

УДК 616.314.17-008.1-007.2-02:616.314-089.29-631:681.3

С.С. Наумович¹, П.П. Матус², А.Е. Крушевский³, С.А. Запольский⁴

АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА ВЫБОРА КОНСТРУКЦИИ НЕСЪЕМНЫХ МОСТОВИДНЫХ ПРОТЕЗОВ

Разрабатывается автоматизированная система, позволяющая выбирать опорные зубы мостовидного протеза на основе результатов моделирования напряженно-деформированного состояния периодонтальной связки. За основу взята аналитическая модель периодонта в виде эллиптического гиперболоида. Все параметры корней зубов, необходимые для расчета напряжений, снимаются с изображений, полученных при сканировании диагностических моделей челюстей и при проведении ортопантомографии.

Введение

Развитие и совершенствование методов зубного протезирования в стоматологии требуют глубокого понимания вопросов биомеханики в системе зуб–периодонт. В Республике Беларусь дефекты зубных рядов занимают первое место среди заболеваний зубочелюстной системы, требующих ортопедического лечения, причем в последние годы отмечается неуклонный рост числа таких заболеваний [1]. Наиболее эффективным и часто применяемым средством лечения частичной вторичной адентии давно признаны мостовидные протезы, или, как их называют в зарубежной литературе, частичные несъемные протезы. Однако использование мостовидных протезов сопряжено с рядом нежелательных последствий, которые развиваются довольно часто. Так, по литературным данным, из-за перегрузки опорных зубов мостовидные протезы снимаются у 13–26 % пациентов.

В настоящее время конструирование мостовидных протезов в большей степени производится эмпирически на основе клинического опыта врача-стоматолога, что и является одной из основных причин неудачных исходов протезирования. При восстановлении протяженных, множественных дефектов зубных рядов, а также дефектов, сопровождающихся поражением тканей периодонта опорных зубов и их значительным наклоном необходимо спрогнозировать нагрузки и рассчитать напряжения, возникающие в периодонте опорных зубов мостовидного протеза, чтобы избежать их перегрузки и расшатывания. Врач должен сознавать, что любое протезирование изменяет функциональные возможности зубов и срок их службы, поэтому необходимо обосновать конструкцию будущего протеза с применением комплексного обследования зубочелюстной системы.

1. Применение математических моделей и информационных технологий в ортопедической стоматологии

В последнее время широкое применение математических расчетов позволило создать теоретическую базу для конструирования мостовидных протезов в ортопедической стоматологии. Однако все предложенные методики являются трудоемкими и не всегда удобными для применения в практической работе стоматолога-ортопеда. Одним из путей решения сложной задачи прогнозирования биомеханических процессов в системе зуб–периодонт как опорном элементе мостовидного протеза являются создание математических моделей и на их основе расчет напряженно-деформированного состояния периодонтального комплекса под действием произвольной по силе и направлению статической либо динамической нагрузки [2, 3]. Подобные расчеты являются довольно сложными и поэтому проводятся с помощью компьютеров, функция же врача должна заключаться в вводе информации о состоянии зубочелюстной системы и в принятии правильного решения при планировании конструкции мостовидного протеза на основании результатов, полученных после математических расчетов.

Современные медицинские системы обследования и диагностики включают в себя различные компоненты программного обеспечения, которые позволяют облегчить ряд рутинных операций, выполняемых при проведении диагностических мероприятий, и помогают принять обоснованные решения. Новые технические средства получения информации, обеспечивающие представление зарегистрированных и накопленных данных в виде изображений, позволяют создавать базы данных по результатам наблюдений, измерений, осмотров, экспертных оценок с целью как долговременного хранения этих данных с возможностью обращения к ним в историческом ракурсе, т. е. отслеживания истории развития болезни, процессов и т. п., так и создания формализованных описаний объектов исследования в виде математических моделей, которые представляют собой наборы характеристик и признаков, описывающих клиническое состояние больного. В настоящей работе основное внимание уделяется геометрическим свойствам объектов распознаваемых изображений, полученных в результате рентгенографии зубного ряда.

При рассмотрении вопроса опоры в стоматологии в случае несъемного протезирования речь идет о корне зуба, правильнее сказать, о той части зуба, которая связана с периодонтом, а через него – с костной тканью [4, 5]. Поэтому для расчета напряжений, возникающих в периодонте опорного зуба мостовидного протеза, необходимо иметь представление не только о размерах корня во всех плоскостях, но и о пространственном расположении корня в костной ткани. Возникает проблема разработки адекватной модели корня зуба, позволяющей максимально близко приближаться к реальной форме корней зубов и в то же время определять жесткости зубов посредством математических вычислений.

2. Математический аппарат расчета напряженного состояния периодонта

Анализ формы поперечного сечения корня зуба показывает, что хотя оно имеет овальную форму, однако обладает одной осью симметрии. Следовательно, если модель формы поперечного сечения корня зуба составить из двух различных полуэллипсов с одной общей малой осью, то такая модель окажется вполне реальной.

В такой трактовке А.Е. Крушевским и С.А. Наумовичем разработана математическая модель периодонта, используемая для создания программы [6]. Авторы считают, что корень зуба представлен в виде двух совмещенных эллиптических гиперблоидов с общей малой осью. В связи с тем, что стыковка двух полуэллипсов производится в вершинах, сохраняется не только непрерывность поверхности, но и касательной (нормали) к ней. Таким образом, получается форма периодонта, ограниченного двумя составленными эллиптическими двуполостными гиперблоидами (рис. 1). Эти гиперблоиды описываются уравнениями

$$F_1 = z - H \sqrt{\frac{x^2}{a_1^2} + \frac{y^2}{b^2} + d^2} = 0, \quad 0 \leq x \leq a_1;$$

$$F_2 = z - H \sqrt{\frac{x^2}{a_2^2} + \frac{y^2}{b^2} + d^2} = 0, \quad -a_2 \leq x \leq 0.$$

При $a_1 = a_2$ получим эллиптический гиперблоид с двумя плоскостями симметрии, при $d = 0$ – эллиптические конусы, при $a_1 = a_2 = b$ – гиперблоиды вращения, а при $a_1 = a_2 = b$ и $d = 0$ – круговые конусы. Таким образом, из рассмотренной модели вытекают многие другие. Модель периодонта корня в виде эллиптического гиперблоида позволяет довольно легко привязать ее к каждому корню одно- и многокорневых зубов, построив трехмерную модель корней зубного ряда.

