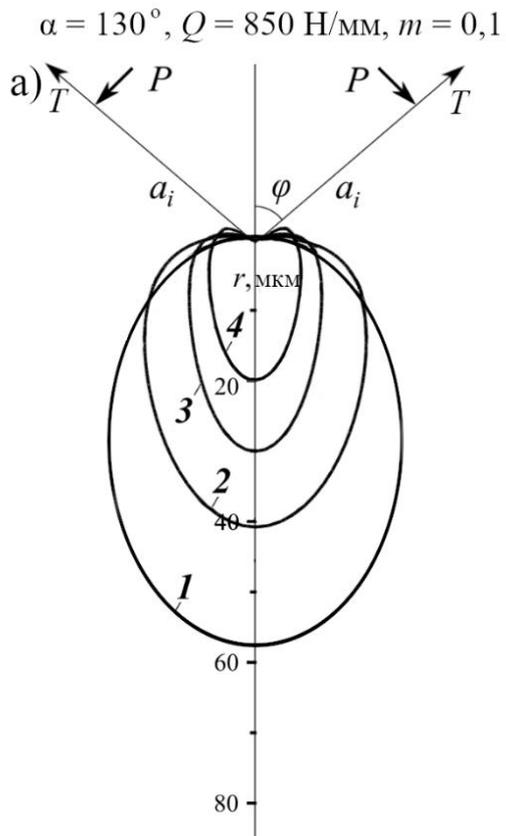


Рисунок 17 – Границы области виртуального разрушения в зависимости от:  
а) расстояния  $a$ , б) угла  $\alpha$ , в) силы  $Q$ , г) коэффициента  $m$

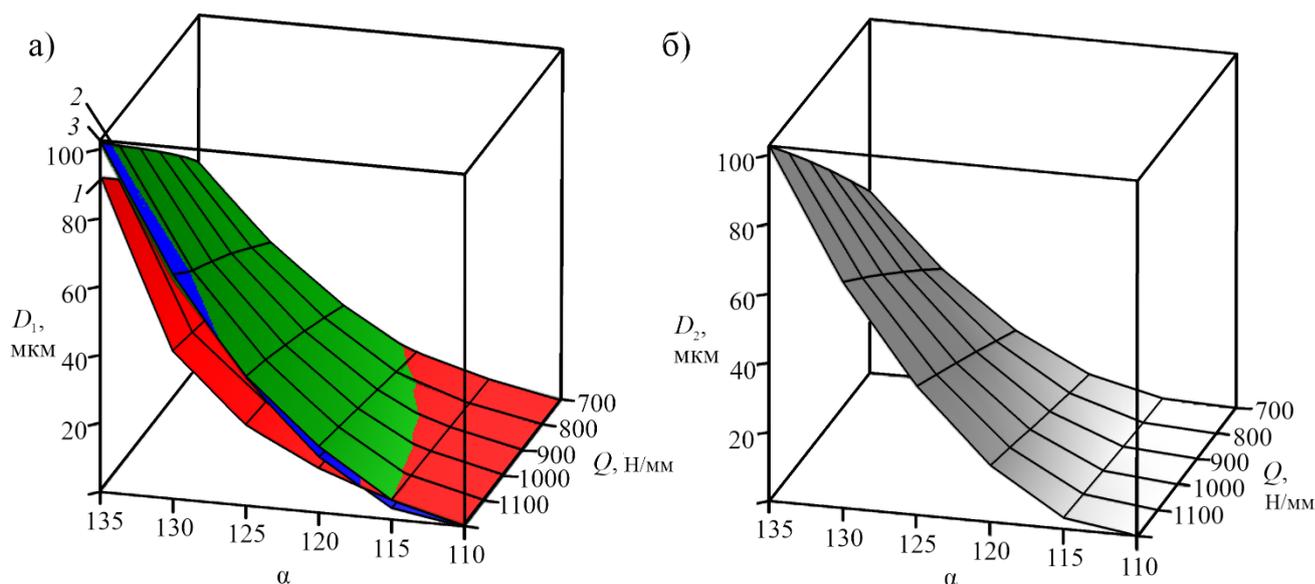


Рисунок 18 – Зависимости диаметров а)  $D_1$ , б)  $D_2$  от параметров  $\alpha$ ,  $Q$  при фиксированных  $a=100$  мкм (1, красный), 300 мкм (2, зеленый), 500 мкм (3, синий) и  $m=0,1$

Таким образом, для фиксированного диаметра  $D_k$   $k = 1,2$  области виртуального разрушения  $\Omega$  можно численно подобрать множество параметров  $(\alpha, Q)$  (при фиксированных  $a, m$ ). Для этого с геометрической точки зрения достаточно осуществить сечение поверхностей  $D_k = \Phi_k(\alpha, Q, a, m)$   $k = 1,2$  плоскостями  $D_k = \text{const}$ , параллельными плоскости  $(\alpha, Q)$ . На Рисунке 19 кривая 1 соответствует областям разрушения с диаметром  $D_1 = 50$  мкм, а кривая 2 областям разрушения с  $D_1 = 100$  мкм при  $a = 300$  мкм,  $m = 0,1$ .

Для восстановления нагрузки на фиссуру по размерам области виртуального разрушения требуется определить факторы, влияющие на форму этой области. На Рисунке 20 представлен график отношения  $D_1/D_2$  большого и малого диаметров области виртуального разрушения в зависимости от угла раствора клина  $\alpha$  и силы прикуса  $Q$  при фиксированных  $a = 300$  мкм,  $m = 0,1$ .

График на Рисунке 20 показывает, что для фиссур с небольшим углом раствора клина  $\alpha$  область разрушения вытягивается в вертикальном направлении. Наиболее широкая область разрушения (диаметр  $D_2$  в 2 раза больше, чем  $D_1$ ) будет наблюдаться для значений  $\alpha$ , близких к  $122,5^\circ$ , при силе прикуса  $Q = 1000$  Н/мм; увеличение силы прикуса  $Q$  для фиссур с  $\alpha < 135^\circ$  приводит к относительному

расширению области виртуального разрушения в поперечном направлении (уменьшению отношения  $D_1/D_2$ ), а для фиссур с  $\alpha > 135^\circ$ , к относительному сужению области виртуального разрушения (увеличению  $D_1/D_2$ ).

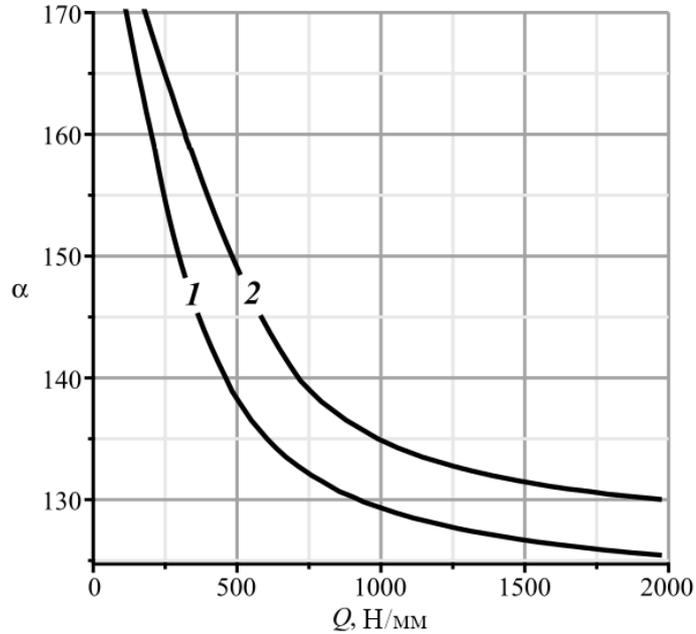


Рисунок 19 – Множества параметров  $\alpha, Q$ , соответствующих фиксированным значениям  $D_1$ : 50 мкм (1), 100 мкм (2) при  $a=300$  мкм,  $t=0,1$

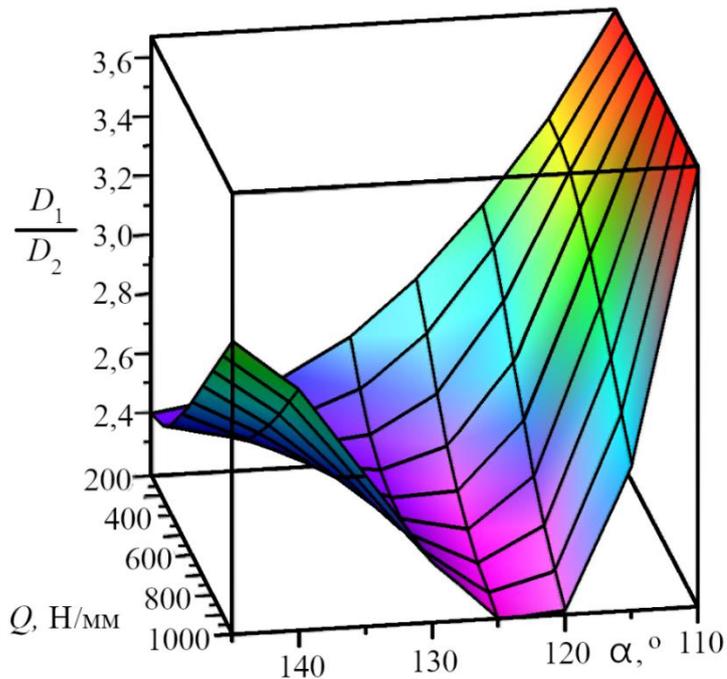
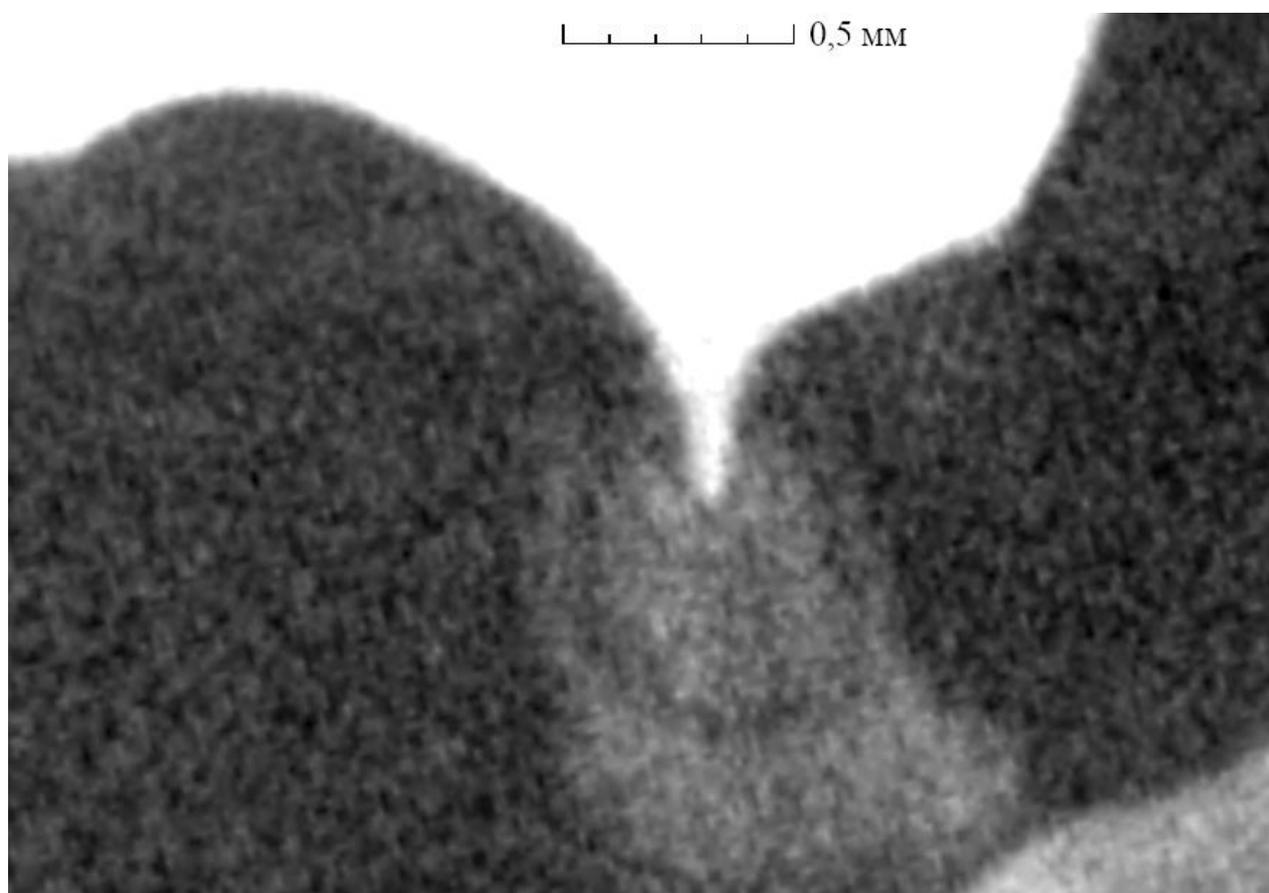


Рисунок 20 – Отношение  $D_1/D_2$  в зависимости от  $\alpha, Q$  области виртуального разрушения (при  $a=300$  мкм,  $t=0,1$ )

## 1.2 Построение карты плотности минерализации эмали в окрестности вершины фиссуры с помощью микро-КТ

Рассмотрим фиссуру моляра человека, с обнаруженной областью пониженной плотности минерализации под её вершиной с помощью микротомографического снимка (Рисунок 21). После извлечения зуба у пациента образец был помещён в 1% раствор NaClO (по массе) на 10 мин, а затем перемещён в контейнер, заполненный сбалансированным солевым раствором Хэнкса, в фармацевтический шкаф при  $4 \pm 2$  °С с добавлением гранул тимола (Унифарм, г. Славянск-на-Кубани, Россия) с целью дезинфекции и предотвращения появления грибка. Соотношение тимола и раствора Хэнкса составило 1:1000.



*Рисунок 21 – Микротомографический снимок, показывающий изменения плотности минерализации эмали в окрестности вершины фиссуры, до программной обработки*

Визуализация фиссуры осуществлена на компьютерном рентгеновском микро-КТ Xradia Versa 520 (Carl Zeiss AG, г. Плзззнтон, США). Помимо оценки

геометрии исследуемого объекта, микро-КТ был применён для изучения плотности минерализации в окрестности вершины фиссуры на основе значений по шкале серого цвета (от 0 до 65535) изображения, позволяющей визуализировать затухание рентгеновского излучения, проходящего через образец. Ряд работ [219, 220] демонстрируют, что значения данной шкалы пропорциональны плотности минерализации. Была проведена калибровка зависимости значения серого проекций микротомограммы от плотности изучаемого образца в конкретных условиях проведения эксперимента (температура, влажность, среда, позиция источника излучения и детектора по отношению друг к другу) согласно рекомендациям фирмы-изготовителя микро-КТ. Данная калибровка позволила рассчитать плотность минерализации тканей количественно. Для выполнения данной процедуры был использован калибровочный фантом, разработанный в рамках диссертационного исследования. Фантом был помещен над эмалью исследуемого образца.

Калибровочный фантом представляет собой эталон с известными значениями плотности его составляющих: полиэтилентерефталат (ПЭТ,  $1,35 \text{ г/см}^3$ ), сплав на основе магния Ма2-1М ( $1,78 \text{ г/см}^3$ ), сплав на основе алюминия САС1-400 ( $2,69 \text{ г/см}^3$ ) и природный минерал флюорит ( $3,09 \text{ г/см}^3$ ). Подобный подход был предложен и детально рассмотрен в метрологической работе Алуаһуа и соавт. [221] и показал высокую результативность при исследовании биологических образцов в другом исследовании диссертанта [222]. Для размещения образца в камере микро-КТ, а также для позиционирования калибровочного фантома в окрестности фиссуры, использовались запатентованные диссертантом приспособления [193, 194].

Исследуемый образец и калибровочный фантом сканировались одновременно со следующими параметрами: напряжение рентгеновской трубки составляло 110 кВ, мощность - 9,5 В, размер пикселя - 19,1 мкм. Образец вращался на  $360^\circ$ , время экспозиции составляло 0,9 с, при этом на рентгеновском источнике использовался фильтр НЕ6. В результате сканирования была получена 1601 проекция образца с фантомом. Программное обеспечение

XRMReconstructor 12.0.8086.19558 (Carl Zeiss AG, Германия) использовалось для реконструкции набора проекций в виртуальные срезы с ручной настройкой смещения центра фокуса исследуемого объекта и с применением размытия Гаусса (0,5). Дополнительно был осуществлен сдвиг спектра пучка в более высокоэнергетическую (жёсткую) область (0,19). Для компенсации дрейфа образца в процессе сканирования использовалась опция дополнительных компенсирующих перемещений.

Затем была построена диаграмма, описывающая линейную зависимость между значениями серого цвета и плотностью минерализации коронки зуба. Для приближения значений зависимости как можно ближе к измеренным значениям серого цвета, составляющих фантом, использовался метод наименьших квадратов, минимизировалась средняя ошибка по четырём фантомам, результат представлен на Рисунке 22. Таким образом было получено уравнение регрессии  $y = 5,49 \times 10^{-2}x + 3,48 \times 10^2$  и критерий согласия Пирсона  $R^2 = 0,9995$ , подтверждающий, что между наблюдаемыми величинами наблюдается положительная корреляция и высокая степень связи (т. е. с ростом плотности линейно растёт наблюдаемое значение серого цвета). С помощью построенной зависимости были определены откалиброванные средние значения серого цвета и занесены в Таблицу 3. Данные значения после масштабирования делением на 1000 и пересчёта откалиброванной плотности при измеренных значениях серого заносились в подпрограмму для калибровки микротомографии. Для набора сечений зуба в формате DICOM при анализе значений серого по оси ординат было получено значение плотности минерализации в программной среде VGSTUDIO MAX 3.4 (Volume Graphics GmbH, г. Хайдельберг, Германия).

По данным микро-КТ был определён угол раствора фиссуры  $2\varphi$ , а также построена карта распределения плотности минерализации в эмали в вершине фиссуры. Далее находилась проекция с искомой фиссурой. Часть проекции, содержащая фиссуру и эмаль в её окрестности, разбивалась на ячейки, в каждой из

которых содержалось значение плотности. Для этого использовался инструмент Integration mesh с размером каждой ячейки  $19 \times 8 \times 11$  мкм.

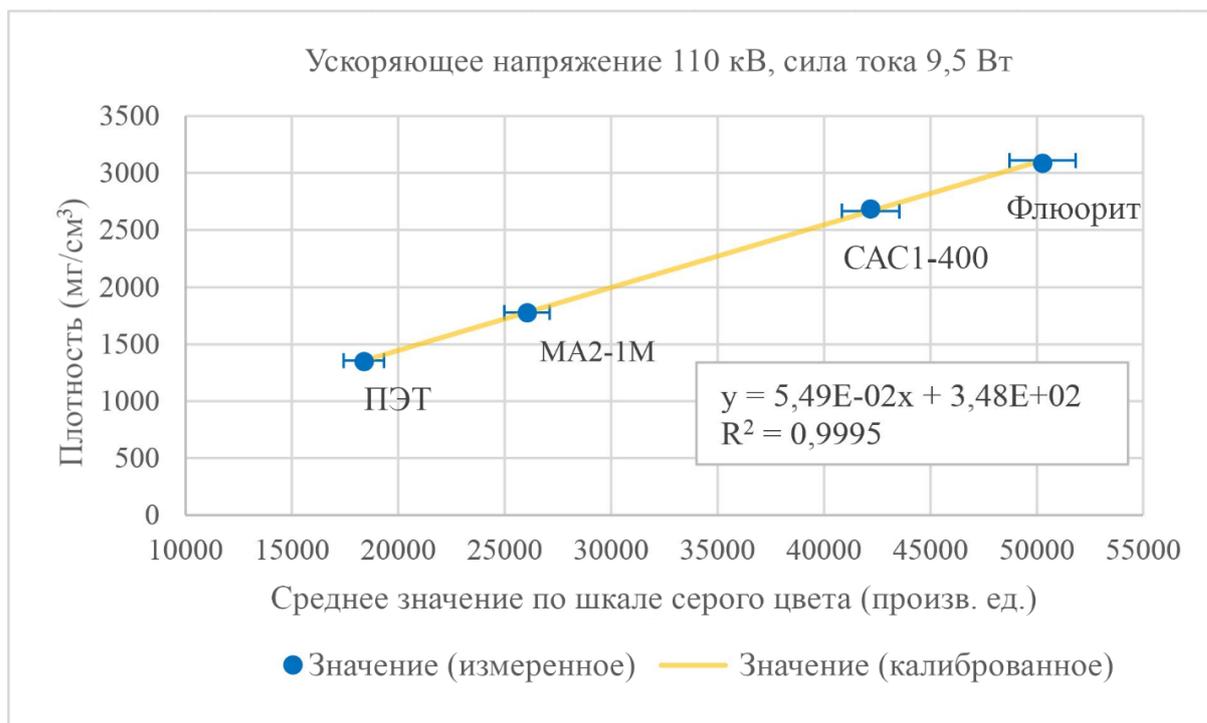


Рисунок 22 – Зависимость значения серого цвета от плотности калибровочного фантома

Таблица 3 – Результаты калибровки зависимости значения серого на томограмме от плотности минерализации образца

Фантом	Плотность реальная, мг/см <sup>3</sup>	Среднее значение серого цвета (измеренное), произв. ед.	Стандартное отклонение, произв. ед.	Среднее значение серого цвета (калиброванное), произв. ед.	Ошибка при калибровке
ПЭТ	1350	18373,31	945,07	1357,28	1%
МА 2-1М	1780	26046,56	1061,17	1778,70	0%
САС1-400	2690	42187,57	1347,25	2665,16	1%
Флюорит	3090	50266,48	1556,97	3108,86	1%

Как было ранее показано Huang и соавт. [223] и Elliot и соавт. [224], для здоровой эмали плотность минерализации лежит в пределах  $3,0-3,2$  г/см<sup>3</sup>, что согласуется с полученными в настоящей работе данными:  $\rho_{мэ} = 3,05$  г/см<sup>3</sup>. В настоящей работе для очерчивания области критического снижения плотности

минерализации эмали используется следующее значение плотности, определённое в статистическом исследовании Djomehri и соавт. [225] как пороговое для патологически измененной эмали:  $\rho_{\text{мэ}}^* = 2,8 \text{ г/см}^3$ . Граничные точки области пониженной плотности, полученной при реализации неравенства  $\rho < \rho_{\text{мэ}}^*$ , определялись из её крайних значений при выполнении равенства  $\rho = \rho_{\text{мэ}}^*$ .

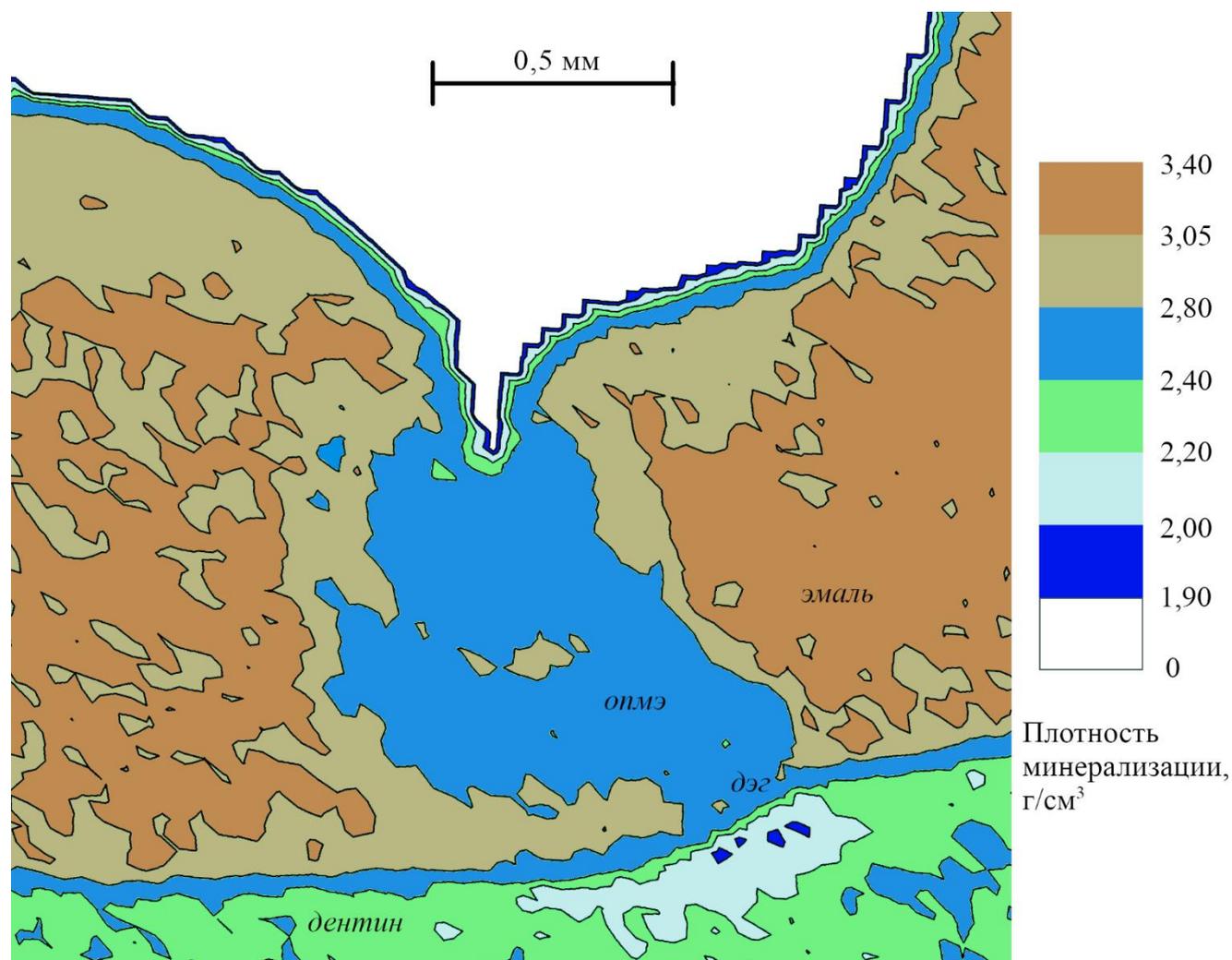
На Рисунке 23 представлена карта плотности минерализации участка эмали в окрестности вершины фиссуры с Рисунка 21. Области с нормальной плотностью минерализации эмали  $\rho > \rho_{\text{мэ}}^*$  окрашены в бежевые тона. Области с пониженной плотностью минерализации эмали  $\rho < \rho_{\text{мэ}}^*$  окрашены в синие тона. Области с нормальной плотностью дентина окрашены в зеленые тона, пониженной – в синие. Граница области пониженной минерализации эмали  $\rho = \rho_{\text{мэ}}^*$  очерчена сплошной чёрной линией. Следует отметить, что возникновение области пониженной плотности минерализации эмали свидетельствуют об ослаблении и разрушении её структуры.

### 1.3 Восстановление силы прикуса по микро-КТ снимку

Возникновение областей разрушения при жевательной нагрузке на фиссуру окклюзионной поверхности зуба человека не обязательно приводит к образованию очевидных видов разрушения типа магистральных трещин или сколов эмали. Достаточно часто это приводит к изменению микроструктуры, образованию микротрещин (возникновению трещиноватости), к снижению плотности минерализации эмали под вершиной фиссуры ввиду того, как ранее отмечалось, что вершина фиссуры представляет область естественной концентрации напряжений.

Область пониженной плотности минерализации эмали в окрестности вершины фиссуры зуба пациента, проиллюстрированная на Рисунке 23, перенесена на Рисунок 24 с одновременным помещением на него областей виртуального разрушения, построенных согласно соотношению (1.43) при силах прикуса  $Q = 500$  (а), 850 (б), 1350 (в), 1700 (г) Н/мм. Граница области пониженной

плотности минерализации эмали в окрестности вершины фиссуры на Рисунке 24 очерчена белой пунктирной линией. Белой сплошной линией очерчена граница области виртуального разрушения согласно (1.44). Синим цветом выделена ткань, демонстрирующая снижение плотности, и попадающая в границу области виртуального разрушения.



*Рисунок 23 – Карта границы области с пониженной плотностью минерализации эмали под вершиной фиссуры с углом раствора  $2\varphi=26^\circ$ ; опмэ – область пониженной плотности минерализации эмали; дэг – дентиноэмалевая граница*

Анализ Рисунка 24 с использованием программного обеспечения GIMP 2.10.30 показывает, что конгруэнтными областями пониженной плотности и виртуального разрушения являются соответствующие области, представленные на Рисунке 24в, где область виртуального разрушения построена при  $Q = 1350$  Н/мм.

Под конгруэнтностью областей понимается их равновеликость, которая в нашем случае заключается в следующем:

- в близости (совпадении) их площадей  $S_1$  и  $S_2$ ;
- в близости (совпадении) соответствующих диаметров  $D_1$  и  $D_2$ ;
- в близости (совпадении) отношений диаметров  $D_1/D_2$  и т.п.

В целом, нетрудно видеть на Рисунке 24в близость площадей, близость диаметров и их отношений представленных областей пониженной плотности минерализации и виртуального разрушения, которые были достигнуты за счёт подбора силы прикуса  $Q$ . Отсюда следует, что по снимкам микро-КТ области пониженной плотности, по её площади или по её диаметрам  $D_1$  и  $D_2$  могут быть установлены основные характеристики соответствующей фиссуры окклюзионной поверхности моляров и премоляров:

- угол раствора фиссуры  $2\varphi$ ,
- глубина фиссуры  $l = ka$  ( $k > 1$ ),
- расстояние  $a$  от вершины фиссуры  $O$  до действующих сил  $P$  и  $T$ ;
- несовершенство поверхности эмали  $m$  ( $0 < m < 1$ ).

На основании зависимостей  $D_k(\alpha, Q)$   $k = 1, 2$  (8.3), представленных на Рисунке 20 в виде поверхностей, составляется Таблица 4 величин  $D_k$  в зависимости от параметров  $(\alpha, Q)$  при фиксированных  $a, m, \sigma_B^{en}$ .

Таблица 4 – Диаметры  $D_1$  и  $D_2$  области разрушения в зависимости от параметров задачи при  $m=0,1$  и  $a = 300$  мкм

$Q$ , Н/мм	$\alpha = 110^\circ$		$\alpha = 130^\circ$		$\alpha = 150^\circ$		$\alpha = 170^\circ$	
	$D_1$ , мкм	$D_2$ , мкм						
500	0,003	<0,001	25	11	119	41	384	151
800	0,015	0,004	44	19	204	62	588	243
1100	0,042	0,011	60	25	297	83	770	334
1400	0,092	0,025	73	29	366	105	936	422
1700	0,173	0,047	84	32	443	129	1090	509
2000	0,288	0,081	93	34	517	154	1240	593

Таблица 4 позволяет получить решение ряда часто встречающихся задач практической стоматологии:

- по известной величине прикуса  $Q$  определить фиссуры с углами раствора  $2\varphi$ , приводящие к потенциально опасной области разрушения с диаметром  $D_1$ ;
- по углу фиссуры  $2\varphi$  определить наибольшее возможное значение величины прикуса  $Q$ , приводящее к потенциально опасной области разрушения с диаметром  $D_1$ ;
- по фиксированному диаметру  $D_1$  области разрушения определить недопустимые углы раствора фиссур  $2\varphi$  при фиксированной величине силы прикуса  $Q$ .

Следует отметить, что если графики  $D_k, k = 1, 2 \dots$ , представленные на Рисунке 18, внушают оптимизм однозначного определения параметров фиссуры, то график отношения  $D_1/D_2$ , представленный на Рисунке 19 позволяет в этом засомневаться. Это требует дополнительных исследований и более обширной статистики по фиссурам.

Предлагаемая методика может быть полезной при проектировании искусственных коронок как при протезировании зубов, так и при изготовлении виниров на окклюзионной поверхности моляров и премоляров для сохранения зуба-антагониста. Это связано в первую очередь с отличием напряжений разрушения эмали от напряжений разрушения искусственных коронок и необходимостью компенсации этого различия за счёт параметров окклюзионной поверхности искусственных коронок. Существенную роль при изготовлении коронок и их окклюзионной поверхности играют параметры фиссур – угол раствора, глубина, гладкость поверхности – которые можно спроектировать для заданной силы прикуса  $Q$  с учётом физиологии полости рта и жёсткости пищи. Очевидно, что для реализации предлагаемой методики потребуется разработка новых приборов, инструментов, приспособлений, способствующих: определению

основных параметров фиссур, диагностике областей повышенной деминерализации эмали, прогноза развития области разрушения эмали в ходе прогрессирования кариеса и разработки методик лечения кариеса.

