

УДК 616.314–089.843–07

НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОЕ СОСТОЯНИЕ БИОМЕХАНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ ИМПЛАНТАТ–УПРУГОЕ ОСНОВАНИЕ

В.А. Ерошин, М.В. Джалалова

Научно-исследовательский институт механики МГУ имени М.В. Ломоносова, Россия, 119192, Москва, Мичуринский проспект, 1, e-mail: margarita-vd@mail.ru

Аннотация. Дано описание методики экспериментального определения двух основных коэффициентов жесткости крепления дентальных имплантатов, установленных в «аналоге костной ткани» и находящихся под действием продольной силы или пары сил. Приведены результаты численного расчета возникающего при этом напряженно-деформированного состояния биомеханической системы, а также сравнение результатов численных расчетов с опытными данными по разработанной методике лазерного тестирования. Обсуждаются преимущества одновременного использования этих двух подходов при оценке клинической ситуации и составлении плана проведения восстановительной операции.

Ключевые слова: имплантат, коэффициенты жесткости, перемещения, поля напряжений, метод конечных элементов.

ВВЕДЕНИЕ

Конструкции, которые используются врачами-стоматологами при проведении восстановительных операций с применением дентальных имплантатов, во многом напоминают строительные, когда фундаментом здания является свайный ростверк (поле из железобетонных свай, связанных между собой сверху железобетонной плитой). Возникает вопрос, нельзя ли воспользоваться методами строительной механики для проведения необходимых расчетов напряженно-деформированного состояния материала в окрестности дентальных имплантатов, входящих в эту конструкцию? Некоторые общие подходы, конечно, имеются, но есть и определенные различия. И дело не в том, что число свай, несущих плиту, значительно больше количества имплантатов, что жесткость имплантатов по сравнению с костной тканью неизмеримо выше, а виды их соединения с протезом значительно разнообразнее.

Главная проблема состоит в том, что физические свойства грунтов изучены гораздо лучше, чем костных тканей, а возможности их уточнения в процессе подготовки будущего ложа фундамента (путем взятия проб грунта и другими методами) значительно информативнее, чем рентген и ультразвуковая доплерография. Поэтому даже задача определения напряженно-деформированного состояния костной ткани в окрестности одиночного имплантата в рамках механики сплошной среды представляется крайне сложной. И это не из-за трудности достоверного описания сложной геометрии среды в окрестности имплантата — отсутствует надежная

© Ерошин В.А., Джалалова М.В., 2012

Ерошин Владимир Андреевич, д.ф.-м.н., профессор, в.н.с. НИИ механики МГУ им. М.В. Ломоносова, Москва

Джалалова Маргарита Васильевна, к.ф.-м.н., с.н.с. НИИ механики МГУ им. М.В. Ломоносова, Москва

информация о физических свойствах материала. Действительно, что нам известно о механических свойствах костной ткани? Есть некоторые довольно расплывчатые сведения о ее плотности, значениях модуля Юнга и коэффициентах Пуассона для эмали и дентина, а также известно, что эти материалы не изотропны [4, 13, 14]. Конечно, можно провести расчет в рамках гипотетической модели, приближенно задавая эти свойства для среднестатистического пациента. Но каково будет прикладное значение такого исследования?

Методика проведения восстановительных операций с использованием дентальных имплантатов как альтернативная по отношению к традиционным методам все шире входит в лечебную практику [1, 10, 11, 14]. Но главной областью ее применения до сих пор остаются сложные клинические ситуации, когда удалена значительная часть костного протезного ложа и протезирование на имплантатах (устанавливаемых в ряде случаев в скуловую кость) является единственной возможностью восстановления жевательной эффективности, речевой функции и удовлетворения элементарных эстетических требований. Для успешного проведения подобной операции необходимо сделать правильный выбор числа и взаимного положения имплантатов. От этого выбора будут зависеть действующие на них жевательные нагрузки и напряженно-деформированное состояние костной ткани в окрестности имплантатов, т.е. в конечном счете успех всей реабилитационной программы. Возникает вопрос: можно ли сделать подобный выбор, проводя расчеты для протеза, закрепленного на произвольном числе имплантатов, в рамках механики сплошной среды? В настоящее время, по-видимому, нет. Наиболее предпочтительным в данном случае представляется введение коэффициентов жесткости (которые должны определяться экспериментально) для описания связи между усилиями, действующими на имплантаты, и их перемещениями.

Имплантат, закрепленный в упругом основании, имеет шесть степеней свободы (три поступательных и три вращательных), и, следовательно, его перемещения под действием внешних нагрузок должны описываться с помощью шести коэффициентов жесткости. При малых перемещениях имплантатов, которые действительно имеют место в данном случае, естественно сделать предположение о линейной суперпозиции, т.е. отсутствии взаимного влияния между воздействиями, соответствующими различным степеням свободы.

Итак, для чего же нужны коэффициенты жесткости?

Во-первых, они необходимы для оценки состояния механической системы имплантат–костная ткань. После установки имплантата в течение длительного времени врачи-стоматологи следят за процессом остеоинтеграции (сращиванием имплантата с костной тканью). Динамика изменения коэффициентов жесткости является одним из основных показателей того, насколько успешно идет этот процесс, и позволяет установить момент готовности имплантата нести функциональные нагрузки.

Во-вторых, введение коэффициентов жесткости позволяет построить теоретическую модель, основу которой составляют уравнения равновесия протеза челюсти, закрепленного на произвольном числе имплантатов и находящегося под действием произвольной жевательной нагрузки, а также условия совместности перемещений имплантатов и уравнения для связи между усилиями, действующими на имплантаты, и их перемещениями (подробное описание модели и результатов расчетов для различных клинических ситуаций приведено в работе [11]). Таким образом, зная коэффициенты жесткости и задавая жевательные нагрузки, в рамках данной теоретической модели [1, 9] можно определять усилия, действующие на имплантаты, и их перемещения и тем самым обеспечить оптимальный выбор числа и взаимного положения имплантатов.

