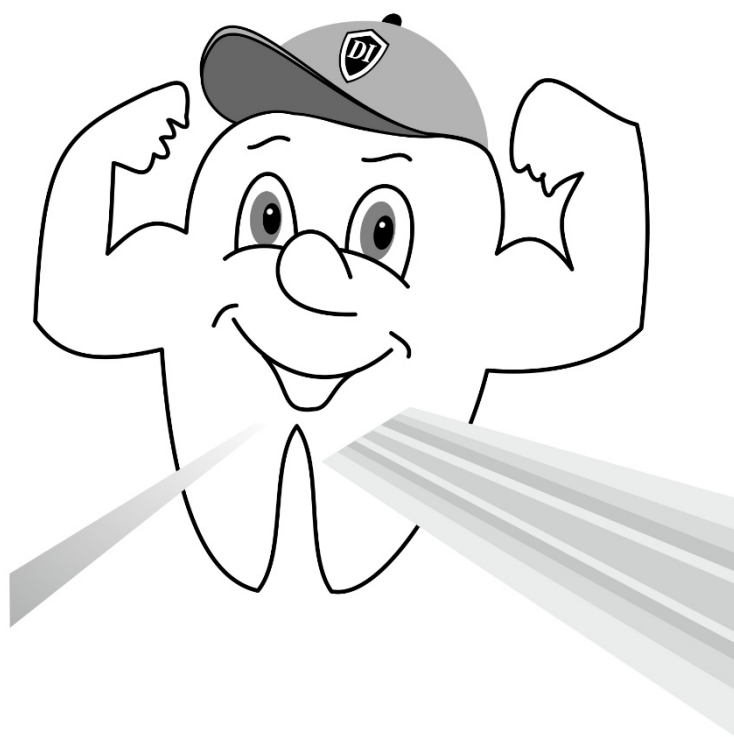


**А.В. Беликов, В.Н. Грисимов, А.В. Скрипник,
К.В. Шатилова**

ЛАЗЕРЫ В СТОМАТОЛОГИИ (Часть 1)



**Санкт–Петербург
2015**

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

УНИВЕРСИТЕТ ИТМО

**А.В. Беликов, В.Н. Грисимов, А.В. Скрипник,
К.В. Шатилова**

ЛАЗЕРЫ В СТОМАТОЛОГИИ (Часть 1)

Учебное пособие



Санкт–Петербург

2015

Беликов А.В., Грисимов В.Н., Скрипник А.В., Шатилова К.В. Лазеры в стоматологии (Часть 1). – СПб: Университет ИТМО, 2015. – 108 с.

В учебном пособии изложены сведения, касающиеся применения лазеров в стоматологии. Пособие состоит из нескольких частей. Первая часть пособия содержит сведения о физических (в основном оптических) основах взаимодействия света и в том числе лазерного излучения с твёрдыми тканями зуба. Рассмотрены гистологическое строение и оптические свойства твёрдых тканей зуба человека. Обсуждаются оптические эффекты, возникающие в эмали и дентине зуба. Описаны особенности оптических и лазерных методов диагностики кариеса. Представлены результаты теоретических и экспериментальных исследований, уточняющих физику процессов и значения параметров лазерного излучения при применении лазеров для отбеливания зубов и управления свойствами твёрдых тканей зуба.

Учебное пособие предназначено для студентов, обучающихся в бакалавриате и магистратуре по направлениям 12.03.05 и 12.04.05 "Лазерная техника и лазерные технологии". Материалы учебного пособия могут быть полезны при подготовке студентов, обучающихся в смежных областях знаний.

Рекомендовано к печати на заседании Учёного совета Инженерно–физического факультета Университета ИТМО от 10 марта 2015, протокол № 3.



Университет ИТМО – ведущий вуз России в области информационных и фотонных технологий, один из немногих российских вузов, получивших в 2009 году статус национального исследовательского университета. С 2013 года Университет ИТМО – участник программы повышения конкурентоспособности российских университетов среди ведущих мировых научно–образовательных центров, известной как проект "5 в 100". Цель Университета ИТМО – становление исследовательского университета мирового уровня, предпринимательского по типу, ориентированного на интернационализацию всех направлений деятельности.

© Университет ИТМО, 2015

© Беликов А.В., Грисимов В.Н., Скрипник А.В., Шатилова К.В., 2015

Содержание	стр.
Введение	4
Глава 1. Гистология и химический состав твёрдых тканей зуба	5
1.1. Эмаль зуба	6
1.2. Дентин зуба	12
1.3. Цемент зуба	18
Глава 2. Спектры поглощения твёрдых тканей зуба	19
Глава 3. Оптика твёрдых тканей зуба	24
3.1. Оптические свойства твёрдых тканей зуба	24
3.2. Оптические эффекты в эмали. Полосы Гунтера–Шрегера. Линии Ретциуса	30
3.3. Оптические эффекты в дентине	33
Глава 4. Оптические и лазерные методы диагностики кариеса	36
4.1. Метод трансиллюминации	37
4.2. Метод светорассеяния	40
4.3. Люминесцентные методы	46
Глава 5. Лазерное отбеливание твёрдых тканей зуба	53
5.1. Внешнее отбеливание	55
5.2. Внутреннее отбеливание	63
5.3. Цвет зуба и методы его оценки	73
Глава 6. Лазерное управление свойствами твёрдых тканей зуба	83
6.1. Изменение микротвёрдости твёрдых тканей зуба	83
6.2. Изменение кислотной резистентности твёрдых тканей зуба	86
Список рекомендованной литературы	92

Введение

Применение лазеров в медицине началось на самом раннем этапе развития лазерной техники, практически сразу после изобретения лазеров. К настоящему времени круг применений вырос настолько, что можно говорить о появлении отдельного направления науки и техники – лазерной биомедицины. Особый интерес представляет лазерная стоматология.

Лазеры в стоматологии используются при обработке твёрдых и мягких тканей полости рта. При обработке твёрдых тканей лазеры применяются для удаления интактной и кариозной твёрдой ткани зуба, для диагностики состояния эмали и дентина, для отбеливания и модификации свойств твёрдых тканей зуба. При обработке мягких тканей лазеры достаточно успешно используются для испарения или иссечения в процессе гингивопластики, при френэктомии и т.д.

Результат воздействия оптического и в том числе лазерного излучения на ткани зуба зависит от строения и оптико–физических свойств этих тканей, а также от спектральных, пространственно–энергетических и временных характеристик излучения. Очевидно, что грамотное применение и разработка лазеров для стоматологии невозможны без этих знаний.

В настоящем учебном пособии особое внимание уделено оптическим свойствам твёрдых тканей зуба и оптическим эффектам, возникающим в этих тканях при световом воздействии. Обсуждаются вопросы диагностики кариеса, отбеливания зуба и модификации поверхности твёрдых тканей, не требующие использования лазерного излучения высокой интенсивности, т.е. в пособии не затрагиваются проблемы, связанные с разрушением твёрдых, например, при терапии кариеса и мягких тканей.

В настоящем учебном пособии рассмотрены гистология и химический состав твёрдых тканей зуба (Глава 1). Представлены спектры поглощения эмали и дентина зуба (Глава 2). Обсуждаются основные оптические эффекты и свойства эмали и дентина зуба (Глава 3). Описаны оптические и лазерные методы диагностики кариеса: метод трансиллюминации, метод светорассеяния и люминесцентные методы (Глава 4). Обсуждается цвет и методы его оценки. Описаны методы лазерного отбеливания твёрдых тканей зуба. Представлены результаты исследований внутреннего отбеливания зубов через микроканалы, созданные излучением эрбиевого лазера (Глава 5). Обсуждается лазерное управление свойствами твёрдых тканей зуба. Описаны результаты оригинальных исследований влияния параметров лазерного излучения среднего инфракрасного диапазона спектра на микротвёрдость и кислотную резистентность твёрдых тканей зуба (Глава 6).

Глава 1. Гистология и химический состав твёрдых тканей зуба

Зубы – органы зубочелюстного аппарата, принимающие участие в механической обработке пищи и артикуляции. Для зубов человека, как и всех представителей класса млекопитающих, характерен функционально обусловленный полиморфизм. Резцы и клыки предназначены для откусывания и удержания пищи, а премоляры и моляры – для удержания и пережёвывания пищи. Зубы состоят преимущественно из твёрдых высокоминерализованных тканей (дентин, эмаль, цемент). Дентин образует коронковую (выступающую в полость рта) и корневую (находящуюся в альвеоле челюсти) части зуба. Коронковая часть (**коронка**) покрыта эмалью, корневая (**корень**) – цементом. Моляры верхней челюсти имеют по три корня, моляры нижней челюсти – по два корня. Резцы, клыки и премоляры имеют по одному корню. Часто у первых премоляров верхней челюсти встречается раздвоение корня. Край эмали, примыкающий к корню, образует так называемую шейчную эмалевую линию, или **шейку** зуба. У шейки зуба нет чётких анатомических границ высоты. Поэтому "шейка зуба" – условный термин, используемый для удобства описания (рис. 1.1).

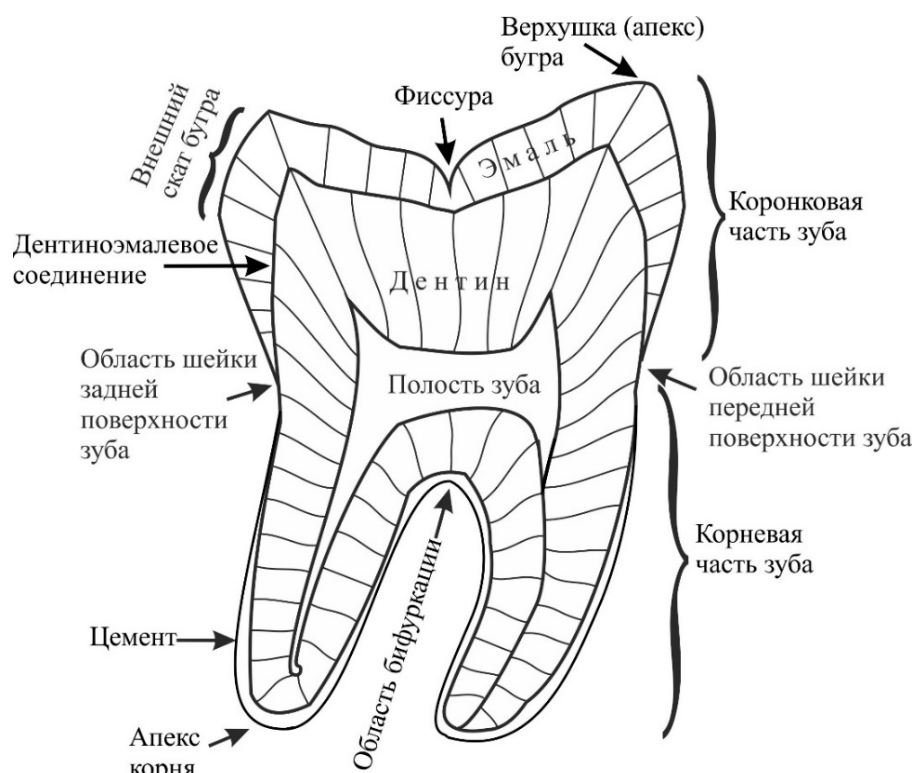


Рис. 1.1. Схема строения нижнего моляра (диагональное сечение вдоль оси зуба). Линиями штриховки показаны: в эмали – ориентация азимутальных плоскостей, в которых изгибаются эмалевые призмы; в дентине – ориентация дентинных трубочек.

Внутри зуба имеется полость, заполненная мягкой тканью (пульпой), содержащей кровеносные сосуды и нервные волокна. Корневая часть полости зуба называется корневым каналом. С возрастом объём полости уменьшается из-за отложения дентина на его внутренних границах (отложение так называемого вторичного дентина).

1.1. Эмаль зуба

Эмаль – самая твёрдая и устойчивая к механическим нагрузкам ткань организма, покрывающая анатомическую коронку зуба. Толщина эмали зависит от топографии. У шейки зуба она составляет десятые доли миллиметра, а в области режущих краёв резцов и клыков, вершин бугров премоляров и моляров – порядка 1.5–2.5 мм. Около 95% массы здоровой эмали составляют минеральные вещества, около 4% – свободная вода и около 1% – органические вещества, которые образуют органическую матрицу эмали [1].

Минеральные вещества представлены в основном гидроксиапатитами (около 75%), а также карбонатапатитами (до 19%), хлорапатитами (до 4%), фторапатитами (до 0.7%) и аморфным фосфатом кальция (до 1%). Фторапатит локализуется в наружном слое эмали (толщина слоя от поверхности – около 50 мкм), карбонатапатит – в области дентиноэмалевого соединения, гидроксиапатиты и хлорапатиты распределены почти равномерно по всей толщине эмали [2].

Слово "апатит" греческого происхождения и может переводиться на русский язык как "изменчивый", "обманчивый". Это связано с вариантами химического состава апатитов. Химическая формула, описывающая соотношение элементов в гидроксиапатите (ГА) эмали зуба, – $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. Общая формула природных апатитов – $\text{A}_5(\text{BO}_4)_3\text{X}$, где **A** – Na, K, Mg, Ca, Sr, Ce, Ba, Zn, Fe, Pb; **B** – C, P, Si, V, As, Cr, Sb, Mo; **X** – OH, Cl, F. Таким образом, теоретически кроме кальция и фосфора в состав эмали могут входить перечисленные выше элементы. Замена в ГА атома кальция, фосфора, гидроксильной группы на какой-либо другой элемент или ион называется изоморфным замещением. Для биологии эмали наибольшее значение имеют замещения кальция на магний и стронций, остатка фосфорной кислоты на карбонатный ион и гидроксильной группы на ион фтора.

Магниевый апатит и карбонатапатит встречаются в здоровой эмали и локализуются в основном в её глубоких слоях (вблизи дентиноэмалевого соединения). Они менее стойки к растворению в кислотах по сравнению с ГА [2].

Стронциевый апатит по химической устойчивости не уступает ГА, однако его кристаллы более хрупкие и имеют неправильную форму. Стронциевый апатит образуется в организме людей, живущих в эндемических очагах так называемой уровской болезни (болезни

Кашина–Бека). Это довольно редкое заболевание, которое проявляется деформациями костей и суставов, в том числе в области зубочелюстной системы.

Фтористый апатит ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{OHF}$) образуется при умеренном поступлении фтора в организм (концентрация в воде 0.5–1.0 мг/л). При поступлении фтора в организм в больших количествах во время гистогенеза (формирования) тканей зуба фтор нарушает минерализацию. Следствием токсического действия больших концентраций фтора является развитие фтористой гипоплазии зуба – флюороза. Флюороз гораздо более распространён. Он возникает (как и урловская болезнь) в эндемических очагах, где концентрации фтора в воде превышает предельно допустимую [3, 4].

Упорядоченность структуры эмали задаётся её органической матрицей, которая представлена белками и липидами. Белки делятся на две группы: на белки, не растворимые в ЭДТА и HCl, и на белки, растворимые в ЭДТА и HCl. Растворимые в кислотах белки способны осаждаться ионами кальция, образуя с ними комплексы. В настоящее время известен так называемый кальцийсвязывающий белок эмали (КСБЭ), одна молекула которого может связать до десяти ионов кальция. Молекулярная масса одной молекулы КСБЭ составляет порядка 20000 а.е.м. При связывании кальция молекулы этого белка образуют ди-, три- и тетрамеры. Химическая связь с кальцием у КСБЭ осуществляется за счёт диссоциации карбоксильных групп дикарбоновых аминокислот (глутаминовой и аспарагиновой). При этом двухвалентный кальций одной валентностью связывается с карбоксильной группой дикарбоновой аминокислоты, а второй валентностью может связываться с ГА. Связь между белком и ГА может осуществляться за счёт гидроксильных групп серина и аммиачных групп аргинина. В обоих случаях она осуществляется через остаток фосфорной кислоты с образованием эфирной связи или фосфорамидной связи. КСБЭ может прореагировать и образовать связь всего с 2–5% кальция эмали, но этого вполне достаточно для образования так называемых центров нуклеации, вокруг которых происходит минерализация с отложением кристаллов гидроксиапатита. Кроме КСБЭ в эмали имеются белки с такой же массой, но не образующие с кальцием соединения. Эти белки играют роль каркаса (стромы), на котором крепится КСБЭ [3].

Кристаллы апатитов эмали крупнее кристаллов дентина. Они похожи на уплощённые палочки, имеющие в поперечном сечении гексагональную форму. Длина кристаллов зрелой эмали приблизительно составляет от 500 до 1000 нм. Она соответствует кристаллографической оси (ось симметрии, с–ось кристалла). Ширина кристалла больше его толщины (в сечении, перпендикулярном с–оси) приблизительно в 2.0–2.5 раза. У прорезавшихся зубов толщина (t) кристаллов в среднем равна 26 нм,

а ширина (w) – 68 нм. В зрелой эмали средний диаметр кристаллов (d) в соответствии с формулой

$$d = \frac{t + w}{2} \quad (1.1)$$

составляет 50–100 нм, т.е. в 10 раз меньше длины.

Расстояние между кристаллами зрелой здоровой эмали составляет по данным различных авторов от 1–2 нм до 5 нм [5].

Кристаллы апатитов оптически одноосные, отрицательные (рис. 1.2). Оптическая ось кристалла совпадает с его кристаллографической осью.

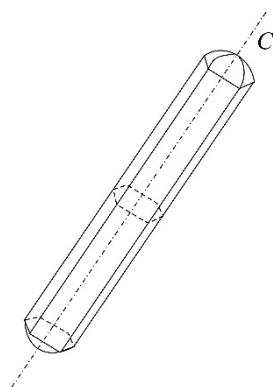


Рис. 1.2. Кристалл ГА. С–ось кристалла показана штрих–пунктиром.

Кристаллы расположены упорядоченно и формируют более крупные структурные элементы – **эмалевые призмы**. Термин "эмалевая призма" не имеет ничего общего с геометрическим понятием "призма". Эмалевая призма похожа на изгибающийся стержень, идущий через всю толщу эмали от дентиноэмалевого соединения (ДЭС) до поверхности эмали (рис. 1.3).

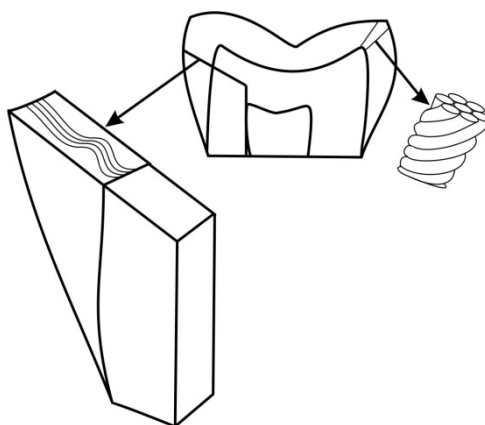


Рис. 1.3. Характер изгибов призм в различных участках эмали.

Длина призм превышает толщину эмали, т.к. призмы имеют синусоидальные изгибы, вследствие чего направление одной и той же призмы может несколько раз меняться. При этом призма, делая

синусоидальные изгибы, имеет углы отклонения от своего общего направления до 20° [6]. Спиралевидные изгибы призм обнаружены в области вершин бугров [7].

Призмы сгруппированы в пучки, диаметр которых образует от 10 до 12 призм. Поперечный размер призм увеличивается по мере удаления от ДЭС к поверхности эмали. На поперечных разрезах призм виден гексагональный порядок их расположения относительно друг друга. Расположение осей основной массы кристаллов совпадает с продольной осью призмы. По мере удаления к периферии призмы оси кристаллов постепенно отклоняются от её оси. Это отклонение достигает 60° . В зонах контакта соседних призм (межпризменное вещество) уровень минерализации ниже, чем внутри призмы. В связи с этим показатель преломления у призм ($n_p \approx 1.62$) больше, чем у межпризменного вещества ($n_{ip} \approx 1.57$). Толщина межпризменного вещества у эмали зубов человека составляет около 0.1 мкм. Существует мнение, что межпризменное вещество является периферическим веществом призм. При этом видимые границы между призмами обусловлены разной ориентацией кристаллов на поверхностях соприкасающихся призм.

Пониженная минерализация межпризменного вещества используется при травлении эмали кислотой для увеличения адгезии при пломбировании. Кислота делает поверхность эмали пористой, обеспечивая реализацию микромеханического сцепления с композитным пломбировочным материалом.

Форма поперечного сечения призм может быть различной: замкнутой (овальная, полигональная; она характерна для формирующейся эмали во время гистогенеза) или незамкнутой (аркадообразная).

Для зрелой эмали характерен аркадообразный вариант строения. При этом поперечное сечение призмы приобретает вид "замочной скважины". Широкую часть замочной скважины называют "телом" или "головкой", а узкую – "хвостом" или "отростком". Отросток вклинивается между двумя головками соседних нижележащих призм. Головки призм ориентированы в сторону режущего края или вершины бугра, а отростки – в сторону шейки зуба. Средний диаметр головки призмы составляет 5 мкм, а общая длина головки с отростком (длина "замочной скважины") составляет в среднем 9 мкм [8]. Видимые на препаратах поперечные размеры призм зависят не только от удалённости от ДЭС или поверхности эмали, но и от угла среза (рис. 1.4).

Поверхность эмали, обращённая к дентину, имеет неровный рельеф. Структуры эмали и дентина вклиниваются друг в друга, за счёт чего обеспечивается прочное дентиноэмалевое соединение. Поверхность эмали, обращённая к дентину, имеет хаотично расположенные неровности с высотой, превышающей 1 мкм [5].

У дентиноэмалевого соединения эмалевые призмы располагаются

перпендикулярно ДЭС. Наружная поверхность эмали образуется внешними торцами призм. Призмы располагаются под различными углами к поверхности: в области вершин бугров и режущих краёв – перпендикулярно поверхности; в верхнелатеральных (верхнебоковых) областях – под углом 60° к поверхности эмали и, соответственно, 30° к перпендикуляру; в нижнелатеральных областях ориентация призм близка к перпендикуляру. Возможно, что преимущественная ориентация призм у поверхности эмали ближе к перпендикуляру имеет определённый функциональный смысл, а именно: эмалевые призмы более устойчивы к стиранию при перпендикулярном расположении к плоскости механического воздействия [9].

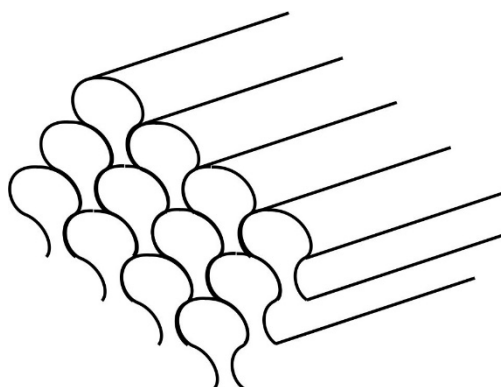


Рис. 1.4. Форма призм на поперечном срезе эмали.

В норме некоторые призмы не доходят до поверхности, в результате чего образуются беспризменные участки [10]. Последние могут быть также проявлением гипоплазии (недоразвития) эмали. Выход торцов призм на поверхность обуславливает микрорельеф эмали с выпуклыми и вогнутыми участками в виде бугорков и ямок, размеры которых соответствуют диаметрам эмалевых призм.

Более крупными рельефными образованиями поверхности эмали являются *перикиматы* – неровные бороздки, циркулярно охватывающие коронку поперёк оси зуба. Их количество меняется в зависимости от места расположения: от $30\text{--}50\text{ мм}^{-1}$ около шейки зуба до $6\text{--}10\text{ мм}^{-1}$ у режущего края или жевательной поверхности [11]. Перикиматы могут быть видны невооружённым глазом. Они являются производными линий Ретциуса, которые представляют собой ростовые линии эмали с меньшим уровнем минерализации. На недавно прорезавшихся зубах в перикиматы открываются поры из полос Ретциуса [12] (рис. 1.5).

Рельефность поверхности эмали за счёт перикимат уменьшается в направлении от шейки к вершине бугра или режущему краю зуба. Постоянное присутствие органических оболочек на поверхности эмали обуславливает сглаженность её рельефа. Разрушение этих оболочек щелочами и кислотами усиливает его выраженность, благодаря чему

на поверхности эмали при электронно–микроскопическом исследовании становятся различимы торцы призм в виде аркад или вышеупомянутые поры на дне перикимат.

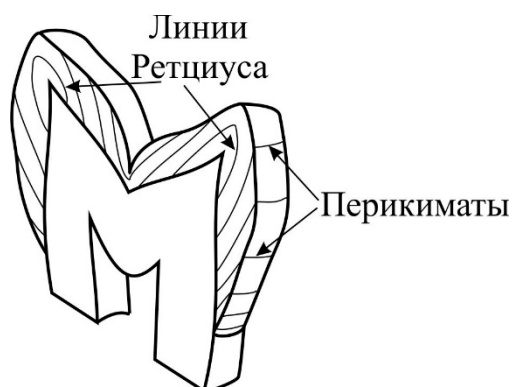


Рис. 1.5. Схема взаимного расположения линий Ретциуса и перикимат.

Эмаль недавно прорезавшегося зуба имеет повышенную пористость (особенно в поверхностном слое). После прорезывания зуба в эмали происходит увеличение содержания минеральных веществ, что называют процессом созревания эмали. Этот процесс может проходить в течение всей жизни, протекая наиболее активно в первые три года после прорезывания. Нарушение процесса физиологической минерализации приводит к уменьшению резистентности эмали к действию кариесогенных факторов. Основным источником поступления минеральных веществ в эмаль после прорезывания зуба является слюна [3]. В связи с этим в зрелой эмали поверхностный слой является наиболее минерализованным. Уровню минерализации соответствуют показатели микротвёрдости эмали: они имеют наибольшие значения в поверхностной области и наименьшие в области ДЭС [3]. В процессе минерализации микротвёрдость эмали особенно повышается за счёт отложения фосфора [13]. Постепенная минерализация эмали приводит к гомогенизации её структуры, что может приводить к видимому исчезновению её призмной организации. При этом также уменьшается микропористость внутри эмали за счёт вытеснения минеральными веществами свободной воды из её микропространств [14]. С возрастом изменяется микро– и макрорельеф поверхности. Если эмаль прорезавшегося зуба имеет на поверхности многочисленные неровности и микропоры, то процесс созревания приводит к выравниванию данного микрорельефа. Вследствие жевания и трения пищевым комком происходит стирание перикимат и сглаживание макрорельефа.

Вышеназванные особенности строения и химического состава эмали обуславливают её физико–химические свойства, используемые в ранней диагностике кариеса, его консервативном лечении и процедурах, имеющих целью улучшение эстетики. К таким свойствам относятся проницаемость

эмали для химических веществ, электропроводимость и оптические характеристики.

Проницаемость эмали для низкомолекулярных соединений (ионы, аминокислоты и др.) является её естественным физиологическим свойством. Проницаемость осуществляется благодаря омыванию зуба снаружи ротовой жидкостью, ДЭС – тканевой жидкостью, содержащейся в дентинных трубочках, а также благодаря вышеназванным промежуткам между кристаллами и призмами, где находится так называемая эмалевая жидкость. К настоящему времени точно установлено, что эмаль проницаема в обоих направлениях: от поверхности зуба к дентину и пульпе и от пульпы к ДЭС и поверхности зуба [3].

В значительной степени проницаемость зависит от проникающего агента. Большое значение имеет величина молекулы агента, её гидрофильность, заряд (одновалентные ионы более проницаемы, чем двухвалентные), рН среды и т.п. Наряду с этим уровень проницаемости зависит и от структуры эмали. Проницаемость эмали постоянных зубов человека снижается с возрастом.

Уровень проницаемости может изменяться под действием ряда внешних факторов. Наиболее распространёнными факторами, повышающими проницаемость эмали, являются кислоты, а понижающими проницаемость – растворимые соли плавиковой кислоты (фториды). Механизм действия кислот основан на растворении апатитов, а механизм действия фторидов – на встраивании в кристаллическую решётку эмали ионов фтора.

Свойство проницаемости используется для витального окрашивания эмали при диагностике начального кариеса и в процедурах отбеливания зубов.

Электропроводность интактной (здоровой) эмали меньше электропроводности дентина примерно в 20 раз. При этом, так же как и проницаемость, электропроводность зависит от структурных особенностей эмали. Во влажном состоянии более пористая эмаль является более электропроводной, а менее пористая (более зрелая) – менее электропроводной. Электропроводность увеличивается при начальном кариесе. Свойство электропроводности применяется для оценки состояния пульпы зуба (электроодонтодиагностика) и для ранней диагностики начального кариеса [15].

1.2. Дентин зуба

Дентин образует как коронковую, так и корневую часть зуба, и представляет собой минерализованную соединительную ткань, у которой процентное распределение минеральных веществ, органических веществ и воды по массе приблизительно составляет соответственно 70%, 20% и 10%, а по объёму – 50%, 25% и 25%.

Особенностью дентина является наличие **канальцев (дентинных трубочек)**, пронизывающих всю толщу дентина и содержащих цитоплазматические отростки **одонтобластов** – клеток, расположенных на периферии пульпы. По происхождению дентин делится на **первичный**, формирующийся до прорезывания зуба, **вторичный**, откладывающийся в течение жизни после прорезывания зуба, и **третичный**, который формируется в ответ на раздражение пульпы. Зоной роста дентина является **предентин** – неминерализованный слой дентина, непосредственно примыкающий к пульпе. Между дентином и предентином имеется чёткая граница.

Количество и диаметр просвета дентинных трубочек различаются в зависимости от топографии. Количество их уменьшается на единицу объёма дентина в направлении от рога пульпы к апексу (верхушке) корня и от полости зуба к дентиноэмалевому или дентино–цементному соединению.

В прилежащем к пульпе коронковом дентине количество трубочек составляет от $4.5 \cdot 10^4$ до $6.5 \cdot 10^4 \text{ мм}^{-2}$, их диаметр равен 2–3 мкм, а расстояние между ними около 6 мкм. В области ДЭС количество канальцев составляет около $1.5 \cdot 10^4$ – $2.0 \cdot 10^4 \text{ мм}^{-2}$, их диаметр равен 0.7–1.0 мкм, а расстояние между ними около 15 мкм. В средней трети (между пульпой и ДЭС) количество трубочек составляет около $2.9 \cdot 10^4$ – $3.5 \cdot 10^4 \text{ мм}^{-2}$, а их диаметр равен 1–2 мкм [14].

Таким образом, суммарный объём просвета канальцев у пульпы составляет около 28%, а вблизи ДЭС – около 4% [15].

В корневой части зуба количество трубочек уменьшается от шейки к апексу корня и составляет у пульпы: в пришеечной трети $4.3 \cdot 10^4 \text{ мм}^{-2}$, в средней трети $3.7 \cdot 10^4 \text{ мм}^{-2}$ и в апикальной трети $3.2 \cdot 10^4 \text{ мм}^{-2}$, причём у самого апекса оно уменьшается до $0.9 \cdot 10^4 \text{ мм}^{-2}$ [16].

Дентинные трубочки имеют S-образный ход, который виден на продольных шлифах, и не прерываются от пульпы до дентиноэмалевого соединения. На своём протяжении к периферии они могут контактировать между собой за счёт тонких боковых ответвлений, хорошо выявляемых при импрегнации гистологических препаратов дентина нитратом серебра. Боковые ответвления наиболее выражены у ДЭС, их мало в средней трети дентина и нет в пульпарной трети. Диаметр этих ответвлений около 180 нм, а расстояние между ними порядка 2 мкм [17]. Внутри дентинной трубочки находится один или (гораздо реже) два отростка одонтобласта. Диаметр отростков одонтобластов во внутренней трети дентина составляет около 1.5–2.0 мкм, а в области ДЭС – около 0.5–0.9 мкм. В предентине около 27% отростков одонтобластов сопровождается нервными волокнами, а в дентине – 11% [18, 19].

Между плазмолеммой (оболочкой) отростка и стенкой дентинной трубочки имеется пространство, называемое периодонтобластическим. Ширина периодонтобластического пространства различна: оно очень узкое у пульпы и расширяется по мере приближения к ДЭС. В нём содержится так называемая **дентинная жидкость** (дентинный ликвор) и некоторое количество коллагеновых волокон с типичной поперечной полосатостью. Дентинная жидкость является производным капиллярного транссудата пульпы. В ней концентрация протеинов примерно в пять раз меньше, чем в плазме крови. Содержание протеинов жидкости уменьшается при усиленном её выделении, которое может быть вызвано внешними раздражителями дентина. Внеклеточная природа дентинной жидкости была определена на основе её Na^+/K^+ отношения [20].

На тонких декальцинированных срезах при трансмиссионной электронной микроскопии выявляется электронноплотная органическая мембрана, выстилающая стенки трубочки и погружающаяся своими выростами в перитубулярный дентин, что хорошо видно при его растворении. Это структурное образование называется "ограничивающей мембраной" (*lamina limitans*). В отличие от плазмолеммы отростка одонтобласта ограничивающая мембрана не обладает трёхслойной структурой и значительно толще её. Она тормозит формирование перитубулярного дентина, ингибируя процессы минерализации. При кариозном процессе после разрушения ограничивающей мембраны микробной гиалуронидазой снимается её ингибиторный эффект и происходит быстрое увеличение слоя перитубулярного дентина, которое завершается полной obturацией дентинных канальцев и образованием участка склерозированного (прозрачного) дентина [21].

Иногда дентинные трубочки могут пересекать дентиноэмалевое соединение и заканчиваться во внутреннем слое эмали, образуя так называемые **эмалевые веретёна**. Последние обычно видны на продольных срезах или шлифах у ДЭС в проекции режущих краёв или вершин бугров.

Исходя из различий состава, строения и расположения, дентин подразделяют на **интертубулярный**, расположенный между канальцами, и **перитубулярный**, образующий стенки канальцев (рис. 1.6).

В зрелых зубах на поперечных срезах дентинных трубочек перитубулярный дентин прослеживается от преддентина до дентиноэмалевого соединения и занимает у преддентин–дентинной границы до 60% площади, а у дентиноэмалевого соединения – около 2.5%.

Различными методами было установлено, что коронковый перитубулярный дентин (ПТД) в среднем более минерализован, чем интертубулярный дентин по кальцию, фосфору и магнию на 9% и более. Причиной значительной вариации строения и состава ПТД является его развитие в течение жизни после прорезывания зуба. Перитубулярный

дентин не обнаруживается среди интертубулярного дентина в пульпарной части дентинных трубочек у недавно прорезавшихся зубов. Он начинает откладываться в молодых зубах у преддентин–дентинной границы, постепенно захватывая периферические слои дентина. По существу, перитубулярный дентин следует называть интратубулярным, т.к. в процессе дентиогенеза дентинные трубочки первоначально ограничены интертубулярным дентином, а перитубулярный дентин формируется внутри него, уменьшая тем самым изначальный диаметр трубочки [22, 23].

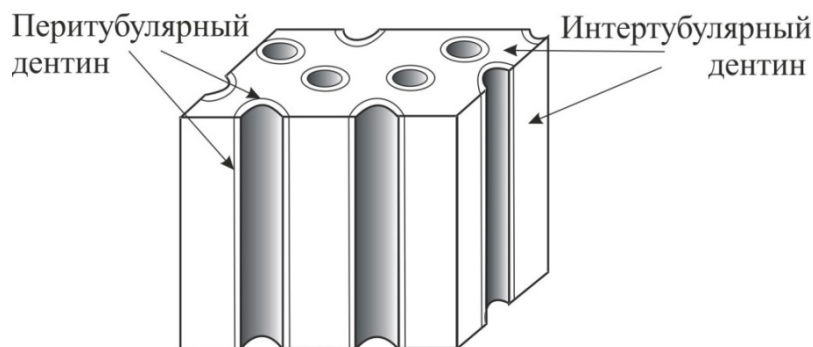


Рис. 1.6. Перитубулярный и интертубулярный дентин.

В перитубулярном дентине почти не выявляются коллагеновые волокна, в то время как они видны в интертубулярном дентине. Кристаллы апатитов ПТД удлинённые, палочковидные, их оси ориентированы вдоль дентинных трубочек. Средняя длина этих кристаллов составляет около 36 нм, средняя ширина – около 26 нм, а средняя толщина – около 10 нм. В поперечном сечении они имеют форму уплощённых шестигранников, характерную для гидроксиапатитов. Описаны также сферические кристаллы диаметром около 25 нм. Следует отметить, что в ПТД найдено высокое содержание магния.

Содержание органических веществ в ПТД минимально. Поэтому в сильных декальцинаторах перитубулярный дентин полностью разрушается. Слабая устойчивость перитубулярного дентина к кислотам, по-видимому, связана с высоким содержанием магния и незначительным содержанием коллагена. Основную массу органической основы перитубулярного дентина составляют гликозаминогликаны, концентрация которых превышает таковую в интертубулярном дентине. Имеются также протеоглики и гликопротеины.