Мостовидные протезы рассматриваем как абсолютно твердые тела вместе с корнями зубов, которые служат опорами протезов. Опорные корни зубов скреплены с упругим периодон-

том, представляющим собой упругую прослойку между неподвижной костной тканью и подвижной поверхностью опорных корней.

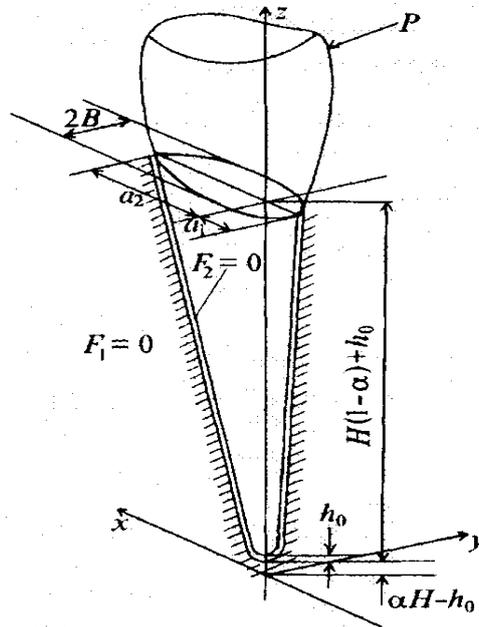


Рис. 1. Модель периодонта корня зуба, состоящая из двух эллиптических гиперboloидов

В связи с вышесказанным структуру решения задачи в перемещениях записываем в виде

$$u = \frac{(F + h_0)}{h_0} [u_0 + (z - z_a)\varphi_y - (y - y_a)\varphi_z];$$

$$v = \frac{(F + h_0)}{h_0} [v_0 + (x - x_b)\varphi_z - (z - z_b)\varphi_x];$$

$$w = \frac{(F + h_0)}{h_0} [w_0 + (y - y_c)\varphi_x - (x - x_c)\varphi_y],$$

где $F(x, y, z) + h_0 = 0$ – уравнение наружной поверхности периодонта, соединенного с неподвижной костной тканью;

$F(x, y, z) = 0$ – уравнение внутренней поверхности периодонта, скрепленного с корнем зуба;

$h_0 = \text{const}$ – параметр, характеризующий толщину периодонта;

u_0, v_0, w_0 – поступательные перемещения протеза в трех направлениях, параллельных соответствующим осям x, y, z ;

$\varphi_x, \varphi_y, \varphi_z$ – углы поворота протеза относительно выбранных осей координат x, y, z ;

$y_a, z_a, x_b, z_b, x_c, y_c$ – координаты фиксированных точек.

Для нахождения шести искомых параметров $u_0, v_0, w_0, \varphi_x, \varphi_y, \varphi_z$ протеза запишем условие равенства нулю главного вектора и главного момента всех сил, действующих на протез, включая и упругие напряжения, возникающие на поверхности скрепления опорных корней с периодонтом:

$$\int_s \mathbf{n} \cdot \mathbf{T} \, ds = \mathbf{P}, \quad \int_s \mathbf{r} \times (\mathbf{n} \cdot \mathbf{T}) \, ds = \mathbf{m},$$

где \mathbf{P} , \mathbf{m} – соответственно главный вектор и главный момент внешних сил, действующих на протез;

\mathbf{T} – тензор напряжений, возникающих на поверхности скрепления периодонта с опорными корнями зубов;

\mathbf{n} – единичный вектор внешней нормали к поверхности s ($F(x, y, z)=0$) скрепления периодонта с корнем зуба;

\mathbf{r} – радиус-вектор, соединяющий полюс с точками поверхности скрепления периодонта с опорными корнями зубов.

В декартовых координатах условия равенства нулю главного вектора и главного момента записываются в виде следующих уравнений:

$$\begin{aligned}
 \int_S (\sigma_x n_x + \tau_{xy} n_y + \tau_{xz} n_z) ds &= P_x ; \\
 \int_S (\tau_{xy} n_x + \sigma_y n_y + \tau_{yz} n_z) ds &= P_y ; \\
 \int_S (\tau_{xz} n_x + \tau_{yz} n_y + \sigma_z n_z) ds &= P_z ; \\
 \int_S [(y - y_c)(\tau_{xz} n_x + \tau_{yz} n_y + \sigma_z n_z) - (z - z_b)(\tau_{xy} n_x + \sigma_y n_y + \tau_{yz} n_z)] ds &= \\
 = m_x - y_c P_z + z_b P_y ; \\
 \int_S [(z - z_a)(\sigma_x n_x + \tau_{xy} n_y + \tau_{xz} n_z) - (x - x_c)(\tau_{xz} n_x + \tau_{yz} n_y + \sigma_z n_z)] ds &= \\
 = m_y - z_a P_x + x_c P_z ; \\
 \int_S [(x - x_b)(\tau_{xy} n_x + \sigma_y n_y + \tau_{yz} n_z) - (y - y_a)(\sigma_x n_x + \tau_{xy} n_y + \tau_{xz} n_z)] ds &= \\
 = m_z - x_b P_y + y_a P_x ;
 \end{aligned} \tag{1}$$

$$n_x = \frac{\partial F}{\Delta \partial x}, \quad n_y = \frac{\partial F}{\Delta \partial y}, \quad n_z = \frac{\partial F}{\Delta \partial z};$$

$$\Delta = \sqrt{\left(\frac{\partial F}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial F}{\partial y}\right)^2 + \left(\frac{\partial F}{\partial z}\right)^2},$$

где $\mathbf{P} = \mathbf{i}P_x + \mathbf{j}P_y + \mathbf{k}P_z$ – главный вектор внешних сил; $\mathbf{m} = \mathbf{i}m_x + \mathbf{j}m_y + \mathbf{k}m_z$ – главный момент внешних сил; $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z, \tau_{xy}, \tau_{xz}, \tau_{yz}$ – компоненты тензора напряжений \mathbf{T} .

