

УДК 539.3:616.314.-76

ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ КОМПЬЮТЕРНОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ ЗУБОЧЕЛЮСТНЫХ СИСТЕМ

Е.Н. Чумаченко¹,
И.В. Логашина¹,
И.Ю. Лебедеико²

¹Московский институт электроники
и математики НИУ ВШЭ

²Московский государственный
медико-стоматологический
университет

В статье рассматриваются основные соотношения, позволяющие моделировать поведение костных тканей при зубопротезировании. Приводятся примеры эффективного применения математических моделей при прогнозировании возможных осложнений после депульпирования.

Ключевые слова: математическое моделирование, костные ткани, депульпирование, прогнозирование осложнений, лечебные технологии.

ВВЕДЕНИЕ.

Совершенствование оказания лечебной помощи и реабилитации больных с челюстно-лицевыми дефектами и стоматологическими заболеваниями на современном этапе во многом определяется использованием компьютерных технологий по моделированию патогенетических процессов и явлений саногенеза. Решение конструкторских задач, стоящих перед стоматологией, таких как повышение технического уровня и качества зубных и зубочелюстных протезов, лечебных и профилактических аппаратов, сокращение сроков их изготовления, экономия дорогостоящих драгоценных сплавов металлов, повышение прочностных характеристик при отсутствии токсичности и сохранении естественного вида, оптимизация распределения жевательной нагрузки в костных тканях челюсти при протезировании, требует автоматизации расчетно-графических работ на основе широкого применения средств вычислительной техники.

В первую очередь это касается автоматизации расчетов основных элементов конструкций «зуб-протез», «зуб-челюсть» и «протез-зуб-челюсть» с помощью

THEORETICAL BASES OF COMPUTER MODELLING OF BIOMECHANICAL SYSTEMS OF TEETH AND A JAW

E.N. Chumachenko,
I.V. Logashina, I.Y. Lebedenco

The algorithm to make informed rational decisions that improve the quality of the biomechanical structures of dento-maxillary premolars after treatment is discuss. In calculating the stress-strain state of the corresponding segment of the jaw bone is taken into account the state of the patient: the current density of cancellous bone resorption and the degree of gum disease.

KEYWORDS: mathematical simulation, cancellous bone, treatment, forecasting of complications, medical technologies.

современных математических методов. Это позволяет получить более достоверную информацию о характере напряженно-деформированного состояния в рассматриваемой биологической системе, что в свою очередь позволяет значительно понизить вероятность возникновения осложнений при протезировании.

Формализация задачи и применение аппарата механики сплошной среды позволяют описать поведение костных тканей с помощью дифференциальных уравнений. Корректность применения математических приемов моделирования и тестовые расчеты дают основание считать, что решение этих дифференциальных уравнений совместно с заданными граничными условиями достаточно адекватно отражают интересующие нас процессы, проходящие в костных тканях.

УПРОЩЕНИЯ И ГИПОТЕЗЫ, ПРИНИМАЕМЫЕ ПРИ ПОСТРОЕНИИ РЕШЕНИЯ ЗАДАЧИ

В силу того, что в деталях и узлах металлокерамических протезов и в биомеханической системе «зуб-челюсть» недопустимо возникновение пластических

деформаций, т.к. это может привести к потере несущей способности конструкции или потере жевательных функций, механические свойства материалов, применяемых для изготовления протезов, и костных тканей челюсти, аппроксимированы упругопластической средой с линейным упрочнением. Частным случаем этой модели является идеальная упругопластическая среда. Введение таких упрощений механических свойств материалов позволяет повысить скорость решения задачи за счет снижения числа операций, необходимых для линеаризации задачи.

При работе с моделью задавались следующие параметры, характеризующие физические свойства материала детали: ν – коэффициент Пуассона (NU), E – модуль Юнга (E), E_l – модуль линейного упрочнения (E_1), σ_3 – предел текучести (TS).

ПОСТРОЕНИЕ МОДЕЛИ БИОМЕХАНИЧЕСКОГО ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ ЗУБОВ И ОПОРНЫХ ТКАНЕЙ ЧЕЛЮСТИ ПРИ РАЗЛИЧНЫХ ВИДАХ НАГРУЖЕНИЯ

Осложнения, связанные с неадекватной жевательной нагрузкой, во многом связаны со снижением механических свойств костной ткани за счет воздействия болезнетворных факторов, системных заболеваний, недостаточного питания и т.п. Возможность прогнозирования осложнений, возникающих после протезирования зубного ряда, связана с разработкой математической модели, которая позволяет рассчитывать и анализировать напряженно-деформированное состояние в костных тканях в зависимости от ее плотности непосредственно в области корня зуба. В свою очередь, разрешающая способность компьютерной томографии позволяет с достаточной точностью определить содержание минеральных солей в любом участке челюсти. Проблема состоит в том, что до настоящего времени не было разработано удовлетворительной математической модели, позволяющей оценить состояние опорных тканей зубов в челюсти. Это и послужило основанием для проведения настоящего исследования.

