

Моделирование микрообработки эмали зуба человека излучением эрбиевых лазеров

А.В.Беликов, А.В.Скрипник, К.В.Шатилова

Рассмотрены сотовая модель эмали зуба человека и фотомеханическая сотовая модель абляции эмали излучением эрбиевых лазеров, учитывающие структурные особенности эмали, распределение энергии в поперечном сечении лазерного пучка и ослабление энергии лазерного излучения в биоткани. Рассчитана площадь поверхности текстуры в эмали после её микрообработки излучением эрбиевого лазера. Обсуждается влияние площади поверхности на прочность соединения эмали с пломбировочными материалами. Достигнута удовлетворительная корреляция между результатом моделирования полной работы адгезии и экспериментально измеренной прочностью соединения пломбировочного материала и эмали зуба после её микрообработки излучением YAG:Er-лазера.

Ключевые слова: фотомеханическая сотовая модель, абляция, микрообработка, эрбиевый лазер, эмаль зуба человека, адгезия.

1. Введение

Лазерное излучение широко используется в современной стоматологии [1–3]. Эрбиевые лазеры применяются для обработки твёрдых тканей зуба, в частности для подготовки поверхности полостей к пломбированию [1–11]. В ряде работ сообщается, что адгезия современных пломбировочных материалов к поверхности, полученной в результате лазерного воздействия, превышает адгезию к поверхности, сформированной традиционными инструментами [4–7]. Однако существуют работы, в которых утверждается обратное [8–11]. Очевидно, что данный вопрос требует дополнительного изучения.

В работе [4] описаны результаты экспериментального исследования адгезии современных пломбировочных материалов к сформированной в результате микрообработки излучением YAG:Er-лазера поверхности эмали. Суть микрообработки состоит в создании на поверхности твёрдой ткани зуба регулярной текстуры из микрократеров. Показано, что микрообработка существенно увеличивает адгезию, очевидно за счёт увеличения площади поверхности в текстуре.

Следует отметить, что экспериментальное исследование адгезии чрезвычайно трудоёмко. В связи с этим разработана модель, позволяющая описать поведение площади поверхности эмали после её лазерной микрообработки, является актуальной задачей.

В работах [12–14] сообщается о создании фотомеханической сотовой модели абляции эмали зуба человека излучением эрбиевого лазера. В предложенной модели учитываются структурные особенности эмали, распре-

деление энергии в поперечном сечении лазерного пучка (гауссово распределение) и ослабление энергии лазерного излучения в ткани по закону Бугера–Ламберта–Бера. В модели учитывается взрывной механизм лазерной абляции твёрдых тканей зуба [15] излучением эрбиевых лазеров, которое в большей степени поглощается водой ($\mu_a = 12250 \text{ см}^{-1}$ [16], $\lambda = 2.94 \text{ мкм}$), содержащейся в эмали или дентине зуба, и в меньшей – гидроксипатитом ($\mu_a = 300 \text{ см}^{-1}$ [16], $\lambda = 2.94 \text{ мкм}$).

В настоящей работе представлены результаты моделирования площади поверхности текстуры в эмали, полученной в рамках трёхмерной фотомеханической сотовой модели абляции эмали зуба человека излучением эрбиевого лазера. Исследуется вклад микрорельефа и расстояния между центрами микрократеров в общую площадь поверхности текстуры, сформированной в результате лазерного воздействия. Обсуждается взаимосвязь полученной в расчётах площади текстуры с результатами экспериментального исследования адгезии пломбировочного материала Revolution (Kerr, Германия) к поверхности эмали, обработанной излучением YAG:Er-лазера.

2. Сотовая модель эмали зуба человека

Эмаль зуба человека по объёму на 87% состоит из минеральных веществ (апатитов), на 11% – из воды (связанной и свободной, находящейся в порах) и на 2% – из органического матрикса [17]. Основными структурными элементами эмали зуба являются эмалевые призмы [18]. В работе [13] описана сотовая модель эмали зуба, согласно которой она представляет собой совокупность равномерно распределённых в объёме и находящихся в идеальном механическом и оптическом контакте одинаковых элементов (сот). Данная модель представлена на рис.1,а. Каждая сота моделирует эмалевую призму и состоит из двух кубов: куба из гидроксипатита (ГА-куб) и куба из воды (В-куб), симметрично расположенного внутри ГА-куба и составляющего 11% от объёма соты [17]. Длина грани ГА-куба (L_{HA}) равна 5.0 мкм (что соответствует

А.В.Беликов, А.В.Скрипник, К.В.Шатилова. С.-Петербургский национальный исследовательский университет информационных технологий, механики и оптики, Россия, 197101 С.-Петербург, Кронверкский просп., 49; e-mail: meddv@grv.ifmo.ru

Поступила в редакцию 17 марта 2014 г., после доработки – 15 июня 2014 г.