Связь между напряжениями и перемещениями устанавливается на основе обобщенного закона Гука:

$$\mathbf{T} = 2G(\mathbf{E} + \frac{\nu}{1-2\nu} \mathbf{I} \operatorname{div} \vec{u}),$$

где \mathbf{T}, \mathbf{E} – соответственно тензоры напряжений и деформации;

\mathbf{I} – единичный тензор;

ν – коэффициент Пуассона;

G – модуль сдвига;

$$\operatorname{div} \vec{u} = \frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} - \text{объемная деформация.}$$

Итак, неизвестными величинами являются параметры, которые характеризуют перемещения твердого тела, состоящего из трех поступательных перемещений u_0, v_0, w_0 и трех поворотов $\varphi_x, \varphi_y, \varphi_z$. Параметры $y_a, z_a, x_b, z_b, x_c, y_c$ введены для упрощения структуры расчетных уравнений. Для выяснения их физического смысла запишем условия равенства нулю главного вектора в развернутом виде:

$$\begin{aligned} 1. & \frac{Gu_0}{h_0} \int_S \left[\gamma \left(\frac{\partial F}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial F}{\partial y} \right)^2 + \left(\frac{\partial F}{\partial z} \right)^2 \right] \frac{ds}{\Delta} + \frac{(\gamma-1)G}{h_0} \int_S \left(v_0 \frac{\partial F}{\partial y} + w_0 \frac{\partial F}{\partial z} \right) \frac{\partial F}{\partial x} \frac{ds}{\Delta} + \\ & + \frac{(\gamma-1)G\varphi_x}{h_0} \int_S \left[(y-y_c) \frac{\partial F}{\partial z} - (z-z_b) \frac{\partial F}{\partial y} \right] \frac{\partial F}{\partial x} \frac{ds}{\Delta} + \frac{G\varphi_y}{h_0} \int_S \left\{ (z-z_a) \left[\gamma \left(\frac{\partial F}{\partial x} \right)^2 + \right. \right. \\ & \left. \left. + \left(\frac{\partial F}{\partial y} \right)^2 + \left(\frac{\partial F}{\partial z} \right)^2 \right] - (\gamma-1)(x-x_c) \frac{\partial F}{\partial x} \frac{\partial F}{\partial z} \right\} \frac{ds}{\Delta} + \frac{G\varphi_z}{h_0} \int_S \left\{ (\gamma-1)(x-x_b) \frac{\partial F}{\partial x} \frac{\partial F}{\partial y} - \right. \\ & \left. - (y-y_a) \left[\gamma \left(\frac{\partial F}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial F}{\partial y} \right)^2 + \left(\frac{\partial F}{\partial z} \right)^2 \right] \right\} \frac{ds}{\Delta} = P_x; \\ 2. & \frac{(\gamma-1)G}{h_0} \int_S \left(u_0 \frac{\partial F}{\partial x} + w_0 \frac{\partial F}{\partial z} \right) \frac{\partial F}{\partial y} \frac{ds}{\Delta} + \frac{Gv_0}{h} \int_S \left[\left(\frac{\partial F}{\partial x} \right)^2 + \gamma \left(\frac{\partial F}{\partial y} \right)^2 + \left(\frac{\partial F}{\partial z} \right)^2 \right] \frac{ds}{\Delta} + \\ & + \frac{G\varphi_x}{h_0} \int_S \left\{ (\gamma-1)(y-y_a) \frac{\partial F}{\partial y} \frac{\partial F}{\partial z} - (z-z_b) \left[\left(\frac{\partial F}{\partial x} \right)^2 + \gamma \left(\frac{\partial F}{\partial y} \right)^2 + \left(\frac{\partial F}{\partial z} \right)^2 \right] \right\} \frac{ds}{\Delta} + \\ & + \frac{(\gamma-1)G\varphi_y}{h_0} \int_S \left[(z-z_a) \frac{\partial F}{\partial x} - (x-x_c) \frac{\partial F}{\partial z} \right] \frac{\partial F}{\partial y} \frac{ds}{\Delta} + \frac{G\varphi_z}{h_0} \int_S \left\{ (x-x_b) \left[\left(\frac{\partial F}{\partial x} \right)^2 + \right. \right. \\ & \left. \left. + \gamma \left(\frac{\partial F}{\partial y} \right)^2 + \left(\frac{\partial F}{\partial z} \right)^2 \right] - (\gamma-1)(y-y_a) \frac{\partial F}{\partial x} \frac{\partial F}{\partial y} \right\} \frac{ds}{\Delta} = P_y; \\ 3. & \frac{(\gamma-1)G}{h_0} \int_S \left(u_0 \frac{\partial F}{\partial x} + v_0 \frac{\partial F}{\partial y} \right) \frac{\partial F}{\partial z} \frac{ds}{\Delta} + \frac{Gw_0}{h} \int_S \left[\left(\frac{\partial F}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial F}{\partial y} \right)^2 + \gamma \left(\frac{\partial F}{\partial z} \right)^2 \right] \frac{ds}{\Delta} + \\ & + \frac{G\varphi_x}{h_0} \int_S \left\{ (y-y_c) \left[\left(\frac{\partial F}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial F}{\partial y} \right)^2 + \gamma \left(\frac{\partial F}{\partial z} \right)^2 \right] - (\gamma-1)(z-z_b) \frac{\partial F}{\partial y} \frac{\partial F}{\partial z} \right\} \frac{ds}{\Delta} + \\ & + \frac{G\varphi_y}{h_0} \int_S \left[\{ \gamma-1 \} \frac{\partial F}{\partial x} \frac{\partial F}{\partial z} (z-z_a) - (x-x_c) \left[\left(\frac{\partial F}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial F}{\partial y} \right)^2 + \gamma \left(\frac{\partial F}{\partial z} \right)^2 \right] \right] \frac{ds}{\Delta} + \\ & + \frac{(\gamma-1)G\varphi_z}{h_0} \int_S \left[(x-x_b) \frac{\partial F}{\partial y} - (y-y_a) \frac{\partial F}{\partial x} \right] \frac{\partial F}{\partial z} \frac{ds}{\Delta} = P_z, \quad \gamma = \frac{2(1-\nu)}{1-2\nu}. \end{aligned} \tag{2}$$