Формализуя механическую систему «зуб – костная ткань челюсти», сведем сложную, во многом трудно поддающуюся математическому описанию задачу определения напряженно-деформированного состояния в системе, подвергаемой жевательной нагрузке, к более простой биомеханической модели (рис. 1).

Функциональная нагрузка, прилагаемая через зуб к костной ткани, передается через периодонт на губчатую кость, охватываемую по контуру кортикальной костью. При этом предполагается, что на внешнем контуре кортикальной кости отсутствуют какие-либо смещения, а на границах смежных подобластей отсутствуют относительные сдвиги. Форма контуров костных тканей на рис. 1 взята из практики и соответствует строению зубов конкретного пациента.

Е.Н. ЧУМАЧЕНКО,
И.В. ЛОГАШИНА, И.Ю. ЛЕБЕДЕНКО
ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ КОМПЬЮТЕРНОГО
МОДЕЛИРОВАНИЯ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ
ЗУБОЧЕЛЮСТНЫХ СИСТЕМ

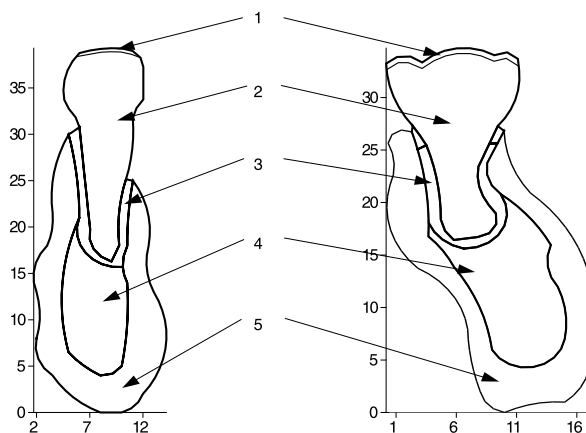


Рис. 1.

Расчетная схема поперечного сечения премоляра и моляра. 1 – окклюзионная поверхность зуба, к которой прилагается жевательная нагрузка; 2 – твердые ткани зуба; 3 – периодонт; 4 – губчатая кость; 5 – кортикальная кость

Следует заметить, что собственно форма может быть оперативно изменена в каждом отдельно взятом случае (например, в соответствии с рентгенограммой или томограммой), но при этом подразделение на зоны и их взаимодействие между собой должны оставаться соответствующими расчетной схеме.

Биомеханическое исследование предполагает математическое моделирование механических свойств костных тканей модели. Что касается дентина и кортикальной кости, то они изучены более подробно. Это, прежде всего, связано с тем, что их плотность и достаточная независимость механических свойств в рамках приемлемо больших групп пациентов, позволяют получить общие упругие характеристики. Эти данные неоднократно использовались при расчетах различных биомеханических конструкций минерализованных тканей (А.И. Воложин и Г.П. Ступаков, 1989; А.И. Григорьев, А.И. Воложин и Г.П. Ступаков, 1994; М. Сухарев и А. Бобров, 1997; Е.Н. Чумаченко и И.Ю. Лебеденко, 1997; С.Д. Арутюнов и Е.Н. Чумаченко, 1997, 1998; В.Н. Олесова и А.В. Осипов, 1998). Проблемы возникают при определении упругих механических свойств губчатой кости. Дело в том, что ее пористость носит индивидуальный характер и может существенно зависеть от состояния здоровья пациента. Следует отметить, если плотность кости выше, чем у здорового среднестатистического пациента из рассматриваемой группы, то это не приводит к ослаблению конструкции и не ограничивает допустимые для здорового зуба нагрузки. Увеличение же пористости при соответствующем уменьшении плотности губчатой кости такие ограничения, несомненно, накладывает.

Таким образом, необходимо установить соответствие между упругими характеристиками губчатой кости и ее плотностью.

Будем считать, что модуль Юнга (E) и коэффициент Пуассона (ν) для губчатой кости с плотностью ρ_0 , соответствующей плотности у здорового среднестатистического пациента, известен. Для установления связи $E(\rho)$, $\nu(\rho)$ воспользуемся приемами механики композитных материалов.

Пусть $E_1 = E(\rho_0)$ и $\nu_1 = \nu(\rho_0)$ соответствуют механическим свойствам основы композита, которую будем называть основной фазой или матрицей, а $E_2 = E(\rho_{\min})$ и $\nu_2 = \nu(\rho_{\min})$ соответствуют механическим свойствам мягких включений, которые будем называть второй фазой композита или армирующими элементами. Будем считать, что размеры включений являются величинами одного порядка. В этом случае композиты, армированные такими элементами, называются гранулированными. Если рассматриваются расстояния порядка размера включений, то композит оказывается неоднородным материалом. Если же при определении таких величин, как напряжения, берутся расстояния во много раз большие размеров включений, измеренных в некотором характерном направлении, то композит можно считать однородным. В обоих случаях предполагается, что композит можно заменить эквивалентным однородным телом, свойства которого могут быть определены либо экспериментально, либо теоретически.