Интертубулярный дентин (ИТД) состоит в основном из коллагенового матрикса, плотно связанного с мелкими уплощёнными кристаллами гидроксиапатита. Коллаген, составляющий 90–95% веса органического матрикса, почти полностью представлен коллагеном I типа. Кроме того, в ИТД имеются неколлагеновые белки, липиды и цитраты. У дентиномалевого соединения так называемый плащевой ИТД содержит коллагеновые волокна (волокна Корфа), ориентированные

перпендикулярно ДЭС. При этом толщина плащевого дентина варьирует от нуля до нескольких десятков микрометров. Околопульпарный ИТД является продолжением плащевого дентина. Его коллагеновые волокна (волокна Эбнера) тоньше и ориентированы перпендикулярно дентинным трубочкам [24].

Кристаллы минеральной фазы интертубулярного дентина организованы в глобулярные агрегаты – калькосфериты. Калькосфериты имеют разные размеры. У ДЭС они самых малых размеров. По мере приближения к пульпе их размеры увеличиваются, а количество уменьшается. Глобулярная структура минерализованного интертубулярного дентина хорошо видна при исследовании методом сканирующей электронной микроскопии внутренней поверхности дентина после удаления пульпы и предентина [25].

В интертубулярном дентине кристаллы апатитов расположены не только между и на поверхности коллагеновых волокон, но и внутри волокон. Кристаллы апатитов интертубулярного дентина похожи на кристаллы перитубулярного дентина, но выглядят более уплощёнными за счёт большей ширины, которая составляет около 36 нм. При средней толщине около 10 нм ширина превышает толщину в 3.6 раза (у перитубулярного дентина – в 2.6 раза). Длина кристаллов апатитов ИТД составляет около 70 нм [26].

В наружной трети коронкового дентина иногда обнаруживают зоны так называемого *интерглобулярного* дентина, состоящие из участков с пониженной минерализацией. Эти зоны располагаются параллельно ДЭС, спускаясь иногда в корневой дентин параллельно дентиноцементному соединению. В интерглобулярном дентине выявлено отсутствие перитубулярного дентина, а также наличие неминерализованных коллагеновых фибрилл. Небольшое количество интерглобулярного дентина считается нормой. При нарушении минерализации, обусловленной дефицитом витамина D, D-резистентным рахитом, тяжёлым флюорозом, интерглобулярный дентин становится гораздо более выраженным [27]. Усиление выраженности интерглобулярного дентина наблюдают у крыс после удаления парашитовидных желёз.

Склерозированный или *прозрачный* дентин развивается в результате возрастных изменений в нормальном дентине или под воздействием патологических состояний, таких как кариес или различных видов стирания тканей зуба. Повышение прозрачности обуславливается облитерацией (заполнением) просвета дентинных трубочек минерализованным материалом, у которого показатель преломления сходен по величине с таковым основного вещества дентина. Микротвёрдость склерозированного дентина несколько выше микротвёрдости нормального дентина. Возрастная склеротизация дентина

прямопропорционально зависит от возраста. Она обычно начинается у верхушки корня и дентиноцементного соединения и постепенно продвигается к корневому каналу и в сторону коронки [28, 29].

Склерозирование дентина, связанное с возрастом, можно также наблюдать в дентине коронки, но это сделать несколько сложнее, т.к. могут наслаиваться различные патологические причины, связанные с потерей твёрдых тканей при кариозных и некариозных поражениях.

Развитие склерозированного дентина происходит за счёт минерализации отростка одонтобласта и за счёт минерализации периодонтобластического пространства. Плотность и структура матрикса, заполняющего просвет дентинного канальца, практически не отличается от таковых для перитубулярного дентина [28, 29]. Внутри трубочек зоны склерозированного дентина обнаружены крупные ромбоэдрические кристаллы, имеющие размер от 200 до 600 нм. Обычно эти кристаллы идентифицируются как $\beta\text{-Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ – витлокиты, а иногда как гидроксиапатиты.

Вторичный регулярный (физиологический) дентин, развиваясь после прорезывания зуба, является продолжением первичного [28]. Его дентинные трубочки являются продолжением трубочек первичного дентина. Иногда в области границы первичного и вторичного дентина наблюдают выраженный S-образный изгиб дентинных канальцев. По химическому составу вторичный дентин может отличаться от первичного меньшим содержанием кальция, фосфора и магния и более высоким содержанием фтора, серы, цинка и свинца [30].

В ответ на раздражение пульпы образуется третичный дентин [31], называемый также вторичным иррегулярным, заместительным, репаративным. Он может иметь некоторые отличия в своем строении от первичного и вторичного регулярного дентина. Трубочки такого дентина, являясь продолжением трубочек первичного или вторичного регулярного дентина, могут располагаться беспорядочно (нерегулярно). Иногда встречаются участки дентина с отсутствием трубочек или с наличием клеточных включений.

Особенности строения и химического состава структурных элементов дентина используются при **адгезивных методиках пломбирования**. Травление дентина кислотой приводит к растворению кристаллов ГА основного вещества и раскрытию просвета дентинных канальцев. При этом время травления уменьшается примерно в два раза по сравнению с таковым при травлении эмали. Кристаллы ГА дентина быстрее растворяются, поскольку в них присутствует магний и карбонат, а их размер гораздо меньше кристаллов ГА эмали. Протравленная и промытая водой поверхность дентина представляет собой пористое образование, подготовленное для микромеханического сцепления с композитом.

1.3. Цемент зуба

Цемент – это ткань зуба, покрывающая дентин корня. В области эмалевой шейечной линии или эмалевоцементной границы его толщина наименьшая (десятки микрометров), а в области апекса толщина может достигать до 1.5 мм. Основная функция цемента – участие в формировании опорно–удерживающего аппарата зуба.

По своему строению цемент похож на костную ткань без кровеносных сосудов. На поверхности цемента находятся клетки цементобласты, обеспечивающие его отложение в течение жизни. Клетки внутри цемента (цементоциты) находятся только в области верхушек корней и в области бифуркации многокорневых зубов. Цемент, в котором цементоциты отсутствуют, называется первичным, а цемент, содержащий цементоциты, – вторичным.

Цементоциты находятся в особых полостях внутри цемента (лакунах) и по строению похожи на остециты. Отростки цементоцитов, имеющие диаметр около 1 мкм, ориентированы в сторону периодонта, который является для цемента источником питания. По мере отложения новых слоёв цемента на поверхности корня цементоциты отдаляются от источника питания, дегенерируют и гибнут. Цементобласты обеспечивают отложение новых слоёв цемента на его поверхности. При выработке бесклеточного цемента они отодвигаются к периферии от выработанного ими межклеточного вещества, а при выработке клеточного цемента замуровываются в нём.

По механической прочности цемент уступает дентину, поскольку содержит по массе меньше минеральных веществ (50–60%) и больше органических (до 25%) и воды (до 25%). Минеральные вещества представлены в основном гидроксиапатитом, а органические – коллагеном. Коллагеновые волокна цемента представлены идущими вдоль корня собственными волокнами, которые образованы клетками цемента, а также внешними волокнами, идущими перпендикулярно поверхности корня и являющимися продолжением волокон периодонта [32, 33].

Глава 2. Спектры поглощения твёрдых тканей зуба

Взаимодействие лазерного излучения с материалами в большой степени определяется их способностью поглощать излучение. В результате поглощения интенсивность падающей электромагнитной волны уменьшается при прохождении через среду. При поглощении происходит преобразование световой энергии в тепловое движение или колебания молекул поглощающего материала [34].

В ряде случаев можно наблюдать *общее поглощение*, если интенсивность всех длин волн снижается в рассматриваемом спектре в равных долях. В случае видимого света такие вещества визуально воспринимаются как серые. С другой стороны, может проявляться *селективное поглощение*. В этом случае поглощение на одних длинах волн отличается от поглощения на других. Цвет объекта определяется селективным поглощением [34].

Способность среды поглощать электромагнитное излучение зависит от её состава и длины волны падающего излучения. Для описания процесса поглощения часто применяются два закона, которые позволяют оценить влияние на поглощение либо глубины z , на которой измеряется интенсивность света (2.1), либо концентрации поглощающих агентов (2.2).

$$I(z) = I_0 \exp(-k_\lambda z) \quad (2.1)$$

$$\text{и} \\ I(z) = I_0 \exp(-k'cz), \quad (2.2)$$

где z – глубина, $I(z)$ – интенсивность излучения на глубине z в образце, I_0 – интенсивность падающего на образец излучения, k_λ – коэффициент ослабления (экстинкции) излучения с длиной волны λ средой, c – концентрация поглощающих центров.

Согласно (2.2), поглощение зависит от удельного коэффициента поглощения (k') и концентрации поглощающих центров (хромофоров). Представленные выше законы часто отождествляют и называют законом Бугера–Ламберта–Бэра. Из (2.1) можно определить глубину (z), на которой интенсивность падающего излучения I_0 ослабляется до величины $I(z)$:

$$z = \frac{1}{k_\lambda} \ln \frac{I_0}{I(z)}. \quad (2.3)$$

Глубина проникновения света (L) соответствует глубине (z), на которой интенсивность падающего излучения (I_0) ослабляется в e раз и может быть определена как

$$L = \frac{1}{k_\lambda}. \quad (2.4)$$

Ослабление лазерного излучения биотканями определяется как коэффициентом k_λ ткани в целом, так и коэффициентом поглощения её компонентов.

Приведённый выше закон Бугера–Ламберта–Бэра можно переписать с учётом отражения в виде

$$I(z) = (1 - R_\lambda) \cdot I_0 \exp(-k_\lambda z), \quad (2.5)$$

где R_λ – спектральный коэффициент отражения излучения средой на длине волны λ .

В этом выражении член $(1 - R_\lambda)$ представляет собой долю от интенсивности падающего излучения, прошедшую в биоткань через её поверхность, т.е. в данном случае спектральный коэффициент отражения R_λ характеризует зеркальную компоненту излучения с длиной волны λ и его можно оценить как отношение интенсивности зеркально отражённого от поверхности биоткани излучения к интенсивности излучения падающего на биоткань. При нормальном падении света из воздуха закон Френеля определяет взаимосвязь коэффициента отражения R_λ и показателя преломления ткани n_λ следующим образом:

$$R_\lambda \approx \left(\frac{n_\lambda - 1}{n_\lambda + 1} \right)^2. \quad (2.6)$$

Коэффициент ослабления k_λ учитывает здесь как поглощение, так и рассеяние:

$$k_\lambda = \mu_s + \mu_a, \quad (2.7)$$

где μ_a – коэффициент поглощения; μ_s – коэффициент рассеяния [34].

При описании рассеяния света биотканями иногда вводят понятие изотропного (вероятность рассеяния не зависит от угла) и анизотропного (вероятность рассеяния зависит от угла) рассеяния [34]. Анизотропия рассеяния характеризуется фактором анизотропии g . Если рассеяние происходит только вперёд (т.е. в направлении падающего излучения), то $g = 1$. Если же назад, то $g = -1$. В случае изотропного рассеяния $g = 0$. С учётом фактора анизотропии выражение (2.3) можно записать в виде

$$k_\lambda = \mu_s(1 - g) + \mu_a. \quad (2.8)$$

Рассмотрим особенности поглощения света эмалью и дентином зуба. На рис. 2.1 показаны оптические спектры поглощения основных компонентов твёрдых тканей: воды, гидроксиапатита, коллагена [35–40].

Здесь следует обратить внимание на поглощение в областях спектра близких к 3 мкм и 10 мкм. Отметим, что излучение CO_2 лазера с длинами волн 9.3, 9.6 и 10.6 мкм хорошо поглощается гидроксиапатитом. Излучение лазеров среднего ИК диапазона, например YSGG: Cr; Er ($\lambda = 2.79$ мкм) и YAG: Er ($\lambda = 2.94$ мкм) лазеров, хорошо поглощается гидроксильными радикалами в кристаллах апатита и водой.

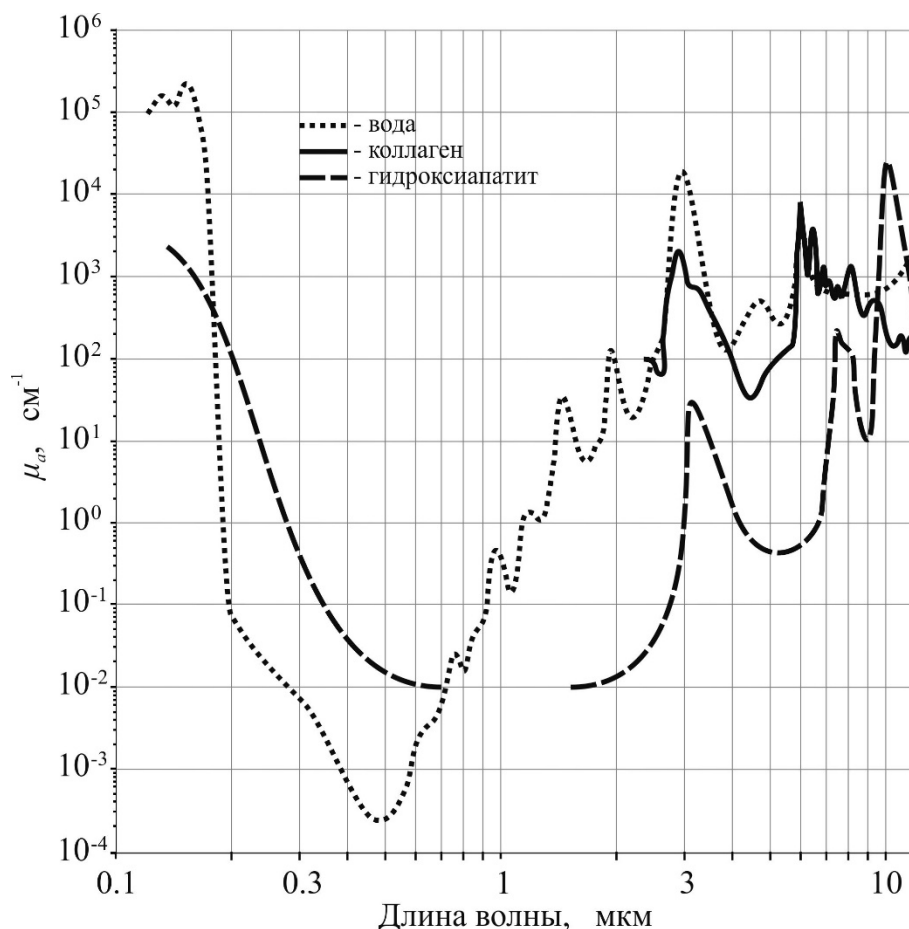


Рис. 2.1. Спектры поглощения воды, гидроксиапатита и коллагена [35–40].

На рис. 2.2 представлены спектры поглощения эмали и дентина зуба человека [41].

В ближней ИК области в спектре поглощения твёрдых тканей зуба человека наблюдаются две полосы поглощения в области 1.5 и 2.0 мкм. Полосу с максимумом 1.57 мкм (волновое число 6369 см^{-1}) можно отнести к обертому валентного колебания воды, присутствующей как в эмали, так и в дентине. Поглощение в этой области для дентина больше, чем для эмали, что связано с бóльшим содержанием воды в этой ткани. В области 2.0 мкм дентин имеет две полосы поглощения, а эмаль одну. Полоса с максимумом 2.1 мкм (волновое число 4762 см^{-1}) принадлежит обертому колебания групп РО гидроксиапатита, который является основным веществом как эмали, так и дентина. Полоса с максимумом на 1.96 мкм (волновое число 5100 см^{-1}) в дентине, по-видимому, соответствует поглощению воды [42], содержание которой в дентине существенно выше, чем в эмали [33].

В диапазоне длин волн 0.26–2.50 мкм наибольшее различие в спектрах поглощения эмали и дентина наблюдается в УФ области. Здесь поглощение определяется белковыми соединениями, присутствующими в

тканях. Спектры поглощения эмали и дентина имеют в этой области один общий максимум на длине волны 0.269 мкм. Спектр поглощения эмали имеет также максимум на длине волны 0.331 мкм, что, по-видимому, отвечает поглощению белков эмали [3], которые в дентине отсутствуют. Элементарной функциональной единицей белковой матрицы эмали является растворимый в кислоте кальцийсвязывающий белок эмали [43], образующий путём мультиплицирования связей белок–Са–белок нерастворимую трёхмерную структуру – белковую матрицу.

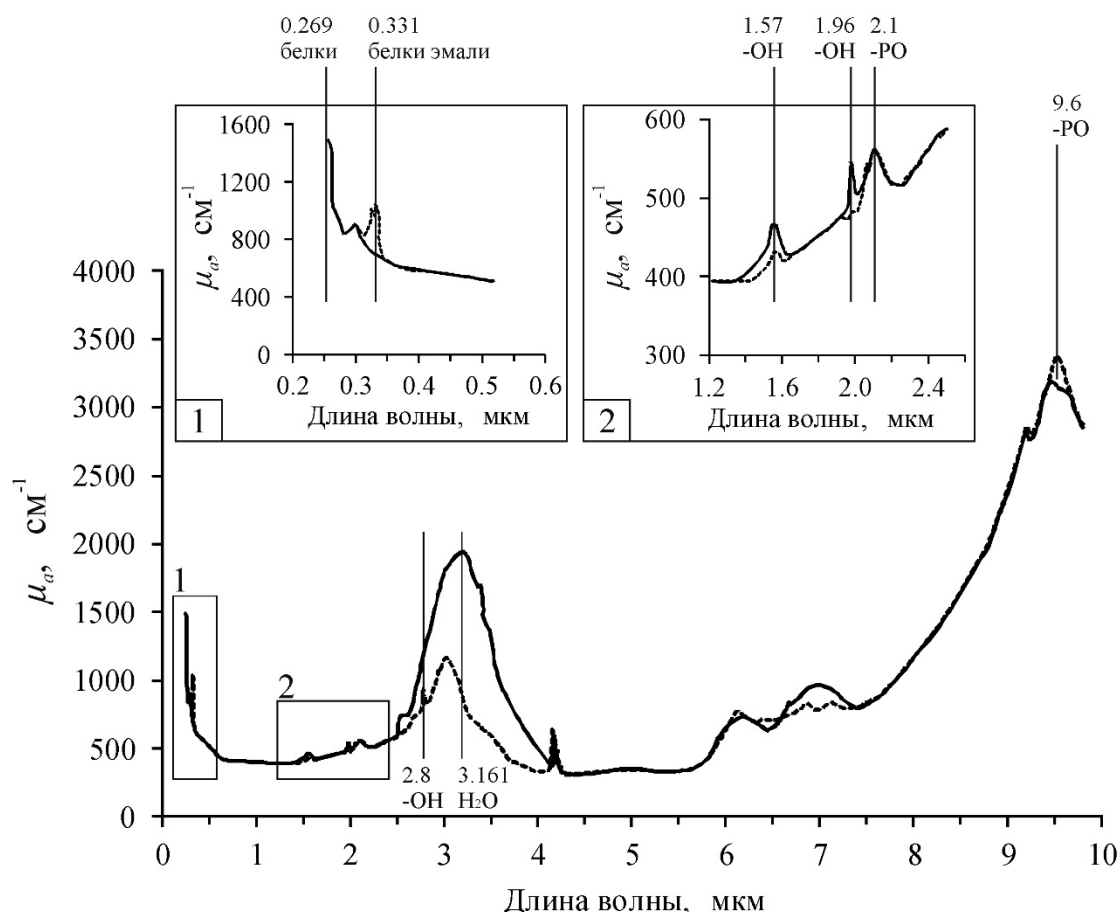


Рис. 2.2. Спектр поглощения интактной эмали (штриховая линия) и дентина (сплошная линия) в области 0.26–10.00 мкм [41].

Согласно [43], в белках эмали определены следующие фракции: растворимая в кислотах и ЭДТА – 0.17%, нерастворимая – 0.18%, пептиды и свободные аминокислоты – 0.15%. По аминокислотному составу эти белки, общее количество которых составляет 0.5%, имеют признаки кератинов. Наряду с белком в эмали обнаружены липиды (0.6%), цитраты (0.1%), полисахариды (1.65 мг углеводов на 100 г эмали). Таким образом, в диапазоне длин волн 0.26–2.50 мкм поглощение обусловлено обертонами воды и групп PO, а также белковыми соединениями. Причём максимальное

поглощение в этом диапазоне спектра для эмали – 1050 см^{-1} ($\lambda=0.331\text{ мкм}$), для дентина – 900 см^{-1} ($\lambda=0.269\text{ мкм}$).

В диапазоне длин волн 5–10 мкм спектры поглощения эмали и дентина подобны. Здесь поглощение определяется группами РО гидроксиапатита и составляет на длине волны 9.6 мкм (волновое число 1042 см^{-1}) величину порядка 3400 см^{-1} . Поглощение на длине волны близкой к 4.1 мкм (волновое число 2439 см^{-1}) относится к атмосферному CO_2 [44] и не принадлежит тканям зуба. В области близкой к 3.5 мкм в спектре поглощения дентина наблюдаются полосы, соответствующие органическим соединениям [45]. В спектре эмали они менее выражены, что объясняется высокой степенью минерализации этого типа ткани.

Наиболее существенное различие в ИК спектрах поглощения интактных эмали и дентина наблюдается в диапазоне длин волн 2.5 – 3.5 мкм. Здесь поглощают вода и группы ОН. В спектре поглощения эмали в этой области наблюдаются два максимума. Первый на длине волны порядка 3.106 мкм (3219 см^{-1}) соответствует воде [46] и имеет $\mu_a = 1100\text{ см}^{-1}$. Второй максимум наблюдается на длине волны 2.8 мкм (3570 см^{-1}), имеет $\mu_a = 850\text{ см}^{-1}$ и принадлежит группам ОН [47]. Максимальное поглощение в диапазоне 2.5–3.5 мкм для дентина близко к 1950 см^{-1} .

Глава 3. Оптика твёрдых тканей зуба

Рассмотрим основные оптические свойства (показатель преломления, коэффициенты отражения и рассеяния) и оптические эффекты характерные для твёрдых тканей зуба.

3.1. Оптические свойства твёрдых тканей зуба

Эмаль (как "substantia vitrea" зуба) представляет собой гетерогенную оптическую среду. Её гетерогенность обуславливается наличием кристаллов апатитов и неапатитных минеральных соединений, а также свободной воды и органической матрицы. Учитывая размеры кристаллов, можно сказать, что эмаль является дисперсной средой.

Важнейшими характеристиками любой гетерогенной оптической среды, кроме уровня её дисперсности, являются величины показателя преломления её составляющих [48].

Известно, что показатель преломления (n) среды есть отношение скорости света в воздухе или вакууме к скорости света в среде. Так как он зависит от длины волны, то принято указывать его до 4–5 знака после запятой для эталонной длины волны жёлтого света при температуре среды плюс 20°C. В связи с этим для немонохроматического света или при отсутствии указаний на длину волны источника показатель преломления исследуемой среды указывают приблизительно, а именно: до второго знака после запятой.

При более точном указании величины показателя преломления апатитов эмали учитывают анизотропность кристаллов апатитов, обусловленную двулучепреломлением света. Количественно величина двулучепреломления кристалла характеризуется разностью показателя преломления необыкновенного и обыкновенного луча ($n_e - n_o$).

Гидроксиапатит эмали характеризуется отрицательным двулучепреломлением (–0.005). В карбонатапатитах показатели отрицательного двулучепреломления усиливаются на 0.001 с увеличением содержания CO₂ на 1%. Ещё бóльшим положительным двулучепреломлением обладает органическая матрица эмали (+0.010), но из-за незначительного количества (1–2% веса) её влияние невелико [17].

Характеристики двулучепреломления апатитов эмали (разница показателей преломления и поляризации необыкновенного и обыкновенного лучей) используются при её поляризационной микроскопии для оценки строения и уровня минерализации [49–54], т.е. при оценке эмали на микроуровне при толщине срезов (шлифов) от единиц до десятков микрометров. Например, отрицательным двулучепреломлением отличаются участки эмали в подповерхностной зоне [55, 56] и в области дентиноэмалевого соединения (ДЭС). В этих местах кристаллы апатитов имеют одинаковую ориентацию. Подповерхностная

деминерализация эмали при начальном кариесе приводит к изменению характеристик её двулучепреломления: от -0.003 до 0.000 и ухода в положительную область [54].

На макроуровне (эмаль в целом) двулучепреломление кристаллов апатитов практически не проявляется, т.к. кристаллы имеют разную ориентацию внутри каждой призмы, а призмы, в свою очередь, также меняют своё направление, изгибаясь по ходу от ДЭС к наружной поверхности [17]. В то же время представление о приблизительном значении показателя преломления апатитов очень важно для оценки характеристик рассеяния и пропускания света эмалью и, соответственно, внешнего вида зуба. С помощью иммерсионных методов исследования было установлено, что показатели преломления апатитов эмали для видимого света составляют более 1.623 и не превышают значения 1.655 [56]. В работе [58] исследована зависимость показателя преломления эмали от длины волны (рис. 3.1).

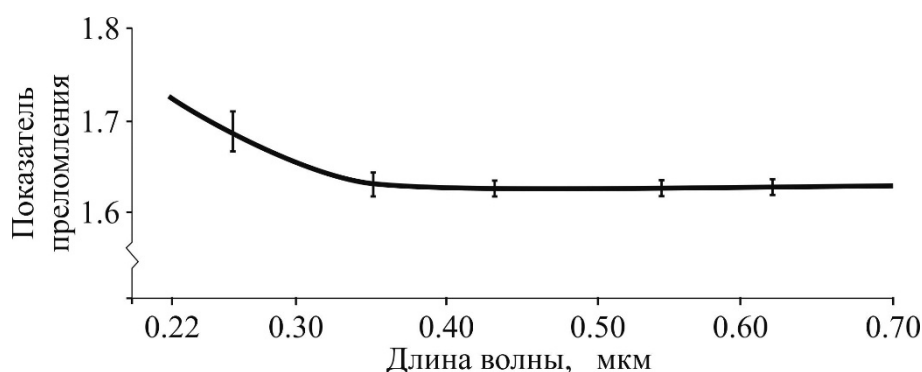


Рис. 3.1. Показатель преломления эмали в ультрафиолетовой (УФ) и видимой областях спектра [58].

На основе математического моделирования и экспериментальных данных было установлено, что показатели преломления эмалевых призм и межпризменного вещества человека и коровы приблизительно равны и составляют соответственно 1.62 и 1.57 [59]. Бóльшая рассеивающая способность эмали зубов коровы по сравнению с рассеивающей способностью эмали человека обуславливается бóльшей толщиной межпризменного вещества эмали коровы (0.2 мкм для эмали зуба коровы и 0.1 мкм для эмали зуба человека).

Рассеяние света интактной эмалью происходит в основном за счёт эмалевых призм и межпризменного вещества и носит анизотропный характер. Анизотропия рассеяния обусловлена тем, что линейный коэффициент рассеяния на призмах эмали (s_p) пропорционально связан с косинусом угла падающего пучка света на боковую поверхность призмы. Рассеяние света на кристаллах уменьшает анизотропность эмали. При кариесе эмали в стадии белого пятна рассеяние усиливается за счёт уменьшения размеров и количества кристаллов в межпризменном

веществе, приводящем к увеличению разности показателей преломления призм и межпризменного вещества. Высушивание эмали приводит к замещению воды воздухом и увеличению разницы в значениях показателей преломления структурных элементов эмали, следствием чего является усиление рассеяния света и усиление мутности эмали.

Учитывая зависимость s_p от направления падения света на эмалевую призму, а также углы отклонения призмы от своего общего направления [60], следует ожидать анизотропию пропускания света эмалью (отношение пропускания света) при падении пучка вдоль и поперёк направления призм. В работе [61], выполненной на сухих образцах эмали толщиной 0.97–1.00 мм, было показано, что пропускание излучения He–Ne лазера вдоль эмалевых призм превосходит пропускание поперёк призм в 1.2–1.4 раза. В работе [62], выполненной на влажных образцах эмали толщиной 0.82–0.88 мм, была показана анизотропия пропускания (для аналогичного излучения) на уровне 1.16. Эти данные с учётом разности в толщине образцов и степени гидратации согласуются между собой.

Изучение поглощения и рассеяния света образцами эмали при длинах волн от 0.22 мкм до 0.70 мкм показало, что поглощение света эмалью в видимой области спектра очень мало. В УФ области поглощение значительное, причём у эмали коровы больше, чем у эмали человека в 3 раза, что было объяснено видовым различием характера белков эмали. Рассеяние света также наиболее выражено в УФ области [58].

Отражение твёрдыми тканями зуба падающего на поверхность излучения зависит от длины волны. На рис. 3.2 представлен спектральный коэффициент отражения эмали зуба в видимом диапазоне [63].

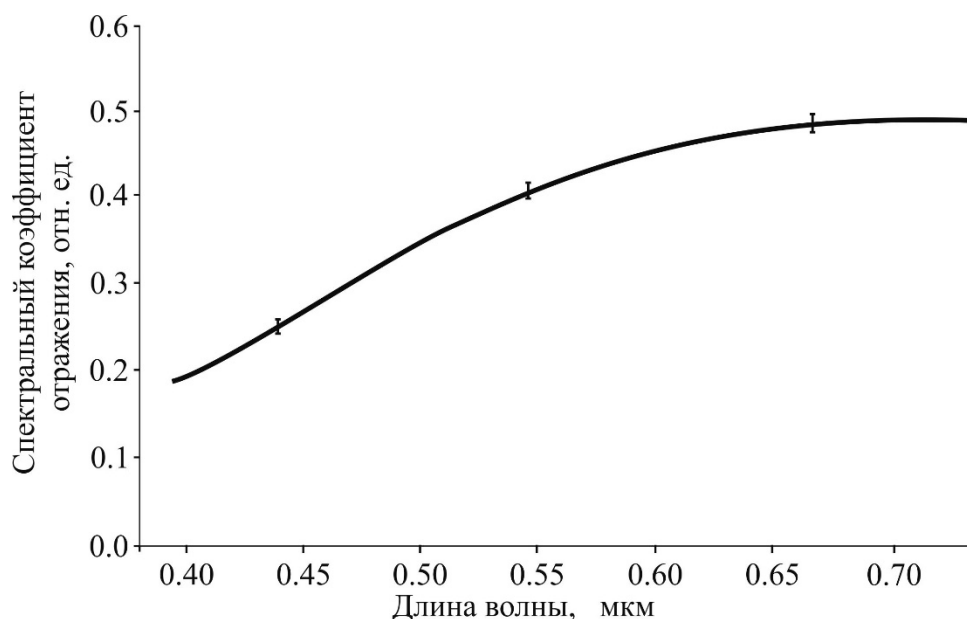


Рис. 3.2. Спектральный коэффициент отражения коронки зуба в видимом диапазоне [63].

Эмаль на длинах волн излучения YAG: Er ($\lambda=2.94$ мкм) и YSGG: Cr; Er ($\lambda=2.79$ мкм) лазеров отражает менее 5% [64, 65], в то время как на длинах волн излучения CO₂ ($\lambda=9.3$ мкм/9.6 мкм/10.3 мкм/10.6 мкм) лазера отражение составляет соответственно 37.7%/49.4%/15.8%/13.2% [65, 66]. Дентин же на вышеуказанных длинах волн излучения CO₂ лазера отражает соответственно 8.6%/16.7%/10.3%/8.8% [66]. Как отмечается в [64–66], рассеяние излучения в твёрдых тканях зуба на этих длинах волн пренебрежимо мало.

В результате изучения пропускания света образцами эмали человека в видимой области спектра (от 0.4 мкм до 0.7 мкм), пребывающими во влажном и в высушенном состояниях, было установлено (рис. 3.3), что пропускание света прямопропорционально длине волны. Коэффициент пропускания при $\lambda=0.525$ мкм составил для влажной эмали 0.482 мм^{-1} . Высушивание (дегидратация) приводило к снижению пропускания света для всех длин волн. При этом коэффициент пропускания при $\lambda=0.525$ мкм уменьшался до 0.313 мм^{-1} . Регидратация же путём выдерживания сухих образцов эмали в дистиллированной воде возвращала исходное пропускание света [67].

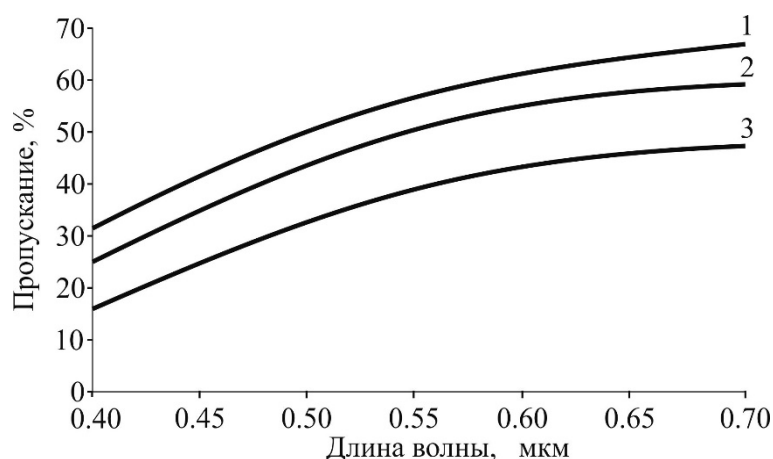


Рис. 3.3. Пропускание эмали в видимой области спектра: 1 – влажная эмаль; 2 – подсушенная на воздухе эмаль; 3 – высушенная в течение 15 мин. эмаль [67].

В отличие от кариозной деминерализации уплотнение структуры эмали в процессе созревания в полости рта приводит к увеличению её прозрачности. Следствием этого является изменение оттенка зуба: он становится желтее за счёт просвечивающего дентина [5].

Дентин зуба имеет неоднородную структуру и его общий показатель преломления зависит от показателей преломления его компонентов (см. таблицу 3.1) [68]. Полученные расчётным путем показатели преломления составили: для основного вещества дентина в целом 1.52, для перитубулярного дентина 1.59, для интертубулярного дентина 1.45

[68]. В эксперименте с заполнением просвета дентинных трубочек иммерсионной жидкостью после предварительного удаления их содержимого было установлено, что показатель преломления основного вещества дентина составляет 1.55 [69, 70] (рис. 3.9).

Таблица 3.1. Состав дентина (% по объёму) и показатель преломления его компонентов [68].

Компоненты	Минералы	Коллаген	Неколлагеновые белки	Вода	n
Дентин.....	48.0	25.5	2.5	24.0	1.49
└ Дентинная жидкость в трубочках.....	0.0	0.0	0.0	16.0	1.33
└ Твёрдая составляющая дентина.....	48.0	25.5	2.5	8.0	1.52
└└ Перитубулярный дентин.....	25.7	0.0	0.6	2.3	1.59
└└ Интертубулярный дентин.....	22.3	25.5	1.9	5.7	1.45
└└└ Интрафибрилярный компонент...	21.2	25.5	0.0	3.2	1.49
└└└ Интерфибрилярный компонент...	1.1	0.0	1.9	2.6	1.41
Показатель преломления n	1.62	1.40	1.40	1.33	

Рассеяние света в твёрдых тканях зуба характеризуется коэффициентом рассеяния μ_s , фактором анизотропии g и углом рассеяния θ . В таблице 3.2 представлены значения μ_s , g и θ для эмали и дентина [71, 72].

Таблица 3.2. Значения $\mu_s \pm \Delta\mu_s$, $g \pm \Delta g$ и $\theta \pm \Delta\theta$ твёрдых тканей зуба человека (среднее арифметическое $\pm$ доверительный интервал) [71, 72].

Ткань	λ , мкм	g	θ , °	μ_s , см ⁻¹
Эмаль	0.4579	0.6812 $\pm$ 0.0008	47.06 $\pm$ 0.06	
	0.4880	0.6666 $\pm$ 0.0006	48.19 $\pm$ 0.05	
	0.5145	0.7418 $\pm$ 0.0006	42.11 $\pm$ 0.05	
	0.5430			105 $\pm$ 30
	0.6328	0.91867 $\pm$ 0.00011	23.268 $\pm$ 0.016	60 $\pm$ 18
	1.0530			15 $\pm$ 5
Дентин	0.4579	0.1291 $\pm$ 0.0010	82.58 $\pm$ 0.06	
	0.4880	0.2104 $\pm$ 0.0009	77.86 $\pm$ 0.05	
	0.5145	0.2122 $\pm$ 0.0010	77.75 $\pm$ 0.06	
	0.5430			280 $\pm$ 84
	0.6328	0.0620 $\pm$ 0.0010	86.45 $\pm$ 0.06	280 $\pm$ 84
	1.0530			260 $\pm$ 78
Примечание – В таблице 3.2 значения g и θ получены на образцах эмали толщиной 0.46 мм и дентина – 0.41 мм [72].				

Следует отметить, что угол рассеяния θ света дентином зависит от ориентации дентинных трубочек относительно падающего света. Максимальным он будет при падении света перпендикулярно дентинным трубочкам и минимальным при падении света вдоль дентинных трубочек. При падении перпендикулярно трубочкам угол рассеяния θ будет максимальным у полости зуба и минимальным у дентиноэмалевого соединения (это происходит из-за того, что у полости зуба плотность трубочек и их диаметр гораздо больше, чем у дентиноэмалевого соединения). Данные, представленные в таблице 3.2, соответствуют падению света перпендикулярно дентинным трубочкам [71].