Система из шести уравнений (1) содержит 12 неизвестных: $u_0, v_0, w_0, \varphi_x, \varphi_y, \varphi_z, y_a, z_a, x_b, z_b, x_c, y_c$. Неизвестные $u_0, v_0, w_0, \varphi_x, \varphi_y, \varphi_z$ находятся из условия равенства нулю главного вектора и главного момента в системе уравнений (1), а неизвестные $y_a, z_a, x_b, z_b, x_c, y_c$ определяются из условия равенства нулю коэффициентов в системе (2).

Система уравнений (2) содержит девять слагаемых с углами поворотов $\varphi_x, \varphi_y, \varphi_z$, а фиксированных координат $y_a, z_a, x_b, z_b, x_c, y_c$ только шесть. Поэтому можно записать лишь шесть уравнений для их нахождения. При этом возможны многочисленные варианты. Остановимся на варианте, когда в каждом уравнении системы (2) останется один угол поворота вокруг оси, параллельной направлению действующей силы. Так, в уравнении 1 системы (2) оставляем φ_x , в уравнении 2 – φ_y , в уравнении 3 – φ_z . Это означает, что сила P_x , приложенная в точке $A(0, y_a, z_a)$, вращает протез отно-

сительно оси, параллельной оси OX , сила P_y , приложенная в точке $B(x_b, 0, z_b)$, вращает протез вокруг оси OY , а сила P_z , приложенная в точке $C(x_c, y_c, 0)$, вызывает вращение вокруг оси OZ . Так как протез рассматривается как абсолютно твердое тело, то координата вдоль направления силы для простоты обращается в ноль (в абсолютно твердом теле силу можно переносить вдоль линии действия). Очевидно, что силы, приложенные в указанных точках, вызывают также и поступательные перемещения вдоль линии действия сил. Если ось координат совпадает с осью симметрии, то в указанных точках силы вызывают только поступательные перемещения вдоль соответствующих осей координат. Указанные точки A , B и C получили название центров сопротивления.

Введение центров сопротивления для каждого опорного корня и для мостовидного протеза в целом значительно упрощает исходную систему уравнений (1), в которой коэффициенты при неизвестных $u_0, v_0, w_0, \varphi_x, \varphi_y, \varphi_z$ представляют собой соответствующие жесткости. Получены формулы для нахождения координат центров сопротивления каждого опорного корня и протеза в случае выбора модели опорного корня в виде составного эллиптического гиперблоида, имеющего одну плоскость симметрии.

3. Программная реализация расчета напряженного состояния периодонта

В рамках автоматизации процессов ортопедического лечения больных создано программное обеспечение, позволяющее существенно повысить качество результатов протезирования. Разработанный программный комплекс позволяет хранить и обрабатывать необходимые для выполнения протезирования данные о пациентах, которые включают в себя карточки пациентов с их идентификационными данными, результатами наблюдений и осмотров, рентгеновские снимки зубного ряда, изображения сканированных моделей челюстей, геометрические и механические параметры зубного ряда, необходимые для выполнения расчетов прогнозируемого напряженного состояния, и т. п.

3.1. Общая характеристика основных технологических режимов

Разработанное программное обеспечение представляет собой с точки зрения пользователя оболочку со стандартным графическим интерфейсом. Все команды пользователя доступны как из главного меню программы, так и посредством применения «горячих клавиш». Для быстрого доступа к элементам меню добавлена панель инструментов, дублирующая наиболее часто используемые пункты меню.

Основные этапы работы:

- ведение карточек пациентов;
- ввод параметров зубного ряда в табличном виде;
- ввод параметров зубного ряда с использованием плоских рентгеновских снимков челюсти и снимков гипсовой модели челюсти;
- 3D-визуализация зубного ряда;
- выполнение расчетов;
- получение отчетов в стандартных форматах;
- визуализация результатов моделирования в графическом виде.

На каждого пациента заводится карточка обследования, которая кроме стандартных данных, включающих в себя паспортные данные, жалобы, анамнез заболевания, анамнез жизни и т. д., содержит информацию о геометрических параметрах зубного ряда, необходимых для выполнения расчетов. При этом параметры вводятся не для зубов, а для корней каждого зуба. В списке, предлагаемом врачу, количество корней для каждого зуба соответствует анатомической норме. Данные отображаются отдельно для верхней и нижней челюстей, так как расчет напряженно-деформированного состояния периодонта производится только для опорных зубов

- рассчитываются следующие параметры корня зуба, необходимые для выполнения расчетов (рис. 2):
- признак включения в расчеты (т. е. будет ли данный корень включаться в конструкцию мостовидного протеза, для многокорневых зубов необходимо включать все корни);
 - высоту корня зуба (рабочую, т. е. уровень костной ткани, где имеются волокна периодонтальной связки);
 - асимметричные оси сечения корня (параметры, определяющие размер поперечного сечения корня с вестибулярной и небной поверхностями);

- симметричную полуось сечения корня (мезиодистальный размер поперечного сечения корня, представленного в виде эллиптического гиперboloида);
- степень закругления вершины корня;
- толщину периодонта;
- смещение локальной системы координат относительно глобальной (т. е. координаты верхушки корня);
- угол между плоскостью симметрии вертикального корня и плоскостью симметрии тела человека (угол поворота зуба вокруг своей оси);
- угол мезиодистального отклонения корня;
- угол вестибулоорального отклонения корня (данный угол должен задавать врач, так как отсутствует возможность его автоматического определения).