Введение коэффициентов жесткости не просто формальный прием. Коэффициенты жесткости – это физические константы, характеризующие состояние системы имплантат–костная ткань. Уже сейчас есть возможность в условиях клиники оценить величину коэффициента поперечной вращательной жесткости с помощью прибора *Osstell Mentor*, так как установлена связь между коэффициентом стабильности имплантатов, измеряемым этим прибором, и коэффициентом поперечной вращательной жесткости [7]. Институтом механики МГУ имени М.В. Ломоносова совместно с Московским государственным медико-стоматологическим университетом разработана методика измерения коэффициентов жесткости в условиях клиники [2], и можно надеяться, что в ближайшие годы в предоперационную практику войдет проведение расчетов конструкций протезов, выполненных с учетом несущей способности имплантатов. И все-таки как получить информацию о распределении напряжений и деформаций в окрестности имплантатов и оценить влияние их формы на положение и размеры областей, где напряжения становятся опасными? Ведь коэффициенты жесткости хотя и очень важные, но интегральные характеристики.

Для этого необходимо проводить численные расчеты для имплантатов, закрепленных в «аналогах костной ткани», физические свойства которых хорошо известны.

Не отвечая какому-либо конкретному клиническому случаю, эти расчеты дают общее представление об особенностях полей напряжения и деформации для имплантатов выбранной геометрии, форме и размерах опасных сечений, т.е. именно о том, что необходимо учитывать при планировании восстановительных операций.

В данной статье приведены методики экспериментального определения двух основных коэффициентов жесткости крепления дентальных имплантатов. В качестве «аналога костной ткани» используется однородный и изотропный материал (боксил), механические свойства которого хорошо известны. Экспериментальные результаты по определению коэффициентов жесткости сравниваются с соответствующими численными расчетами.

ИЗМЕРЕНИЕ КОЭФФИЦИЕНТОВ ЖЕСТКОСТИ

Коэффициент продольной жесткости K_b , соответствующий поступательному перемещению имплантата вдоль оси симметрии, введем как отношение продольной силы $\bar{F}$ к соответствующему перемещению $K_b = F/\Delta$, где $\bar{F}$ – сила, действующая вдоль оси имплантата; Δ – его перемещение. Здесь необходимо пояснить происхождение индекса b и других, которые появятся ниже.

При описании положения имплантата вводятся две системы координат [9, 11]: одна из них – $Oxyz$, где xOy – горизонтальная плоскость (прикуса), yOz – плоскость симметрии челюсти, ось z направлена вверх. Другая система координат $O\tau n\bar{b}$ связана с имплантатом, ось τ направлена по касательной к зубному ряду, $\bar{n}$ – по нормали внутрь полости рта, $\bar{b}$ – вдоль оси имплантата к его вершине.

Будем предполагать, что имплантаты являются абсолютно жесткими, а их перемещения происходят только за счет упругих свойств костной ткани. На рис. 1 изображена фотография установки.

Схема измерения коэффициентов продольной жесткости приведена на рис. 2, где 1 – винтовой имплантат, 2 – аналог костной ткани. Штифт 3, жестко соединенный с имплантатом и рычагом 4, вращающимся вокруг оси, проходящей через точку O , нагружается силой $\bar{F}$. При этом точка падения луча лазера 5, закрепленного на рычаге OA , совершает перемещение ξ на экране 6. Величина угла поворота φ рычага OA и вертикальное перемещение имплантата Δ определяются по формулам



Рис. 1. Фотография установки по определению коэффициентов жесткости для поступательных степеней свободы

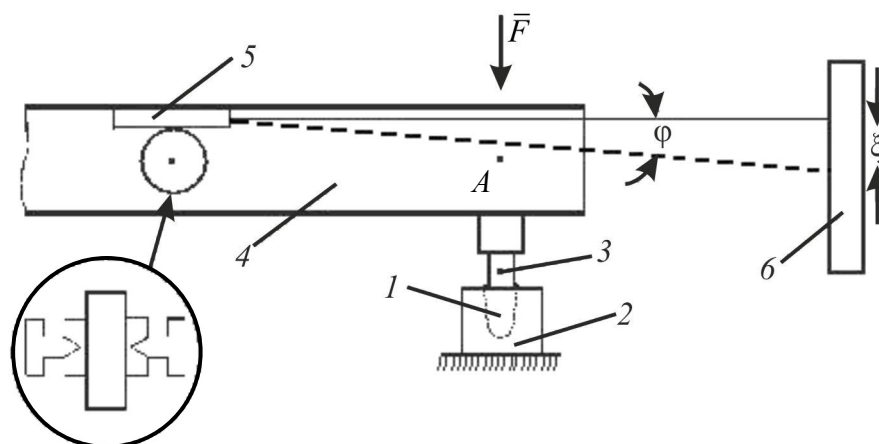


Рис. 2. Схема установки для определения коэффициентов жесткости, соответствующих поступательным степеням свободы: 1 – имплантат; 2 – аналог костной ткани; 3 – штифт; 4 – рычаг-коромысло; 5 – лазер; 6 – экран

$$\varphi = \xi/L, \Delta = \varphi OA,$$

где L – расстояние от центра вращения рычага O до экрана ($\xi \ll L$). Нагружение проводилось грузиками таким образом, чтобы линия действия силы проходила вдоль оси имплантата (при растягивающих нагрузках использовался блок). Для повышения чувствительности установки к углам поворота расстояние до экрана выбиралось достаточно большим (в последней версии прибора $L = 46,55$ м).

