

## ИССЛЕДОВАНИЕ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМАЦИОННЫХ СОСТОЯНИЙ ТКАНЕЙ ЗУБА В СИСТЕМАХ «ЗУБ–ВОЛНОВОД» И «ЗУБ–ВОЛНОВОД–ПЛОМБА»

<sup>1</sup>Костецкий Ю. А., <sup>2</sup>Савченко А. Л., <sup>3</sup>Рубникович А. С.

<sup>1</sup>Белорусская медицинская академия последипломного образования, Минск

<sup>2</sup>Белорусский национальный технический университет, Минск

<sup>3</sup>Белорусский государственный медицинский университет, Минск

Многие врачи стоматологи считают, что успех лечения осложненного кариеса связан с необходимостью дальнейшего совершенствования материалов и методов качественной герметизации системы корневого канала [1]. Современная наука для эндодонтического лечения зубов предлагает большой арсенал пломбировочных материалов, призванных обеспечить герметизацию корневого канала [2]. Однако большой клинический опыт отечественных и зарубежных стоматологов свидетельствует о высоком проценте неудач эндодонтического лечения [3] по причине нарушения стабильности и долговечности корневой пломбы [4, 5, 6].

Данная работа посвящена изучению целесообразности и перспективности использования низкочастотного ультразвука при пломбировании корневых каналов зубов, а также исследованию эффективности эндодонтического лечения зубов при помощи низкочастотного ультразвука.

Метод конденсации эндодонтических пломбировочных материалов при помощи низкочастотного ультразвука с высокой долей вероятности может быть использован в практическом здравоохранении для эндодонтического лечения зубов. Исследуемые физико-химические свойства низкочастотного ультразвука позволяют гомогенно пломбировать корневой канал, пломбировать мелкие латеральные каналы. В особенности, интенсивные колебательные движения с большими ускорениями частиц, позволяют компонентам пломбировочного материала (силера) проникать в пористую структуру дентина (эффект насыщения поверхности), улучшая адаптацию и адгезию пломбировочного материала к стенкам корня, тем самым, предохраняя внутреннюю полость канала корня зуба от проникновения со стороны тканей периодонта жидкости [7, 8, 9].

Поэтому, используя положительные свойства низкочастотного ультразвука для пломбировки корневых каналов зубов можно уменьшить риск развития осложнений в тканях периодонта и сохранить функциональную эффективность зуба.

Совместно с кафедрой «Конструирование и производство приборов» БНТУ было разработано устройство для ультразвуковой пломбировки корневых каналов зубов (рис. 1). Предложенный нами способ пломбирования корневых каналов зубов позволяет гомогенно запломбировать корневой канал. Низкочастотный ультразвук позволяет компонентам пломбировочного материала (силера) проникать в пористую структуру дентина (эффект насыщения поверхности), пломбуя мелкие латеральные каналы, улучшает адаптацию и адгезию пломбировочного материала к стенкам корня. Предохраняя полость корня от микропротечек со стороны тканей периодонта в дальнейшем, низкочастотный ультразвук позволяет быстро и качественно запломбировать канал корня зуба.

Для исследования напряженно-деформационного состояния (НДС) тканей зуба при использовании низкочастотного ультразвука и для обоснования его применения была построена математическая двухмерная модель депульпированного резца нижней челюсти (рис. 2). Построение математической модели резца проводилось с учетом анатомо-топографического строения зуба.

Модель зуба представляется в виде цилиндроконической формы с конусным отверстием.



Рис. 1. Модель генератора и наконечника для низкочастотных продольных и поперечных ультразвуковых колебаний

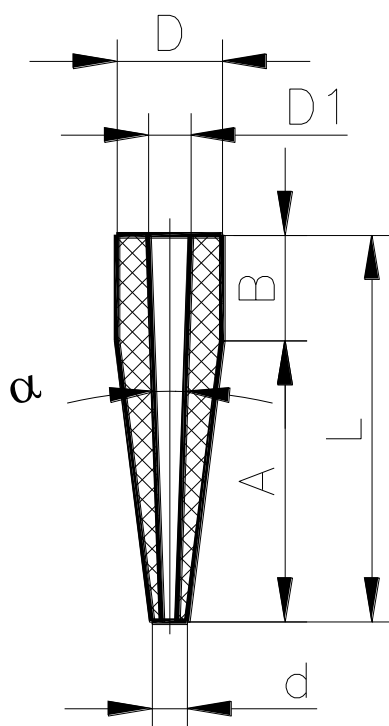


Рис. 2. Модель корня зуба

Физико-механические свойства материалов [10, 11], принятые для расчетов, представлены в табл. 1.