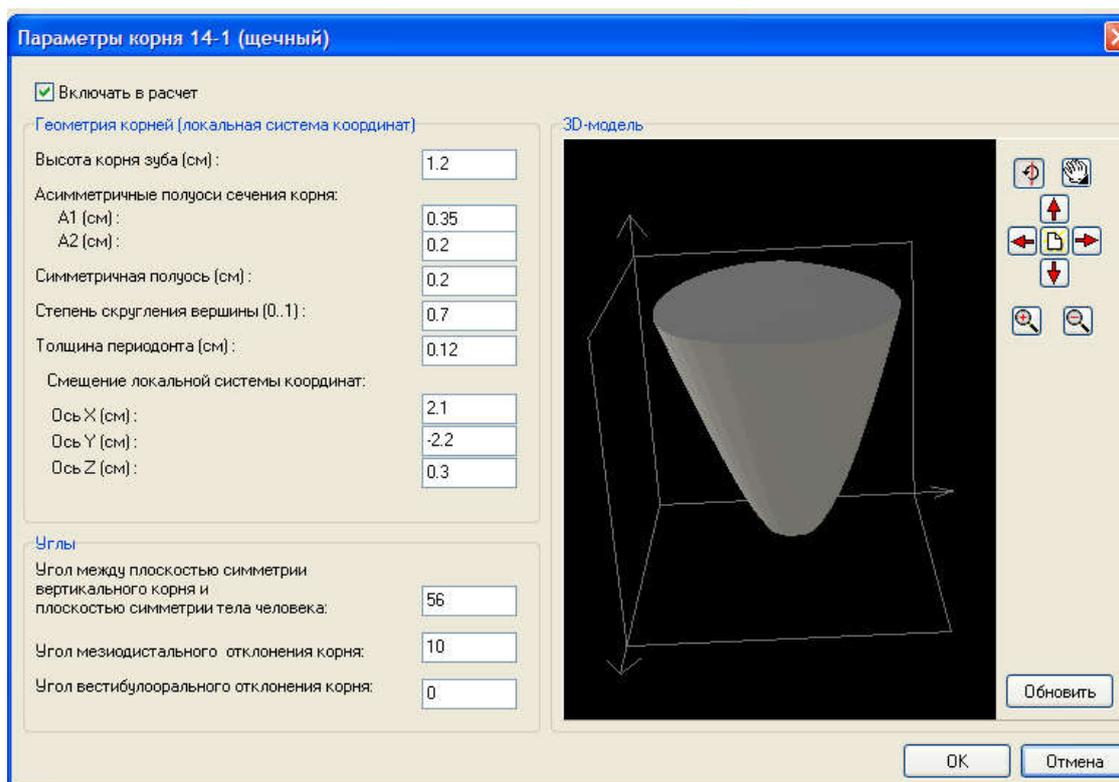


Рис. 2. Режим «Обследование \ Зубной ряд \ Параметры корня»

Полученные геометрические параметры и координаты расположения корней в костной ткани являются основой для построения 3D-модели зубного ряда с отображением корней зубов, которые выступают в качестве опоры мостовидного протеза, и сил, действующих на протез во время жевания. Величина и направление сил задаются врачом. Учитывая то, что при жевании на мостовидный протез и соответственно на опорные зубы действуют не точечно приложенная сила, а несколько сил, распределяющихся по протезу в зависимости от величины пищевого комка, необходимо для более точного моделирования нагрузки задавать несколько сил. Каждая из сил имеет величину проекции в килограммах на каждую из осей трехмерной системы координат.

3.3. Работа с панорамными снимками и диагностическими моделями челюстей

Для получения информации о геометрических свойствах корней зубов, представленных в виде эллиптических гиперboloидов, были взяты методы обследования, доступные для многих практических врачей: сохраненные в цифровом формате ортопантограммы и сканированные диагностические модели челюстей. Данные методы и легли в основу создания автоматизированной системы конструирования несъемных мостовидных протезов. С их помощью определяются геометрические параметры каждого корня, а также его координаты в костной ткани. Для этого на

изображение сканированной модели челюсти и рентгеновского снимка накладываются оси трехмерной системы координат: X и Y – на гипсовую модель, а Y и Z – на панорамный снимок. Работа со снимками организована через интерфейс, который позволяет задать необходимые параметры для корней, участвующих в расчете напряженного состояния периодонта (рис. 3).