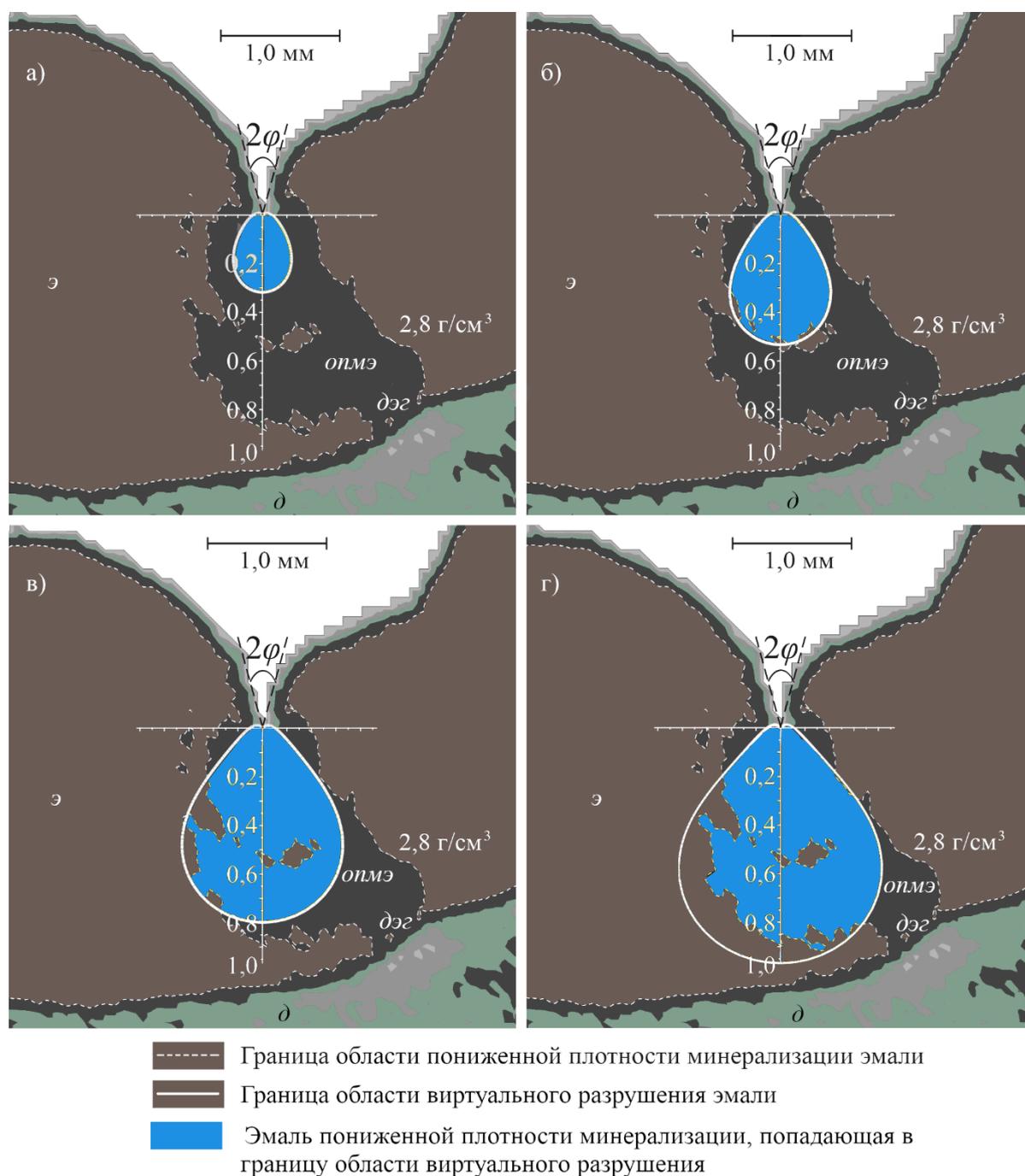


Рисунок 24 – Границы областей виртуального разрушения и пониженной плотности минерализации эмали при силах прикуса  $Q=500$  (а),  $850$  (б),  $1350$  (в),  $1700$  (г) Н/мм; э – эмаль, д – дентин, дэг – дентиноэмалевая граница, опмэ – область снижения плотности минерализации эмали

## 1.4 Выводы по Главе 1

В данной главе была разработана комплексная биомеханическая методика, позволяющая по размерам области пониженной плотности минерализации установить критическую величину силы прикуса, приводящую к деминерализации ткани в окрестности вершины фиссуры. Проведенные экспериментальные биомеханические исследования позволили установить расположение области пониженной плотности минерализации эмали в окрестности вершины фиссуры окклюзионной поверхности с помощью рентгеновского микротомографирования.

Теоретические исследования концентрации напряжений в окрестности вершины фиссуры в виде развернутого клина позволили установить:

- конгруэнтность областей пониженной плотности и виртуального разрушения эмали в окрестности вершины фиссуры;
- степень влияния параметров фиссуры: угла раствора, глубины, расстояния от пищи до вершины, несовершенство поверхности, а также силы прикуса на формирование области виртуального разрушения эмали в окрестности её вершины;
- границы области виртуального разрушения эмали.

В качестве примера была рассчитана критическая величина силы прикуса, которая привела к деминерализации эмали в окрестности фиссуры с углом раствора  $2\varphi = 26^\circ$  моляра человека. Разработанная в главе методика получила дополнительное развитие для решения прикладных экспериментальных задач во 2 и 3 главе диссертации.

Установленные положения позволяют сделать рекомендации по конструированию окклюзионной поверхности в части фиссур искусственных коронок, подбору параметров окклюзионной поверхности как при протезировании, так и при имплантировании зубов.

## Глава 2. Экспериментальное исследование свойств эмали и дентина в окрестности области кариеса в стадии белого пятна

Протекание такого патологического процесса как кариес зубов неразрывно связано с физиологией пелликулы на поверхности эмали. Пелликула представляет собой бесклеточную биопленку, образованную в ходе селективной адсорбции белков слюны [226]. Она защищает зуб от воздействия кислот в полости рта [227], но при этом является местом прикрепления бактерий с последующим образованием колоний [228]. Таким образом, биологическая пленка превращается в матрицу экзополимера, внутри которой растут клетки бактерий, сообщество которых имеет коллективную физиологию [229]. Пленка, сформированная бактериями, прикрепленными к пелликуле, вместе с продуктами их жизнедеятельности формируют зубной налёт [230]. Пример такой плёнки можно увидеть на Рисунке 25.

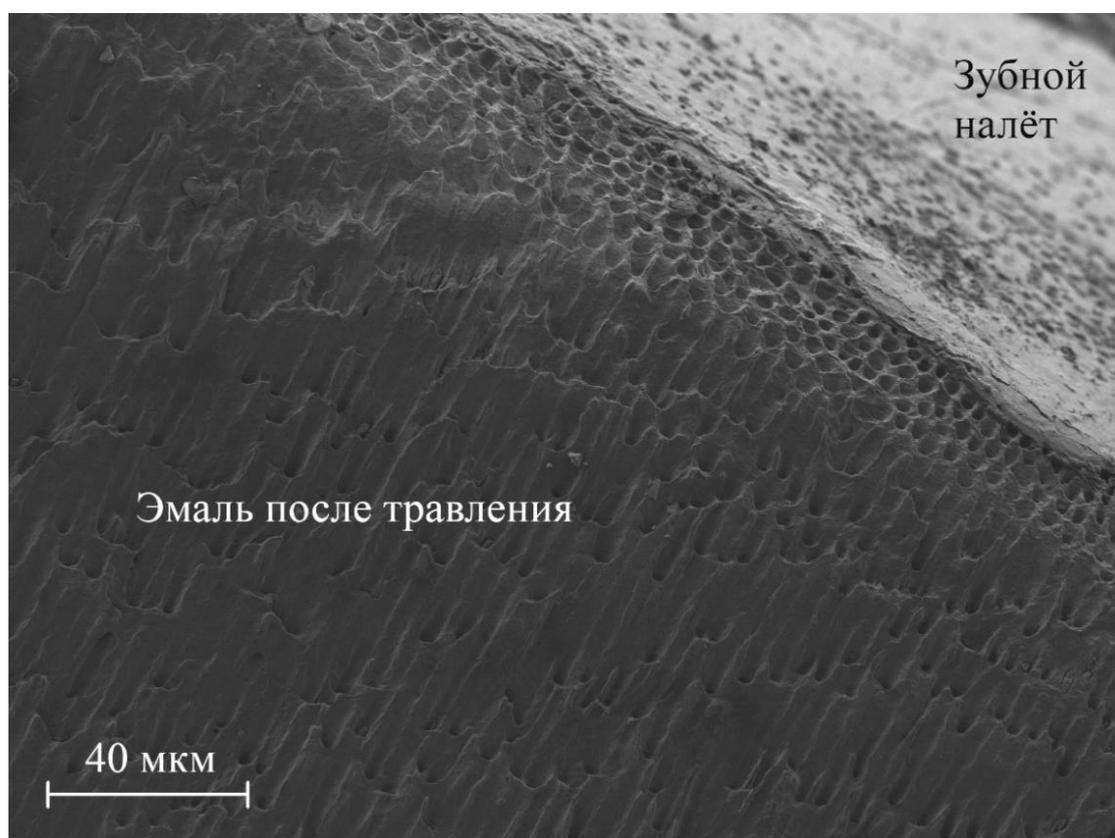


Рисунок 25 – Снимок скола эмали зуба после травления, выполненный на СЭМ. В правом верхнем углу визуализирован участок зубного налёта

Бактерии зубного налета, в основном групп *Streptococcus mutans* и *Lactobacillus*, метаболизируют углеводы в полости рта, что приводит к образованию органической кислоты [231-235], главным образом молочной. Эта кислота понижает  $pH$  в области налета и проникает в эмаль зуба, вызывая постепенное растворение основных компонентов её структуры – кристаллов гидроксиапатита [236-238]. Этот процесс называется деминерализацией. Деминерализация может начаться двумя способами: либо растворением центров кристаллов, либо воздействием на периферийные области [171]. Деминерализация может активно развиваться в окрестностях вершин фиссур моляров и премоляров [239]. В случаях проксимального кариеса кристаллы гидроксиапатита повреждаются сначала на поверхности эмали, затем в приповерхностном слое и дальше вглубь зуба.

При достижении кислотой дентина, его клетки – одонтобласты – посылают сигнал пульпе, которая синтезирует факторы роста, позволяющие одонтобласту, подобно насосу, «выкачивать» минеральные вещества из кровеносных сосудов пульпы и отправлять их в очаг деминерализации. Ввиду того, что данная область достаточно пориста, минералы имеют возможность распространяться по ней значительно проще, чем по окружающей здоровой эмали. Таким образом, в полости кариозного поражения протекает восстанавливающий процесс – реминерализация (либо одновременно с деминерализация, либо поочередно). Реминерализация подразумевает три основных направления: достраивание частично растворенных кристаллов [240, 241], появление новых кристаллов [242] и рост сохранившихся кристаллов [243, 244]. Чем сильнее кристалл был поврежден, тем сильнее он отличается от первоначальной формы. Кристаллы могут накапливать в себе некоторые химические элементы в концентрациях, не свойственных здоровой эмали, например, фтора [245], что может повлечь изменение цвета эмали [246]. Интересно, что осажденные кластеры новых мелких кристаллов и аморфных материалов, закрывающие деминерализованные пустоты и межпризмные пространства, могут быть обычным явлением при поздних стадиях кариеса [247]. В этом случае новые кристаллы эмали начинают скорее

напоминать кристаллы дентина, что является косвенным свидетельством того, что реминерализация кристаллов идёт из пульпы. Поверхностный же упрочнённый псевдоинтактный слой формируется из ионов минеральных веществ, находящихся в слюне [248].

Первый клинически видимый этап кариеса – кариес в СБП – характеризуется деминерализацией эмали без образования кариозной полости. Подобная патологически изменённая ткань обычно представляет собой визуально здоровый псевдоинтактный поверхностный слой с подповерхностной пористой областью. Из-за значительного отличия в показателях преломления между пористой областью и окружающей её здоровой эмалью, деминерализованные очаги эмали имеют непрозрачный меловый оттенок [249, 250].

В целом количество исследований, характеризующих фундаментальные изменения, которые возникают в тканях, поражённых кариесом в СБП, с точки зрения биомеханики и биоинженерии, в дополнение к подходам, использующим привычные медицинские рентгенографические методы [251, 252], остаётся достаточно низким. Тем не менее, такой подход позволяет лучше понять изменения в патологически изменённых эмали и дентине. При этом каждый из доступных исследователю инструментов имеет свои преимущества и недостатки. Так наноиндентирование позволяет исследовать локальные механические характеристики образца, контролируя как позиционирование индентора по поверхности объекта, так и по глубине внедрения вплоть до единиц нанометров [253], однако требуя тщательной подготовки исследуемой поверхности. Микро-КТ, напротив, позволяет начинать исследования практически сразу после извлечения зуба у пациента. Это мощный инструмент количественного изучения деминерализации и реминерализации зубов [254, 255], а также микроструктуры тканей в объёме [256], который, в свою очередь, не позволяет проводить исследования *in vivo* в полости рта пациентов. Рамановская спектроскопия позволяет точно изучить молекулярный состав областей как здоровых, так и патологически изменённых тканей [257]. В то же время следует иметь в виду, что спектры флуоресценции органических материалов преобладают над гораздо более

слабыми сигналами неорганических веществ, это влечёт за собой трудности при исследовании тканей, богатых органическими соединениями [258]. АСМ позволяет количественно оценить параметры шероховатости поверхности исследуемых объектов, что даёт ещё один инструмент тестирования различных клинических методов лечения [259] и позволяет подробно наблюдать за процессом деминерализации эмали [260]. Этот инструмент в основном применяется для оценки ограниченных областей интереса. СЭМ, хотя и не позволяет измерять микрогеометрические характеристики поверхности, может быть использована для наблюдения относительно больших областей с существенными изменениями высоты, таких как границы патологически изменённых областей. Недостатком данного метода является риск дополнительного повреждение образца из-за воздействия вакуума или электронного пучка [261]. В то же время сочетание различных методик даёт возможность преодолеть ограничения отдельных подходов и помогает понять процессы, происходящие внутри здоровых и патологически изменённых тканей [262-268].

В данной главе проведена многофакторная характеристика свойств тканей моляра человека, поражённого кариесом в СБП. Полученные характеристики сравниваются со значениями свойств здоровых эмали и дентина. Подобное сопоставление имеет важное значение для создания основы будущих исследований, направленных на оценку эффективности минимально инвазивных методов лечения кариеса, а также более глубокого анализа прочностных свойств и особенностей патологически изменённых тканей.

## **2.1 Исследуемый образец и его пробоподготовка**

Кариес в СБП был обнаружен в проксимальной области верхнечелюстного моляра (пациент 21-летний мужчина) независимо двумя практикующими стоматологами. Визуально область кариеса в СБП представляла собой матовый меловый участок без признаков повреждения поверхности. Первичная обработка образца в 1 % растворе NaClO (по массе) и выдержка в сбалансированном солевом

растворе Хэнкса с гранулами тимола были выполнены аналогично описанной в Главе 1 процедуре.

Согласно основным критериям классификации стадий кариеса, введенным в монографии Kidd и Fejerskov [269], рассматриваемая область в СБП представляет собой первично активное зарождающееся кариозное поражение гладкой поверхности эмали взрослого пациента. Согласно классификации кариеса Всемирной Стоматологической Федерации, FDI [270], данная область относится к определенным категориям: I - отсутствие явного кариеса дентина, а - эмаль без кавитации (+), 1 - первые визуальные изменения эмали (+), где символ (+) указывает на активность кариозного поражения.

Чтобы получить продольный разрез области, содержащей кариес в СБП, было использовано прецизионное пиление на установке Isomet 4000 (Buehler, Лэйк Блафф, США) с абразивным диском SiC (MetAbrase, Buehler, Лэйк Блафф, США). Кроме того, пульпарная камера была очищена от остатков мягких тканей.

Поверхность шлифа образца вблизи области кариеса в СБП была тщательно отшлифована с использованием абразивной бумаги на основе SiC со следующей зернистостью: P800, P1200 (Siawat 1913, Sia Abrasives, Фрауэнфельд, Швейцария), P2000, P2500 (Smirdex, Лефки - Ксанти, Греция). В качестве смазки использовалась проточная вода. В процессе шлифовки образец был утончен таким образом, чтобы сформировать поверхность, пересекающую внутреннюю часть области кариеса в СБП. После этого проводилась полировка поверхности с использованием масляных суспензий, содержащих алмазные частицы диаметрами 6 и 1 мкм (MetaDi, Buehler, Лэйк Блафф, США), при использовании технических смазок GreenLube (Allied, г. Ранчо Домингез, США) и BlueLube (Benchmade, г. Орегон-Сити, США) соответственно. Финальная полировка выполнялась с использованием золь-гелевой суспензии MasterPrep (Buehler, г. Лэйк Блафф, США) на основе частиц оксида алюминия диаметром 50 нм в присутствии дистиллированной воды. В качестве подложек для суспензий использовалась мягкая безворсовая синтетическая ткань Trident (Buehler, г. Лэйк Блафф, США). За каждым этапом шлифовки и полировки следовала ультразвуковая очистка образца в

дистиллированной воде в течение 3 мин с использованием ванны Sonorex RK 31 (Bandelin, г. Берлин, Германия).

Для данной главы было рассмотрено четыре овальных участка поверхности образца, каждый приблизительно 1,4 мм × 1 мм:

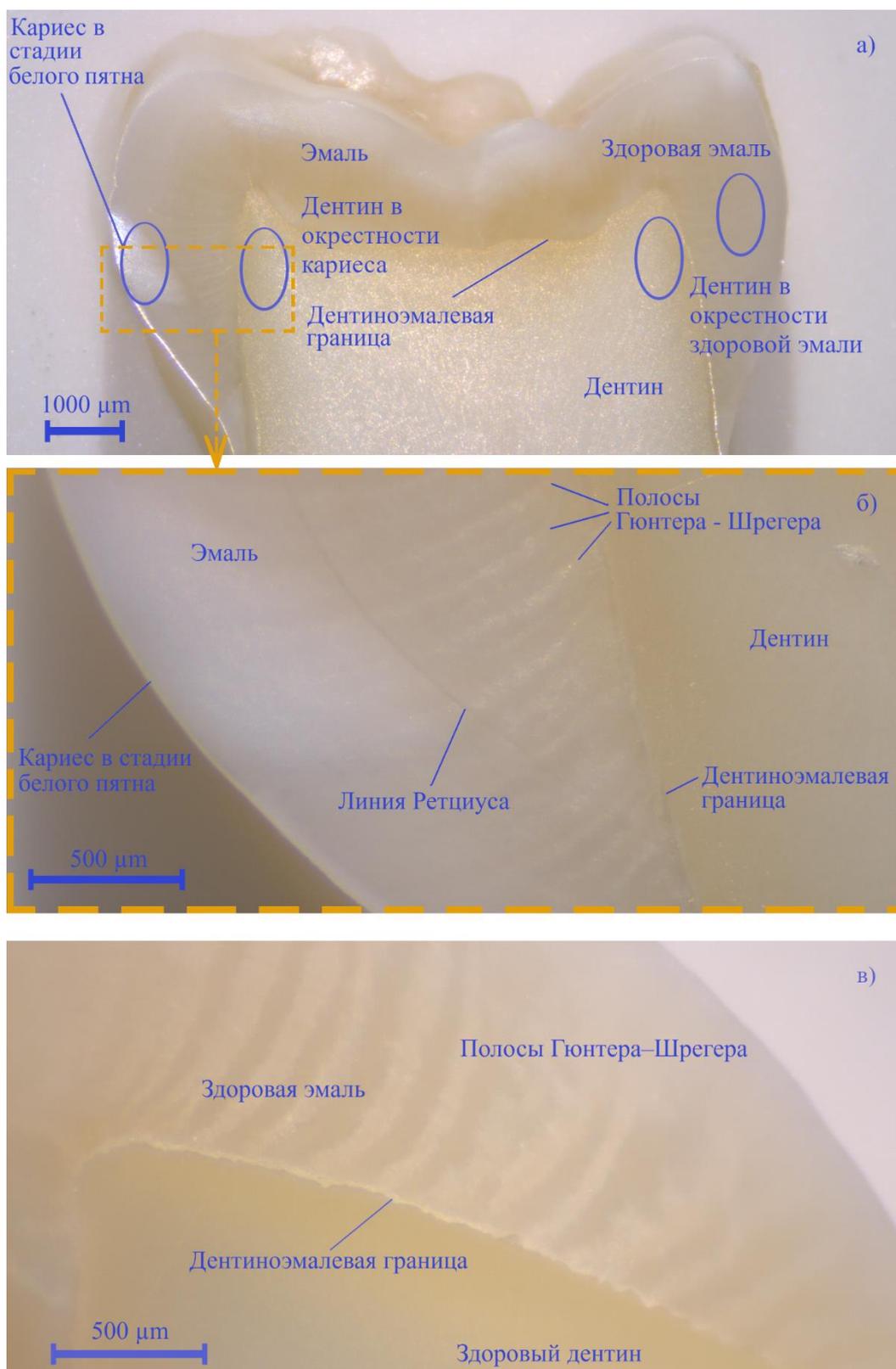
1. эмаль, пораженная кариесом в СБП;
2. дентин в окрестности эмали, поражённой кариесом в СБП (находящийся в соприкосновении с дентиноэмалевой границей как можно ближе к области 1 кариеса в СБП);
3. здоровая эмаль на противоположной медиальной стороне зуба;
4. дентин в окрестности участка здоровой эмали (находящийся в соприкосновении с дентиноэмалевой границей как можно ближе к области здоровой эмали 3).

В данной главе все области были взяты на одном и том же зубе, чтобы избежать вариаций экспериментальных данных, связанных с факторами, не относящимися к кариесу, такими как возраст [271] и влияние окружающей среды [272-274].

## 2.2 Оптическая микроскопия образца

Используя оптический стереомикроскоп Stemi 305 (Carl Zeiss AG, г. Шанхай, КНР) по схеме Грену с цветной видеокамерой AxioCam 105 (Carl Zeiss AG, г. Оберкохен, Германия) были сделаны изображения коронки зуба в отраженном свете, включая четыре исследуемые области (Рисунок 26а).

Следует отметить качественно визуализированные полосы Гунтера – Шрегера (Рисунок 26б-в), а также линию Ретциуса, что свидетельствует о высоком качестве полировки образца. На снимках отчётливо видно отсутствие трещин на шлифе образца, что подтверждает, что деминерализация обусловлена кариесом, не являясь следствием прижатия стоматологического инструмента к поверхности эмали во время удаления зуба.



*Рисунок 26 – Оптическая микроскопия образца после финишной полировки: а – общий вид коронки; (б) область кариеса в СБП*

На снимках, выполненных на оптическом микроскопе, границы области кариеса внутри эмали отчётливо очерчены. Визуально дентин в окрестности

патологически изменённой эмали не отличается от здорового дентина на противоположной медиальной стороне зуба.

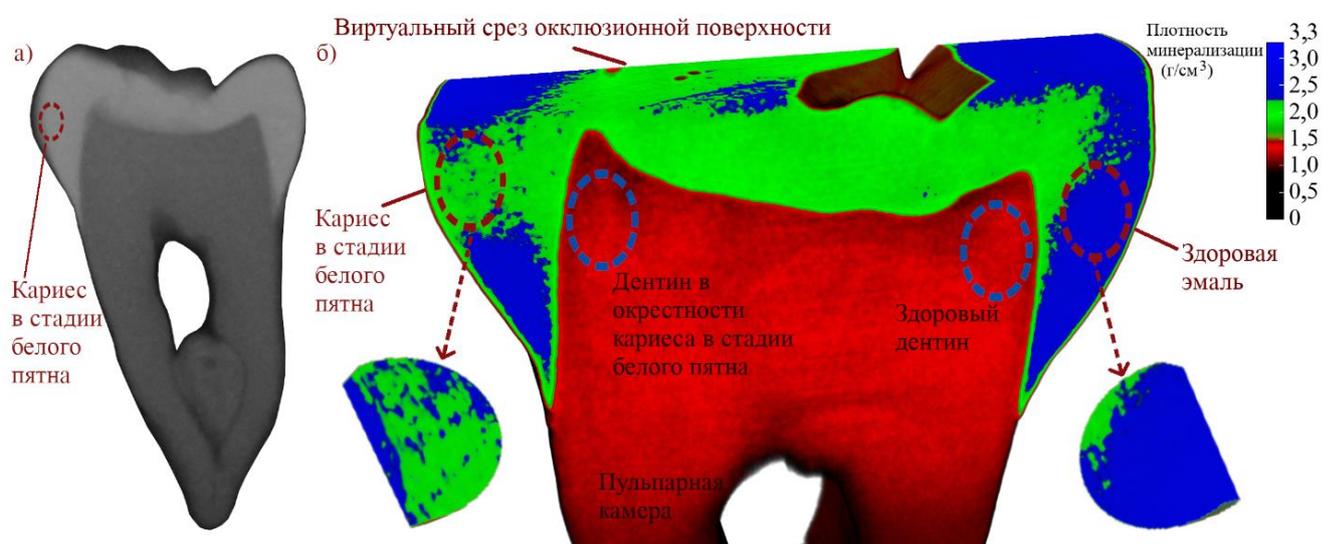
### 2.3 Рентгенологические исследования

Для качественной оценки изменения плотности в области кариеса в СБП было проведено исследование образца с помощью настенного стоматологического рентгеновского аппарата Xelium Ultra (Swidella International Group Limited, г. Гуандун, КНР). Напряжение на рентгеновской трубке составило  $70 \text{ кВ} \pm 10\%$ , сила тока  $8 \text{ мА} \pm 20\%$ . Номинальный диаметр фокусного пятна составил  $0,8 \text{ мм}$ . В ходе эксперимента было сделано три изображения с разным временем экспозиции:  $0,3 \text{ с}$ ,  $0,4 \text{ с}$ ,  $0,5 \text{ с}$ . Однако, ни одно из полученных изображений не продемонстрировало заметного снижения плотности минерализации в области кариеса или прилегающей области дентина. Типичное изображение, полученное при времени экспозиции  $0,5 \text{ с}$ , показано на Рисунке 27а (область кариеса в СБП отмечена бордовой пунктирной линией). Плотности минерализации образца рассчитывались с использованием микро-КТ SkyScan 1176 (Bruker, г. Контич, Бельгия) в Институте живых систем Северо-Кавказского федерального университета (г. Ставрополь, Россия).

Шлиф зуба и калибровочные фантомы были помещены в пробирки типа Эппендорф и цилиндрические пробирки с дистиллированной водой соответственно. Калибровочные фантомы состояли из пары стержней, изготовленных из эпоксидной смолы с добавлением мелкодисперсного порошка гидроксиапатита в концентрациях  $0,25$  и  $0,75 \text{ г/см}^3$ . Эти фантомы использовались для создания линейной зависимости между уровнем серого и плотностью минерализации, что позволило преобразовать измеренное значение серого шлифа зуба в количественную плотность минерализации (по аналогии со схемой, показанной в Главе 1).

Микро-КТ исследование было разделено на две части. В рамках первой части применялись следующие параметры сканирования: напряжение рентгеновской трубки  $80 \text{ кВ}$ , ток  $300 \text{ мкА}$ , размер пикселя  $8,87 \text{ мкм}$ , поворот образца на каждом

шаге  $0,3^\circ$ , поворот рентгеновской трубки на  $180^\circ$ , фильтр на рентгеновской трубке Cu (толщина  $0,04$  мм) + Al (толщина  $0,5$  мм), время экспозиции  $1,275$  с. Для второго исследования с помощью микро-КТ использовался медный фильтр (толщина  $0,1$  мм) на рентгеновской трубке и следующие параметры сканирования: напряжение на рентгеновской трубке  $90$  кВ, ток  $270$  мкА, размер пикселя  $8,87$  мкм, поворот образца на каждом шаге  $0,3^\circ$ , поворот рентгеновской трубки на  $180^\circ$ , время экспозиции  $1,45$  с. В обоих случаях были получены  $657$  проекций как для шлифа зуба, так и для фантомов, применены коррекция кольцевых артефактов и фильтр Гаусса с помощью специализированного программного обеспечения СТvox (Bruker, г. Контич, Бельгия).



*Рисунок 27 – Рентгенологические исследования образца: (а) проекция, полученная на стоматологическом рентгеновском аппарате (экспозиция  $0,5$  с); (б) 3D микро-КТ карта плотности (фильтр на трубке Cu + Al) с виртуальными «таблетками» патологически измененной и здоровой эмали, каждая из которых имеет поперечные сечения. Дентин, граничащий с эмалью, поражённый кариесом в СБП, и здоровым дентином, отмечен синими пунктирными овалами*

Используя программное обеспечение Nrecon (Bruker, г. Контич, Бельгия), проекции, были преобразованы в наборы виртуальных шлифов участков зубов в форме трёхмерной (3D) модели. Использование калибровочных фантомов и определение коэффициента затухания рентгеновского излучения в соответствии с

рекомендациями Bruker для минерализованного материала позволило построить 3D карту плотности минерализации тканей зуба (Рисунок 276). Для области кариеса в программной среде STaP (Bruker, г. Контич, Бельгия) был выбран цилиндрический участок шлифа таким образом, чтобы покрыть основную область деминерализации по ширине и длине, не затрагивая прилегающую эмаль. После этого был выбран ряд проекций, на которых визуализировались признаки деминерализации, таким образом, чтобы охватить основную область деминерализации по глубине, не затрагивая подлежащую здоровую эмаль. Таким образом, была сформирована виртуальная «таблетка» области кариеса в СБП (Рисунок 276, слева внизу). Затем были изготовлены такие же «таблетки» для оставшихся исследуемых областей на микротомограммах, полученных при сканировании с обоими фильтрами на рентгеновской трубке. Результаты измерений плотности занесены в Таблицу 5.

Таблица 5 – Плотность минерализации исследуемых областей зуба

Фильтр	Группа	Область	Плотность минерализации, г/см <sup>3</sup>	Стандартное отклонение, г/см <sup>3</sup>
Al + Cu	Кариес в СБП	Эмаль	2,21	0,06
		Дентин	1,21	0,06
	Здоровая	Эмаль	2,33	0,08
		Дентин	1,21	0,03
Cu	Кариес в СБП	Эмаль	2,35	0,07
		Дентин	1,29	0,05
	Здоровая	Эмаль	2,47	0,08
		Дентин	1,31	0,06

#### 2.4 Оценка механических свойств тканей

Для оценки механических свойств здоровых и патологически изменённых областей зуба было использовано наноиндентирование на установке NanoTest 600 Platform 3 (Micro Materials, г. Рексхем, Великобритания). Эксперименты были

проведены с контролем постоянной температуры  $27,0 \pm 0,1$  °С в закрытом кабинете прибора. В качестве индентора использовалась алмазная пирамида Берковича, нагружаемая по маятниковому методу согласно следующему профилю: нагрузка линейно росла 20 с, оставалась постоянной в течение 30 с при максимальной силе внедрения (для минимизации реакции ползучести), затем линейно снижалась в течение 20 с.

Коррекция температурного дрейфа в ходе экспериментов была проведена с помощью программного обеспечения наноиндентометра. Типичные и максимальные значения скорости теплового дрейфа составляли соответственно 0,4 нм/сек и 2 нм/сек. Максимальная нагрузка  $P_{\max}$  для всех экспериментов составляла 50 мН. Чтобы избежать повреждения структуры зуба, вызванного неконтролируемой дегидратацией, образец смачивался физиологическим раствором с использованием инфузомата Terufusion TE – 332 (Terumo, г. Лёвен, Бельгия). Капли раствора наносились на образец между циклами внедрений. Значения приведенного модуля Юнга  $E_r$  и твердости индентирования  $H$  для каждой области рассчитывались по методу Оливера – Фарра [108].

В ходе эксперимента регистрировалось смещение индентора  $h$  при приложении силы  $P$ , максимальное значение смещения, достигаемое при  $P_{\max}$  (осадка индентора), обозначалось как  $h_{\max}$ . По итогу каждого эксперимента был получен ряд диаграмм «сила – смещение индентора». Разгрузочные «ветви» диаграмм аппроксимировались функцией

$$P = a(h - h_r)^m, \quad (2.1)$$

где  $a$  и  $m$  – подбираемые параметры,  $h_r$  – остаточная глубина отпечатка индентора. Используя это приближение, производная, называемая жёсткостью индентирования  $S$ , была рассчитана при  $h_{\max}$  :

$$S = \frac{dP}{dh}(h_{\max}), \quad (2.2)$$

Для расчёта приведенного модуля упругости использовалось следующее выражение:

$$E_r = \frac{S\sqrt{\pi}}{2\beta\sqrt{A_c}}, \quad (2.3)$$

где  $A_c$  – площадь проекция контактной поверхности на плоскость, которая ортогональна оси вдавливания,  $\beta$  – поправочный коэффициент, равный 1,034 для случая внедрения индентора Берковича [275]. Твёрдость индентирования (по Мейеру) рассчитывалась согласно формуле:

$$H = \frac{P_{max}}{A_c}. \quad (2.4)$$

Исследование по наноиндентированию состояло из двух частей. В первой части для каждой из исследуемых областей зуба было проведено 12 идентичных индентирований согласно шаблону «четыре столбца – три строки» с отступами по 100 мкм между местами внедрений, результаты усреднялись. На Рисунке 28 приведены диаграммы «сила – смещение индентора» для каждой изучаемой области.

Каждая из диаграмм Рисунка 28 содержит нагрузочную и разгрузочную «ветвь» и горизонтальный сегмент между ними, полученный при выдержке индентора при максимальной нагрузке. Для обеих патологически изменённых областей максимальное значение смещения индентора  $h_{max}$  оказалось выше, чем для здоровых областей. Диаграммы «сила – смещение индентора» для патологически изменённой эмали и здорового участка ткани имеют схожий характер. Однако, при сравнении диаграмм для дентина, можно заметить изменение формы разгрузочной «ветви» в окрестности эмали, поражённой кариесом в СБП.

Для каждой диаграммы «сила – смещение индентора» была зарегистрирована ползучесть при индентировании, полученная в течение периода выдержки индентора при максимальной нагрузке. Определенные значения механических свойств и ползучести (среднее и стандартное отклонение) приведены в Таблице 6.