Прежде чем обратиться к обсуждению модели и к оценке упругих свойств губчатой костной ткани, удобно ввести понятие «представительного объема». Под «представительным объемом» будем понимать область композита, наименьший размер которого много больше характерных размеров фаз, т.е. включений второй фазы и межфазных промежутков матрицы. Тогда термин «макроскопический» будет употребляться по отношению к областям, большим представительного объема, а термин «микроскопический» – к областям порядка характерного размера фаз. Будем предполагать, что макроскопические напряжения изменяются достаточно слабо от точки к точке, так что в представительном объеме их можно считать однородными. Далее, будем предполагать, что фазы жестко связаны, то есть соответствующие деформации и перемещения при переходе от одной фазы к другой непрерывны. Если учесть сложную структуру реального композита, то станет очевидно, что теоретически можно получить только оценочные результаты.

При заданном макроскопическом нагружении композита напряжения и деформации в нем являются сложными функциями объемных долей V_i характера распределения, формы и упругих характеристик компонентов.

Если предположить, что рассматриваемый композиционный материал содержит сфероидальные изотропные включения, заключенные в изотропную матрицу так, что материал в целом остается макроскопически изотропным, то на основании [4, 11] можно записать

Е.Н. ЧУМАЧЕНКО,
И.В. ЛОГАШИНА, И.Ю. ЛЕБЕДЕНКО
ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ КОМПЬЮТЕРНОГО
МОДЕЛИРОВАНИЯ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ
ЗУБОЧЕЛЮСТНЫХ СИСТЕМ

$$K^* = V_1 \cdot K_1 \cdot A_1 + V_2 \cdot K_2 \cdot A_2, \quad \frac{1}{K^*} = \frac{V_1 \cdot B_1}{K_1} + \frac{V_2 \cdot B_2}{K_2},$$

$$G^* = V_1 \cdot G_1 \cdot C_1 + V_2 \cdot G_2 \cdot C_2, \quad \frac{1}{G^*} = \frac{V_1 \cdot D_1}{G_1} + \frac{V_2 \cdot D_2}{G_2},$$

где K и G – модули объемного сжатия и сдвига соответственно, а $A_i (C_i)$ и $B_i (D_i)$ – коэффициенты концентрации средних объемных (девиаторных) деформаций и напряжений, удовлетворяющие соотношению

$$A_1 V_1 + A_2 V_2 = 1.$$

Используя оценку Фойхта (R. Hill и J. Mech, 1964), будем считать деформацию композита однородной, и, приравнявая A_i и C_i единице, получим

$$K^* = V_1 \cdot K_1 + V_2 \cdot K_2, \quad G^* = V_1 \cdot G_1 + V_2 \cdot G_2. \quad (1)$$

Аналогично, положив $B_i = D_i = 1$, получим равенства, предложенные Рейссом (R. Hill и J. Mech, 1964):

$$\frac{1}{K^*} = \frac{V_1}{K_1} + \frac{V_2}{K_2}, \quad \frac{1}{G^*} = \frac{V_1}{G_1} + \frac{V_2}{G_2}. \quad (2)$$

Далее, применяя вариационные принципы классической теории упругости к гранулированным композитам, получим границы изменения соответствующих эффективных модулей (Л. Браутман и Р. Крок, 1978).

Принцип минимума потенциальной энергии для упругой среды позволяет получить соотношения:

$$K^* \leq K^*_f, \quad G^* \leq G^*_f$$

а принцип минимума дополнительной энергии для каждого однородного напряженного состояния приводит к оценке снизу

$$K^* \leq K^*_r, \quad G^* \leq G^*_r$$

Таким образом, в первом приближении можно положить

$$2K^* = K^*_f + K^*_r, \quad 2G^* = G^*_f + G^*_r. \quad (3)$$

Подставляя в (3) соотношения (1) и (2) получим

$$2K^* = V_1 K_1 + V_2 K_2 + \frac{K_1 K_2}{V_1 K_2 + V_2 K_1},$$

$$2G^* = V_1 G_1 + V_2 G_2 + \frac{G_1 G_2}{V_1 G_2 + V_2 G_1}. \quad (4)$$

Объемные доли V_i связаны с текущей плотностью ρ в губчатой кости соотношениями

$$V_1 = \rho / \rho_0, \quad V_2 = 1 - \rho / \rho_0. \quad (5)$$

Причем в случае, если $\rho < \rho_0$ будем полагать $V_1 = 1$, а $V_2 = 0$. Упругие постоянные, модуль Юнга (E), модуль сдвига (G), модуль объемного сжатия (K) и коэффициент Пуассона (ν) связаны между собой соотноше-

$$\text{ниями } E^* = \frac{18 \cdot K^* \cdot G^*}{6 \cdot K^* + 2 \cdot G^*}, \nu^* = \frac{3 \cdot K^* - 2 \cdot G^*}{6 \cdot K^* + 2 \cdot G^*} \quad (6)$$

и наоборот

$$K = \frac{E}{3(1-2\nu)}, G = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (7)$$

Таким образом, определены все соотношения, позволяющие найти упругие параметры, характеризующие свойства губчатой кости в зависимости от ее плотности. Алгоритм расчета параметров следующий:

1. По рентгенограмме определяется плотность губчатой кости ρ .