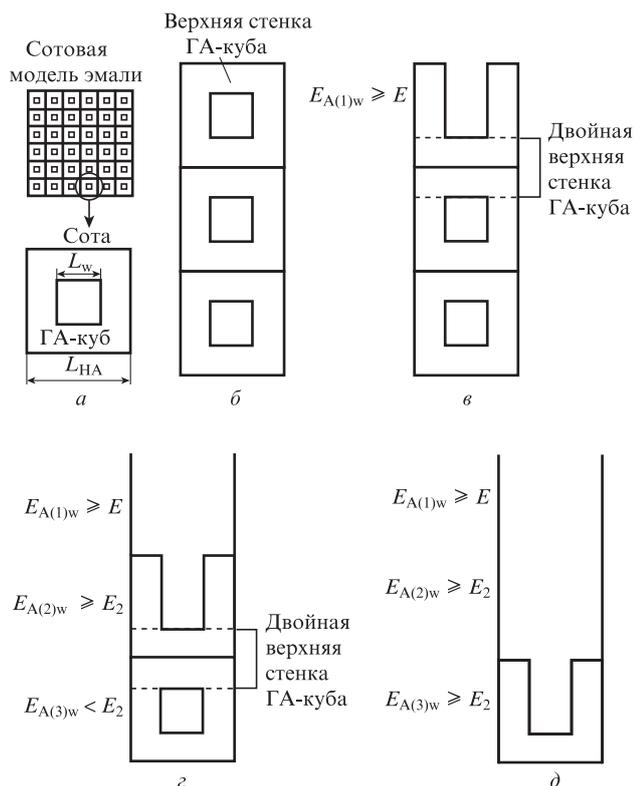


Рис.1. Сотовая модель эмали (а), колонка из сот (б), колонка из сот, содержащая соту с разрушенной верхней стенкой ГА-куба (в), колонка из сот с удалённой верхней сотой и сотой с разрушенной верхней стенкой ГА-куба (з), колонка из сот с двумя удалёнными сотами и сотой с разрушенной верхней стенкой ГА-куба (д).

размеру эмалиевой призмы [18]), длина грани В-куба (L_w) равна 2.4 мкм.

3. Фотомеханическая сотовая модель абляции эмали зуба человека излучением эрбиевых лазеров

В модели не учитывается рассеяние света в эмали и отражение от ее поверхности, поскольку они незначительны для длин волн генерации эрбиевых лазеров [19, 20]. Не учитывается также нагрев ткани, окружающей область абляции [21], и изменение коэффициента поглощения ткани вследствие её нагрева во время обработки (абляции) [22, 23]. Соты изолированы друг от друга, т.е. модель может быть использована только для импульсов излучения эрбиевого лазера с длительностью, не превышающей время тепловой релаксации соты [21], которое можно оценить [24] как

$$\tau_r = \frac{z^2}{a}, \quad (1)$$

где z – размер соты ($z = L_{НА} = 5$ мкм); $a = 4.69 \times 10^{-7} \text{ м}^2/\text{с}$ – температуропроводность эмали [25].

Рассчитанное согласно (1) значение τ_r в этом случае составит ~ 50 мкс. Таким образом, данная модель применима для лазерных импульсов, длительность которых не превышает 50 мкс, или для импульсов, состоящих из последовательности микроимпульсов, каждый из которых

меньше 50 мкс. Следует отметить, что для большинства эрбиевых лазеров, работающих в режиме свободной генерации, импульс генерации состоит из последовательности микроимпульсов с длительностью ~ 1 мкс, следующих друг за другом с периодом 5–10 мкс [26].

Вода, содержащаяся в В-кубе, эффективно поглощает излучение на длинах волн излучения эрбиевых лазеров [16] и нагревается под действием лазерного излучения. Гидроксиапатит ГА-куба поглощает излучение эрбиевых лазеров не столь эффективно [16]. В результате нагрева вода в В-кубе расширяется и начинает давить на стенки ГА-куба. Следует отметить, что коэффициент объёмного расширения воды ($\alpha = (18-133) \times 10^{-5} \text{ К}^{-1}$ [27]) больше коэффициента объёмного расширения гидроксиапатита ($1.1 \times 10^{-5} \text{ К}^{-1}$ [28]). В стенках ГА-куба, окружающих В-куб, возникают напряжения, зависящие от силы F_w [29], которая давит на стенку ГА-куба и, в свою очередь, зависит от температуры [27], а следовательно, и от величины поглощённой лазерной энергии E [27]:

$$F_w = \frac{\alpha}{6\chi} \Delta T S_w, \quad (2)$$

$$E = c_w m_w \Delta T, \quad (3)$$

где $\chi = 45 \times 10^{-11} \text{ Па}^{-1}$ – сжимаемость воды [27]; ΔT – превышение температурой воды температуры тела; S_w – площадь поверхности стенки В-куба; c_w – теплоёмкость воды; m_w – масса В-куба.

В рамках фотомеханической сотовой модели абляции считается, что если максимальные напряжения превышают предел прочности гидроксиапатита при разрыве (~ 40 МПа [30, 31]), то происходит абляция эмали. При этом стенки ГА-куба, окружающие В-куб, разрушаются, а продукты разрушения переносятся в окружающую среду.

Если на поверхность эмали падает одиночный импульс лазерного излучения с энергией, равномерно распределённой в поперечном сечении пучка, то в сотовой модели можно рассматривать взаимодействие с одиночной колонкой сот (рис.1,б). В этом случае разрушение эмали (сот) происходит последовательно (по слоям).

Если поглощённой энергии $E_{A(1)w}$ достаточно для разрушения лишь одного ГА-куба (одного слоя), разрушается только его верхняя стенка и формируется слой с микрорельефом. На рис.1,в показан ГА-куб с разрушенной верхней стенкой.