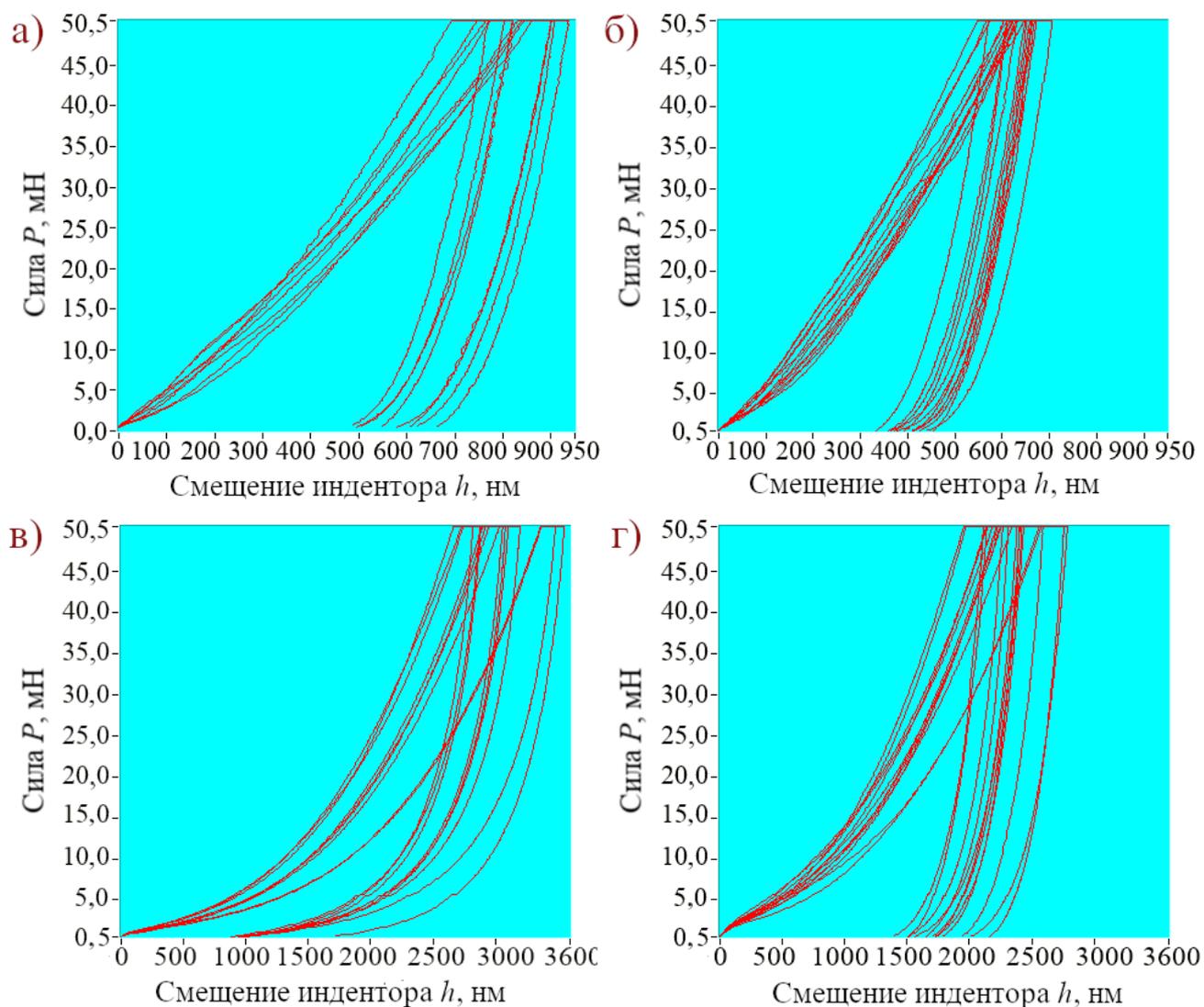


Рисунок 28 – Диаграммы «сила – смещение индентора»: (а) кариеса эмали в СБП; (б) область здоровой эмали на противоположной медиальной стороне зуба; (в) дентин, граничащий с патологически измененной эмалью; (г) дентин, граничащий с областью здоровой эмали

Таблица 6 – Механические свойства областей зуба

Группа	Область	Приведённый модуль Юнга $E_r$ , ГПа	Твёрдость индентирования $H$ , ГПа	Ползучесть при индентировании, нм
Кариес в СБП	Эмаль	$69,12 \pm 4,97$	$2,79 \pm 0,46$	$64,60 \pm 18,00$
	Дентин	$6,04 \pm 0,78$	$0,22 \pm 0,04$	$155,22 \pm 23,24$
Здоровая	Эмаль	$111,57 \pm 8,95$	$4,85 \pm 0,62$	$38,16 \pm 9,92$
	Дентин	$13,41 \pm 1,55$	$0,34 \pm 0,06$	$175,96 \pm 41,20$

Во второй части исследования были проведены 200 одинаковых индентирований согласно шаблону «10 столбцов – 20 строк» в области, которая частично охватывала область эмали, поражённую кариесом, эмаль в её окрестности, дентиноэмалевую границу и дентин в её окрестности, для создания карт как приведённого модуля Юнга (Рисунок 29а), так и твёрдости индентирования (Рисунок 29б). Карты продемонстрировали снижение значений механических свойств эмали, окружающей область кариеса, несмотря на то, что эта эмаль выглядела здоровой на оптических снимках.

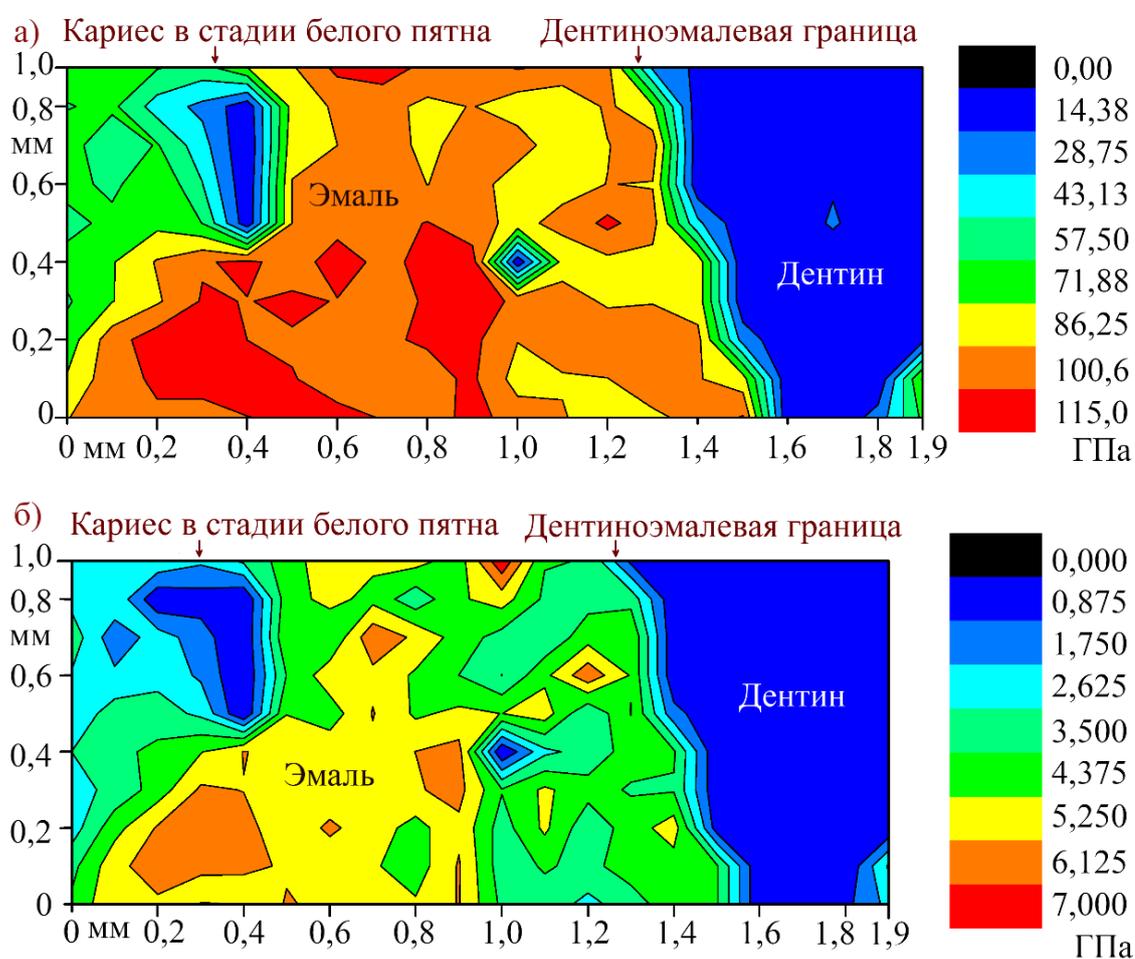


Рисунок 29 – Карты механических характеристик области кариеса эмали в СБП и окружающих тканей: (а) приведённой модуль Юнга; (б) твёрдость индентирования

## 2.5 Исследование микрогеометрических характеристик поверхностей

Для изучения топографии поверхности четырёх исследуемых областей использовался АСМ Nano Compact (Phywe, г. Гёттинген, Германия, Рисунок 30). Сканирование поверхности проводилось в динамическом режиме. Устройство было оснащено монокристаллическим кремниевым зондом с Al покрытием, резонансная частота составила 190-60 кГц. Получение топографии выполнено со скоростью 0,3 мс на строку с разрешением 1,1 нм по осям, величина среднего квадратичного уровня шума по высоте составила 0,5 нм.

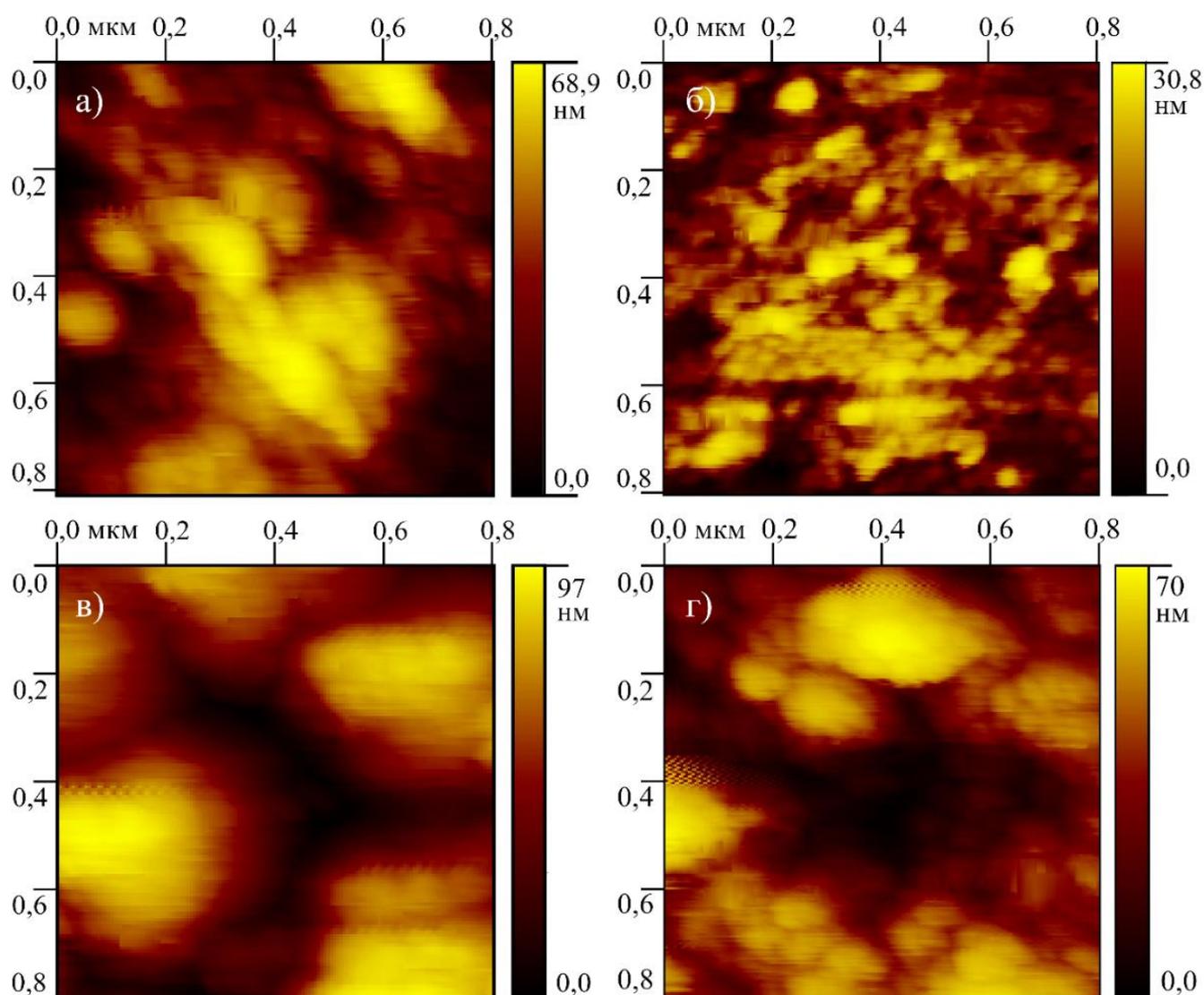


Рисунок 30 – Топография поверхности участков образца: (а) патологически изменённая эмаль; (б) здоровая эмаль; (в) дентин, граничащий с патологически изменённой эмалью; (г) дентин, граничащий с областью здоровой эмали

Изображения с полями сканирования  $0,8 \times 0,8$  мкм были выбраны для каждой из исследуемых областей образца как наиболее типичные для наномасштабных особенностей каждой области. Для сравнения участков, поражённых кариесом, со здоровыми тканями, была рассчитана средняя шероховатость поверхности  $R_a$  каждого из изображений с использованием программного обеспечения Gwyddion (Чешский метрологический институт, г. Брно, Чешская Республика). На поверхности образца присутствует большое количество нерегулярных неровностей, поэтому для получения наиболее репрезентативных данных параметр  $R_a$  измерялся по горизонтальному, вертикальному и диагональному направлениям, используя по пять профилей для каждого направления (каждый из которых представлял дополнительное усреднение по пяти соседним профилям), после чего рассчитывалось среднее значение по 15 профилям со стандартным отклонением. Также была измерена максимальная высота шероховатости по полю сканирования  $R_t$ . Результаты измерений сведены в Таблицу 7.

Согласно t-критерию Стьюдента, для зависимых (парных) выборок разница между средними значениями  $R_a$ , измеренными для кариозных и здоровых пар эмали и дентина, оказалась существенной. Значение t-критерия было значительно выше порога, выбранного для статистической значимости  $\alpha = 0,05$  и 14 степеней свободы (2,145). В паре кариозной и здоровой эмали значение t-теста составило 7,889. В паре дентина в окрестности области кариеса в СБП и здорового дентина, значение t-теста составило 3,884.

*Таблица 7 – Микрогеометрические параметры исследуемых областей*

Исследуемая область зуба	Среднее значение $R_a$ по 15 профилям, нм	Стандартное отклонение, нм	$R_t$ , нм
Кариес эмали в СБП	8,9	3,6	68,9
Здоровая эмаль	2,8	1,0	30,8
Дентин в окрестности кариозной эмали	14,2	4,2	97,0
Здоровый дентин	7,3	3,9	70,0

## 2.6 Определение молекулярного состава эмали

Спектры комбинационного рассеяния были измерены с помощью гелий-неонового лазера в рамановском спектрометре inVia Reflex (Renishaw, г. Уоттон-андер-Эдж, Великобритания) с фильтром Edge, при этом длина волны лазерного возбуждения составила 633 нм. В ходе исследования была использована схема обратного рассеяния на оптическом микроскопе Leica, разрешение спектров составило менее  $0,5 \text{ см}^{-1}$ , при этом диаметр лазерного луча составил 1-2 мкм. Измеренные спектры комбинационного рассеяния корректировались с использованием температурного фактора Бозе – Эйнштейна.

Типичные спектры комбинационного рассеяния области кариеса эмали в СБП и здоровой эмали приведены на Рисунке 31. Восходящий фон спектров зафиксирован ввиду излучения флуоресценции. Полученные полосы комбинационного рассеяния эмали были отнесены к фосфатной ( $\text{PO}_4^{3-}$ ) и карбонатной ( $\text{CO}_3^{2-}$ ) группам, играющим ключевую роль в структуре кристаллов гидроксиапатита. Наиболее интенсивная полоса была обнаружена при  $959 \text{ см}^{-1}$  ( $\nu_1 \text{ PO}_4^{3-}$ ), она отмечена синим пунктирным прямоугольником на Рисунке 31а. Другие полосы, связанные с колебаниями  $\nu_2$  и  $\nu_4 \text{ PO}_4^{3-}$ , были обнаружены в областях от  $390 \text{ см}^{-1}$  до  $490 \text{ см}^{-1}$  и от  $560 \text{ см}^{-1}$  до  $625 \text{ см}^{-1}$  соответственно.

Полоса, соответствующая  $\nu_3 \text{ PO}_4^{3-}$ , была обнаружена в области от  $1010 \text{ см}^{-1}$  до  $1060 \text{ см}^{-1}$ , тогда как полоса, относящаяся к группам  $\text{CO}_3^{2-}$ , была обнаружена в окрестности  $1071 \text{ см}^{-1}$ . Сдвиг, а также изменение полной ширины на полувысоте были обнаружены для наиболее интенсивной полосы  $\nu_1 \text{ PO}_4^{3-}$ . Для визуализации сдвига полосы на Рисунке 31б представлены полосы комбинационного рассеяния, которые были нормализованы, а фон был вычтен вручную из каждого исходного спектра с использованием полиномиальной кривой.

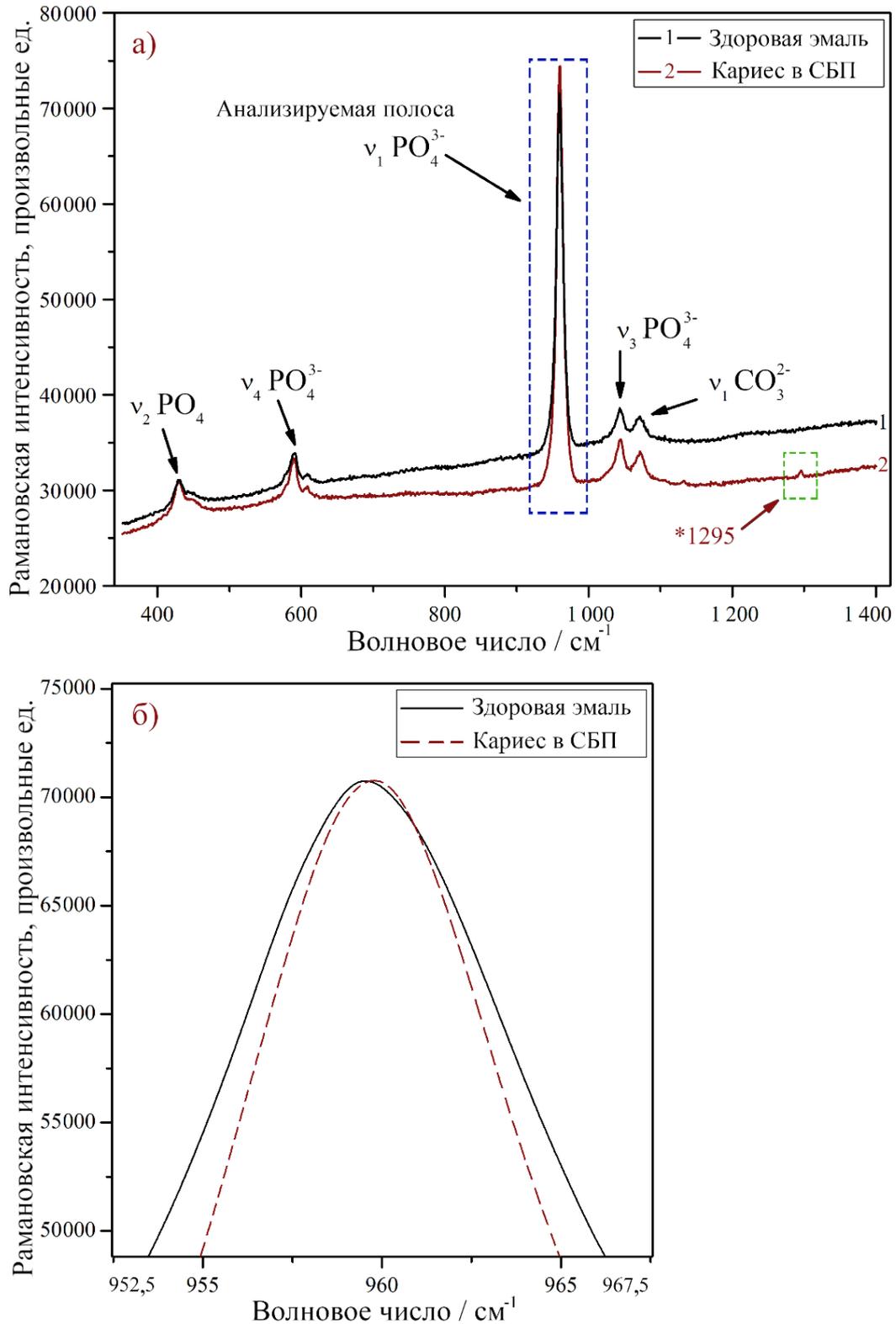


Рисунок 31 – Результаты рамановской спектроскопией образца: (а) спектры здоровой и патологически изменённой эмали (среднее по четырем спектрам каждый); б) смещение наиболее интенсивного положения полосы из-за патологического процесса

Значения полосы  $\nu_1$   $\text{PO}_4^{3-}$  для здоровой эмали составили  $959,5 \text{ см}^{-1}$ , аналогично наблюдениям Ко и соавт. [276], для области кариеса в СБП оно увеличилось до  $960,5 \text{ см}^{-1}$ . Полная ширина на полувысоте здоровой эмали составила  $10,85 \text{ см}^{-1}$ . Это значение уменьшилось до  $10,59 \text{ см}^{-1}$  для области кариеса в СБП. Кроме того, на спектрах комбинационного рассеяния кариеса в СБП была обнаружена небольшая полоса при  $1,295 \text{ см}^{-1}$ , невидимая для здоровой эмали (отмечена зелёным пунктирным прямоугольником на Рисунке 31а).

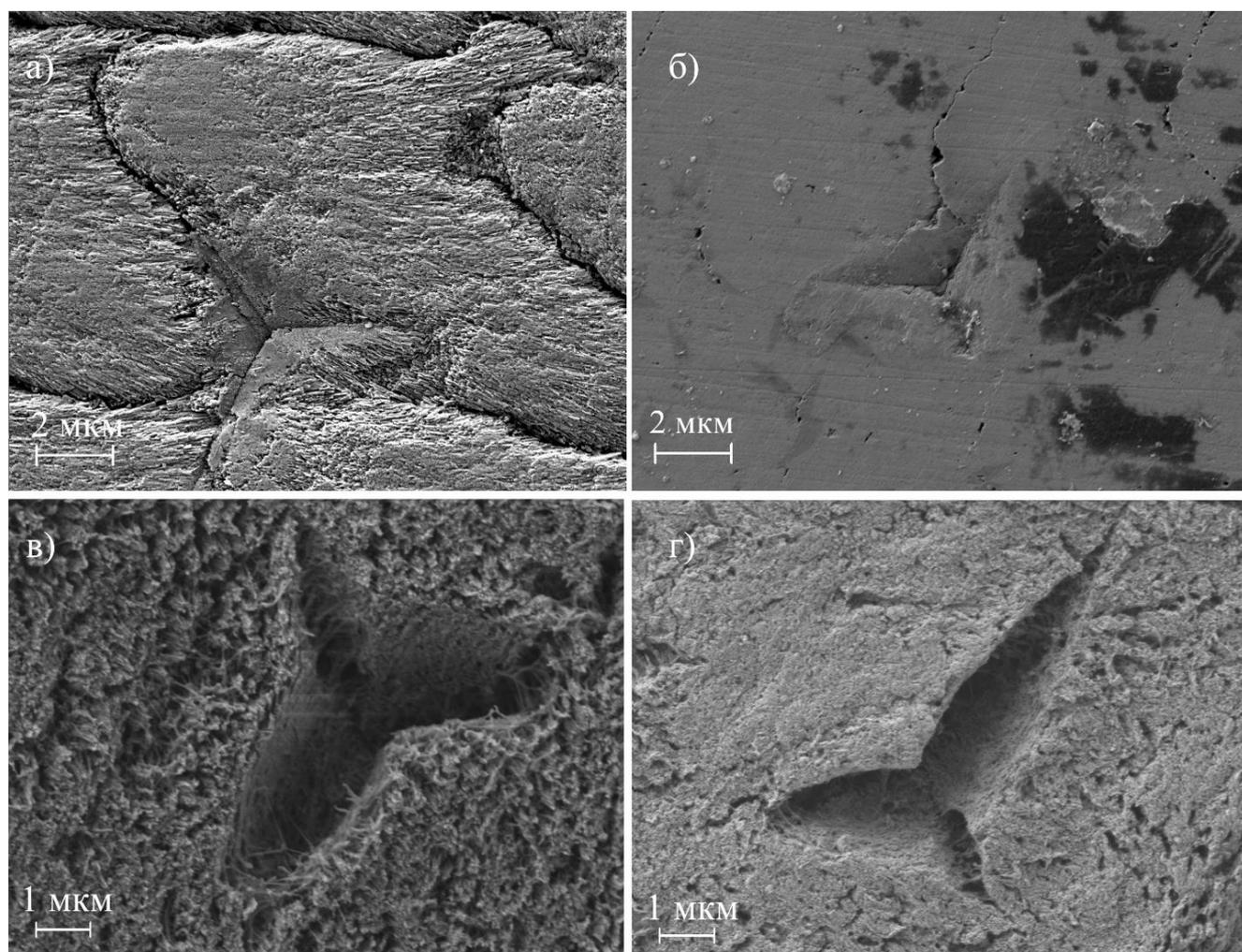
## 2.7 Микроструктуры эмали и дентина в местах индентирования

На заключительной стадии исследования была изучена микроструктура здоровых и патологически изменённых эмали и дентина в местах индентирования с помощью СЭМ Crossbeam 340 (Carl Zeiss AG, г. Оберкохен, Германия). Перед сканированием была проведена ультразвуковая очистка образца в течение 7 мин, после чего выполнена его дегидратация в соответствии с протоколом Bertassoni и Swain [277]. Этот протокол включал погружение среза зуба в растворы ацетона (чистый, для анализа) концентраций 25, 50 и 70% (по объёму) на 5 мин в каждый, с последующим погружением в растворы концентраций 80, 90, 95 и 100% (по объёму) на 15 мин в каждый и, наконец, два последовательных погружения в 100% ацетон на 30 мин. После этого шлиф погружался в гексаметилдисилазан на 24 часа под вентиляционную вытяжку. В качестве летучего кремнийорганического соединения гексаметилдисилазан способствовал дальнейшей дегидратации органического матрикса зуба. Далее образец выдерживался в вакуумной камере в течение 1,5 часа при давлении  $2 * 10^{-4}$  мбар. В рамках настоящего исследования на СЭМ был использован детектор вторичных электронов Эверхарта – Торнли с ускоряющим напряжением 1 – 2 кВ.

На Рисунке 32 показаны отпечатки индентора, а также полированная поверхность исследуемых участков зубов. Для каждой области было выбрано по одному отпечатку индентора для исследования на СЭМ. В области кариеса эмали в СБП (Рисунок 32а) зафиксирована потеря части материала межпризменной эмали, что свидетельствует о том, что деминерализация снизила прочность этой

зоны намного сильнее, чем на участках эмалевых призм (чьи границы четко различимы на рисунке).

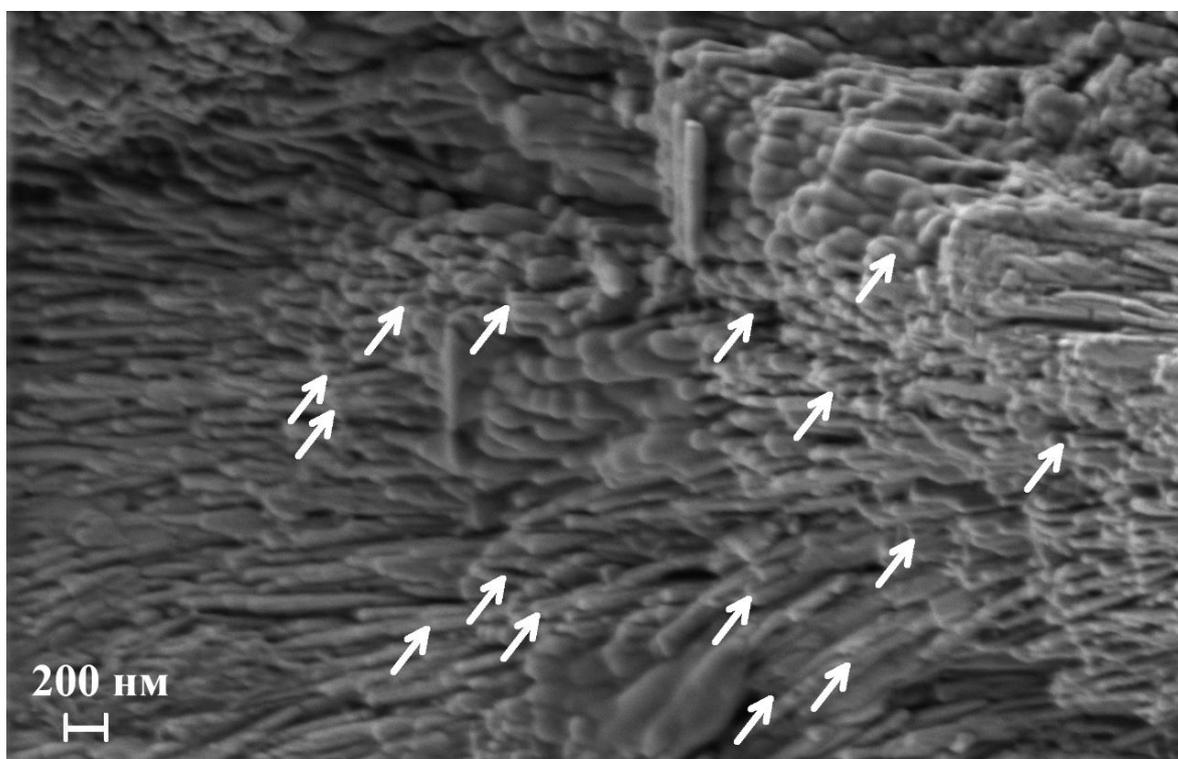
Часть кристаллов эмалевых призм также была повреждена (что видно на другом снимке, с большим увеличением, Рисунок 33), но в значительно меньшей степени. Обзорный снимок области кариеса в СБП представлен на Рисунке 34. Здоровая эмаль имеет минимальный рельеф на границе раздела призм, поверхность гладкая и покрыта тонким смазанным слоем [278] (Рисунок 32б). Визуальный осмотр отпечатков индентора в дентине (Рисунки 32г, д) позволяет предположить, что образец оказался излишне дегидратирован в камере СЭМ ввиду воздействия низкого вакуума.



*Рисунок 32 – Микрофотографии отпечатков индентора на различных участках зуба: (а) кариеса эмали в СБП; (б) здоровой эмали; (в) дентина, граничащего с патологически изменённой эмалью; (г) дентина, граничащего со здоровой эмалью*

## 2.8 Анализ результатов экспериментов

Каждый из экспериментальных методов в рамках текущего биомеханического исследования выявляет различия между патологически изменённой и здоровой тканями зуба. Сравнивая плотность минерализации, полученную с помощью микро-КТ для этих тканей, обнаруживаются следующие особенности: при использовании фильтра на рентгеновской трубке Al + Cu область кариеса эмали демонстрирует небольшое снижение на 5,15% плотности по сравнению со здоровой эмалью, в то время как области дентина имеют одинаковые значения плотности.



*Рисунок 33 – Частично растворённые кристаллы гидроксиапатита патологически изменённой эмали*

В случае медного фильтра область кариеса эмали в СБП демонстрирует практически такой же уровень снижения плотности (на 4,86% ниже). Дентин в окрестности патологически измененной эмали в случае этого фильтра продемонстрировал также небольшое снижение плотности по сравнению со здоровым дентином (на 1,53% ниже). Huang и соавт. в [279] также зафиксировали снижение плотности минерализации для данной стадии кариеса в эмали.

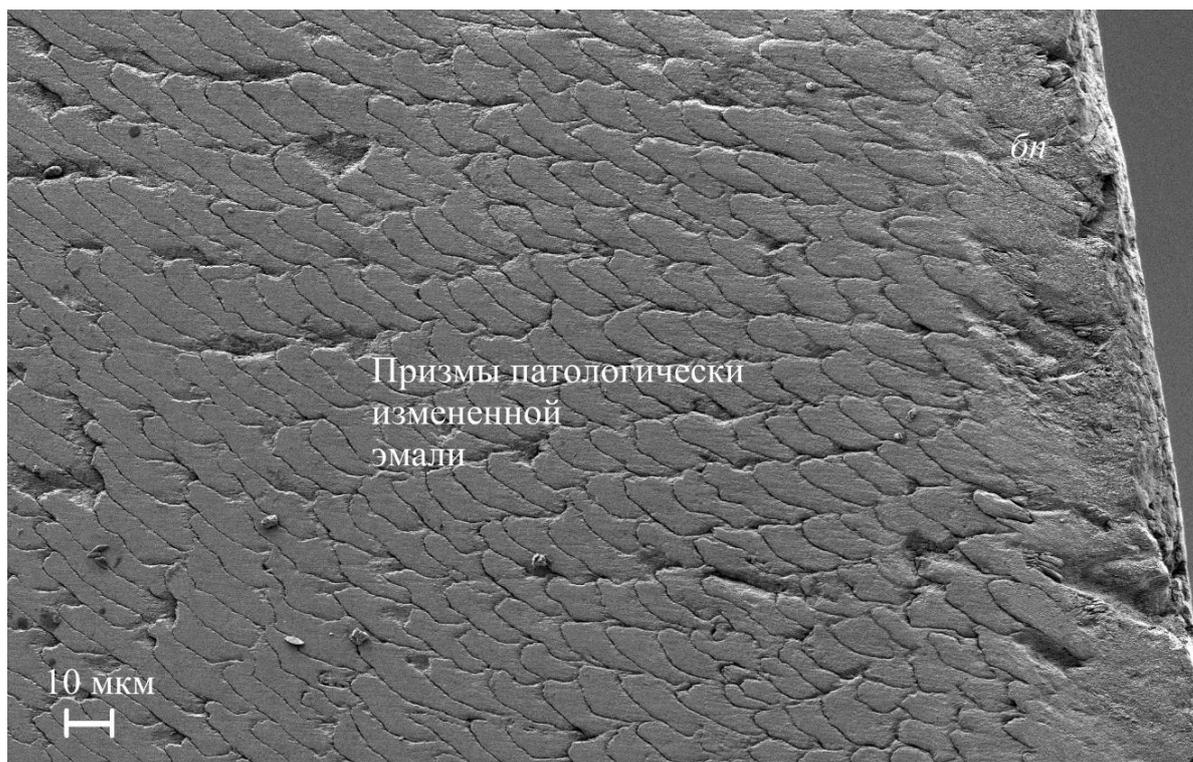


Рисунок 34 – Обзорный снимок области кариеса в СБП; бп – беспризмная эмаль

Было обнаружено, что механические свойства патологически изменённой эмали снизились по сравнению со здоровой областью. Модуль упругости  $E_f$  уменьшился на 38,1%, а твёрдость индентирования  $H$  – на 42,5%. Значения модуля упругости для здоровой эмали находятся в диапазоне от 47 до 120 ГПа [1,2, 128, 134, 238, 239]. Результаты исследования близки к наблюдениям, выполненным Huang и соавт. [128, 279] при индентировании патологически изменённой эмали человека. Согласно выводам Yanagisawa и Miake, полученным в ходе просвечивающей электронной микроскопии зубной эмали [171], при раннем кариесе кристаллы гидроксиапатита частично растворяются в сердцевинах (и в некоторых случаях по периферии кристалла). При этом визуализируется центральная темная линия внутри кристалла (видна на кристаллах, отмеченных белой стрелкой на Рисунке 33), представляющая собой дефект его кристаллической структуры. Данная часть кристалла имеет более высокую концентрацию Mg и Na [280] и кристаллографические точечные дефекты, такие как примеси и вакансии, что повышает вероятность растворения данных участков в ходе деминерализации и, в конечном счёте, влечёт за собой увеличение пористости

патологически измененной ткани. Данное обстоятельство объясняет увеличение ползучести на 69,3% при индентировании для области патологически изменённой эмали в СБП по сравнению со здоровой эмалью согласно Таблице 6.

При картировании механических свойств было обнаружено, что эмаль, прилегающая к области кариеса в СБП, неоднородна по своим характеристикам: она демонстрирует снижение как приведённого модуля Юнга, так и твёрдости индентирования (хотя не такое серьёзное, как внутри области кариеса). Это наблюдение важно для стоматолога при выборе области в ходе лечения кариеса. Отмечается, что механические свойства внутренней части области кариеса эмали в СБП близки к таковым для дентина в окрестности области кариеса.