2. По заданным значениям констант E_1, ν_1 и E_2, ν_2 с помощью (7) находятся значения E_1, G_1 и E_2, G_2 .

3. По заданному значению ρ_0 и определенному ρ с помощью (5) находятся объемные доли V_1 и V_2 .

4. По соотношениям (4) находим эффективные модули K^* и G^* , а с помощью (6) E^* и ν^* . Полагаем, что $\sigma_s^* = 3G^* \cdot \epsilon_{02}$.

Из анализа работ А.И. Воложина и Г.П. Ступакова, 1989; А.И. Григорьева и А.И. Воложина, 1994; М. Сухарева и А. Боброва, 1997; С.Д. Арутюнова и Е.Н. Чумаченко, 1998; В.Н. Олесовой и А.В. Осипова, 1998; И.В. Матвейчука, 1998; Е.Н. Чумаченко, С.Д. Арутюнова и И.Ю. Лебедеенко, 2003 следует, что механические свойства тканей могут быть аппроксимированы следующим набором констант теории упругости:

для твердых тканей зуба	$E=1470 \text{ кг/мм}^2$	$\nu=0,31$	$\sigma_s=16,7 \text{ кг/мм}^2$
для кортикальной кости	$E=1610 \text{ кг/мм}^2$	$\nu=0,25$	$\sigma_s=14,8 \text{ кг/мм}^2$
для периодонта	$E=20 \text{ кг/мм}^2$	$\nu=0,35$	$\sigma_s=20 \text{ кг/мм}^2$
для губчатой кости при нормальной относительной плотности (основа)	$E_1=750$	$\nu_1=0,45$	$\sigma_s=8,2 \text{ кг/мм}^2$
для фазовой составляющей губчатой кости	$E_2=20 \text{ кг/мм}^2$	$\nu_2=0,35$	

При расчете предельных состояний в костных тканях зубо-челюстной системы, имплантатах и протезах в условиях функциональной и предельной системы внешних воздействий, используются различные критерии, основанные на той или иной теории прочности.

Для анализа процессов, проходящих в костных тканях челюсти, необходимо учитывать, что костные ткани различным образом сопротивляются сжатию и растяжению. Причем прочность на сжатие выше прочности на растяжение. Это влияние можно учесть, например, если принять, что величина критического

касательного напряжения зависит от величины критического нормального напряжения, действующего в той же плоскости. На этом основывается теория разрушения Мора, которая не только позволяет охарактеризовать напряженное состояние при разрушении, но и предсказать ориентацию плоскости разрушения. Но само по себе разрушение, при изучении биомеханической естественно-искусственной системы, не является главным. Нас в значительно большей степени интересует вероятный запас прочности исследуемой биомеханической конструкции и связанные с этим вопросы выбора того или иного метода терапевтического или ортопедического лечения. В этом смысле более удобна теория разрушения Шлейхера-Надаи [3]. В известном смысле она аналогична теории Мора, но формулируется в терминах интенсивности касательных напряжений τ_n и средних напряжений $\sigma = \frac{1}{3}(\sigma_{11} + \sigma_{22} + \sigma_{33})$. В опасном состоянии интенсивность касательных напряжений является функцией гидростатического давления, характерной для данного материала:

$$\tau_n = f(\sigma). \quad (8)$$

На плоскости τ_n, σ уравнение (8) определяет некоторую кривую – границу разрушения. Теория Шлейхера-Надаи позволяет учесть двойственность характера разрушения и построить эффективные вероятностные оценки. Вероятность разрушения в окрестности произвольной точки рассматриваемой костной ткани с учетом индивидуальных особенностей всей конструкции и условий ее нагружения, может быть оценена после расчета напряженно-деформированного состояния.

С помощью разработанной методики аппроксимации механических свойств костных тканей было решено большое количество практических задач [1, 2, 5–10]. В качестве примера, рассмотрим одно из характерных решений, связанное с обоснованием выбора способов депульпирования премоляров при различных состояниях костных тканей нижней челюсти.

МОДЕЛИРОВАНИЕ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ ДЕПУЛЬПИРОВАННЫХ ЗУБОВ С УЧЕТОМ ОБРАЗОВАНИЯ ФИБРОЗНЫХ ТКАНЕЙ, ПЛОТНОСТИ ГУБЧАТОЙ КОСТИ И РЕЗОРЬЦИИ ДЕСНЫ

Практический опыт стоматологов показывает, что лечебный эффект может быть усилен, если вместе с противовоспалительными процедурами, зуб депульпируется с последующим пломбированием канала корня. Процесс депульпирования приводит к раздражению и повреждению тканей периодонта в области верхушки корня зуба. В результате вместо частично разрушенных волокнистых структур периодонта развивается плотная фиброзная ткань, которая более жестко связывает зуб с альвеолой на некотором протяжении и уменьшает его подвижность. Замещение части периодонтальной ткани фиброзной изменяет

механические свойства системы «зуб периодонт-челюсть», что необходимо учитывать при оценке риска осложнений, связанных с перегрузкой опорных тканей депульпированных зубов.