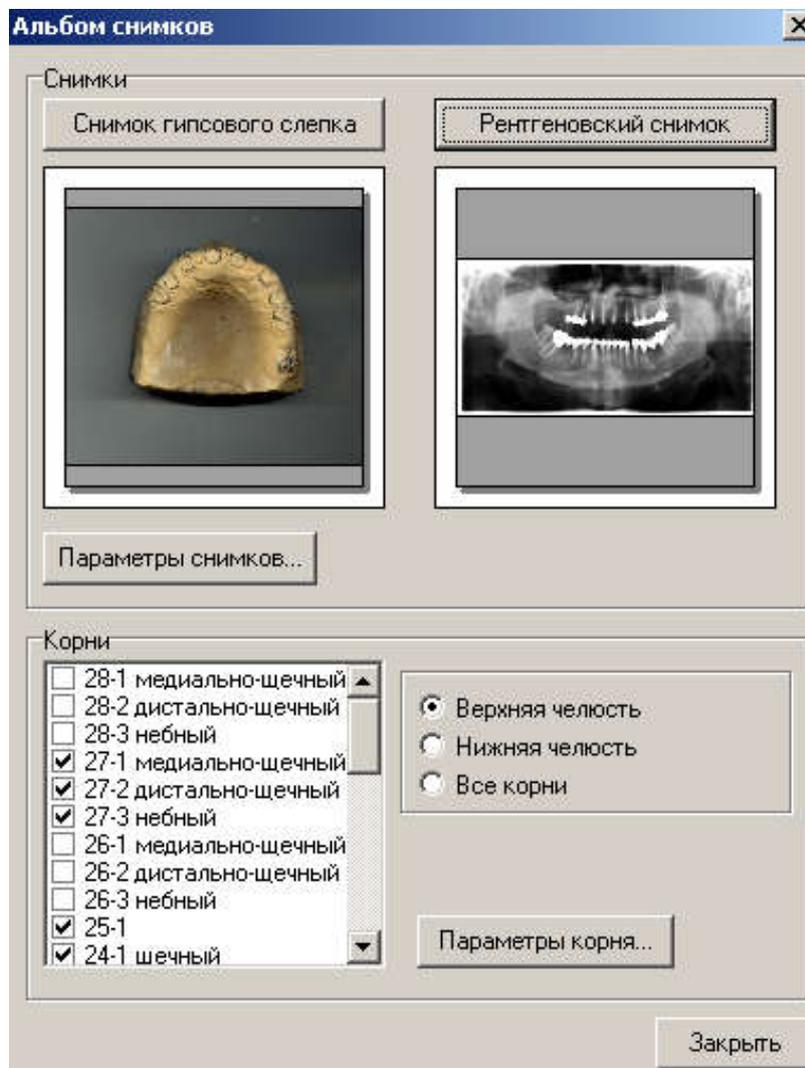


Рис. 3. Режим «Альбом снимков»

На ортопантомограмме врач должен сопоставить контур корня зуба, который находится в костной ткани, со стандартным шаблоном, представляющим собой продольное сечение эллиптического гиперboloида (рис. 4). К сожалению, все полученные параметры необходимо пересчитывать с учетом искажений, которые неизбежны при использовании данного метода.

Следующим этапом в обработке данных является исследование сканированных диагностических моделей челюстей. Врач снимает оттиски с челюсти, на которую планируется изготовить мостовидные протезы, после чего отлиывает модели из супергипса. Подготовка моделей к сканированию заключается в срезании коронок зубов до уровня десны и разметке периметра корня с помощью химического карандаша, что облегчает в дальнейшем распознавание контура поперечного сечения корня зуба в графическом файле. При этом срезанные на моделях коронки многокорневых зубов делятся врачом равномерно на участки, количество которых соответствует количеству корней данного многокорневого зуба. Взаиморасположение участков должно совпадать с пространственным расположением каждого из корней многокорневого зуба, таким образом получается проекция поперечного сечения корней на уровне десны. На полученном

графическом изображении врач должен сопоставить контур поперечного сечения зуба со стандартным шаблоном, представляющим собой поперечное сечение двуполостного эллиптического гиперboloида. Кроме этого, необходимо указать направление падения рентгеновского луча к зубу во время съемки для пересчета параметров, полученных с панорамных снимков (рис. 5). Считается, что при панорамной томографии сохраняется правило ортогональности, т. е. рентгеновский луч всегда перпендикулярен касательной к краю челюсти в любой точке съемки. Основываясь на этом, врач и должен определять направление луча.