Для измерения смещения луча лазера на экране использовалась методика определения малых перемещений [9]. Способ измерения основан на регистрации положения центра светового пятна, создаваемого лучом лазерного излучателя, закрепленного на рычаге нагружающего устройства и опирающегося на имплантат, закрепленный в аналоге костной ткани. Измерительный комплекс состоит из лазерного излучателя, экрана, видеокамеры и компьютера. Видеопоток, поступающий на компьютер, разбивается на кадры, и эта информация обрабатывается специальной программой, созданной на основе использования библиотеки компьютерного зрения *Open CV*.

Цикл обработки включает в себя следующие этапы:

- прием кадра;
- выделение в кадре пикселей, цветовые составляющие которых попадают в заданный диапазон;
- расчет центра тяжести фигуры, образованной выделенными пикселями;
- вывод на экран и сохранение в файле полученных координат светового пятна.

При проведении измерений использовалась Web-камера *Philips SPC900NS* и *notebook HP* с операционной системой *Windows XP*.

На рис. 3 приведена типичная зависимость продольного смещения Δ винтового имплантата фирмы *Conmet* диаметром 4 мм и длиной 19 мм [6], закрепленного в «аналоге костной ткани» цилиндрической формы ($D = 20$ мм, $H = 30$ мм) из боксита, от величины действующего на него сжимающего усилия F (Н) (см. также рис. 4 и 5). Здесь и в дальнейшем перемещения и относительные деформации откладываем по горизонтали, силы и напряжения – по вертикали.

Эксперименты показали, что эта зависимость линейна, причем линии нагрузки (кружочки) и разгрузки (крестики) практически совпадают.

В табл. 1 приведены опытные данные для коэффициентов продольной жесткости $K_b = F/\Delta$ имплантатов фирмы *Conmet* различных размеров, закрепленных в том же цилиндре из боксита (d – диаметр имплантата, l – глубина закрепленной части, S – площадь поверхности контакта). Они показывают, что с ростом площади поверхности коэффициент продольной жесткости растет.

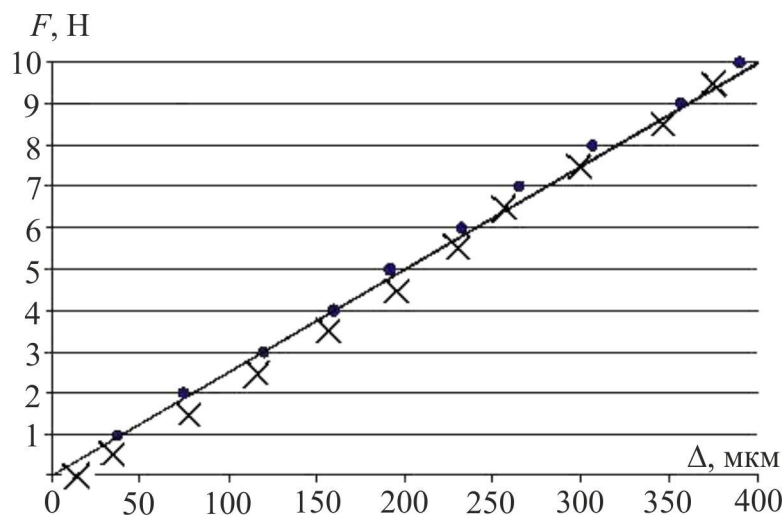


Рис. 3. Зависимость продольного смещения имплантата Δ (мкм) от величины сжимающего усилия F (Н)

Таблица 1

Опытные данные
для коэффициентов продольной жесткости

Параметр	Вариант		
	1	2	3
d , мм	3,3	4,0	4,0
l , мм	10	10	16
S , мм ²	112	138	213
K_b , Н/м	$14,1 \cdot 10^3$	$15,6 \cdot 10^3$	$24 \cdot 10^3$

Знание величин коэффициентов жесткости необходимо при оценке несущей способности имплантатов, для установления момента их готовности к функциональным нагрузкам и при оценке качества проведенной восстановительной операции. Но это интегральные характеристики, и они не дают информации о распределении напряжений и деформаций в костной ткани в окрестности имплантата, о влиянии его формы на положение и размеры областей, где напряжения (или деформации) становятся опасными, не позволяют восстановить полную картину состояния механической системы имплантат–костная ткань и найти пути повышения эффективности восстановительных операций.

Только совместное использование методов физического и математического моделирования позволяет получить достаточно полную и достоверную информацию о состоянии системы имплантат–костная ткань. Ниже приводится численное исследование напряженно-деформированного состояния аналогов костной ткани в окрестности имплантатов; определены значения коэффициентов продольной жесткости, величины которых сравниваются с опытными данными.

ЧИСЛЕННОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ НАПРЯЖЕНИЙ И ПЕРЕМЕЩЕНИЙ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ В ОБРАЗЦЕ ПОД ДЕЙСТВИЕМ ПРОДОЛЬНОЙ НАГРУЗКИ

Для изучения и сравнения влияния толщины имплантата и его длины на величины смещений и напряжений рассматривались несколько титановых имплантатов фирмы *Conmet* (Россия), отличающихся длиной и диаметром: вариант 1 – имплантат длиной $h = 13$ мм и диаметром $d = 4$ мм с определенной резьбой (высота выступающей верхней части имплантата над поверхностью образца равна 3 мм на всех моделях); вариант 2 – имплантат, $h = 13$ мм и $d = 3,3$ мм; вариант 3 – имплантат, $h = 19$ мм и $d = 4$ мм.