Применение различных препаратов при депульпировании непосредственно влияет на протяженность фиброзной ткани. Можно выделить три характерных уровня замещения. Их расположение показано на рис. 2.

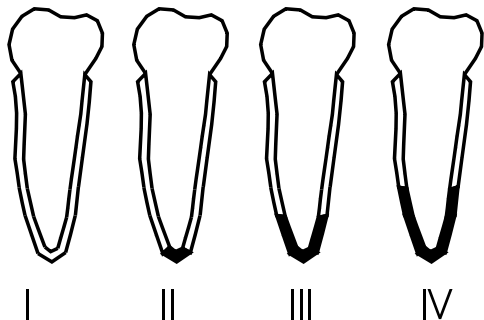


Рис. 2.

Виды состояния периодонта. Черным цветом выделены места замещения периодонта фиброзной тканью после депульпирования

Кроме этого при расчетах необходимо учитывать, что механические свойства губчатой кости, ее пористость, носят индивидуальный характер и могут существенно зависеть от состояния здоровья пациента. Увеличение пористости при соответствующем уменьшении плотности губчатой кости, несомненно, ослабляет конструкцию в целом. Моделирование механических свойств губчатой кости, в зависимости от ее плотности, осуществлялось в соответствии с вышеизложенным подходом.

Расчеты выполнялись с помощью вычислительного комплекса SPLEN (www.kommek.ru) [8, 9], разработанного фирмой КОММЕК Лтд.

Расчет осуществлялся для четырех видов состояния периодонта. Первый – состояние до депульпирования, второй – первый уровень замещения фиброзных тканей, третий и четвертый, соответственно, второй и третий уровни замещения фиброзных тканей (рис. 2).

Все виды состояния периодонта рассматривались, в свою очередь, для четырех состояний резорбции десны (рис. 3).

Общее состояние парадонта характеризовалось состоянием губчатой кости, относительная плотность которой в процессе расчетов изменялась от 1 до 0,3. Все расчеты выполнялись для каждого рассматриваемого состояния плотности губчатой кости. Для значений относительной плотности $\rho=1,0; 0,98; 0,95; 0,90; 0,85; 0,80; 0,70; 0,60; 0,50; 0,40;$ и 0,30 определялась критическая, допустимая распределенная нормальная жевательная нагрузка и соответствующие поля напряжений (средних напряжений и интенсивности напряжений) по которым строилась вероятностная оценка параметров возможных разрушений в костных тканях.

Е.Н. ЧУМАЧЕНКО,
И.В. ДОГАШИНА, И.Ю. ЛЕБЕДЕНКО
ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ КОМПЬЮТЕРНОГО
МОДЕЛИРОВАНИЯ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ
ЗУБОЧЕЛЮСТНЫХ СИСТЕМ

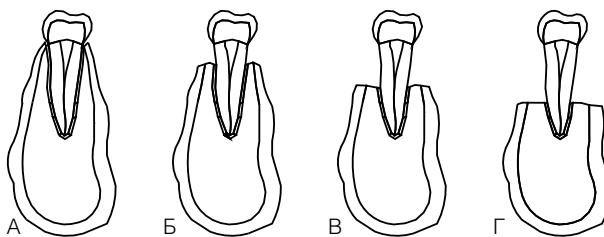


Рис. 3.

Степени резорбции десны: А – естественное состояние; Б – слабая резорбция; В – средняя резорбция; Г – сильная резорбция

тельная нагрузка и соответствующие поля напряжений (средних напряжений и интенсивности напряжений) по которым строилась вероятностная оценка параметров возможных разрушений в костных тканях.

Было установлено, что для естественного (здорового) состояния костных тканей губчатой кости (при относительной плотности $\rho=1,0$) максимально допустимая нагрузка на здоровый зуб может достигать 13 кг/мм^2 . При депульпировании с первым уровнем замещения фиброзными тканями, эта нагрузка резко падает до $8,8 \text{ кг/мм}^2$. При втором уровне замещения она возрастает до 11 кг/мм^2 , а при третьем – до 12 кг/мм^2 .

Численное моделирование показало, что при относительной плотности $\rho>0,7$ наиболее целесообразно депульпирование с третьим уровнем замещения периодонта фиброзными тканями, а наименее целесообразно – с первым. При $0,4<\rho<0,6$ по прежнему наиболее целесообразно депульпирование с третьим уровнем замещения периодонта фиброзными тканями, а вот наименее целесообразным становится второй уровень замещения. И, наконец, при $\rho<0,4$ наиболее целесообразным вариантом депульпирования становится вариант с первым уровнем замещения, а худшим – со вторым уровнем замещения периодонта фиброзными тканями.