Если удаление двух сот (ГА- и В-кубов) происходит последовательно, то боковые стенки верхнего ГА-куба разрушаются, а верхняя стенка нижнего ГА-куба становится вдвое толще (рис.1,в, з). Подробное моделирование абляции по слоям проведено в работах [13, 14]. Для моделирования эмали и расчёта напряжений в стенках ГА-куба использовалась программа SolidWorks®Premium 2012 (Adobe Systems Inc., США). В этом случае сначала рассчитывалась сила F_w (2), действующая на стенки ГА-куба при различных температурах, а затем эта сила прикладывалась к стенкам ГА-куба с внутренней стороны в трёхмерной модели, созданной в SolidWorks. При расчётах использовались следующие параметры гидроксиапатита: модуль упругости (модуль Юнга) – 90 ГПа [32–36], коэффициент Пуассона (коэффициент поперечной деформации) – 0.28 [16], плотность – 3.16 г/см³ [16], модуль сдви-

га – 41.8 ГПа [37]. В результате рассчитывались напряжения по фон Мизесу [29, 38].

Предполагалось, что если напряжения в верхней стенке ГА-куба превышают предел прочности гидроксиапатита при разрыве, то верхняя стенка разрушается. Таким образом определялась температура В-куба, необходимая для разрушения одиночной или двойной стенки ГА-куба, и рассчитывалась соответствующая этим температурам энергия лазерного излучения, необходимая для нагрева воды до заданной температуры (3).

В модели учитывается, что при прохождении каждого слоя сот лазерное излучение ослабляется согласно закону Бугера – Ламберта – Бера [39]:

$$E_{T(n)} = E_0 \exp(-\mu L_{\text{НА}} n), \quad (4)$$

где $E_{T(n)}$ – энергия, прошедшая через n -й слой сот; E_0 – энергия падающего лазерного излучения; μ – коэффициент поглощения эмали (соты).

Также учитывается вклад в поглощение эмали (соты) коэффициентов поглощения гидроксиапатита и воды:

$$E_{A(n)} = E_0 \left[\frac{\exp(\mu L_{\text{НА}}) - 1}{\exp(\mu L_{\text{НА}}) n} \right] = E_{A(n)w} + E_{A(n)\text{НА}}. \quad (5)$$

Здесь $E_{A(n)}$ – энергия, поглощённая n -м слоем (сотой); $E_{A(n)w}$ – энергия, поглощённая водой в n -м слое (В-куб); $E_{A(n)\text{НА}}$ – энергия, поглощённая гидроксиапатитом в n -м слое (ГА-куб).

Коэффициент поглощения эмали (соты) рассчитывается следующим образом:

$$\mu = \mu_w + \mu_{\text{НА}}; \quad (6)$$

он составляет 1666 см^{-1} , что коррелирует с экспериментально измеренным в работе [22] коэффициентом поглощения интактной эмали.

Энергии $E_{A(n)w}$ и $E_{A(n)\text{НА}}$ зависят от объёма кубов (объём В-куба составляет 11% от общего объёма соты, объём ГА-куба – 87%):

$$E_{A(n)w} = E_{A(n)} \frac{\mu_w}{\mu}, \quad (7)$$

$$E_{A(n)\text{НА}} = E_{A(n)} \frac{\mu_{\text{НА}}}{\mu}, \quad (8)$$

где $\mu_w = \mu_{w0} V_w / V_{\text{el}}$ – коэффициент поглощения воды в соте; μ_{w0} – коэффициент поглощения воды (12250 см^{-1} [16]); V_w – объём В-куба; V_{el} – объём соты; $\mu_{\text{НА}} = \mu_{\text{НА0}} V_{\text{НА}} / V_{\text{el}}$ – коэффициент поглощения гидроксиапатита в соте; $\mu_{\text{НА0}}$ – коэффициент поглощения гидроксиапатита (300 см^{-1} [16]); $V_{\text{НА}}$ – объём ГА-куба.

В результате расчётов [14] установлено, что для разрушения одной верхней стенки ГА-куба необходимо нагреть воду до температуры $+150^\circ\text{C}$, при этом сила (2), требуемая для разрушения, составляет $2.5 \times 10^{-4} \text{ Н}$, энергия (3), поглощённая в В-кубе, – 6.6 нДж , а энергия (5), (7), поглощённая в соте, – 13.9 нДж . Разрушение двойной верхней стенки ГА-куба происходит при температуре воды $+290^\circ\text{C}$. В этом случае сила (2), необходимая для разрушения, составляет $10.1 \times 10^{-4} \text{ Н}$, энергия (3), поглощённая в В-кубе, – 14.7 нДж , а энергия (5), (7), поглощённая в соте, – 30.9 нДж .

При моделировании лазерного разрушения эмали предполагалось, что если энергия, поглощённая в соте, становится ниже 30.9 нДж , то разрушение прекращается и фиксируется геометрия, представленная на рис.1,а, б.

Преобразуя выражение (5), можно рассчитать количество слоёв n , удалённых за один импульс или микроимпульс из последовательности, включая последний слой с микрорельефом, и глубину абляции h в зависимости от плотности энергии излучения W_E , падающего на площадку, поперечный размер которой равен размеру одного ГА-куба [13]:

$$n = \frac{1}{\mu L_{\text{НА}}} \ln \left\{ \left[\exp(\mu L_{\text{НА}}) - 1 \right] \frac{\mu_w L_{\text{НА}}^2 W_E}{\mu E_2} \right\}, \quad (9)$$

$$h = n L_{\text{НА}} - \frac{L_{\text{НА}} - L_w}{2}, \quad (10)$$

где E_2 – энергия, которая должна поглотиться в В-кубе для разрушения двойной стенки ГА-куба; L_w – длина ребра В-куба; $L_{\text{НА}}^2 W_E$ – энергия падающего излучения E_0 .