Модель построена в условиях жесткого закрепления корня зуба в альвеоле посредством периодонта, упругие свойства которого считались незначительными. Механические свойства тканей, составляющих резец, предполагались однородными, изотропными и линейно упругими. Механические свойства аппроксимировались набором констант теории упругости: модуль Юнга ( $E$ ), коэффициент Пуассона ( $\nu$ ), предельные напряжения при сжатии ( $\sigma$ ).

Численные расчеты НДС были проведены при условии генерации низкочастотных колебаний на ткани корня зуба без пломбирочного материала, а также при условии пломбирования корневого канала зуба гуттаперчей и корневыми силерами.

Таблица 1 – Показатели механических свойств, составляющих математической модели

Материалы	Модуль Юнга, ГПа	Прочность при сжатии, кг/мм <sup>2</sup>	Коэффициент Пуассона
Эмаль	41,0	38,0	0,3
Дентин	18,6	16,7	0,31
Периодонт	0,0689	20,0	0,45
Гуттаперча	0,00069	–	0,45
Титан	102,0	–	0,3
Стеклоиономерный цемент	21	31,2	0,35
Цинкоксидэвгенол содержащая паста	4,6	11,8	0,31
Силер на основе эпоксидной смолы	7,1	23,4	0,28

Задача расчета – определение максимальных напряжений  $\sigma$  в твердых тканях зуба и в пломбировочном материале.

Модель построена в условиях жесткого закрепления корня зуба в альвеоле посредством периодонта, упругие свойства которого считались незначительными. Механические свойства тканей, составляющих резец, предполагались однородными, изотропными и линейно упругими. Механические свойства аппроксимировались набором констант теории упругости: модуль Юнга ( $E$ ), коэффициент Пуассона ( $\nu$ ), предельные напряжения при сжатии ( $\sigma$ ).

Численные расчеты НДС были проведены при условии генерации низкочастотных колебаний на ткани корня зуба без пломбировочного материала, а также при условии пломбирования корневого канала зуба гуттаперчей и корневыми силерами.

Задача расчета – определение максимальных напряжений  $\sigma$  в твердых тканях зуба и в пломбировочном материале.

Изучалось введение волновода на всю длину корневого канала зуба с учетом его анатомического строения.

Рассматривались следующие варианты параметров взаимодействия волновода (эндодонтического инструмента) с зубом:

1) волновод контактирует с каналом непосредственно при глубине погружения в корневой канал на  $\frac{1}{3}$ ,  $\frac{1}{2}$ ,  $\frac{2}{3}$  его длины;

2) волновод контактирует с твердыми тканями внутренних стенок канала через пломбировочный материал при глубине погружения в корневой канал на  $\frac{1}{3}$ ,  $\frac{1}{2}$ ,  $\frac{2}{3}$  его длины.

При анализе НДС прикладывались нагрузки, направленные вдоль продольной оси зуба.

**1 случай:** исследование напряженно-деформационного состояния (НДС) тканей зуба [12] в системах «зуб-волновод»:

$$\sigma_r = \frac{pr_1^2}{r_2^2 - r_1^2} \left( 1 - \frac{r_2^2}{r^2} \right); \quad (1)$$

$$\sigma_t = \frac{pr_1^2}{r_2^2 - r_1^2} \left( 1 + \frac{r_2^2}{r^2} \right); \quad (2)$$

$$\sigma_z = \frac{F \cos \alpha}{\pi(r_2^2 - r_1^2)}, \quad (3)$$

где  $p$  – давление на стенки канала,  $p = \frac{F \sin \frac{\alpha}{2}}{S}$ ,  $F$  – сила, действующая на инструмент;  $S$  – площадь канала:

$$S = \frac{\pi L}{\cos \frac{\alpha}{2}} \left( D_1 - L \operatorname{tg} \frac{\alpha}{2} \right) = 90,76 \text{ мм}^2, \quad (4)$$