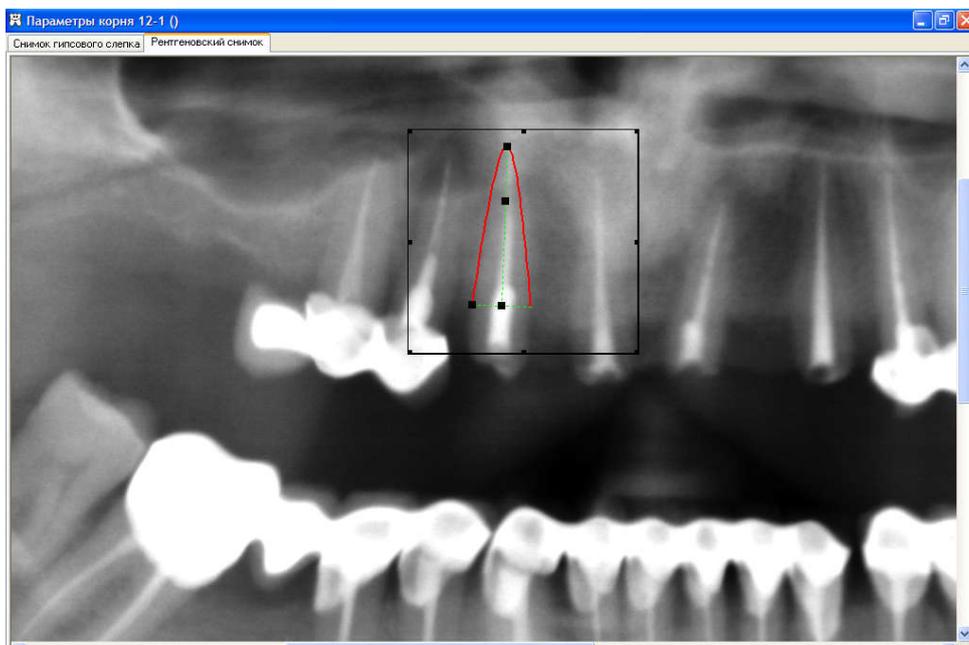


Рис. 4. Режим «Альбом снимков». Рентгеновский снимок

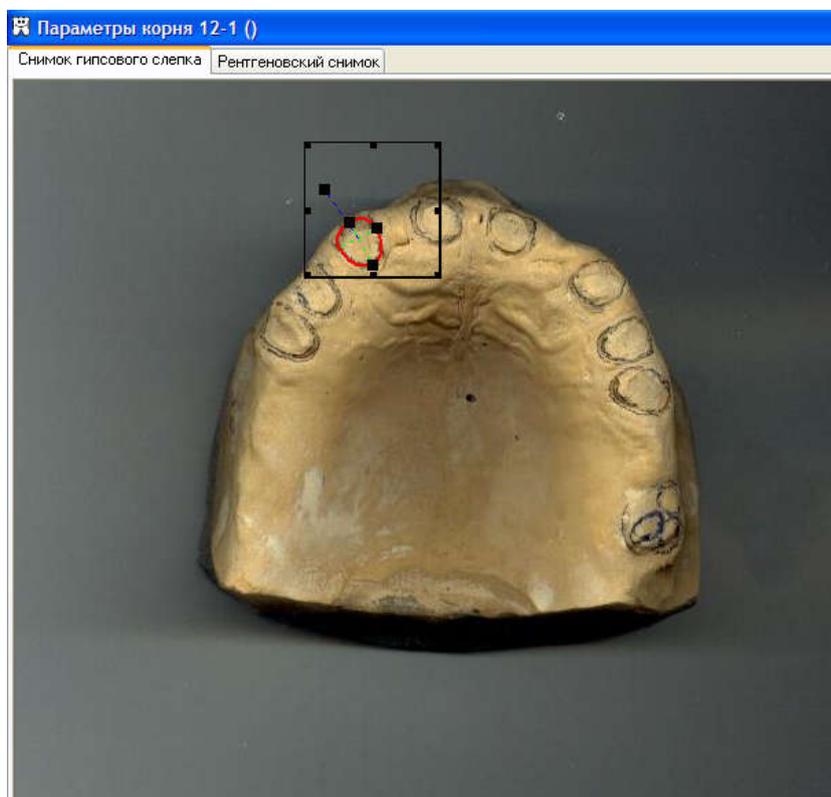


Рис. 5. Режим «Альбом снимков». Сканированная модель челюсти

3.4. Визуализация результатов расчетов

Визуализация результатов расчетов осуществляется в виде трехмерной модели с нанесенными на нее областями, соответствующими различным уровням значений механических напряжений.

Возможно отображение в следующих режимах (рис. 6).

1. Нормальная составляющая напряжения – напряжение по нормали к поверхности периодонта, т. е. перпендикулярно касательной плоскости к поверхности периодонта. Модель рассчитывает величину проекции на это направление. Если происходит сжатие периодонта со стороны корня, то эта проекция отрицательная и на диаграмме изображается оттенками синего цвета. Если давление идет от корня, то периодонт испытывает растягивающее напряжение, проекция модели в этом случае положительная и изображается оттенками красного цвета. Участки, в которых напряжения отсутствуют, изображаются зеленым цветом. Предложенная цветовая гамма обеспечивает плавность перехода цвета при изменении значений напряжений от отрицательного к положительному.

2. Касательная составляющая напряжения (вдоль образующей эллиптического гиперболоида) – первая тангенциальная составляющая. Положительные оттенки красного цвета проекции обозначают, что напряжение направлено к анатомической верхушке корня, отрицательные (оттенки синего) – к шейке зуба. Оттенки зеленого цвета означают, что напряжений нет или они незначительны.

3. Касательная составляющая напряжения (вдоль направляющей эллиптического гиперболоида) – вторая тангенциальная составляющая.

Дополнительно возможен просмотр протокола результатов расчетов, где информация представлена в численном виде.