Механические характеристики патологически изменённого дентина снизились по сравнению со здоровым дентином:  $E_T$  оказался на 55,0% ниже,  $H$  – на 35,3%, при этом его плотность минерализации снизилась незначительно. Форма разгрузочной «ветви» диаграмм «сила – смещение индентора» для данного частично деминерализованного дентина (Рисунок 28в) и здорового дентина различны (Рисунок 28г), что свидетельствует о нарушении механизма сопротивления нагрузкам патологически изменённого дентина, вызванном большей пористостью и проницаемостью структуры патологически изменённой ткани и, как следствие, увеличением содержания воды и разрушением органической составляющей дентина [124, 281-283]. Однако интересно, что эти процессы практически не повлияли на ползучесть при индентировании: для дентина в окрестности кариеса эмали в СБП данные лежали в пределах стандартного отклонения здорового дентина.

Результаты АСМ выявили статистическую значимость изменений средней шероховатости  $R_a$ , вызванных развитием кариеса (при уровне значимости  $\alpha = 0,05$ ), при этом изменения коснулись эмали в большей степени, чем дентина. Увеличение значений микрогеометрических параметров поверхности для кариозных областей согласуется с наблюдениями на СЭМ, где те же области кажутся менее структурно целостными. В ходе наблюдений было выяснено, что обе поражённые кариесом области демонстрируют некоторые зазоры между кристаллами гидроксиапатита и

бороздки, особенно заметные в межпризмной эмали. Для патологически изменённой ткани такие артефакты возникают из-за высокой гидравлической проницаемости межпризмной эмали, таким образом диффузия кислоты, продуцируемой кариесогенными бактериями, происходит быстрее, чем в эмалевых призмах. Кроме того, благодаря наблюдениям Vajaj и Arola [284] известно, что кристаллы межпризмной эмали отклоняются на  $90^\circ$  от кристаллов призм, также они менее плотно упакованы [4, 285]. Микроструктура дентина, граничащего с патологически изменённой эмалью, намного более пориста по сравнению со здоровым дентином из-за растворения минеральных веществ в ходе деминерализации, особенно в богатом коллагеном перитубулярном дентине.

При отсутствии кавитации и образования биопленок на дентине коллагеновые волокна хорошо сохраняются в соответствии с протоколом дегидратации. Отмечается округление вершин трещин в отпечатках индентора в деминерализованном дентине по сравнению с более острыми трещинами в здоровом дентине. Это связано с более низкой жёсткостью деминерализованного дентина, поскольку форма трещины связана с коэффициентом интенсивности напряжений и модулем упругости материала. Дегидратация образца вызвала охрупчивание коллагена. Таким образом, отпечатки индентора выступали в качестве участков концентрации напряжения с появлением трещин (Рисунок 32г), так как в отличие от смоченного дентина, высушенная ткань не могла просто осесть без дополнительных повреждений.

Необходимо учитывать, что более хрупкие кристаллы эмали, частично растворённые в области кариеса, могут легко разрушиться при пробоподготовке и создании смазанного слоя. Агрегаты кристаллов гидроксиапатита, образовавшиеся на участках дентина (Рисунок 30в, г), вероятнее всего, не связаны с кариесом и возникли в процессе полировки образца.

Характеристики исследуемых полос комбинационного рассеяния на области здоровой эмали хорошо согласуются с данными в различных источниках [276, 286, 287]. Наблюдаемый сдвиг наиболее интенсивной полосы  $\nu_1 \text{PO}_4^{3-}$ , показанной на Рисунке 31б, в сторону более высокого волнового числа, хорошо согласуется с

данными Buchwald и соавт. [288]. Этот сдвиг вместе с изменением полной ширины на полувысоте является признаком снижения прочности эмали в ходе деминерализации, поскольку наиболее напряженная область центральной линии кристалла гидроксиапатита растворяется, что приводит к меньшему напряжению в оставшемся «скелете» кристалла. Форма полосы фосфатной группы  $\nu_4 \text{PO}_4^{3-}$ , протянувшаяся от  $560 \text{ см}^{-1}$  до  $625 \text{ см}^{-1}$ , по-видимому, одинакова для патологически изменённой и здоровой эмали. Это наблюдение немного отличается от наблюдения Natarajan и соавт. [289], в котором отмечалось уплощение аналогичной полосы в кариозной эмали. Вероятно, это различие может быть связано с более прогрессирующей стадией кариеса.

Наблюдаемая полоса при  $1295 \text{ см}^{-1}$  совпадает с полосой амида III  $\delta$  ( $= \text{CN}$ ), обнаруженной Renel и соавт. [290] в кости. Поскольку на здоровой эмали, покрытой остатками смазанного слоя после шлифовки и полировки, такой полосы не обнаружено, факт фиксации этой полосы безусловно связан с кариесом. В здоровой эмали богатые белками области распределены небольшими кластерами между кристаллами гидроксиапатита [291] таким образом, что белок (предположительно амелогенин, содержащий амидную группу III) естественным образом распределяется по поверхности кристаллов. Бороздки и зазоры между кристаллами образованные в результате частичного растворения кристаллов (в дополнение к разрушению наиболее ослабленных из них во время полировки), могли выступить местами для сбора воды и органического материала [292], в том числе белков. В дополнение к этому, пористая структура ослабленной патологически изменённой эмали вызывает большее рассеяние лазерного луча рамановского спектрометра, что позволяет генерировать в целом более сильный сигнал. Это явление хорошо согласуется с замечаниями в работе [293], где раскрытие структуры эмали после обработки кислотой области кариеса в СКП позволило обнаружить пропитанную смолой эмаль по спектрам комбинационного рассеяния, так как зазоры, образованные кислотой на месте поврежденных кристаллов, способствовали усилению сигнала. В конечном итоге, объём белков становится достаточным в патологически изменённой эмали, чтобы обнаружить амидную группы с помощью

рамановского спектрометра. Отметим, что Timchenko и соавт. [294] ранее относили полосу амида III, присутствующую в спектрах комбинационного рассеяния, к признакам кариеса, однако их эксперимент проводился на значительно более поздней стадии кариеса (СКП).

Нельзя не отметить, что наблюдаемые особенности с помощью рамановской спектроскопии слабо заметны по сравнению с разрешающей способностью прибора: сдвиг наиболее интенсивной полосы составил  $1,0 \text{ см}^{-1}$ , изменение её полной ширины на полувысоте составило  $0,26 \text{ см}^{-1}$ , амидная полоса является наименее интенсивной среди всех полос, присутствующих в спектрах. С другой стороны, все эти характеристики были стабильными и повторяемыми на текущем образце для всех четырёх измерений кариозной и здоровой эмали на шлифе зуба (в присутствии дистиллированной воды). Полученные результаты могут быть важны для неинвазивной диагностики *in vivo* раннего кариеса [295-298].

## 2.9 Выводы по Главе 2

Выявлен ряд фундаментальных изменений, возникающих внутри эмали и дентина человека на первой клинически видимой стадии кариеса с нескольких точек зрения. При небольшом снижении значений плотности минерализации патологически изменённых тканей зафиксировано существенное снижение значений их механических свойств, сопровождаемое аномальной реакцией дентина в окрестности кариеса в СБП на нагрузку и изменением характера внедрения индентора, что было вызвано снижением минеральной составляющей исследуемых тканей. Для области кариеса эмали в СБП при индентировании оказался характерным рост глубины внедрения индентора при удержании максимальной силы внедрения. Карты механических характеристик продемонстрировали также снижение значений приведённого модуля Юнга и твердости индентирования эмали за пределами области кариеса. На участках, поражённых кариесом в результате процесса деминерализации, значительно увеличилась средняя шероховатость полированных поверхностей, а также изменился рельеф поверхности. Исследования рамановской спектроскопии привели к обнаружению характерных

повторяющихся особенностей, вызванных изменением молекулярного состава в патологически изменённых областях: сдвиг наиболее интенсивной полосы  $\text{PO}_4^{3-}$ , изменение её полной ширины на полувысоте, а также появление новой полосы, обнаруженное и описанное для кариеса в СБП впервые. Результаты проведённой многофакторной характеристики требуют дополнительных уточняющих исследований для их дальнейшего внедрения в медицинскую практику в качестве *in vivo* инструментов выявления раннего кариеса.

### **Глава 3. Сравнительный анализ плотности и микроструктуры стоматологических материалов, применяемых при лечении кариеса в стадии белого пятна**

Стратегия лечения кариеса в СБП пациента определяется лечащим врачом в зависимости от совокупности факторов, таких как размер патологически изменённой области, её местоположение и активность. При этом лечение может ограничиться методами неинвазивной стоматологии, предполагающими остановку деминерализации ткани, в том числе используя подходы антибактериальной терапии [299, 300], и восстановление оптимального минерального состава области кариеса с помощью реминерализирующих средств, содержащих соединения кальция, фосфора, фтора, а также гидроксиапатит [301-303]. Однако, часто врачи сталкиваются с ситуациями, когда подобных методов недостаточно, и возникает необходимость более существенного вмешательства. Перед врачом становится выбор – использовать традиционные методики препарирования и пломбирования или прибегнуть к малоинвазивному лечению (инфильтрации). К преимуществам первых относится возможность контроля съёма материала патологически изменённой эмали стоматологическим буром (особенно при использовании дентальных микроскопов) до полноценного удаления всей поражённой области. Тем не менее, существует риск нарушения адгезии между эмалью и пломбой вследствие постполимеризационных напряжений, микроподтекания материала и значительной разницы в механических свойствах пломбы и эмали [304, 305]. Кроме того, некоторые стоматологические материалы обладают недостаточной прочностью [306].

Методика инфильтрации основывается на следующих принципах: сначала кислотой удаляется псевдоинтактный слой эмали, затем высушивается и пропитывается высокотекучим полимерным материалом пористая подповерхностная область. После отверждения полимерной смолы в деминерализованной эмали очаг кариеса считается «законсервированным», при

этом не повреждаются эмалевые призмы, а вероятность удаления здоровой эмали под патологически изменённой тканью исключается [307]. Немаловажно то, что данная методика позволяет избежать применения анестезии. Однако, её эффективность до сих пор остается неясной. Некоторые клинические случаи демонстрируют высокую эффективность инфильтрационных процедур [308–310], в то же время ряд других исследований показали довольно низкую эффективность подобного подхода [311, 312].

Микро-КТ является мощным инструментом характеристики как малоинвазивных, так и пломбировочных материалов. Основное различие между микро-КТ и обычной стоматологической компьютерной томографией, которая используется в диагностических целях, заключается в пространственном разрешении. Минимальный размер визуализированного элемента объёмного изображения – вокселя – обеспечиваемый микро-КТ, обычно составляет 1–5 мкм<sup>3</sup>, что позволяет видеть удельные объёмные характеристики в 1000000 раз меньше по сравнению с обычным КТ [313–315]. На сегодняшний день известен ряд исследований особенностей микроструктуры стеклоиономерного и карбомерного цементов [316, 317], композитного материала [318], а также биокерамического силера [319] с использованием микро-КТ.

В данной главе разрабатывается подход к проведению сравнительного анализа плотности различных материалов для лечения кариеса с помощью микро-КТ, чтобы помочь стоматологам выбрать наиболее подходящую тактику лечения пациента. Далее работа подхода иллюстрируется в ходе исследования трёх видов стоматологических материалов после обработки области кариеса в СБП *ex vivo*: композитного материала, СИЦ и полимерного инфильтранта. Таким образом, микро-КТ используется для исследования:

- влияния кариеса в СБП на плотность минерализации здоровых тканей;
- влияния стоматологического лечения на плотность минерализации областей кариеса в СБП;
- микроструктуры стоматологических пломб.

### 3.1 Образцы и исследуемые стоматологические материалы

Для настоящего исследования были отобраны пять коренных моляров со схожей стадией прогрессирования кариеса в СБП, извлечённых у пациентов практикующим стоматологом в клинике Ростовского государственного медицинского университета (г. Ростов-на-Дону, Россия). Первичная обработка образцов в 1 % растворе NaClO (по массе) и выдержка в сбалансированном солевом растворе Хэнкса с гранулами тимола были выполнены аналогично описанной в Главе 1 процедуре.

В данном исследовании были использованы следующие стоматологические материалы:

- СИЦ Vitremer (3М ESPE, г. Сент-Пол, США) согласно протоколу, рекомендованному производителем: очистка зуба, препарирование, нанесение праймера из набора Vitremer (30 с), нанесение адгезивной системы из набора Vitremer, пломбирование, полирование бором, диском-энхенс, полировочной пастой «полирен 3» с частицами кварца и корунда (5 мкм в диаметре), биоинертным наполнителем и гидрофильным пастообразователем;
- композитный светоотверждаемый, рентгенконтрастный материал Estelite Flow Quick (Tokuyama Dental, г. Токио, Япония) согласно протоколу, рекомендованному производителем: очистка зуба, препарирование, селективное травление эмали (30 с), нанесение адгезивной системы из набора Estelite, пломбирование, полирование бором, диском-энхенс и полировочной пастой «полирен 1».
- полимерный инфильтрант Icon (DMG Chemisch-Pharmazeutische, г. Берлин, Германия) согласно протоколу, рекомендованному производителем: очистка зуба, нанесение концентрированной соляной кислоты (HCl, 2 мин), высушивание поверхности эмали, нанесение инфильтранта (3 мин), воздействие полимеризационной лампой (40 с), нанесение инфильтранта (1 мин), полировка шлифовальным диском.

### 3.2 Подход и параметры микро-КТ сканирования

Идея подхода заключается в точном сопоставлении 3D карт плотности зубов до и после стоматологического вмешательства с последующим анализом влияния этого вмешательства на значения плотности, усреднённые по объёму тканей. Для реализации этой идеи предложен следующий протокол, представленный несколькими последовательными операциями:

1. неразрушающее микро-КТ исследование зуба до *ex vivo* стоматологического вмешательства стоматологом с получением набора проекций;
2. реконструкция полученного набора проекций в 3D модель (в данной главе использовалось программное обеспечение XRMReconstructor);
3. построение диаграммы линейной зависимости между значениями уровня серого цвета и плотностью с использованием двух калибровочных эталонных материалов (фантомов): сплава на основе магния Ма2-1М (плотность 1,78 г/см<sup>3</sup>) и минерала флюорита (плотность 3,09 г/см<sup>3</sup>) согласно [193, 208];
4. обработка области кариеса стоматологическим материалом в соответствии с существующими медицинскими протоколами;
5. повторная микротомография образца после стоматологического вмешательства с теми же параметрами, что и в пункте 1;
6. реконструкция нового набора проекций образца в 3D модель после стоматологического вмешательства;
7. построение 3D карт плотности минерализации исследуемого зуба до и после *ex vivo* стоматологического вмешательства;
8. сопоставление полученных карт в программе VGSTUDIO MAX 3.4;
9. на карте до стоматологического вмешательства выбор (сегментирование):
  - а. объёма в форме эллиптического цилиндра так, чтобы он содержал патологически изменённую ткань, не затрагивая здоровую эмаль в её окрестности;

- b. аналогичного объёма здоровой эмали с противоположной медиальной стороны образца,
  - c. аналогичного объёма дентина в окрестности эмали, поражённой кариесом (как можно ближе к патологически изменённой области 9а),
  - d. аналогичного объёма дентина, граничащего со здоровой эмалью (как можно ближе к объёму здоровой эмали 9с);
10. на карте после стоматологического вмешательства: выделение (сегментирование) объёмов с теми же размерами и координатами, как в пункте 9, расчёт для них средних значений плотности.

В данной главе для проведения микротомографирования использовалась установка Xradia Versa 520. Для всех образцов применялись одинаковые параметры сканирования: напряжение рентгеновского источника 110 кВ при мощности 9,5 В, размер пикселя по проекции 14,7 мкм, время экспозиции 1 с, фильтр на рентгеновском источнике НЕ6. В ходе сканирования образец совершил вращение на 360° вокруг оси, содержащей области интереса. В ходе микротомографирования была собрана 1601 проекция образца и калибровочного фантома. Реконструкция набора проекций образца в набор виртуальных сечений проведена со значениями смещения центра, определёнными в автоматическом режиме, использован фильтр размытия Гаусса (0,5), а также сдвиг спектра пучка в более жёсткую зону. Коррекция дрейфа зуба в процессе микротомографирования выполнена с активированной опцией компенсирующих перемещений.

### **3.3 Результаты применения предложенного подхода**

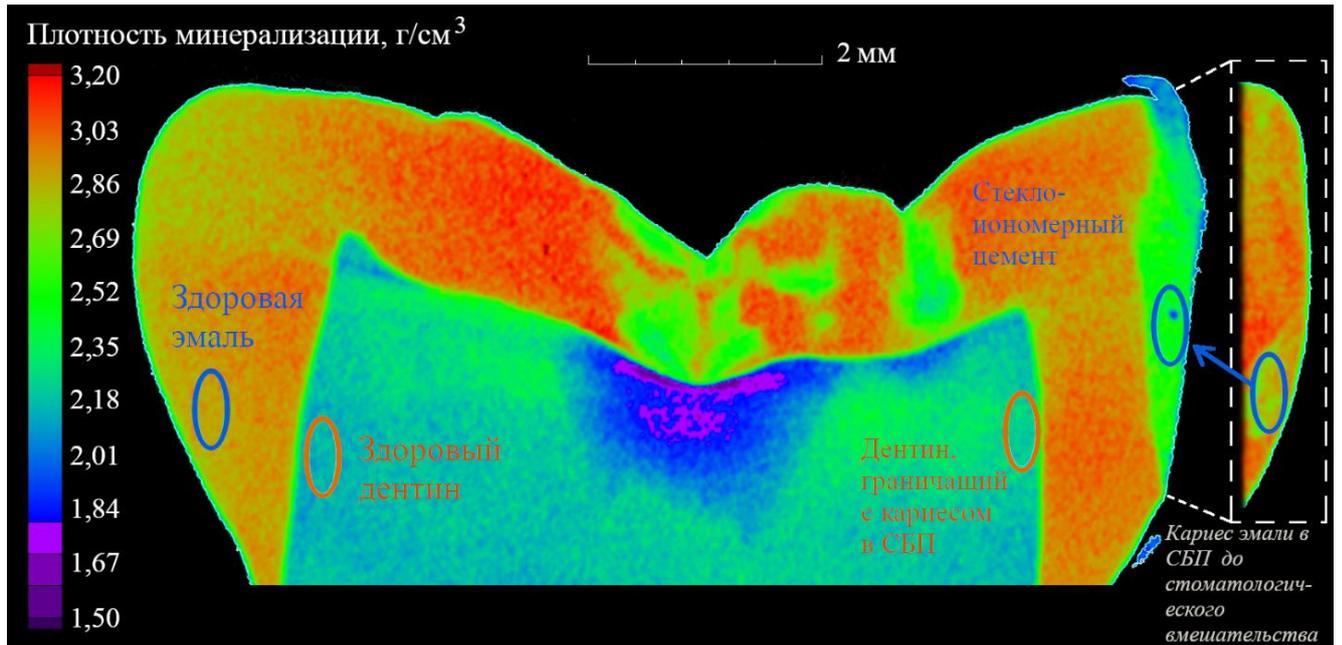
#### **3.3.1 Стеклоиономерный цемент**

В результате исследования были выявлены две области кариеса в структуре зубной ткани, которые оказались связаны слабо деминерализованной эмалью. Одна из них расположена ближе к медиальной поверхности жевательного бугорка, а другая примерно посередине слоя эмали, также на медиальной стороне зуба. В

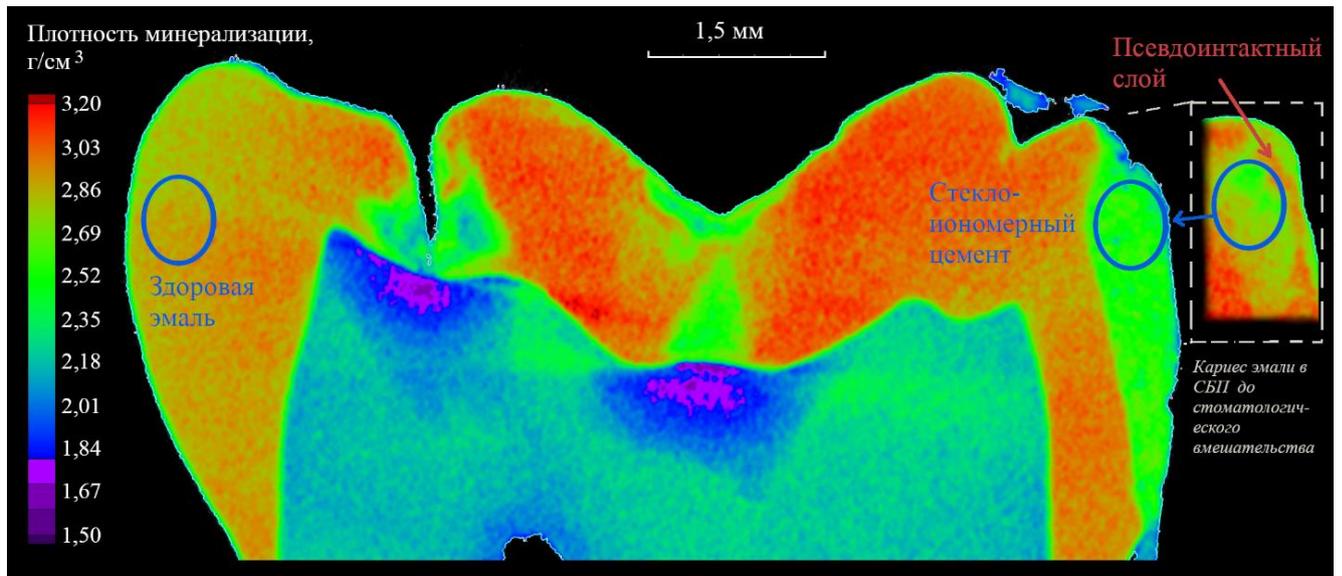
связи с этим было принято решение провести измерения на обоих участках, далее они обозначены как зоны кариеса, бугорковая и центральная соответственно. Результаты измерений представлены в Таблице 8. Патологически изменённый дентин (согласно пункту 9с протокола) не исследовался в бугорковой области, так как он находился в непосредственной близости от глубокой фиссуры, которая влияла на значения плотности окружающих тканей. При исследовании бугорковой зоны был выбран объём материала, ограниченный эллиптическим цилиндром, описанным вокруг прямоугольника со сторонами 0,4 мм, 0,5 мм и высотой 0,2 мм. При исследовании центральной зоны выбирался объём материала, ограниченный эллиптическим цилиндром, описанным вокруг прямоугольника со сторонами 0,17 мм, 0,45 мм и высотой 0,2 мм.

На Рисунках 35 и 36 показаны виртуальные срезы на 3D карте плотности минерализации зуба после воздействия стеклоиономерного цемента, проходящего через центральную и бугорковую зоны кариеса, соответственно. Из результатов видно, что для бугорковой зоны значение средней плотности минерализации эмали с кариесом в СБП оказались на 5,09% ниже, чем у здоровой эмали, а объёмная плотность СИЦ продемонстрировала снижение на 14,29% по сравнению со здоровой эмалью.

Для центральной зоны значение плотности минерализации тканей эмали, поражённой кариесом, на 2,82% ниже, чем у здоровой эмали, а объёмная плотность СИЦ на 16,53% ниже, чем у здоровой ткани. В отличие от случая, описанного в предыдущей главе, кариес не снизил плотность минерализации дентина, граничащего с патологически изменённой эмалью (равно как и СИЦ, что ожидаемо из-за его неспособности «затекать» в ткани). Следует отметить, что плотность минерализации здоровой эмали остается практически неизменной до и после стоматологического вмешательства, а СИЦ имеет меньшую объёмную плотность, чем натуральная эмаль.



*Рисунок 35 – Виртуальный срез на 3D карте плотности образца после использования СИЦ в центральной зоне. На врезке справа – эмаль до применения СИЦ на той же области*



*Рисунок 36 – Виртуальный срез на 3D карте плотности образца после применения СИЦ в бугорковой зоне. На врезке справа – эмаль до применения СИЦ на той же области*

Таблица 8 – Значения плотности до и после *ex vivo* применения СИЦ на участке кариеса в СБП

Область кариеса	Группа	Исследуемая область	Плотность, г/см <sup>3</sup>	Стандартное отклонение, г/см <sup>3</sup>
Бугорковая	Эмаль до вмешательства	Кариес в СБП	2,75	0,14
		Здоровая эмаль	2,89	0,12
	Эмаль после вмешательства	СИЦ	2,52	0,13
		Здоровая эмаль	2,88	0,11
Центральная	Эмаль до вмешательства	Кариес в СБП	2,84	0,12
		Здоровая эмаль	2,92	0,11
	Эмаль после вмешательства	СИЦ	2,48	0,13
		Здоровая эмаль	2,89	0,10
	Дентин до вмешательства	Дентин, граничащий с кариесом в СБП	2,27	0,11
		Здоровый дентин	2,15	0,1
	Дентин после вмешательства	Дентин, граничащий с СИЦ	2,23	0,10
		Здоровый дентин	2,18	0,11

### 3.3.2 Композитный материал

При исследовании областей интереса выбирался объём материала, ограниченный эллиптическим цилиндром (его размеры 0,35 мм, 0,55 мм) высотой 0,5 мм. Установлено, что средняя плотность патологически изменённой эмали на

13,65% ниже, чем плотность здоровой эмали. Отчётливо видно, что композитная пломба имеет две части (внутренний и внешний слой, Рисунок 37).

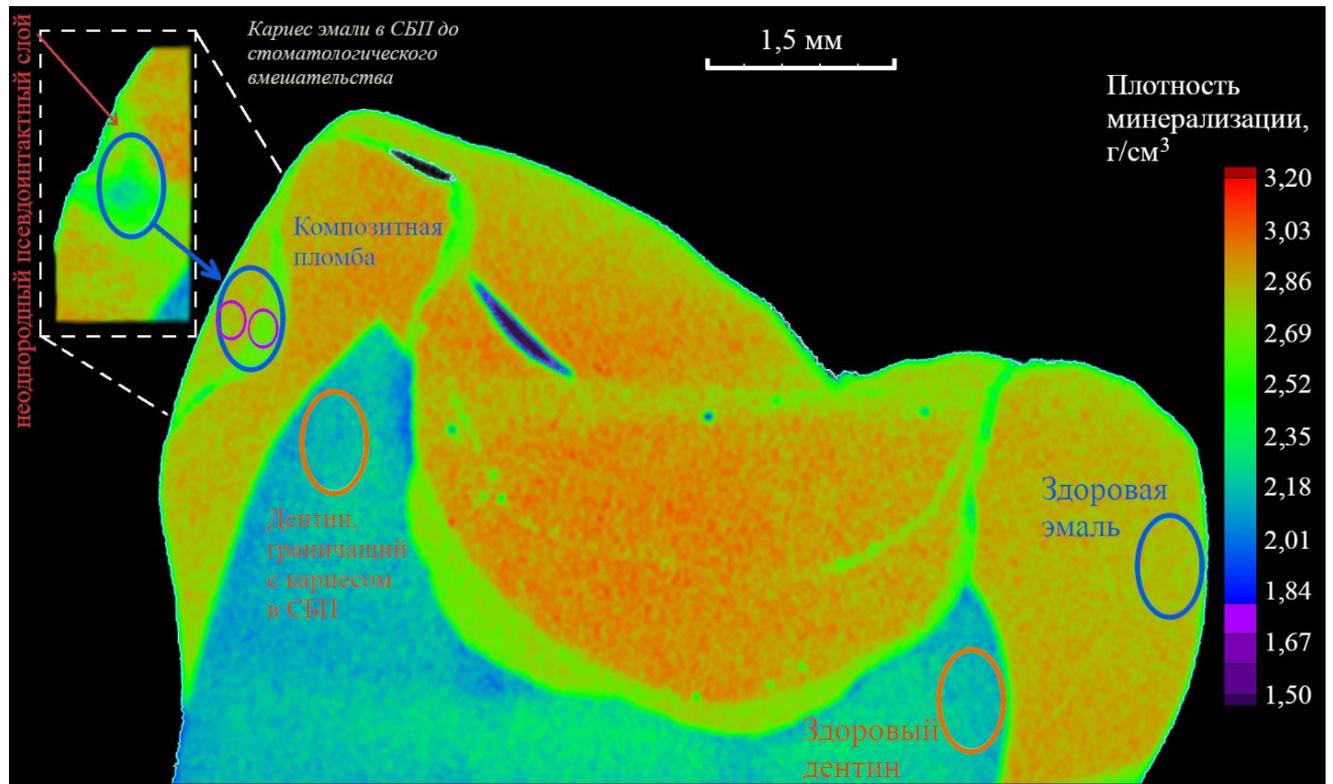


Рисунок 37 – Виртуальный срез на 3D карте плотности образца после установки пломбы из композитного материала. На врезке слева – эмаль до применения композитного материала на той же области

Для данного материала была проведена оценка как общей плотности пломбы (т.е. расчёт эффективного значения по двум слоям), так и плотности каждого слоя по-отдельности. Внутренний слой представляет собой сплошную среду, образованную в ходе избирательного кислотного травления и нанесения праймера перед нанесением композита. Для оценки плотности слоев композитной пломбы был выбран объём материала, ограниченный эллиптическим цилиндром (его размеры 0,16 мм, 0,2 мм) высотой 0,5 мм. Полученные результаты сведены в Таблицу 9, из которой видно, что средняя объёмная плотность пломбы близка к плотности здоровой эмали после стоматологического вмешательства (на 5,80% ниже).

Таблица 9 – Значения плотности до и после *ex vivo* применения композитного материала на участке кариеса в СБП

Группа	Исследуемая область	Плотность, г/см <sup>3</sup>	Стандартное отклонение, г/см <sup>3</sup>
Эмаль до вмешательства	Кариес в СБП	2,53	0,18
	Здоровая эмаль	2,93	0,11
Эмаль после вмешательства	Композитный материал	2,76	0,11
	Здоровая эмаль	2,84	0,10
Эмаль после вмешательства	Композитный внешний слой	2,83	0,09
	Композитный внутренний слой	2,68	0,10
Дентин до вмешательства	Дентин, граничащий с кариесом в СБП	2,11	0,16
	Здоровый дентин	2,17	0,10
Дентин после вмешательства	Дентин, граничащий с композитной пломбой	2,17	0,10
	Здоровый дентин	2,18	0,10

Объёмная плотность внешнего слоя композитной пломбы немного выше, практически соответствует величине плотности здоровой эмали. Значение для внутреннего слоя на 8,53% ниже плотности здоровой эмали. Таким образом, объёмная плотность композитной пломбы значительно выше, чем у пломбы из СИЦ. Как и в случае воздействия СИЦ, композитная пломба не повлияла на плотность минерализации дентина, граничащего с патологически измененной эмалью (равно как и кариес).

### 3.3.3 Артефакты внутренней структуры пломбировочных материалов

При анализе микроструктуры стоматологической пломбы из СИЦ было обнаружено значительное количество включений, имеющих как низкую, так и высокую плотность. Некоторые из них изображены на Рисунках 38г-е, диаметры самых крупных включений были измерены с помощью инструмента «Distance».

Самое большое включение, продемонстрированное на Рисунке 38д, имеет диаметр 0,39 мм, его плотность составляет  $1,35 \pm 0,13$  г/см<sup>3</sup>, что соответствует снижению на 47,62% по сравнению с плотностью основного материала пломбы. Включения повышенной плотности преимущественно имеют эллипсоидную форму. Диаметры самого крупного из таких включений составляют 149 и 93 мкм (Рисунок 38е, обозначено фиолетовой стрелкой), а его плотность составляет  $3,28 \pm 0,18$  г/см<sup>3</sup>, что в 1,3 раза выше плотности материала пломбы. Ранее, Tian и соавт. [320] провели эксперименты, которые показали, что подобные артефакты часто приводят к появлению трещин в стеклоиономерных пломбах.

На поверхности пломбы также обнаружены несколько областей, где нарушена ее целостность. Для таких областей характерны каверны глубиной до 110 мкм, что значительно превышает размеры наибольших микронеровностей, которые могут возникать в результате многократных процедур отбеливания тканей зуба [321]. В дальнейшем эти каверны могут выступить искусственными концентраторами напряжений, приводящими в конечном итоге к разрушению материала пломбы. Типичная каверна показана на Рисунке 38г (отмечена оранжевой стрелкой).

Менее 25 сферических включений низкой плотности были визуализированы в композитной пломбе, часть из них показана на Рисунках 38а-в. Самое крупное включение имеет диаметр 84 мкм, его плотность составляет  $1,54 \pm 0,16$  г/см<sup>3</sup>, что ниже на 44,20% по сравнению с эффективной плотностью всей пломбы.

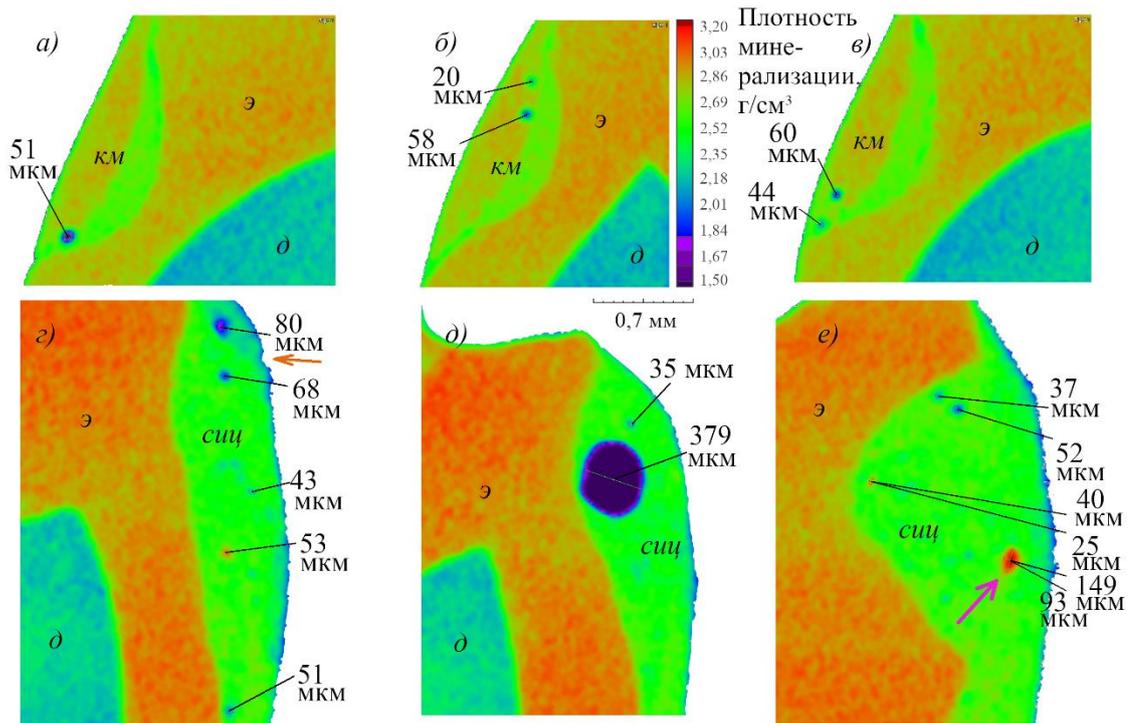


Рисунок 38 – Артефакты внутренней структуры пломб из:

а – в) композитного материала, г – е) СИЦ; э – эмаль, д – дентин, км – композитный материал, сиц -стеклоиономерный цемент, оранжевая стрелка – каверна на поверхности пломбы; фиолетовая стрелка – включение высокой плотности

### 3.3.4 Полимерный инфильтрант

Расположение областей, которые были подвергнуты обработке инфильтрантом на каждом из трёх образцов в серии, показано на Рисунке 39 с использованием цветовой кодировки, где данные области выделены фиолетовым цветом. При выполнении микро-КТ исследования первого образца, который был обработан инфильтрантом во время стоматологического вмешательства, было отмечено наличие значительного размера пломбы в зоне окклюзии зуба, установленной пациенту в прошлом, с большой площадью деминерализации под ней (Рисунки 39а, 40).