Если на поверхность эмали падает лазерное излучение с гауссовым распределением энергии в поперечном сечении пучка, то в сотовой модели количество слоёв, удалённых за один импульс (микроимпульс из последовательности), в каждой колонке из сот будет зависеть от энергии, которая приходится на эту колонку:

$$n(x, y) = \frac{1}{\mu L_{\text{НА}}} \ln \left\{ \left[\exp(\mu L_{\text{НА}}) - 1 \right] \frac{\mu_w E_{\text{el}}(x, y)}{\mu E_2} \right\}, \quad (11)$$

где $E_{\text{el}}(x, y)$ – энергия излучения, падающего на каждую соту, изменяющаяся в соответствии с распределением Гаусса.

Исходя из выражений, предложенных в дополнении к работе [40], выражение для энергии, приходящейся на соту размером $L_{\text{НА}}$, можно записать следующим образом:

$$E_{\text{el}}(x, y) = L_{\text{НА}}^2 \frac{E_0}{2\pi\sigma_a^2} \exp \left\{ -\frac{[r(x, y)]^2}{2\sigma_a^2} \right\}, \quad (12)$$

где x, y – координаты, определяющие положение центра соты относительно центра пучка; $r(x, y)$ – расстояние от центра пучка до центра соты.

В этом случае

$$\sigma_a^2 = \sigma^2 + \frac{1}{12} L_{\text{НА}}^2, \quad (13)$$

где σ – ширина распределения Гаусса (половина радиуса по уровню e^{-2}).

Расчёт согласно (11) и (12) проводился в среде MATLAB (The MathWorks Inc., США), результатом вычислений являлись двумерные массивы $E_{\text{el}}(x, y)$ и $n(x, y)$. На рис.2 представлено полученное согласно (12) распределение энергии для пучка с $E_0 = 1 \text{ мДж}$, $2\sigma = 30 \text{ мкм}$.

На рис.3 показаны рассчитанный в соответствии с описанной выше сотовой моделью профиль микрократера в эмали, полученный при воздействии излучения YAG:Er-лазера с гауссовым распределением энергии, радиусом пучка по уровню e^{-2} (2σ), равным 30 мкм , и энергией $E_0 = 1 \text{ мДж}$, а также фотография продольного сечения микрократера, сформированного в эмали зуба человека в эксперименте при воздействии одного импульса свободной генерации одномодового YAG:Er-лазера ($\lambda = 2.94 \text{ мкм}$) с

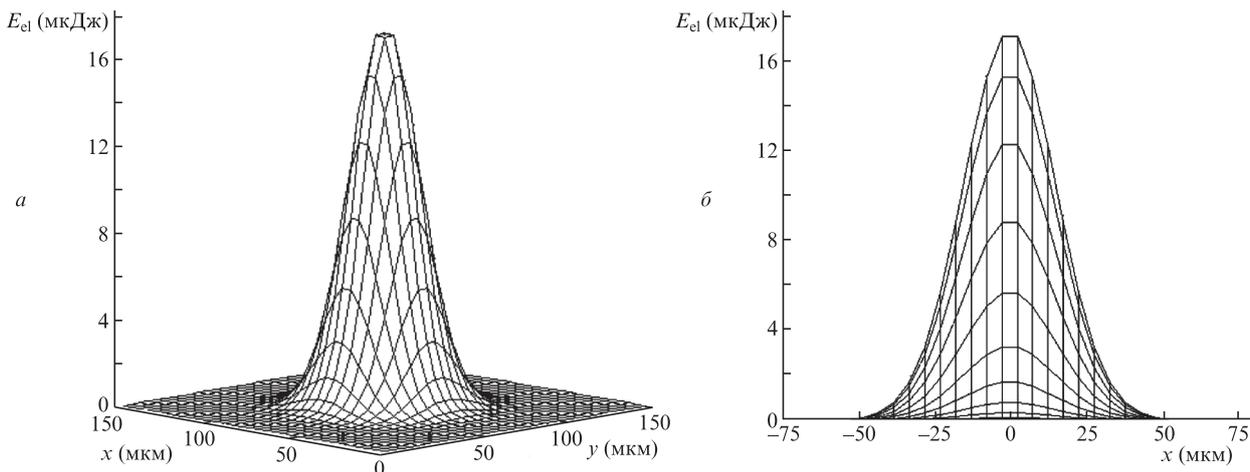


Рис.2. Трёхмерное (а) и двумерное (б) распределения энергии, падающей на поверхности эмали ($E_0 = 1$ мДж, $2\sigma = 30$ мкм).

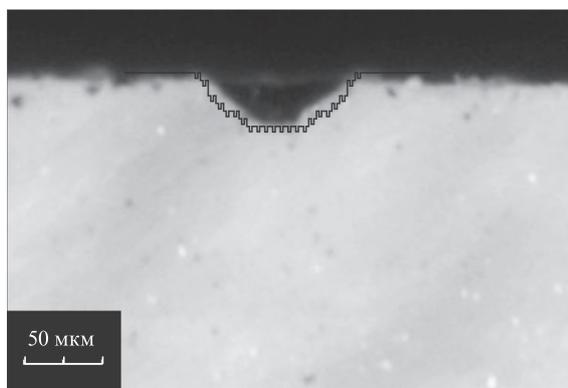


Рис.3. Рассчитанный профиль микрократера в эмали (чёрная линия) и фотография продольного сечения микрократера, полученного в эксперименте (YAG:Ег-лазер, $\lambda = 2.94$ мкм, $\tau_p = 100 \pm 10$ мкс, $E_0 = 1$ мДж).