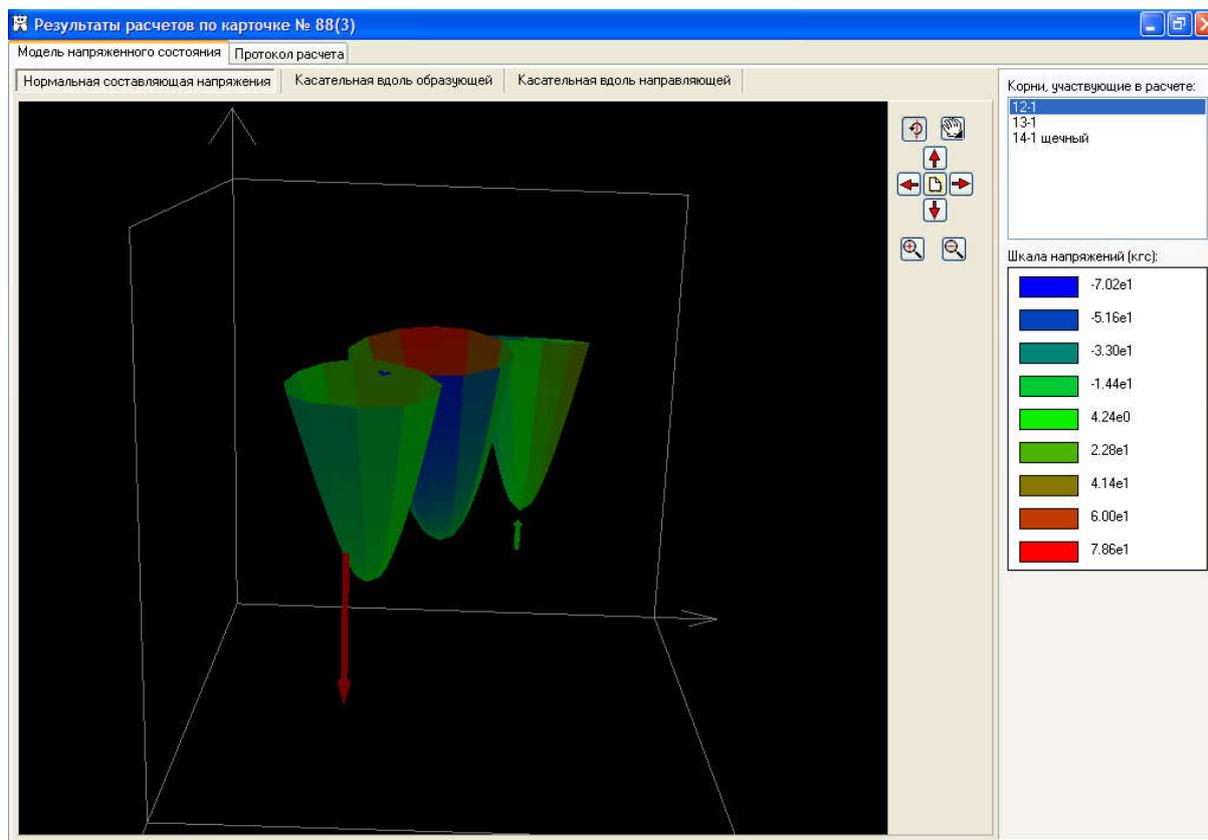


Рис. 6. Режим «Обследование \ Результаты расчетов»

Процесс изменения числа опорных зубов с последующим нагружением их в составе мостовидного протеза необходимо проводить до тех пор, пока не будут получены оптимальные величины напряжений в периодонте. Распределение напряжений будет изменяться с изменением числа и расположения опорных зубов, но врач должен принимать решение о конструкции протеза, придерживаясь принципов рационального протезирования, т. е. мостовидный протез не должен обладать патологическим влиянием на периодонт опорных зубов и должен включать минимально необходимое количество зубов.

Заключение

Математическая модель системы зуб–периодонт, положенная в основу разработанного программного обеспечения, и ее программная реализация предоставляют пользователю возможность:

- выбирать точки опор (корни) для мостовидных протезов с их дальнейшим отображением на схеме зубного ряда;
- выполнять расчет и вывод прогнозируемых механических напряжений на каждый корень в табличном виде и в виде диаграмм и графиков;
- отображать 3D-визуализацию зубного ряда и осуществлять вращение и перемещение сцены;
- выполнять обработку плоского рентгеновского снимка челюсти и плоского снимка гипсовой модели челюсти;
- вести картотеку пациентов;
- хранить результаты расчетов и выполнять экспорт прогнозных данных в форматы MS Word, MS Excel на основе шаблонов формирования отчетных данных.

Требования к техническим средствам, необходимым для функционирования системы, достаточно скромные:

- процессор Pentium 100 и выше;
- ОЗУ 32 МБ;
- жесткий диск 1 ГБ;
- видеоадаптер и монитор с поддержкой разрешения 800×600 точек, рекомендуемая глубина цвета – High Color 16 бит (65 536 цветов);
- ОС Microsoft Windows 9x, NT, 2000, XP.

Модульный принцип построения разрабатываемого программного обеспечения и стандартизованные интерфейсы обмена данными позволяют наращивать функциональные возможности системы как за счет расширения перечня используемых математических моделей, являющихся основой выполнения прогнозных расчетов, так и за счет подключения дополнительных модулей, выполняющих анализ изображений, визуализацию результатов расчетов, получение отчетных форм и т. п. Наличие в системе встроенного скриптового языка позволяет осуществить взаимосвязь существующих и разрабатываемых модулей простым и удобным для пользователя способом.

Список литературы

1. Справочник по основным показателям стоматологической помощи в Республике Беларусь. – Минск, 2002. – 24 с.
2. Kaewsuriyathumrong C., Soma K. Stress of tooth and PDL structure created by bite force // Bull. Tokyo Med. Dent. Univ. – 1993. – Vol. 40. – № 4. – P. 217–232.
3. The three-dimensional finite element analysis of fixed bridge restoration supported by the combination of teeth and osseointegrated implants / M. Dalkiz, M. Zor, H. Aykul et al. // Implant Dent. – 2002. – Vol. 11. – № 3. – P. 293–300.
4. Rees J.S. An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies // J. Oral Rehabil. – 2001. – Vol. 28. – № 5. – P. 425–432.

5. Yang H.S., Thompson V.P. A two-dimensional stress analysis comparing fixed prosthodontic approaches to the tilted molar abutment // Int. J. Prosthodont. – 1991. – Vol. 4. – № 5. – P. 416–424.

6. Наумович С.А., Крушевский А.Е. Биомеханика системы зуб–периодонт. – Мн.: Экономические технологии, 2000. – 168 с.

Поступила 08.06.05

¹*Белорусский государственный медицинский университет,
Минск, Сухая, 28
e-mail: serg.nm@mail.ru*

²*Институт математики НАН Беларуси,
Минск, Сурганова, 11
e-mail: matus@im.bas-net.by*

³*Белорусский государственный технический университет,
Минск, пр. Независимости, 65*

⁴*Белорусский государственный университет,
Минск, пр. Независимости, 4
e-mail: samz@mail.ru*

S.S. Naumovich, P.P. Matus, A.E. Krushevsky, S.A. Zapolsky

AUTOMATIC SYSTEM OF DESIGN SELECTION OF FIXED PARTIAL DENTURES

The purpose of this research is the development of automatic system which allows to select abutment teeth of fixed partial dentures on the base of modeling results of tense-strained condition of the periodontal ligament. An analytical model of periodontal ligament as an elliptical hyperboloide was used. All parameters of teeth roots to calculate the strain are derived from images obtained from scanning diagnostic models and panoramic tomography. Then program builds 3D-model of all teeth of upper and lower jaws and gives the information about tense-strained condition of abutment teeth under different static loads.