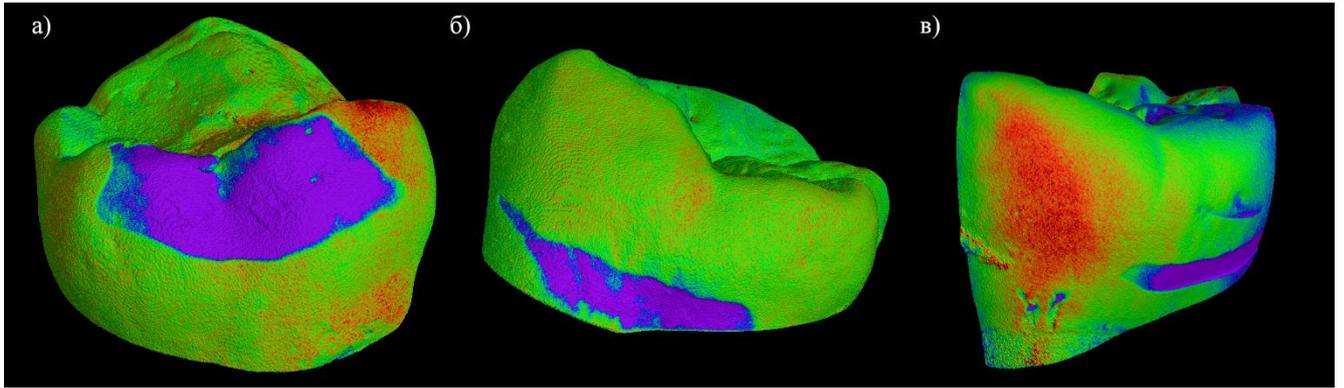


Рисунок 39 – Расположение областей, обработанных полимерным инфильтрантом (фиолетовый цвет) на первом (а), втором (б) и третьем образцах (в).

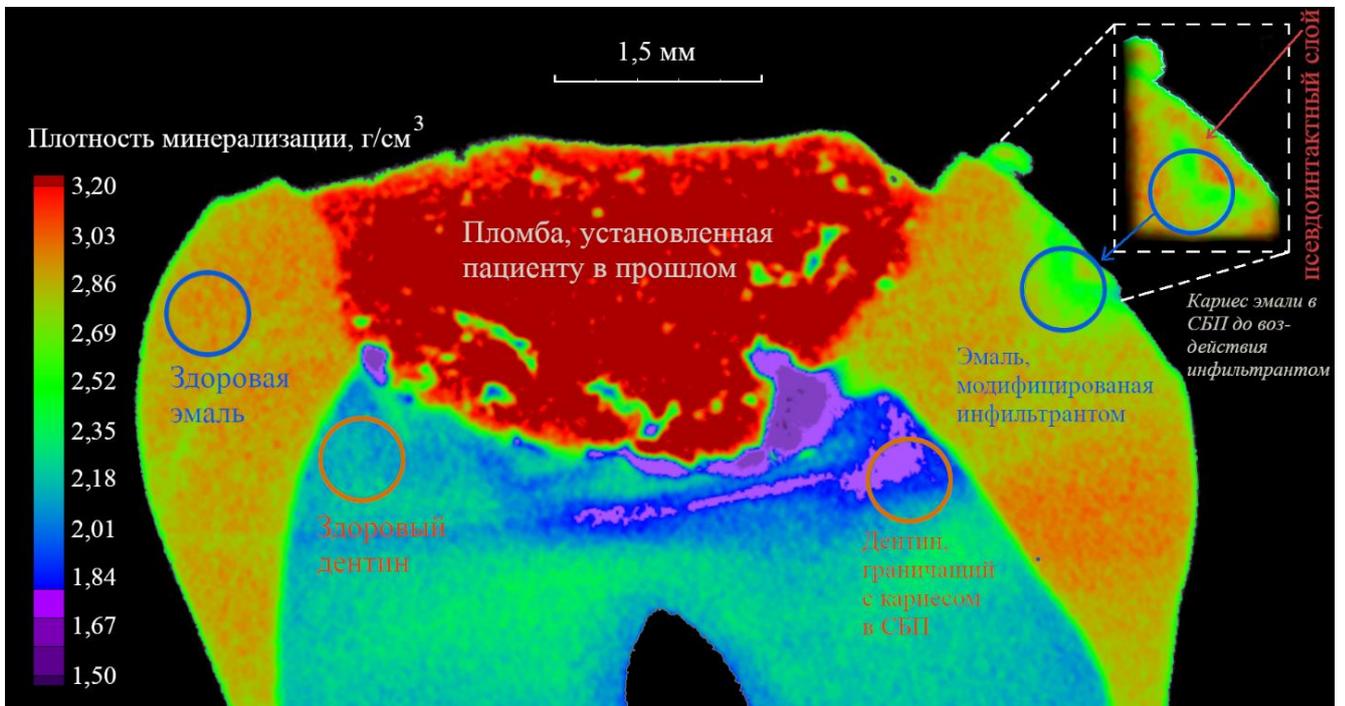


Рисунок 40 – Виртуальный срез на 3D карте плотности первого образца, обработанного инфильтрантом. На врезке справа – эмаль до применения инфильтранта на той же области

Для этого образца был выбран объем материала в форме эллиптического цилиндра, основания которого были ограничены прямоугольником со сторонами 0,4 мм, высотой 0,5 мм. Результаты измерений представлены в Таблице 10.

Таблица 10 – Значения плотности до и после *ex vivo* применения инфильтранта на участке кариеса в СБП: первый образец

Группа	Исследуемая область	Плотность, г/см <sup>3</sup>	Стандартное отклонение, г/см <sup>3</sup>
Эмаль до вмешательства	Кариес в СБП	2,71	0,16
	Здоровая эмаль	2,97	0,12
Эмаль после вмешательства	Эмаль, модифицированная инфильтрантом	2,61	0,15
	Здоровая эмаль	2,91	0,10
Дентин до вмешательства	Дентин, граничащий с кариесом в СБП	1,92	0,13
	Здоровый дентин	2,23	0,13
Дентин после вмешательства	Дентин, граничащий с модифицированной эмалью	1,88	0,16
	Здоровый дентин	2,11	0,11

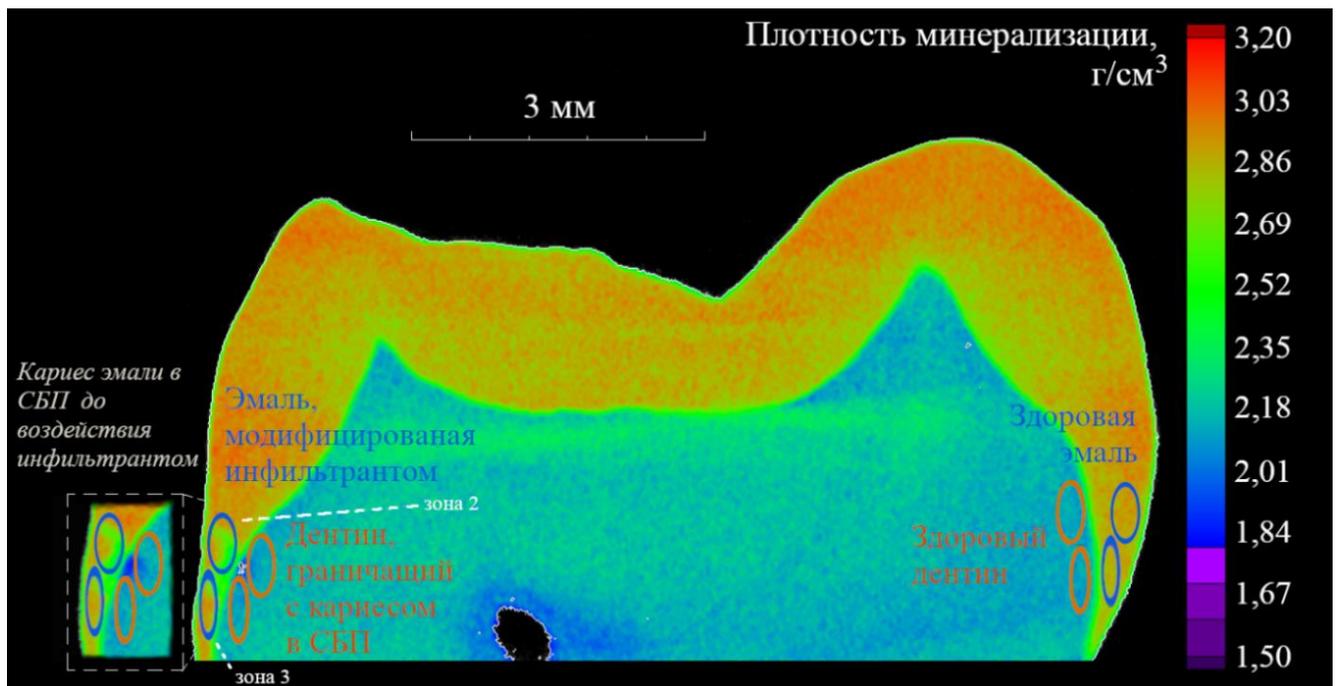
Было установлено, что плотность минерализации эмали, поражённой кариесом, ниже, чем плотность минерализации здоровой эмали на 8,75%. После обработки патологически изменённой ткани инфильтрантом плотность модифицированной эмали стала на 10,31% ниже плотности здоровой эмали. Плотность дентина, граничащего с областью кариеса в СБП, оказалась на 13,9% ниже плотности здорового дентина; однако на это значение, вероятно, значительно повлияла область деминерализации в дентине под пломбой (существующая ранее, предположительно из-за неполной адгезии между пломбой, установленной в прошлом, и тканью под ней). Инфильтрант не оказал видимого воздействия на дентин. Было рассчитано количество поверхностного материала псевдоинтактного слоя эмали, растворённого врачом с использованием кислоты. Таким образом, был удален слой толщиной 0,17 мм. Однако из Рисунка 40 видно, что подобного

травления оказалось недостаточно для полного растворения псевдоинтактного слоя на поверхности эмали.

В абсолютном выражении после стоматологического вмешательства снизилась усредненная плотность минерализации всех исследуемых участков:

- патологически измененной эмали на 3,83%;
- здоровой эмали на 2,06%;
- дентина, граничащего с патологически измененной эмалью на 2,13%;
- здорового дентина на 5,69%.

На втором образце серии (Рисунки 39б, 41) были исследованы три зоны области кариеса в СБП, которые располагались в пришеечной области зуба близко друг к другу и были связаны небольшими участками слабо деминерализованной эмали. Для удобства эти зоны были пронумерованы от 1 до 3.



*Рисунок 41 – Виртуальный срез на 3D карте плотности второго образца, обработанного инфильтрантом. На врезке слева – эмаль до применения инфильтранта на той же области*

Для зон второго образца были выделены три сегмента материала, ограниченные эллиптическими цилиндрами (размерами 0,11 мм, 0,51 мм; 0,19 мм, 0,44 мм; 0,09 мм, 0,67 мм) высотой 0,31 мм, 0,21 мм и 0,06 мм соответственно для

зон 1 – 3. Результаты измерений представлены в Таблице 11, виртуальный срез зон 2 и 3 показан на Рисунке 41. На данном образце не было обнаружено значительного влияния кариеса на плотность минерализации эмали в двух из трёх зонах. Этот эффект вызван неоднородностью патологически изменённой ткани и пересечением со здоровой тканью. В зоне 2 усредненная плотность минерализации эмали, поражённой кариесом в СБП, снижена на 4,15% по сравнению со здоровой эмалью. Ни в одной из зон инфильтрант заметно не повысил плотность эмали, однако и не уменьшил её. Ни кариес, ни инфильтрант не оказали значительного влияния на дентин, граничащий с патологически изменённой эмалью (что особенно интересно в этом образце, поскольку кариес локализовался ближе к пришеечной области), но в зоне 3 (нижняя зона на Рисунке 41) инфильтрант проник через дентиноэмалевую границу и локально увеличил плотность дентина на 2,4%. С помощью кислоты стоматологу удалось удалить часть поверхностного псевдоинтактного слоя толщиной  $0,08 \pm 0,02$  мм.

Третий образец, обработанный инфильтрантом, имеет очень локальную область кариеса в СБП (Рисунок 42). Патологически изменённая эмаль на данном образце распространяется достаточно глубоко в пришеечную область, а также вдоль дентиноэмалевой границы. Для этого образца был выбран объем материала, ограниченный эллиптическим цилиндром (0,29 мм, 0,34 мм) высотой 0,7 мм. Результаты измерений третьего образца, обработанного инфильтрантом, представлены в Таблице 12. Измерения на области кариеса были наиболее сложными из-за неожиданной траектории распространения патологически изменённой ткани (Рисунки 43-46). В связи с этим в эллиптический цилиндр вошло значительное количество окружающей здоровой ткани, данный объём обозначен в таблице как «макрообъём». Возникла следующая ситуация: уменьшение плотности минерализации патологически изменённой эмали отчётливо визуально видно на карте плотности минерализации (Рисунок 42), однако полученное усреднённое значение плотности практически такое же, как и для здоровой эмали.

Таблица 11 – Значения плотности до и после ex vivo применения инфильтранта на участке кариеса в СБП: второй образец

Зона	Группа	Исследуемая область	Плотность, г/см <sup>3</sup>	Стандартное отклонение, г/см <sup>3</sup>
1	Эмаль до вмешательства	Кариес в СБП	2.84	0.1
		Здоровая эмаль	2.87	0.09
	Эмаль после вмешательства	Эмаль, модифицированная инфильтрантом	2.85	0.1
		Здоровая эмаль	2.87	0.09
	Дентин до вмешательства	Дентин, граничащий с кариесом в СБП	2.08	0.11
		Здоровый дентин	2.12	0.09
	Дентин после вмешательства	Дентин, граничащий с модифицированной эмалью	2.09	0.11
		Здоровый дентин	2.11	0.09
2	Эмаль до вмешательства	Кариес в СБП	2.77	0.17
		Здоровая эмаль	2.89	0.09
	Эмаль после вмешательства	Эмаль, модифицированная инфильтрантом	2.74	0.17
		Здоровая эмаль	2.89	0.09
	Дентин до вмешательства	Дентин, граничащий с кариесом в СБП	2.12	0.11
		Здоровый дентин	2.14	0.10
	Дентин после вмешательства	Дентин, граничащий с модифицированной эмалью	2.12	0.09
		Здоровый дентин	2.13	0.09
3	Эмаль до вмешательства	Кариес в СБП	2.86	0.10
		Здоровая эмаль	2.84	0.10
	Эмаль после вмешательства	Эмаль, модифицированная инфильтрантом	2.85	0.11
		Здоровая эмаль	2.86	0.09
	Дентин до вмешательства	Дентин, граничащий с кариесом в СБП	2.12	0.09
		Здоровый дентин	2.12	0.09
	Дентин после вмешательства	Дентин, граничащий с модифицированной эмалью	2.16	0.08
		Здоровый дентин	2.11	0.09

Таблица 12 – Значения плотности до и после ex vivo применения инфильтранта: третий образец

Группа	Исследуемая область	Плотность, г/см <sup>3</sup>	Стандартное отклонение, г/см <sup>3</sup>
Эмаль до вмешательства	Кариес в СБП (макро-объём)	3,00	0,11
	Кариес в СБП (микро-объём)	2,93	0,11
	Здоровая эмаль	3,05	0,10
Эмаль после вмешательства	Эмаль, модифицированная инфильтрантом (макро-объём)	2,85	0,11
	Эмаль, модифицированная инфильтрантом (микро-объём)	2,77	0,10
	Здоровая эмаль	2,91	0,10
Дентин до вмешательства	Дентин, граничащий с кариесом в СБП	2,26	0,10
	Здоровый дентин	2,23	0,10
Дентин после вмешательства	Дентин, граничащий с модифицированной эмалью	2,16	0,10
	Здоровый дентин	2,19	0,10

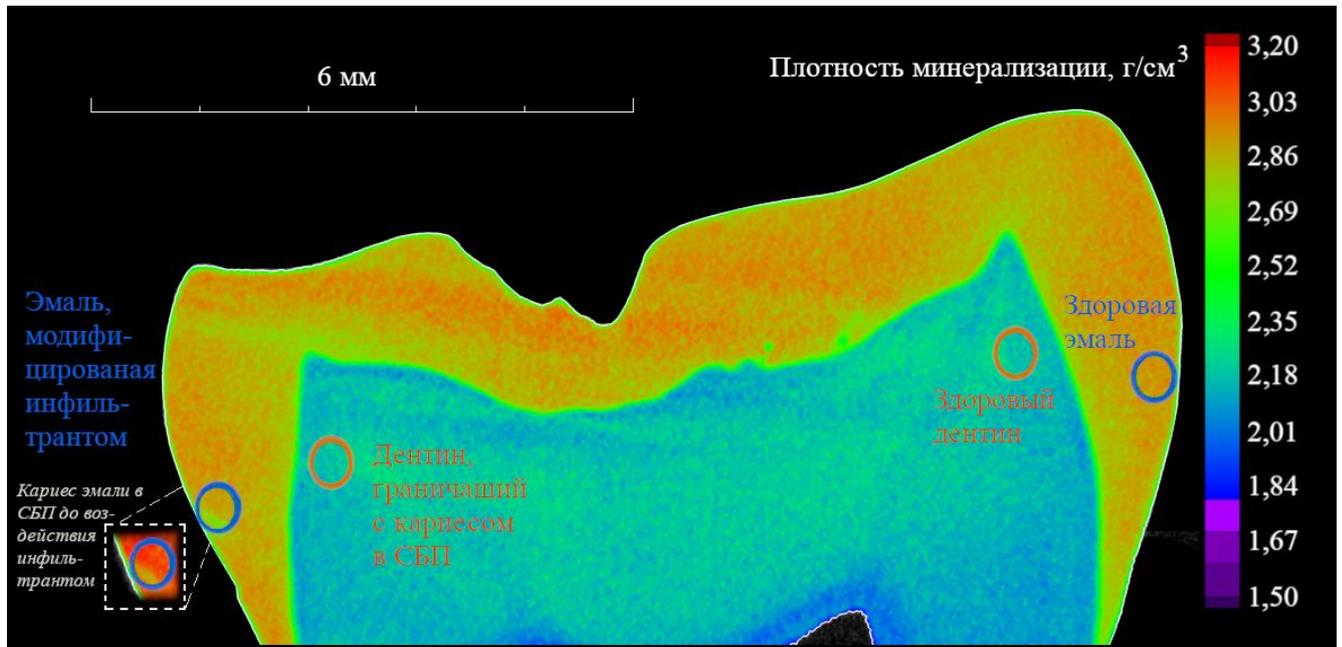
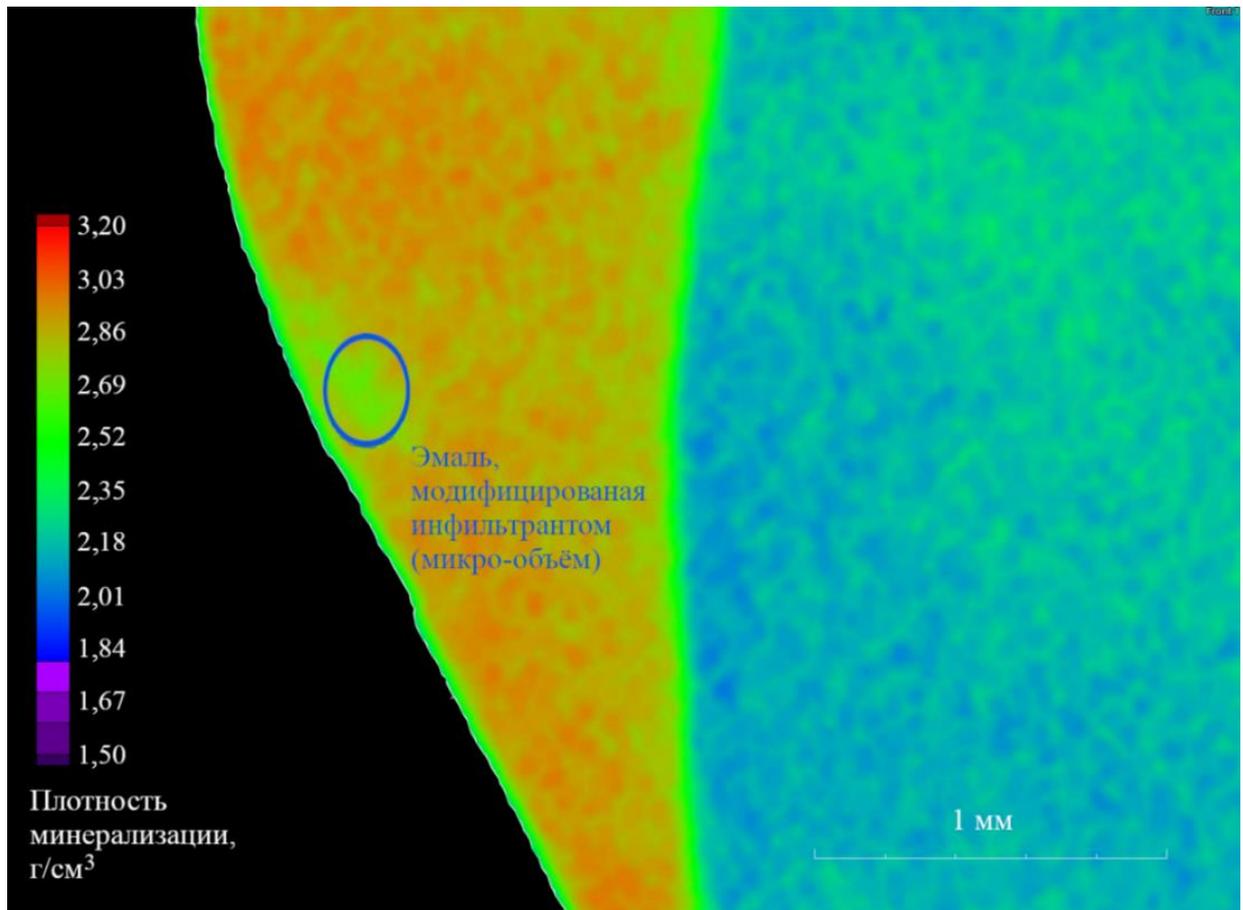


Рисунок 42 – Виртуальный срез на 3D карте плотности третьего образца, обработанного инфильтрантом. На врезке слева – эмаль до применения инфильтранта на той же области

Данное наблюдение привело к вынужденной минимизации размеров эллиптического цилиндра для области патологически измененной эмали (до 0,17 мм, 0,23 мм, высота 0,1 мм). Этот объем обозначен как «микрообъем» в Таблице 12 и на Рисунке 43. Такая схема анализа позволила определить, что кариес снизил среднюю плотность минерализации эмали на 3,93 %.



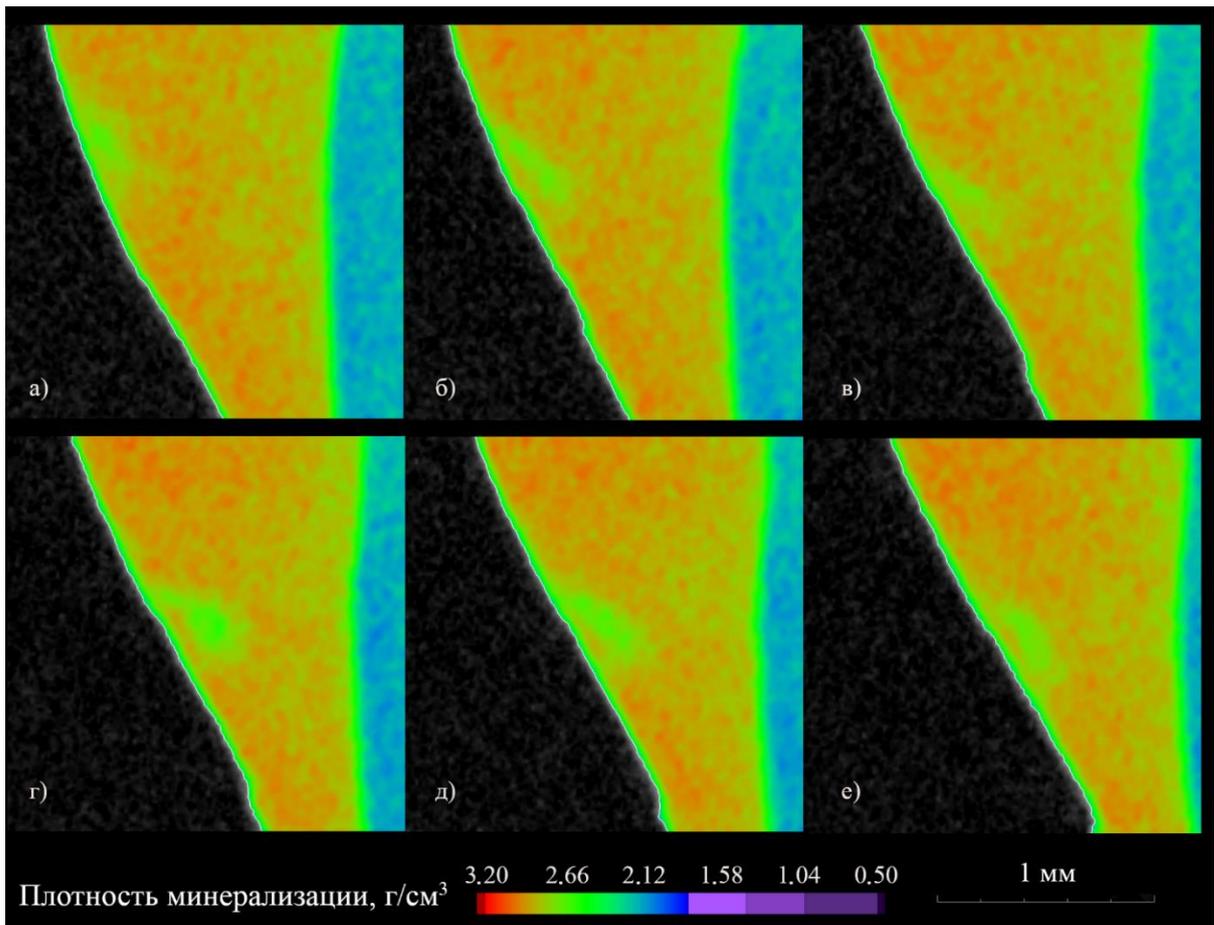
*Рисунок 43 – Исследуемый участок эмали в микрообъеме на виртуальном срезе 3D карты плотности минерализации третьего образца после воздействия полимерного инфильтранта*

После воздействия инфильтранта наблюдалось снижение средней плотности минерализации патологически измененной эмали на 5,05% и здоровой эмали на 4,59%. Процедура практически не повлияла на здоровый дентин, при этом дентин, граничащий с модифицированной инфильтрантом эмаль, по плотности близок к здоровому дентину после вмешательства, что свидетельствует о том, что

1) кислота проникла (и растворила минеральный компонент) в глубину тканей зуба неравномерно (предположительно ввиду качественной локализации области кариеса стоматологом);

2) как и у первого образца, обработанного инфильтрантом, его проникающая способность была довольно низкой.

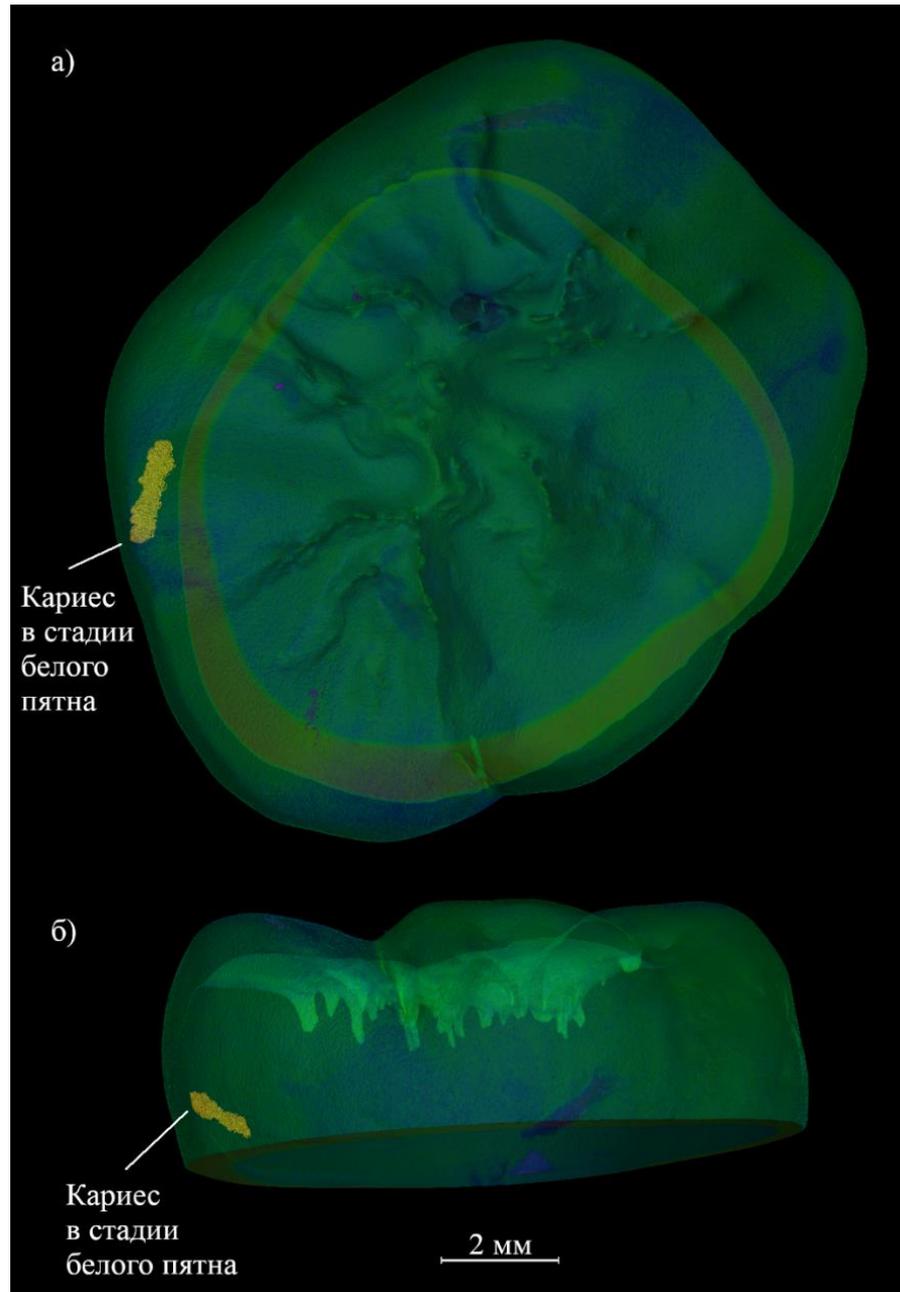
Использование кислоты из комплекта Icon позволило удалить около 0,04 мм псевдоинтактного слоя эмали в глубину.



*Рисунок 44 – Микротомографическая визуализация вытянутой области кариеса в СБП в пришеечную область на третьем образце, обработанном инфильтрантом*

### 3.4 Анализ результатов экспериментов

Применение предложенного подхода к пяти клиническим случаям кариеса в СБП *ex vivo* позволило сделать некоторые замечания.



*Рисунок 45 – Трехмерный микро-КТ обзор вытянутой формы области кариеса с наклоном к пришеечной области зуба, виды: а) горизонтальный; б) сагиттальный*

Основной недостаток подхода состоит в сложности выбора объема патологически изменённой ткани в двух случаях:

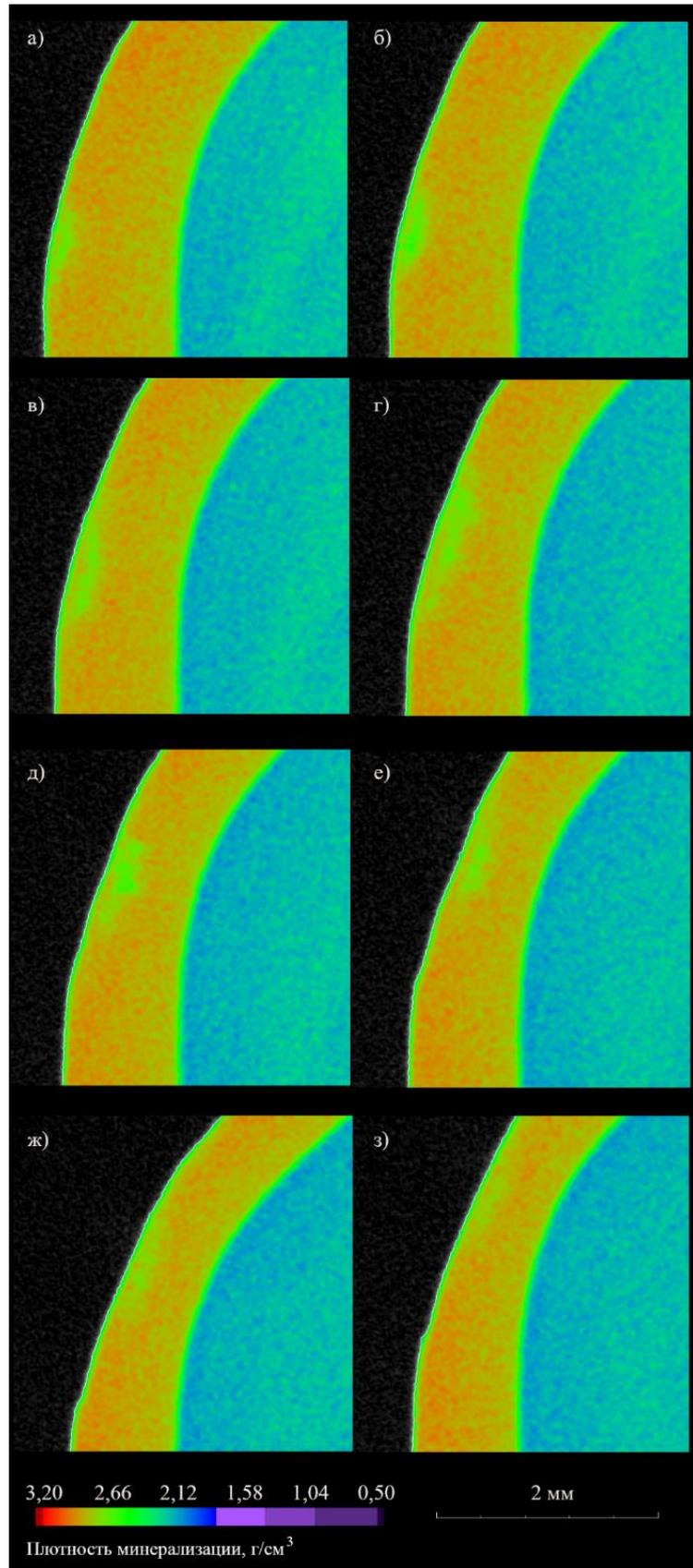
- когда область кариеса находится на очень ранней стадии своего развития и поражение содержит пересекающуюся патологически изменённую и здоровую эмаль (см. зоны 1 и 2 на образце 2, обработанном инфильтрантом в п.3.3.3, Таблица 11, Рисунок 41);

- когда патологически изменённая область узкая и имеет сложную траекторию (см. образец 3, обработанный инфильтрантом в п.3.3.3, Таблица 12, Рисунки 42-46).

