

01;05;07

©1995

## ТЕПЛОВОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ЛАЗЕРНОЙ ДЕСТРУКЦИИ ТВЕРДЫХ ТКАНЕЙ ЗУБА

*В.И.Егоров, А.Г.Куссиль, Т.Л.Семенова, А.В.Скрипник*

### Введение

Широкое распространение лазеров в медицине и наметившийся прогресс использования лазеров в стоматологии привлекают внимание исследователей к проблеме высокоэффективной обработки твердых биотканей. В этой связи представляется весьма многообещающим использование методов математического моделирования, в частности методов численного моделирования тепловых процессов, часто сопровождающих лазерную деструкцию биотканей. Особенно актуальным является использование математических методов для расчета теплового режима лазерной обработки твердых тканей человеческого организма — костей и зубов, которые не способны к существенной регенерации при термическом повреждении. Эта проблема поднималась в работах [1,2], был получен ряд практически важных результатов.

### Тепловая модель

Настоящая работа является продолжением исследований, часть из которых была опубликована в [3]. В отличие от всех предшествующих работ, где зуб был представлен в виде условной модели, мы обращаемся к реальному человеческому зубу с определенными размерами.

На рис. 1,а приведена тепловая модель человеческого моляра, на которой выделены расчетные зоны в виде зоны интенсивных тепловых процессов, зоны плавных тепловых процессов.

При моделировании тепловых процессов используются две математические модели (1) и (2). С помощью двухмерного нестационарного уравнения теплопроводности (1) описывается процесс распространения теплоты в зоне импульсного воздействия лазерного излучения и импульсного действия хладоагента:

$$c\rho\frac{\partial T}{\partial \tau} = \operatorname{div}(k \operatorname{grad} T),$$

$$T = T(r, z, \tau), \quad c = c(r, z), \quad \rho = \rho(r, z), \quad k = k(r, z),$$

$$\begin{aligned}
 T_1 \Big|_{S_1} &= T^*, & \tau \in [\tau^i, \tau^i + \Delta\tau^i), \\
 -k \frac{\partial T}{\partial n} \Big|_{S_1} &= \alpha_1 (T - T_w) \Big|_{S_1}, & \tau \in (\tau^i + \Delta\tau, \tau^{i+1}), \\
 -k \frac{\partial T}{\partial n} \Big|_{S_2} &= \alpha_2 (T - T_m(\tau)) \Big|_{S_2}, \\
 -k \frac{\partial T}{\partial n} \Big|_{S_3} &= q, \\
 T \Big|_{\tau=0} &= T_0, \\
 i &= 1, 2, 3, \dots, N.
 \end{aligned} \tag{1}$$

Где  $c, \rho, k$  — теплоемкость, плотность и теплопроводность тканей зуба,  $S_1$  — поверхность отверстия,  $S_2$  — часть внешней поверхности зуба,  $S_3$  — поверхность раздела зон интенсивного и плавного тепловых процессов,  $q$  — плотность теплового потока,  $\alpha_1$  — коэффициент теплообмена на поверхности  $S_1$ ,  $\alpha_2$  — коэффициент теплообмена на поверхности  $S_2$ ,  $T_m$  — температура внешней окружающей среды,  $T^*$  — температура кипения воды,  $T_w$  — температура в зоне лазерного воздействия,  $T_0$  — начальное распределение температуры,  $i$  — номер импульса,  $\tau^i, \tau^{i+1}$  — время начала импульса  $i$  и  $i+1$ ,  $\Delta\tau$  — длительность лазерного воздействия.

Считается, что каждый лазерный импульс углубляет отверстие на известную глубину. Решение модели (1) производится методом конечных разностей на неравномерной пространственной сетке. После окончания последнего импульса производится передвижение сетки.