Компьютерные модели имплантатов максимально приближены к натурным. Для изучения зависимости величины перемещений как самого имплантата, так и материала образца от вертикальных нагрузок на имплантат, а также полей распределения напряжений рассматривались одинаковые образцы из материала боксил во всех вариантах, представляющие собой цилиндр высотой $H = 30$ мм и диаметром $D = 20$ мм. Исследовались материалы с соответствующими величинами модуля Юнга E и коэффициента Пуассона μ [4–6, 8] (табл. 2).

Исследуемая упругая модель отнесена к декартовым координатам X, Y, Z .

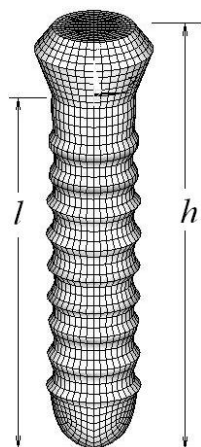


Рис. 4. Имплантат, $h = 19$ мм, $d = 4$ мм. Вариант 3

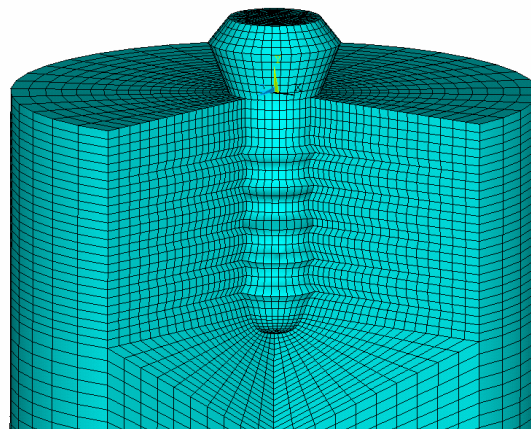


Рис. 5. Имплантат ($h = 13$ мм) ввинчен в образец цилиндрической формы из материала боксил – специально вырезана 1/4 часть (упорядоченная сетка), размеры образца $D = 20$ мм, $H = 30$ мм

Таблица 2

Механические свойства материалов

Материал	Модуль упругости (модуль Юнга) E , МПа	Коэффициент Пуассона μ
Боксил	1,9	0,47
Титан	$1,1 \cdot 10^5$	0,30

Одним из наиболее важных этапов в конечно-элементном анализе является построение на модели сетки из конечных элементов, т.е. разделение всей модели на конечные элементы, связанные между собой в узлах. На рис. 4 и 5 изображены конечно-элементные модели с упорядоченной сеткой одного имплантата и цилиндрического образца с ввинченным в него имплантатом, построенные в программном комплексе *ANSYS* [15] (из образца вырезана четверть объёма для того, чтобы было видно разбиение на объёмные элементы внутри образца).

Задача решалась в трехмерной постановке в программном комплексе *ANSYS* методом конечных элементов (МКЭ) [3, 6, 7, 12]. Для построения модели использовался объёмный элемент *Solid 186* для трехмерного моделирования твердых тел с двадцатью узлами и тремя степенями свободы в каждом узле (перемещение в каждом узле в направлениях x , y , z); среди возможных механических свойств материала этого элемента есть, в частности, изотропная упругость, характеризующаяся модулем Юнга и коэффициентом Пуассона. Во всех вариантах на верхнюю поверхность имплантатов задавалась одинаковая нагрузка $F = 5$ Н.

Рассматривались два варианта граничных условий (для оценки влияния граничных условий на распределение смещений и напряжений): в численных расчётах (так же, как и в физическом эксперименте, в котором основания образцов приклеивались) в первом варианте граничные условия задавались в виде ограничений на перемещения только нижней поверхности образца, т.е. выбиралась опция, соответствующая полному запрету перемещений во всех направлениях x , y , z ;

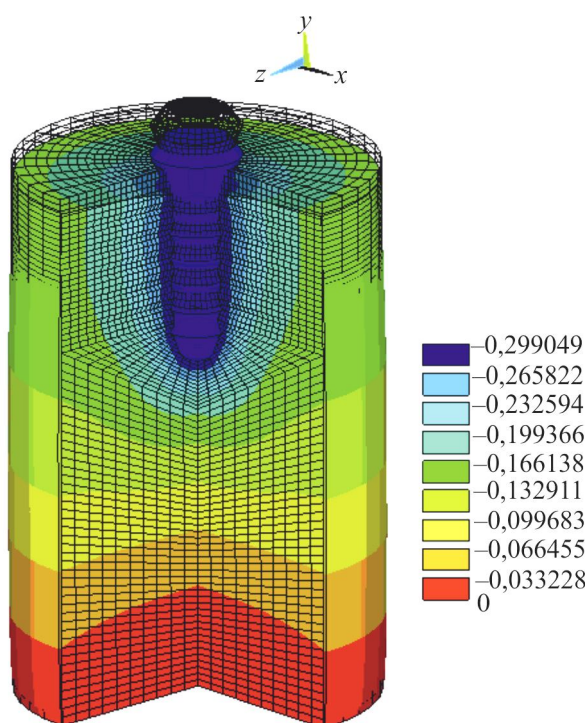


Рис. 6. Перемещение по оси y : имплантат, $h = 13$ мм, $d = 4$ мм, вертикальная нагрузка $F = 5$ Н, граничное условие: закреплено дно образца, $\Delta Y_{\max} = 0,299$ мм