При сильной резорбции десны максимально допустимая распределенная жевательная нагрузка на не депульпированный зуб достигает $9,4 \text{ кг/мм}^2$. При депульпировании с первым уровнем замещения периодонта на фиброзные ткани, предельная нагрузка снижается до $5,5 \text{ кг/мм}^2$. При втором уровне замещения она возрастает до $6,9 \text{ кг/мм}^2$, а при третьем – до $8,8 \text{ кг/мм}^2$. В результате численных экспериментов было установлено, что при относительной плотности губчатой кости $\rho>0,98$ наилучшими характеристиками прочности обладает не депульпированный зуб. При этом, для всего рассмотренного спектра плотностей губчатой кости, наиболее предпочтительным является депульпирование с третьим уровнем замещения периодонтальных тканей фиброзными, а наименее предпочтительным – первый уровень замещения.

При $\rho < 0,98$ депульпирование с третьим уровнем замещения, становится предпочтительнее, чем при не депульпированном зубе, а при $0,8 < \rho < 0,85$ второй уровень замещения при депульпировании обеспечивает тот-же уровень запаса прочности, что и в не депульпированном зубе.

Из установленных в расчетах зависимостей при средней резорбции десны следует, что при относительной плотности $\rho < 0,5$ депульпирование с третьим уровнем замещения периодонта фиброзными тканями практически дает тот же запас прочности, что и при не поврежденном периодонте.

При $0,5 < \rho < 0,95$ по-прежнему наиболее целесообразно депульпирование с третьим уровнем замещения периодонта фиброзными тканями. Причем, это приводит теперь даже к лучшему результату (по прочности), чем в ситуации с неповрежденным периодонтом при средней резорбции десны.

И, наконец, при $\rho > 0,95$ наиболее целесообразный вариант депульпирования (с третьим уровнем замещения) становится несколько хуже, чем в ситуации с неповрежденным периодонтом.

Во всех случаях (для всех значений относительной плотности губчатой кости) худшим вариантом депульпирования является вариант с первым уровнем замещения периодонта фиброзной тканью.

С помощью расчетов при слабой резорбции десны установлено, что при относительной плотности $\rho > 0,7$ депульпирование с третьим уровнем замещения периодонта фиброзными тканями практически дает тот же запас прочности, что и при не поврежденном периодонте.

При $\rho < 0,7$ по-прежнему наиболее целесообразно депульпирование с третьим уровнем замещения периодонта фиброзными тканями. Но в этом случае запас прочности, по сравнению с не депульпированным зубом, заметно уменьшается, приближаясь к двум другим вариантам депульпирования, с первым и вторым уровнем замещения периодонта фиброзной тканью.

Во всех случаях (для всех значений относительной плотности губчатой кости) худшим вариантом депульпирования, как и для случая средней резорбции, является вариант с первым уровнем замещения периодонта фиброзной тканью.

Для принятия решения о применении того или иного препарата при депульпировании, целесообразно использовать сводную таблицу графиков, приведенную на рис. 4.

Определив степень резорбции десны и, установив с помощью, например, томографа, плотность губчатой кости в костных тканях челюсти, можно, воспользовавшись приведенными графиками, определить наиболее благоприятный вариант лечения при депульпировании.

Например, при $\rho = 0,6$ и второй степени резорбции десны, целесообразно депульпирование премоляра с

третьим уровнем замещения периодонта фиброзными тканями. А при $\rho = 0,3$ и естественном состоянии десны можно рекомендовать депульпирование с первым уровнем замещения периодонта фиброзными тканями.

Более удобными для использования на практике являются номограммы, индивидуализированные по признаку степени резорбции костных тканей десны. Т.е. по признаку, который наиболее легко определить при индивидуальном осмотре пациента. Затем, в зависимости от плотности костных тканей челюсти можно рекомендовать препараты для депульпирования. Причем, если плотность костных тканей определена приблизительно, приведенные номограммы позволяют увидеть тенденции зависимости максимально допустимых нагрузок от плотности и рекомендовать вариант депульпирования наиболее приемлемый в рассматриваемом диапазоне плотностей.

Рассмотрим пример анализа для ситуации, когда десна находится в естественном состоянии (не подвержена резорбции). Соответствующая номограмма показана на рис. 5.

Из анализа номограммы, очевидно, следует, что наибольший запас прочности при функциональной нормальной распределенной нагрузке для всех состояний пародонта имеет первый вид, характеризующий недепульпированный зуб, т.е. его естественное состояние. Депульпирование с замещением фиброзных тканей до первого уровня при относительной плотности $\rho = 1 \div 0,6$ является наихудшим. Однако начиная с $\rho = 0,5$ ситуация изменяется и этот вариант депульпирования при $\rho \leq 0,4$ становится наилучшим. Для $\rho \leq 0,5$ наилучшим вариантом депульпирования является вариант с третьим уровнем замещения фиброзных тканей. Вариант депульпирования со вторым уровнем замещения фиброзных тканей при $\rho \leq 0,7$ занимает промежуточное положение между первым и третьим уровнем, а после того как относительная плотность становится меньше 0,6, этот вариант депульпирования становится наихудшим.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Построена гипотетическая биомеханическая модель, устанавливающая на основе теории композитов и законов механики соответствие между упругими характеристиками губчатой кости и ее плотностью.