На рис. 3.4 представлены фотографии шлифов зуба в отражённом свете, поясняющие особенности пропускания видимого света дентином. Все представленные на рис. 3.4 образцы сфотографированы на чёрной подложке и погружены в водно-глицериновую смесь.

На поперечном шлифе моляра (см. рис. 3.4а) в центре наблюдается самое большое пропускание света (эта область выглядит наиболее прозрачной), т.к. свет падает по направлению дентинных трубочек. Здесь же в области дентиноэмалевого соединения также можно отметить большое пропускание, т.к. плотность дентинных трубочек и их диаметр наименьшие.

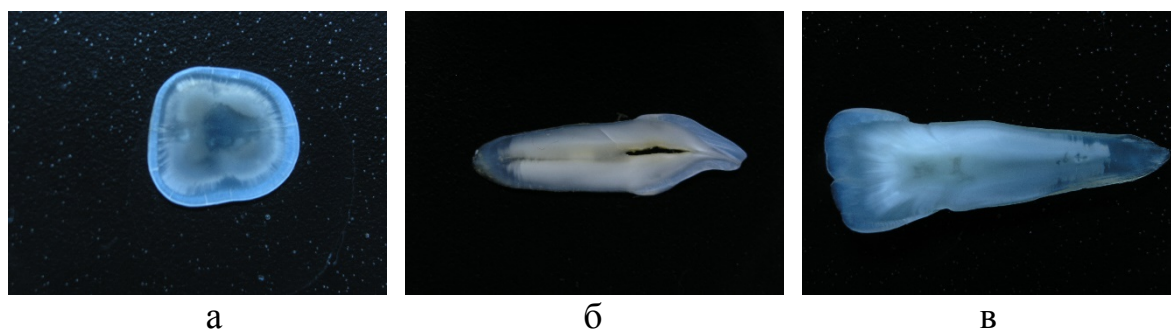


Рис. 3.4. Фотографии шлифов зубов в отражённом свете на чёрной подложке: а – поперечный шлиф моляра; б – продольный шлиф резца; в – плоско-выпуклый шлиф резца.

На продольном шлифе резца (вестибуло-оральное сечение; рис. 3.4б) дентинные трубочки находятся в плоскости шлифа. Поэтому эмаль коронки выглядит прозрачней, чем дентин. В области верхушки корня дентин склерозированный. Склерозированный дентин всегда прозрачней эмали.

На продольном плоско-выпуклом шлифе резца (вестибулярный спил в мезио-дистальном сечении; рис. 3.4в) режущий край эмали самый тонкий, поэтому самый прозрачный. Сразу под эмалью наблюдаем прозрачный слой дентина. Ближе к проекции полости зуба дентин самый мутный, т.к. здесь дентинные трубочки расположены в плоскости образца.

Область от пришеечной трети коронки до верхушки корня вдоль оси зуба – проекция полости зуба, где трубочки почти перпендикулярны плоскости образца: здесь более прозрачная область. В области верхушки корня – склерозированный дентин, где самая прозрачная область.

3.2. Оптические эффекты в эмали. Полосы Гунтера–Шрегера. Линии Ретциуса

Некоторые оптические эффекты, наблюдаемые на шлифах здоровой эмали зубов и характерные только для этой ткани, стали известны исследователям уже в XVIII и в XIX столетиях. J. Hunter (1770 г.) и D. Schreger (1800 г.) описали полосы, идущие от дентина к поверхности эмали. A. Retzius (1835 г.) описал полосы, идущие тангенциально поверхности эмали с выходом на неё [5].

Полосы Гунтера–Шрегера (ГШ) представляют собой проявление оптической анизотропии эмали, которая обусловлена изгибами призм и различием показателей преломления призм и межпризменного вещества. Эти полосы идут от дентина к поверхности эмали и выявляются при исследовании продольных шлифов зубов в отражённом свете. Для лучшего выявления полос ГШ свет должен падать на поверхность шлифа под углом в той же азимутальной плоскости, в которой изгибается пучок призм (рис. 3.5). Тёмные полосы (диазоны) соответствуют участкам эмалевых призм, ориентация которых почти совпадает с направлением падающего света. Светлые полосы (паразоны) соответствуют участкам эмалевых призм, которые образуют с направлением падающего света наибольшие углы.

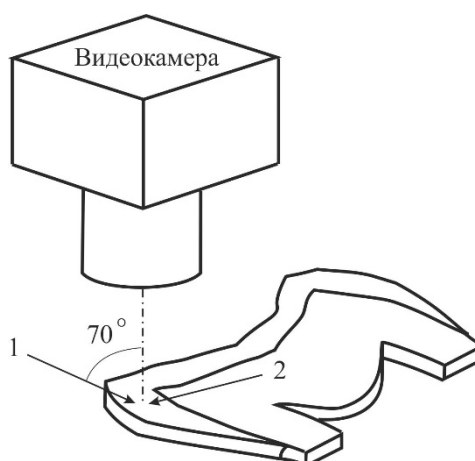


Рис. 3.5. Условие наибольшего контраста полос Гунтера–Шрегера. Падение света под углом со стороны внешнего ската бугра (1) или под таким же углом с противоположной стороны (2).

В отражённом свете полосы ГШ видны не только на шлифах, но и на распилах. При падении света на поверхность шлифа в той же

азимутальной плоскости под тем же углом с противоположной стороны наблюдается инверсия полос: светлые полосы становятся тёмными, а тёмные полосы, наоборот, светлыми (рис. 3.6).

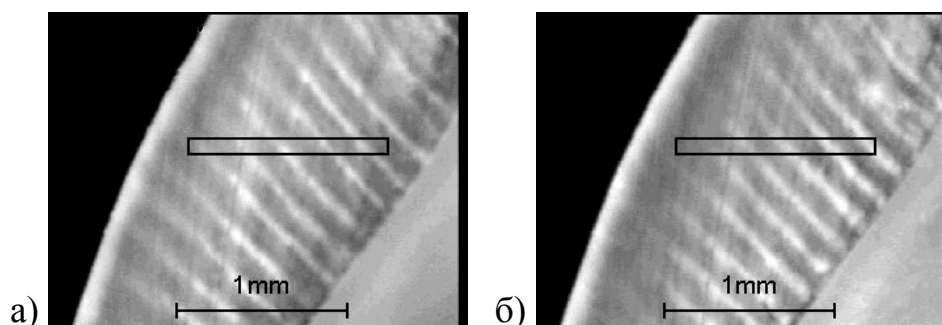


Рис. 3.6. Чередование светлых и тёмных полос ГШ при косом падении света со стороны внешнего ската бугра (а). Инверсия светлоты полос при падении света с противоположной стороны (б). Аналогичные участки эмали очерчены прямоугольниками.

Это можно объяснить проявлением волноводных свойств эмалевых призм. Если принять во внимание, что плоскость шлифа пересекает изгибы пучка призм под углом 20° , то торцы пересечённых призм должны быть ориентированы к поверхности эмали под такими же углами в двух противоположных направлениях. Если свет, падающий под углом на поверхность шлифа, попадает на торец призмы, обращённый к источнику, то он входит в эмаль в пределах апертурного угла призмы и распространяется внутри неё. В таких областях поверхности эмали образуются тёмные полосы. Если тот же свет падает на торец призмы, обращённый от источника, то он входит в призму вне апертурного угла и после преломления на поверхности шлифа попадает на её внутреннюю поверхность под углом меньше предельного угла полного отражения. В данном случае свет должен выйти в соседнюю призму, что приведёт к увеличению диффузно отражённого светового потока, образуемого боковыми поверхностями в пучке соседних призм и к образованию светлой полосы. При противоположном направлении падающего света на поверхность эмали пучки призм будут меняться ролями, "работая" точно так же. Поэтому с изменением направления светового потока источника будет происходить инверсия светлоты полос в отражённом свете [16] (рис. 3.7).

В эмали с сильной возрастной минерализацией эффект полос ГШ в отражённом свете может не наблюдаться. Поскольку с возрастом минерализуются изначально менее минерализованные пространства межпризменного вещества, исчезает разница значений показателя преломления последнего и эмалевых призм, и поэтому волноводные эффекты уже более не наблюдаются [16].

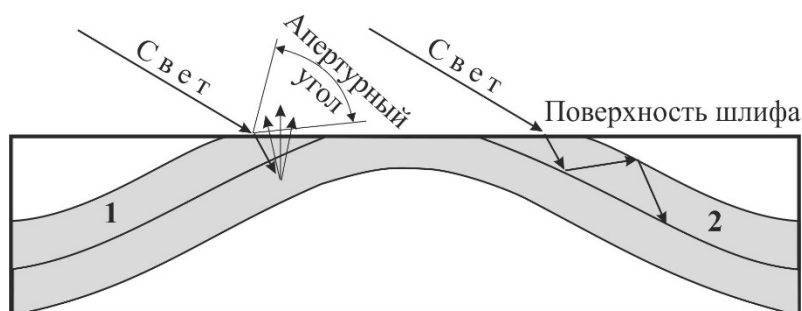


Рис. 3.7. Проявление полос Гунтера–Шрегера за счёт волноводных свойств эмалевых призм. Отражение света одним торцом призмы (1) – образование светлой полосы. Вхождение света в другой торец призмы (2) – образование тёмной полосы.

Эффект двулучепреломления света на кристаллах гидроксиапатита позволяет видеть полосы Гунтера–Шрегера в проходящем поляризованном свете. При монохроматическом источнике света и расположении шлифа между скрещенными поляризаторами видно чередование светлых и тёмных полос (рис 3.8). Картина сходна с изображениями, представленными на рис. 3.6.

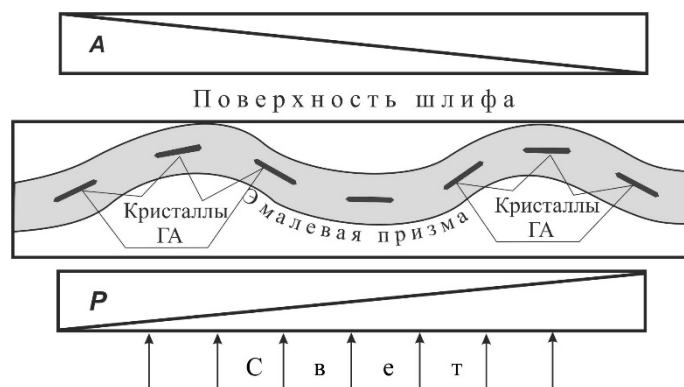


Рис. 3.8. Условия наблюдения полос Гунтера–Шрегера в проходящем поляризованном свете. Шлиф помещён между скрещенными поляризаторами.

При использовании источника белого света наблюдается чередование полос разного цвета: от синего до красного. Картина полос Гунтера–Шрегера, наблюдаемая в проходящем поляризованном свете, обусловлена так называемой интерференцией в параллельных лучах. Линейно поляризованный свет, выйдя из поляризатора *P*, после прохождения через пластинку эмали превращается в поляризованный эллиптически, а затем проходит через анализатор *A*, превращаясь снова в линейно поляризованный. Интенсивность проходящего света зависит от ориентации анализатора и ориентации оптических осей кристаллов ГА относительно нормали волнового фронта. Последнее легко подтвердить,

поворачивая плоскость шлифа относительно направления проходящего света таким образом, чтобы менялся угол между направлением соответствующего отрезка эмалевой призмы и световым потоком.

Полосы ГШ не выявляются в области режущих краёв резцов, вершин бугров клыков, премоляров и моляров, где изгибы призм имеют спиралевидный характер.

Линии Ретциуса выявляются в виде тонких тёмных полос в проходящем свете и в виде тонких светлых полос в отражённом свете. На вертикальных шлифах они идут тангенциально поверхности эмали с выходом на неё (рис. 1.5). На горизонтальных шлифах они расположены параллельно поверхности эмали и ДЭС, напоминая годовичные кольца на спиле ствола дерева. Это оптический эффект, обусловленный чередованием участков нормальной и пониженной минерализации по ходу призмы. Разная минерализация обуславливает разную пористость, а значит, и разное пропускание и рассеяние света.

Оптические эффекты в виде полос Гунтера–Шрегера и линий Ретциуса явились отправными точками для изучения морфологии эмали. При этом никакого клинического применения они не имеют.

3.3. Оптические эффекты в дентине

Дентин обладает способностью люминесцировать, на чём основаны люминесцентные методы диагностики. Интактный дентин содержит пептиды, флюоресцирующие в широком спектральном диапазоне. У кариозного дентина спектр флюоресценции изменяется. Также было установлено, что обнаруживаемый в дентине тетрациклин связан с органической матрицей и смещает спектр люминесценции дентина в длинноволновую область [23]. Депульпированные зубы в значительной степени теряют способность к люминесценции. Данный факт был расценён как результат поглощения света в дентине депульпированного зуба продуктами некроза пульпы, которые играют роль "внутридентинных фильтров", поглощающих люминесцентное излучение [23].

Нормальный (несклерозированный) дентин обладает выраженной анизотропией пропускания и рассеяния света. Это легко увидеть при сравнительном исследовании шлифов зубов двух видов, а именно: шлифов, у которых дентинные трубочки находятся в плоскости шлифа, и шлифов, у которых дентинные трубочки пересекают плоскость шлифа под углом близким к 90°. При исследовании последних можно наблюдать фоконный эффект, который был впервые описан в 1976 г. и на основе которого был сделан вывод о возможности волноводного распространения света в дентине [73] (рис. 3.9).

Дентин можно рассматривать как систему оптических волноводов, поскольку содержимое дентинных трубочек имеет показатель преломления близкий к показателю преломления воды ($n_{\geq 1.33}$), а

показатель преломления основного вещества дентина, окружающего дентинную трубочку, гораздо больше. Дентин, у которого трубочки заполнены жидкостью с таким же показателем преломления как у основного вещества, утрачивает волноводные свойства (рис. 3.10).

В отличие от эмали анизотропные свойства дентина, касающиеся как пропускания, так и рассеяния света, представляют интерес для клиницистов. Так, при реставрации зуба светоотверждаемыми материалами свет полимеризующего источника может быть направлен на материал через твёрдые ткани. Из-за направленного распространения света в дентине возможен эффект перераспределения энергии полимеризующего источника [74]. При этом излучение источника будет главным образом проходить в полость зуба мимо облучаемого материала и вызывать нагрев пульпы (рис. 3.11).

Анизотропия рассеяния позволяет объяснить известный факт многоцветности зубов и подобрать соответствующую комбинацию реставрационных материалов для эстетической реставрации [75].

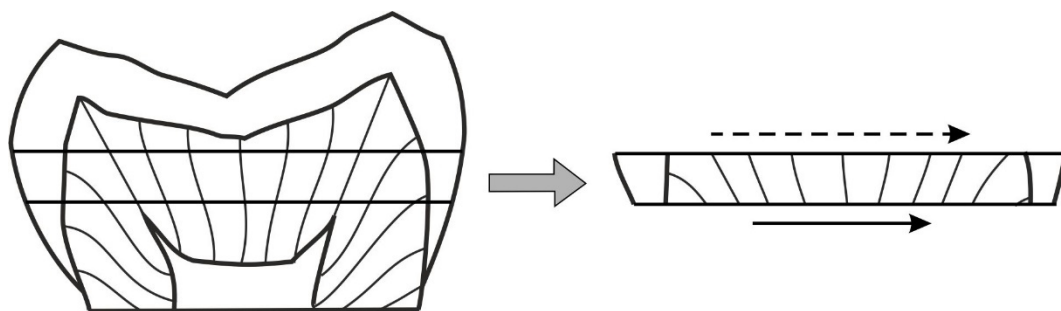


Рис. 3.9. Эффект увеличения изображения объекта шлифом дентина. Сплошная стрелка – объект; пунктирная стрелка – его изображение.

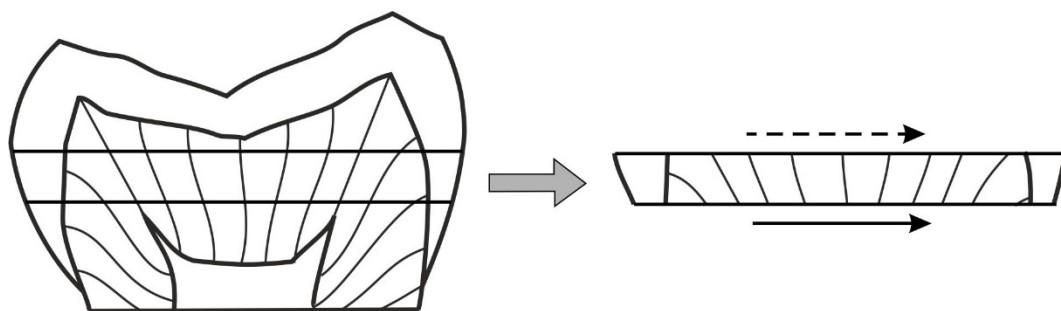


Рис. 3.10. Отсутствие эффекта увеличения изображения объекта шлифом дентина после заполнения дентинных трубочек иммерсионной жидкостью. Размер изображения соответствует размеру объекта.



Рис. 3.11. Перераспределение излучения полимеризующего источника при облучении материала через твёрдые ткани зуба. Преимущественное распространение светового потока (короткие стрелки) по направлению дентинных трубочек.

Глава 4. Оптические и лазерные методы диагностики кариеса

В переводе с латинского "кариес" (caries) означает "гниение". Это патологический процесс, при котором происходит деминерализация и размягчение твёрдых тканей зуба с последующим образованием дефекта в виде полости. Возникновение кариеса и разрушение зубов возможно только при участии микрофлоры полости рта. Микрофлора ферментирует углеводы, образуя органические кислоты, которые вызывают деминерализацию эмали, что является началом кариозного процесса. В динамике кариозного процесса выделяют четыре стадии: начальный кариес (стадия без образования дефекта), поверхностный кариес, средний кариес и глубокий кариес (стадии с образованием дефекта различной глубины).

Начальный кариес (кариес в стадии белого пятна, кариес в стадии мелового пятна, очаговая деминерализация эмали) является обратимой стадией кариеса, который может быть вылечен консервативно с применением реминерализующих средств [76, 77].

При начальном кариесе происходит расширение межпризмных пространств, нарушение ориентации кристаллов, уменьшение их размеров и изменение их формы. Вместо удлинённых кристаллов могут появляться кристаллы ромбоэдрической, кубической, многогранной форм, а также полые и Ω -образные в поперечном сечении кристаллы. Последний факт объясняют бóльшей растворимостью сердцевин кристалла апатита благодаря наличию там ионов магния и карбоната [18]. При фрагментации и разрушении кристаллов нарушается связь между призмами и уменьшается количество кристаллов внутри тел призм. Кариозная декальцинация первично поражает линии Ретциуса, которые вновь (как у недавно прорезавшихся зубов) открываются порами на поверхности эмали. В очаге поражения резко увеличивается объём микропространств: от 0.5–1.0% общего объёма неповреждённой эмали до 25.0% в теле поражения. Таким образом, в поражённой эмали при начальном кариесе резко возрастает пористость. Изменения минерального вещества эмали не сопровождаются структурными изменениями органической стромы (матрицы), т.к. процесс в основном протекает подповерхностно [19].

Успех лечения кариеса во многом зависит от своевременной постановки диагноза. К широко распространённым методам диагностики раннего кариеса следует отнести визуальный осмотр после высушивания поверхности зуба [78] и метод, состоящий в окрашивании эмали специальными красителями [79], которые избирательно абсорбируются в кариозной ткани, с последующим визуальным осмотром поверхности зуба. В настоящей главе будут рассмотрены оптические методы диагностики начального кариеса: метод трансиллюминации, метод светорассеяния и люминесцентные методы.

4.1. Метод трансиллюминации

Метод трансиллюминации (просвечивания) проводится с помощью осветителей с волоконными световодами. Метод основан на уменьшении пропускания света меловым пятном, благодаря чему участок очаговой деминерализации (кариозное поражение) становится отчётливо заметным в проходящем свете в виде тени на фоне светящейся коронки (рис. 4.1).



Рис. 4.1. Блокирование меловым пятном прохождения света.

Высушивание зуба усиливает картину, т.к. меловое пятно быстрее теряет влагу по сравнению с интактной эмалью, и разница в рассеянии света меловым пятном и здоровой эмалью усиливается. Волоконно–оптическая трансиллюминация для диагностики кариеса может осуществляться с помощью источников, снабжённых волоконными световодами и сменными светофильтрами, которые предназначены для полимеризации светоотверждаемых композитов.

Классической считается реализация трансиллюминационного метода, когда источник света располагается с одной стороны от коронки зуба, а приёмник с другой. Здесь анализируется распределение интенсивности прошедшего через коронку зуба светового сигнала. Области с минимальной интенсивностью интерпретируются как кариозные. К недостаткам этого метода следует отнести его низкую чувствительность (контраст), связанную с существенным ослаблением интенсивности и искажением волнового фронта падающего на зуб сигнала структурами коронки зуба (пульпой, дентином). К преимуществам – простоту реализации.

Метод волоконно–оптической трансиллюминации – Fiber–optic transillumination (FOTI), используется для диагностики кариеса в межзубных промежутках [80–86]. Например, оптоэлектронная диагностическая система DIFOTITM (Digital Imaging Fiber–Optic Transillumination) производства Electro–Optical Sciences, Inc. (США) использует свет видимого диапазона [87]. Однако сильное рассеяние видимого света (0.4–0.7 мкм) зубной эмалью существенно искажает изображение, прошедшее через зуб. В работах [71, 88] показано, что ослабление интенсивности прошедшего образец света экспоненциально уменьшается с увеличением длины волны света. На рис. 4.2 представлена зависимость коэффициента ослабления света для эмали зуба человека

и воды от длины волны [88]. Коэффициенты ослабления света эмалью зуба человека на длинах волн 1.31 мкм и 1.55 мкм составляют соответственно 3.1 см^{-1} и 3.8 см^{-1} . Рассеяние на этих длинах волн более чем в 30 раз ниже, чем рассеяние в видимом диапазоне [89]. На длине волны 1.31 мкм средняя длина пробега фотона составляет 3.2 мм, т.е. эмаль достаточно прозрачна в ближней ИК-области (NIR). На длинах волн, превышающих 1.55 мкм, поглощение эмали возрастает, т.к. начинает поглощать вода, содержащаяся в ней (вода составляет 11–12% объёма эмали зуба [90]).

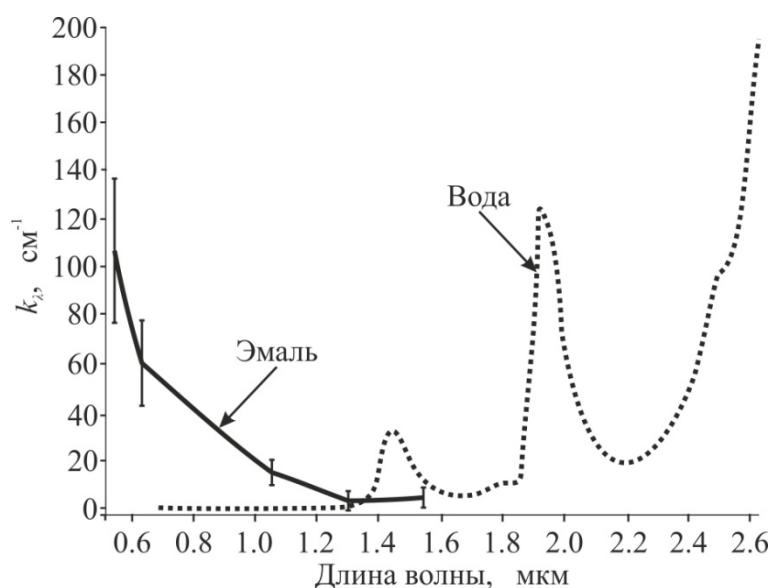


Рис.4.2. Коэффициент ослабления эмали зуба человека (сплошная линия) [71, 89] и воды (пунктирная линия) [91].

Таким образом, излучение с длиной волны 1.31 мкм может быть использовано в качестве альтернативы излучению видимой области спектра при трансиллюминационной диагностике кариеса (Near-Infrared Transillumination). В работе [88] экспериментально показано, что свет с длиной волны 1.31 мкм хорошо подходит для обнаружения и визуализации кариеса. Схема реализации подобной диагностики представлена на рис. 4.3.

В качестве источника излучения здесь была использована галогеновая лампа VisarTM (Den-Mat, Santa Maria, CA) мощностью 150 Вт с доставкой по оптоволоконному жгуту. Отмечается, что использование 50 мВт лазерных диодов QLD-1300-50 (Qphotonics Inc., Chesapeake, VA) привело к формированию на приёмнике спекл-картины и ухудшению качества изображения, а использование излучения 3.5 мВт суперлюминесцентных диодов QSDM-1300-5 (Qphotonics Inc., Chesapeake, VA) позволяло получать изображение близкое по качеству к изображению, получаемому при использовании галогеновой лампы.

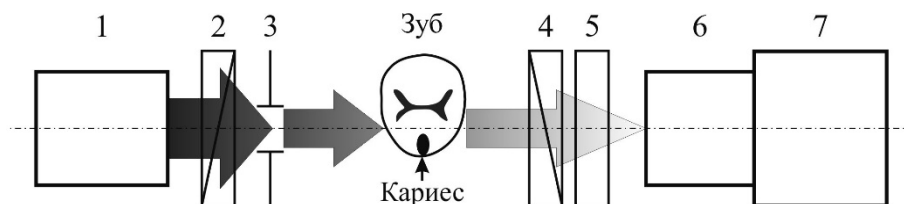


Рис. 4.3. Схема Near-Infrared Transillumination: 1 – широкополосный источник света; 2 – поляризатор; 3 – диафрагма; 4 – анализатор; 5 – 1.31 мкм полосовой фильтр; 6 – оптическая система; 7 – матрица видеопреобразователя [88].

Контраст изображения (C) области, содержащей кариес, оценивался в [88] согласно формуле

$$C = \frac{I_E - I_L}{I_E}, \quad (4.1)$$

где I_E – интенсивность в области изображения здоровой эмали; I_L – интенсивность в области изображения кариозного поражения (интенсивность получалась в результате анализа изображения с использованием программного обеспечения IRvistaTM).

Для образцов толщиной 3 мм контраст достигал значения 0.5 ± 0.2 , а для образцов толщиной 6 мм – 0.16 ± 0.1 [88].

На рис. 4.4 представлены фотографии шлифа зуба толщиной 3 мм, содержащего кариес, полученные с помощью обычной фотокамеры (рис. 4.4 а), с помощью трансиллюминационной подсветки видимым светом (рис. 4.4 б), с помощью Near-Infrared Transillumination с $\lambda = 1.31$ мкм (рис. 4.4 в) и с помощью рентгеновского излучения (рис. 4.4 г).

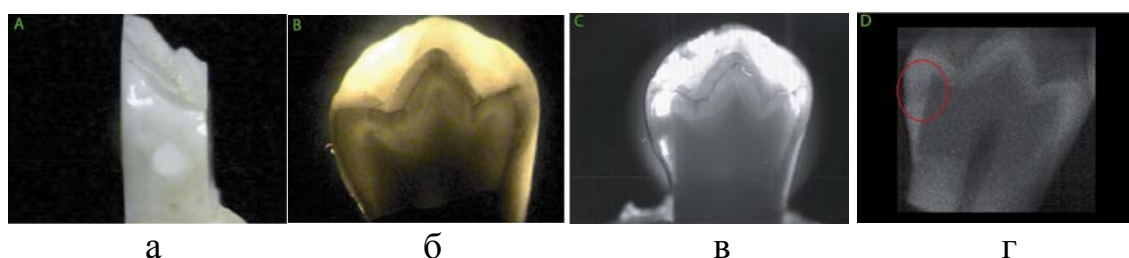


Рис. 4.4. Фотографии шлифа зуба толщиной 3 мм, содержащего кариозное поражение, в отражённом видимом свете (а), в прошедшем видимом свете (б), в прошедшем свете с $\lambda = 1.31$ мкм (в) и рентгеновский снимок (г).

Видно, что кариозное поражение хорошо выявляется при анализе в отражённом видимом свете (рис. 4.4 а) и при анализе в прошедшем излучении с длиной волны 1.31 мкм (рис. 4.4 в).

4.2. Метод светорассеяния

Анализ параметров рассеянного биотканью оптического сигнала лежит в основе многих современных методов диагностики [92], в том числе в стоматологии.

Метод светорассеяния предусматривает измерение интенсивности рассеяния света назад (диффузного отражения) при падении на эмаль светового пучка. По величине отражённого света можно судить о степени поражения. Так, в работе [20] для оценки рассеяния света от поверхности эмали используется волоконно–оптическая измерительная головка, состоящая из двух пучков оптических волокон. Пучки образуют Y–образный волоконно–оптический зонд с одним общим торцом, который приводят в контакт с исследуемой поверхностью зуба. Раздельные торцы предназначены для ввода излучения источника и для подачи отражённого света к фотоприёмнику (рис. 4.5).

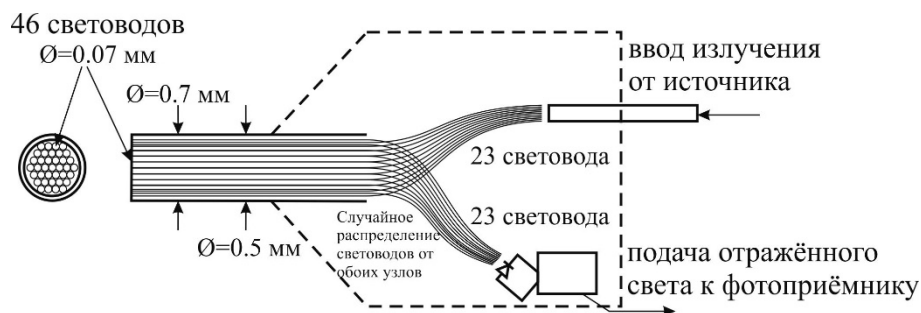


Рис. 4.5. Схема устройства для оценки рассеяния света эмалью зуба [20].

Следует отметить, что описанное выше устройство для количественного оптического метода диагностики начального кариеса в силу своей конструкции предусматривает регистрацию полного отражения света от поверхности эмали без выделения отдельных компонент отражения.

В авторском свидетельстве № 1820498 приведено описание "Устройства для диагностики кариеса зубов", в котором предусмотрена оптическая фильтрация зеркальной компоненты отражения, что позволяет регистрировать только диффузно отражённый свет от подповерхностных слоёв эмали [21]. Благодаря такому техническому решению интенсивность регистрируемого отражённого света эмалью в области мелового пятна превосходила таковую для здоровой эмали не в два раза, как в работе [20], а в 3–4 раза. Кроме того, появилась возможность с помощью метода светорассеяния различать зрелую и незрелую эмаль, что имеет важное прогностическое значение в кариесологии.

Отражённый эмалью оптический сигнал содержит диффузную и зеркальную компоненты. Зеркальная компонента формируется за счёт отражения поверхностью, а диффузная за счёт отражения света объёмом интактной эмали. Малая толщина кариозного поражения в стадии

мелового пятна не позволяет прошедшему через него свету существенно понизить свою интенсивность, что затрудняет амплитудную диагностику. Если меловое пятно находится под источником света, то рассеяние на нём повышает суммарную интенсивность диффузной компоненты отражённого эмали сигнала. Очень часто значительная интенсивность зеркальной компоненты, а также низкие рассеивающие свойства мелового пятна в совокупности со значительной глубиной его залегания (между поверхностью эмали и меловым пятном существует объём ткани, который, с одной стороны, рассеивает, а с другой, ослабляет свет, падающий на меловое пятно) приводят к тому, что наличие или отсутствие дополнительного вклада рассеяния от мелового пятна в интенсивность суммарного отражённого сигнала трудно различимо. Описанные выше методы оптической диагностики крайне субъективны и их точность ограничивается низким контрастом.

При диагностике состояния эмали зуба можно анализировать угловой спектр лазерного излучения (например, от He–Ne лазера с $\lambda=0.633$ мкм), обратно отражённого (зеркально и диффузно) поверхностью интактной и кариозной эмали. При перемещении лазерного пучка по участкам с разной степенью минерализации наблюдается изменение пространственного спектра обратно отражённого излучения, т.к. при переходе от здоровой области к месту с пониженной минерализацией изменяется размер рассеивающих центров (межпризмных пространств). Данные изменения можно регистрировать либо визуально (глазом), либо инструментально (например, при помощи фотоприёмника; см. рис. 4.6).

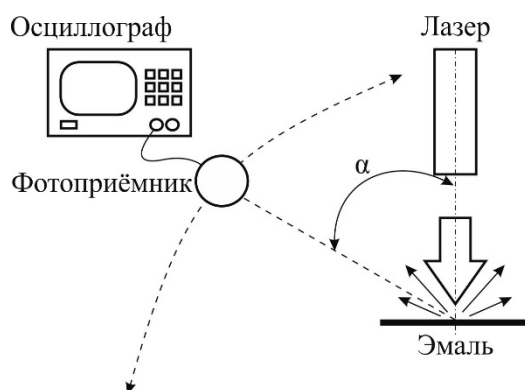


Рис. 4.6. Схема эксперимента по регистрации обратно отражённого поверхностью эмали зуба лазерного излучения.

Угловые спектры обратно отражённого сигнала для эмали зуба, пребывающей в кариозном и интактном (здоровом) состояниях, представлены на рис. 4.7а. Видно, что при кариесе уменьшается вклад зеркально отражённой и увеличивается вклад диффузно отражённой (рассеянной назад) компонент. Анализируя распределение амплитуды I обратно отражённого лазерного излучения в зависимости от угла

сканирования α , можно получить искомую информацию о состоянии эмали, а именно: о размере и о местоположении кариозного поражения на поверхности зуба.

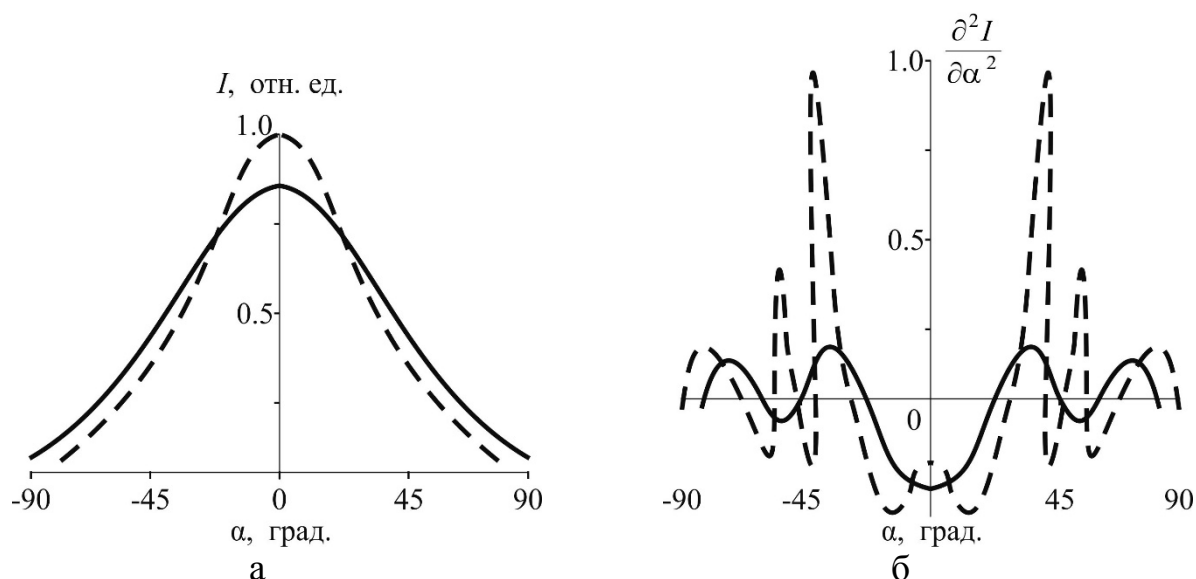


Рис. 4.7. Угловое распределение амплитуды (а) и второй производной амплитуды (б) лазерного излучения ($\lambda=0.633$ мкм), обратно отражённого интактной (штриховая линия) и кариозной (сплошная линия) эмалью зуба.

Точность метода повышается, если дополнительно к анализу амплитуды провести сравнение вторых производных амплитуды регистрируемого сигнала по углу сканирования (рис. 4.7б).

В работе [93] описан метод лазерной рефлектометрии эмали, включающим источник света и световод со специальной фотометрической насадкой, связанной со счётным устройством. В целях более эффективной фокусировки пучка света, выходящего из световода, в качестве источника света использовали низкоинтенсивный He–Ne лазер ЛГН–109. Длина волны лазерного излучения составила 0.633 мкм, средняя мощность излучения пучка – до 1 мВт, диаметр пучка лазерного излучения – 0.2 см. Отмечается, что величина интенсивности диффузно отражённого света может служить диагностическим критерием для клинической оценки функционального состояния зубов. Лазерная фотометрия эмали зубов сегодня рассматривается как объективный критерий их функционального статуса, что расширило арсенал диагностических методов современной стоматологии.