длительностью $\tau_p = 100 \pm 10$ мкс и энергией $E_0 = 1$ мДж [41]. Отметим, что импульс свободной генерации YAG:Ег-лазера состоял из последовательности микроимпульсов с длительностью каждого $\tau_{pm} \sim 1$ мкс и временным интервалом между ними ~ 10 мкс. Следовательно, хотя $\tau_p > \tau_r$, очевидно, что лазерное воздействие происходит только в течение действия микроимпульса, т.е. за время $\tau_{pm} < \tau_r$. Таким образом, сформулированное ранее условие о том, что фотомеханическая сотовая модель применима для лазерных импульсов с $\tau_p \leq 50$ мкс, в данном случае выполняется.

4. Моделирование площади поверхности текстуры в эмали после её микрообработки излучением эрбиевого лазера

На рис.4,а показана плоская поверхность XY, которой можно описать необработанную поверхность эмали. После лазерной микрообработки она может быть представлена совокупностью фрагментов плоской поверхности и микрократеров – радиальная текстура (рис.4,б). Микрократеры в фотомеханической сотовой модели абляции имеют сложную форму (рис.4,в).

Если на поверхность эмали падает одиночный импульс с равномерным распределением энергии в поперечном се-

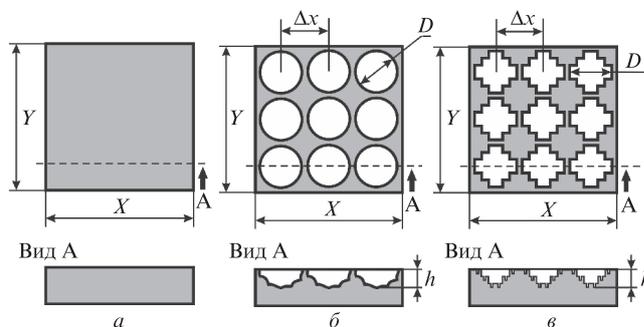


Рис.4. Схемы рельефа поверхности эмали: необработанная поверхность (а), радиальная текстура (б) и текстура, соответствующая фотомеханической сотовой модели абляции (в); Δx – шаг микрообработки (расстояние между центрами микрократеров), D – диаметр микрократера.

чении пучка и поглощённой энергии достаточно только для разрушения верхней стенки ГА-куба (см. рис.1,в), то в сотовой модели поверхность неразрушенной полностью соты, содержащей микродефект (для одиночной соты), можно оценить как

$$S_{m0} = L_{HA}^2 + 4L_w \left(\frac{L_{HA} - L_w}{2} + L_w \right). \tag{14}$$

Нетрудно подсчитать, что в этом случае площадь поверхности увеличится по сравнению с площадью плоской поверхности в 2.4 раза.

Если на поверхность эмали падает одиночный импульс с гауссовым распределением энергии в поперечном сечении пучка, то в сотовой модели площадь поверхности микрократера будет зависеть от количества удалённых слоёв в каждой колонке сот. На рис.5 отмечены вертикальные поверхности, или поверхности с микрорельефом, сумма площадей которых составляет площадь поверхности всего микрократера.

Площадь поверхности как одного кратера, так и площадки, содержащей текстуру, зависит от количества удалённых слоёв сот в каждой колонке сот, т.е. от глубины, которая в свою очередь обусловлена величиной падающей на поверхность эмали энергии и особенностями её распределения в пространстве. Кратер может быть сформирован путем воздействия на эмаль последовательности

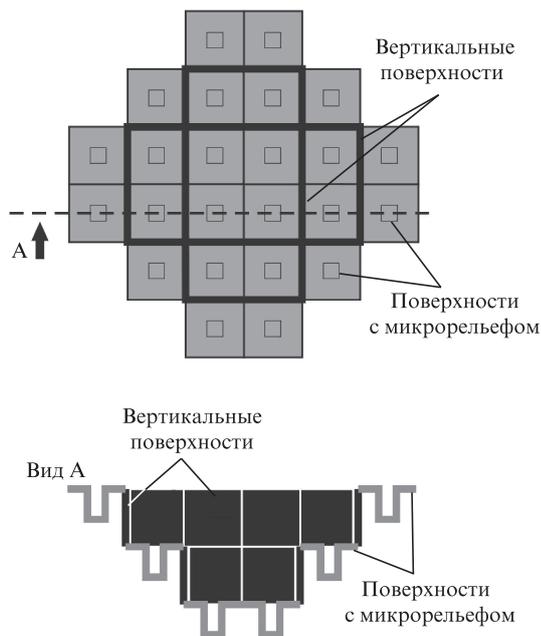


Рис.5. Структура поверхности микрократера, соответствующая фотомеханической сотовой модели абляции.

лазерных импульсов (микроимпульсов из последовательности).

Площадь S_{cm} одиночного микрократера с микрорельефом рассчитывается следующим образом:

$$S_{cm} = S_{vm} + S_m, \tag{15}$$

$$S_m = S_{m0}N_m, \tag{16}$$

$$S_{vm} = L_{HA}^2 N_v, \tag{17}$$

где S_{vm} – площадь вертикальных поверхностей микрократера; S_m – площадь поверхностей микрократера с микрорельефом; N_v – число вертикальных поверхностей в микрократере; N_m – число сот с микрорельефом в микрократере.

Здесь следует отметить, что N_m рассчитывалось при помощи программы, созданной в среде MATLAB, как число ненулевых элементов массива $n(x,y)$ (11), N_v – как сумма разностей значений в столбцах (и строках) массива $n(x,y) - 1$. Описанный метод применим для расчёта как поверхности одного микрократера, так и площади поверхности, содержащей несколько микрократеров при любом их расположении относительно друг друга.