Установлена существенная зависимость прочностных характеристик системы «зуб-челюсть» от плотности костной ткани в окрестности корня опорного зуба. Расчетным путем получены номограммы, которые на основании данных о зависимости упругих модулей губчатой кости от ее относительной плотности позволяют определить распределение нагрузки и суммарные изменения, которые могут привести к разрушению в области корней опорных зубов при неправильно выбранных способах депульпирования.

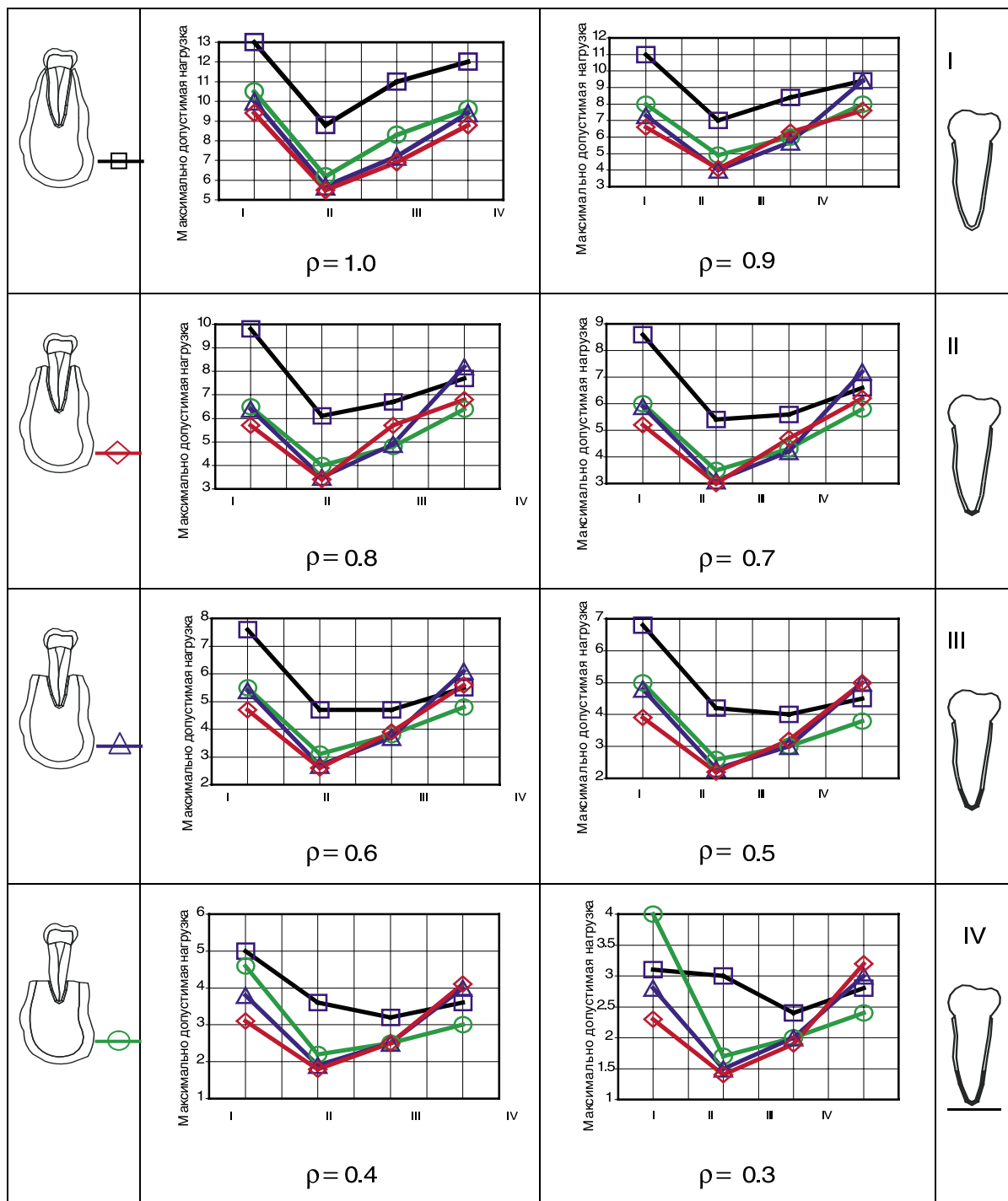


РИС. 4.

Предельные нагрузки на премоляр q (кг/мм²) для различных состояний резорбции десны пациента в зависимости от варианта депульпирования и последующего замещения периодонта фиброзной тканью. Данные приведены для различных степеней относительной плотности губчатой кости

Анализ проведенных в работе исследований показал, что депульпирование зубов и пломбирование каналов, сопровождающиеся частичным замещением периодонтальной ткани на фиброзную, приводит к фиксации корня зуба к альвеоле и изменяет устойчивость пародонтального комплекса

челюсти к вертикально направленной жевательной нагрузке. Получены количественные оценки влияния депульпирования и пломбирования премоляра на его несущую способность в зависимости от степени резорбции десны и минерализации костных тканей.