В работе [94] рассмотрен оптический метод динамической диагностики начального кариеса (метод теневого сканирования), позволяющий существенно повысить контраст (т.е. отношения интенсивности полезного сигнала к интенсивности фона) изображения мелового пятна эмали зуба, регистрируемого приёмником. Метод теневого

сканирования совмещает достоинства трансиллюминационного метода и методов светорассеяния. Этот метод позволяет, во-первых, исключить влияние зеркальной компоненты на интенсивность регистрируемого отражённого сигнала, а во-вторых, минимизировать влияние глубины залегания мелового пятна. Он состоит в перемещении по освещённой поверхности коронки зуба тени произвольной формы. Наблюдение за поверхностью эмали здесь может осуществляться как глазами, так и посредством приборов, а также может производиться и при неподвижной тени. В процессе наблюдения поверхности эмали внутри области тени фиксируется различие между интенсивностями света, прошедшего только здоровую эмаль и эмаль, содержащую меловое пятно.

Физический принцип метода теневого сканирования поясняется на рис. 4.8.

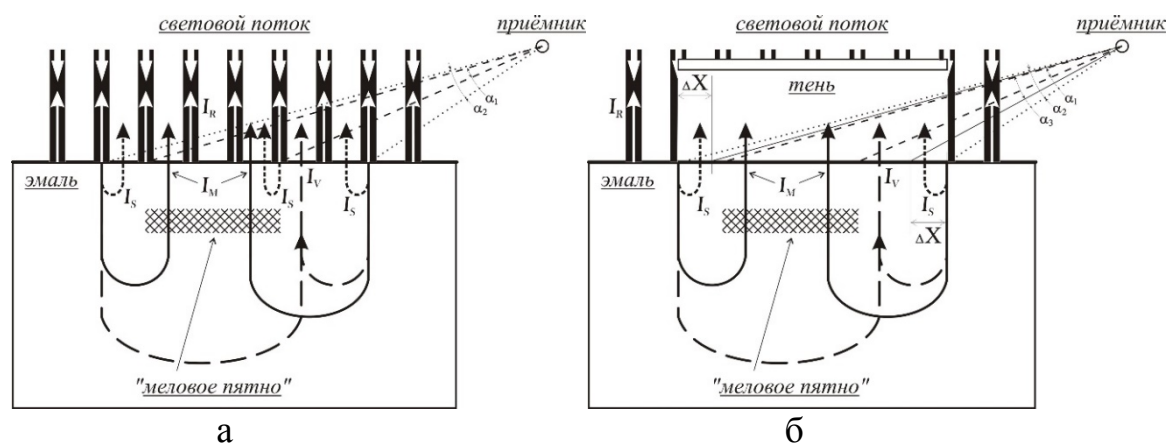


Рис. 4.8. Оптическая модель распространения света в эмали зуба: (а) – прямое освещение; (б) – освещение с формированием тени на поверхности.

Свет от внешнего источника может падать прямо на поверхность эмали зуба (рис. 4.8а), а может падать на некий объект, способный формировать на поверхности эмали тень (рис. 4.8б). Освещённость на поверхности эмали, которую фиксирует приёмник излучения (он может располагаться под некоторым углом к поверхности эмали), формируется за счёт нескольких световых потоков. Весомый вклад вносит здесь зеркальная компонента I_R . Кроме неё присутствует также диффузно рассеянная компонента, имеющая три составляющие:

- I_S – диффузная компонента от приповерхностного слоя эмали (т.е. от слоя между поверхностью эмали и меловым пятном), прошедшая через слой интактной эмали;
- I_V – диффузная компонента от глубоких слоёв эмали (т.е. от слоёв эмали, лежащих ниже мелового пятна), прошедшая через слой интактной эмали;

– I_M – диффузная компонента от глубоких слоёв эмали, прошедшая через меловое пятно.

Среди этих потоков полезную (т.е. необходимую для детектирования раннего кариеса) информацию несёт только диффузная компонента от глубоких слоёв эмали, прошедшая через меловое пятно.

При естественном освещении приёмник будет регистрировать все четыре компоненты. В этом случае контраст, определяемый как отношение суммы интенсивностей сигналов, выходящих из поверхности эмали, расположенной над меловым пятном (определяется углом α_1) к сумме сигналов, выходящих со всей анализируемой поверхности (определяется углом α_2), будет равен K_R и выражается как

$$K_R = 1 - \frac{I_{\alpha_1}}{I_{\alpha_2}} = 1 - \frac{I_R + I_S + I_M}{I_R + I_S + I_M + I_V}. \quad (4.2)$$

Изменяя угол между осями приёмника и источника света, можно избежать влияния зеркальной компоненты. Тогда контраст будет равен K_{R_1} и выражается как

$$K_{R_1} = 1 - \frac{I_{\alpha_1}}{I_{\alpha_2}} = 1 - \frac{I_S + I_M}{I_S + I_M + I_V}. \quad (4.3)$$

В области тени на поверхности эмали зеркальная компонента в отражённом сигнале отсутствует, и приёмник регистрирует только диффузные компоненты. При этом в затенённой области поверхности, расположенной над меловым пятном, могут присутствовать сигналы I_M и I_S . В областях же затенённой поверхности, где нет мелового пятна, присутствуют сигналы I_V и I_S . Контраст K_S в этом случае можно определить как

$$K_S = 1 - \frac{I_{\alpha_1}}{I_{\alpha_2}} = 1 - \frac{I_S + I_M}{I_S + I_M + I_V}. \quad (4.4)$$

Очевидно, что в этом случае

$$K_{R_1} = K_S. \quad (4.5)$$

Предложенный метод позволяет ввести дополнительную селекцию и не учитывать влияние диффузной компоненты от приповерхностного слоя I_S , интенсивность которой достаточно велика. Кроме того, поверхностные слои эмали в наибольшей степени подвержены внешним воздействиям (механическим травмам, окрашиванию и т.п.), что стимулирует проявление индивидуальных особенностей, как правило снижающих достоверность результатов измерений. Устранение влияния I_S становится возможным из-за того, что источник компоненты I_S располагается только на краях тени, и существует область внутри тени (естественно, что она расположена близко к оси тени и отдалена от её краёв) куда фотоны, рассеянные поверхностью, не могут быть доставлены

(за счёт того, что они либо покинули эмаль раньше, либо направились вглубь эмали).

Дополнительная селекция I_s в предлагаемом нами методе может быть произведена за счёт сужения приёмного угла приёмника излучения. Этот угол (α_3) выбирается таким образом, чтобы фотоны I_s , распространяющиеся на расстояние ΔX от краёв тени, не попадали в апертуру приёмника. В этом случае контраст K_{S_1} можно определить как

$$K_{S_1} = 1 - \frac{I_{\alpha_1}}{I_{\alpha_3}} = 1 - \frac{I_M}{I_M + I_V}, \quad (4.6)$$

тем самым аппаратно выделив вклад только от мелового пятна I_M . Также видно, что контраст будет определяться не только свойствами мелового пятна, но и свойствами глубинных слоёв эмали, которые можно считать неизменными.

Из анализа вышеприведённых формул следует, что регистрируемый контраст будет максимален при использовании метода теневого сканирования, а именно:

$$K_R < K_{R_1} = K_S < K_{S_1}. \quad (4.7)$$

На рис. 4.9 представлены результаты диагностики раннего кариеса методом теневого сканирования. В эксперименте зуб человека с меловыми пятнами фиксировался и на поверхность коронки зуба по нормали наводился объектив видеокамеры.

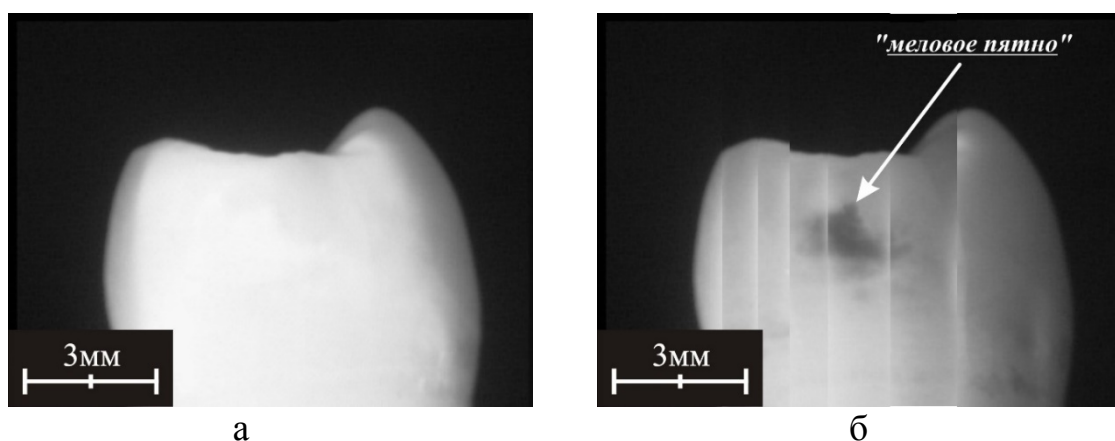


Рис. 4.9. Фотография коронки зуба человека in vitro: (а) – прямое освещение; (б) – прямое освещение в комбинации с перемещением тени по поверхности коронки.

Под углом в 45° относительно нормали к поверхности зуба устанавливалась галогеновая лампа с отражателем. Перед лампой помещалась система из линз, позволяющая менять условия освещённости объекта. Диафрагма объектива видеокамеры полностью открывалась. Далее путём регулирования тока в цепи питания галогеновой лампы

достигалось наиболее чёткое изображение поверхности зуба, представленное на рис. 4.9а (ситуация соответствует прямому освещению). Затем между линзами на пути следования светового потока помещалась шторка, представляющая собой полосу из непрозрачного материала (ситуация соответствует прямому освещению в комбинации с созданием тени на поверхности объекта). Местоположение шторки выбиралось таким образом, чтобы тень от неё на поверхности зуба была наиболее чёткой. Шторка перемещалась поперёк светового потока с неким шагом, соответствующим ширине её изображения на поверхности объекта. В результате затенялся некоторый участок коронки. После каждого такого перемещения посредством видеокамеры делался снимок объекта. Перемещение шторки проводилось до тех пор, пока её тень не преодолевала всю поверхность зуба. После этого с использованием компьютерного редактора обработки изображений "Adobe Photoshop" из полученных фотографий "вырезался" затенённый участок. Далее все затенённые участки "собирались" вместе, в результате чего получалась сборная (т.е. состоящая из фрагментов) фотография объекта исследования, представленная на рис. 4.9б. Затем вычислялось отношение интенсивности света в текущей точке изображения к средней интенсивности точек на интактной эмали. Полученные отношения рассчитывались для интактной и деминерализованной областей эмали при нормальных условиях освещения (прямое освещение; рис. 4.9а) и для изображения, полученного посредством применения нового методом (см. рис. 4.9б). Эксперимент показал, что если для прямого освещения отношение интенсивности света в кариозной области к интенсивности в области интактной эмали близко к единице, то при использовании метода теневого сканирования это отношение достигало уже величины порядка 0.6.

Таким образом, контраст при методе теневого сканирования как минимум в 1.5 раза выше контраста, который достигим при обычных методах светорассеяния.

4.3. Люминесцентные методы

В 1928 г. было установлено, что при УФ облучении ткани зуба люминесцируют бело-голубым светом, а в участках, поражённых кариесом, люминесценция отсутствует. При этом было показано, что дентин зуба при ультрафиолетовом облучении даёт более яркую люминесценцию по сравнению с эмалью. После кипячения эмали и дентина в концентрированном растворе NaOH люминесценция не выявлялась, из чего следовало, что люминесценция связана с органическим матриксом твёрдых тканей [22].

Начиная с 1950-х годов разными авторами из дентина были выделены различные флюорофоры органической природы, а также были

получены данные об изменении спектров флюоресценции кариозного дентина [23].

О наличии люминесцирующих пептидов в эмали литературных данных нет.

Учитывая то, что люминесценция связана с органическим матриксом, которого в дентине примерно в 25–30 раз больше, чем в эмали, можно сказать, что тушение люминесценции меловым пятном происходит из-за экранирования им света, попадающего на дентин через эмаль и идущего через эмаль к наблюдателю.

Видимая люминесценция твёрдых тканей зуба может быть получена при использовании видимого света как источника возбуждения. При этом спектр люминесценции смещён в красную сторону. Данный эффект был положен в основу ранней диагностики начального кариеса с использованием некогерентных и непрерывных лазерных источников коротковолновой видимой части спектра.

Применение лазерных источников благодаря их яркости позволяло оценивать поражение визуально при обычном внешнем освещении [24]. Облучение здоровой эмали аргоновым лазером с длиной волны 0.488 мкм вызывало её люминесценцию жёлтым светом. Для визуальной оценки использовался фильтр, пропускающий свет с длиной волны более 0.540 мкм. Участок эмали, поражённый начальным кариесом, выглядел тёмным пятном на жёлтом фоне из-за экранирующего действия на свет, проходящий в прямом и обратном направлении (рис. 4.10). Темнота пятна обусловлена блокированием света, исходящего от люминесцирующего дентина. При этом отражённый пятном свет источника блокируется фильтром, через который рассматривают зуб.

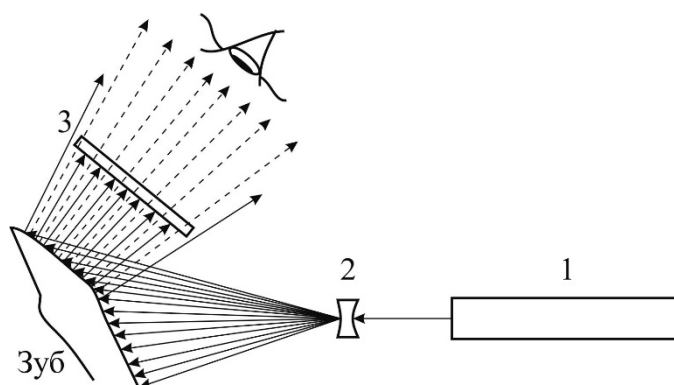


Рис. 4.10. Схема визуальной оценки люминесценции зуба: 1 – аргоновый лазер; 2 – линза; 3 – светофильтр [24].

Такая же схема применялась при использовании некогерентного источника с длиной волны менее 0.4345 мкм. Возбуждающее излучение подводилось к зубу с помощью волоконного световода, а оценка

люминесценции проводилась визуально через фильтр, поглощающий излучение в диапазоне длин волн, испускаемых источником [25].

Для возбуждения флуоресценции успешно используется красный свет ($\lambda=0.638$ мкм и 0.655 мкм). При этом удаётся различить здоровые и кариозные ткани зуба [95, 96]. В работе [97] исследовался спектр флуоресценции здоровой и кариозной эмали. Для этого были отобраны зубы, содержащие здоровую эмаль и видимые кариозные пятна коричневого цвета. Образцы облучались непрерывным излучением аргонового лазера или лазера на красителях с помощью оптического волокна. Флуоресценция и обратное рассеяние света изучались при помощи оптического спектрометра.

На рис. 4.11 приведены спектры флуоресценции здоровой и кариозной эмали (исходные данные без поправки на волокна, фильтр или пропускание спектрометра). Интенсивность флуоресценции приведена в условных единицах.

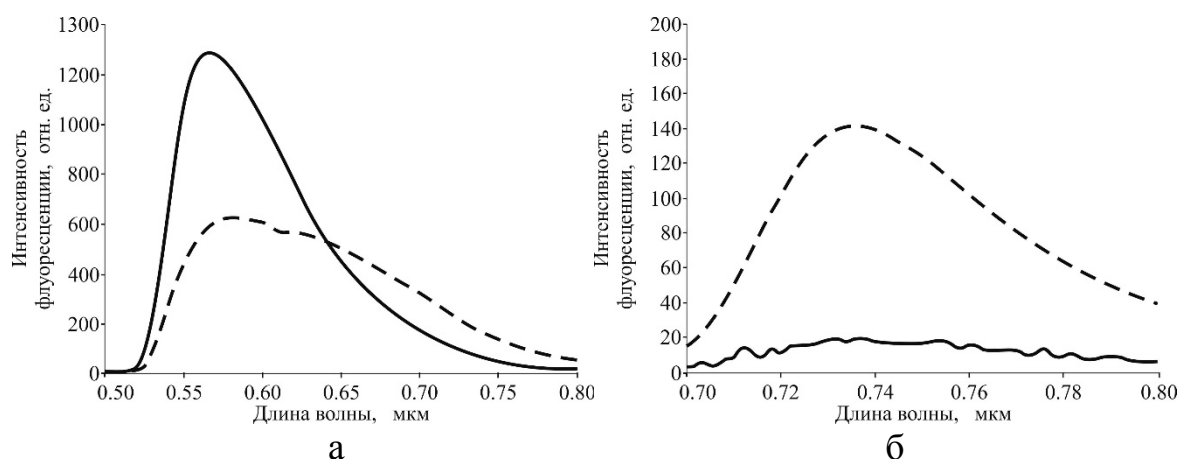


Рис. 4.11. Спектры флуоресценции здоровой (сплошная линия) и кариозной эмали (штриховая линия): (а) – возбуждение на $\lambda=0.488$ мкм; (б) – возбуждение на $\lambda=0.655$ мкм.

При возбуждении синим излучением аргонового лазера ($\lambda=0.488$ мкм) относительно интенсивная флуоресценция в жёлтой спектральной области характерна для здоровой поверхности эмали (рис. 4.11а). Эта флуоресценция уменьшается для кариозной ткани. Кроме того, в красной и в инфракрасной частях спектра ($\lambda > 0.645$ мкм) кариозная ткань даёт более сильную флуоресценцию, чем здоровая. Чтобы дифференцировать здоровую и кариозную ткани можно использовать оба принципа, а именно: либо бóльшую интенсивность флуоресценции здоровой ткани до 0.650 мкм, либо бóльшую интенсивность флуоресценции кариозной ткани после 0.650 мкм.

При облучении же красным светом $\lambda=0.640$ мкм или 0.655 мкм (рис. 4.11б) интенсивность флуоресценции уменьшается по сравнению

с 0.488 мкм. Тем не менее это уменьшение гораздо более выражено для здоровой эмали, чем для кариеса, так что теперь кариес флуоресцирует гораздо сильнее.

Для обнаружения скрытого кариозного поражения важно, что красный свет (а также и инфракрасное флуоресцентное излучение) меньше поглощается и рассеивается эмалью, что способствует увеличению глубины обнаружения кариозных разрушений.

Для того чтобы определить причину флуоресценции, нужно рассматривать как флуоресценцию здоровой ткани зуба, так и увеличение её интенсивности в связи с кариозным разрушением. Доминирующими компонентами эмали и дентина являются фосфаты кальция, в основном представленные гидроксиапатитом. Для проверки того, неорганические ли компоненты способствуют сигналу, сравнивалась флуоресценция различных фосфатов кальция (гранулы чистого (>97%) порошка). Было показано, что неорганические вещества не отвечают за флуоресценцию здоровой эмали. Сравнив зубы с разным цветом, можно заметить, что белые зубы менее флуоресцируют по сравнению с более тёмными.

Кариозный процесс начинается при потере кальция и других ионов эмали. Люминесцентная микроскопия таких поражений показывает, что декальцинация не приводит к повышению сигнала. Это соответствует низкой интенсивности флуоресценции фосфата кальция, описанной ранее. Тем не менее флуоресценция встречается вдоль дентинных канальцев. Это приводит к предположению, что усилению флуоресценции могут способствовать бактерии. Чтобы проверить эту гипотезу, колонии бактерий высевались на кровяном агаре и анализировались. Интересно, что не только колонии бактерий показывают флуоресценцию, но и окружающий агар. Флуоресценция агара уменьшается с увеличением расстояния от колонии, что указывает на присутствие здесь диффузии метаболитов бактерий, флуоресцирующих под воздействием красного света.

Вероятные метаболиты бактерий, которые могут светиться, это порфирины. Порфирины появляются как промежуточные ступени в синтезе различных веществ, а также производятся несколькими типами бактерий полости рта, такими как, например, *Prevotella intermedia* или *Porphyromonas gingivalis*. Порфирины действительно были обнаружены в необратимых кариозных поражениях, и было продемонстрировано, что они могут быть полезны в дифференциации кариеса от интактной ткани при помощи флуоресценции на возбуждающей длине волны 0.406 мкм [98]. Хотя интенсивность флуоресценции является максимальной для этой короткой длины волны возбуждения, порфирины, как известно, также показывают некоторую флуоресценцию при возбуждении красным светом. Для того, чтобы проверить наличие порфиринов в реальных образцах (кариозная ткань человеческих зубов), её растворяли либо в

ацетоне/метаноле, либо в 3-М НСL и анализировали при помощи высокоэффективной жидкостной хроматографии (ВЭЖХ). Фракции возбуждались 0.406 мкм и 0.655 мкм излучения и исследовалась флуоресценция. В дополнение был использован эталонный раствор порфирина. Возбуждение флуоресценции красным излучением наблюдалось в эталонном растворе, но концентрация в кариозном очаге была слишком мала, чтобы получить сигнал, явно отличающийся от фона. При помощи возбуждения флуоресценции светом с длиной волны 0.406 мкм был обнаружен порфирин IX, мезопорфирин и копропорфирин, присутствующие в образцах. Растворы с этими молекулами флуоресцируют и на $\lambda=0.655$ мкм, и их спектры излучения очень похожи на те, что были получены для кариеса (рис. 4.11б). Таким образом, были определены молекулы, которые определяют флуоресценцию кариозного поражения.

На основе проведённых в [97] исследований был разработан прибор для диагностики кариеса DIAGNOdent (KaVo, Biberach, ФРГ). Принцип его работы (см. рис. 4.12) заключается в следующем: излучение диодного лазера ($\lambda=0.655$ мкм) вводится в волокно и освещает поверхность зуба; система из девяти световодов (со скошенными концами) собирает излучение флуоресценции и отражённое излучение и направляет их на блок детектирования; излучение проходит через систему фильтров; для разделения флуоресценции и возбуждающего излучения излучение диодного лазера модулируется, а благодаря короткому времени флуоресценции принимаемый сигнал также будет промодулированным; промодулированный сигнал усиливается; шум подавляется; принятый сигнал преобразовывается и отображается на экране в цифрах от 0 до 99. Перед работой прибор может быть откалиброван по известному образцу.

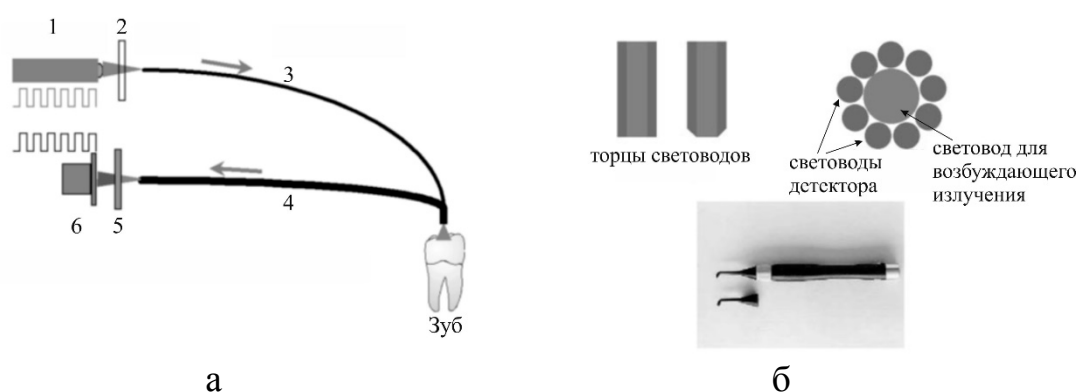


Рис. 4.12. Прибор DIAGNOdent [97]: (а) – принцип работы: 1 – лазерный диод; 2, 5 – светофильтры; 3 – световод для возбуждающего излучения; 4 – световод детектора; 6 – фотоприёмник; (б) – схема расположения оптических волокон и внешний вид прибора.

Применение DIAGNOdent затруднительно при диагностике кариеса, скрытого под реставрациями, из-за сильного рассеяния лазерного излучения в материале пломбы [99]. Он также по своей чувствительности несколько уступает традиционным методикам при оценке степени кариозного поражения ровных поверхностей (вестибулярная, оральная) зубов [27]. Однако его вполне можно использовать для обследования поверхностей с выраженным макрорельефом (жевательные поверхности моляров и премоляров, включая фиссуры).

Ещё одна система SPECTRA от Air Techniques позволяет диагностировать кариозные разрушения по принципу флуоресценции порфиринов [99]. В данном случае возбуждение проводится на длине волны 0.405 мкм, флуоресценция здоровой эмали происходит в зелёной области спектра, флуоресценция кариозной эмали в диапазоне 0.6–0.7 мкм. Здесь используется наконечник в виде интраоральной камеры, однако вместо "белых" диодов используется девять диодов, излучающих на длине волны 0.405 мкм. Для визуализации результатов исследования и анализа используется компьютер и оригинальное программное обеспечение. Этот прибор может быть использован при диагностике состояния эмали в области фиссур. Кариозный процесс в области фиссур очень быстро выходит за пределы эмали и переходит на дентин. В данном случае лечение должно быть оперативным в виде иссечения поражённого участка и его пломбирования.

Следующим техническим шагом явилась разработка технологии количественной светоиндуцированной флуоресценции (QLF – Quantitative Light-induced Fluorescence) [26]. Изображение облучаемого коротковолновым светом зуба регистрируется видеокамерой и вводится в компьютер. Компьютерная обработка изображения позволяет судить о степени поражения (рис. 4.13).

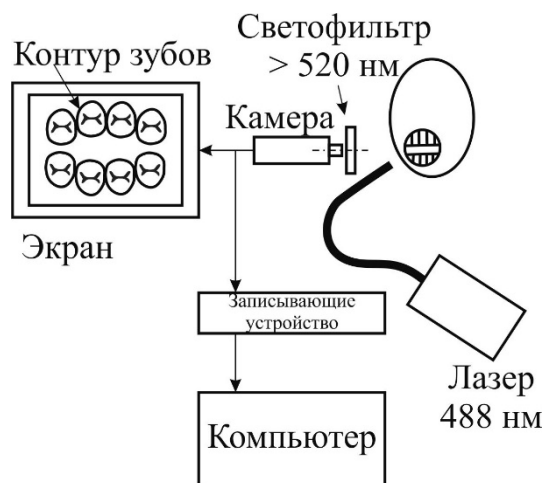


Рис. 4.13. Схема установки QLF [26].

В случае QLF видимый свет имеет длину волны 0.370–0.488 мкм. Полученная длина волны флуоресценции превышает 0.520 мкм. QLF создаёт изображение, которое состоит только из зелёного и красного каналов (синий диапазон фильтруется). Эмаль обладает преимущественно зелёным цветом, деминерализация эмали приводит к снижению интенсивности флуоресценции. Это изменение (снижение интенсивности) может быть оценено количественно при помощи программного обеспечения прибора. Было показано, что это хорошо коррелирует с уменьшением минеральных веществ в ткани.

Источником флуоресценции, в данном случае является дентиноэмалевое соединение (ДЭС): возбуждающее излучение проходит сквозь прозрачную эмаль и возбуждает флюорофоры, содержащиеся в ДЭС. Исследования показали, что когда дентин разрушается под эмалью, то флуоресценция пропадает. Уменьшение толщины эмали приводит к более высокой интенсивности флуоресценции. Наличие области деминерализованной эмали снижает флуоресценцию по двум основным причинам. Во-первых, эффект рассеяния света на кариозном поражении приводит к уменьшению возбуждающего излучения, достигающего ДЭС в этой области, а во-вторых, любая флуоресценция, идущая от ДЭС, снова рассеивается, т.к. свет пытается пройти через поражение.

Приборы с QLF содержат ксеноновую лампу и наконечник с интраоральной камерой. Свет передаётся через наконечник световода, наконечник содержит полосовой фильтр. Изображения в реальном времени отображаются на экране компьютера и сопутствующее программное обеспечение позволяет записать данные о пациенте, а также сфотографировать и сохранить изображения интересующих зубов. QLF может показать изображение всех поверхностей зубов, кроме контактных. После сохранения изображения зуба проводится анализ кариозного поражения и производится количественная оценка деминерализации зуба. Программа находит участок с поражением и здоровой эмалью, далее из значений пикселей здоровой эмали вычитает те пиксели, которые считаются кариозным поражением. Заранее задаётся порог снижения интенсивности флуоресценции (обычно устанавливается до 5%). Это означает, что все пиксели с уменьшением интенсивности флуоресценции более 5% от среднего значения для здоровой эмали будут считаться частью поражения. Далее вычисляется среднее значение уменьшения интенсивности флуоресценции ΔF (%), а затем общая площадь поражения (мм^2). Финальное же перемножение этих двух переменных даёт в результате третий параметр ΔQ .

Глава 5. Лазерное отбеливание твёрдых тканей зуба

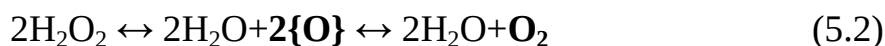
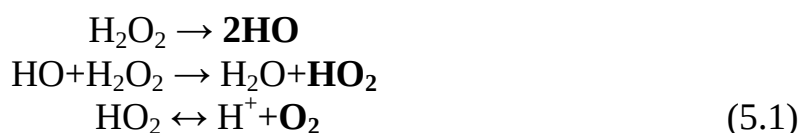
В последние годы весьма популярной стоматологической процедурой стало отбеливание зубов [100]. Изменение цвета зубов (окрашивание) может иметь различные причины. Окрашивание зубов делится на внутреннее и внешнее. Под **внешним окрашиванием** понимается воздействие, результат которого может быть устранён при помощи профессиональной гигиенической чистки, под **внутренним** – эндогенное изменение цвета, которое затронуло зубной матрикс и, следовательно, не может быть устранено методами профилактики, а только методами отбеливания зубов. Некоторые изменения цвета являются комбинацией обоих типов окрашивания, а в ряде случаев внешнее окрашивание переходит во внутреннее [101, 102]. Любое изменение цвета зубов называется **дисколоритом**, а его устранение – **депигментацией**. Методы депигментации можно разделить на осветление и отбеливание зубов. Осветление может быть клиническое и домашнее. Отбеливание можно классифицировать по виду отбеливания (клиническое, домашнее), по составу отбеливающего агента (перекиси водорода или перекиси карбамида), по области применения (наружное, внутрикоронковое, комбинированное) [103].

К *причинам внешнего окрашивания* можно отнести: налёт, хромогенные бактерии, денатурацию поверхностных белков, полоскания (например, хлоргексидином), напитки (чай, кофе, красное вино, кола), пищу (красители, ягоды, свёкла), пищевой преципитат (нерастворимые остатки пищи), заболевания, антибиотики (эритромицин, амоксициллин), препараты железа, курение.

К *причинам внутреннего окрашивания* можно отнести: заболевания (болезни крови, болезни печени, поражения эмали и дентина), медикаменты (тетрациклин и другие антибиотики), флюороз, травмы, первичный и вторичный кариес, пломбировочный материал, химические вещества, миоциклин, функциональные или парафункциональные изменения, а также возраст [101, 102].

Различают несколько технологий отбеливания, суть которых заключается в удалении либо внешних, либо внутренних красителей, определяющих цвет зуба [104]. Внешние красители локализуются в верхнем слое эмали и могут быть удалены механически с использованием чистящих паст или химически с использованием сред, содержащих перекись водорода малой концентрации. Для удаления внешних красителей могут быть использованы среды, содержащие перекись водорода в высокой концентрации, но в этом случае процедура должна проводиться в стоматологической клинике. Внутренние красители локализуются в глубоких слоях эмали и в дентине зуба. Для разрушения внутренних красителей используются среды, содержащие перекись

водорода в высокой концентрации или перекись карбамида $\text{CH}_6\text{N}_2\text{O}_3$, которая разлагается на мочевины $\text{CH}_4\text{N}_2\text{O}$ и H_2O_2 . Мочевина может использоваться в отбеливающем агенте для стабилизации перекиси водорода, повышения pH и т.д. [102, 105]. Перекись водорода проникает в эмаль и в дентин вследствие пористости этих тканей. Перекись водорода действует как сильный окислитель благодаря образованию свободных радикалов, молекул активного кислорода и анионов перекиси водорода [106]. Распад перекиси водорода на свободные радикалы описывается следующими реакциями [106]:



Перекись водорода образует такие свободные радикалы как гидроксильные и пергидроксильные радикалы и супероксидные анионы (5.1), молекулы активного кислорода, которые неустойчивы и преобразуется в кислород (5.2), и анионы перекиси водорода (5.3). Свободный радикал пергидроксил (HO_2) считается наиболее активной формой при отбеливании зубов [106]. Свободные радикалы разрушают двойные связи молекулы пигмента, вследствие чего молекулы пигментов становятся достаточно малых размеров, поглощение света на них уменьшается, а значит, эмаль и дентин зуба в результате становятся светлее. Молекулы пигментов обычно органические, однако и неорганические молекулы могут разрушаться по аналогичным реакциям [105]. Неорганические красители, запертые в кристаллической решётке структуры эмали или удерживаемые поверхностным взаимодействием с белками слюны, прежде чем они станут восприимчивы к отбеливающим агентам, требуют окисления сульфидных или тиолатных связей в присутствии соответствующих катализаторов, таких как Fe(II) . Часто эти катализаторы либо недоступны, либо в дефиците, что приводит к медленному распаду перекиси водорода и увеличивает время лечения [106]. В процессе отбеливания зубов ткани насыщаются отбеливающим агентом и полностью разрушаются двойные связи. На этом этапе отбеливание необходимо прекратить. Приемлемым считается результат осветления зубов на 1–2 оттенка по шкале VITA (см. п.5.3) [105]. Важно правильно подбирать время отбеливания и концентрацию отбеливающего агента, чтобы избежать повреждения тканей. В зависимости от метода

отбеливания концентрация перекиси водорода и перекиси карбамида составляет от 3% до 42% [101, 102, 105–107].

Общепринятыми являются методы внешнего отбеливания (применение отбеливающих зубных паст, абразивные методики, домашнее отбеливание, профессиональное отбеливание), внутреннего отбеливания (внутрикоронковое отбеливание депульпированных зубов) и комбинированные методы отбеливания зубов и композитных реставраций [101, 102, 105, 106]. При невозможности отбеливания проводится микроабразия, а затем установка виниров или коронок [105].

5.1. Внешнее отбеливание

Методы внешнего отбеливания подразумевают применение отбеливающего агента с внешней стороны зуба, т.е. к эмали, покрывающей коронку зуба. В этом случае наряду с очисткой поверхности эмали происходит её отбеливание [105], а при проникновении отбеливающего агента к дентину – отбеливание дентина. Рассмотрим основные методы внешнего отбеливания.

Отбеливающие зубные пасты. Использование зубных паст с отбеливающим эффектом позволяет удалять только внешнее окрашивание. Отбеливающими считаются абразивные пасты (удаляют слой эмали вместе с пятном; при длительном использовании возможно потемнение из-за уменьшения толщины эмали), пасты с эффектом химического удаления пелликулы (удаляют пелликулу, содержащую пигменты), пасты с пероксидами, профилактические пасты с перекисью водорода (отбеливают за счёт химического и абразивного действия), пасты с бикарбонатом натрия, пасты с энзимами. Отбеливающие пасты можно использовать не более 4-х недель, после чего пациенту рекомендуется использование обычных зубных паст сроком около 3-х месяцев [101].

Микроабразия. Для микроабразии используется 6.6–18%-ая соляная кислота в смеси с абразивными микрочастицами карбида кремния [101, 105, 108]. Смесь кислоты с порошками втирается в течение 5–10 с при концентрации 6.6% и не более 5 с при концентрации 18%, затем смывается. Обязательно проводится реминерализующая терапия курсом до 4-х недель, после чего – аппликации фторсодержащими гелями или пенками для восстановления эмали. Процедура проводится не более пяти раз. Соляная кислота с концентрацией 18% протравливает эмаль на глубину порядка 10 мкм (7–29 мкм) за 5 с [105] или на 100 мкм за 100 с [109]. При использовании 18% соляной кислоты с пемзой в течение 5 с глубина удалённого слоя эмали достигает 160–360 мкм [109]. При необходимости возможно использование отбеливающего геля, содержащего перекись водорода. Этим методом удаляются поверхностные изменения (меловидные пятна, пятна при флюорозе, лёгкие

тетрациклиновые изменения) и снимается поверхностный слой эмали [101, 105].