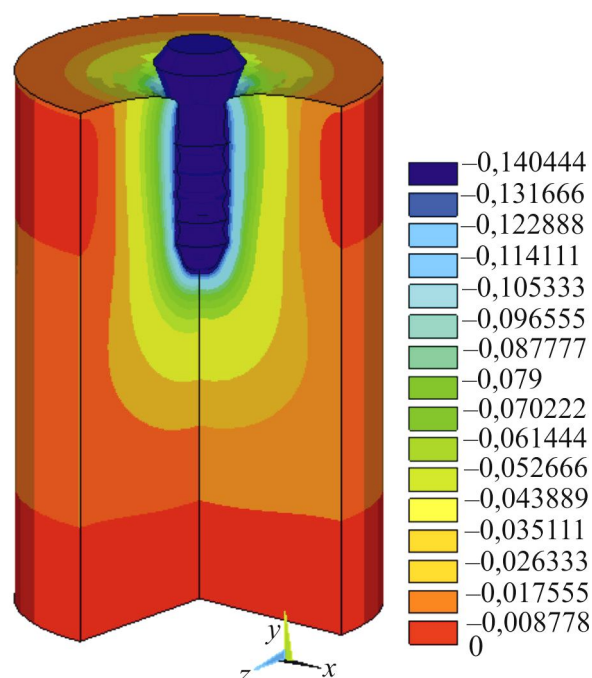


Рис. 7. Перемещение по оси y : имплантат, $h = 13$ мм, $d = 4$ мм, $F = 5$ Н, закреплены дно и боковая поверхность образца, $\Delta Y_{\max} = 0,14$ мм

Таблица 3

Напряжения и перемещения имплантатов под действием вертикальной нагрузки для различных вариантов

Параметр	Имплантаты с винтовой резьбой, мм			Имплантаты без резьбы, мм
	Вариант 1 ($h = 13, d = 4$)	Вариант 2 ($h = 13, d = 3,3$)	Вариант 3 ($h = 19, d = 4$)	Вариант 4 ($h = 13, d = 3,3$)
Граничное условие 1: закреплено дно образца				
Максимальные перемещения имплантата Δu , мм	0,2990	0,3237	0,2137	0,4394
K_b (расчёт), Н/м	$16,7 \cdot 10^3$	$15,4 \cdot 10^3$	$23,4 \cdot 10^3$	
S , мм ²	138	112	213	
Максимальные напряжения по Мизесу у основания имплантата σ , МПа	0,101	0,143	0,083	0,172
Граничное условие 2: закреплено дно образца и его боковая поверхность				
Максимальные перемещения имплантата Δu , мм	0,1404	0,1632	0,0943	0,2062
Максимальные напряжения по Мизесу у основания имплантата σ , МПа	0,091	0,117	0,057	0,135
Граничное условие 1: закреплено дно образца (эксперимент)				
Физический эксперимент Δu , мм	0,3188	0,355	0,209	–
K_b (эксперимент), Н/м	$15,7 \cdot 10^3$	$14,2 \cdot 10^3$	$22,9 \cdot 10^3$	–
Отличие значений K_b в численном и физическом экспериментах, %	6,0	8,4	2,1	–

во втором варианте ограничения на перемещения задавались как для нижней поверхности образца (запрет перемещений во всех направлениях x, y, z), так и для боковой поверхности – запрет перемещений в направлении радиуса цилиндрического образца, т.е. образец как бы вставлен в жёсткий стакан.

Решение проводилось для трехмерных моделей ввинченных в образец имплантатов для всех вариантов и различных граничных условий (для лучшей визуализации на рисунках из цилиндрического образца вырезана 1/4 часть его объёма, а для наглядности деформированные образцы везде изображены специально в утрированном масштабе).

На рис. 6 и 7 для варианта 1 при одной и той же нагрузке на верхнюю поверхность $F = 5$ Н получены различные распределения перемещений в образце и имплантатах (разные граничные условия): там, где закреплено одно основание, боковая поверхность образца искривилась вследствие перемещения имплантата, приняв «бочкообразный» вид (такой вид возможен только для граничных условий 1, сетка – модель до приложения нагрузки).

Как и следовало ожидать, величины максимальных перемещений находятся в самой верхней точке имплантата – на его верхней поверхности – для всех вариантов, их значения вдоль оси Y представлены в табл. 3.

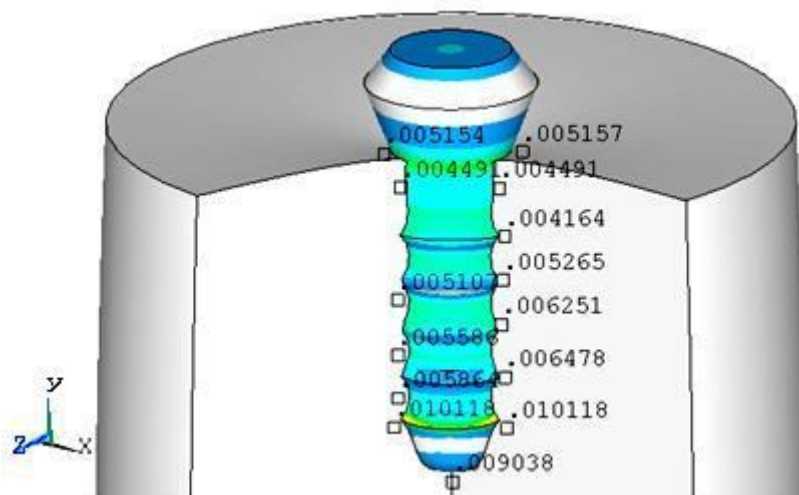


Рис. 8. Распределение напряжений по Мизесу: имплантат, $h = 13$ мм, $d = 4$ мм, $F = 5$ Н, закреплено дно образца

Для исследования распределения напряжений в образце и имплантатах в качестве эквивалентного напряжения, используемого для оценки сложного напряженного состояния, выбрано напряжение по Мизесу – среднеквадратичное значение касательных напряжений в окрестности данной точки. В качестве примера на рис. 8 представлено распределение напряжений в образце для варианта 1.