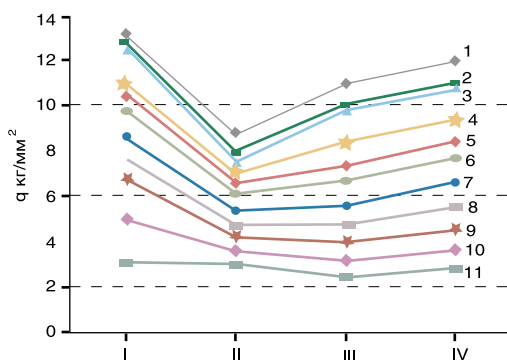


Рис. 5.

Значения предельных распределенных нагрузок q на моляр в зависимости от вида состояния периодонта и плотности губчатой кости. I, II, III, IV – вид состояния периодонта, относительная плотность губчатой кости ρ : 1=1,00; 2=0,98; 3=0,95; 4=0,90; 5=0,85; 6=0,80; 7=0,70; 8=0,60; 9=0,50; 10=0,40; 11=0,30.

ЛИТЕРАТУРА

1. Арутюнов С.Д., Мовсесян Г.В., Мохов А.В., Чумаченко Е.Н. Математическое моделирование возможностей использования эндодонто-эндосальных имплантатов при протезировании металлокерамическими мостовидными протезами // Панорама ортопедической стоматологии. 2002. № 3. С. 34–35.
2. Воложин А.И., Чумаченко Е.Н., Барер Г.М., Ведеев А.И. Математическое моделирование и расчет напряженно-деформированного состояния зубочелюстного сегмента после депульпирования зуба // Стоматология. 2003. Т. 82. №4. С. 4–7.
3. Качанов Л.М. Основы механики разрушения. М.: Наука, 1974. 312 с.
4. Композиционные материалы // Под редакцией Л. Браутмана и Р. Крока. 1978. Пер. с англ. в 8-ми томах.
5. Маркин В.А., Арутюнов С.Д., Чумаченко Е.Н. Прогнозирование и профилактика осложнений при протезировании металлокерамическими конструкциями зубных протезов // Российский стоматологический журнал. 2003. № 3. С. 22–27.
6. Маркин В.А., Мушеев И.У., Рогатнев В.А., Олесова В.Н., Гарафутдинов Д.М. Биомеханическая эффективность трансдентального укрепления зуба в зависимости от степени атрофии пародонта // Российский вестник дентальной имплантологии. 2004. № 2(6). С. 22–25.
7. Олесова В.Н., Балгурина О.С., Мушеев И.У., Перевезенцев А.П., Кравченко В.В., Разумный В.А., Маркин В.А. Характеристика напряженно-деформированного состояния в кортикальной костной ткани вокруг опорных зубов и под базисом малого седловидного протеза // Стоматология. 2002. № 1. С. 55–61.
8. Чумаченко Е.Н., Арутюнов С.Д., Лебедеко И.Ю. Математическое моделирование

напряженно-деформированного состояния зубных протезов. М.: Молодая гвардия, 2003. 272 с.

9. Чумаченко Е.Н., Арутюнов С.Д., Воложин А.И., Ибрагимов Т.И., Лебедеко И.Ю., Мальгинов Н.Н., Янушевич О.О., Левин Г.Г., Лосев Ф.Ф., Олесова В.Н. Создание научных основ, разработка и внедрение в клиническую практику компьютерного моделирования лечебных технологий и прогнозов реабилитации больных с челюстно-лицевыми дефектами и стоматологическими заболеваниями. М.: МГМСУ, 2010. 144 с.
10. Чумаченко Е.Н., Воложин А.И., Арутюнов С.Д., Лебедеко И.Ю., Логашина И.В., Маркин В.А., Полякова Т.В. Автоматизация принятия проектных решений при установке металлокерамических зубных протезов // Российская стоматология. 2006. № 6. С. 54–59.
11. Чумаченко Е.Н., Воложин А.И., Портной В.К., Маркин В.А. Гипотетическая модель биомеханического взаимодействия зубов и опорных тканей челюсти при различных значениях жевательной нагрузки // Стоматология. 1999. Т. 78. № 5. С. 4–8.

Чумаченко Евгений Николаевич,

д.т.н., профессор, зав. кафедрой Московского института электроники и математики НИУ ВШЭ

☎ 109028, г. Москва, Б. Трехсвятительский пер., д. 3; тел.: +7 (495) 916-88-68, e-mail: echumachenko@hse.ru

Логашина Ирина Валентиновна,

к.т.н., доцент Московского института электроники и математики НИУ ВШЭ

☎ 109028, г. Москва, Б. Трехсвятительский пер., д. 3; тел.: +7 (495) 916-88-68, e-mail: ilogashina@hse.ru

Лебедеко Игорь Юльевич,

д.м.н., профессор, зав. кафедрой Московского государственного медико-стоматологического университета

☎ г. Москва, ул. Делегатская, д. 20, стр. 1, тел.: +7 (495) 609-67-00, e-mail: lebedenko@mail.ru