Домашнее отбеливание. Этот термин был введён в 1989 г. под названием Nightguard Vital Bleaching, поскольку пациенты проводили отбеливание ночью, пока спали [101, 105]. Данный метод рекомендуется применять для лечения возрастного окрашивания, лёгких форм флюороза и тетрациклиновых изменений. Суть метода заключается в том, что для пациента изготавливается каппа с пространством, в которое закладывается отбеливающий агент, например, 5–15% перекись карбамида [101, 105]. Пациент надевает капу из полимера (толщина стенки 0.9–1.0 мм) на ночь. Обычно проводится однократная аппликация. Процедура длится 8–14 дней в зависимости от начальной ситуации и изменений во время лечения. Каппа содержит резервуары, заполненные отбеливающим агентом, и плотно прилегает к зубам [101, 105]. Дизайн капп может быть различным в зависимости от индивидуальных анатомических особенностей и целей: нижние и верхние, с резервуаром и без него, без окон или с окнами (для отбеливания выборочных зубов), с анатомическими или прямыми краями.

Профессиональное отбеливание. Профессиональное отбеливание проводится в клинике с помощью более активных препаратов и, следовательно, приводит к более быстрым и более длительно сохраняющимся результатам. В этом случае используются бóльшие концентрации отбеливающего агента (25–40% перекиси водорода [101, 105]) по сравнению с методом домашнего отбеливания. Эта процедура является активным методом и требует обязательного контроля со стороны врача и дополнительной защиты окружающих зубы мягких тканей, в том числе изоляции десневого края жидким коффердамом. Процедура профессионального отбеливания проводится в кабинете врача под его наблюдением и занимает от 20 минут до 2–х часов. Аппликация отбеливающего агента выполняется в несколько подходов по 10 минут. Это метод рекомендован для удаления пигментаций, затрагивающих всю зубную дугу (возрастные или тетрациклиновые окрашивания), для окрашивания после эндодонтического лечения, флюороза [105]. Профессиональное отбеливание ещё называют *форсированным отбеливанием*, поскольку помимо использования отбеливающего агента с высокой концентрацией активного компонента, отбеливающие гели активируются различными методами: тепловым, оптическим и химическим. Как правило, происходит комплексное воздействие на отбеливающий агент и механизм активации является смешанным [101, 105]. Тепло или свет сообщают энергию отбеливающему агенту, необходимую для активации процесса разложения перекиси водорода, увеличивая тем самым интенсивность отбеливания. Существуют системы двойной активации (Hi Lite (Shofu)): световой и химической. Для этого в

гель с 19–35% перекисью водорода вводят гептагитрат сульфата железа, служащий химическим активатором, и сульфат марганца, активируемый светом.

Форсированное отбеливание зубов с использованием света основано на высвобождении гидроксильных радикалов из перекиси водорода через прямое возбуждение светом (фотолиз) в соответствии с уравнением [110]



При поглощении света определённой частоты H_2O_2 распадается на гидроксильные радикалы. Достаточная для такого распада энергия может быть обеспечена только при высокой частоте, что соответствует длине волны 0,248 мкм и менее (УФ диапазон). Данное обстоятельство делает использование фотолиза в полости рта затруднительным или даже невозможным [110].

Форсированное отбеливание зубов с использованием тепла основано на ускорении высвобождения гидроксильных радикалов из перекиси водорода при повышении температуры в соответствии с уравнением [110]



Это приводит к увеличению скорости разложения в 2,2 раза для каждой 10°C повышения температуры. Из-за повышенного высвобождения гидроксильных радикалов (термокаталитическая реакция) возможно увеличение эффективности отбеливания. В качестве источника тепла может использоваться разогретый инструмент, который прикладывается к смоченному перекисью водорода марлевому тампону, расположенному на зубах, на 1–3 минуты. С появлением отбеливающих гелей существует возможность нагревать сам отбеливающий агент до плюс 80°C и наносить его в нагретом состоянии на 2 минуты по 3–4 раза за сеанс. Однако следует помнить, что диапазон полезного повышения температуры ограничен из-за возможного повреждения пульпы и в настоящее время этот метод не используется.

Основной механизм световой активации отбеливающего агента состоит в том, что часть падающего на него света поглощается и преобразуется в тепло. Для того чтобы увеличить поглощение света и, как следствие, эффективность его преобразования в тепло, некоторые отбеливающие агенты смешивают с красителем, например, с β -каротином [110–112], который увеличивает поглощение синего света (см. рис. 5.1). Для того чтобы увеличить поглощение света красного и инфракрасного диапазона, добавляются мелкие частицы кремнезёма (нанометрового или микрометрового размеров), что окрашивает краситель в голубой цвет [110].

Отбеливающий агент может активироваться (нагреваться) при помощи света ламп. Помимо стандартных ламп для активации

отбеливающего агента используются светодиоды (LED) и лазерное излучение (см. таблицу 5.1).

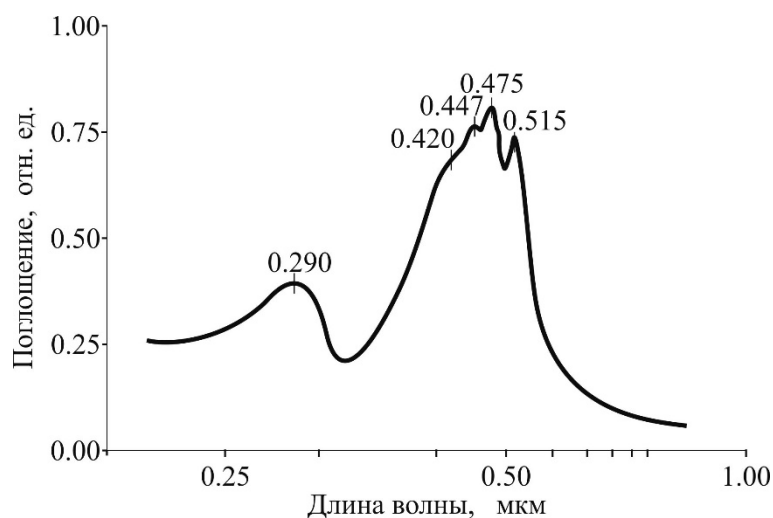


Рис. 5.1. Спектр поглощения пленки β -каротина толщиной 10–50 мкм [111].

Таблица 5.1. Лампы и светодиоды для световой активации отбеливания [110].

Источник света	Типичные длины волн после фильтров (мкм)	Выходная плотность мощности (мВт/см ²)	Плотность мощности на поверхности зуба (мВт/см ²)	Особенности и риски
QTH лампы (quartz–tungsten–halogen)	0.38–0.52	400–3000	Полимеризационные лампы: >100; Отбеливающие лампы: <80	Излучение хорошо поглощается каротином; возможны термические повреждения
Дуговая плазменная лампа	0.38–0.58	600–2000	–	Излучение хорошо поглощается каротином; возможны термические повреждения
Металлогалогенные лампы (газоразрядные лампы)	–	–	Отбеливающие лампы: <80	–
Диоды (LED)	0.43–0.49	200–2000	–	–

Лампы для отбеливания имеют широкий диапазон длин волн от УФ ($\lambda < 0.38$ мкм) до ИК ($\lambda > 0.75$ мкм), включая дальний ИК. Обычно при применении таких ламп используются светофильтры, на которых происходит ослабление, но не полное исключение ИК излучения. При использовании ламп всегда существует риск перегрева пульпы.

Широко применяются LED лампы. Использование светодиодов безопаснее, поскольку спектр их излучения более узкий, однако остаётся ИК составляющая. Риск перегрева пульпы в этом случае не может быть исключён, особенно при длительном воздействии. Особенностью лазерных источников является узкий диапазон длин волн излучения (монохроматичность) и, как результат, селективное воздействие на отбеливающий агент и минимальный риск или полное отсутствие риска перегрева пульпы или других термических повреждений [110]. Следует отметить, что лазерное отбеливание сопровождается высоким риском возникновения повышенной чувствительности и долгое время было запрещено к использованию на витальных зубах.

Лазерное форсированное отбеливание зубов при помощи CO₂ и аргонового лазеров было одобрено FDA (Food and Drug Administration, USA) в 1996 г. (Ion Laser Technology, USA) [105]. Метод заключался в том, что отбеливающий гель наносился толщиной 1–2 мм, источник лазерного излучения располагался на расстоянии 1–2 см от поверхности зуба, лазерная обработка проводилась в течение 5–30 с. Лазерный луч здесь медленно передвигался справа налево по поверхности зуба (сканирующие движения). После лазерной обработки гель оставлялся на три минуты. Всего производилось пять процедур [105]. Такая методика с небольшими отступлениями воспроизводится при использовании всех лазерных процедур отбеливания.

Рассмотрим основные параметры лазерного излучения и источники для лазерного форсированного отбеливания зубов (таблица 5.2).

Таблица 5.2. Лазерные источники для световой активации отбеливания.

Лазер	λ , мкм	N_p , шт.	E_p , мДж	ΣE , Дж	W_E , Дж/см ²	d_n , мм	P_{cp} , Вт	F , Гц	Режим, τ_p , мкс	t_{tr} , с
Argon	0.488 0.515	–	–	24– 25	53– 55	7.6	0.8	–	CW/Pulse	30
КТР	0.532	–	–	до 25	до 88	6–8	0.8–1.0	–	–	30
Diode	0.79–0.98	–	–	–	–	–	0.04–10	–	CW	15–300
YAG: Er	2.94	250	60	15	3	–	0.09	1.5	Pulse, 150	195
CO ₂	9.4–10.6	–	–	12.5– 15	177–212	3	0.0025	–	CW/Pulse	5
Примечание: N_p – количество импульсов; E_p – энергия в импульсе; W_E – плотность энергии; d_n – диаметр пучка; P_{cp} – мощность излучения (средняя в импульсном режиме); F – частота следования импульсов; τ_p – длительность импульса; t_{tr} – время действия лазерного излучения.										

Аргоновый лазер. Длина волны излучения аргонового лазера лежит в видимом диапазоне спектра (0.45–0.53 мкм). Наряду с УФ, в спектре излучения аргонового лазера присутствуют два пика на длинах волн 0.4880 мкм (синий) и 0.5145 мкм (зелёный). Излучение с этими длинами волн поглощается в коричневых и серых пигментах, и практически не поглощается в крови (основном пигменте, содержащимся в пульпе).

В дополнение неокрашенная эмаль хорошо отражает свет видимого диапазона. В результате основная часть излучения аргонового лазера поглощается в молекулах отбеливающего агента, что используется для активации процесса отбеливания. Риск перегрева и повреждения пульпы при этом минимален. Энергетическая экспозиция при использовании излучения аргонового лазера за один сеанс (при обработке одного зуба) не должна превышать 25 Дж. В работе [113] используется экспозиция 24 Дж на зуб. Это достигается, например, сочетанием таких параметров как мощность излучения 800 мВт (диаметр пучка 7.6 мм) и время обработки 30 с. Лазер может работать в импульсном и непрерывном режимах. В процедурах может использоваться меньшая или большая мощность лазерного излучения, но обязательно должен производиться пересчёт длительности обработки, для того чтобы экспозиция не превышала 25 Дж. Для увеличения поглощения излучения аргонового лазера в отбеливающем агенте возможно добавление красителя на основе каротина. Излучение аргонового лазера эффективно отбеливает зубы с коричневой и серой пигментацией, однако по мере отбеливания эффективность снижается из-за разрушения этих пигментов. После воздействия излучения аргонового лазера целесообразно продолжать процедуру отбеливания излучением ИК диапазона, например, излучением CO₂ лазера [113].

YAG: Nd лазер. Длина волны излучения YAG: Nd лазера лежит в ближней ИК области спектра (1.064 мкм). Излучение этого лазера способно проникать глубоко в твёрдые ткани зуба, вследствие низкого поглощения в воде и тканях зуба. Это приводит к перегреву и повреждению пульпы [105, 113, 114]. YAG: Nd лазер не эффективен при отбеливании зубов с использованием отбеливающих агентов на основе 35% перекиси водорода, в том числе с применением дополнительных активаторов и поглотителей [115, 116].

Результаты отбеливания с применением для активации излучения YAG: Nd лазера (диаметр пучка 6 мм, $P_{cp.}=4$ Вт, $F=10$ Гц, $\tau_p=320$ мкс, $W_E=1.4$ Дж/см², $t_{tr}=10$ с) по две серии на зуб такие же, как и без активации [115]. При отбеливании с использованием для активации излучения YAG: Nd лазера, с $P_{cp.}=2.5$ Вт, $F=25$ Гц, $E_p=100$ мДж, $t_{tr}=2$ мин. результаты сопоставимы с отбеливанием, использующим для активации излучение стандартной галогеновой лампы. При этом излучение YAG: Nd лазера не способствует ни повышению микротвёрдости поверхности эмали, ни уменьшению чувствительности зубов после процедуры отбеливания [115, 116].

КТР лазер. Длина волны излучения КТР лазера лежит в видимой области спектра (0.532 мкм) и достигается за счёт удвоения частоты излучения YAG: Nd лазера ($\lambda=1.064$ мкм) в кристалле титанил фосфата калия (KTiOPO₄). Действие излучения этого лазера при отбеливании совпадает с действием излучения аргонового лазера. Параметры излучения

КТР лазера для отбеливания: энергетическая экспозиция – до 25 Дж, диаметр пучка 6–8 мм, мощность – 800 мВт, время воздействия 30 с [117]. В качестве поглотителя в отбеливающем агенте может использоваться родамин–В. Этот краситель имеет пик поглощения на длине волны 0.539 мкм и добавляется до 0.5% по весу. При поглощении излучения с этой длиной волны в отбеливающем агенте наблюдаются нагрев, флуоресценция (на длине волны 0.602 мкм), переход молекул красителя в синглетное и триплетное состояния. В триплетном состоянии молекулы красителя взаимодействуют с кислородом, что приводит к образованию гидроксильных радикалов, супероксидных ионов, пероксидов и т.д. Таким образом, при отбеливании зубов с использованием излучения КТР лазера происходят не только фототермические (нагрев отбеливающего агента) процессы, но и фотохимические. Поглощение излучения в отбеливающем агенте с красителем делает нагрев поверхностным, что предотвращает перегрев и повреждение пульпы [117]. Уменьшение желтизны зубов (увеличение интенсивности цветового канала "В" в системе RGB), оценённое по методу DOTCAM (см. п. 5.3), при отбеливании с использованием излучения КТР лазера составляет 3.85 усл. ед. При домашнем же отбеливании без лазерного воздействия эта величина составляет лишь 1.94 усл. ед. [117]. Использование излучения КТР лазера мощностью 1 Вт, с плотностью энергии 13.33 Дж/см² за время обработки 30 с (гель Hi-Lite) приводит к увеличению "светлоты" *L* (при оценке цвета в системе CIE Lab; см. п. 5.3) практически в 2 раза по сравнению с методом без активации или с активацией при помощи 0.98 мкм диодного лазера и синего светодиода ($\lambda=0.47$ мкм) [118].

Диодный лазер. Длина волны излучения диодных лазеров, использующихся для отбеливания зубов, лежит в ближней ИК области спектра (0.79–0.98 мкм) [110, 118, 119–121]. Действие излучения диодного лазера на твёрдые ткани зуба и пульпу аналогично действию излучения неодимового лазера, а именно: и здесь также возможен перегрев пульпы [118]. Однако действие излучения этих лазеров приводит к форсированию процесса отбеливания по сравнению со стандартными методами [119–121]. Например, использование излучения диодного лазера с длиной волны 0.815 мкм ($P=10$ Вт, $t_{tr}=15$ с, две аппликации по 8 мин.) для активации системы LaserWhite (на основе 37% перекиси водорода) приводит к сокращению длительности процедуры отбеливания в три раза. Согласно оценке цвета в системе CIE Lab (см. п. 5.3), после отбеливания зубов с использованием излучения этого лазера уменьшение "красноты" *a* и "желтизны" *b* на 10–30% больше по сравнению с методами без активации или с активацией светодиодами (0.4–0.5 мкм) или лампой (0.40–0.49 мкм) с соответствующими отбеливающими агентами [119]. Использование излучения диодного лазера с длиной волны 0.97 мкм ($P=0.04$ –2.00 Вт,

$t_{tr}=2.2-5.0$ мин.) для активации системы Ultradent Opalescence X Extra Boost (на основе 38% перекиси водорода) приводит к осветлению зубов на 2–3 оттенка по шкале VITA и сокращению длительности процедуры отбеливания в 2–6 раз по сравнению с применением отбеливающего агента без активации или с активацией синими светодиодами (0.476 мкм) в комплексе с 0.79 мкм диодным лазером [120]. Использование излучения диодного лазера с длиной волны 0.98 мкм ($P=1$ Вт, $t_{tr}=30$ с, $W_E=13.33$ Дж/см²) для активации системы Ni-Lite приводит к увеличению "светлоты" L на 16% по сравнению с методом без активации [118].

YAG: Er лазер. Длина волны излучения YAG: Er лазера лежит в среднем ИК диапазоне спектра (2.94 мкм) и хорошо поглощается в воде, ОН–группах и твёрдых тканях зуба. Слой отбеливающего геля и эмаль благодаря высокому поглощению излучения эрбиевого лазера служит защитным экраном для дентина и пульпы от лазерного излучения и их перегрева [110]. Данные об эффективности применения излучения YAG: Er лазера разнятся. В [114] отмечается, что излучение этого лазера не способствует отбеливаю. Однако в работе [118] сообщается, что излучение YAG: Er лазера ($N_p=250$, $E_p=60$ мДж, $\tau_p=150$ мкс, $F=1.5$ Гц, $W_E=3.0$ Дж/см², $t_{tr}=195$ с) может сократить время отбеливания гелем Ni-Lite в 1.5 раза по сравнению со стандартной лампой ($0.400-0.520$ мкм) и в 3 раза по сравнению с методом без активации. При этом осветление зубов происходит на 2–3 оттенка по шкале VITA.

CO₂ лазер. Длина волны излучения CO₂ лазера лежит в дальнем ИК диапазоне спектра ($9.4-10.6$ мкм) и хорошо поглощается в перекиси водорода, воде и эмали зуба [110,113]. Поглощение ИК излучения перекисью водорода сопровождается её распадом и способствует повышению скорости отбеливания зубов. Эмаль благодаря высокому поглощению в ней ИК излучения служит защитным экраном для дентина и пульпы от лазерного излучения и их перегрева. Излучение CO₂ лазера рекомендовано для отбеливания незначительных пигментаций или отбеленных ранее зубов излучением аргонного лазера, поскольку ИК излучение поглощается непосредственно в перекиси водорода и в воде, которая образуется в результате её распада. Энергетическая экспозиция излучения CO₂ лазера при обработке одного зуба за один сеанс не должна превышать 15 Дж. В работе [113] используется 12.5 Дж на зуб, что достигается сочетанием таких параметров как мощность излучения 2.5 мВт (диаметр пучка 3 мм) и время обработки 5 с. Лазер может работать в импульсном и непрерывном режимах. В процедурах может использоваться меньшая или бóльшая мощности лазерного излучения, но энергетическая экспозиция не должна превышать 15 Дж.

Следует отметить, что активация отбеливания при помощи излучения описанных выше лазеров с оптимальными для этой задачи параметрами не приводит к изменению морфологии и механических свойств поверхности эмали во время процедуры отбеливания. Достаточно широко используется Smartbleach 3LT технология. В её основе лежит использование щелочного геля Smartbleach (на основе перекиси водорода и Родамина Б), который при активации меняет значение pH с нейтрального на щелочной (pH=9.5–10.5), и зелёного лазера 3LT с длиной волны 532 нм [122]. На современном рынке лазерного оборудования для отбеливания в основном представлены диодные лазеры, что объясняется их сравнительно невысокой стоимостью и компактностью по сравнению с газовыми и твердотельными лазерами с ламповой накачкой, а также возможностью доставки лазерного излучения по кварцевым световодам. Таким образом, при внешнем отбеливании используется свойство проницаемости эмали. Процесс может носить химический или фотохимический характер. В последнем случае процедура проводится врачом в условиях стоматологического кабинета и состоит из следующих этапов: 1) защитная изоляция десны; 2) нанесение отбеливающего геля на зубы (содержит не менее 25% перекиси водорода); 3) фотоактивация; 4) удаление геля и обработка зубов фторсодержащим препаратом.

Для фотоактивации, под воздействием которой из перекиси водорода выделяются активные радикалы, используют различные источники света с длинами волн от 0.35 до 0.58 мкм. Это могут быть галогеновые полимеризационные лампы, полимеризаторы на основе LED, устройства, сочетающие излучение LED и галогеновый свет, а также специальные устройства для фотоотбеливания на основе ртутно-галогидных ламп (ZOOM) и лазеров. Гель может содержать светопоглощающий пигмент, за счёт которого усиливается эффективность отбеливания [28].

5.2. Внутреннее отбеливание

При внутреннем отбеливании в основе процедуры лежит воздействие перекиси водорода на пигменты, отложившиеся по тем или иным эндогенным причинам в дентине зуба. Доставка перекиси водорода к дентину зуба через эмаль крайне затруднительна в связи с низкой пористостью последней. При внутреннем отбеливании эта проблема решается путём депульпирования зуба и формирования в дентине полости значительных размеров для помещения в неё среды, содержащей перекись водорода [123]. В связи с этим данная процедура является неприемлемой для витальных зубов.

В работе [124] описан метод внутреннего отбеливания витальных зубов, в котором для доставки перекиси водорода к дентину зуба предлагается использовать микроотверстия (микроратеры, микроканалы), сформированные в коронке зуба. Микроотверстия должны иметь диаметр

близкий к размерам традиционных дефектов эмали (трещин, впадин и фиссур и т.д.), а глубина этих отверстий должна быть меньше расстояния от поверхности эмали до поверхности пульпы зуба. Для формирования таких отверстий используется лазерное излучение, которое эффективно поглощается твёрдыми тканями зуба. Для этой цели весьма перспективными являются эрбиевые лазеры [125–128], к которым относятся лазеры на кристаллах YSGG: Er; Cr ($\lambda=2.79$ мкм) и YAG: Er ($\lambda=2.94$ мкм).

Оценим количество перекиси водорода, которое необходимо ввести в дентин зуба для его отбеливания. Цвет дентина определяется содержанием в нём пигментов. Согласно [129], в окрашенных зубах содержатся пигменты, имеющие группы с двойными связями. Такие пигменты являются органическими [102, 130]. Необратимое обесцвечивание органического пигмента достигается при разрыве двойной связи [131, 132], при этом если основной компонент дентина зуба (гидроксиапатит) имеет белый цвет, то наблюдается его отбеливание. Этот механизм положен в основу действия окислительных отбеливателей. Основной реакцией при этом является воздействие по сопряжённым связям ($-\text{CH}=\text{CH}-$) перекисью водорода или активными формами кислорода с образованием эпокси-соединения [133]. При более жёстких условиях окисления возможно образование диолов или полный разрыв C–C связи [134]. Разрыв связи приводит к обесцвечиванию молекулы красителя. В результате реакции на одну двойную связь расходуется одна молекула перекиси водорода. Полученные продукты окисления не поглощают свет в видимой области и поэтому бесцветны [131]. Оценим количество ненасыщенных связей в структуре пигмента, воспользуясь стандартной методикой определения бромного числа [135], модифицированной для работы с порошком дентина. Рассмотрим пример (эксперимент).

В эксперименте 3.012 г растёртого в ступке дентина зуба перемешивали в 50 мл воды и добавляли 40 см³ соляной кислоты ($\rho=1.18$ г/см³), встряхивали и добавляли 15 мл раствора бромат-бромид калия (6 г бромата калия и 2 г бромида калия, доведённого до 1000 мл водой). В растворе появляется устойчивая жёлтая окраска. Встряхивание проводили до полного растворения порошка дентина. Затем в колбу добавляли 5 мл 2% раствора КJ и встряхивали в течение 3-х минут. Выделившийся йод титровали стандартным титрованным раствором тиосульфата натрия (0.01 N) до тех пор, пока не исчезала окраска йода (проба по йодкрахмальной бумажке). Разница между объёмами раствора тиосульфата натрия, пошедшим на титрование холостой пробы (V_x), и раствора дентина (V_n) составила 8.1 мл. Бромное число рассчитывали по формуле:

$$BN = \frac{0.0799 \cdot (V_x - V_n)}{m} = \frac{0.0799 \cdot 8.1}{3.012} = 0.213 \text{ г}, \quad (5.6)$$

где V_x – объём раствора тиосульфата натрия, пошедший на титрование холостой пробы; V_n – объём раствора тиосульфата натрия, пошедший на титрование раствора дентина; m – масса навески дентина.

Получаем, что число эквивалентов двойных связей в 100 г дентина равно: $0.213/M_{\text{брома}} = 1.33$ ммоль, где $M_{\text{брома}}$ – молекулярная масса брома, равная 159.804 г/моль. Масса дентина зуба в среднем не превышает 300–500 мг. Для дальнейших оценок предположим, что масса дентина зуба равна 300 мг. Тогда количество двойных связей в органической компоненте зуба будет равно $1.33 \text{ ммоль} \cdot 0.3 \text{ г/100 г} = 0.004$ ммоль. По уравнению химической реакции на один моль групп с двойными связями требуется один моль перекиси водорода, т.е. в данном случае 0.004 ммоль. Тогда масса перекиси водорода составит $0.004 \cdot 34 = 0.136$ мг. Для 31% перекиси водорода масса составит $0.136/0.31 = 0.439$ мг. По литературным данным, перекись водорода реагирует по двойным связям с выходом 20–90% [130, 136]. Для проверки выхода химической реакции при окислении перекисью водорода пигмента дентина был приготовлен порошок дентина и разделён на две части массой 1.5022 г и 1.492 г. Одна порция (1.492 г) была оттитрована по приведённой выше методике. Вторую порцию (1.5122 г) смешали с 50 мг дистиллированной воды и добавили 3 мг 23% перекиси водорода (0.0203 ммоль), выдержали в закрытой посуде 2 часа, а затем оттитровали по приведённой выше методике. Разница объёмов титрования первой и второй пробы составил 2.1 мл. Объём первой пробы 4.25 мл. Бромное число $0.0799 \cdot 4.25/1.492 = 0.2276$ г. Если пересчитать на двойные связи получаем 0.02122 ммоль. Бромное число второй пробы $0.0799 \cdot 2.1/1.5022 = 0.1117$ г. Если пересчитать на двойные связи получаем 0.0105 ммоль. Отсюда выход не прореагировавших связей составит $(0.0105/0.0203) \cdot 100\% = 51.7\%$. Соответственно, выход на перекись водорода составит $100\% - 51.7\% = 48.3\%$. Тогда масса 31% перекиси водорода, необходимая для разрушения двойных связей (отбеливания), в 300 мг дентина зуба составит $0.439/0.483 = 0.91$ мг. Если предположить, что плотность 31% перекиси водорода равна плотности воды, то можно заключить, что для отбеливания 0.3 г дентина зуба потребуется 0.91 мкл 31% раствора перекиси водорода, для отбеливания 0.4 г дентина – 1.21 мкл, а для отбеливания 0.45 г дентина – 1.38 мкл и т.д.

Оценим, является ли полученное в результате предыдущих оценок необходимое для отбеливания дентина зуба количество 31% перекиси водорода безопасным для пульпы зуба. Известно [137], что прямое воздействие 1.25% или даже 2.50% раствора перекиси водорода на пульпу в отсутствии нагрева не разрушает её ферменты. Очевидно, что 1% концентрация также безопасна без тепловой активации. Таким

образом, если концентрация H_2O_2 на поверхности пульпы зуба не будет превышать 1%, то такое воздействие 31% перекиси на любую другую область зуба будет безопасным для пульпы.

Для расчёта динамики концентрации H_2O_2 на поверхности пульпарной камеры зуба используем модель зуба, представленную на рис. 5.2.

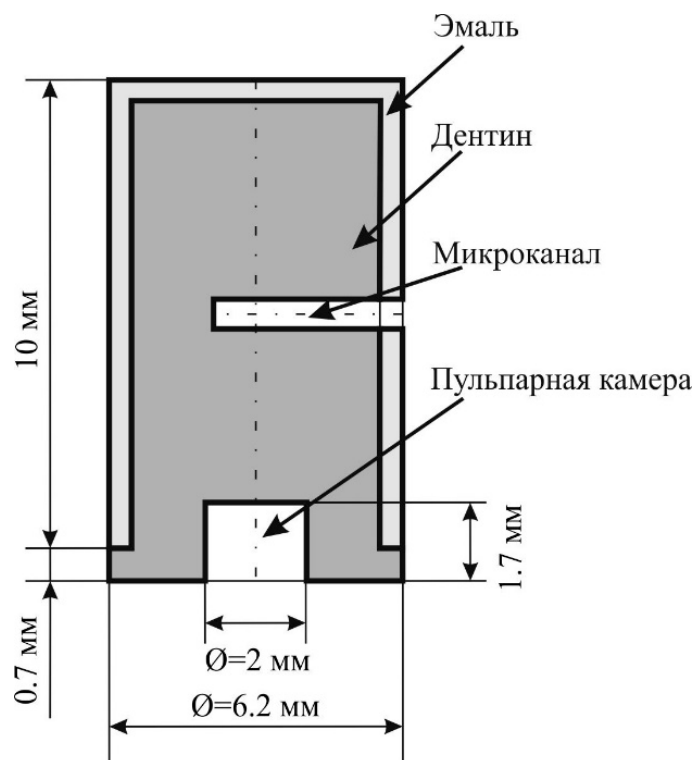


Рис. 5.2. Модель зуба.

При разработке модели были учтены анатомические данные о строении зуба, изложенные в [110]. В модели зуб окружён воздухом, а корень зуба состоит из дентина и представляет собой цилиндр диаметром 6.2 мм. Масса дентина в модели равна 450 мг. Эмаль имеет толщину 0.44 мм и равномерно покрывает верхнюю часть дентина зуба на высоту 10 мм. Пульпарная камера также имеет форму цилиндра, а её диаметр равен 2 мм. Пульпарная камера заполнена воздухом. Размеры зуба приближены к размерам резцов.

На расстоянии 5 мм от вершины зуба перпендикулярно оси зуба был сформирован микрократер. Диаметр и глубину микрократера можно было изменять. Внутренний объём микрократера был заполнен водным раствором перекиси водорода. Концентрацию перекиси водорода в водном растворе можно было изменять. Количество (объём, массу) перекиси в расчётах можно было изменять, в том числе и за счёт многократного перезаполнения микрократера перекисью по мере её проникновения в зуб. Расчёт концентрации H_2O_2 производился согласно уравнению, представленному в [121]:

$$\frac{dC(\vec{r},t)}{dt} = D\nabla^2 C(\vec{r},t) - \gamma C(\vec{r},t), \quad (5.7)$$

где $\vec{r} = (x, y, z)$ – координата; C – концентрация H_2O_2 ; D – коэффициент диффузии (m^2/c); γ – коэффициент поглощения (за счёт реакции с биотканью) (c^{-1}).

В начальный момент времени для дентина и эмали задавалось условие вида

$$C(\vec{r},t) = 0. \quad (5.8)$$

Для микроканала, заполненного 31% раствором перекиси водорода, начальное условие записывалось следующим образом:

$$C(\vec{r},t) = C_0(\vec{r}), \quad (5.9)$$

где $C_0(\vec{r})$ – начальная концентрация перекиси водорода в растворе.

На внешних границах задавалось условие отсутствия внешних диффузных потоков (Insulation):

$$\vec{n}(-D\nabla C) = 0. \quad (5.10)$$

На внутренних границах задавалось условие непрерывности (Continuity):

$$\vec{n}(-D_1\nabla C_1) = \vec{n}(-D_2\nabla C_2). \quad (5.11)$$

Коэффициент γ – эффективный коэффициент реакции первого порядка. При расчётах считалось, что $\gamma=0$. Очевидно, что в данном приближении процессы, обусловленные химическим взаимодействием перекиси водорода с органическими компонентами тканей зуба, не учитываются.

Коэффициент диффузии перекиси водорода в дентине был принят равным $D_d=3.6 \cdot 10^{-7} \text{ см}^2/\text{с}$ [138], а в эмали $D_e=3.6 \cdot 10^{-9} \text{ см}^2/\text{с}$.

Согласно [139], химическое взаимодействие H_2O_2 с эмалью практически отсутствует, тогда как в дентине такого рода взаимодействие происходит достаточно активно. В работе [139] сообщается, что интенсивность взаимодействия перекиси водорода на глубине 1 мм достигает максимального значения в эмали раньше, чем в дентине. В этой связи можно предположить, что диффузия перекиси водорода в эмали происходит быстрее, чем в дентине. Однако данный факт может быть обусловлен наличием в эмали микротрещин, на присутствие которых авторы работы [139] не обращают внимание.

На рис. 5.3 представлены результаты моделирования распространения перекиси водорода в модели зуба человека. Согласно представленным ранее оценкам, для отбеливания 450 мг дентина зуба достаточно ввести в микроканал 31% перекись водорода в объёме равном его объёму.

Диаметр микроканала равен 0.66 мм, длина – 4 мм, объём – 1.38 мм^3 . На рис. 5.3а представлено распределение концентрации перекиси водорода

спустя 3 часа после введения 1.38 мм^3 перекиси в микроканал. Видно, что концентрация перекиси водорода в микроканале падает по направлению к его дну микроканала и на расстоянии 2 мм от входа не превышает 2%. На рис. 5.3б представлено распределение перекиси водорода спустя 48 часов после введения 1.38 мм^3 перекиси в микроканал. Видно, что спустя 48 часов максимальная концентрация наблюдается в эмали, прилегающей ко входу в микроканал и у поверхности самого микроканала. В дентине спустя 48 часов перекись водорода распределяется достаточно равномерно, а концентрация перекиси водорода на поверхности пульпарной камеры меньше, чем концентрация на эмаль–дентинной границе.

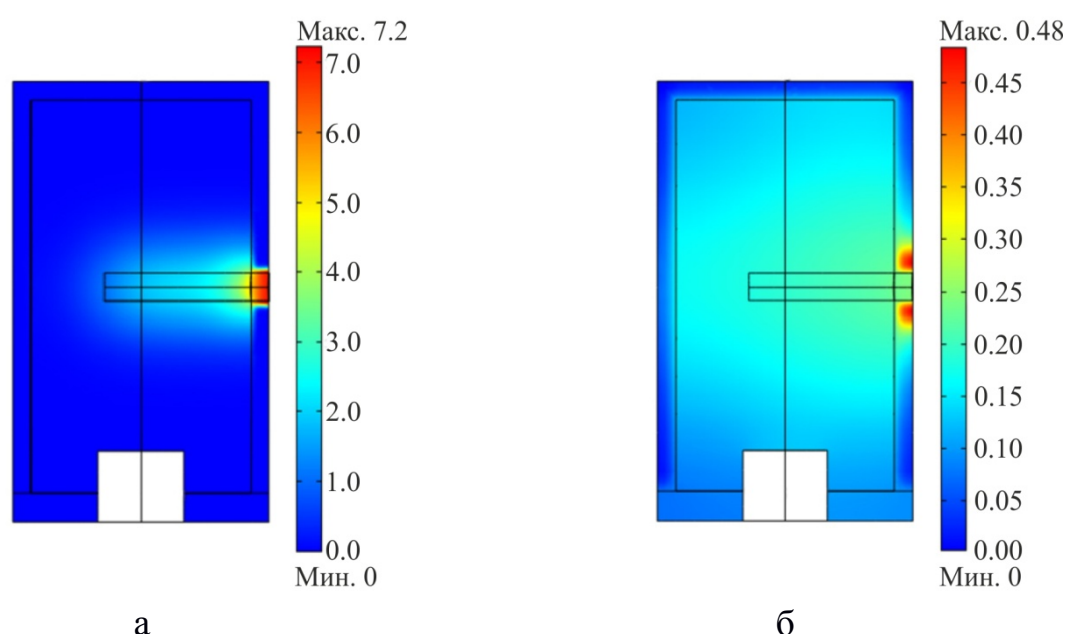


Рис. 5.3. Рассчитанное в соответствии с предложенной моделью пространственное распределение концентрации перекиси водорода в тканях зуба: (а) – через 3 часа после введения перекиси водорода; (б) – через 48 часов после введения перекиси водорода. Начальная концентрация перекиси водорода при введении в микроканал – 31%, объём – 1.38 мм^3 . Шкала справа представлена в %.

Поведение концентрации H_2O_2 в микроканале и на поверхности пульпарной камеры в модели зуба для различного введённого в микроканал и поглощённого дентином зуба количества перекиси водорода представлено на рис. 5.4. Видно, что с течением времени концентрация перекиси в микроканале падает (рис. 5.4а), а концентрация перекиси на границе дентин–пульпа растёт (рис. 5.4б). Следует обратить внимание на то, что рассчитанное ранее в работе достаточное для отбеливания 450 мг дентина количество 31% перекиси водорода составляет 1.38 мкл. Согласно расчётам, после ввода в микроканал 31% перекиси в количестве 1.38 мкл

концентрация перекиси в нём падает до 10% через 0.5 часа, до 5% – через 1.2 часа, до 1% – через 7.0 часов.

При этом концентрация на поверхности пульпарной камеры через 0.5 часа достигает $3.95 \cdot 10^{-10}\%$, через 1.2 часа – $1.18 \cdot 10^{-7}\%$, а через 7.0 часов – 0.017%, и она никогда не превысит 0.12%. Таким образом, максимально достигаемая при вводе в микроканал 1.38 мкл 31% перекиси концентрация H_2O_2 на поверхности пульпы практически на порядок ниже принятого на основании анализа работы [137] безопасного уровня. Этот уровень концентрации (1%) достигается лишь спустя 32 часа после введения 11.5 мкл перекиси (рис. 5.4б).