В таких случаях следует использовать более сложные методы сегментации патологически изменённой ткани на наборах данных микро-КТ, включая статистический анализ вокселей внутри исследуемых областей. В противном случае, если область кариеса достаточно однородна и имеет различимые границы, её можно легко и точно поместить в эллиптический цилиндр для дальнейшего анализа усреднённой плотности минерализации. Основным преимуществом подхода является точное совпадение координат исследуемых участков до и после стоматологического лечения благодаря наложению полученных 3D карт плотности друг на друга. Анализ объёмной плотности пломбировочных материалов, а также здоровых тканей прост – такие объекты довольно однородны (по сравнению с патологически изменёнными тканями) и имеют чёткие границы.

Сравнивая значения объёмной плотности области эмали с помощью пломбировочных материалов, композитный материал оказывается предпочтительнее СИЦ. Структура СИЦ демонстрирует множество артефактов в виде включений пониженной и повышенной плотности (Рисунок 38), в частности, обратим внимание на резкое уменьшение значения объёмной плотности почти до 35% здоровой ткани.

Увеличение плотности минерализации дентина в области патологически изменённой эмали зафиксировано в случае зоны 3 на образце 2, обработанном полимерным инфильтрантом (Рисунок 41). Это единственный случай, когда инфильтрант достиг дентина. Данное наблюдение в целом соотносится с экспериментами de Almendra Freitas и соавт. [322]. Согласно наблюдениям Wu и соавт. [323] инфильтрант может быть эффективным в восстановлении микроструктуры дентина. В связи с этим большое значение имеет модификация существующих инфильтрантов и методов работы с ними с целью увеличения их проникающей способности.



*Рисунок 46 – Микротомографическая визуализация вытянутой области кариеса в СБП вдоль дентиноэмалевой границы на третьем образце, обработанном инфильтрантом*

В направлении модификации имеющихся на рынке полимерных инфильтрантов в настоящее время работает команда Angel Villegas [324], которые предложили дополнение инфильтранта наночастицами ZnO, в то время как Araújo и соавт. [325], а также Yu и соавт. [326] использовали для этой цели мономеры. Paris и соавт. [327] пошли другим путём, модернизировав методику подготовки ткани перед нанесением инфильтранта (удаление жёсткого псевдоинтактного слоя), что позволило улучшить проникающую способность инфильтранта. Однако, при работе с кислотами существует риск создать избыточную деминерализацию тканей зуба. На примере образца 1, обработанного инфильтрантом (Рисунок 40), отчётливо продемонстрирован подобный сценарий. Результаты позволяют рекомендовать лечащему врачу как можно сильнее локализовать области патологически изменённой эмали перед нанесением кислоты, чтобы предотвратить повреждение окружающих здоровых тканей. Обратите внимание на сложность случая для образца 3 на Рисунках 42 – 44, 46 (в форме двухмерных виртуальных срезов) и Рисунке 45 (в форме трёхмерной визуализации коронки зуба), обработанного инфильтрантом. Стоматолог в такой ситуации обычно не имеет возможности оценить траекторию с помощью медицинских рентгеновских приборов из-за неспособности последних фиксировать столь ранние изменения плотности. В данном исследовании врач также не подозревал о наличии такой траектории.

Ни в одном из рассмотренных случаев инфильтрации объёмная плотность минерализации модифицированной эмали не была восстановлена до естественных значений. Предположительно, данный эффект связан с тем, что современные инфильтранты не нацелены на полноценное восстановление естественного химического состава кристаллов гидроксиапатита [328]. В одном из рассмотренных случаев (образец 1, Рисунок 40) протокол применения 15% раствора соляной кислоты, входящей в набор для инфильтрации Icon, оказался недостаточно эффективным, чтобы полностью удалить псевдоинтактный слой. Предметом дальнейшего изучения видится возможность увеличения времени

воздействия кислоты либо применения другой кислоты (например, фосфорной [329] или соляной [330]) в зависимости от толщины псевдоинтактного слоя.

В целом, метод инфильтрации имеет потенциал, но его эффективность зависит от различных факторов, таких как тип кариозного поражения и его глубина, а также от навыков практикующего стоматолога. По выполненным в данной главе наблюдениям, кислота, применяемая для растворения псевдоинтактного слоя, способна вызвать серьёзную деминерализацию окружающих здоровых тканей. В связи с этим, врачом должны быть предприняты меры по максимальному ограничению области применения кислоты, чтобы в полной мере использовать преимущества техники инфильтрации. Количество удалённой ткани во время нанесения кислоты при инфильтрации минимально по сравнению с размером здоровой структуры зуба, удалённой во время препарирования (с использованием стоматологического бура) перед установкой пломбы из композита или стеклоиономерного цемента.

### 3.5 Выводы по Главе 3

В Главе 3 диссертационной работы предложен подход к проведению сравнительного анализа плотности *ex vivo* стоматологических материалов с помощью микро-КТ. Проведено сопоставление усреднённых значений плотности минерализации патологически изменённых областей с инфильтрированными тканями зуба, а также СИЦ и композитной пломбой, заменившими эти ткани.

Показана высокая эффективность предложенного неразрушающего подхода за счёт точного совпадения координат исследуемых участков до и после лечения и простоты выбора областей интереса. В главе также рассмотрены некоторые ограничения подхода в случаях, когда области кариеса неоднородны и имеют сложные траектории. Композитный материал оказалась очень близким по своей объёмной плотности к натуральной эмали в отличие от СИЦ. Также, в отличие от последнего, композит показал небольшое количество артефактов внутренней структуры. При изучении действия инфильтранта на ткани зуба выявлено существенное негативное влияние кислоты, входящей в комплект для лечения

пациента, на плотность минерализации эмали и дентина, в том числе вне очага кариеса.

Дана рекомендация максимально локализовать область кариеса перед нанесением кислоты, чтобы сохранить окружающие здоровые ткани. Техника инфильтрации продемонстрировала потенциал, но она является наиболее сложной из наблюдаемых в настоящем исследовании и требует значительного опыта стоматолога для её эффективного применения. Тщательное исследование особенностей стоматологического лечения позволяет стоматологу дать конкретный совет, основанный на точном исследовании микроструктуры и плотности минерализации тканей зуба.

## Заключение

В заключении сформулированы основные результаты диссертационной работы, которые заключаются в следующем:

1. Биомеханическая методика посредством микротомографирования высокого разрешения при использовании разработанного калибровочного фантома позволила определить наличие, местоположение и геометрические размеры областей пониженной плотности минерализации в окрестности вершины фиссуры моляров и премоляров. Для реализации методики экспериментальная установка была дополнена специальными запатентованными приспособлениями.
2. Биомеханическая модель включает механико-математическую модель эмали фиссуры в виде развёрнутого клина, подверженного воздействию силы прикуса на его боковые грани, и позволяет определить области виртуального разрушения эмали в окрестности фиссуры.
3. Полученные в диссертации данные позволяют сделать заключение о критической силе прикуса, приводящей к возникновению области пониженной плотности.
4. Выявлены следующие фундаментальные изменения, возникающие внутри эмали и дентина человека на первой клинически видимой стадии кариеса:
  - существенное снижение значений механических свойств патологически изменённой эмали и дентина в её окрестности, сопровождаемое аномальной реакцией ткани на нагрузку, показанное методом наноиндентирования здоровых и патологически изменённых эмали и дентина;
  - усиление релаксации осадки индентора (при постоянстве силы на него действующей) при наноиндентировании патологически изменённых тканей;

- смещение и изменение формы полосы комбинационного рассеяния  $\text{PO}_4^{3-}$  и появление нового соединения в эмали – амида III  $\delta$  (= CH) эмали в СБП;
  - рост значений микрогеометрических характеристик патологически изменённой эмали и дентина в её окрестности, показанный посредством АСМ и СЭМ.
5. Предложен подход для проведения сравнительного анализа плотности стоматологических материалов.
  6. Выявлены преимущества композитного материала перед СИЦ: его плотность ближе к природной эмали (на 5,80% ниже природной эмали против 14,29 – 16,53% у СИЦ), также в нём содержится меньше артефактов внутренней структуры.
  7. Определена степень влияния кислотного травления эмали с использованием инфильтранта на плотность минерализации эмали зуба. В отсутствие локализации области кариеса такое травление понижает плотность эмали не только в очаге кариеса, но и в окрестных здоровых тканях.
  8. Полимерный инфильтрант способен пересекать дентиноэмалевую границу.

**Приложение 1. Акт об использовании результатов диссертации в учебном процессе на кафедре «Теоретическая и прикладная механика»**

УТВЕРЖДАЮ

проректор по учебной работе и международной деятельности  
Донского государственного  
технического университета,  
доктор технических наук, профессор

  
Бескопыльный А.Н.  
  
30 октября 2023 г.

АКТ

об использовании результатов диссертации на соискание степени кандидата физико-математических наук Садырина Евгения Валерьевича «Характеризация свойств здоровых и патологически измененных твердых тканей зуба» в учебном процессе на кафедре «Теоретическая и прикладная механика» факультета «Агропромышленный»

Настоящим актом подтверждается, что результаты диссертационного исследования Садырина Евгения Валерьевича использованы при разработке рабочей программы дисциплины «Математическое планирование и организация эксперимента» направления 15.04.03 «Прикладная механика», профиль «Вычислительная механика и компьютерный инжиниринг». В частности, в рабочую программу включены разделы, касающиеся особенностей проведения экспериментов по исследованию механических свойств твердых биологических тканей и интерпретации полученных данных.

Автор  
младший научный сотрудник  
лаборатории механики биосовместимых материалов  
НОЦ «Материалы»



Садырин Е.В.

Начальник НОЦ «Материалы»,  
доктор технических наук, профессор



Варавка В.Н.

Декан  
факультета «Агропромышленный»,  
кандидат технических наук, доцент



Рудой Д.В.

Заведующий кафедрой  
«Теоретическая и прикладная механика»,  
доктор физико-математических наук, доцент



Соловьев А.Н.

## Приложение 2. Справка о внедрении в практическую деятельность результатов диссертации



**Макси-Дент**  
стоматологическая клиника

ООО «Макси-Дент», г. Ростов-на-Дону,  
ул. Володарского, 1-я, дом 78 корп. А

### СПРАВКА

о внедрении результатов диссертационной работы Е.В. Садырина  
«Характеризация свойств здоровых и патологически измененных твердых  
тканей зуба»

28 марта 2023 г.

Настоящим подтверждаю, что результаты диссертационного исследования Садырина Е.В. на тему: «Характеризация свойств здоровых и патологически измененных твердых тканей зуба» были внедрены в практику деятельности клиники Макси-Дент для:

- оценки эффективности применения пломбировочных материалов с точки зрения восстановления плотности коронок зубов;
- прогнозирования разрушения коронок зубов пациентов по результатам денальной компьютерной томографии.

Использование результатов диссертационного исследования позволило повысить эффективность лечения кариеса зубов пациентов.

Главный врач клиники  
ООО «Макси-Дент», профессор,  
доктор медицинских наук



Максюков С.Ю.

## Список сокращений и условных обозначений

$\sigma$  – тензор напряжений

$\rho$  – плотность

$u$  – вектор перемещений

$\Delta$  – оператор Лапласа

$G$  – модуль сдвига

$E$  – модуль Юнга

$H$  – твёрдость индентирования

$\nu$  – коэффициент Пуассона

$\delta$  – дельта функция Дирака

$\Omega$  – область виртуального разрушения

$S$  – площадь

$D$  – диаметр

$Q$  – сила прикуса

**микро-КТ** – рентгеновская компьютерная микротомография

**НДС** – напряжённо-деформированное состояние

**СЭМ** – сканирующая электронная микроскопия

**АСМ** – атомно-силовая микроскопия

**СБП** – стадия белого пятна

**СКП** – стадия коричневого пятна

**3D** – трёхмерный

## Список литературы

1. Habelitz S., Marshall S. J., Marshall Jr. G. W., Balooch M. Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale // *Archives of Oral Biology*. – 2001. – Т. 46. – №. 2. – С. 173-183.
2. He L. H., Fujisawa N., Swain M. V. Elastic modulus and stress–strain response of human enamel by nano-indentation // *Biomaterials*. – 2006. – Т. 27. – №. 24. – С. 4388-4398.
3. Микаелян Н.П., Комаров О.С. Биохимия твердых тканей полости рта в норме и при патологии. Учебное пособие. Под общей редакцией проф. Шестопалова А.В. // ФГБОУ ВО РНИМУ им. Н.И. Пирогова Минздрава России. – М.: Издательство – 2019. – 71 С.
4. Maas M. C., Dumont E. R. Built to last: the structure, function, and evolution of primate dental enamel // *Evolutionary Anthropology: Issues, News, and Reviews: Issues, News, and Reviews*. – 1999. – Т. 8. – №. 4. – С. 133-152.
5. Moss-Salentijn L., Moss M. L. Yuan MS-t // *The ontogeny of mammalian enamel*. Rotterdam: Balkema. – 1997.
6. Boyde A., Martin L. The microstructure of primate dental enamel In: Chivers DJ, Wood BA, Bilsborough A, editors. *Food acquisition and processing in primates*. – 1984.
7. Waters N. E. Some mechanical and physical properties of teeth // *The mechanical properties of biological materials*. – 1980. – С. 99-134.
8. White S. N., Luo, W., Paine, M. L., Fong, H., Sarikaya, M., Snead, M. L. Biological organization of hydroxyapatite crystallites into a fibrous continuum toughens and controls anisotropy in human enamel // *Journal of dental research*. – 2001. – Т. 80. – №. 1. – С. 321-326.
9. He L. H., Swain M. V. Understanding the mechanical behaviour of human enamel from its structural and compositional characteristics // *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. – 2008. – Т. 1. – №. 1. – С. 18-29.

10. Бывальцева С. Ю., Доржиева З. В. Строение твердых тканей зуба: учебное пособие // Иркутск: ИГМУ. – 2013. – 17 с. – 2013.
11. Arana-Chavez V. E., Massa L. F. Odontoblasts: the cells forming and maintaining dentine // The international journal of biochemistry & cell biology. – 2004. – Т. 36. – №. 8. – С. 1367-1373.
12. Schroeder H. E., Scherle W. F. Cemento-enamel junction—revisited // Journal of periodontal research. – 1988. – Т. 23. – №. 1. – С. 53-59.
13. Nyman S., Westfelt, E., Sarhed, G., Karring, T. Role of “diseased” root cementum in healing following treatment of periodontal disease: A clinical study // Journal of Clinical Periodontology. – 1988. – Т. 15. – №. 7. – С. 464-468.
14. Наумович СА, Ивашенко СВ, Шаранда ВА, Коцюра ЮИ, Шнип ЕВ, Пашук АП. Принципы ортопедического лечения патологической стираемости зубов : учебно- методическое пособие. Минск: БГМУ, 2020. – 47 с.
15. Waters N. E. Some mechanical and physical properties of teeth // The mechanical properties of biological materials. – 1980. – С. 99-134.
16. Szalay F. S. The beginnings of primates // Evolution. – 1968. – С. 19-36.
17. Christensen G. J. Occlusal morphology of human molar tooth buds // Archives of oral biology. – 1967. – Т. 12. – №. 1. – С. IN19-IN21.
18. Kay R. F., Hiiemae K. M. Jaw movement and tooth use in recent and fossil primates // American Journal of Physical Anthropology. – 1974. – Т. 40. – №. 2. – С. 227-256.
19. Kay R. F. The functional adaptations of primate molar teeth // American journal of physical anthropology. – 1975. – Т. 43. – №. 2. – С. 195-215.
20. Rosenberger A. L., Kinzey W. G. Functional patterns of molar occlusion in platyrrhine primates // American Journal of Physical Anthropology. – 1976. – Т. 45. – №. 2. – С. 281-297.
21. Sheine W. S., Kay R. F. A model for comparison of masticatory effectiveness in primates // Journal of Morphology. – 1982. – Т. 172. – №. 2. – С. 139-149.
22. Crompton A. W., Parker P. Evolution of the mammalian masticatory apparatus: the fossil record shows how mammals evolved both complex chewing mechanisms

- and an effective middle ear, two structures that distinguish them from reptiles //American Scientist. – 1978. – T. 66. – №. 2. – C. 192-201.
23. Lucas P. W., Luke D. A. Chewing it over: basic principles of food breakdown //Food acquisition and processing in primates. – Springer, Boston, MA, 1984. – C. 283-301.
24. Lucas P. W., Ow, R. K. K., Ritchie, G. M., Chew, C. L., Keng, S. B. Relationship between jaw movement and food breakdown in human mastication //Journal of dental research. – 1986. – T. 65. – №. 3. – C. 400-404.
25. Ryan A. S. Wear striation direction on primate teeth: a scanning electron microscope examination //American Journal of Physical Anthropology. – 1979. – T. 50. – №. 2. – C. 155-167.
26. Dahl B. Ö. R. L., Carlsson G. E., Ekfeldt A. Occlusal wear of teeth and restorative materials: a review of classification, etiology, mechanisms of wear, and some aspects of restorative procedures //Acta Odontologica Scandinavica. – 1993. – T. 51. – №. 5. – C. 299-311.
27. Zero D. T., Lussi A. Erosion – chemical and biological factors of importance to the dental practitioner //International dental journal. – 2005. – T. 55. – C. 285-290.
28. Lagouvardos P., Sourai P., Douvitsas G. Coronal fractures in posterior teeth //Oper Dent. – 1989. – T. 14. – №. 1. – C. 28-32.
29. Morin D. L., Douglas, W. H., Cross, M., DeLong, R. Biophysical stress analysis of restored teeth: experimental strain measurement //Dental Materials. – 1988. – T. 4. – №. 1. – C. 41-48.
30. Sakaguchi R. L., Brust, E. W., Cross, M., DeLong, R., Douglas, W. H. Independent movement of cusps during occlusal loading //Dental Materials. – 1991. – T. 7. – №. 3. – C. 186-190.
31. Borcic J. Anic, I., Smojver, I., Catic, A., Miletic, I., Ribaric, S. P. 3D finite element model and cervical lesion formation in normal occlusion and in malocclusion //Journal of oral rehabilitation. – 2005. – T. 32. – №. 7. – C. 504-510.

32. Spears I. R., Crompton R. H. The mechanical significance of the occlusal geometry of great ape molars in food breakdown // *Journal of Human Evolution*. – 1996. – T. 31. – №. 6. – C. 517-535.
33. Magne P., Belser U. C. Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure // *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. – 2003. – T. 23. – №. 6.
34. Lucas P. W., Peters C. R., Arrandale S. R. Seed-breaking forces exerted by orangutans with their teeth in captivity and a new technique for estimating forces produced in the wild // *American Journal of Physical Anthropology*. – 1994. – T. 94. – №. 3. – C. 365-378.
35. Marquezin M. C. S., Gauch, C. G., Siqueira, C. A., Kobayashi, F. Y., Fonseca, F. L. A., Castelo, P. M. Evaluation of masticatory and salivary parameters in preschool children with different morphological occlusion // *Brazilian Dental Science*. – 2017. – T. 20. – №. 2. – C. 38-46.
36. Gao X., Jiang, S., Koh, D., Hsu, C. Y. S. Salivary biomarkers for dental caries // *Periodontology 2000*. – 2016. – T. 70. – №. 1. – C. 128-141.
37. Salis S. G., Hood, J. A., Stokes, A. N., Kirk, E. E. Patterns of indirect fracture in intact and restored human premolar teeth // *Dental Traumatology*. – 1987. – T. 3. – №. 1. – C. 10-14.
38. Clark D. J., Sheets C. G., Paquette J. M. Definitive diagnosis of early enamel and dentinal cracks based on microscopic evaluation // *J Esthet Restor Dent*. – 2003. – T. 15. – №. 7. – C. 391-401.
39. Palmier N. R., Madrid, C. C., de Pauli Paglioni, M., Rivera, C., Martins, B. N. F. L., Araújo, A. L. D., Salva-joli, J.V., de Goes, M.F., Lopes, M.A., Ribeiro, A.C.P. Brandão, T. B. Cracked tooth syndrome in irradiated patients with head and neck cancer // *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology*. – 2018. – T. 126. – №. 4. – C. 335-341. e2.
40. Lynch C. D., McConnell R. J. The cracked tooth syndrome // *Journal-Canadian Dental Association*. – 2002. – T. 68. – №. 8. – C. 470-475.

41. Banerji S., Mehta S. B., Millar B. J. Cracked tooth syndrome. Part 1: aetiology and diagnosis // *British dental journal*. – 2010. – T. 208. – №. 10. – C. 459-463.
42. Carda C., Peydro A. Ultrastructural patterns of human dentinal tubules, odontoblasts processes and nerve fibres // *Tissue and Cell*. – 2006. – T. 38. – №. 2. – C. 141-150.
43. Walker B. N., Makinson O. F., Peters M. Enamel cracks. The role of enamel lamellae in caries initiation // *Australian dental journal*. – 1998. – T. 43. – №. 2. – C. 110-116.
44. Stoodley P. Biofilms: flow disrupts communication // *Nature microbiology*. – 2016. – T. 1. – №. 1. – C. 1-2.
45. Carpinteri A., Cornetti, P., Pugno, N., Sapora, A., Taylor, D. A finite fracture mechanics approach to structures with sharp V-notches // *Engineering Fracture Mechanics*. – 2008. – T. 75. – №. 7. – C. 1736-1752.
46. Carpinteri A., Cornetti, P., Pugno, N., Sapora, A., Taylor, D. Generalized fracture toughness for specimens with re-entrant corners: experiments vs. theoretical predictions // *Struct. Eng. Mech.* – 2009. – T. 32. – №. 5. – C. 609-620.
47. Leguillon D. Strength or toughness? A criterion for crack onset at a notch // *European Journal of Mechanics-A/Solids*. – 2002. – T. 21. – №. 1. – C. 61-72.
48. Sapora A., Cornetti P., Carpinteri A. Investigation on brittle fracture in rounded V-notched structures by Finite Fracture Mechanics // *Atti del XXI Convegno Nazionale del Gruppo Italiano Frattura*. – 2020. – C. 177.
49. Lazzarin P., Filippi S. A generalized stress intensity factor to be applied to rounded V-shaped notches // *International journal of solids and structures*. – 2006. – T. 43. – №. 9. – C. 2461-2478.
50. Bauer S. M., Filippov S. B., Smirnov A. L., Tovstik P. E., Vaillancourt R. Asymptotic methods in mechanics of solids. – Basel : Birkhäuser, 2015. – T. 167. 325 c.
51. Creager M., Paris P. C. Elastic field equations for blunt cracks with reference to stress corrosion cracking // *International journal of fracture mechanics*. – 1967. – T. 3. – №. 4. – C. 247-252.

52. Savruk M. P., Kazberuk A. Two-dimensional fracture mechanics problems for solids with sharp and rounded V-notches // *International journal of fracture*. – 2010. – Т. 161. – №. 1. – С. 79-95.
53. Ватульян А. О., Паринова Л. И. Исследование клиновых мод в ортотропной среде // *Вестник Донского государственного технического университета*. – 2005. – Т. 5. – №. 4. – С. 491-499.
54. Bahrami B., Ayatollahi, M. R., Mirzaei, A. M., Berto, F. Improved stress and displacement fields around V-notches with end holes // *Engineering Fracture Mechanics*. – 2019. – Т. 217. – С. 106539.
55. Berto F., Cendon, D. A., Lazzarin, P., Elices, M. Fracture behaviour of notched round bars made of PMMA subjected to torsion at – 60 C // *Engineering Fracture Mechanics*. – 2013. – Т. 102. – С. 271-287.
56. Seweryn A., Adamowicz A. On analytic constraints and elements methods in modeling stresses near the tips of cracks and V-notches // *Materials Science*. – 2005. – Т. 41. – №. 4. – С. 462-478.
57. Seweryn A., Molski K. Elastic stress singularities and corresponding generalized stress intensity factors for angular corners under various boundary conditions // *Engineering Fracture Mechanics*. – 1996. – Т. 55. – №. 4. – С. 529-556.
58. Seweryn A., Mróz Z. A non-local stress failure condition for structural elements under multiaxial loading // *Engineering Fracture Mechanics*. – 1995. – Т. 51. – №. 6. – С. 955-973.
59. Seweryn A., Zwoliński J. Solution for the stress and displacement fields in the vicinity of a V-notch of negative wedge angle in plane problems of elasticity // *Engineering fracture mechanics*. – 1993. – Т. 44. – №. 2. – С. 275-281.
60. Seweryn A., Łukaszewicz A. Verification of brittle fracture criteria for elements with V-shaped notches // *Engineering fracture mechanics*. – 2002. – Т. 69. – №. 13. – С. 1487-1510.
61. Qian Z. Q., Akisanya A. R. Wedge corner stress behaviour of bonded dissimilar materials // *Theoretical and applied fracture mechanics*. – 1999. – Т. 32. – №. 3. – С. 209-222.

62. Hein V. L., Erdogan F. Stress singularities in a two-material wedge //International Journal of Fracture Mechanics. – 1971. – T. 7. – №. 3. – C. 317-330.
63. Dempsey J. P., Sinclair G. B. On the stress singularities in the plane elasticity of the composite wedge //Journal of Elasticity. – 1979. – T. 9. – №. 4. – C. 373-391.
64. Hallström S., Grenestedt J. L. Mixed mode fracture of cracks and wedge shaped notches in expanded PVC foam //International Journal of Fracture. – 1997. – T. 88. – №. 4. – C. 343-358.
65. Chue C. H., Liu C. I. A general solution on stress singularities in an anisotropic wedge //International Journal of Solids and Structures. – 2001. – T. 38. – №. 38-39. – C. 6889-6906.
66. Linkov A. M., Koshelev V. F. Multi-wedge singular points in materials: theory, numerical techniques and applications //Proc. 4th Int. Conf. “Mathematical Modeling and Computer Simulation of Materials Technologies, MMT. – 2006. – T. 1.
67. Linkov A., Rybarska-Rusinek L. Evaluation of stress concentration in multi-wedge systems with functionally graded wedges //International Journal of Engineering Science. – 2012. – T. 61. – C. 87-93.
68. Sornsuwan T., Swain M. V. Influence of occlusal geometry on ceramic crown fracture; role of cusp angle and fissure radius //Journal of the mechanical behavior of biomedical materials. – 2011. – T. 4. – №. 7. – C. 1057-1066.
69. Sornsuwan T., Ellakwa A., Swain M. V. Occlusal geometrical considerations in all-ceramic pre-molar crown failure testing //Dental Materials. – 2011. – T. 27. – №. 11. – C. 1127-1134.
70. Pegorin F., Kotousov A., Berto, F., Swain M. V., Sornsuwan T. Strain energy density approach for failure evaluation of occlusal loaded ceramic tooth crowns //Theoretical and applied fracture mechanics. – 2012. – T. 58. – №. 1. – C. 44-50.
71. Zhang Z., Guazzato, M., Sornsuwan, T., Scherrer, S. S., Rungsiyakull, C., Li, W., Swain, M.V., Li, Q. Thermally induced fracture for core-veneered dental ceramic structures //Acta biomaterialia. – 2013. – T. 9. – №. 9. – C. 8394-8402.

72. Zhang Y., Mai, Z., Barani, A., Bush, M., Lawn, B. Fracture-resistant monolithic dental crowns //Dental Materials. – 2016. – T. 32. – №. 3. – C. 442-449.
73. Wan B., Shahmoradi, M., Zhang, Z., Shibata, Y., Sarrafpour, B., Swain, M., Li, Q. Modelling of stress distribution and fracture in dental occlusal fissures //Scientific reports. – 2019. – T. 9. – №. 1. – C. 1-10.
74. Berthaume M. et al. The effect of early hominin occlusal morphology on the fracturing of hard food items //The Anatomical Record: Advances in Integrative Anatomy and Evolutionary Biology. – 2010. – T. 293. – №. 4. – C. 594-606.
75. Benazzi S., Nguyen, H. N., Kullmer, O., Hublin, J. J. Unravelling the functional biomechanics of dental features and tooth wear //PLoS One. – 2013. – T. 8. – №. 7. – C. e69990.
76. Bechtle S., Habelitz, S., Klocke, A., Fett, T., & Schneider, G. A. The fracture behaviour of dental enamel //Biomaterials. – 2010. – T. 31. – №. 2. – C. 375-384.
77. Constantino P. J., Bush, M. B., Barani, A., Lawn, B. R. On the evolutionary advantage of multi-cusped teeth //Journal of The Royal Society Interface. – 2016. – T. 13. – №. 121. – C. 20160374.
78. Salvati E., Besnard, C., Harper, R. A., Moxham, T., Shelton, R. M., Landini, G., Korsunsky, A. M. Crack Tip Stress Field Analysis of Crack Surface Contact and Opening During In Situ Wedge Loading of Human Enamel //Key Engineering Materials. – Trans Tech Publications Ltd, 2020. – T. 827. – C. 85-91.
79. Avery J. K. Microradiographic and microhardness studies of developing enamel // Archives of Oral Biology. – 1962. – T. 7. – C. 245-256.
80. Purdell-Lewis D. J., Groeneveld A., Arends J. Hardness tests on sound enamel and artificially demineralized white spot lesions //Caries research. – 1976. – T. 10. – №. 3. – C. 201-215.
81. Renson C. E., Braden M. The experimental deformation of human dentine by indenters //Archives of oral biology. – 1971. – T. 16. – №. 6. – C. 563-IN1.
82. Weatherell J. A., Robinson C., Hallsworth A. S. Variations in the chemical composition of human enamel Journal of dental research. – 1974. – T. 53. – №. 2. – C. 180-192.

83. Wright K. H. R. The abrasive wear resistance of human dental tissues //Wear. – 1969. – T. 14. – №. 4. – C. 263-284.
84. Theuns H. M., Groeneveld A. Polarizing microscopy of sound enamel //Caries research. – 1977. – T. 11. – №. 5. – C. 293-300.
85. Phillips R. W., Swartz M. L. Effect of fluorides on hardness of tooth enamel //The Journal of the American Dental Association. – 1948. – T. 37. – №. 1. – C. 1-13.
86. Herr P., Holz J., Baume L. J. Mantle dentine in man - a quantitative microradiographic study //Journal de biologie buccale. – 1986. – T. 14. – №. 2. – C. 139-146.
87. Muhleman H. R. Storage medium and enamel hardness //Helv Odont Acta. – 1964. – T. 8. – C. 112-117.
88. Stanford J. W., Paffenbarger, G. C., Kumpula, J. W., Sweeney, W. T. Determination of some compressive properties of human enamel and dentin //The Journal of the American Dental Association. – 1958. – T. 57. – №. 4. – C. 487-495.
89. Stanford J. W., Weigel, K. V., Paffenbarger, G. C., Sweeney, W. T. Compressive properties of hard tooth tissues and some restorative materials //The Journal of the American Dental Association. – 1960. – T. 60. – №. 6. – C. 746-756.
90. Craig R. G., Peyton F. A., Johnson D. W. Compressive properties of enamel, dental cements, and gold //Journal of Dental Research. – 1961. – T. 40. – №. 5. – C. 936-945.
91. Tyldesly W.R. Mechanical properties of human dental enamel and dentine. Br Dent J. – 1959. – T. 106. – C. 269-278.
92. Lees S., Barber F. E. Looking into the tooth and its surfaces with ultrasonics //Ultrasonics. – 1971. – T. 9. – №. 2. – C. 85-87.
93. Staines M., Robinson W. H., Hood J. A. A. Spherical indentation of tooth enamel //Journal of materials science. – 1981. – T. 16. – №. 9. – C. 2551-2556.
94. Featherstone J. D. B., Ten Cate, J. M., Shariati, M., Arends, J. Comparison of artificial caries-like lesions by quantitative microradiography and microhardness profiles //Caries research. – 1983. – T. 17. – №. 5. – C. 385-391.

95. Meredith N., Sherriff, M., Setchell, D. J., Swanson, S. A. V. Measurement of the microhardness and Young's modulus of human enamel and dentine using an indentation technique //Archives of Oral Biology. – 1996. – Т. 41. – №. 6. – С. 539-545.
96. Shimizu A., Torii Y., Tsuchitani Y. The classification of dentin caries by the pattern of hardness-depth curve //The Journal of Osaka University Dental School. – 1986. – Т. 26. – С. 131-138.
97. Grodzinski P. 'Elastic' and 'Plastic' Hardness of Hard Materials //Nature. – 1952. – Т. 169. – №. 4309. – С. 925-926.
98. Терновский А.П., Алехин В.П., Шоршоров М.Х. и др. О микромеханических испытаниях материалов путем вдавливания // Завод. лаб. 1973. Т. 39. № 10. С. 1242–1246.
99. Булычев С.И., Алехин В.П., Шоршоров М.Х., Терновский А.П., Шнырев Г.Д. Определение модуля Юнга по диаграмме вдавливания индентора // Завод. лаб. 1975. Т. 41, № 9. С. 1137–1141.
100. Golovin Y. I. Nanoindentation and mechanical properties of solids in submicrovolumes, thin near-surface layers, and films: A Review //Physics of the solid State. – 2008. – Т. 50. – №. 12. – С. 2205-2236.
101. Головин Ю.И. Наноиндентирование и его возможности. Москва: Машиностроение, 2009. 312 с.
102. Herkströter, F. M., Witjes, M., Ruben, J., & Arends, J. (1989). Time dependency of microhardness indentations in human and bovine dentine compared with human enamel. Caries Res, 23(5), 342-4.
103. Taira M., Nomura, Y., Wakasa, K., Yamaki, M., Matsui, A. Studies on fracture toughness of dental ceramics //Journal of oral rehabilitation. – 1990. – Т. 17. – №. 6. – С. 551-563.
104. Jones D. W., Rizkalla, A. S., Sutow, E. J., King, H. W. Indentation fracture toughness and dynamic young's modulus of ceramic biomaterials //Materials Science and Engineering: A. – 1988. – Т. 105. – С. 207-213.