$r_1$  – внутренний радиус канала,  $r_2$  – наружный радиус канала.

$$p = 192,3F \text{ Па} = 115 \text{ Па}.$$

По энергетической теории прочности:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{2}(\sigma_r - \sigma_t)^2 + (\sigma_z - \sigma_t)^2 + (\sigma_z - \sigma_r)^2}. \quad (5)$$

Сила  $F$  является пульсирующей, так как создается статической нагрузкой  $P_{\text{ст}}$  и ультразвуковыми колебаниями. Ее можно определить как  $F = 2P_{\text{ст}}D = 29,4P_{\text{ст}} = 0,6 \text{ Н}$  [13], где  $D$  – безразмерный коэффициент:

$$D = 1 + \beta/C, \quad C = \frac{1 + \sqrt{1 + 4(\alpha + \beta)}}{2(1 + \alpha/\beta)}, \quad (6)$$

где  $\alpha$  и  $\beta$  – безразмерные коэффициенты,

$$\alpha = \frac{m v_1^2 c}{4P_{\text{cm}}^2}, \quad \beta = \frac{A_0 m \omega_{\text{ак}} v_1 c}{\pi P_{\text{cm}}^2}, \quad (7)$$

где  $m = 1 \text{ г}$  – масса колеблющейся части инструмента,  $v_1$  – скорость инструмента в момент контакта со стенками канала,  $v_1 = 2\sqrt{g(A_0 - 2P_{\text{cm}}/c)}$ ,  $v_1 = 0,0198 \text{ м/с}$  ( $P_{\text{ст}} = 0,02 \text{ Н}$ ),  $c$  – жесткость зуба при сжатии,  $c = 10^7 \text{ Н/м}$ ,  $A_0$  – амплитуда ультразвуковых колебаний (составляющая, направленная перпендикулярно стенкам канала),  $\omega_{\text{ак}}$  – угловая частота ультразвуковых колебаний, равная  $22 \text{ кГц}$ . Величину  $A_0$  можно определить как  $A_0 = A_a \sin \frac{\alpha}{2} + A_r \cos \frac{\alpha}{2}$ , где  $A_a = 2 \text{ мкм}$  и  $A_r = 10 \text{ мкм}$  – осевая и радиальная составляющая ультразвуковых колебаний. Статическая нагрузка является радиальной составляющей статической силы, действующей на инструмент:  $P_{\text{cm}} = P \sin \frac{\alpha}{2}$  (при  $P = 1 \text{ Н}$   $P_{\text{ст}} = 0,02 \text{ Н}$ ).

Для расчета НДС в формулу (5) подставляются значения, вычисленные по приведенным формулам, величины  $r_1$  и  $r_2$  изменяются в зависимости от координаты сечения по высоте зуба, радиус  $r$  принимается равным  $r_1$ , так как максимальными будут напряжения на внутренних стенках канала.

Результаты расчета приведены на рис. 3, где максимальные значения напряженно-деформационного состояния (НДС) тканей зуба определялись на выходе из корневого канала и составили  $377 \text{ 840 Па}$ .



Рис. 3. Расчет изменения напряжений на стенки канала при введении волновода на глубину от 0 мм до 18 мм без пломбирочного материала

**2 случай:** исследование напряженно-деформационного состояния (НДС) тканей зуба [12] в системах «зуб-волновод-пломба»:

$$\sigma_r = \frac{pr_1^2}{r_2^2 - r_1^2} - \frac{pr_1^2 r_2^2}{r^2 (r_2^2 - r_1^2)} = \frac{pr_1^2 (r^2 - r_2^2)}{r^2 (r_2^2 - r_1^2)}, \quad (8)$$

$$\sigma_t = \frac{pr_1^2 (r^2 + r_2^2)}{r^2 (r_2^2 - r_1^2)}. \quad (9)$$

Давление  $p$  создается ультразвуковой волной (акустическое давление) и определяется по методике [14]:

$$p = \frac{\gamma + 1}{8} \rho_0 v_0^2, \quad (10)$$

где  $\gamma = 2,5$  – показатель политропы для пломбирочной массы,  $\rho_0 = 1600 \text{ кг/м}^3$  – плотность пломбирочной массы,  $v_0$  – скорость частиц пломбирочной массы на поверхности инструмента:

$$\begin{aligned} v_{0max} &= A_0 \cdot 2\pi f = 1,38 \text{ м/с.} \\ p &= 966 \text{ Па.} \end{aligned} \quad (11)$$

Результаты расчета приведены на рис. 4, где максимальные значения напряженно-деформационного состояния (НДС) тканей зуба определялись на выходе из корневого канала и составили 2 517 Па.