Рассмотрим плоскую площадку на поверхности эмали размером $L_0 \times L_0$. Если площадка ровная (без микрообработки лазерным излучением), то её площадь $S_0 = L_0^2$. Если в результате микрообработки на поверхности эмали формируется текстура с различным шагом Δx , то отношение шага к диаметру D микрократера можно обозначить как $k = \Delta x/D$. Площадь поверхности текстуры S_k зависит от k . При $k < 1$ поверхность текстуры формируется в результате переналожения микрократеров (рис.6,а), при $k \geq 1$ текстуру можно рассматривать как совокупность изолированных микрократеров (рис.6,б, в).

Площадь поверхности текстуры в эмали после микрообработки рассчитывалась при помощи программы, созданной в среде MATLAB. При моделировании задавалась система координат, определяющая положение центров

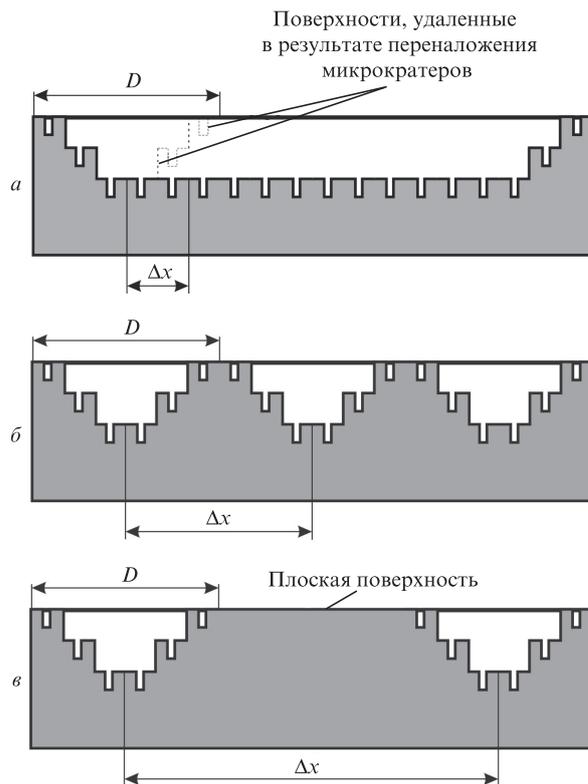


Рис.6. Структура поверхности текстуры, сформированной при $k < 1$ (а), $k = 1$ (б) и $k > 1$ (в).

сот на площадке размером $L_0 \times L_0$, и система координат для распределения энергии лазерного импульса по сотам. Затем рассчитывался массив $n(x,y)$ при первоначальном положении лазерного пучка и таким образом моделировалось формирование одного микрократера на площадке. Далее система координат, заданная для распределения энергии, смещалась в системе координат, заданной для площадки $L_0 \times L_0$, на расстояние Δx . Таким образом, моделировалось последовательное формирование микрократеров на площадке с различным Δx и, соответственно, с различным k . В этом случае проводилось последовательное сложение значений массивов $n(x,y)$ со смещением, что позволило учесть переналожение микрократеров при $k < 1$. Количество вертикальных поверхностей N_{vk} и поверхностей с микрорельефом N_{mk} , необходимое для расчёта общей площади поверхности текстуры, рассчитывалось описанным выше методом. Площадь поверхности с текстурой определялась следующим образом:

$$S_{vk} = L_{HA}^2 N_{vk}, \tag{18}$$

$$S_{mk} = S_{m0}N_{mk}, \tag{19}$$

$$S_k = S_0 - N_{mk}L_{HA}^2 + (S_{vk} + S_{mk}), \tag{20}$$

где S_{vk} – площадь вертикальных поверхностей в текстуре; S_{mk} – площадь поверхностей микрократера с микрорельефом в текстуре; N_{vk} – число вертикальных поверхностей в текстуре; N_{mk} – число поверхностей с микрорельефом в текстуре.

Площадь плоской поверхности S_0 при этом рассчитывалась исходя из фактического числа микрократеров, помещающихся на площадке размером примерно 1×1 мм.

5. Моделирование полной работы адгезии поверхности текстуры в эмали после её микрообработки излучением эрбиевого лазера

Согласно [42, 43] полная работа адгезии связана с площадью соприкасающихся адгезирующих материалов. Для плоской поверхности полная работа адгезии

$$W_0 = W_a S_0, \quad (21)$$

где W_a – работа адгезии, приходящаяся на единичную площадь.

Для поверхности, содержащей текстуру, полная работа адгезии W_k рассчитывается следующим образом:

$$W_k = W_a S_k, \quad (22)$$

где S_k – площадь поверхности с текстурой (после микрообработки), см. (20).

Тогда изменение полной работы адгезии в результате микрообработки можно считать равным отношению площадей:

$$\frac{W_k}{W_0} = \frac{S_k}{S_0}. \quad (23)$$

Следует отметить, что при $k < 1$ в результате переналожения кратеров создаётся текстура, глубина которой превышает глубину микрократера, и для описания изменений площади в такой текстуре использовать S_0 некорректно, поскольку при этом формируется полость (рис.7, а), площадь которой в отсутствие текстуры отличается от S_0 . При $k \geq 1$ глубина текстуры не превышает глубины одного кратера, и в данном случае сравнение с S_0 правомерно (рис.7, б).