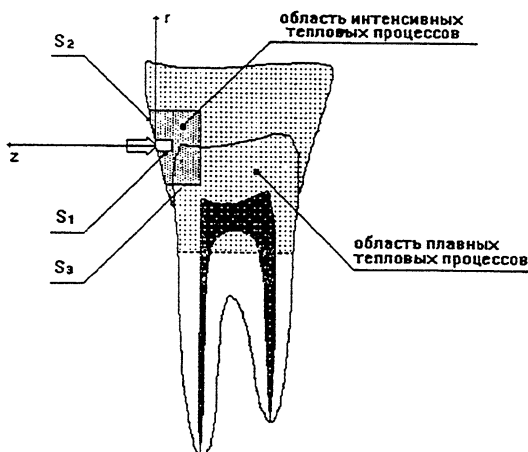


Рис. 1. Тепловая модель зуба человека.

Зона плавных тепловых процессов охватывает всю коронку зуба, включая пульпарную камеру. Тепловые процессы в этой зоне целесообразно рассчитывать, используя представления данной области в виде обобщенной оболочки, которая описывается системой уравнений (2):

$$c\rho F \frac{\partial U}{\partial \tau} = \frac{\partial}{\partial y} \left( Fk \frac{\partial U}{\partial y} \right),$$

$$L_1 < y < L_2,$$

$$c = c(y), \quad \rho = \rho(y), \quad k = k(y), \quad F = F(y), \quad U = U(\tau),$$

$$-k(y) \frac{\partial U}{\partial y} \Big|_{y=L_1} = -q,$$

$$-k_2 \frac{\partial U}{\partial y} \Big|_{y=L_2} = \alpha^* (U - T_m^*),$$

$$U \Big|_{\tau=0} = U_0. \quad (2)$$

Данная система уравнений позволяет найти нестационарное температурное поле  $U(y, \tau)$ , зависящее от обобщенной пространственной переменной  $y$ . Теплообмен на границе раздела зон интенсивного и плавного процессов характеризуется плотностью теплового потока  $q$ .  $F(y)$  — площадь сечения оболочки,  $L_1$  и  $L_2$  — некоторые постоянные величины,  $T_m^*$  — эффективная температура среды окружающей зоны,  $\alpha^*$  — коэффициент теплообмена зоны с окружающей средой,  $U_0$  — начальное температурное поле.

При проведении численных расчетов тепловых полей зуба методом конечных элементов обнаружено, что температурное поле корня зуба стационарно. Поэтому учитывать влияние третьей зоны, корня зуба, можно в виде термического сопротивления между зоной переменных полей и челюстной костью. Величина сопротивления зависит от габаритов корня.

Описанный в данной работе подход при создании тепловой модели позволяет объединить в общий расчетный блок модели для зоны локальных интенсивных тепловых процессов и модель для зоны распространения тепла по всей коронке зуба с учетом термических сопротивлений корней. Такой подход при создании тепловой модели позволяет учитывать произвольные формы и размеры зубов, а также создать эффективные программы их численного расчета. Кроме этого, при таком подходе имеются возможности учета реального расположения точки воздействия лазерного излучения.

## Результаты

В результате моделирования были получены зависимости перегревов в пульпе от времени для различных типов зубов и различных точек воздействия лазерного излучения. На рис. 2,а представлены зависимости, рассчитанные для