Рис. 4. Расчет изменения напряжений на стенки канала через пломбировочный материал при введении волновода на глубину от 0 мм до 18 мм

**Выводы.** Учитывая, что рассчитанные напряжения могут действовать совместно, результирующее НДС напряжений будет равно их сумме и составит 380 357 Па. Допускаемые напряжения для зубной ткани дентина корня составляют около 10 МПа, то есть запас по прочности зуба составляет 26,3 раза.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Боровский, Е. В. Отказ от пломбирования корневого канала методом одной пасты – неотложная задача эндодонтии / Е. В. Боровский, Л. Ю. Мылзенова // Клинич. стоматология. – 2000. – № 4. – С. 18–20.
2. Beer, R. Klinische Untersuchung der Guttaperchawurzelkanalfullung mit Apexit als Sealer / R. Beer, M. A. Baumann // Zahbarztl. Welt/Reform. – 1994. – Bd. 103. – P. 65.
3. Кабак, Ю. С. Распространенность, рентгенологические и морфологические проявления хронического периодонтита и отдаленные результаты его консервативного лечения: автореф. дис. ... канд. мед. наук / Ю. С. Кабак. – Мн., 2005. – 20 с.
4. Дмитриева, Л. А. Сравнительная оценка цинкэвгеноловой пасты и разогретой гуттаперчи для заполнения корневых каналов при лечении пульпита и периодонтита / Л.А. Дмитриева [и др.] // Стоматология. – 1999. – № 1. – С. 25–27.
5. Дмитриева, Л. А. Сравнительная характеристика антибактериальной активности новых антисептиков и перспективы их применения в стоматологической практике / Л. А. Дмитриева [и др.] // Стоматология. – 1997. – № 2. – С. 26–27.
6. Сулковская, С. П. Зависимость качества эндодонтического лечения от вида корневых наполнителей / С. П. Сулковская // Актуальные вопросы клинической и экспериментальной медицины – 2000: тезисы доклада междунар. науч-практ. конф. молодых ученых. – Минск: БелМАПО, 2000. – 257 с.
7. Лоцилов, И. В. Использование ультразвуковой и других видов энергии в терапии / И. В. Лоцилов, Г. Я. Герцик // Медицинская техника. – 2000. – № 4. – С. 52–55.
8. Акопян, В. Б. Основы взаимодействия ультразвука с биологическими объектами. Ультразвук в медицине, ветеринарии и экспериментальной биологии / В. Б. Акопян, Ю. А. Ершов, С. И. Щукина. – М., 2005. – 224 с.
9. Сперанский, А. П. Ультразвук и его лечебное применение / А. П. Сперанский, В. И. Рокитянский // Медицина. – М., 1970. – 214 с.

10. Чистякова, Г. Г. Сравнительная оценка эффективности применения силеров при эндодонтическом лечении: автореферат диссертации ... канд. мед наук: 14.00.21 / Г. Г. Чистякова. – Мн.: Бел. гос. мед. ун-т, 2006. – 21 с.
11. Ching-Chang, K. Effect of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth / K. Ching-Chang // S. Prosthet. Dent. – 1992. – Vol. 68, № 3. – P. 421–427.
12. Справочник машиностроителя. В 6 т. / под ред. С. В. Серенсена. – М.: Машгиз, 1962. – Т. 3. – 654 с.
13. Киселев, М. Г. Ультразвук в поверхностной обработке материалов / М. Г. Киселев, В. Т. Минченя, В. А. Ибрагимов. – Минск: Тесей, 2001. – 344 с.
14. Основы физики и техники ультразвука: учеб. пособие для вузов / Б. А. Агранат [и др.]. – М.: Высшая школа, 1987. – 352 с.

Поступила: 04.02.2021