Максимальные значения напряжений находятся в имплантатах на кромках винтовой резьбы и для всех вариантов составляют от 0,89 до 2,326 МПа – для имплантатов это весьма незначительные величины (на рис. 8 значения напряжений показаны в кг/мм²). Что же касается самого тела образца, то во всем его объеме значения напряжений σ значительно меньше, чем в имплантатах. В табл. 3 сравниваются значения коэффициентов продольной (поступательной) жесткости, полученные в физическом и численном экспериментах, а также показаны значения максимальных напряжений в материале образца, главным образом вблизи основания имплантатов: наибольшие значения напряжений оказались у вариантов 2 (самый тонкий и короткий с резьбой) и 4 (такой же, как вариант 2, но без резьбы) для обоих граничных условий. Наименьшие значения перемещений и напряжений выявлены у варианта 3.

Сравнение значений по напряжению и перемещению имплантатов продемонстрировало наилучший вариант, а именно вариант 3 (имплантат длиной $h = 19$ мм и диаметром $d = 4$ мм) имеет наименьшие значения: перемещения имплантата примерно на 30–40% меньше перемещений варианта 2 (самый короткий и тонкий) и примерно на 40–50% меньше значения напряжений $\sigma_{\max}$ (соответственно граничным условиям 1 и 2). Как и следовало ожидать, отсутствие винтовой резьбы привело к ухудшению: перемещения у варианта 4 оказались на 26–36% больше (соответственно граничным условиям 2 и 1), чем у варианта 2 (такие же длина и диаметр, но с винтовой резьбой), максимальные напряжения вблизи основания имплантатов больше на 15–20%.

Сравнение результатов экспериментального измерения перемещения имплантатов с соответствующими численными расчетами показало вполне удовлетворительное согласование: отличие значений максимальных перемещений имплантатов Δu для вариантов 1, 2 и 3 составляет от 2 до 8% (погрешность измерений в физическом эксперименте – 5% [10]).

ОПРЕДЕЛЕНИЕ КОЭФФИЦИЕНТА ПОПЕРЕЧНОЙ ВРАЩАТЕЛЬНОЙ ЖЕСТКОСТИ

Введем его как отношение вращающего момента, действующего на имплантат, к углу поворота: $K_n = m/\varphi$, где m – величина момента, $m = Fh$; φ – угол поворота, рад. На рис. 9 приведена схема измерения углов поворота, где 1 – винтовой имплантат, 2 – аналог костной ткани, 3 – соединительный штифт, 4 – лазер и 5 – экран. Величина угла поворота определялась по формуле $\varphi = \xi/L$, где ξ – смещение луча лазера на экране; L – расстояние от центра поворота имплантата до экрана ($\xi \ll L$).

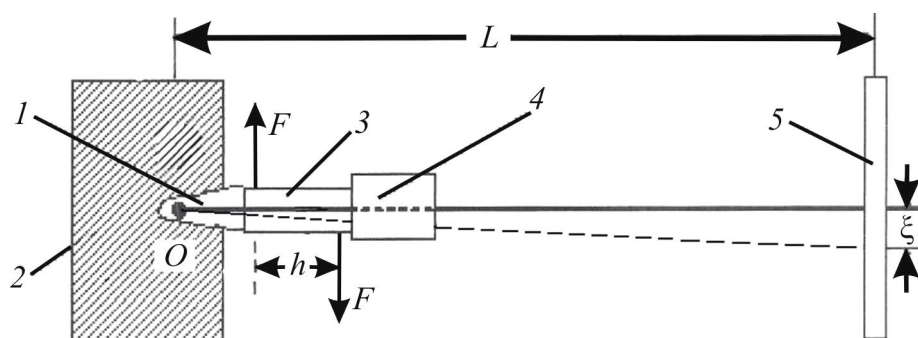


Рис. 9. Схема измерения углов поворота имплантатов

Таблица 4

Значения коэффициентов поперечной вращательной жесткости

Показатель	Вариант		
	1	2	3
$S, \text{мм}^2$	125,6	114,3	201
$K_n, \text{Н}\cdot\text{м/рад}$	0,330	0,298	0,518

Нагружение проводилось двумя грузиками в точках штифта, находящихся на расстоянии h друг от друга, один из которых подвешивался через блок. При нагружении одной силой центр поворота O имплантата находился недалеко от его нижней точки, при нагружении парой сил – ближе к середине его закрепленной части [9]. Так как длина имплантата мала по сравнению с расстоянием до экрана ($l \ll L$), фактическое положение точки O несущественно при определении угла φ .

Для определения зависимости угла поворота имплантата от величины вращающего момента использовались те же самые имплантаты фирмы *Conmet*, закрепленные в образцах цилиндрической формы из боксила ($D = 20$ мм, $H = 30$ мм). Основание цилиндра крепилось (клеем) к жесткой вертикальной пластинке. Эксперименты показали, что эта зависимость линейна, причем линии нагрузки и разгрузки практически совпадали. Значения коэффициентов поперечной вращательной жесткости приведены в табл. 4.

НАПРЯЖЕНИЯ И ПЕРЕМЕЩЕНИЯ ИМПЛАНТАТА И МАТЕРИАЛА ОБРАЗЦА ПОД ДЕЙСТВИЕМ ПАРЫ СИЛ

В этом разделе приведены результаты численных расчетов методом конечных элементов по определению смещения имплантата под действием пары сил, а также распределению напряжений в материале образца непосредственно вблизи боковой поверхности имплантата. Расчеты проведены для четырех различных вариантов, геометрические размеры которых описаны выше. Во всех вариантах рассматривались одинаковые образцы из материала боксил, представляющие собой цилиндр высотой 30 мм и диаметром 20 мм. Все образцы имели одинаковые линейные размеры.