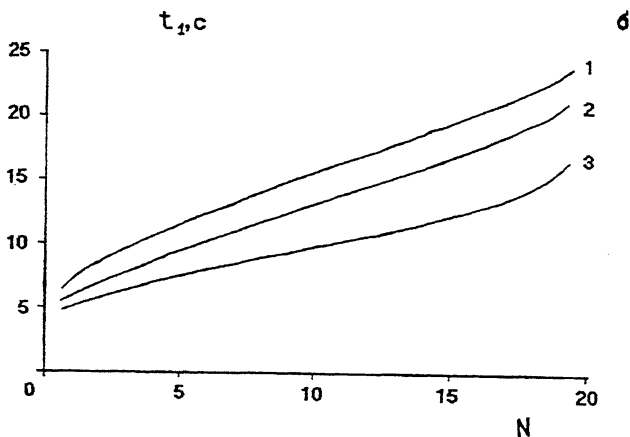
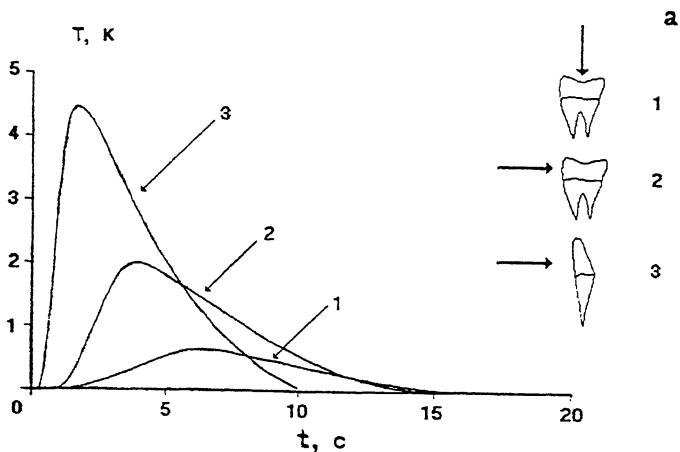


Рис. 2. Результаты численного моделирования.

а — графики зависимостей перегревов в пульпарной камере от времени для различных типов зубов и различных точек воздействия лазерного излучения; б — графики зависимостей времени охлаждения пульпарной камеры от номера лазерного импульса для различных типов зубов и различных точек воздействия лазерного излучения.

воздействия излучения YAG:Er лазера. Излучение имело следующие параметры: энергия импульса — 0.5 Дж, длина волны — 2.9 мкм, количество импульсов — 10, частота импульсов — 10 Гц. Результаты были получены для водяного охлаждения.

Как видно из рис. 2,а, наиболее критический перегрев пульпы наблюдается в случае воздействия лазерного излучения на боковую поверхность резца, минимальный перегрев пульпы — при воздействии излучения вдоль оси симметрии моляра.

Максимальный перегрев пульпы наблюдается примерно на 4–5-й секунде после окончания воздействия лазерного излучения, что соответствует 3-мм глубине проработки твердых тканей зуба. Для лечения глубокого кариеса нужна большая глубина проработки, поэтому необходимо обеспечить оптимальный режим воздействия лазерного излучения на твердые ткани зуба, при котором перегрев пульпы не превышает критического значения 5 К.

На рис. 2,б представлена зависимость времени охлаждения пульпарной камеры от количества импульсов. Под временем охлаждения понимается время, за которое перегрев пульпарной камеры принимает близкое к нулевому значение. Графики были построены для тех же типов зубов и режимов воздействия лазерного излучения, что и на предыдущем рисунке. Как видно из полученных зависимостей, минимальное время охлаждения наблюдается в случае воздействия лазерного излучения на боковую поверхность резца, что позволяет увеличить скорость удаления кариесного поражения.

## Выводы

Представленная в работе модель позволяет рассчитать перегрев в пульпарной камере и температурные поля, возникающие при лазерной деструкции твердых тканей зуба, для всех типов зубов и для всех типов кариеса. Конечной целью моделирования является исследование лазерной деструкции твердых тканей зуба и получение результатов, объясняющих целесообразность клинического использования лазеров. Предложенная тепловая модель и ее программная реализация позволяют очертить диапазон практической применимости лазерной стоматологии.

## Список литературы

- [1] *Sagi A., Sega T., Dagan J.* // *Mathematical Biosciences.* 71: 1. 1984. V. 17.
- [2] *Lauter G., Haber S.* // *Transactions of the Association of Medical Engineering (ASME).* August 1985. V. 107.
- [3] *Altshuler G.B., Belikov A.V., Erofeev A.V., Egorov V.E.* // *Biomedical Optics, SPIE, Europe.* 1993. V. 2080.

Институт точной механики и оптики  
Санкт-Петербург

Поступило в Редакцию  
16 марта 1995 г.

---