105. Salama S. N., Kinawi N. A. X-ray study and microp hardness data of some dental enamel species //Biomaterials. – 1989. – T. 10. – №. 3. – C. 209-212.
106. Suckling G. W., Nelson D. G. A., Patel M. J. Macroscopic and scanning electron microscopic appearance and hardness values of developmental defects in human permanent tooth enamel //Advances in dental research. – 1989. – T. 3. – №. 2. – C. 219-233.
107. Watts D. C. In vitro biomechanics of lower molars with minimum Class II composite restorations //Journal of dentistry. – 1986. – T. 14. – №. 3. – C. 130-134.
108. Oliver W. C., Pharr G. M. An improved technique for determining hardness and elastic modulus using load and displacement sensing indentation experiments //Journal of materials research. – 1992. – T. 7. – №. 6. – C. 1564-1583.
109. Oliver W. C., Pharr G. M. Measurement of hardness and elastic modulus by instrumented indentation: Advances in understanding and refinements to methodology //Journal of materials research. – 2004. – T. 19. – №. 1. – C. 3-20.
110. Mahoney E., Holt, A., Swain, M., Kilpatrick, N. The hardness and modulus of elasticity of primary molar teeth: an ultra-micro-indentation study //Journal of dentistry. – 2000. – T. 28. – №. 8. – C. 589-594.
111. Kinney J. H., Balooch M., Marshall S. J., Marshall Jr, G. W., Weihs, T. P. Hardness and Young's modulus of human peritubular and intertubular dentine //Archives of Oral Biology. – 1996. – T. 41. – №. 1. – C. 9-13.
112. Kinney J. H., Balooch, M., Marshall, G. W., Marshall, S. J. A micromechanics model of the elastic properties of human dentine //Archives of oral Biology. – 1999. – T. 44. – №. 10. – C. 813-822.
113. Seghi R. R., Denry I. Effects of external bleaching on indentation and abrasion characteristics of human enamel in vitro //Journal of Dental Research. – 1992. – T. 71. – №. 6. – C. 1340-1344.
114. Potočnik I., Kosec L., Gašperšič D. Effect of 10% carbamide peroxide bleaching gel on enamel microhardness, microstructure, and mineral content //Journal of endodontics. – 2000. – T. 26. – №. 4. – C. 203-206.

115. Moscovich H., Creugers, N. H. J., Jansen, J. A., Wolke, J. G. C. In vitro dentine hardness following gamma-irradiation and freezing //Journal of dentistry. – 1999. – T. 27. – №. 7. – C. 503-507.
116. Kielbassa A. M., Wrbas, K. T., Schulte-Mönting, J., Hellwig, E. Correlation of transversal microradiography and microhardness on in situ-induced demineralization in irradiated and nonirradiated human dental enamel //Archives of oral biology. – 1999. – T. 44. – №. 3. – C. 243-251.
117. Jaeggi T., Lussi A. Toothbrush abrasion of erosively altered enamel after intraoral exposure to saliva: an in situ study //Caries Research. – 1999. – T. 33. – №. 6. – C. 455-461.
118. Lussi A., Jaeggi T., Jaeggi-Schärer S. Prediction of the erosive potential of some beverages //Caries research. – 1995. – T. 29. – №. 5. – C. 349-354.
119. White S. N., Paine, M. L., Luo, W., Sarikaya, M., Fong, H., Yu, Z., Zhen C.Li., Snead, M. L. The dentino-enamel junction is a broad transitional zone uniting dissimilar bioceramic composites //Journal of the American Ceramic Society. – 2000. – T. 83. – №. 1. – C. 238-40.
120. Wang R. Z., Weiner S. Strain–structure relations in human teeth using Moiré fringes //Journal of biomechanics. – 1997. – T. 31. – №. 2. – C. 135-141.
121. Hosoya Y., Marshall S. J., Watanabe L. G., Marshall G. W. Microhardness of carious deciduous dentin //Operative Dentistry. – 2000. – T. 25. – №. 2. – C. 81-89.
122. Field J. S., Swain M. V. A simple predictive model for spherical indentation //Journal of Materials Research. – 1993. – T. 8. – №. 2. – C. 297-306.
123. Fischer-Cripps. Nanoindentation. New York: Springer, 2003.
124. Angker L., Nijhof N., Swain M. V., Kilpatrick N. M. Influence of hydration and mechanical characterization of carious primary dentine using an ultra-micro indentation system (UMIS) //European journal of oral sciences. – 2004. – T. 112. – №. 3. – C. 231-236.

125. Angker L., Swain M. V., Kilpatrick N. Micro-mechanical characterisation of the properties of primary tooth dentine //Journal of dentistry. – 2003. – Т. 31. – №. 4. – С. 261-267.
126. Angker L., Nockolds, C., Swain, M. V., Kilpatrick, N. Correlating the mechanical properties to the mineral content of carious dentine—a comparative study using an ultra-micro indentation system (UMIS) and SEM-BSE signals //Archives of Oral Biology. – 2004. – Т. 49. – №. 5. – С. 369-378.
127. Angker L., Nockolds, C., Swain, M. V., Kilpatrick, N. Quantitative analysis of the mineral content of sound and carious primary dentine using BSE imaging //Archives of oral biology. – 2004. – Т. 49. – №. 2. – С. 99-107.
128. Huang, T. T. Y., He, L. H., Darendeliler, M. A., & Swain, M. V. (2010). Nano-indentation characterisation of natural carious white spot lesions. Caries research, 44(2), 101-107.
129. Горячева И. Г., Досаев М. З., Селюцкий Ю. Д., Яковенко А. А. Моделирование лапароскопического зажимного устройства с очувствлением //Мехатроника, автоматизация, управление. – 2019. – Т. 20. – №. 4. – С. 206-214.
130. Яковенко А. А. Моделирование контактного взаимодействия захватывающего инструмента с биологической тканью //Российский журнал биомеханики. – 2017. – Т. 21. – №. 4.
131. Gubenko M. M., Morozov A. V., Lyubicheva A. N., Goryacheva I. G., Dosaev M. Z., Ju M. S., Yeh Ch.-H., Su, F. C. Video-tactile pneumatic sensor for soft tissue elastic modulus estimation //Biomedical engineering online. – 2017. – Т. 16. – №. 1. – С. 1-12.
132. Бауэр С. М., Воронкова Е. Б., Романова А. А. О потере устойчивости симметричных форм равновесия круглых пластин под действием нормального давления //Вестник Санкт-Петербургского университета. Математика. Механика. Астрономия. – 2012. – №. 1. – С. 80-85.

133. Богачев И. В., Ватульян А. О., Дударев В. В. Об одном методе идентификации свойств многослойных мягких биологических тканей //Российский журнал биомеханики. – 2013. – №. 3. – С. 37-48.
134. Голубев Г. Ш., Каргин М. А. Наседкин А. В., Родин, М. Б. (2014). Конечно-элементный статический анализ механического состояния костного регенерата на различных этапах консолидации в модельной системе остеосинтеза аппаратом Илизарова //Компьютерные исследования и моделирование. – 2014. – Т. 6. – №. 3. – С. 427-440.
135. Коссович Л. Ю., Морозов К. М., Павлова О. Е. Биомеханика сонной артерии человека с патологической извитостью //Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия Математика. Механика. Информатика. – 2013. – Т. 13. – №. 3. – С. 76-82.
136. Кириллова И. В., Морозов К. М., Каменский А. А. Биомеханика бифуркаций сонных артерий //Регионарное кровообращение и микроциркуляция. – 2007. – Т. 6. – №. 1. – С. 156-159.
137. Иванов Д. В., Доль А. В., Кузык Ю. И. Биомеханические основы прогнозирования протекания каротидного атеросклероза //Российский журнал биомеханики. – 2017. – Т. 21. – №. 1. – С. 29-40.
138. Шестиков Д. А., Цатурян А. К. Моделирование структуры прочно связанного комплекса актина и миозина методом молекулярной механики //Биофизика. – 2006. – Т. 51. – №. 1. – С. 57-64.
139. Зайцев Д. В., Панфилов П. Е. Прочностные свойства дентина и эмали зубов человека при одноосном сжатии //Вестник российских университетов. Математика. – 2016. – Т. 21. – №. 3. – С. 802-804.
140. Симановская Е. Ю. и др. Биомеханическое давление, сопутствующее формированию зубоальвеолярного блока у человека //Российский журнал биомеханики. – 2005. – №. 3. – С. 9-15.
141. Иомдина Е. Н., Тарутта Е. П. Современные направления фундаментальных исследований патогенеза прогрессирующей миопии

- //Вестник Российской академии медицинских наук. – 2014. – Т. 69. – №. 3-4. – С. 44-49.
142. Вильде М. В., Коссович Л. Ю., Шевцова Ю. В. Асимптотическое интегрирование динамических уравнений теории упругости для случая многослойной тонкой оболочки //Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия Математика. Механика. Информатика. – 2012. – Т. 12. – №. 2. – С. 56-64.
143. Кучумов А. Г., Солодько В. Н., Самарцев В. А., Гаврилов В. А., Чайкина Е. С. Исследование микрорельефа и измерение механического отклика современных биополимерных шовных материалов при наноиндентировании //Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия Математика. Механика. Информатика. – 2013. – Т. 13. – №. 2-1. – С. 69-77.
144. Braly A., Darnell, L. A., Mann, A. B., Teaford, M. F., Weihs, T. P. The effect of prism orientation on the indentation testing of human molar enamel //Archives of oral biology. – 2007. – Т. 52. – №. 9. – С. 856-860.
145. He L. H., Swain M. V. Nanoindentation derived stress–strain properties of dental materials //Dental materials. – 2007. – Т. 23. – №. 7. – С. 814-821.
146. Cuy J. L., Mann, A. B., Livi, K. J., Teaford, M. F., Weihs, T. P. Nanoindentation mapping of the mechanical properties of human molar tooth enamel //Archives of oral biology. – 2002. – Т. 47. – №. 4. – С. 281-291.
147. Ge J., Cui, F. Z., Wang, X. M., Feng, H. L. Property variations in the prism and the organic sheath within enamel by nanoindentation //Biomaterials. – 2005. – Т. 26. – №. 16. – С. 3333-3339.
148. Scheider I., Xiao T., Yilmaz E., Schneider G. A., Huber N., Bargmann, S. Damage modeling of small-scale experiments on dental enamel with hierarchical microstructure //Acta biomaterialia. – 2015. – Т. 15. – С. 244-253.
149. Barbour M. E., Parker D. M., Jandt K. D. Enamel dissolution as a function of solution degree of saturation with respect to hydroxyapatite: a nanoindentation

- study //Journal of colloid and interface science. – 2003. – T. 265. – №. 1. – C. 9-14.
150. Nizam B. R. H., Lim, C. T., Chng, H. K., Yap, A. U. J. Nanoindentation study of human premolars subjected to bleaching agent //Journal of biomechanics. – 2005. – T. 38. – №. 11. – C. 2204-2211.
151. Lippert F., Parker D. M., Jandt K. D. In vitro demineralization/remineralization cycles at human tooth enamel surfaces investigated by AFM and nanoindentation //Journal of colloid and interface science. – 2004. – T. 280. – №. 2. – C. 442-448.
152. Aydın B., Pamir, T., Baltacı, A., Orman, M. N., Turk, T. Effect of storage solutions on microhardness of crown enamel and dentin //European journal of dentistry. – 2015. – T. 9. – №. 2. – C. 262.
153. Seyedmahmoud R., Wang, Y., Thiagarajan, G., Gorski, J. P., Edwards, R. R., McGuire, J. D., Walker, M. P. Oral cancer radiotherapy affects enamel microhardness and associated indentation pattern morphology //Clinical oral investigations. – 2018. – T. 22. – №. 4. – C. 1795-1803.
154. Gonçalves L. M. N., Palma-Dibb, R. G., Paula-Silva, F. W. G., de Oliveira, H. F., Nelson-Filho, P., da Silva, L. A. B., de Queiroz, A. M. Radiation therapy alters microhardness and microstructure of enamel and dentin of permanent human teeth //Journal of dentistry. – 2014. – T. 42. – №. 8. – C. 986-992.
155. de Siqueira Mellara T., Palma-Dibb, R. G., de Oliveira, H. F., Paula-Silva, F. W. G., Nelson-Filho, P., da Silva, R. A. B., da Silva, L. A. B., de ueiroz, A. M. The effect of radiation therapy on the mechanical and morphological properties of the enamel and dentin of deciduous teeth—an in vitro study //Radiation Oncology. – 2014. – T. 9. – №. 1. – C. 1-7.
156. Rodrigues R. B., Soares, C. J., Junior, P. C. S., Lara, V. C., Arana-Chavez, V. E., & Novais, V. R. Influence of radiotherapy on the dentin properties and bond strength //Clinical oral investigations. – 2018. – T. 22. – №. 2. – C. 875-883.

157. Zaytsev D., Panfilov P. Deformation behavior of human enamel and dentin–enamel junction under compression //Materials Science and Engineering: C. – 2014. – T. 34. – C. 15-21.
158. Zaytsev D., Panfilov P. Deformation behavior of human dentin in liquid nitrogen: a diametral compression test //Materials Science and Engineering: C. – 2014. – T. 42. – C. 48-51.
159. Zaytsev D. Mechanical properties of human enamel under compression: On the feature of calculations //Materials Science and Engineering: C. – 2016. – T. 62. – C. 518-523.
160. Yilmaz E. D., Jelitto H., Schneider G. A. Uniaxial compressive behavior of micro-pillars of dental enamel characterized in multiple directions //Acta biomaterialia. – 2015. – T. 16. – C. 187-195.
161. Yilmaz E. D., Schneider G. A. Mechanical behavior of enamel rods under micro-compression //Journal of the mechanical behavior of biomedical materials. – 2016. – T. 63. – C. 183-194.
162. Yilmaz E. D., Koldehoff J., Schneider G. A. On the systematic documentation of the structural characteristics of bovine enamel: a critic to the protein sheath concept //Dental Materials. – 2018. – T. 34. – №. 10. – C. 1518-1530.
163. Elfallah H. M., Swain M. V. A review of the effect of vital teeth bleaching on the mechanical properties of tooth enamel //New Zealand Dental Journal. – 2013. – T. 109. – №. 3.
164. Kutuk Z. B., Ergin, E., Cakir, F. Y., Gurgan, S. Effects of in-office bleaching agent combined with different desensitizing agents on enamel //Journal of Applied Oral Science. – 2019. – T. 27.
165. Llana C., Esteve I., Forner L. Effects of in-office bleaching on human enamel and dentin. Morphological and mineral changes //Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger. – 2018. – T. 217. – C. 97-102.
166. Llana C., Esteve, I., Rodríguez-Lozano, F. J., Forner, L. The application of casein phosphopeptide and amorphous calcium phosphate with fluoride (CPP-

- ACPF) for restoring mineral loss after dental bleaching with hydrogen or carbamide peroxide: An in vitro study //Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger. – 2019. – T. 225. – C. 48-53.
167. Tosun S. Effect of chitosan on mineral content of human tooth after bleaching: an SEM-EDX study //Journal of Advanced Oral Research. – 2019. – T. 10. – №. 2. – C. 161-164.
168. Ryou H., Romberg, E., Pashley, D. H., Tay, F. R., Arola, D. Nanoscopic dynamic mechanical properties of intertubular and peritubular dentin //Journal of the mechanical behavior of biomedical materials. – 2012. – T. 7. – C. 3-16.
169. Shen L., de Sousa, F. B., Tay, N., Lang, T. S., Kaixin, V. L., Han, J., Kilpatrick-Liverman L., Wang W., Lavender S., Pilch S., Gan, H. Y. Deformation behavior of normal human enamel: A study by nanoindentation //Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. – 2020. – T. 108. – C. 103799.
170. Wang Z., Wang, K., Xu, W., Gong, X., Zhang, F. Mapping the mechanical gradient of human dentin-enamel-junction at different intratooth locations //Dental Materials. – 2018. – T. 34. – №. 3. – C. 376-388.
171. Yanagisawa T., Miake Y. High-resolution electron microscopy of enamel-crystal demineralization and remineralization in carious lesions //Microscopy. – 2003. – T. 52. – №. 6. – C. 605-613.
172. Ogiwara M., Miake Y., Yanagisawa T. Changes in dental enamel crystals by bleaching //Journal of Hard Tissue Biology. – 2008. – T. 17. – №. 1. – C. 11-16.
173. Mine A., De Munck, J., Van Ende, A., Poitevin, A., Matsumoto, M., Yoshida, Y., Kuboki T., Van Landuyt K.L., Yatani H., Van Meerbeek, B. Limited interaction of a self-adhesive flowable composite with dentin/enamel characterized by TEM //Dental Materials. – 2017. – T. 33. – №. 2. – C. 209-217.
174. Ang S. F., Bortel, E. L., Swain, M. V., Klocke, A., Schneider, G. A. Size-dependent elastic/inelastic behavior of enamel over millimeter and nanometer length scales //Biomaterials. – 2010. – T. 31. – №. 7. – C. 1955-1963.

175. Ang S. F., Scholz, T., Klocke, A., Schneider, G. A. Determination of the elastic/plastic transition of human enamel by nanoindentation // *Dental Materials*. – 2009. – Т. 25. – №. 11. – С. 1403-1410.
176. Chai H. On the mechanical properties of tooth enamel under spherical indentation // *Acta biomaterialia*. – 2014. – Т. 10. – №. 11. – С. 4852-4860.
177. Садырин, Е. В., Ёгина, Д. В., Васильев, А. С., & Айзикович, С. М. (2022). Оценка влияния кариеса в стадии белого пятна на механические свойства эмали и дентина зуба человека. *Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия Математика. Механика. Информатика*, 22(3), 346-359.
178. Садырин, Е. В., Ёгина, Д. В., Волков, С. С., & Айзикович, С. М. (2022). Оценка плотности и микрогеометрических характеристик пломб из стеклоиономерного цемента и композитного материала: биомеханическое ex vivo исследование. *Российский журнал биомеханики*, 26(2), 67-73.
179. Садырин Е.В. Моделирование механизма снижения плотности минерализации эмали в окрестности вершины фиссуры. *Российский журнал биомеханики*. – 2023. – Т. 1.– С. 31 – 39. DOI: 10.15593/RZhBiomech/2023.1.03.
180. Садырин Е. В. Влияние полимерного инфильтранта на плотность очагов кариеса эмали в стадии белого пятна // *Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия Математика. Механика. Информатика*. – 2023. – Т. 23. – №. 1. – С. 83-94.
181. Sadyrin E. V. Correlating the Mechanical Properties to the Mineral Density of Brown Spot Lesion in Dentine Using Nanoindentation and X-ray Microtomography // *Advanced Materials Modelling for Mechanical, Medical and Biological Applications* / под ред. H. Altenbach, V. A. Eremeyev, A. Galybin, A. Vasiliev. – Cham: Springer, 2022. – С. 389-398.
182. Sadyrin E., Swain M., Mitrin B., Rzhepakovsky I., Nikolaev A., Irkha V., Yogina D., Lyanguzov N., Maksyukov S., Aizikovich S. Characterization of enamel and dentine about a white spot lesion: mechanical properties, mineral

- density, microstructure and molecular composition // *Nanomaterials*. – 2020. – T. 10. – №. 9. – C. 1889.
183. Sadyrin E. V., Kislyakov E.A., Karotkiyan R.V., Yogina D.V., Drogan E.G., Swain M.V., Maksyukov S.Yu. Nikolaev A.L., Aizikovich S.M. Influence of Citric Acid Concentration and Etching Time on Enamel Surface Roughness of Prepared Human Tooth: In vitro Study / под ред. H. Altenbach, M. Brünig, Z. Kowalewski, Z. – Springer, Cham, 2020. – C. 135-150.
184. Sadyrin E. V., Mitrin B.I., Yogina D.V., Swain M.V. Preliminary study of distribution of mechanical properties and mineral density by depth of liquid saturated carious dentine // *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*. – IOP Publishing, 2021. – T. 1029. – №. 1. – C. 012056.
185. Kislyakov E. A., Karotkiyan R. V., Sadyrin E. V., Mitrin B. I., Yogina D. V., Kheygetyan A. V., Maksyukov S. Yu. Nanoindentation derived mechanical properties of human enamel and dentine subjected to etching with different concentrations of citric acid // *Modeling, Synthesis and Fracture of Advanced Materials for Industrial and Medical Applications* / под ред. H. Altenbach, M. Brünig, Z. Kowalewski. – Springer, Cham, 2020. – C. 75-83.
186. Avilov A.V., Avilova N.V., Tananakina E. S., Sadyrin E.V. Modelling of the stress-strain state of the lower jaw // *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*. – IOP Publishing, 2021. – T. 1029. – №. 1. – C. 012071.
187. Zelentsov V. B., Sadyrin E. V., Mitrin B. I., Swain M. V. Mathematical tools for recovery of the load on the fissure according to the micro-CT results // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. – 2023. – T. 138. – C. 105625.
188. Vasiliev A. S., Swain M. V., Aizikovich S. M., Sadyrin E. V. Torsion of a circular punch attached to an elastic half-space with a coating with periodically depth-varying elastic properties // *Archive of Applied Mechanics*. – 2016. – T. 86. – №. 7. – C. 1247 – 1254.
189. Sadyrin E. V., Yogina D.V., Swain M.V., Maksyukov S. Yu., Vasiliev A.S. Efficacy of dental materials in terms of apparent mineral density restoration:

- composite resin, glass ionomer cement and infiltrant // *Composites Part C: Open Access*. – 2021. – Т. 86. – С. 100192.
190. Sadyrin E., Lapitskaya V., Kuznetsova T., Yogina D., Maksyukov S., Aizikovich S. Nanoindentation and Atomic Force Microscopy Derived Mechanical and Microgeometrical Properties of Tooth Root Cementum // *Micro*. – MDPI, 2022. – Т. 2. – №. 4. – С. 575-588.
191. Устройство позиционирования калибровочного фантома при исследованиях микроструктуры биологических объектов : пат. 2731412 Рос. Федерация. № 2020101530; заявл. 16.01.20; опубл. 02.09.20, Бюл. № 25. 11 с.
192. Способ фиксации кадаверного цельного глазного яблока и его секционных фрагментов при рентгеновской компьютерной микро-и нанотомографии и устройство для его осуществления: пат. 2715926 Рос. Федерация. № 220.018.09Е5; заявл. 23.09.19 ; опубл. 04.03.20, Бюл. № 7. 9 с.
193. Устройство 3D визуализации деформационного состояния поверхности материала : пат. 2714515 Рос. Федерация. № 2019126330; заявл. 21.08.19 ; опубл. 18.02.20, Бюл. № 5. 14 с.
194. Sadyrin E. V., Zelentsov V. B., Swain M.V. Investigation of the stress-strain state of enamel at the apex of the tooth fissure using mathematical modeling and microtomography // *Physics and Mechanics of New Materials and Their Applications (PHENMA 2021–2022, Divnomorsk, Russia, May 23–27, 2022)* : Abstracts and Schedule / под ред. I. A. Parinov, A. N. Soloviev, S.-H. Chang. – Rostov-on-Don : Southern Federal University Press, 2022. С. 251.
195. Садырин Е. В., Митрин Б. И., Свэйн М. В., Ёгина Д. В. Предварительное исследование распределения механических свойств и плотности минерализации по глубине жидконасыщенного дентина с фиссурным кариесом // *Динамика технических систем «ДТС-2020»* / под ред. А.Д. Лукьянова. – Ростов-на-Дону : ДГТУ-Принт, 2020. – С. 10-13.
196. Sadyrin E.V., Droган E. G., Yogina D. V., Swain M. V., Maksyukov S. Yu. Surface microgeometry of human enamel white spot lesion and bordering dentine in comparison to the sound counterparts // *Physics and Mechanics of New*

- Materials and Their Applications (PHENMA 2019) (Hanoi, Vietnam, November 7 – 10, 2019). – Publishing house for science and technology, 2019. С. 275–276.
197. Егина Д. В., Садырин Е. В. Исследование неинвазивного метода лечения кариеса в стадии белого меловидного пятна, методом infiltration concept // 8-я итоговая научная сессия молодых учёных РостГМУ. – Ростов-на-Дону : РостГМУ, 2021. – С. 66-67.
198. Зеленцов В. Б., Лапина П. А., Садырин Е. В., Николаев А. Л. Пробоподготовка шлифованием образцов пористых биоматериалов для проведения индентирования // Modern Problems In Modeling Materials For Mechanical, Medical, And Biological Applications (MPMM&A-2021). – ДГТУ-Принт, 2021. – С. 25.
199. Садырин Е.В., Николаев А. Л., Загребнева А. Д., Шубчинская Н. Ю., Митрин Б. И. Теоретико-экспериментальная методика определения пороупругих свойств материала индентированием в микротомографе // Современные проблемы механики сплошной среды : труды XX Международной конференции, Ростов-на-Дону, 18-21 июня 2020 г. : в 2 т. Т. 1. – Ростов-на-Дону ; Таганрог : Издательство Южного федерального университета, 2020. С. 155.
200. Кисляков Е.А., Садырин Е. В., Соловьев А. Н. Концентраторы напряжений на окклюзионной поверхности зуба // Современные проблемы механики сплошной среды : труды XX Международной конференции, Ростов-на-Дону, 18-21 июня 2020 г. : в 2 т. Т. 1. – Ростов-на-Дону ; Таганрог : Издательство Южного федерального университета, 2020. С. 89.
201. Егина Д. В., Садырин Е. В. Оценка эффективности восстановления плотности минерализации эмали стоматологическими материалами с помощью компьютерной рентгеновской микротомографии // Математическое моделирование и биомеханика в современном университете : Тезисы докладов XV Всероссийской школы (с. Дивноморское, 26–31 мая 2021 г.) – Ростов-на-Дону ; Таганрог : Издательство Южного федерального университета, 2021. С. 51.

202. Садырин Е. В., Кисляков Е. А., Кароткян Р. В., Егина Д. В., Дроган Е. Г., Свейн М., Максюков С. Ю., Николаев А. Л. Зависимость шероховатости поверхности эмали подготовленного образца зуба человека от концентрации лимонной кислоты и времени травления: *in vitro* исследование // Математическое моделирование и биомеханика в современном университете : Тезисы докладов XV Всероссийской школы (с. Дивноморское, 27–31 мая 2019 г.) – Ростов-на-Дону ; Таганрог : Издательство Южного федерального университета, 2019. С. 121.
203. Садырин Е. В., Митрин Б. И., Ржепаковский И. В., Егина Д. В., Свейн М., Максюков С. Ю. Исследование плотности минерализации и механических свойств кариеса эмали зуба человека в стадии белого пятна с помощью компьютерного микротомографа и наноиндентометра // Математическое моделирование и биомеханика в современном университете : Тезисы докладов XV Всероссийской школы (с. Дивноморское, 27–31 мая 2019 г.) – Ростов-на-Дону ; Таганрог : Издательство Южного федерального университета, 2019. С. 122.
204. Садырин Е. В., Егина Д. В., Свейн М. В., Айзикович С. М. Оценка прочностных характеристик здоровых и патологических твёрдых тканей зуба // Всероссийская конференция молодых ученых-механиков YSM-2021, посвященная 60-летию первого полета человека в космос. Тезисы докладов (3 – 12 сентября 2021 г., Сочи, «Буревестник» МГУ). – М.: Издательство Московского университета, 2021. С. 124.
205. Ekstrand K. R., Ricketts D. N. J., Kidd E. A. M. Occlusal caries: pathology, diagnosis and logical management // *Dental update*. – 2001. – Т. 28. – №. 8. – С. 380-387.
206. Keyes P. H. Present and future measures for dental caries control // *The Journal of the American Dental Association*. – 1969. – Т. 79. – №. 6. – С. 1395-1404.
207. Thomas G. A. The diagnosis and treatment of the cracked tooth syndrome // *Australian prosthodontic journal*. – 1989. – Т. 3. – С. 63-67.

208. Baelum V. What is an appropriate caries diagnosis? //Acta Odontologica Scandinavica. – 2010. – Т. 68. – №. 2. – С. 65-79.
209. Wenzel A. Digital radiography and caries diagnosis //Dentomaxillofacial Radiology. – 1998. – Т. 27. – №. 1. – С. 3-11.
210. Roma M. et al. Criteria For Management of Cracked Tooth Syndrome: A Review //Journal of International Dental & Medical Research. – 2020. – Т. 13. – №. 3.
211. Bailey O., Whitworth J. Cracked tooth syndrome diagnosis part 1: integrating the old with the new //Dental Update. – 2020. – Т. 47. – №. 6. – С. 494-499.
212. Leal N. M. S., Silva, J. L., Benigno, M. I. M., Bemerguy, E. A., Meira, J. B., Ballester, R. Y. How mechanical stresses modulate enamel demineralization in non-carious cervical lesions? //Journal of the mechanical behavior of biomedical materials. – 2017. – Т. 66. – С. 50-57.
213. Senna P., Del Bel Cury A., Rösing C. Non-carious cervical lesions and occlusion: a systematic review of clinical studies //Journal of oral rehabilitation. – 2012. – Т. 39. – №. 6. – С. 450-462.
214. Lang S.M., Moyle D.D., Berg E.W., Detorie N., Gilpin A.T., Pappas Jr. N.J., Reynolds M.D., Tkacik M.S., Waldron R.L. Correlation of mechanical properties of vertebral trabecular bone with equivalent mineral density as measured by computed tomography //The Journal of Bone and Joint Surgery. – 1988. – Т. 70. – №. 10. – С. 1531-1538.
215. Тимошенко С.П., Гудьер Дж. Теория упругости. – М.: Наука, 1975. – 576 с.
216. Лурье А.И. Теория упругости. Москва: Наука, 1970. 940 с.
217. Уфлянд Я. С. Интегральные преобразования в задачах теории упругости. Москва: Наука, 1963. 402 с.
218. Zaytsev D. Mechanical properties of human enamel under compression: On the feature of calculations. Materials Science and Engineering: C. – 2016. – Т. 62. – С. 518-523.

219. Habu Y., Lindner T., Fritsche A., Schiebenhöfer A. K., Souffrant R., Kluess D., Skripitz R., Mittelmeier W, Bader R. Relationship between mechanical properties and bone mineral density of human femoral bone retrieved from patients with osteoarthritis //The open orthopaedics journal. – 2012. – T. 6. – C. 458.
220. Swain M. V., Xue J. State of the art of Micro-CT applications in dental research //International journal of oral science. – 2009. – T. 1. – №. 4. – C. 177-188.
221. Alyahya A., Alqareer A., Swain M. Microcomputed tomography calibration using polymers and minerals for enamel mineral content quantitation //Medical Principles and Practice. – 2019. – T. 28. – №. 3. – C. 247-255.
222. Tkachev S. Y., Mitrin B. I., Karnaukhov N. S., Sadyrin E. V., Voloshin M. V., Maksimov A. Y., Goncharova A.S., Lukbanova E.A., Zaikina E.V., Volkova A.V., Khodakova D.V., Mindar M.V., Yengibarman M.A., Protasova T.P., Kit S.O., Ermakov A.M., Chapek S.V., Tkacheva M. S. Visualization of different anatomical parts of the enucleated human eye using X-ray micro-CT imaging //Experimental Eye Research. – 2021. – T. 203. – C. 108394.
223. Huang T. T. Y., Jones A. S., He L. H., Darendeliler M. A., Swain M. V. Characterisation of enamel white spot lesions using X-ray micro-tomography //Journal of dentistry. – 2007. – T. 35. – №. 9. – C. 737-743.
224. Elliott J. C., Wong F. S. L., Anderson P., Davis G. R., Dowker S. E. P. Determination of mineral concentration in dental enamel from X-ray attenuation measurements //Connective tissue research. – 1998. – T. 38. – №. 1-4. – C. 61-72.
225. Djomehri S. I., Candell S., Case T., Browning A., Marshall G. W., Yun W., Lau S.H., Webb S., Ho S. P. Mineral density volume gradients in normal and diseased human tissues //PloS one. – 2015. – T. 10. – №. 4. – C. e0121611.
226. Sönju T., Rölla G. Chemical analysis of the acquired pellicle formed in two hours on cleaned human teeth in vivo //Caries research. – 1973. – T. 7. – №. 1. – C. 30-38.
227. Lendenmann U., Grogan J., Oppenheim F. G. Saliva and dental pellicle-a review //Advances in dental research. – 2000. – T. 14. – №. 1. – C. 22-28.

228. Kidd E. A. M., Fejerskov O. Essentials of dental caries. – Oxford University Press, 2016.
229. Kidd E. A. M., Fejerskov O. What constitutes dental caries? Histopathology of carious enamel and dentin related to the action of cariogenic biofilms //Journal of dental research. – 2004. – T. 83. – №. 1\_suppl. – C. 35-38.
230. Marsh P. D. Dental plaque as a microbial biofilm //Caries research. – 2004. – T. 38. – №. 3. – C. 204-211.
231. Geddes D. A. M. Acids produced by human dental plaque metabolism in situ //Caries research. – 1975. – T. 9. – №. 2. – C. 98-109.
232. Loesche W. J. Role of Streptococcus mutans in human dental decay //Microbiological reviews. – 1986. – T. 50. – №. 4. – C. 353.
233. Loesche W. J., Syed S. A. The predominant cultivable flora of carious plaque and carious dentine //Caries research. – 1973. – T. 7. – №. 3. – C. 201-216.
234. Leverett D. H., Proskin, H. M., Featherstone, J. D. B., Adair, S. M., Eisenberg, A. D., Mundorff-Shrestha, S. A., Shields, C.P., Shaffer, C.L., Billings, R.J. Caries risk assessment in a longitudinal discrimination study //Journal of dental research. – 1993. – T. 72. – №. 2. – C. 538-543.
235. Leverett D. H., Featherstone, J. D. B., Proskin, H. M., Adair, S. M., Eisenberg, A. D., Mundorff-Shrestha, S. A., C.P. Shields, C.L. Shaffer & Billings, R. J. Caries risk assessment by a cross-sectional discrimination model //Journal of dental research. – 1993. – T. 72. – №. 2. – C. 529-537.
236. Featherstone J. D. B. The science and practice of caries prevention //The Journal of the American dental association. – 2000. – T. 131. – №. 7. – C. 887-899.
237. Hannig M., Hannig C. Nanomaterials in preventive dentistry //Nature nanotechnology. – 2010. – T. 5. – №. 8. – C. 565-569.
238. Takahashi N., Nyvad B. The role of bacteria in the caries process: ecological perspectives //Journal of dental research. – 2011. – T. 90. – №. 3. – C. 294-303.
239. Pang L., Wang Y., Ye Y., Zhou Y., Zhi Q., Lin H. Metagenomic analysis of dental plaque on pit and fissure sites with and without caries among adolescents //Frontiers in Cellular and Infection Microbiology. – 2021. – T. 11. – C. 740981.