Здесь так же, как и в предыдущем разделе, анализировались два варианта граничных условий: в первом варианте выбиралась опция на запрет перемещения только нижней поверхности образца; во втором варианте – запрет перемещения нижней поверхности образца и запрет перемещения его боковой поверхности в направлении радиуса.

Во всех вариантах задавалась одна и та же нагрузка. Поскольку в физическом эксперименте нагрузка задавалась как пара сил, то и в численном решении рассматривалась нагрузка в виде пары сил $F = 1,25$ Н, приложенных в определённых точках верхней части имплантата (рис. 10), плечо пары сил равно 2 мм.

Решение проводилось для трехмерных моделей ввинченных в образец имплантатов для всех вариантов и двух различных граничных условий. Для того чтобы можно было увидеть напряжённо-деформированное состояние образца и имплантатов внутри и особенно в окрестности имплантатов, на рисунках из цилиндрического образца вырезана 1/2 часть его объёма. Для лучшей визуализации деформированные образцы везде изображены специально в утрированном масштабе (см. рис. 11).

Для всех вариантов численно получены значения перемещений имплантатов и напряжений по Мизесу в материале образца – табл. 5 (в качестве примера см. рис. 12 и 13). В физическом эксперименте делались замеры угла поворота имплантата под действием пары сил, коэффициент жёсткости определялся как $\delta = M/\alpha$ (нм/рад). Сравнение коэффициентов жесткости, полученных в численном и физическом экспериментах, приведено в табл. 5 – расхождение находится в интервале 2,5–4,2%.

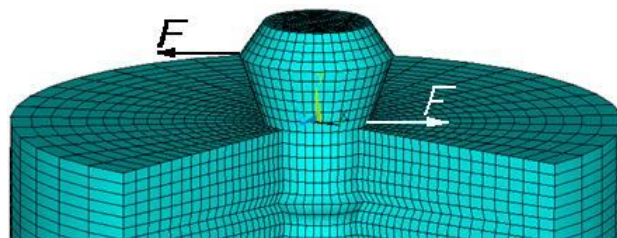


Рис. 10. Пара сил $F = 1,25$ Н, приложенных в верхней части имплантата в разных точках

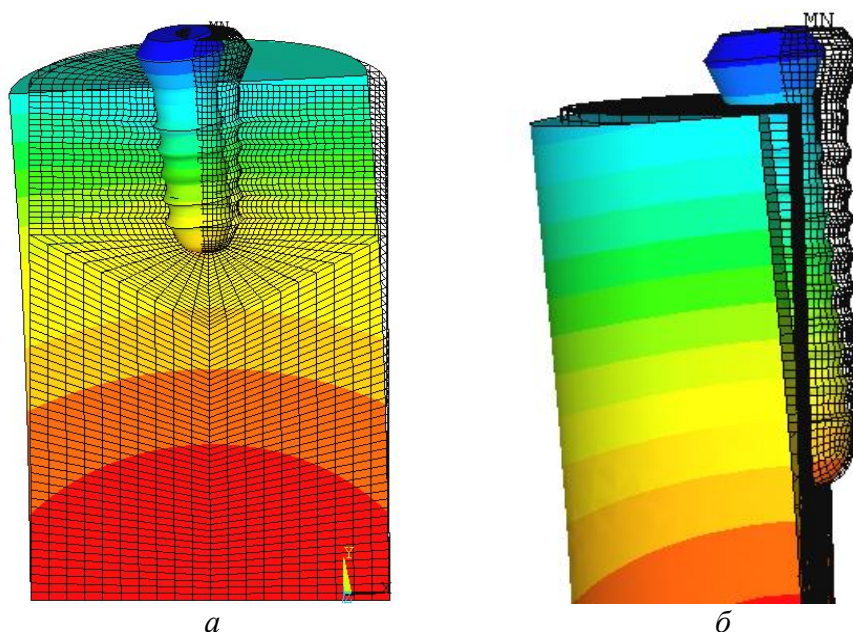


Рис. 11. Имплантаты под действием пары сил переместились вбок, потянув за собой сам образец – закреплено дно (видно, как искривлена боковая поверхность образца; прозрачная сетка – это положение имплантата до нагрузки): *а* – продольный срез; *б* – вид сбоку продольного разреза

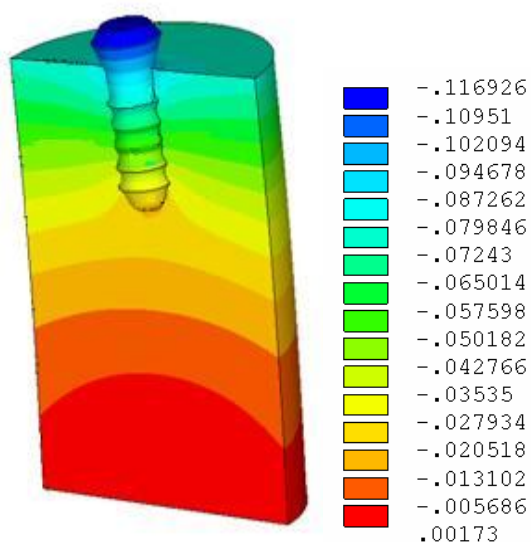


Рис. 12. Перемещение по оси x (по горизонтали): имплантат, $h = 13$ мм, $d = 4$ мм, закреплено дно образца. Максимальное значение перемещения имплантата по оси x равно 0,1169 мм