На рис.8 представлена рассчитанная в рамках описанной выше фотомеханической сотовой модели абляции зависимость полной работы адгезии W_k/W_0 от коэффициента k для случая микрообработки плоской поверхности излучением эрбиевого лазера при $k \geq 1$.

Видно, что наибольшее увеличение полной работы адгезии ($W_k/W_0 = 2.9$) после лазерной микрообработки (для поверхности, содержащей текстуру) по сравнению с W_0 наблюдается при $k = 1$. С увеличением расстояния

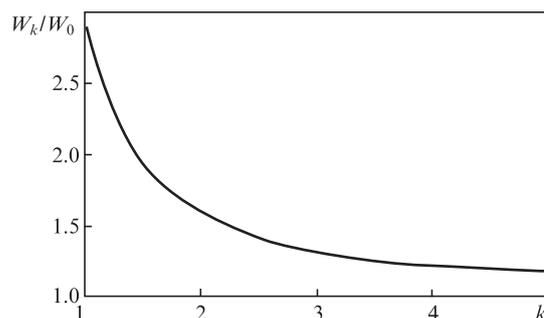


Рис.8. Рассчитанная в соответствии с фотомеханической сотовой моделью абляции зависимость W_k/W_0 от k ($E_0 = 1$ мДж, $2\sigma = 30$ мкм, $X = Y = 1$ мм).

между кратерами площадь поверхности текстуры уменьшается. В работе [4] описан эксперимент по исследованию прочности соединения поверхности эмали после микрообработки с высокотекучим светотверждаемым композитным материалом Revolution. Для микрообработки с шагом, равным диаметру микрократера, использовался одномодовый YAG:Er-лазер с длиной волны излучения 2.94 мкм, работающий в режиме свободной генерации. Энергия излучения в зоне обработки составила 1 мДж ($\pm 3.5\%$), длительность лазерного импульса по полувысоте – 100 мкс ($\pm 10\%$). Каждый микрократер в текстуре формировался под действием одиночного импульса свободной генерации в неконтактном режиме. Установлено, что прочность соединения Revolution с поверхностью, содержащей сформированную лазерным излучением текстуру, в три раза выше, чем с поверхностью без неё.

Таким образом, результат расчёта, выполненного в рамках фотомеханической сотовой модели абляции, удовлетворительно согласуется с данными, полученными в эксперименте [4]. Следует сказать, что отмеченная ранее при анализе литературы [5–11] противоречивость в поведении адгезии после лазерной обработки может быть связана с двумя обстоятельствами: во-первых, с отсутствием со стороны исследователей должного контроля за параметром k , который, как видно из данных рис.8, оказывает существенное влияние на площадь S_k , и, во-вторых, с использованием вязких пломбирочных материалов, не способных к затеканию в микродефекты, которые создаются на поверхности эмали при воздействии лазерного излучения.

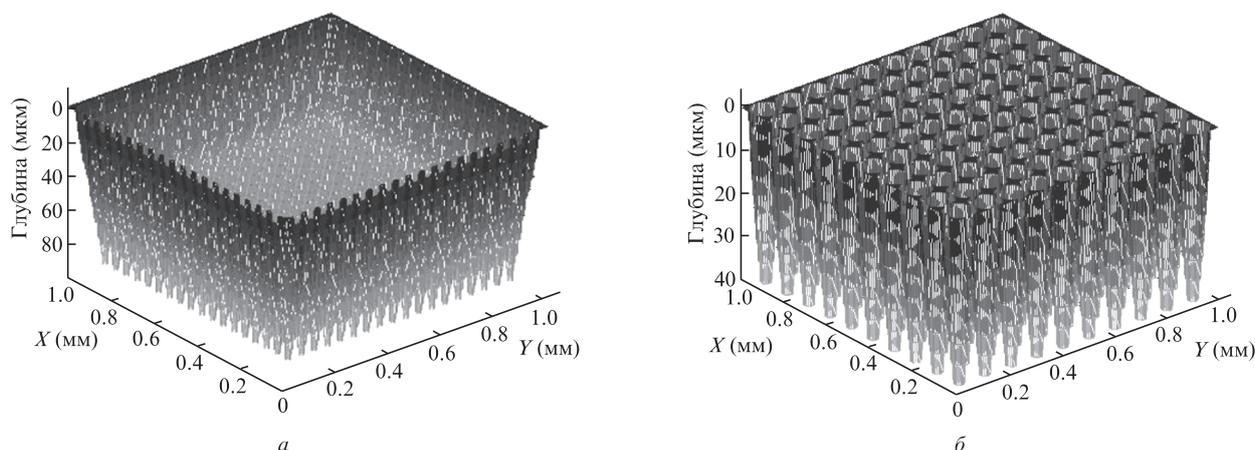


Рис.7. Результаты расчёта текстуры для $E_0 = 1$ мДж, $2\sigma = 30$ мкм при $k = 0.5$ (а) и 1 (б).

Таким образом, в работе описаны сотовая модель эмали зуба человека и фотомеханическая сотовая модель её абляции. Впервые в рамках фотомеханической сотовой модели абляции выполнено моделирование площади поверхности и полной работы адгезии поверхности текстуры в эмали после её микрообработки излучением эрбиевого лазера. В результате расчёта показано, что полная работа адгезии зависит от расстояния между центрами микрократеров в текстуре и максимальна в том случае, когда расстояние между центрами микрократеров равно диаметру микрократера. Полученный в результате моделирования результат удовлетворительно согласуется с данными эксперимента.