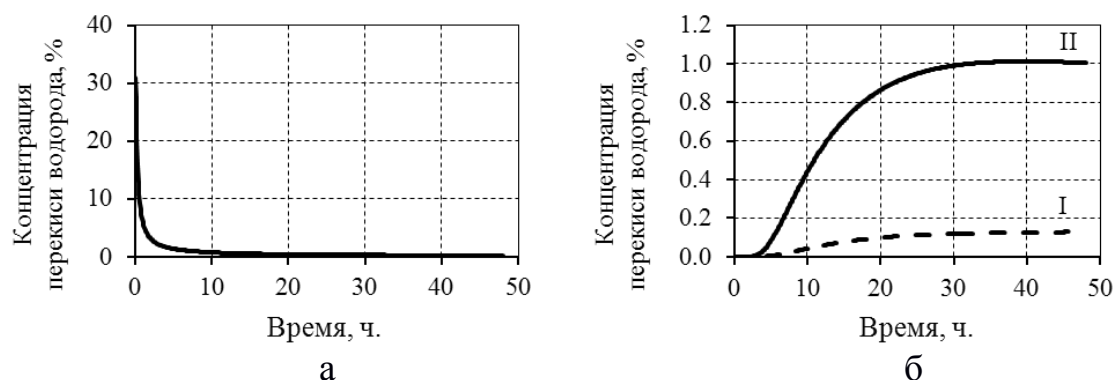


Рис. 5.4. Рассчитанная в соответствии с предложенной моделью кинетика изменения концентрации перекиси водорода в двух локализациях: (а) – на оси микроканала на расстоянии 2 мм от поверхности эмали; (б) – на границе дентина и пульпарной камеры: I (штриховая линия) – объём перекиси водорода 1.38 мм^3 , начальная концентрация 31%; II (сплошная линия) – объём перекиси водорода 11.5 мм^3 , начальная концентрация 31%.

На рис. 5.5 представлены фотографии зуба человека до (рис. 5.5а) и после (рис. 5.5б и рис. 5.5в) формирования микроканалов (5 шт.) излучением YAG:Er лазера с длиной волны 2.94 мкм и $M^2=1.5 \pm 0.1$, сфокусированным на нёбной стороне коронки зуба линзой с фокусным расстоянием порядка 38 мм . Непосредственно перед лазерной обработкой на поверхность коронки зуба в зону лазерного воздействия наносилась капля воды объёмом порядка 1 мм^3 . Каждый микроканал формировался под действием 80 лазерных импульсов, следующих друг за другом с частотой $F=1 \text{ Гц}$. Длительность лазерного импульса была $\tau_p=150 \pm 15 \text{ мкс}$, энергия лазерного импульса – $E_p=28.0 \pm 0.5 \text{ мДж}$, а диаметр лазерного пятна по уровню e^{-2} – $120 \pm 10 \text{ мкм}$. Расстояние между центрами микроканалов составляло порядка 500 мкм . После лазерной обработки зуб помещался под микроскоп при $16\times$ увеличении. В микроканалы доставлялся 96% этиловый спирт на 20–30 с, затем микроканалы осушались воздухом.

После этого каждый микроканал наполнялся 31% водным раствором перекиси водорода, нагретым до плюс 40°C. Наполнение производилось с помощью шприца с иглой, имеющей внешний диаметр 110 мкм (World Precision Instruments, Inc.). Игла помещалась внутрь каждого микроканала, после чего в него вводилась перекись. Заполнение перекисью водорода микроканала контролировалось визуально под микроскопом. Ввод прекращался при полном заполнении микроканала. Через каждые 10 минут процедура наполнения повторялась. Общее количество процедур наполнения перекисью водорода каждого из микроканалов – 5 раз. Записывался объём израсходованного раствора перекиси и микроканалы осушались воздухом. Количество 31% перекиси водорода, израсходованное на один зуб, составило величину 1.5 ± 0.1 мкл. Зуб на 1 мин. помещался в водный 0.1% раствор тимола, а затем закреплялся в неподвижном фиксаторе, после чего производилось его фотографирование совместно с образцом шкалы VITA и 18% *grey card* (серой картой). Фотографирование повторялось через 3 часа после обработки, через 24 часа после обработки и через 48 часов после обработки. В паузе между фотографированием зуб в держателе хранился в 0.1% водном растворе тимола при температуре плюс 37°C. Все изображения обрабатывались в программе Adobe Photoshop с помощью процедуры, описанной в [140], и измерялись значения L , a , b для зуба и образца шкалы VITA. Цвет зуба также оценивался экспертами по шкале VITA (VITAPAN® classical, VITA Zahnfabrik H.Rauter GmbH & Co. KG, Germany) до, через 3 часа, 24 часа и через 48 часов после отбеливания.

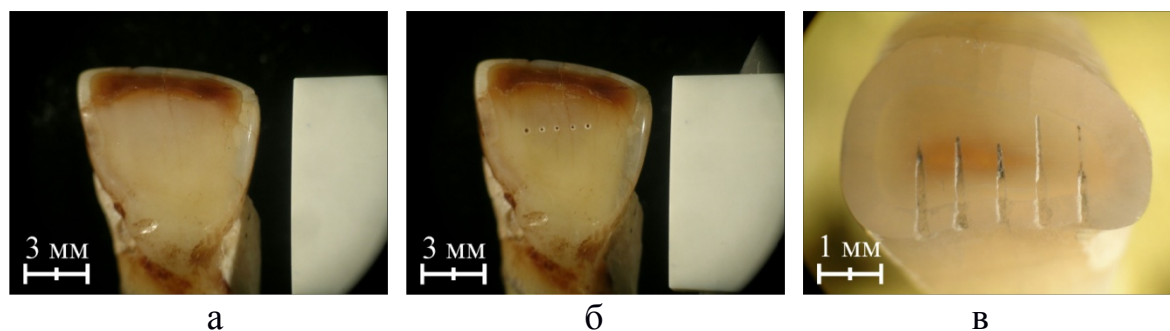


Рис. 5.5. Фотографии коронки зубов: (а) – до лазерного сверления; (б) – после лазерного сверления (белый объект справа от зуба – керамическая пластинка); (в) – микроканалы, сформированные лазерным излучением (поперечный спил).

На рис. 5.6 представлены результаты экспертной оценки цвета зуба по шкале VITA. Видно, что в исследуемых образцах цвет существенно изменяется в первые три часа после введения перекиси и не изменяется даже спустя 48 часов. Следует обратить внимание на тот факт, что образцы

контрольной группы не изменяют цвет, т.е. само по себе создание микроканалов в зубе не сказывается на цветовом восприятии зуба.

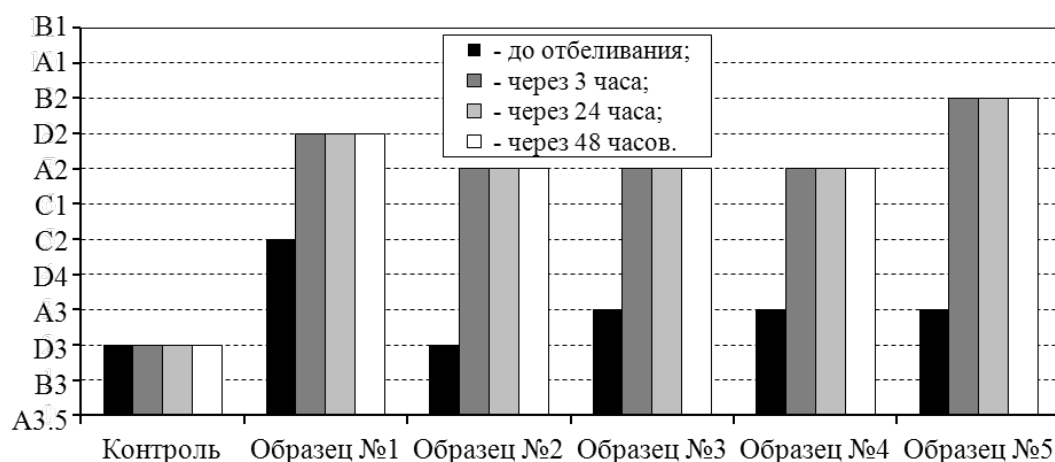


Рис. 5.6. Результат экспертной оценки цвета зубов по классической шкале VITA для контрольной группы и зуба до, через 3, 24, и 48 часов после введения 31% перекиси водорода в микроканал, сформированный излучением YAG: Er лазера.

При анализе цвета измеряются CIE Lab параметры: L ("светлота"), a ("краснота") и b ("желтизна") на начальный момент и через 3, 24 и 48 часов после. Например, для образцов контрольной группы (они лазерным излучением не обрабатывались) на начальный момент CIE Lab параметры были следующими: $L=71.3\pm2.7$, $a=9.03\pm0.07$, $b=22.75\pm0.72$. Для Образца № 1, обработанного лазерным излучением, параметры были следующими: $L=60.1\pm3.8$, $a=8.74\pm0.12$, $b=20.02\pm0.24$. После этого вычисляется Δ CIE Lab как разница между значением параметра в начальный момент и через периоды, упомянутые выше. Кинетика CIE Lab параметров для образца контрольной группы и Образца № 1 представлена на рис. 5.7.

Видно, что в результате введения перекиси водорода через микроканалы L параметр ("светлота") существенно увеличивается. ΔL активно изменяется в первые 24 часа после введения перекиси и незначительно возрастает спустя 48 часов. Следует отметить, что рост "светлоты" происходит одновременно с уменьшением параметров a ("краснота") и b ("желтизна"). Это связано с химическим окислением пигментов, придающих красный и жёлтый оттенок цвету дентина и зуба в целом.

В работе [124] приводятся результаты исследования жизнеспособности пульпы зуба до и после внутреннего отбеливания 35% перекисью водорода через микроканалы, сформированные излучением эрбиевого лазера. Оценка жизнеспособности пульпы в зубах проводилась

с помощью метода электроодонтометрии на приборе Digitest (Россия). По данным литературы [141] известно, что в интактных зубах показания электроодонтометра достигает 15–20 мкА. При наличии поражения пульпы эти показания в зависимости от вида и интенсивности воспалительного процесса обычно увеличиваются до 40–80 мкА. В случае же некроза пульпы цифры всегда больше 100 мкА. В работе [124] до лазерного воздействия показания электроодонтометра составляли 0.6–6.4 мкА. Сразу после воздействия регистрировалось незначительное увеличение показаний электроодонтометра, не превышающее 20 мкА. Через неделю показания одометра соответствовали исходным.

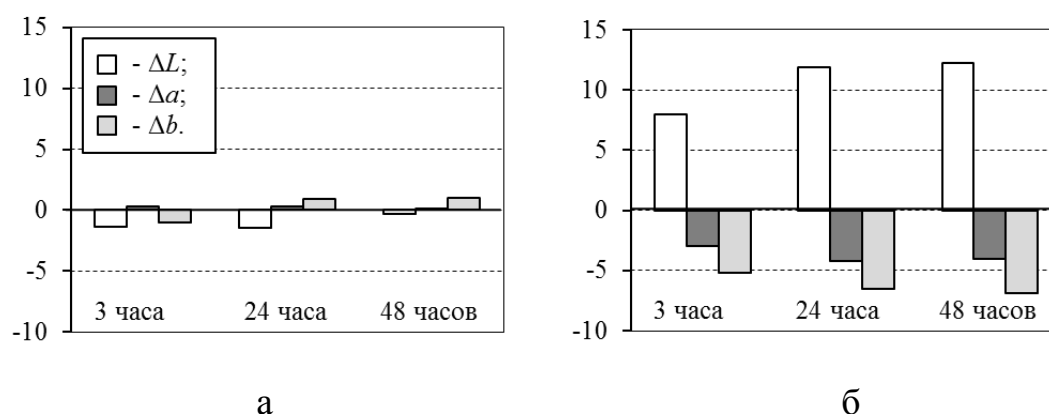


Рис. 5.7. Кинетика цветов Δ CIE Lab: (а) – контрольная группа; (б) – тестовый Образец № 1 через 3, 24 и 48 часов после введения 31% перекиси водорода через микроканалы, сформированные излучением YAG Er лазера (значения получены путём вычитания из текущего значения цветового параметра значения параметра до введения перекиси водорода).

Результаты гистологического анализа [124] пульпы зуба в норме и после внутреннего отбеливания через микроканалы, сформированные излучением эрбиевого лазера, показывают, что для пульпы зуба в норме отмечается выраженное полнокровие и небольшие фрагменты отложения солей кальция, в корневой пульпе – массивные отложения солей кальция с формированием дентиклей.

Таким образом, на оптическом уровне [124] не выявляются различия между пульпой зубов в норме и пульпой зубов через неделю после отбеливания их перекисью водорода. Ни в одном из препаратов не было найдено некроза ткани или острой воспалительной инфильтрации со скоплением сегментоядерных лейкоцитов, т.е. значительного повреждения пульпы не выявлено. В то же время иммуногистохимическое исследование определяет наличие слабо выраженной воспалительной реакции в пульпе зубов через неделю после отбеливания их перекисью водорода, что проявляется активацией макрофагальной системы.

5.3. Цвет зуба и методы его оценки

Человеческий глаз улавливает световые волны, лежащие в определённом интервале длин и интенсивностей (видимый спектр излучения). Затем мозг обрабатывает поступающие сигналы, после чего в зависимости от сочетания длин волн и их интенсивностей человек воспринимает предметы различным образом окрашенными (имеющими различный цвет). Глаз реагирует на цвет источника света (любой излучающий предмет, например, солнце, лампа, лазер и т.д.) или на цвет предметов, отражающих или поглощающих излучение источника света. Таким образом, можно сказать, что цвет – это свойство предметов вызывать определённое зрительное ощущение в соответствии со спектральным составом отражаемого и/или излучаемого предметом света. Отражённые и излучаемые телами (предметами) цвета отличаются. Так, излучаемые цвета всегда более яркие, чем отражённые, поскольку интенсивность отражённого света меньше, чем падающего. Число цветов, вообще говоря, безгранично. Цвет зависит от свойств источника света, информации об окружающих его предметах, особенностей зрения человека и т.д. [142].

Имеется большой круг задач, требующих измерения цвета (оценка состояния поверхности предмета, поиск предмета и т.д.). Наука о методах измерения цвета носит название **колориметрия**. Основой для математического описания цвета в колориметрии является экспериментально установленный факт, что любой цвет можно представить в виде смеси (или суммы) трёх линейно независимых цветов. Линейно независимые цвета – это такие цвета, каждый из которых не может быть представлен в виде суммы каких-либо количеств двух других цветов. Групп (систем) линейно независимых цветов существует бесконечное множество, но в колориметрии используются лишь некоторые из них. Три выбранных линейно независимых цвета называют основными/базовыми цветами. Они определяют цветовую координатную систему. Фактически основу всех цветовых координатных систем составляют цвета, соответствующие монохроматическим излучениям с длинами волн 0.4358 мкм (синий), 0.5461 мкм (зелёный) и 0.7000 мкм (красный).

Модели представления цвета могут быть аддитивными или субтрактивными. В рамках аддитивной модели (от англ. *add* – добавлять, складывать) цвет получается при сложении цветов. В этой модели отсутствие всех цветов представляет собой чёрный цвет, а присутствие всех цветов – белый. Аддитивная модель цветов работает со светом излучаемым предметом, например, монитором компьютера. В субтрактивной модели представления цветов (от англ. *subtract* – вычитать) происходит обратный процесс: какой-либо цвет получается посредством вычитания других цветов из общего отражённого света. В

этой модели белый цвет появляется в результате отсутствия всех цветов, тогда как их присутствие даёт чёрный цвет. Субтрактивная модель цветов работает с отражённым светом, например, от листа бумаги. Белая поверхность отражает все цвета, окрашенная некоторые поглощает, а остальные отражает [143, 144].

Цветовые модели делятся также на аппаратно–зависимые (описывающие цвет применительно к конкретному устройству цветовоспроизведения, например, монитору) и аппаратно–независимые (служащие для однозначного описания информации о цвете) [145].

Целью процесса измерения/оценки цвета является определение в рамках некоторой цветовой модели его цветовой координаты (или индекса цвета). Существует множество цветковых моделей. Причём ни одна из них не является идеальной. Наиболее часто используемой на практике является колориметрическая система, принятая Международной комиссией по освещению (МКО или CIE) в 1931 г. и носящая название международной колориметрической системы МКО RGB. Известна также и колориметрическая система МКО XYZ. Широкое распространение получили системы CMYK, HSB и Lab.

Цветовая модель RGB [146] получила название по первым буквам английских слов Red (красный), Green (зелёный) и Blue (синий). Она описывает излучаемые цвета. В RGB модели используются три основных цвета: красный, зелёный и синий. Следовательно, это трёхканальная модель. Подобный выбор обусловлен особенностями физиологии восприятия цвета сетчаткой человеческого глаза (именно эти цвета непосредственно воспринимаются глазом). Если их смешать друг с другом в равной пропорции, то они образуют белый цвет, а при смешивании в разных пропорциях – любой другой (рис. 5.8а). Это аддитивная цветковая модель. Данная модель относится к классу аппаратно–зависимых моделей. Каждая из трёх составляющих цветовой модели RGB может изменяться в пределах от 0 до 255 [147]. Недостатком режима представления цветкового пространства RGB является то, что далеко не все цвета, которые могут быть в нём созданы, можно вывести на печать. Избежать потери цветов позволяет использование модели CMYK.

Цветовая модель CMYK [146, 148], являющаяся развитием более ранней своей версии CMY, получила название по буквам английских слов Cyan (бирюзовый), Magenta (пурпурный), Yellow (жёлтый) и black (чёрный; в других источниках – Key color). Следовательно, это четырёхканальная модель (рис. 5.8 б). CMYK описывает реальный процесс цветной печати на офсетной машине и цветном принтере. Пурпурная, голубая и жёлтая краски (полиграфическая триада) последовательно наносятся на бумагу в различных пропорциях, и таким способом может быть репродуцирована значительная часть видимого спектра. В области же чёрного и тёмных цветов наносятся не цветные, а чёрная краска. Этот

четвёртый базовый компонент введён для описания реального процесса печати и на практике позволяет снижать расход красок. CMYK – это субтрактивная цветовая модель. Каждая из четырёх её составляющих численно характеризует процент краски данного цвета и, соответственно, может изменяться в пределах от 0 до 100. CMYK относится к классу аппаратно–зависимых моделей. Поскольку цветовая модель CMYK описывает не излучаемые, а отражённые цвета, интенсивность которых всегда меньше, то её цветовой охват значительно ниже, чем у RGB (поэтому если работать в CMYK некоторые цвета модели RGB не будут воспроизводиться).

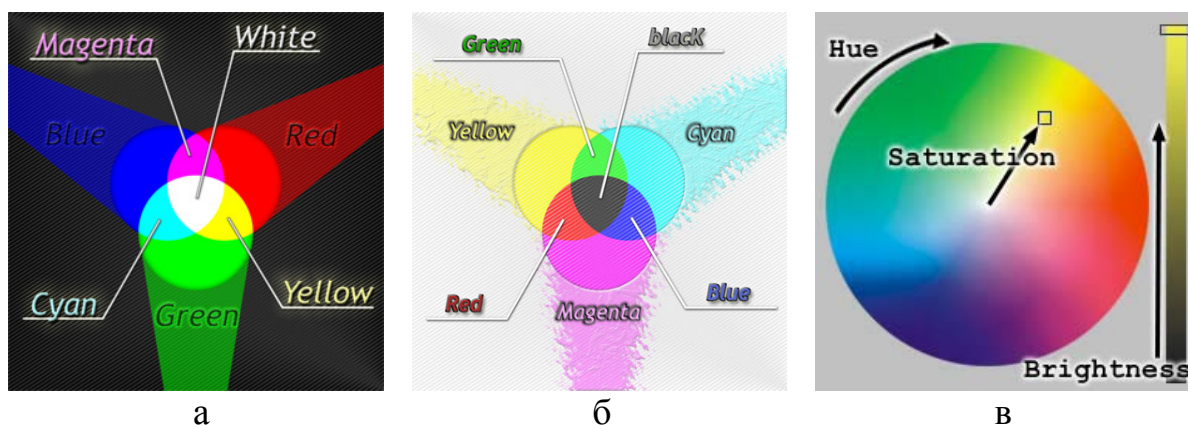


Рис. 5.8. Цветовая модель RGB (а), CMYK (б) и HSB (в).

Цветовая модель HSB [149] получила название по первым буквам английских слов Hue (оттенок), Saturation (насыщенность – это есть процент добавленной к цвету белой краски) и Brightness (яркость – это процент добавленной к цвету чёрной краски), которые определяют описывающие её каналы (рис. 5.8в). HSB является трёхканальной моделью. Она основана на модели RGB, но имеет другую систему координат. Особенность этой модели состоит в том, что она учитывает интуитивное восприятие цвета человеком, который воспринимает цвет, разделяя его на оттенок, насыщенность и яркость. Работа в HSB позволяет человеку легче находить нужный цвет. Эту цветовую модель определяют как интуитивную.

Каждая из трёх составляющих цветовой модели HSB может изменяться в пределах от 0 до 100 или от 0 до 1 [150]. Иногда для Hue также указывают диапазон от 0 до 360 [151].

HSB относится к классу аппаратно–зависимых моделей. Модель HSB имеет довольно широкий цветовой диапазон. Он больше диапазона CMYK, но не так велик, как у Lab. При этом поскольку для отображения на экране монитора существует необходимость преобразования HSB в модель RGB, а для получения полиграфического оттиска в модель CMYK,

то любое такое преобразование из модели в модель не обходится без потерь цветовоспроизведения.

Цветовая модель Lab [152] описывает цвет светлотой (Lightness или L) и двумя хроматическими компонентами (параметрами), которые отражают цвета: параметром a , изменяющимся в диапазоне от зелёного до красного, и параметром b , изменяющимся в диапазоне от синего до жёлтого (рис. 5.9). Параметр L определяет равноконтрастную шкалу светлоты ("психометрическую светлость") и изменяется от минимальной (чёрной) до максимальной (белой). Lab является трёхканальной моделью. Важным здесь является то обстоятельство, что яркость (светлота) в модели Lab полностью отделена от цвета. Это делает её удобной для регулировки контраста, резкости и других тоновых характеристик изображения.

Каждая из трёх компонент цветовой модели Lab может изменяться в следующих диапазонах: L в пределах от 0 до 100, a и b в пределах от -128 до $+127$ [147]. Иногда для a и b также могут указывать несколько другие диапазоны [153, 154]. Модель Lab сама по себе очень непривычна. В отличие, например, от RGB или CMYK, основанных на реальных процессах, она представляет собой чисто математическую модель. Её обычно относят к так называемым перцепционным моделям, т.е. к моделям, как бы имитирующим восприятие цвета.

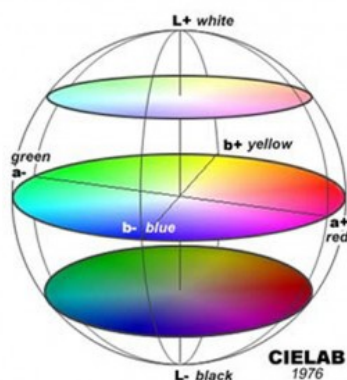


Рис. 5.9. Цветовая модель Lab.

По сравнению с рядом вышерассмотренных цветовых моделей модель Lab обладает несколькими серьёзными достоинствами. Во-первых, её цветовой диапазон соответствует человеческому глазу, т.е. он включает в себя диапазоны RGB и CMYK и превышает их (по этой причине перевод из этих моделей в Lab не связан с потерями). Во-вторых, она является аппаратно-независимой моделью. Всё это сделало модель Lab стандартом при переводе изображений из одного цветового пространства в другое в процессе их подготовки.

Корректное описание цвета зуба чрезвычайно важно для современной стоматологии. Цвет является одним из ключевых параметров

при оценке результата пломбирования, гигиенической процедуры, отбеливания и т.д. Методы, используемые для оценки изменения цвета зубов в процессе их обработки (гигиены, отбеливания и т.д.), можно разделить на следующие: 1) визуальные; 2) спектрофотометрические; 3) колориметрические; 4) анализ цифровых фотографий.

Визуальные методы применяются в основном в клинических условиях. В этом случае проводится сравнение цвета зубов с эталоном.

Для визуальной оценки цвета зубов используются наборы с эталонами стандартных оттенков (Vita Classical, Vita 3D Master, Chromascop, Esthet-X, Bioform, Empress CAD, 3M Paradigm C, и т.д.). Общепринятая шкала эталонов стандартных оттенков – шкала VITA. В таблице 5.3 поясняется устройство классической шкалы VITA, имеющей 16 цветовых оттенков, ориентированный здесь по светлоте от самого светлого до самого тёмного [101].

Таблица 5.3. Классическая шкала VITA, ориентированная по светлоте.

B1	A1	B2	D2	A2	C1	C2	D4	A3	D3	B3	A3.5	B4	C3	A4	C4
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16

самый светлый

самый тёмный

Шкала VITA представляет собой набор образцов из керамики, поскольку фарфор по светоотражающим свойствам схож с эмалью зубов. Оттенки обозначаются буквами и цифрами. Буква (A, B, C, D) означает определённый цвет: A – красно-коричневый; B – красно-жёлтый; C – серый; D – красно-серый. Цифра характеризует светлоту (1 – самый светлый, 4 – самый тёмный). На сегодняшний день существует множество модификаций шкалы VITA, наиболее же полным из них считается 3D-MASTER [155, 156]. В этом случае оттенки обозначаются как цифра-буква-цифра. Первая цифра (от 1 до 5) обозначает светлоту оттенка, который выбирается на первом этапе оценки; буква (L, M, R) – степень "желтизны" (L) и "красноты" (R), M – среднее; вторая цифра обозначает интенсивность (насыщенность) цвета: 1, 1.5, 2, 2.5, 3. На втором этапе оценки выбирается насыщенность по группе M, на третьем группа L, M или R [156]. Подобный принцип сочетания цветовых оттенков, их светлоты и/или насыщенности цвета реализуется для всех эталонных наборов. Определение цвета зубов может зависеть от субъективного восприятия оттенков, освещённости и фона помещения, одежды пациента, утомления при длительном наблюдении [101, 156, 157]. В связи с этим используется ряд приборов, позволяющих определить оттенок автоматически (портативные спектрофотометры, колориметры, цифровые фотокамеры). Например, прибор Shade-X (X-Rite, Inc.) содержит данные о различных модификациях шкалы VITA и других шкал. Прибор

укомплектован специальными насадками, которые при оценке цвета плотно прижимаются к поверхности эмали и тем самым исключают влияние внешних условий освещения [158, 159].

Спектрофотометрические методы, используемые в лабораторных исследованиях (в экспериментах *in vitro*), подразумевают измерение спектрального коэффициента отражения (прямое и диффузное отражение) в видимой области спектра. Увеличение коэффициента отражения по всему видимому диапазону спектра принимается как положительный результат, т.е. свидетельствует об осветлении зубов [155]. На рис. 5.10 представлен пример результата таких измерений.

В клинических условиях измерение коэффициента отражения (отражательной способности) тканей зуба в видимом диапазоне спектра проводится из-за ограниченного доступа в полости рта при освещении зуба под углом 45° и наблюдении под углом 0° ($45/0$). В устройствах присутствует галогеновый или светодиодный источник света. Свет доставляется к зубу с помощью световодов и линз и равномерно освещает всё поле зрения под углом 45° . Измерения проводятся с шагом 1–25 нм. Примером таких устройств служат портативные спектрофотометры: SpectroShade, Vita Easyshade, Shade-X, CrystalEye [159, 160].

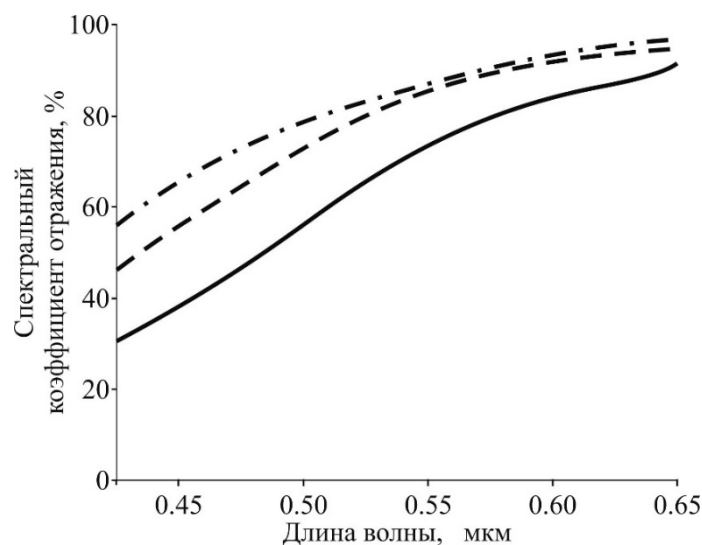


Рис. 5.10. Спектральный коэффициент отражения эмали до и после отбеливания с использованием LED для активации отбеливающего агента: до отбеливания (сплошная линия); после второго сеанса (штриховая линия); после шестого сеанса (штрих-пунктирная линия) [155].

Колориметрические методы в качестве источника света используют три или четыре светодиода со светофильтрами, корректирующими спектр их излучения. Измерение происходит в трёх областях спектра: красный, зелёный и синий. Колориметры не регистрируют спектральный коэффициент отражения и могут быть менее

точными, чем спектрофотометры. Примеры таких устройств: ShadeEye NCC и ShadeVision.

Анализ цифровых фотографий, полученных при помощи интраоральных фотокамер и цифровых фотоаппаратов, позволяет эффективно оценить изменение цвета зубов в результате их обработки (гигиенической чистки, отбеливания и т.д.). В некоторых колориметрических (ShadeScan) и спектрофотометрических (SpectroShade) приборах совмещены устройства для спектрального анализа и получения цветных изображений [159, 160]. Такие приборы могут быть оснащены оригинальными программами для автоматического анализа цвета зубов по фотографиям [159]. Оценка цвета зубов по цифровым фотографиям может проводиться при помощи средств программ Adobe Photoshop, Corel Photo–Paint, PaintShop Pro [117, 159], а также посредством специализированного программного обеспечения для работы со снимками, установленного на персональный компьютер или непосредственно на измерительный прибор, например, ClearMatch [159].

Один из методов оценки цвета зубов на основе анализа цифровых фотографий называется DOTCAM – Digital Objective tooth color analysis method [117]. Метод основан на анализе фотографий в режиме RGB. В этой системе показательным каналом является канал *B* – синий. Этот канал наиболее точно отражает "белизну" зубов. Фотографирование проводится с использованием "тёмного" и "светлого" эталонов (*grey card* (серая карта), эталоны стандартных оттенков и т.д.). По фотографиям проводится измерение интенсивности канала *B* на исследуемом зубе (в выделенной области) – $B_{зуба}$, а также на "тёмном" – $B_{темн.}$ и "светлом" – $B_{св.}$ эталонах. "Белизна" зуба $B_{ср.}$ определяется отношением

$$B_{ср.} = \frac{B_{зуба} - B_{темн.}}{B_{св.} - B_{темн.}}. \quad (5.12)$$

Чем ближе $B_{зуба}$ к $B_{св.}$, тем ближе $B_{ср.}$ к единице и тем выше "белизна" зуба.

Широко используется метод оценки цвета зубов на основе анализа цифровых фотографий в цветовой модели CIE Lab. Согласно [154], цветовая модель Lab позволяет адекватно оценить результат отбеливания зуба. В рамках этой модели компонент *L* характеризует "светлоту" зуба, *a* – его "красноту", *b* – "желтизну". В работе [154] отмечается, что особый интерес представляют параметры *L* и *b*.

Дополнительно к этим параметрам анализируют ещё Δb , ΔE , основной цвет *Hue* и его насыщенность *Chroma* [154, 161].

$$\Delta b = b - b_0, \quad (5.13)$$

где b_0 – значение "желтизны" зуба до процедуры отбеливания (или эталона); *b* – значение "желтизны" зуба после процедуры отбеливания.

$$\Delta E = \sqrt{(L - L_0)^2 + (a - a_0)^2 + (b - b_0)^2}, \quad (5.14)$$

где $L_0/a_0/b_0$ – значения "светлоты"/"красноты"/"желтизны" зуба до процедуры отбеливания (или эталона; например, A1 по шкале VITA); $L/a/b$ – значения "светлоты"/"красноты"/"желтизны" зуба после процедуры отбеливания.

$$Hue = \arctg \frac{b}{a} \quad (5.15)$$

$$Chroma = \sqrt{a^2 + b^2} \quad (5.16)$$

Цвет зуба человека, измеренный с использованием прибора Vita Easyshade в модели CIE Lab, обладает следующими значениями параметров: $L=55.500-89.674$; $a=3.600-7.374$; $b=3.600-38.974$ [159].

Цвета эталонов классической шкалы VITA, измеренные с использованием прибора Color-Eye 7000A в модели CIE Lab, представлены в таблице 5.4 [162].

Таблица 5.4. Соответствие цветов эталонов классической шкалы VITA и параметров L , a , b и ΔE .

Оттенок	L	a	b	ΔE
B1	59.8	-1.2	5.2	1.6
A1	60.8	-1.0	6.4	–
B2	61.0	-0.7	9.9	3.5
D2	55.2	-0.4	5.5	5.7
A2	59.8	0.3	9.2	3.2
C1	56.0	-0.7	7.0	4.8
C2	53.9	0.0	10.0	7.8
D4	52.9	-0.2	12.3	9.9
A3	57.5	0.8	11.8	6.6
D3	54.6	0.5	8.6	6.7
B3	55.6	0.8	15.1	10.3
A3.5	55.4	1.4	13.9	9.5
B4	55.9	0.9	16.3	11.2
C3	51.7	0.5	11.1	10.4
A4	52.4	1.8	14.3	11.9
C4	47.4	1.7	12.47	15.0

Рассмотрим методику оценки цвета эмали зуба человека и результата его отбеливания с использованием цветовой модели пространства Lab. Анализируется цифровой цветной фотоснимок, на котором присутствуют изображение поверхности коронки зуба человека и изображение эталона (*grey card*; см. рис. 5.11).

Обычно фотоснимок создаётся фотоаппаратом в цветовом пространстве модели RGB. Анализ изображения на фотоснимке подразумевает выполнение следующей последовательности действий:

1. Запустить программу Adobe Photoshop.

- Открыть фотоснимок зуба до отбеливания (сочетание клавиш "Ctrl+O") в окне программы Adobe Photoshop (рис. 5.11).

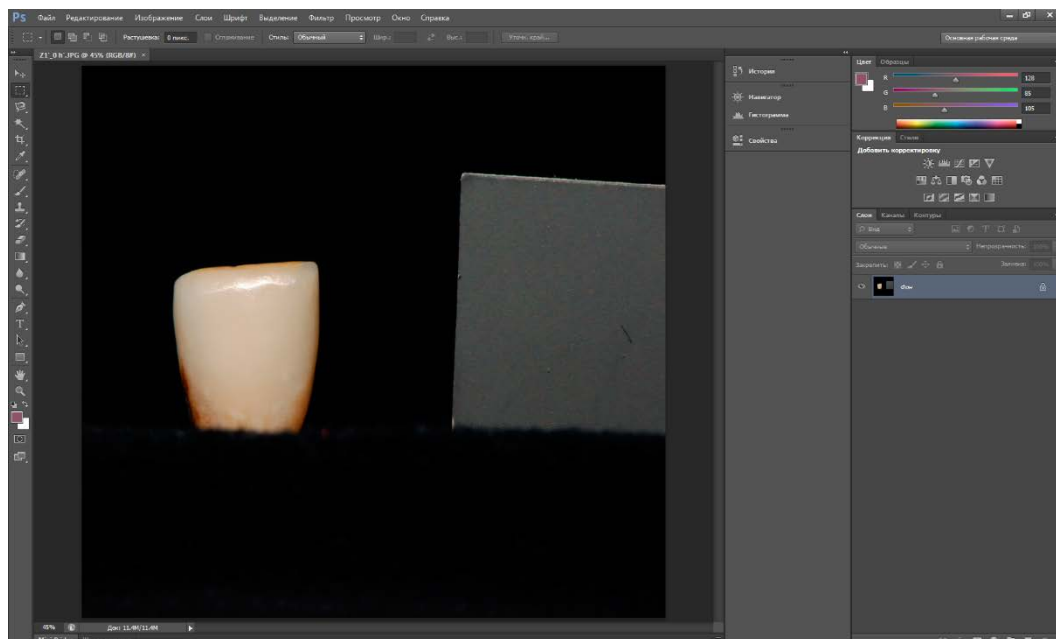


Рис. 5.11. Результат представления фотоснимка коронки зуба человека (слева) и эталона *grey card* (справа) в окне программы Adobe Photoshop CS6.