240. Yanagisawa T., Takuma, S., Tohda, H., Fejerskov, O., Fearnhead, R. W. High resolution electron microscopy of enamel crystals in cases of human dental fluorosis //Microscopy. – 1989. – T. 38. – №. 6. – C. 441-448.
241. Tohda H., Yanagisawa, T., Tanaka, N., Takuma, S. Growth and fusion of apatite crystals in the remineralized enamel //Microscopy. – 1990. – T. 39. – №. 4. – C. 238-244.
242. Kawasaki K. Quality variation in tooth enamel //Tooth enamel IV. – 1984. – C. 331-337.
243. Tohda, H., Tanaka, N., Takuma, S. Crystalline structure of natural and in vitro subsurface carious lesions of enamel. In: Tooth Enamel IV, eds Fearnhead R W and Suga S, pp. 1984;331–337, (Elsevier Science, Amsterdam).
244. Silverstone L. M., Wefel J. S. The effect of remineralization on artificial caries-like lesions and their crystal content //Journal of Crystal Growth. – 1981. – T. 53. – №. 1. – C. 148-159.
245. Heymann, H.O., Swift Jr., E.J., Ritter, A.V. Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry. Maryland Heights : Mosby, 2012. – 568 c.
246. Little M. F., Posen J., Singer L. Chemical and physical properties of altered and sound enamel. 3. Fluoride and sodium content //Journal of dental research. – 1962. – T. 41. – №. 4. – C. 784-789.
247. Palamara J., Phakey, P. P., Rachinger, W. A., Orams, H. J. Ultrastructure of the intact surface zone of white spot and brown spot carious lesions in human enamel //Journal of Oral Pathology & Medicine. – 1986. – T. 15. – №. 1. – C. 28-35.
248. Amaechi B. T., Higham S. M. Eroded enamel lesion remineralization by saliva as a possible factor in the site-specificity of human dental erosion //Archives of Oral Biology. – 2001. – T. 46. – №. 8. – C. 697-703.
249. Harris N. O., Garcia-Godoy F. Primary preventive dentistry. – Upper Saddle River, NJ: Pearson Education, 2004.

250. Guerra F., Mazur, M., Nardi, G. M., Corridore, D., Pasqualotto, D., Rinado, F., Ottolenghi, L. Dental hypomineralized enamel resin infiltration. Clinical indications and limits //Senses and Sciences. – 2015. – T. 2. – №. 4. C. 1-5.
251. Syriopoulos K., Sanderink, G. C., Velders, X. L., Van Der Stelt, P. F. Radiographic detection of approximal caries: a comparison of dental films and digital imaging systems //Dentomaxillofacial Radiology. – 2000. – T. 29. – №. 5. – C. 312-318.
252. Shokri A., Kasraei, S., Shokri, E., Farhadian, M., Hekmat, B. In vitro effect of changing the horizontal angulation of X-ray beam on the detection of proximal enamel caries in bitewing radiographs //Dental and medical problems. – 2018. – T. 55. – №. 1. – C. 29-34.
253. Angker L., Swain M. V. Nanoindentation: Application to dental hard tissue investigations //Journal of materials research. – 2006. – T. 21. – №. 8. – C. 1893-1905.
254. Cochrane N. J., Cai, F., Huq, N. L., Burrow, M. F., Reynolds, E. C. New approaches to enhanced remineralization of tooth enamel //Journal of dental research. – 2010. – T. 89. – №. 11. – C. 1187-1197.
255. Pires P. M., Dos Santos, T. P., Fonseca-Gonçalves, A., Pithon, M. M., Lopes, R. T., de Almeida Neves, A. A dual energy micro-CT methodology for visualization and quantification of biofilm formation and dentin demineralization //Archives of oral biology. – 2018. – T. 85. – C. 10-15.
256. Songsiripradubboon S., Hamba, H., Trairatvorakul, C., Tagami, J. Sodium fluoride mouthrinse used twice daily increased incipient caries lesion remineralization in an in situ model //Journal of dentistry. – 2014. – T. 42. – №. 3. – C. 271-278.
257. Wang Y., Spencer P., Walker M. P. Chemical profile of adhesive/caries-affected dentin interfaces using Raman microspectroscopy //Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for

- Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials. – 2007. – T. 81. – №. 2. – C. 279-286.
258. Ramakrishnaiah R., Rehman, G. U., Basavarajappa, S., Al Khuraif, A. A., Durgesh, B. H., Khan, A. S., Rehman, I. U. Applications of Raman spectroscopy in dentistry: analysis of tooth structure //Applied Spectroscopy Reviews. – 2015. – T. 50. – №. 4. – C. 332-350.
259. Park H. J., Kwon, T. Y., Nam, S. H., Kim, H. J., Kim, K. H., Kim, Y. J. Changes in bovine enamel after treatment with a 30% hydrogen peroxide bleaching agent //Dental materials journal. – 2004. – T. 23. – №. 4. – C. 517-521.
260. Ceci M., Mirando, M., Beltrami, R., Chiesa, M., Colombo, M., Poggio, C. Effect of self-assembling peptide P11-4 on enamel erosion: AFM and SEM studies //Scanning. – 2016. – T. 38. – №. 4. – C. 344-351.
261. Egerton R. F., Li P., Malac M. Radiation damage in the TEM and SEM //Micron. – 2004. – T. 35. – №. 6. – C. 399-409.
262. Lippert F., Parker D. M., Jandt K. D. In vitro demineralization/remineralization cycles at human tooth enamel surfaces investigated by AFM and nanoindentation //Journal of colloid and interface science. – 2004. – T. 280. – №. 2. – C. 442-448.
263. Başaran G., Veli İ., Başaran E. G. Non-Cavitated approach for the treatment of white spot lesions: a case report //International Dental Research. – 2011. – T. 1. – №. 2. – C. 65-69.
264. Saveanu, C. I., Dragos, O., Anistoroaei, D., Melian, A., Bamboi, I., Boronia, O., & Gradinaru, A. E. S. I. Nanometric analysis of adhesive materials used in secondary prevention of dental caries //Romanian Journal of Oral Rehabilitafion. – 2023. – T. 15. – №. 2. – C. 366-378.
265. Yao C., Wang Z., Yu J., Liu P., Wang Y., Ahmed M. H., Meerbeck B.V, Huang C. Nanoindentation Mapping and Bond Strength Study of Adhesive–Dentin Interfaces //Advanced Materials Interfaces. – 2022. – T. 9. – №. 7. – C. 2101327.
266. .Yucesoy D. T., Fong H., Hamann J., Hall E., Dogan S., Sarikaya M. Biomimetic Dentin Repair: Amelogenin-Derived Peptide Guides Occlusion and

- Peritubular Mineralization of Human Teeth //ACS Biomaterials Science & Engineering. – 2023. – T. 9. – №. 3. – C. 1486-1495.
267. Otel I. Overall Review on Recent Applications of Raman Spectroscopy Technique in Dentistry //Quantum Beam Science. – 2023. – T. 7. – №. 1. – C. 5.
268. Chung S. Y., Kim J. S., Stephan D., Han T. S. Overview of the use of micro-computed tomography (micro-CT) to investigate the relation between the material characteristics and properties of cement-based materials //Construction and Building Materials. – 2019. – T. 229. – C. 116843.
269. Kidd E. A. M., Fejerskov O. Dental caries: The disease and its clinical management. – Blackwell Munksgaard, 2003. – C. 245-250.
270. Fisher J., Glick, M., & FDI World Dental Federation Science Committee. A new model for caries classification and management: the FDI World Dental Federation caries matrix. – 2012.
271. Longbottom, C.L.; Huysmans, M.C.; Pitts, N.; Fontana, M. Glossary of key terms. In Detection, Assessment, Diagnosis and Monitoring of Caries, 1st ed.; Pitts, N.B, Ed.; Karger: Basel, Switzerland, 2009; pp. 209–216.
272. Park S., Wang, D. H., Zhang, D., Romberg, E., Arola, D. Mechanical properties of human enamel as a function of age and location in the tooth //Journal of Materials Science: Materials in Medicine. – 2008. – T. 19. – №. 6. – C. 2317-2324.
273. Wychowanski P., Malkiewicz K. Evaluation of metal ion concentration in hard tissues of teeth in residents of central Poland //BioMed research international. – 2017. – T. 2017.
274. Kamberi B., Kqiku, L., Hoxha, V., Dragusha, E. Lead concentrations in teeth from people living in Kosovo and Austria //Collegium antropologicum. – 2011. – T. 35. – №. 1. – C. 79-82.
275. King R. B. Elastic analysis of some punch problems for a layered medium //International Journal of Solids and Structures. – 1987. – T. 23. – №. 12. – C. 1657-1664.

276. Ko A. C. T., Hewko, M., Sowa, M. G., Dong, C. C., Cleghorn. Detection of early dental caries using polarized Raman spectroscopy //Optics express. – 2006. – T. 14. – №. 1. – C. 203-215.
277. Bertassoni L. E., Swain M. V. Removal of dentin non-collagenous structures results in the unraveling of microfibril bundles in collagen type I //Connective tissue research. – 2017. – T. 58. – №. 5. – C. 414-423.
278. Inoue S., Abe, Y., Yoshida, Y., De Munck, J., Sano, H., Suzuki, K., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B. Effect of conditioner on bond strength of glass-ionomer adhesive to dentin/enamel with and without smear layer interposition //Operative dentistry. – 2004. – T. 29. – №. 6. – C. 685-692.
279. Huang T. T. Y., He, L. H., Darendeliler, M. A., Swain, M. V. Correlation of mineral density and elastic modulus of natural enamel white spot lesions using X-ray microtomography and nanoindentation //Acta biomaterialia. – 2010. – T. 6. – №. 12. – C. 4553-4559.
280. Xue J., Li W., Swain M. V. In vitro demineralization of human enamel natural and abraded surfaces: A micromechanical and SEM investigation //Journal of dentistry. – 2009. – T. 37. – №. 4. – C. 264-272.
281. Fong H., Sarikaya, M., White, S. N., Snead, M. L. Nano-mechanical properties profiles across dentin–enamel junction of human incisor teeth //Materials Science and Engineering: C. – 1999. – T. 7. – №. 2. – C. 119-128.
282. Yun F., Swain, M. V., Chen, H., Cairney, J., Qu, J., Sha, G., Liu, H., Ringer, C.P., Han Y., Liu, L., Zhang, X., Zheng, R. Nanoscale pathways for human tooth decay–Central planar defect, organic-rich precipitate and high-angle grain boundary //Biomaterials. – 2020. – T. 235. – C. 119748.
283. Stankoska K., Sarram, L., Smith, S., Bedran-Russo, A. K., Little, C. B., Swain, M. V., Bertassoni, L. E. Immunolocalization and distribution of proteoglycans in carious dentine //Australian dental journal. – 2016. – T. 61. – №. 3. – C. 288-297.
284. Bajaj D., Arola D. D. On the R-curve behavior of human tooth enamel //Biomaterials. – 2009. – T. 30. – №. 23-24. – C. 4037-4046.

285. Ang S. F., Bortel, E. L., Swain, M. V., Klocke, A., Schneider, G. A. Size-dependent elastic/inelastic behavior of enamel over millimeter and nanometer length scales //Biomaterials. – 2010. – T. 31. – №. 7. – C. 1955-1963.
286. Pietrzyńska M., Zembrzuska, J., Tomczak, R., Mikołajczyk, J., Rusińska-Roszak, D., Voelkel, A., Buchwald, T., Jampílek, J., Lukáč, M. Devínsky, F. Experimental and in silico investigations of organic phosphates and phosphonates sorption on polymer-ceramic monolithic materials and hydroxyapatite //European Journal of Pharmaceutical Sciences. – 2016. – T. 93. – C. 295-303.
287. Chun-Te Ko A., Hewko, M. D., Leonardi, L., Sowa, M. G., Dong, C. C., Williams, P., Cleghorn, B. Ex vivo detection and characterization of early dental caries by optical coherence tomography and Raman spectroscopy //Journal of biomedical optics. – 2005. – T. 10. – №. 3. – C. 031118.
288. Buchwald T., Okulus Z., Szybowicz M. Raman spectroscopy as a tool of early dental caries detection–new insights //Journal of Raman Spectroscopy. – 2017. – T. 48. – №. 8. – C. 1094-1102.
289. Natarajan A. K., Fraser, S. J., Swain, M. V., Drummond, B. K., Gordon, K. C. Raman spectroscopic characterisation of resin-infiltrated hypomineralised enamel //Analytical and bioanalytical chemistry. – 2015. – T. 407. – №. 19. – C. 5661-5671.
290. Penel G., Delfosse, C., Descamps, M., Leroy, G. Composition of bone and apatitic biomaterials as revealed by intravital Raman microspectroscopy //Bone. – 2005. – T. 36. – №. 5. – C. 893-901.
291. La Fontaine A., Zavgorodniy, A., Liu, H., Zheng, R., Swain, M., Cairney, J. Atomic-scale compositional mapping reveals Mg-rich amorphous calcium phosphate in human dental enamel //Science advances. – 2016. – T. 2. – №. 9. – C. e1601145.
292. Yang X., Wang, L., Qin, Y., Sun, Z., Henneman, Z. J., Moradian-Oldak, J., Nancollas, G. H. How amelogenin orchestrates the organization of hierarchical elongated microstructures of apatite //The Journal of Physical Chemistry B. – 2010. – T. 114. – №. 6. – C. 2293-2300.

293. Tohda H., Takuma S., Tanaka N. Intracrystalline structure of enamel crystals affected by caries //Journal of dental research. – 1987. – Т. 66. – №. 11. – С. 1647-1653.
294. Timchenko E. V., Timchenko, P. E., Volova, L. T., Rosenbaum, A. Y., Kulabukhova, A. Y., Zherdeva, L. A., Nefedova, I. F. Application of Raman spectroscopy method to the diagnostics of caries development //Journal of Biomedical Photonics & Engineering. – 2015. – Т. 1. – №. 3.
295. Akkus A., Yang, S., Akkus, O., Lang, L. A portable confocal fiber optic raman spectrometer concept for evaluation of mineral content within enamel tissue //J. Oper. Esthet. Dent. – 2016. – Т. 1. – С. 1-5.
296. Yakubu E., Li, B., Duan, Y., Yang, S. Full-scale Raman imaging for dental caries detection //Biomedical optics express. – 2018. – Т. 9. – №. 12. – С. 6009-6016.
297. Okagbare P. I., Esmonde-White, F. W., Goldstein, S. A., Morris, M. D. Development of non-invasive Raman spectroscopy for in vivo evaluation of bone graft osseointegration in a rat model //Analyst. – 2010. – Т. 135. – №. 12. – С. 3142-3146.
298. Ando M., Liao, C. S., Eckert, G. J., Cheng, J. X. Imaging of demineralized enamel in intact tooth by epideTECTED stimulated Raman scattering microscopy //Journal of biomedical optics. – 2018. – Т. 23. – №. 10. – С. 105005.
299. Макеева И. М., Парамонов Ю. О. Оценка клинической эффективности применения газообразного озона при лечении кариеса в стадии белого пятна //Российский стоматологический журнал. – 2016. – Т. 20. – №. 3.
300. Knight G. M., McIntyre, J. M., Craig, G. G., Zilm, P. S. The inability of Streptococcus mutans and Lactobacillus acidophilus to form a biofilm in vitro on dentine pretreated with ozone //Australian dental journal. – 2008. – Т. 53. – №. 4. – С. 349-353.
301. Шаковец Н. В., Жилевич А. В. Применение кальций-фосфатсодержащих средств для профилактики неинвазивного лечения

- кариеса зубов //Международные обзоры: клиническая практика и здоровье. – 2019. – №. 2.
302. Соловьева Ж. В., Адамчик А. А. Клиническое обоснование использования средств на основе наногидроксиапатита и фтора при лечении кариеса в стадии белого пятна //Российский стоматологический журнал. – 2017. – Т. 21. – №. 2.
303. Сысоева О. В., Бондаренко, О. В., Токмакова, С. И., Дударева, Е. Г. Оценка эффективности средств для реминерализующей терапии //Проблемы стоматологии. – 2013. – №. 3.
304. Silveira de Araújo C., Incerti da Silva, T., Ogliari, F. A., Meireles, S. S., Piva, E., Demarco, F. F. Microleakage of seven adhesive systems in enamel and dentin //J Contemp Dent Pract. – 2006. – Т. 7. – №. 5. – С. 26-33.
305. Tian K. V., Nagy P. M., Chass G. A., Fejerdy P., Nicholson J. W., Csizmadia I. G., Dobó-Nagy, C. Qualitative assessment of microstructure and Hertzian indentation failure in biocompatible glass ionomer cements //Journal of Materials Science: Materials in Medicine. – 2012. – Т. 23. – №. 3. – С. 677-685.
306. Ерофеева Е. С., Ляпунова Е. А., Оборин В. А., Гилева О. С., Наймарк О. Б. Структурно-функциональный анализ твёрдых тканей зубов в оценке качества технологий отбеливания // Российский журнал биомеханики. – 2010. – №. 2 – С. 47–55.
307. de Almendra Freitas M. C. C., Nunes L. V., Comar L. P., Rios D., Magalhães A. C., Honório H. M., & Wang L. In vitro effect of a resin infiltrant on different artificial caries-like enamel lesions //Archives of oral biology. – 2018. – Т. 95. – С. 118-124.
308. Başaran G., Veli İ., Başaran E. G. Non-Cavitated approach for the treatment of white spot lesions: a case report //International Dental Research. – 2011. – Т. 1. – №. 2. – С. 65-69.
309. Yuan H., Li, J., Chen, L., Cheng, L., Cannon, R. D., Mei, L. Esthetic comparison of white-spot lesion treatment modalities using spectrometry and fluorescence //The Angle orthodontist. – 2014. – Т. 84. – №. 2. – С. 343-349.

310. Eckstein A., Helms H. J., Knösel M. Camouflage effects following resin infiltration of postorthodontic white-spot lesions in vivo: One-year follow-up //The Angle Orthodontist. – 2015. – T. 85. – №. 3. – C. 374-380.
311. Kim S. et al. The evaluation of resin infiltration for masking labial enamel white spot lesions //International journal of paediatric dentistry. – 2011. – T. 21. – №. 4. – C. 241-248.
312. Borges A. B., Caneppele, T. M. F., Masterson, D., Maia, L. C. Is resin infiltration an effective esthetic treatment for enamel development defects and white spot lesions? A systematic review //Journal of dentistry. – 2017. – T. 56. – C. 11-18.
313. Chung S. Y., Kim J. S., Stephan D., Han T. S. Overview of the use of micro-computed tomography (micro-CT) to investigate the relation between the material characteristics and properties of cement-based materials //Construction and Building Materials. – 2019. – T. 229. – C. 116843.
314. Ritman E. L. Current status of developments and applications of micro-CT //Annual review of biomedical engineering. – 2011. – T. 13. – C. 531-552.
315. Klement U., Ekberg J., Kelly S. T. 3D analysis of porosity in a ceramic coating using X-ray microscopy //Journal of Thermal Spray Technology. – 2017. – T. 26. – C. 456-463.
316. Chen X., Cuijpers V. M. J. I., Fan M., Frencken J. E. Marginal leakage of two newer glass-ionomer-based sealant materials assessed using micro-CT //journal of dentistry. – 2010. – T. 38. – №. 9. – C. 731-735.
317. Carrera C. A., Lan C., Escobar-Sanabria D., Li Y., Rudney J., Aparicio C., Fok A. The use of micro-CT with image segmentation to quantify leakage in dental restorations //Dental Materials. – 2015. – T. 31. – №. 4. – C. 382-390.
318. Rengo C., Goracci C., Ametrano G., Chieffi N., Spagnuolo G., Rengo S., Ferrari M. Marginal leakage of class V composite restorations assessed using microcomputed tomography and scanning electron microscope //Operative dentistry. – 2015. – T. 40. – №. 4. – C. 440-448.

319. Huang Y., Orhan K., Celikten B., Orhan A. I., Tufenkci P., Sevimay S. Evaluation of the sealing ability of different root canal sealers: a combined SEM and micro-CT study //Journal of Applied Oral Science. – 2018. – T. 26. – C. e20160584.
320. Tian K. V., Nagy P. M., Chass G. A., Fejerdy P., Nicholson J. W., Csizmadia I. G., Dobó-Nagy C. Qualitative assessment of microstructure and Hertzian indentation failure in biocompatible glass ionomer cements //Journal of Materials Science: Materials in Medicine. – 2012. – T. 23. – C. 677-685.
321. Llena C., Esteve I., Forner L. Effects of in-office bleaching on human enamel and dentin. Morphological and mineral changes //Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger. – 2018. – T. 217. – C. 97-102.
322. de Almendra Freitas M. C. C., Nunes L. V., Comar L. P., Rios D., Magalhães A. C., Honório H. M., Wang, L. In vitro effect of a resin infiltrant on different artificial caries-like enamel lesions //Archives of Oral Biology. – 2018. – T. 95. – C. 118-124.
323. Wu L. L., Geng K., Gao Q. P. Effects of different anti-caries agents on microhardness and superficial microstructure of irradiated permanent dentin: an in vitro study //BMC Oral Health. – 2019. – T. 19. – №. 1. – C. 1-9.
324. Angel Villegas N, Silvero Compagnucci M.J., Sainz Ajá M., Rocca D.M., Becerra M.C., Fabián Molina G., Palma S.D.. Novel antibacterial resin-based filling material containing nanoparticles for the potential one-step treatment of caries //Journal of healthcare engineering. – 2019. – T. 2019.
325. Araújo G.S., Sfalcin R.A., Araújo T.G., Alonso R.C., Puppin-Rontani R.M. Evaluation of polymerization characteristics and penetration into enamel caries lesions of experimental infiltrants //Journal of dentistry. – 2013. – T. 41. – №. 11. – C. 1014-1019.
326. Yu J., Huang X., Zhou X., Han Q., Zhou W., Liang .J, Xu H.H., Ren B., Peng X., Weir M.D., Li M. Anti-caries effect of resin infiltrant modified by quaternary ammonium monomers //Journal of dentistry. – 2020. – T. 97. – C. 103355.

327. Paris S., Lausch J., Selje T., Dörfer C.E., Meyer-Lueckel H. Comparison of sealant and infiltrant penetration into pit and fissure caries lesions in vitro //Journal of dentistry. – 2014. – T. 42. – №. 4. – C. 432-438.
328. Zavgorodniy A. V., Rohanizadeh R., Swain M. V. Ultrastructure of dentine carious lesions //Archives of oral biology. – 2008. – T. 53. – №. 2. – C. 124-132.
329. Meyer-Lueckel H., Paris S., Kielbassa A. M. Surface layer erosion of natural caries lesions with phosphoric and hydrochloric acid gels in preparation for resin infiltration. Caries research, 41(3), 223-230. – 2007. – T. 41. – №. 3. – C. 223-230.
330. de Cerqueira G. A., Damasceno J. E., Pedreira P. R., Souza A. F., Aguiar F. H. B., Marchi G. M. Roughness and Microhardness of Demineralized Enamel Treated with Resinous Infiltrants and Subjected to an Acid Challenge: An Study //The Open Dentistry Journal. – 2023. – T. 17. – №. 1

## Список рисунков

Рисунок 1 – Снимок массива кристаллов гидроксиапатита эмали, выполненный на сканирующем электронном микроскопе (СЭМ).....	5
Рисунок 2 – Снимки эмалевых призм, выполненные на СЭМ: а) скол призмы с визуализацией кристаллов; б) массив призм.....	6
Рисунок 3 – Снимок массива призм после пробоподготовки шлифа моляра человека, выполненный на СЭМ.....	7
Рисунок 4 – Снимки дентинных трубочек и коллагеновых волокон, выполненные на СЭМ: а) продольный срез; б) вид внутри трубочки; в) поперечный срез.....	8
Рисунок 5 – Горизонтальный срез на 3D визуализации корня зуба, выполненной с помощью рентгеновского компьютерного микротомографа (микро-КТ) .....	9
Рисунок 6 – Корневые каналы, визуализированные с использованием микро-КТ: а) двухкорневой моляр; б) трёхкорневой моляр (эмаль была удалена программными средствами, чтобы продемонстрировать пульпарную камеру) .....	9
Рисунок 7 – Снимок поперечного среза дентинной трубочки, выполненный на СЭМ; ПТД – перитубулярный дентин, ИТД – интертубулярный дентин .....	10
Рисунок 8 – Граница дентина и цемента в корне зуба, снятая с помощью СЭМ...	11
Рисунок 9 – Визуализация окклюзионной поверхности моляра человека с помощью микро-КТ: а) общий вид окклюзионной поверхности; б) виртуальный сагиттальный срез коронки зуба; в) снимок трещины в вершине одной из фиссур .....	13
<i>Рисунок 10 – Карта плотности части окклюзионной поверхности моляра зуба человека с высоким увеличением, построенная по результатам микро-КТ. Стрелками показаны фиссуры .....</i>	<i>13</i>
Рисунок 11 – Снимок СЭМ дентиноэмалевой границы после сушки шлифа образца при комнатной температуре.....	20
Рисунок 12 – Схема фиссуры под действием сосредоточенных сил Р и Т .....	38

- Рисунок 13 – Траектории  $\text{Re}$  и  $\text{Im}$  части нулей  $p_0, p_1, \bar{p}_1, \dots, p_4, \bar{p}_4$  в комплексной плоскости  $p$  (а); графики изменения  $\text{Re}(p_0), \text{Re}(p_1), \text{Re}(\bar{p}_1)$  (б) и  $\text{Im}(p_1), \text{Im}(\bar{p}_1)$  (в) в зависимости от  $\beta$ , когда  $\beta$  изменяется от  $0^\circ$  до  $90^\circ$  ..... 46
- Рисунок 14 – Расположение полюсов  $p_0, p_k, \bar{p}_k$   $k = 1, 2, 3, \dots$  подынтегральных функций в комплексной плоскости переменной интегрирования  $p$  для  $\beta = 0,5^\circ$  (а),  $\beta = 6,5^\circ$  (б),  $\beta = 11,5^\circ$  (в ..... 47
- Рисунок 15 – График полюса  $p_0$  подынтегральных функций контурных квадратур.....51
- Рисунок 16 – Графики безразмерных напряжений  $\sigma_{rr}^0, \sigma_{\theta\theta}^0, \sigma_{r\theta}^0$  в окрестности точки  $O$  при  $a=0,3$  мм,  $m=0,1$ ,  $\alpha=130^\circ$ ,  $Q=830$  Н ..... 53
- Рисунок 17 – Границы области виртуального разрушения в зависимости от: а) расстояния  $a$ , б) угла  $\alpha$ , в) силы  $Q$ , г) коэффициента  $m$  ..... 56
- Рисунок 18 – Зависимости диаметров а)  $D_1$ , б)  $D_2$  от параметров  $a, Q$  при фиксированных  $a=100$  мкм (1, красный), 300 мкм (2, зеленый), 500 мкм (3, синий) и  $m=0,1$  ..... 57
- Рисунок 19 – Множества параметров  $\alpha, Q$ , соответствующих фиксированным значениям  $D_1$ : 50 мкм (1), 100 мкм (2) при  $a=300$  мкм,  $m=0,1$  ..... 58
- Рисунок 20 – Отношение  $D_1/ D_2$  в зависимости от  $\alpha, Q$  области виртуального разрушения (при  $a=300$  мкм,  $m=0,1$ ) ..... 58
- Рисунок 21 – Микротомографический снимок, показывающий изменения плотности минерализации эмали в окрестности вершины фиссуры, до программной обработки ..... 59
- Рисунок 22 – Зависимость значения серого цвета от плотности калибровочного фантома ..... 62
- Рисунок 23 – Карта границы области с пониженной плотностью минерализации эмали под вершиной фиссуры с углом раствора  $2\varphi=26^\circ$ ; опмэ – область пониженной плотности минерализации эмали; дэг – дентиноэмалевая граница .. 64
- Рисунок 24 – Границы областей виртуального разрушения и пониженной плотности минерализации эмали при силах прикуса  $Q=500$  (а), 850 (б), 1350 (в),

- 1700 (г) Н; э – эмаль, д – дентин, дэг – дентиноэмалевая граница, опмэ – область снижения плотности минерализации эмали ..... 67
- Рисунок 25 – Снимок скола эмали зуба после травления, выполненный на СЭМ. В правом верхнем углу визуализирован участок зубного налёта..... 69
- Рисунок 26 – Оптическая микроскопия образца после финишной полировки: а – общий вид коронки; (б) область кариеса в СБП ..... 75
- Рисунок 27 – Рентгенологические исследования образца: (а) проекция, полученная на стоматологическом рентгеновском аппарате (экспозиция 0,5 с); (б) 3D микро-КТ карта плотности (фильтр на трубке Cu + Al) с виртуальными «таблетками» патологически измененной и здоровой эмали, каждая из которых имеет поперечные сечения. Дентин, граничащий с эмалью, поражённой кариесом в СБП, и здоровым дентином, отмечен синими пунктирными овалами..... 77
- Рисунок 28 – Диаграммы «сила – смещение индентора»: (а) кариеса эмали в СБП; (б) область здоровой эмали на противоположной медиальной стороне зуба; (в) дентин, граничащий с патологически измененной эмалью; (г) дентин, граничащий с областью здоровой эмали ..... 81
- Рисунок 29 – Карты механических характеристик области кариеса эмали в СБП и окружающих тканей: (а) приведённый модуль Юнга; (б) твёрдость индентирования.....82
- Рисунок 30 – Топография поверхности участков образца: (а) патологически изменённая эмаль; (б) здоровая эмаль; (в) дентин, граничащий с патологически изменённой эмалью; (г) дентин, граничащий с областью здоровой эмали ..... 83
- Рисунок 31 – Результаты рамановской спектроскопией образца: (а) спектры здоровой и патологически измененной эмали (среднее по четырем спектрам каждый); б) смещение наиболее интенсивного положения полосы из-за патологического процесса..... 86
- Рисунок 32 – Микрофотографии отпечатков индентора на различных участках зуба: (а) кариеса эмали в СБП; (б) здоровой эмали; (в) дентина, граничащего с патологически изменённой эмалью; (г) дентина, граничащего со здоровой эмалью.....88

Рисунок 33 – Частично растворённые кристаллы гидроксиапатита патологически изменённой эмали .....	89
Рисунок 34 – Обзорный снимок области кариеса в СБП; бп – беспризмная эмаль.....	90
Рисунок 35 – Виртуальный срез на 3D карте плотности образца после использования СИЦ в центральной зоне. На врезке справа – эмаль до применения СИЦ на той же области.....	102
Рисунок 36 – Виртуальный срез на 3D карте плотности образца после применения СИЦ в бугорковой зоне. На врезке справа – эмаль до применения СИЦ на той же области.....	102
Рисунок 37 – Виртуальный срез на 3D карте плотности образца после установки пломбы из композитного материала. На врезке слева – эмаль до применения композитного материала на той же области.....	104
Рисунок 38 – Артефакты внутренней структуры пломб из: а – в) композитного материала, г – е) СИЦ; э – эмаль, д – дентин, км – композитный материал, сиц - стеклоиономерный цемент, оранжевая стрелка – каверна на поверхности пломбы; фиолетовая стрелка – включение высокой плотности .....	107
Рисунок 39 – Расположение областей, обработанных полимерным инфильтрантом (фиолетовый цвет) на первом (а), втором (б) и третьем образцах (г).....	108
Рисунок 40 – Виртуальный срез на 3D карте плотности первого образца, обработанного инфильтрантом. На врезке справа – эмаль до применения инфильтранта на той же области.....	108
Рисунок 41 – Виртуальный срез на 3D карте плотности второго образца, обработанного инфильтрантом. На врезке слева – эмаль до применения инфильтранта на той же области.....	110
Рисунок 42 – Виртуальный срез на 3D карте плотности третьего образца, обработанного инфильтрантом. На врезке слева – эмаль до применения инфильтранта на той же области.....	113

- Рисунок 43 – Исследуемый участок эмали в микрообъеме на виртуальном срезе 3D карты плотности минерализации третьего образца после воздействия полимерного инфильтранта..... 114
- Рисунок 44 – Микротомографическая визуализация вытянутой области кариеса в СБП в пришеечную область на третьем образце, обработанном инфильтрантом 115
- Рисунок 45 – Трехмерный микро-КТ обзор вытянутой формы области кариеса с наклоном к пришеечной области зуба, виды: а) горизонтальный; б) сагиттальный.....116
- Рисунок 46 – Микротомографическая визуализация вытянутой области кариеса в СБП вдоль дентиноэмалевой границы на третьем образце, обработанном инфильтрантом..... 118

## Список таблиц

Таблица 1 – Физиологические состояния зубов по Waters [15] .....	11
Таблица 2 – Значения полюса $p_0 \operatorname{Re}(p_0) < 0$ и показателя степени $\gamma_0 = p_0 + 1$ в формулах (1.28), (1.30).....	50
Таблица 3 – Калибровка зависимости значения серого от плотности изучаемого образца.....	62
Таблица 4 – Диаметры $D_1$ и $D_2$ области разрушения в зависимости от параметров задачи при $m=0,1$ .....	65
Таблица 5 – Плотность минерализации областей зуба .....	78
Таблица 6 – Механические свойства областей зуба.....	81
Таблица 7 – Микрогеометрические характеристики образца .....	84
Таблица 8 – Значения плотности до и после <i>ex vivo</i> применения СИЦ на участке кариеса в СБП .....	103
Таблица 9 – Значения плотности до и после <i>ex vivo</i> применения композитного материала на участке кариеса в СБП .....	105
Таблица 10 – Значения плотности до и после <i>ex vivo</i> применения инфильтранта на участке кариеса в СБП: первый образец.....	109
Таблица 11 – Значения плотности до и после <i>ex vivo</i> применения инфильтранта на участке кариеса в СБП: второй образец.....	115
Таблица 12 – Значения плотности до и после <i>ex vivo</i> применения инфильтранта на участке кариеса в СБП: третий образец.....	107