1. Coluzzi D.J., Convisar R.A. *Atlas of Laser Applications in Dentistry* (Hanover Park, IL: Quintessence Publ. Co, Inc., 2007).
2. Walsh L.J. *Aust. Dent. J.*, **48** (3), 146 (2003).
3. Convisar R.A. *Principles and Practice of Laser Dentistry* (St. Louis, MO: Mosby Elsevier, 2011).
4. Беликов А.В., Пушкарёва А.Е., Скрипник А.В., Струнина Т.В., Шатилова К.В. *Изв. вузов. Сер. Приборостроение*, **53** (4), 52 (2010).
5. Samad-Zadeh A., Harsono M., Belikov A., Shatilova K., Skripnik A., Stark P., Egles C., Kugel G. *Dental Materials*, **27** (10), 1038 (2011).
6. Gardner A.K., Staninec M., Fried D. *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.*, **5687**, 144 (2005).
7. Eguro T., Maeda T., Ishizaka Y., Takahashi K., Suzuki T., Tanaka H., Katsuumi I. *Intern. Congr. Ser.*, **1248**, 157 (2003).
8. Başaran G., Hamamcı N., Akkurt A. *Lasers Med. Sci.*, **26**, 149 (2011).
9. Shahabi S., Bagheri H.G., Ramazani K. *Lasers Med. Sci.*, **27**, 371 (2012).
10. Başaran E.G., Ayna E., Başaran G., Beydemir K. *Lasers Med. Sci.*, **26**, 13 (2011).
11. Dunn W.J., Davis J.T., Bush A.C. *Dental Mater.*, **21**, 616 (2005).
12. Belikov A., Vostryakov R., Skrypnik A., Shatilova K. *Techn. Digest, 5th Finnish-Russian Photonics and Laser Symposium* (S.-Petersburg, 2011, 91).
13. Belikov A.V., Shatilova K.V., Skrypnik A.V., Vostryakov R.G., Maykapar N.O. *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.*, **8221**, 82210K (2012).
14. Belikov A.V., Shatilova K.V., Skrypnik A.V. *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.*, **8929**, 89290A (2014).
15. Hibst R., Keller U. *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.*, **1880**, 156 (1993).
16. Verde A.V., Ramos M.M.D. *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.*, **5687**, 69 (2005).
17. Fejerskov O., Kidd E. *Dental Caries: the Disease and its Clinical Management* (Blackwell Publishing Company, 2008).
18. Nanci A. *Ten Cate's Oral Histology: Development, Structure, and Function* (Mosby, 2003).
19. Featherstone J.D.B., Rechmann P., Fried D. *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.*, **910**, 136 (2000).
20. Fried D., Visuri S.R., Featherstone J.D.B., Walsh J.T., Seka W., Glana R.E., McCormack S.M. *J. Biomed. Opt.*, **1** (4), 455 (1996).
21. Majaron B., Lukac M. *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.*, **3593**, 184 (1999).
22. Беликов А.В., Скрипник А.В., Шатилова К.В. *Оптика и спектроскопия*, **109** (2), 1297 (2010).
23. Водопьянов К.Л. *ЖТФ*, **97**, 205 (1990).
24. Ракигин О.И. *Вестник ТГТУ*, **10**, 166 (2004).
25. Brown W.S., Dewey W.A., Jacobs H.R. *J. Dent. Res.*, **49**, 752 (1970).
26. Altshuler G.B., Belikov A.V., Gagarskiy S. V., Erofeev A.V., Parakhuda S.E. *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.*, **1984**, 190 (1995).
27. *Таблицы физических величин*. Под ред. И.К.Кикоина (М: Атомиздат, 1976).
28. Santin M. *Strategies in Regenerative Medicine: Integrating Biology with Materials Design* (Springer Science, Business Media, 2009).
29. *Сопротивление материалов: Учебник для вузов*. Под ред. Г.С.Писаренко (Киев: Вища школа, 1979).
30. Müller R.T., Patsalis T. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, **116**, 334 (1997).
31. Komlev V.S., Barinov S.M. *J. Mater. Sci.: Mater. Medicine*, **13**, 295 (2002).
32. Kinney J.H., Marshall S.J., Marshall G.W. *Critical Rev. Oral Biol. & Med.*, **14**, 13 (2003).
33. Padilla S., Vallet-Regi M., Ginebra M.P., Gil F.J. *J. Europ. Ceramic Soc.*, **25**, 375 (2005).
34. Teraoka K., Ito A., Maekawa K., Onuma K., Tateishi T., Tsutsumi S. *J. Dental Res.*, **77**, 1560 (1998).
35. Lopes M.A., Silva R.F., Monteiro F.J., Santos J.D. *Biomater.*, **21**, 749 (2000).
36. Verde A.V., Ramos M.M.D. *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.*, **5687**, 69 (2005).
37. Lopes M.A., Silva R.F., Monteiro F.J., Santos J.D. *Biomater.*, **21**, 749 (2000).
38. Надаи А. *Пластичность и разрушение твёрдых тел* (М: Книга по требованию, 1950).
39. Niemz M.H. *Laser – Tissue Interactions: Fundamentals and Applications* (Berlin: Springer, 1996).
40. Mortensen K.I., Churchman L.S., Spudich J.A., Flyvbjerg H. *Nat. Meth.*, **7**, 377 (2010).
41. Belikov A.V., Skrypnik A.V., Shatilova K.V. *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.*, **7376**, 73760D (2010).
42. Берлин А.А., Басин В.Е. *Основы адгезии полимеров* (М.: Химия, 1974).
43. Van Noort R. *Introduction to Dental Materials* (Mosby, 2002).