- Открыть диалог "Уровни" (*Изображение → Коррекция → Уровни* либо сочетание клавиш "Ctrl+L"). Появится гистограмма и три инструмента "пипетки". Выбрать среднюю "пипетку" и щелкнуть ею в области "серой карты" на фотоснимке. Принять полученные изменения.
- Изменить RGB на Lab (*Изображение → Режим → Lab*).
- На расширенном виде окна "Гистограмма" появятся параметры, обозначенные как *Совмещённый*, *L*, *a* и *b*. Следует помнить, что получаемые здесь численные значения представлены в специальных единицах измерения программы Adobe Photoshop – от 0 до 255. Поэтому для их перевода в общепринятые единицы измерения системы CIE (Commission Internationale de l'Eclairage) – ед. CIE Lab, требуется произвести дополнительный перерасчёт по следующим формулам:

$$L_{CIE} = L_{Aph} \cdot \frac{100}{255}; \quad a_{CIE} = a_{Aph} - 128; \quad b_{CIE} = b_{Aph} - 128, \quad (5.17)$$

где $L_{Aph}/a_{Aph}/b_{Aph}$ – результат оценки соответствующих цветовых компонентов, выполненный посредством программы Adobe Photoshop; $L_{CIE}/a_{CIE}/b_{CIE}$ – результат перерасчёта соответствующих цветовых компонентов в единицы измерения системы CIE (L^*a^*b) [147].

- Необходимо отрегулировать яркость изображения. Она выражена здесь значением *L*. Полная яркость изображения может быть изменена путём

действий *Изображение* → *Коррекция* → *Яркость/Контраст*. Уровень яркости регулируется до значения L "54". Это действие доводит яркость *grey card* до фиксированного значения, которое затем может быть сравнено с яркостью других изображений.

7. Выделить на фотоснимке анализируемую область на поверхности зуба с помощью инструмента "Лассо". Результатом станет её окружение ломаной линией. Эта линия указывает, что все измерения теперь будут относиться только (!) к изображению внутри её пределов.
8. Если на анализируемом участке зуба присутствуют световые блики или какие-либо дефекты, то для их исключения можно дополнительно использовать инструмент "Волшебная палочка" при нажатой клавише "Alt". Если бликов и дефектов не наблюдается или их внешнее проявление незначительно, то этот пункт можно пропустить.
9. В расширенном виде окна "Гистограмма" будут содержаться искомые оценки значений L , a и b для выбранной области зуба. Здесь в первую очередь интересуют данные об их средних арифметических значениях и о величине стандартного отклонения.
10. Повторить пп. 2–9, анализируя фотоснимок зуба, полученный после процедуры отбеливания.

В итоге комплексного выполнения пп. 1–10 появятся три пары данных L_0/L , a_0/a и b_0/b . Применяв формулы (5.13) и (5.14), можно оценить результат отбеливания. Если $\Delta b < 0$, то результат отбеливания можно считать положительным.

Глава 6. Лазерное управление свойствами твёрдых тканей зуба

Лазерное излучение может применяться не только для диагностики кариеса и отбеливания зуба, но в ряде случаев и для удаления (абляции) кариозной и интактной эмали. Также твёрдые ткани зуба можно обрабатывать при плотности энергии лазерного излучения ниже порога лазерного разрушения (субабляция). В работах [77, 163] сообщается, что при субабляционном воздействии поверхность биоткани нагревается до температур плюс 100–650°C. При этом модифицируется структура ткани, уменьшается количество воды, происходит окисление фосфатов и формирование пирофосфатов, изменяются её механические и химические свойства. В ряде работ отмечается, что подобная модификация твёрдых тканей зуба человека может привести к повышению их микротвёрдости и кислотной резистентности и, как следствие, к снижению вероятности поражения зуба кариесом. В настоящей главе представлены результаты оригинальных исследований, посвящённых изучению влияния параметров эрбиевого лазера (YLF: Er, $\lambda=2.84$ мкм, $M^2=1.5\pm0.1$) на микротвёрдость и кислотную резистентность твёрдых тканей зуба.

6.1. Изменение микротвёрдости твёрдых тканей зуба

Для исследования микротвёрдости твёрдых тканей зуба человека используются метод Кнупа и метод Виккерса [164–167]. Так, измерение микротвёрдости по методу Виккерса регламентируется ГОСТом 9450–76 [168]. По этому методу измеряются твёрдость чёрных и цветных металлов и сплавов при нагрузке от 9.807 Н (1 кгс) до 980.7 Н (100 кгс). Этот метод используется для определения твёрдости тонких покрытий и отдельных структурных составляющих сплавов. Измерение микротвёрдости основано на вдавливании алмазного наконечника (индентора микротвердомера), имеющего форму правильной четырёхгранной пирамиды с углом между гранями 136°, в образец (изделие) под действием силы F , приложенной в течение определённого времени, и измерении размера диагоналей отпечатка d_1 и d_2 , оставшегося на поверхности образца после снятия нагрузки.

В результате испытаний на поверхности образца получают отпечаток в виде ромба, для которого измеряют обе диагонали и вычисляют их среднее значение. Твёрдость по Виккерсу определяется как удельное давление, приходящееся на единицу поверхности отпечатка.

В работе [169] на плоской поверхности эмали или дентина проводилось измерение микротвёрдости интактной ткани ($HV_{\text{инт.}}$) по методу Виккерса при нагрузке 100 г (нагрузка прикладывалась в течение 10 с). Для измерений использовался микротвердомер ПТМ–3М (ОАО "ЛОМО", Россия). Микротвёрдость интактной эмали составила 310 ± 10 (среднее

арифметическое $\pm$ доверительный интервал), что соответствует значениям, описанным в работах [164, 165, 167, 170, 171]. Затем на этой поверхности в результате последовательного воздействия импульсов YLF: Er лазера с энергией ниже порога лазерного разрушения эмали (или дентина) формировалась текстура. Расстояние между центрами элементов в текстуре составляло порядка 80 мкм. Общий размер текстуры был 400×400 мкм (5×5 элементов). Лазерная обработка тканей зуба проводилась в неконтактном режиме без внешнего водяного охлаждения. Лазерное излучение фокусировалось на поверхность биоткани в пятно диаметром 200 ± 10 мкм по уровню e^{-2} . Далее в месте воздействия проводилось измерение микротвёрдости обработанной в субабляционном режиме эмали или дентина ($HV_{\text{воз.}}$). Относительное изменение микротвёрдости (ΔHV) рассчитывалось в соответствии с выражением

$$\Delta HV = \frac{HV_{\text{воз.}} - HV_{\text{инт.}}}{HV_{\text{инт.}}} \cdot 100 \%, \quad (6.1)$$

где $HV_{\text{инт.}}$ – микротвёрдость интактной эмали (дентина); $HV_{\text{воз.}}$ – микротвёрдость эмали (дентина), приобретённая после воздействия излучения YLF: Er лазера.

На рис. 6.1 представлены фотографии отпечатков индентора микротвердомера в дентине зуба человека до (рис. 6.1а) и после (рис. 6.1б) воздействия излучения YLF: Er лазера.

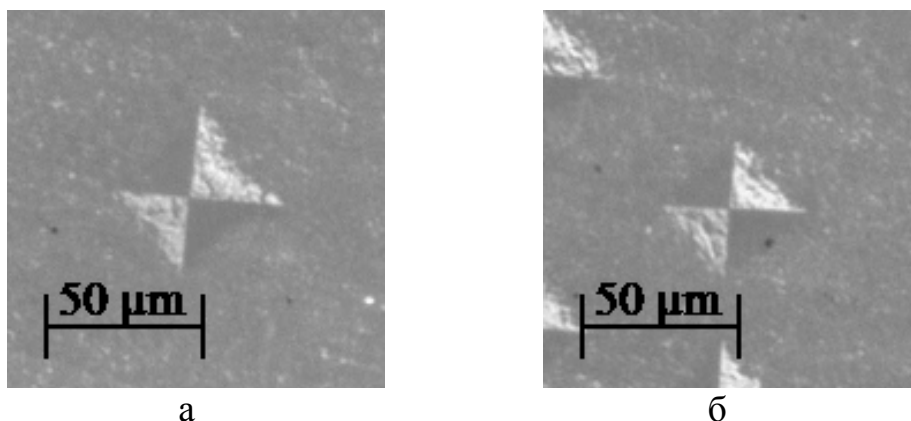


Рис. 6.1. Фотографии отпечатков индентора микротвердомера на поверхности дентина зуба человека: а) интактный дентин; б) дентин после воздействия 150 импульсов YLF: Er лазера ($\lambda=2.84$ мкм, длительность импульса $\tau_p=260 \pm 10$ мкс, частота следования импульсов $F=3$ Гц, плотность энергии $W_E=0.7 \pm 0.1$ Дж/см²).

Размер диагонали отпечатка, оставленного индентором на поверхности биоткани до лазерного воздействия, был оценено как 60 ± 2 мкм, а размер после проведения лазерного воздействия –

как 54 ± 2 мкм. Подобное наглядно подтверждает факт увеличения микротвёрдости дентина после лазерной обработки.

В работах [169, 172] отмечается, что относительное изменение микротвёрдости зависит от длительности лазерного импульса, плотности энергии и количества лазерных импульсов, воздействующих в одну точку (элемент) текстуры. Относительное изменение микротвёрдости (ΔHV) эмали (или дентина) с увеличением количества воздействующих в одну точку текстуры лазерных импульсов сначала увеличивается. Однако при достижении некоторого оптимального значения относительное изменение микротвёрдости уменьшается, что может быть связано с конкуренцией двух процессов, происходящих при обработке биоткани. С одной стороны, происходит увеличение микротвёрдости за счёт модификации биоткани, а с другой стороны, порог её разрушения снижается и вложенной энергии становится достаточно для разрушения.

Наибольшее увеличение относительной микротвёрдости эмали зуба человека наблюдается при воздействии в элемент текстуры 100 импульсов YLF: Er лазера ($\lambda = 2.84$ мкм) с частотой $F = 3$ Гц, длительностью лазерного импульса $\tau_p = 280 \pm 10$ мкс, плотностью энергии $W_E = 1.9 \pm 0.1$ Дж/см². При этом микротвёрдость эмали увеличивается на 25%.

В работе [169] исследована стойкость модифицированной эмали зуба человека излучением YLF: Er лазера в субабляционном режиме к истиранию (механической чистке). Следует отметить, что существует множество видов износа. Среди наиболее часто встречающихся можно выделить: адгезионный, абразивный, усталостный, коррозионный и т.д. [173, 174]. Механизм износа в полости рта человека смешанный, а именно: абразивный и коррозионный [173, 174]. В *in vitro* исследованиях устойчивости к абразивному износу (или истираемости), например, стоматологических пломбировочных материалов и для сравнения их свойств со свойствами зубной ткани можно выделить два основных вида испытаний: трение двух тел ("two-body abrasion") и трение трёх тел ("three-body abrasion") [174, 175]. В первом случае моделируется ситуация с действием зубов антагонистов, во втором – жевание или чистка зубов. Испытания при "three-body abrasion" могут проводиться в водной среде, в среде искусственной слюны или в буферных растворах (в этом случае рассматривается абразивный и коррозионный износ) с использованием абразивных частиц и абразивных паст. Для моделирования истираемости при гигиенической чистке зубов в процессе жизнедеятельности человека применяется чистка, производящаяся с использованием стандартной зубной щётки и так называемой абразивной пасты (пасты, содержащей абразивные частицы). Продолжительность чистки подбирается таким образом, чтобы смоделировать "долгий" период времени (обычно – несколько месяцев/лет). В соответствии с рекомендациями [176, 177]

гигиеническая чистка зубов должна производиться один–два раза в день по 1–3 мин. В работе [169] сообщается, что после механической чистки абразивной гигиенической зубной пастой Colgate® Total® Whitening (Colgate–Palmolive Company, США) в течение 30 мин. (что было эквивалентно двум годам ежедневной чистке зубов с абразивными пастами) микротвёрдость эмали зуба человека, обработанной излучением YLF: Er лазера в субабляционном режиме, статистически значимо превышает микротвёрдость интактной эмали.

Наибольшее увеличение относительной микротвёрдости дентина зуба человека наблюдалось при воздействии в элемент текстуры 55 импульсов YLF: Er лазера ($\lambda=2.84$ мкм) с частотой $F=250$ Гц, длительностью лазерного импульса $\tau_p=290\pm10$ мкс, плотностью энергии $W_E=0.7\pm0.1$ Дж/см². При этом микротвёрдость дентина возросла на 35%.

Наибольшее увеличение относительной микротвёрдости цемента зуба человека наблюдалось при воздействии в элемент текстуры 55 импульсов YLF: Er лазера ($\lambda=2.84$ мкм) с частотой $F=250$ Гц, длительностью лазерного импульса $\tau_p=260\pm10$ мкс, плотностью энергии $W_E=0.50\pm0.05$ Дж/см². При этом микротвёрдость цемента возросла на 45%.

6.2. Изменение кислотной резистентности твёрдых тканей зуба

Лазерное излучение может влиять на кислотную резистентность твёрдых тканей зуба. Повышение сопротивляемости эмали к действию пищевых кислот после лазерного воздействия связывают с формированием на её поверхности менее растворимых веществ после нагрева лазерным излучением и снижением пористости эмали.

При исследовании кислотной резистентности твёрдых тканей зуба человека в качестве агента агрессора используются следующие химические среды: "рН–циклы" (чередование деминерализирующей и реминерализирующей среды, например, ацетатный буфер (рН=5.0) и трис–буфер (рН=7.0) [178], ацетат–кальций–фосфатный деминерализирующий буфер (рН=5.0) и фосфат кальциевый реминерализирующий раствор (рН=7.0) [179, 180, 181, 182], деминерализирующий ацетатный буфер (рН=4.6) и реминерализирующий какодилатный буфер (рН=7.0) [183]), а также кислоты и микрофлора [184]. В ряде случаев применяют также ортофосфорную кислоту в форме геля.

Ортофосфорная кислота присутствует в продуктах питания и напитках в форме пищевых добавок (регуляторов кислотности) и при регулярном употреблении может провоцировать развитие кариеса [185]. Кроме того, в стоматологии она широко используется при подготовке поверхности полости перед постановкой пломб [78, 90]. Гель выбирают, т.к. эта форма наиболее удобна при использовании. В работе [169]

использовался гель Gel Etchant (Kerr, Италия), содержащий 37.5% ортофосфорную кислоту.

Для количественной оценки кислотной резистентности в эксперименте в ряде случаев проводят измерение микротвёрдости эмали до и после действия кислотной среды [179, 183, 186]. В [187] обнаружена корреляция между объёмным содержанием минеральной составляющей и микротвёрдостью эмали, что позволило в дальнейшем по результатам измерения микротвёрдости определять объёмное содержание минеральной составляющей эмали после её травления. Помимо этого, для оценки кислотной резистентности используются оптические методы, основанные на изучении флуоресценции здоровой и поражённой биотканей, методы оптической когерентной томографии [188], спектроскопические методы [189–191], кристаллографические методы, основанные на исследовании кристаллической решётки гидроксиапатита после лазерной обработки средствами дифракции рентгеновских лучей [163, 192] и направленные на поиск более устойчивых к действию кислот форм гидроксиапатита после лазерного воздействия.

В работе [169] эмаль зуба модифицировалась в результате создания на её поверхности текстуры. Расстояние между центрами элементов в текстуре составляло порядка 80 мкм. Общий размер текстуры был 400×400 мкм (5×5 элементов). Элемент текстуры формировался в результате воздействия 100 импульсов YLF: Er лазера ($\lambda = 2.84$ мкм), следующих с частотой $F = 3$ Гц. Диаметр пятна излучения имел размер 200 ± 10 мкм по уровню e^{-2} . Длительность импульса составляла $\tau_p = 280 \pm 10$ мкс, плотность энергии – $W_E = 1.9 \pm 0.1$ Дж/см² (что на 20% ниже порога лазерного разрушения эмали).

Для оценки кислотной резистентности эмали измерялась её микротвёрдость до и после травления, при этом предлагался оригинальный метод оценки скорости травления эмали. Оптические фотографии интактной и обработанной излучением YLF: Er лазера поверхности эмали до и после травления гелем Gel Etchant в течение 15 с представлены на рис. 6.2. Белой рамкой отмечено место, в котором проводилась лазерная обработка (ОЭ), остальная часть изображения – интактная эмаль (ИЭ). После лазерной обработки (см. рис. 6.2а) области ИЭ и ОЭ эмали визуально не отличаются друг от друга. После же травления (см. рис. 6.2б) внешний вид обработанной лазерным излучением эмали (ОЭ+Т) визуально отличается от внешнего вида интактной эмали (ИЭ+Т). На рис. 6.3 приведены фотографии этих же областей, полученные с помощью сканирующего электронного микроскопа Quanta Inspect S (СЭМ). Поверхность интактной эмали после травления в данном случае можно отнести к поверхности после травления первого типа [193, 194] (рис. 6.3а), при котором ортофосфорная кислота быстрее разрушает (травит) части эмалевых призм с бóльшим содержанием неорганической составляющей

(кристаллами гидроксилапатита) и медленней – части с меньшим содержанием неорганической составляющей (и, соответственно, с бóльшим содержанием органической составляющей (межпризменные пространства)). В случае же травления обработанной излучением YLF:Er лазера эмали (рис. 6.3б) поверхность выглядит сравнительно ровной, эмалевые призмы не разрушены. Характерный размер наблюдаемых при этом после травления структур составляет 5–7 мкм, что соответствует размеру эмалевых призм [33, 195].

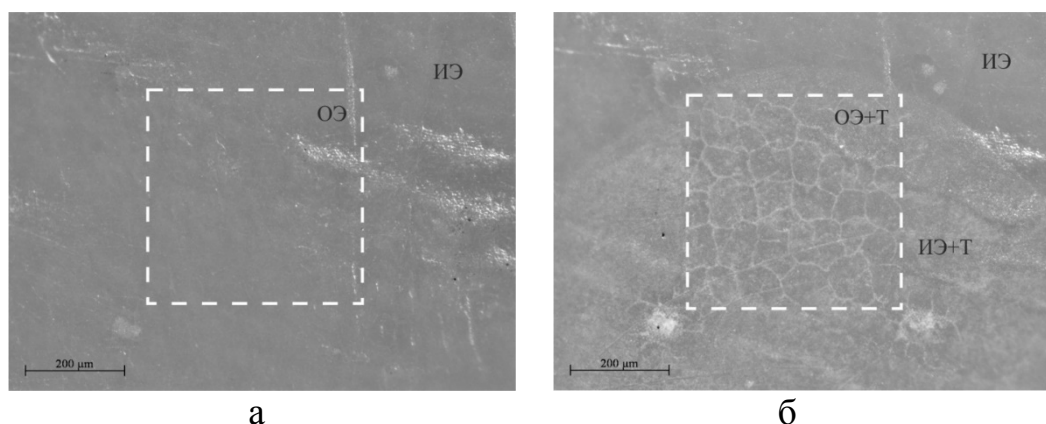


Рис. 6.2. Поверхность интактной эмали (ИЭ) и эмали, обработанной излучением YLF:Er лазера в субабляционном режиме, (ОЭ): (а) – до травления; (б) – после травления (ИЭ+Т, ОЭ+Т) гелем Gel Etchant в течение 15 с.

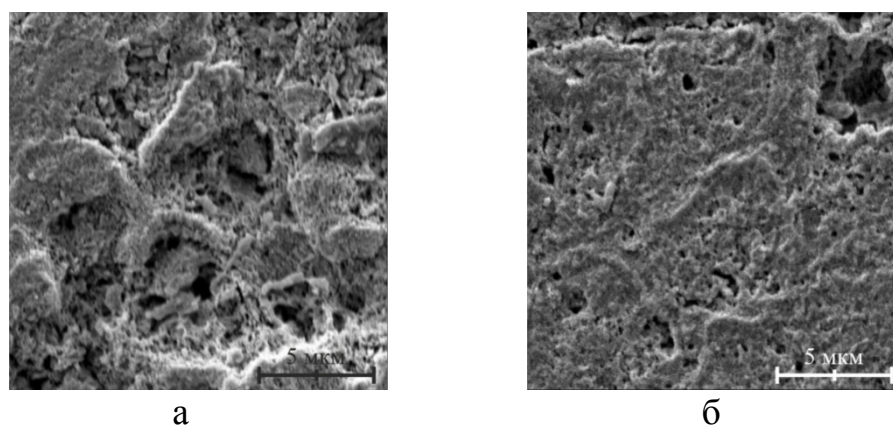


Рис. 6.3. СЭМ изображения поверхности интактной эмали (а) и эмали, обработанной излучением YLF:Er лазера в субабляционном режиме (б), после травления гелем Gel Etchant в течение 15 с.

В работе [196] отмечается, что при травлении эмали кислота проникает в её поры, увеличивая тем самым глубину и скорость травления. Следовательно, причиной увеличения резистентности эмали к действию кислоты, наряду с изменением структуры эмали и рекристаллизацией

[77, 163, 197], может также стать уменьшение пористости поверхности биоткани вследствие уплотнения структур после лазерной обработки.

Пористость эмали можно оценить на основании анализа её СЭМ изображений [169]. Изображения интактной и обработанной лазерным излучением эмали, полученные при помощи сканирующего электронного микроскопа Carl Zeiss Neon 40 EsB (Carl Zeiss, Германия), представлены на рис. 6.4.

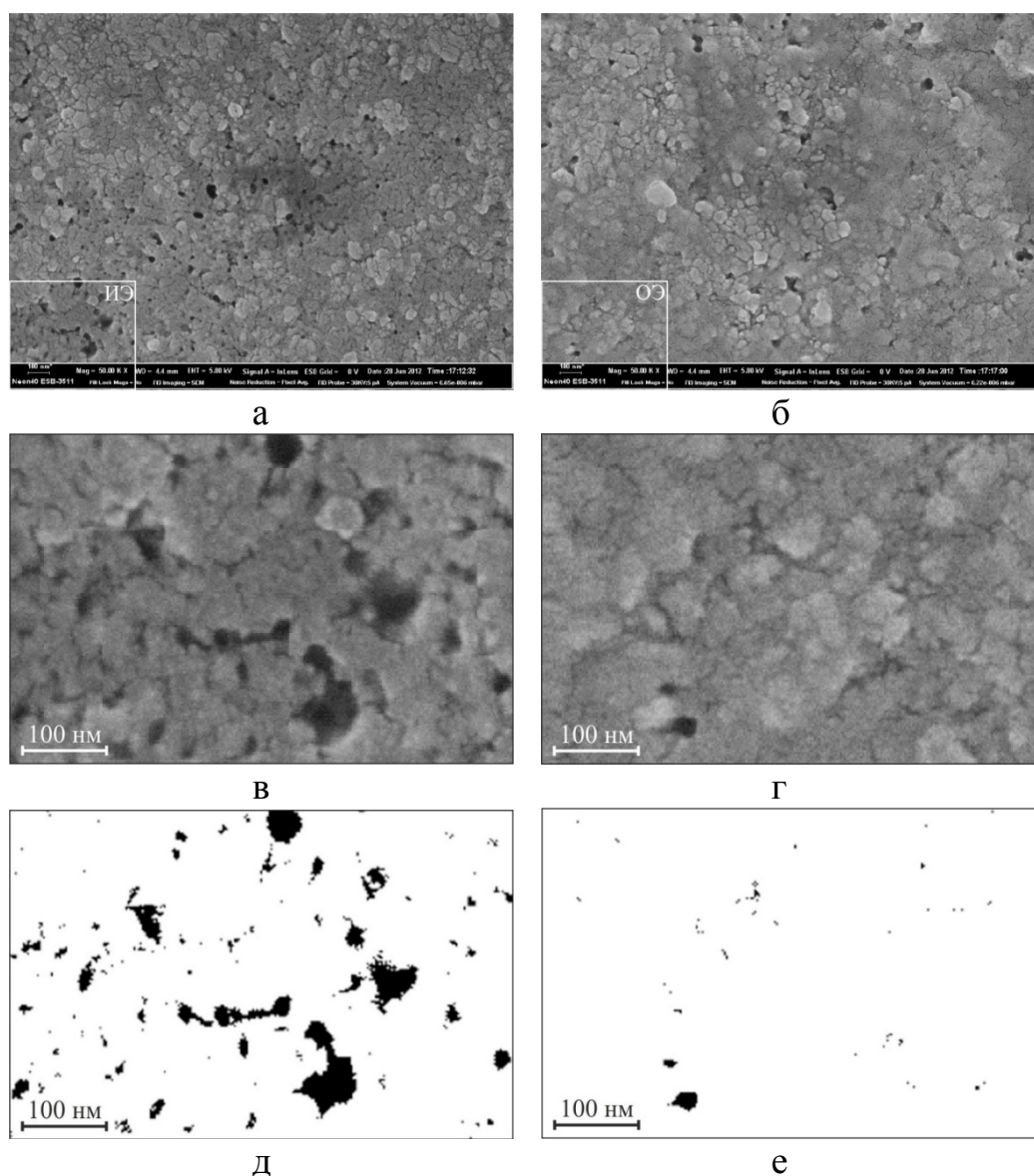


Рис. 6.4. СЭМ изображения поверхности интактной (а, в, д) и обработанной излучением YLF: Ег лазера (б, г, е) эмали зуба человека.

Видно, что средний размер структурных элементов как интактной, так и обработанной эмали составляет 10–50 нм, что сопоставимо с размерами кристаллов гидроксиапатита в эмали зуба человека [32, 33]. Следует обратить внимание на то, что поверхность ОЭ визуально воспринимается менее пористой, чем поверхность ИЭ (пространства

между основными структурными элементами в ОЭ заполнены, в то время как пространства между основными структурными элементами в ИЭ заполнены фрагментарно или не заполнены). Чтобы оценить пористость интактной и обработанной излучением YLF: Er лазера эмали, масштаб фрагментов изображений ИЭ и ОЭ, представленных на рис. 6.4а и рис. 6.4б, увеличивается и получаются рис. 6.4в и рис. 6.4г соответственно. Затем увеличиваются яркость и контрастность обоих этих изображений на 50% и 100% соответственно (см. рис. 6.4д и рис. 6.4е).

Для численной оценки пористости предполагается, что на рис. 6.4д и рис. 6.4е незаполненные пространства (поры) представлены чёрным цветом, а заполненные пространства и элементы структуры представлены белым цветом. Пористость (p) оценивается как отношение площади, занимаемой на изображении чёрным цветом ($S_{\text{ч}}$), к общей площади изображения ($S_{\text{и}}$):

$$p = \frac{S_{\text{ч}}}{S_{\text{и}}}. \quad (6.2)$$

Для изображений, представленных на рис. 6.4а и рис. 6.4б, пористость составляет соответственно 0.068 и 0.018, т.е. пористость поверхности интактной эмали значительно (в 3.8 раза) превышает пористость поверхности эмали, обработанной излучением YLF: Er лазера. Очевидно, что материалы с различной пористостью по-разному будут реагировать на внешнее механическое или химическое воздействие, а именно: чем меньше пористость, тем выше микротвёрдость и кислотная резистентность. Таким образом, лазерное воздействие на интактную эмаль зуба человека уменьшает её пористость и, как следствие, значительно повышает её микротвёрдость и существенно увеличивает кислотную резистентность.

Скорость травления интактной и обработанной лазерным излучением эмали также может быть измерена. В работе [169] перед лазерной обработкой на эмали зуба создавались отпечатки индентора микротвердомера при нагрузке 300 г (нагрузка прикладывалась в течение 10 с). Определялось среднее значение длин диагоналей отпечатков индентора (d). Для измерений использовался микротвердомер ПТМ-3М (ОАО "ЛОМО", Россия). Далее по среднему значению длин диагоналей отпечатка индентора рассчитывалась глубина отпечатка в эмали (h):

$$h = \frac{d}{2 \cdot \operatorname{tg} \left(\frac{\alpha}{2} \right)}, \quad (6.3)$$

где α – угол при вершине пирамиды Виккерса ($\alpha=136^\circ$) [168].

Затем на поверхности эмали, содержащей отпечатки индентора, формировалась текстура (YLF: Er лазер, $\lambda=2.84$ мкм, $N_p=100$, $F=3$ Гц,

$\tau_p=280\pm10$ мкс, $W_E=1.9\pm0.1$ Дж/см²). Расстояние между центрами элементов в текстуре составляло порядка 80 мкм. Общий размер текстуры был 400×400 мкм (5×5 элементов). Текстура располагалась на половине площади поверхности эмали, содержащей отпечатки индентора. Далее на обработанную лазерным излучением поверхность эмали и участок intactной эмали, содержащий отпечатки индентора микротвердомера, наносился гель Gel Etchant (Kerr, Италия). Через каждые 15 с действия геля образец промывался дистиллированной водой в течение 15 с, высушивался струёй сжатого воздуха и помещался в поле зрения оптического микроскопа AxioScope A1 (Carl Zeiss, Германия). Таким образом, определялось время (t), через которое под действием кислоты отпечатки индентора исчезали (полное время травления в итоге составило 225 с). Зная t и начальную глубину отпечатков h , можно было вычислить скорость травления v_e :

$$v_e = \frac{h}{t} \quad (6.4)$$

Средняя глубина отпечатков в intactной эмали составила 8 ± 1 мкм. Время t для intactной эмали было оценено как 52 ± 8 с, для эмали, обработанной лазерным излучением, – как 142 ± 8 с. Согласно выражению (6.4) получаем, что скорость травления intactной эмали равна 155 ± 25 нм/с, а скорость травления обработанной лазерным излучением эмали равна 58 ± 25 нм/с. Очевидно, что скорость травления intactной эмали в 2.7 раза превышает скорость травления эмали, обработанной излучением YLF: Ег лазера в субабляционном режиме.

Список рекомендованной литературы

1. Arends J., ten Cate J.M. Tooth enamel remineralization // J. Crystal. Growth. 1981. V. 53. P. 135–147.
2. Eanes E.D. Enamel apatite: chemistry, structure and properties // J. Dent. Res. 1979. V. 58(B), № 3. P. 829–834.
3. Боровский Е.В., Леонтьев В.К. Биология полости рта. М: Медицина, 1991. 304 с.
4. Грошиков М.И. Некариозные поражения тканей зуба. М: Медицина, 1985. 172 с.
5. Boyde A. Enamel // Teeth / B.K.B. Berkovitz, A. Boyde, R.M. Frank. et al, eds. Berlin, etc.: Springer–Verlag. 1989. P. 309–473.
6. Osborn J.W. Evaluation of previous assessments of prism directions in human enamel // J. Dent. Res. 1968. V. 47, № 2. P. 217–222.
7. Osborn J.W. Directions and interrelationship of prisms in cuspal or cervical enamel of human teeth // J. Dent. Res. 1968. V. 47, № 3. P. 395–402.
8. Meckel A.H., Griebstein W.J., Neal R.J. Structure of mature human dental enamel as observed by electron microscopy // Arch. Oral Biol. 1965. V. 10, № 5. P. 775–783.
9. Osborn J.W. The nature of the Hunter–Schreger bands in enamel // Arch. Oral Biol. 1965. V. 10, № 6. P. 929–933.
10. Ripa L.W., Gwinnet A.J. Buonocore M.G. The prismless outer layer of deciduous and permanent enamel // Arch. Oral Biol. 1966. V. 11, № 1. P. 41–48.
11. Kreter F., Pantke H. Einführung in die Zahnheilkunde mit Grenzinformationen. Berlin, etc.: Die Quintessenz. 1979. 298 p.
12. Kodaka T., Kuroiwa M., Higashi S., Miake K. Three–dimensional observations of the relation between the natural enamel surface and the outermost layer in human permanent tooth // Bull. Tokyo Dent. Coll. 1990. V. 31, № 2. P. 105–115.
13. Kodaka T., Debari K., Yamada M., Kuroiwa M. Correlation between microhardness and mineral content in sound human enamel // Caries Res. 1992. V. 26, № 2. P. 139–141.
14. Луцкая И.К. Изменения структуры твёрдых тканей зуба и содержания в них свободной воды в возрастном аспекте // Стоматология: Респ. межвед. сб. Киев: Здоров'я. 1988. № 23. С. 7–10.
15. Новик И.О. Электродиагностика кариеса зубов // Врачебное дело. 1951. № 9. С. 818–820.
16. Grisimov V.N. Optical model of Hunter–Schreger bands phenomenon in human dental enamel // Proc. SPIE. 1999. V. 3564. P. 237–242.
17. Carlström D., Glas J.–E. The birefringens of human enamel // J. Ultrastruct. Res. 1963. V. 8, № 1–2. P. 1–11.
18. Voegel J.C., Frank R.M. Stages in the dissolution of human enamel cristals in dental caries // Calcif. Tiss. Res. 1977. V. 24, № 1. P. 19–27.

19. Пахомов Г.Н. Состояние органической матрицы декальцинированной эмали зубов при кариесе в стадии белого и пигментированного пятна // Стоматология. 1974. Т. 53, № 1. С. 17–20.
20. Angmar–Mansson B., ten Bosch J.J. Optical methods for the detection and quantification of caries // Adv. Dent. Res. 1987. V. 1, № 1. P. 14–20.
21. Устройство для диагностики кариеса: авторское свидетельство № 1820498 / Альтшулер Г.Б., Белашенков Н.Р., Грисимов В.Н., Калинин В.И.
22. Benedict H.C. A note on the fluorescence of teeth in ultra-violet rays // Science. 1928. V. 67, № 1739. P. 442.
23. Foreman P.C. The excitation and emission spectra of fluorescent components in human dentine // Arch. Oral Biol. 1980. V. 25, № 10. P. 641–647.
24. Bjelkhagen H., Sundström F., Angmar-Månsson B., Ryden H. Early detection of enamel caries by the luminescence excited by visible laser light // Swed. Dent. J. 1982. V. 6, № 1. P. 1–7.
25. Bjelkhagen H. EP 007380. Int. Cl³: A61B1/24. Illuminating device for the visual determination of areas of caries on the surface of a tooth. Date of filling: 25.03.82; date of publication: 02.03.83. Bull. 83/9.
26. De Josselin de Jong E., Sundström F., Westerling H., et al. A new method for in vivo quantification of changes in initial enamel caries with laser fluorescence // Caries Res. 1995. V. 29, № 1. P. 2–7.
27. Shi X.–Q., Tranæus S., Angmar-Månsson B. Comparison of QLF and DIAGNOdent for quantification of smooth surface caries // Caries Res. 2001. V. 35, № 1. P. 21–26.
28. De Moor R., Verheyen J., Verheyen P. Teeth bleaching with LED technology: a new use for the green light // Innovative Dent. 2010. № 1. P. 56–62.
29. Garberoglio R., Brannström M. Scanning electron microscopic investigation of human dental tubules // Arch. Oral Biol. 1976. V. 21, № 6. P. 355–362.
30. Thomas H.F. The extend of the odontoblast process in human dentin // J. Dent. Res. 1979. V. 58, № 1. P. 105–110.
31. Whittaker D., Kneale M. The predentine-dentine interface in human teeth. A scanning electron microscope study // Brit. Dent. J. 1979. V. 146, № 1. P. 43–46.
32. Быков В.Л. Гистология и эмбриология органов полости рта человека: Учебное пособие. Издание второе, исправленное. СПб: Специальная Литература, 1998. 248 с.
33. Nanci A. Ten Cate's oral histology: development, structure and function. Mosby, 2003. 445 p.
34. Niemz M.H. Laser – Tissue Interactions: Fundamentals and Applications. – Berlin, 1996. 305 p.

35. Vogel A., Venugopalan V. Mechanisms of pulsed laser ablation of biological tissues // Chem. Rev. 2003. V. 103, № 2. P. 577–644.
36. Jacques S.L. Optical properties of biological tissues: a review // Phys. Med. Biol. 2013. V. 58, № 11. P. R37.
37. Серебряков В.А. Опорный конспект лекций по курсу "Лазерные технологии в медицине". СПб: СПбГУ ИТМО, 2009. 266 с.
38. Taroni P., Comelli D., Pifferi A., Torricelli A., Cubeddu R. Absorption of collagen: effects on the estimate of breast composition and related diagnostic implications // J. Biomed. Opt. 2007. V. 12, № 1. P. 014021.
39. De Moor R.J.G., Delm K.I.M. Препарирование полостей с помощью лазеров // Инновационная стоматология. 2010. V. 1. P. 6–19.
40. Bornstein E. Near-infrared dental diode lasers scientific and photobiologic principles and applications // Dent. Today. 2004. [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://www.dentistrytoday.com/ce-articles/387>.
41. Беликов А.В., Скрипник А.В., Шатилова К.В. Исследование динамики спектров поглощения эмали и дентина зуба человека при нагреве и абляции излучением субмиллисекундных импульсов эрбиевого лазера с длиной волны генерации 2.79 мкм // Оптика и спектроскопия. 2010. Т. 109, № 2. С. 241–246.
42. Zolotarev V.M., Mikhilov B.A., Alperovich L.L., Popov S.I. Dispersion and absorption of liquid water in the infrared and radio regions of the spectrum // Opt. Spectrosc. 1969. V. 27. P. 430–432.
43. Петрович Ю.А. Леонтьев В.К., Десятниченко К.С. Функционально-молекулярная модель строения эмали зуба // Стоматология. 1979. Т. 58, № 1. С. 70–75.
44. Бульбак Т.А., Сокол Э.В., Данилова И.Г. ИК-спектроскопия диффузного отражения – обоснование корректности методики // Вестник ОГТГН РАН. 2000. Т. 2, № 2 (12). С. 3.
45. Bachmann L., Diebolder R., Hibst R., Zezell D.M. Infrared absorption bands of enamel and dentin tissues from human and bovine teeth // Appl. Spectrosc. Rev. 2003. V. 38, № 1. P. 1–14.
46. Накамото К. Инфракрасные спектры неорганических и координационных соединений. М: Мир, 1991. 536 с.
47. Иевлев В.М., Домашевская Э.П., Терехов В.А., Кашкаров В.М., Вахтель В.М., Третьяков Ю.Д., Путляев В.И., Баринов С.М., Смирнов В.В., Белоногов Е.К., Костюченко А.В. Синтез нанокристаллических плёнок гидроксиапатита // Конденсированные среды и межфазные границы. 2007. Т. 9, № 3. С. 209–215.
48. Фридрихсберг Д.А. Оптические свойства дисперсных систем. В кн.: Курс коллоидной химии: Учеб. для вузов. 2-е изд., перераб. и доп. Л: Химия, 1984. С. 38–44.

49. Darling A.I. Studies of the early lesions of enamel caries with transmitted light polarized light and radiography. Part 1 // Brit. Dent. J. 1956. V. 101, № 9. P. 289–297.
50. Darling A.I., Studies of the early lesions of enamel caries with transmitted light polarized light and radiography. Part 2 // Brit. Dent. J. 1956. V. 101, № 10. P. 329–341.
51. Darling A.I., Studies of the early lesions of enamel caries. Its nature, mode of spread and points of entry // Brit. Dent. J. 1958. V. 105, № 4. P. 119–135.
52. Angmar B., Carlström D., Glas J.–E. The mineralization of normal human enamel // J. Ultrastruct. Res. 1963. V. 8, № 1–2. P. 12–23.
53. Houwink B. Quantitative polarized–light microscopy of sound surface enamel // J. Dent. Res. 1970. V. 49, № 2. P. 370–377.
54. Theuns H.M., Shellis R.P., Groeneveld A., et al. Relationship between birefringence and mineral content in artificial caries lesions of enamel // Caries Res. 1993. V. 27, № 1. P. 9–14.
55. Gwinnett A.J. The ultrastructure of the "prismless" enamel of permanent human teeth // Arch. Oral Biol. 1967. V. 12, № 3. P. 381–388.
56. Kodaka T., Nakajima F., Kuroiwa M. Distribution patterns of the surface "prismless" enamel in human deciduous incisors // Bull. Tokyo Dent. Coll. 1989. V. 30, № 1. P. 9–19.
57. Houwink B. The index of refraction of dental enamel apatite // Brit. Dent. J. 1974. V. 137, № 12. P. 472–475.
58. Spitzer D., Ten Bosch J.J. The absorption and scattering of light in bovine and human dental enamel // Calcif. Tissue Res. 1975. V. 17, № 2. P. 129–137.
59. Zijp J.R., ten Bosch J.J. Groenhuis R.A.J. He–Ne–laser light scattering by human dental enamel // J. Dent. Res. 1995. V. 74, № 12. P. 1891–1898.
60. Groenhuis R.A.J., ten Bosch J.J., Ferverda H.A. Scattering of light by dental enamel: theoretical model compared with experiments. In: Scattering and absorption of light by turbid materials, especially dental enamel / Groenhuis R.A.J. (Ed.). Groningen: Rijksuniversiteit Groningen, 1981. P. 25–42.
61. Грисимов В.Н. Характер распространения света в твердых тканях зуба: Деп. в НПО "Союзмединформ" 05.04.89, № 17465. 10 с.
62. Vaarkamp J., ten Bosh J.J., Verdonschot E.H. Propagation of light through human dental enamel and dentine // Caries Res. 1995. V. 29, № 1. P. 8–13.
63. Ten Bosch J.J., Coops J.C. Tooth color and reflectance as related to light scattering and enamel hardness // J. Dent. Res. 1995. V. 74, № 1. P. 374–380.
64. Fried D., Visuri S.R., Featherstone J.D., Walsh Jr J.T., Seka W.D., Glana R.E., Wigdor H.A., McCormack S.M. Infrared radiometry of dental enamel during Er: YAG and Er: YSGG laser irradiation // J. Biomed. Opt. 1996. V. 1, № 4. P. 455–465.
65. Fried D. IR laser ablation of dental enamel // Proc. SPIE. 2000. V. 3910. P. 136–148.

66. Fried D., Glena R.E., Featherstone J.D., Seka W. Permanent and transient changes in the reflectance of CO₂ laser-irradiated dental hard tissues at $\lambda=9.3, 9.6, 10.3$, and $10.6 \mu\text{m}$ and at fluences of $1\text{--}20 \text{ J/cm}^2$ // *Lasers Surg. Med.* 1997. V. 20, № 1. P. 22–31.
67. Brodbelt R.H.W., O'brien W.J., Fan P.L., Frazer–Dib J.G., Yu R. Translucency of human dental enamel // *J. Dent. Res.* 1981. V. 60, № 10. P. 1749–1753.
68. Zijp J.R., Bosch J.J.T. Theoretical model for the scattering of light by dentin and comparison with measurements // *Applied optics.* 1993. V. 32, № 4. P. 411–415.
69. Грисимов В.Н. Показатель преломления основного вещества дентина // *Оптика и спектроскопия.* 1994. Т. 77, № 2. С. 272–273.
70. Grisimov V.N. Refractive index of bulk dentin // *Proc. SPIE.* 1994. V. 1984. P. 2–5.
71. Fried D., Glena R.E., Featherstone J.D., Seka W. Nature of light scattering in dental enamel and dentin at visible and near-infrared wavelengths // *Appl. Opt.* 1995. V. 34, № 7. P. 1278–1285.
72. Fernández–Oliveras A., Rubino M., Pérez M.M. Scattering anisotropy measurements in dental tissues and biomaterials // *J. Europ. Opt. Society – Rapid Pub.* 2012. V. 7. P. 12016.
73. Walton R.E., Outhwaite W.C., Pashley D.F. Magnification – an interesting optical property of dentin // *J. Dent. Res.* 1976. V. 55, № 4. P. 639–642.
74. Grisimov V.N. Redistribution of the halogen light source radiation by hard dental tissues // *Proc. SPIE.* 1997. V. 3192. P. 62–66.
75. Грисимов В., Хиора Ж. Факторы многоцветности зубов и реставраций // *ДентАрт.* 2013. № 1. С. 15–24.
76. Murdoch–Kinch C.A. Minimally invasive dentistry // *JADA.* 2003. V. 134, № 1. P. 87–95.
77. Ana P.A., Bachmann L., Zezell D.M. Lasers effects on enamel for caries prevention // *Laser Phys.* 2006. V. 16, № 5. P. 865–875.
78. Боровский Е.В., Иванов В.С., Максимовский Ю.М., Максимовская Л.Н. Терапевтическая стоматология: Учебник / Под ред. Е.В. Боровского, Ю.М. Максимовского. М: Медицина, 2001. 736 с.
79. Артемьева И.А. Учебно–методическое пособие для внеаудиторной работы студента по изучению темы "Кариес зубов": учеб. пособие / сост.: И.А. Артемьева; ГБОУ ВПО ИГМУ Минздравсоцразвития России. Иркутск: ИГМУ, 2012. 48 с.
80. Peltola J., Wolf J. Fiber optics transillumination in caries diagnosis // *Proc. Finn. Dent. Soc.* 1981. V. 77. P. 240–244.
81. Barenie J., Leske G., Ripa L.W. The use of fiber optic transillumination for the detection of proximal caries // *Oral Surg.* 1973. V. 36. P. 891–897.

82. Holt R.D., Azevedo M.R. Fiber optic transillumination and radiographs in diagnosis of approximal caries in primary teeth // *Community Dent. Health*. 1989. V. 6. P. 239–247.
83. Mitropoulis C.M. The use of fiber optic transillumination in the diagnosis of posterior approximal caries in clinical trials // *Caries Res*. 1985. V. 19. P. 379–384.
84. Peers A., Hill F.J., Mitropoulos C.M., Holloway P.J. Validity and reproducibility of clinical examination, fibre–optic transillumination, and bite–wing radiology for the diagnosis of small approximal carious lesions // *Caries Res*. 1993. V. 27. P. 307–311.
85. Pine C.M. Fiber–Optic Transillumination (FOTI) in caries diagnosis // *Early detection of dental caries* / G.S. Stookey, ed. Indianapolis: Indiana Press, 1996. P. 51–56.
86. Vaarkamp J., Bosch J.J.T., Verdonchot E.H., Bronkhorst E.M. The real performance of bitewing radiography and fiber–optic transillumination for approximal caries diagnosis // *J. Dent. Res*. 2000. V. 79. P. 1747–1751.
87. Schneiderman A., Elbaum M., Schultz T., Keem S., Greenebaum M., Driller J. Assessment of dental caries with digital imaging fiber–optic transillumination (DIFOTI): In vitro study // *Caries Res*. 1997. V. 31. P. 103–110.
88. Jones R.S., Huynh G.D., Jones G.C., Fried D. Near–infrared transillumination at 1310–nm for the imaging of early dental decay // *Opt. Express*. 2003. V. 11, № 18. P. 2259–2265.
89. Jones R., Fried D. Attenuation of 1310 and 1550–nm laser light through dental enamel // *Proc. SPIE*. 2002. V. 4610. P. 187–190.
90. Fejerskov O., Kidd E. *Dental caries: the disease and its clinical management*. Oxford: Blackwell Publishing Company, 2008. 616 p.
91. Hale G.M., Querry M.R. Optical constants of water in the 200–nm to 200– μ m wavelength region // *Appl. Optics*. 1973. V. 12. P. 555–563.
92. Тучин В.В. Исследование биотканей методом светорассеяния // *Успехи физических наук*. 1997. Т. 167, № 5. С. 519–539.
93. Гаврилов А.Е., Гонтарь Е.А. Исследование состояния зубов и пародонта в условиях различных режимов реактивности // *Питання експериментальної та клінічної медицини*. 2013. Т. 1, № 17. С. 284–286.
94. Беликов А.В., Скрипник А.В., Карасёв В.Б., Пушкарёва А.Е., Тихонов С.В., Чуйко В.А. Исследование взаимодействия оптического излучения с элементами лазерных систем и биологическими объектами. Лазерная модификация поверхности эмали зуба человека // *Научно–технический вестник СПбГУ ИТМО: Фундаментальные и прикладные исследования информационных систем и технологий*, Вып. 30. СПб: СПбГУ ИТМО, 2006. С. 56–64.

95. Creanor S.L., Russell J.I., Strang D.M., Stephen K.W., Burchell C.K. The prevalence of clinically undetected occlusal dentine caries in Scottish adolescents // *Br. Dent. J.* 1990. V. 169. P. 126–129.
96. Ekstrand K., Qvist V., Thylstrup A. Light microscope study of the effect of probing in occlusal surfaces // *Caries Res.* 1987. V. 21. V. 368–374.
97. Hibst R., Paulus R., Lussi A. Detection of occlusal caries by laser fluorescence: Basic and clinical investigations // *Med. Laser Appl.* 2001. V. 16. P. 205–213.
98. König K., Hibst R., Meyer H., Flemming G., Schneckenburger H. Laser-induced autofluorescence of carious regions of human teeth and caries-involved bacteria // *Proc. SPIE.* 1993. V. 2080. P. 170–180.
99. Kurtzman G.M. Caries visualization with fluorescent technology. [Электронный ресурс]. Режим доступа:
<http://www.dentistrytoday.com/diagnosis/4232-caries-visualization-with-fluorescent-technology>.
100. Greenwall L. Bleaching techniques in restorative dentistry. Martin Dunitz Ltd., 2001. 304 p.
101. Гринволл Л. Методики отбеливания в реставрационной стоматологии. Иллюстрированное руководство. Пер. с англ. М: Издательский дом "Высшее образование и наука", 2003. 304 с.
102. Alqahtani M.Q. Tooth-bleaching procedures and their controversial effects: A literature review // *Saudi Dent. J.* 2014. V. 26. P. 33–46.
103. Акулович А.В., Манашерова О.Г. Отбеливание зубов: чего мы боимся? // *Профилактика today.* 2008. № 8. С. 14–20.
104. Dayan D., Heifferman A., Gorski M., Beigleiter A. Tooth discoloration – extrinsic and intrinsic factors // *Quintessence Int.* 1983. V. 12, № 14. P. 1–5.
105. Эстетическая стоматология / Д. Шмидседер; Пер. с англ.; Под общ. ред. проф. Т.Ф. Виноградовой. 2-е изд. М: МЕДпресс-информ, 2007. 320 с.
106. M. A.M. Sulieman. An overview of tooth-bleaching techniques: chemistry, safety and efficacy // *Periodontology* 2000. 2008. V. 48. P. 148–169.
107. Акулович А.В. Современные технологии отбеливания зубов. [Электронный ресурс]. Режим доступа:
<http://gpc-paks.ru/2014/02/современные-технологии-отбеливания/>
108. Allen K., Agosta C., Estafan D. Using microabrasive material to remove fluorosis stains // *JADA.* 2004. V. 135. P. 319–323.
109. Tong L.S., Pang M.K., Mok N.Y., King N.M., Wei S.H. The effects of etching, micro-abrasion, and bleaching on surface enamel // *J Dent Res.* 1993. V. 72, № 1. P. 67–71.
110. Buchalla W., Attin T. External bleaching therapy with activation by heat, light or laser – A systematic review // *Den. Mat.* 2007. V. 23. P. 586–596.
111. Harada I., Furukawa Y., Tasumi M. Spectroscopic studies on doped polyacetylene and pcarotene // *J. Chem. Phys.* 1980. V. 73. P. 4746–4757.

112. Baik J.W., Rueggeberg F.A., Liewehr F.R. Effect of light-enhanced bleaching on in vitro surface and intrapulpal temperature rise // J. Esthet. Restor. Dent. 2001. V. 13. P. 370–378.
113. Yarborough D.K. Method for whitening teeth. United States Patent. Assignee: BriteSmile, Inc, Salt Lake City, Utah. Patent Number: 5,713,738. Date of Patent: Feb. 3, 1998.
114. Jelínková H., Dostálová T., Němec M., Šulc J., Koranda P., Houšová D., Miyagi M., Shi Y.W., Matsuura Y. Laser radiation tooth bleaching // Laser Phys. Lett. 2004. V. 1, № 12. P. 617–620.
115. Strobl A., Gutknecht N., Franzen R., Hilgers R.-D., Lampert F., Meister J. Laser-assisted in-office bleaching using a neodymium:yttrium-aluminum-garnet laser: an in vivo study // Lasers Med. Sci. 2010. V. 25. P. 503–509.
116. Marcondes M., Gandolfi Paranhos M.P., Spohr A.M., Mota E.G., Lima da Silva I.N., Souto A.A., Burnett L.H. The influence of the Nd: YAG laser bleaching on physical and mechanical properties of the dental enamel // J. Biomed. Mat. Res. Part B: Appl. Biomater. 2009. P. 388–395.
117. Walsh L.J., Liu J.Y., Verheyen P. Tooth discolouration and its treatment using KTP laser-assisted tooth whitening // J. Oral Appl. 2004. V. 4, № 1. P. 7–21.
118. Zhang C., Wang X., Kinoshita J.-I., Zhao B., Toko T., Kimura Y., Matsumoto K. Effects of KTP laser irradiation, diode laser, and LED on tooth bleaching: a comparative study // Photomed. Laser Surg. 2007. V. 25, № 2. P. 91–95.
119. Gurgan S., Cakir F.Y., Yazici E. Different light-activated in-office bleaching systems: a clinical evaluation // Lasers Med. Sci. 2010. V. 25. P. 817–822.
120. Dostalova T., Jelinkova H., Housova D., Sulc J., Nemec M., Miyagi M., Brugnera jr. A., Zanin F. Diode laser-activated bleaching // Braz. Dent. J. 2004. V. 15. P. SI-3–SI-8.
121. Wetter N.U., Barroso M., Pelino J.E.P. Dental bleaching efficacy with diode laser and LED irradiation: an in vitro study // Lasers Surg. Med. 2004. V. 35. P. 254–258.
122. Особенности процедуры отбеливания зубов SmartBleach 3LT. [Электронный ресурс]. Режим доступа: http://www.dekalaser.ru/product/smartlight_3_lt/
123. Abbot P.V. Aesthetic considerations in endodontics: internal bleaching // Pract. Periodont. Aesthetic. Dent. 1997. V. 9, № 7. P. 833–840.
124. Альтшулер Г.Б., Беликов А.В., Скрипник А.В., Бобров А.П., Ткаченко Т.Б., Маслов В.В., Гайкова О.Н., Фельдштейн Ф.И. "М2 лазерная технология" и её применение для отбеливания зубов // Инновационная стоматология. 2010. № 1. С. 44–54.

125. Coluzzi D.J., Convissar R.A. Atlas of Laser applications in dentistry. Quintessence Publishing Co, Inc., 2007. 220 p.
126. Belikov A.V., Erofeev A.V., Shumilin V.V., Tkachuk A.M. Comparative study of the 3 μ m laser action on different hard tooth tissue samples using free running pulsed Er-doped YAG, YSGG, YAP and YLF lasers // Proc. SPIE. 1993. V. 2080. P. 60–67.
127. Dostalova T., Jelikova H., Nemec M., Sulk J., Myiagi M. Er: YAG laser ablation: 5–11 years prospective study // Proc. SPIE. 2005. V. 5687. P. 63–68.
128. Keller U., Hibst R. Er: YAG laser effects on oral hard and soft tissues // Lasers in Dentistry / L.J. Miserendino, R.M. Pick, eds. Quintessence Publishing Co, Inc., 1995. P. 161–172.
129. Borges B.C., de Vasconcelos A.A., Cunha A.G., Pinheiro F.H., Machado C.T., dos Santos A.J. Preliminary clinical reports of a novel night-guard tooth bleaching technique modified by casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate (CCP-ACP) // Eur. J. Esthet. Dent. 2011. V. 6, № 4. P. 446–453.
130. Jorgensen M.G., Carroll W.B. Incidence of tooth sensitivity after home whitening treatment // JADA. 2002. V. 133, № 8. P. 1076–1082.
131. Jiang T., Ma X., Wang Y., Tong H., Shen X., Hu Y., Hu J. Investigation of the effects of 30% hydrogen peroxide on human tooth enamel by Raman scattering and laser-induced fluorescence // J.Biomed. Opt. 2008. V. 13, № 1. P. 014019.
132. Goldberg M., Grootveld M., Lynch E. Undesirable and adverse effects of tooth-whitening products: a review// Clin. Oral Investig. 2010. V. 14, № 1. P. 1–10.
133. Demarco F.F., Meireles S.S., Sarmiento H.R., Dantas R.V., Botero T., Tarquinio S.B. Erosion and abrasion on dental structures undergoing at-home bleaching // Clin. Cosmet. Investig. Dent. 2011. V. 3. P. 45–52.
134. Bruzell E.M., Pallesen U., Thoresen N.R., Wallman C., Dahl J.E. Side effects of external tooth bleaching: a multi-centre practice-based prospective study // Br. Dent. J. 2013. V. 215, № 9. P. E17.
135. Ganesh R., Aruna S., Joyson M. Comparison of the bleaching efficacy of three different agents used for intracoronary bleaching of discolored primary teeth: an in vitro study // J. Indian Soc. Pedodont. Prevent. Dent. 2013. V. 31, № 1. P. 17–21.
136. Dietschi D., Benbachir N., Krejci I. In vitro colorimetric evaluation of the efficacy of home bleaching and over-the-counter bleaching products // Quint. Int. 2010. V. 41. № 6. P. 505–516.
137. Torres C.R.G., Souza C.S., Borges A.B., Huhtala M.F.R.L., Caneppele T.M.F. Influence of concentration and activation on hydrogen peroxide diffusion through dental tissues in vitro // Sci. World J. 2013. Article ID 193241. 5 p. [Электронный ресурс]. Режим доступа:

<http://dx.doi.org/10.1155/2013/193241>.

138. Walsh L.J. The current status of laser applications in dentistry // Austr. Dent. J. 2003. V. 48, № 3. P. 146–155.

139. Ubaldini A.L., Baesso M.L., Medina Neto A., Sato F., Bento A.C., Pascotto R.C. Hydrogen peroxide diffusion dynamics in dental tissues // J. Dent. Res. 2013. V. 92, № 7. P. 661–665.

140. Ghalili K.M., Khawaled K., Rozen D., Afsahi V. Clinical study of the safety and effectiveness of a novel over-the-counter bleaching tray system // Clin. Cosm. Investig. Dent. 2014. V. 6. P. 15–19.

141. Просветов Р.С., Торшин В.И., Асогва И.К. Особенности электровозбудимости пульпы зубов у студентов из разных регионов мира // Стоматология. 2013. № 4. С. 26–27.

142. Теория цвета. Математические цветовые модели. [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://www.adobeps.ru/download/photoshop-lessons/41-teorija-cveta.html>.

143. Цветовые модели [Электронный ресурс]. Режим доступа: www.compgraph.ad.cctpu.edu.ru/Colors_models.htm.

144. Клецель А. Ошибка учителя (о цвете и цветовых моделях) [Электронный ресурс]. Режим доступа: http://www.i2r.ru/static/469/out_20214.shtml.

145. Publish. Портал о полиграфии и издательских технологиях [Электронный ресурс]. Режим доступа: http://www.publish.ru/articles/200408_4051595.

146. Модель RGB. Модели CMY и CMYK. [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://www.adobeps.ru/download/photoshop-lessons/43-model-rgb-cmy-cmyk.html>.

147. Adobe Community Help. Photoshop. Цветовые режимы. [Электронный ресурс]. Режим доступа: <https://helpx.adobe.com/ru/photoshop/using/color-modes.html#WSfd1234e1c4b69f30ea53e41001031ab64-73eaa>.

148. SWOP specifications, a special supplement to graphic arts monthly may 2007. [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://www.swop.org/specification/SWOP2007Specserrata.pdf>.

149. Модель HSB (Цветовой круг). [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://www.adobeps.ru/download/photoshop-lessons/45-model-hsb-cvetovojj-krug.html>.

150. HSV (цветовая модель). [Электронный ресурс]. Режим доступа: [https://ru.wikipedia.org/wiki/HSV_\(цветовая_модель\)](https://ru.wikipedia.org/wiki/HSV_(цветовая_модель)).

151. Что такое цветовая модель? [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://www.yellow-elephant.ru/design/article/color-model/>.

152. Модель Lab. [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://www.adobeps.ru/download/photoshop-lessons/44-model-lab.html>.

153. Ito M., Kato N. Image processing apparatus and method, color gamut conversion table creating apparatus and method, storage medium having image

processing program recorded therein, and storage medium having recorded therein color gamut conversion table creation program. United States Patent. Patent №: US 6,437,792 B1. Date of Patent: Aug. 20, 2002.

154. Bengel W.M. Digital photography and the assessment of therapeutic results after bleaching procedures // J. Esthet. Restorat. Dent. 2003. V. 5, Suppl. 1. P. 21–32.

155. Lima D.A.N.L., Aguiar F.H.B., Liporoni P.C.S., Munin E., Ambrosano G.M.B., Lovadino J.R. In vitro evaluation of the effectiveness of bleaching agents activated by different light sources // J. Prosthodont. 2009. V. 18, № 3. P. 249–254.

156. Инструкция по применению: VITA Toothguide 3D-MASTER. [Электронный ресурс]. Режим доступа: <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-Toothguide-3D-MASTER-26230.html>.

157. Joiner A. The bleaching of teeth: A review of the literature // J. Dent. 2006. V. 34. P. 412–419.

158. Инструкция по применению: Shade-X User Manual. [Электронный ресурс]. Режим доступа: https://www.xrite.com/documents/manuals/en/DSI-500_Shade-X_User_Manual_en.pdf.

159. Chu S.J., Trushkowsky R.D., Paravina R.D. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects // J. Dent. 2010. V. 385. P. e2–e16.

160. Agrawal V.S., Kapoor S. Color and shade management in esthetic dentistry // Univ. Res. J. Dent. 2013. V. 3, № 3. P. 120–127.

161. Оптическая биомедицинская диагностика. В 2 т. Т. 2 / Пер. с англ. Под ред. Тучина В.В. М: Физматлит, 2007. 368 с.

162. Kim J.–G., Yu B., Lee Y.–K. Correlations between Color Differences Based on Three Color–Difference Formulas Using Dental Shade Guide Tabs // J. Prosthodont. 2009. V. 18. P. 135–140.

163. Bachmann L., Craievich A.F., Zezell D.M. Crystalline structure of dental enamel after Ho: YLF laser irradiation // Arch. Oral Biol. 2004. V. 49, № 11. P. 923–929.

164. Attin T., Kielbassa A.M., Schwanenberg M., Hellwig E. Effect of fluoride treatment on remineralization of bleached enamel // J. Oral Rehabilit. 1997. V. 24, № 4. P. 282–286.

165. Attin T., Koidl U., Buchalla W., Schaller H.G., Kielbassa A.M., Hellwig E. Correlation of microhardness and wear in differently eroded bovine dental enamel // Arch. Oral Biol. 1997. V. 42, № 3. P. 243–250.

166. Fuentes V., Toledano M., Osorio R., Carvalho R.M. Microhardness of superficial and deep sound human dentin // J. Biomed. Mat. Res. Part A. 2003. V. 66, № 4. P. 850–853.

167. Wongkhantee S., Patanapiradej V., Maneenut C., Tantbirojn D. Effect of acidic food and drinks on surface hardness of enamel, dentine, and tooth–coloured filling materials // J. Dent. 2006. V. 34, № 3. P. 214–220.

168. ГОСТ 9450–76. Измерение микротвёрдости вдавливанием алмазных наконечников. М: Издательство стандартов, 1992. 33 с.
169. Belikov A.V., Skrypnik A.V., Shatilova K.V. Tooth enamel mechanical and chemical properties modification by Er–laser radiation with sub–ablative energy density // *Photon. Lasers Med.* 2013. V. 2, № 3. P. 199–207.
170. Shortall A.C., Hu X.Q., Marquis P.M. Potential countersample materials for in vitro simulation wear testing // *Dent. Mat.* 2002. V. 18, № 3. P. 246–254.
171. Lupi–Pegurier L., Muller M., Leforestier E., Bertrand M.F., Bolla M. In vitro action of Bordeaux red wine on the microhardness of human dental enamel // *Arch. Oral Biol.* 2003. V. 48, № 2. P. 141–145.
172. Belikov A.V., Shatilova K.V., Skrypnik A.V. Influence of submillisecond Er–laser pulses on mechanical properties of hard tooth tissues // *ALT Proc.* – 2012. V. 1. P. 1–5.
173. D’Incau E., Couture C., Maureille B. Human tooth wear in the past and the present: Tribological mechanisms, scoring systems, dental and skeletal compensations // *Arch. Oral Biol.* 2012. V. 57, № 3. P. 214–229.
174. Kleczewska J., Bieliński D.M. Friction and wear of resin–based dental materials // *Arch. Civil Mechan. Eng.* 2007. V. 7, № 4. P. 87–96.
175. Zhou Z.R., Zheng J. Tribology of dental materials: a review // *J. Phys. D: Appl. Phys.* 2008. V. 41, № 11. P. 113001.
176. Терапевтическая стоматология: Учебник для студентов медицинских вузов / Под ред. Е.В. Боровского. М: Медицинское информационное агентство, 2003. 840 с.
177. Адиатмака А., Сутопо У., Карлссон П., Пахомов Г., Братталл Д. Школьная программа первичной профилактики кариеса зубов. Женева: Всемирная организация здравоохранения, 1998. 33 с.
178. Parisotto T.M., Sacramento P.A., Alves M.C., Puppini–Rontani R.M., Gavião M.B.D., Nobre–dos–Santos M. In vitro study of the effect of a pulsed 10.6 μm CO₂ laser and fluoride on the reduction of carious lesions progression in bovine root dentin // *Proc. SPIE.* 2010. V. 7549. P. 75490J.
179. Fried D., Featherstone J.D.B., Visuri S.R., Seka W.D., Walsh Jr J.T. Caries inhibition potential of Er: YAG and Er: YSGG laser radiation // *Proc. SPIE.* 1996. V. 2672. P. 73–78.
180. Liu L., Li Z. Experiment and mechanism investigation on acid resistance of Nd: YAG laser treated enamel // *Proc. SPIE.* 2007. V. 6534. P. 65341X.
181. Young D.A., Fried D., Featherstone J.D.B. Treating occlusal pit and fissure surfaces by IR laser irradiation // *Proc. SPIE.* 2000. V. 3910. P. 247–253.
182. Charland D., Fulton C., Rechmann B., Hewko M., Featherstone J., Rechmann P. Enhancing caries resistance in occlusal fissures with a short–pulsed CO₂ 9.6– μm laser: an in vitro pH–cycling study, preliminary results // *Proc. SPIE.* 2011. V. 7884. P. 78840G.

183. Steiner–Oliveira C., Rodrigues L.K., Soares L.E., Martin A.A., Zezell D.M., Nobre–dos–Santos M. Chemical, morphological and thermal effects of 10.6- μm CO₂ laser on the inhibition of enamel demineralization // *Dent. Mat. J.* 2006. V. 25, № 3. P. 455–462.
184. Goodis H.E., White J.M., Marshall S.J., Marshall G.W. Bacterial reduction and dentin microhardness after treatment by a pulsed fiber optic delivered Nd: YAG laser // *Proc. SPIE.* 1994. V. 2128. P. 431–438.
185. Featherstone J.D.B., Lussi A. Understanding the chemistry of dental erosion // *Dental erosion: from diagnosis to therapy. Monogr. Oral Sci.* / ed. A. Lussi. Basel: Karger Medical and Scientific Publishers, 2006. P. 66–76.
186. Rechmann P., Fried D., Le C.Q., Nelson G., Rapozo–Hilo M., Rechmann B.M.T., Featherstone J.D.B. Caries inhibition in vital teeth using 9.6- μm CO₂–laser irradiation // *J. Biomed. Opt.* 2011. V. 16, № 7. P. 071405.
187. 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 Res.* 1983. V. 17, № 5. P. 385–391.
188. Dental erosion: from diagnosis to therapy. *Monogr. Oral. Sci.* / ed. A. Lussi. Basel: Karger Medical and Scientific Publishers, 2006. 219 p.
189. Apel C., Meister J., Schmitt N., Gräber H.–G., Gutknecht N. Calcium solubility of dental enamel following sub-ablative Er: YAG and Er: YSGG laser irradiation in vitro // *Lasers Surg. Med.* 2002. V. 30, № 5. P. 337–341.
190. Bevilacqua F.M., Zezell D.M., Magnani R., da Ana P.A., de Paula Eduardo C. Fluoride uptake and acid resistance of enamel irradiated with Er: YAG laser // *Lasers Med. Sci.* 2008. V. 23, № 2. P. 141–147.
191. Apel C., Graeber H.–G., Gutknecht N. Calcium solubility of dental enamel following Er, Cr: YSGG laser irradiation // *Proc. SPIE.* 2000. V. 3910. P. 318–321.
192. Zezell D.M., Ana P.A., Benetti C., Goulart V.P., Bachmann L., Tabchoury C.P.M., Cury J.A. Compositional and crystallographic changes on enamel when irradiated by Nd: YAG or Er, Cr: YSGG lasers and its resistance to demineralization when associated with fluoride // *Proc. SPIE.* 2010. V. 7549. P. 75490G.
193. Silverstone L.M., Saxton C.A., Dogon I.L., Fejerskov O. Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy // *Caries Res.* 1975. V. 9, № 5. P. 373–387.
194. Pashley D.H., Tay F.R. Aggressiveness of contemporary self–etching adhesives: Part II: etching effects on unground enamel // *Dent. Mat.* 2001. V. 17, № 5. P. 430–444.
195. He L.H., Swain M.V. Understanding the mechanical behaviour of human enamel from its structural and compositional characteristics // *J. Mechanic. Behav. Biomed. Mat.* 2008. V. 1, № 1. P. 18–29.

196. Ying D., Chuah G.K., Hsu C.-Y. S. Effect of Er: YAG laser and organic matrix on porosity changes in human enamel // J. Dent. 2004. V. 32, № 1. P. 41–46.
197. Wigdor H.A., Walsh J.T., Featherstone J.D.B., Visuri S.R., Fried D., Waldvogel J.L. Lasers in dentistry // Lasers Surg. Med. 1995. V. 16, № 2. P. 103–133.

Миссия университета – генерация передовых знаний, внедрение инновационных разработок и подготовка элитных кадров, способных действовать в условиях быстро меняющегося мира и обеспечивать опережающее развитие науки, технологий и других областей для содействия решению актуальных задач.

КАФЕДРА ЛАЗЕРНОЙ ТЕХНИКИ И БИМЕДИЦИНСКОЙ ОПТИКИ

Кафедра лазерной техники и биомедицинской оптики (первоначально – кафедра квантовой радиоэлектроники, затем в 1972 г. кафедра квантовой электроники и в 1993 г. кафедра квантовой электроники и биомедицинской оптики) организована в 1963 году, всего через три года после создания первого лазера. Кафедра первой в России начала подготовку и выпуск специалистов по новому направлению в науке и технике – квантовой электронике, лазерной физике и технике.

Организовал и долгие годы (до 1987 года) возглавлял кафедру заслуженный деятель науки и техники РСФСР, доктор технических наук, профессор К.И. Крылов. С 1987 г. по 1997 г. кафедру возглавлял её выпускник – д.т.н., профессор Г.Б. Альтшулер, а с 1997 г. заведующим кафедрой становится д.т.н., профессор В.Ю. Храмов.

С самого начала создания кафедры серьёзное внимание было уделено фундаментальной подготовке в области математики и физики, физическому эксперименту, учебно–исследовательской работе студентов. В кратчайшие сроки была создана проблемная научно–исследовательская лаборатория, а затем и отраслевая лаборатория, что значительно расширило круг проводимых научных исследований и обеспечило их высокий научный уровень. Основными научными направлениями кафедры стали оптика лазеров, силовая и нелинейная оптика, радиооптика, неразрушающий контроль материалов и изделий, биомедицинская оптика.

Интенсивные исследования последних лет по применению лазеров в медицине дали кафедре новое название "Кафедра лазерной техники и биомедицинской оптики".

За время существования кафедры подготовлено около полутора тысяч специалистов, свыше 50 выпускников и сотрудников кафедры защитили докторские диссертации и более 20 имеют учёное звание профессора.

При кафедре создан и функционирует с 1994 г. учебно–научно–производственный "Лазерный центр ИТМО". Проводятся совместные исследования и выполняются различные проекты с организациями таких стран, как США, Франция, Австрия, Австралия, Болгария, Германия, Китай, Корея.

На базе Научно–исследовательского института лазерной физики (НИИ ЛФ) создан филиал кафедры – заведующий филиалом кафедры квантовой электроники и биомедицинской оптики д.ф–м.н. профессор заслуженный деятель науки РФ А.А.Мак, научный руководитель "НИИ Лазерной физики". К научной работе и учебному процессу привлекаются ведущие специалисты Университета ИТМО. Совместно кафедра ЛТБМО Университета ИТМО и филиал кафедры создали научно–педагогическую школу "Оптика лазеров".

Занятия по основам биомедицинской оптики на кафедре ЛТБМО проводят ведущие специалисты Санкт–Петербургского Государственного медицинского университета им академика И.П. Павлова: д.б.н. профессор И.А. Михайлова, д.м.н. профессор В.И. Томсон, к.б.н. доцент Л.А. Александрова. В проведении занятий участвуют также ведущие специалисты кафедры ЛТБМО: д.ф–м.н. профессор А.В. Беликов, к.ф–м.н. доцент А.В. Скрипник, к.т.н. доцент К.В. Шатилова, к.т.н. доцент А.Е. Пушкарёва.

Кафедра осуществляет подготовку бакалавров и магистров по направлениям 12.03.05 и 12.04.05 "Лазерная техника и лазерные технологии", кандидатов и докторов наук по специальностям 05.11.07 "Оптические и оптико–электронные приборы", 05.11.27 "Квантовая электроника" и 01.04.05 "Оптика".

Андрей Вячеславович Беликов
Владимир Николаевич Грисимов
Алексей Владимирович Скрипник
Ксения Владимировна Шатилова

Лазеры в стоматологии (Часть 1)

Учебное пособие

В авторской редакции

Редакционно–издательский отдел Университета ИТМО

Зав. РИО

Н.Ф. Гусарова

Подписано к печати

Заказ №

Тираж 100 экз.

Отпечатано на ризографе

Редакционно–издательский отдел
Университета ИТМО
197101, Санкт–Петербург, Кронверкский пр., 49