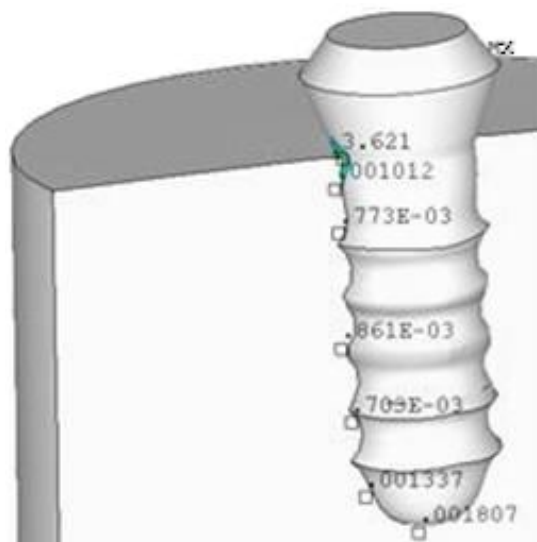


Рис. 13. Распределение напряжений по Мизесу: имплантат, $h = 13$ мм, $d = 4$ мм, закреплено дно образца; $\sigma_{\max} = 0,01807$ МПа = 0,001807 кг/мм² у основания имплантата

Таблица 5

Значения напряжений и перемещений имплантатов под действием пары сил для различных вариантов

Параметр	Имплантаты с винтовой резьбой, мм			Имплантаты без резьбы, мм
	Вариант 1 $h = 13, d = 4$	Вариант 2 $h = 13, d = 3,3$	Вариант 3 $h = 19, d = 4$	Вариант 4 $h = 13, d = 4$
Граничное условие 1: закреплено дно образца				
Максимальные перемещения имплантата ΔX , мм	0,116926	0,125336	0,095014	0,11205
Максимальные напряжения по Мизесу у основания имплантата σ , МПа	0,01807	0,02033	0,01306	0,0123
Граничное условие 2: закреплены дно образца и его боковая поверхность				
Максимальные перемещения имплантата ΔX , мм	0,032370	0,039648	0,013322	0,02758
Максимальные напряжения по Мизесу у основания имплантата σ , МПа	0,01876	0,02582	0,01449	0,0150
Граничное условие 1: коэффициент жёсткости образца = момент/угол поворота, закреплено дно, Н·м/рад				
Физический эксперимент	0,330	0,298	0,518	—
Численный эксперимент	0,322	0,286	0,532	—
Отличие значений коэффициента жесткости в численном и физическом экспериментах, %	2,5	4,2	2,6	—

Численное исследование позволило определить зависимость напряжённо-деформированного состояния материала образца в окрестности имплантатов, а также зависимость самих имплантатов от таких параметров, как геометрические размеры (длина, толщина), величина приложенной нагрузки, различные граничные условия закрепления образца, влияние винтовой резьбы. Проведенное исследование выявило наилучший вариант 3 ($h = 19$ мм, $d = 4$ мм), у которого наименьшие значения перемещений и напряжений под действием как вертикальной нагрузки, так и пары сил.

Хорошее согласование численных расчетов с опытными данными подтверждает как достоверность экспериментальных результатов, так и адекватность методики численных расчетов.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Эффективность реконструктивной хирургии и ортопедии зависит от результатов целого комплекса исследований, важной составной частью которого являются математическое моделирование и физический эксперимент. Хорошее совпадение численных расчетов и опытных данных, приведенных выше, подтверждает целесообразность введения в предоперационную практику компьютерного анализа состояния твердых и мягких тканей, прочности их соединения с имплантатами, а также усилий, возникающих при жевании в местах крепления протеза к имплантатам.

В сложных клинических ситуациях при проведении восстановительных операций (особенно в их завершающей стадии) необходим мониторинг изменения хотя бы одного из коэффициентов жесткости для установления момента готовности имплантатов к функциональным нагрузкам (или контроль за изменениями коэффициентов стабильности имплантатов с помощью прибора *Osstell Mentor* [11]).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Агапов В.С., Ерошин В.А. Биомеханика челюстно-лицевых операций. Реконструктивная хирургия и ортопедия // Вестник РАЕН. – 2004. – Т. 4, № 2. – С. 52–54.
2. Арутюнов С.Д., Ерошин В.А., Унанян В.Е., Арутюнов Д.С. Способ регистрации жесткости закрепления дентальных имплантатов: патент на изобретение № 2373897 от 27 ноября 2009 г.
3. Галлагер Р. Метод конечных элементов. Основы. – М.: Мир, 1984.
4. Демидова Н.Н., Лисенков В.В. Пародонт: биологические свойства // Пародонтология. – 1998. – № 4. – С. 6–8 (Ч. 1); 1999. – № 1. – С. 22–26 (Ч. 2).
5. Джалалова М.В., Ерошин В.А. Определение перемещений системы «имплантат–упругое основание»: тез. докл. науч. конф. «Ломоносовские чт.», секция упругости. – М.: Изд-во Моск. ун-та. – М., 2007. – С. 68–69.
6. Джалалова М.В. Возможности использования метода конечных элементов в задачах стоматологии: отчет № 4749. – М.: Изд-во Ин-та механики МГУ, 2005. – 27 с.
7. Джалалова М.В., Ерошин В.А., Лосев Ф.Ф., Унанян В.Е., Буктаева М.Л., Лебеденко И.Ю., Арутюнов С.Д. Численное исследование напряжения и перемещения дентальных имплантатов в образце // Российский стоматологический журнал. – 2009. – № 5. – С. 7–9.
8. Джалалова М.В., Ерошин В.А. Анализ напряженно-деформированного состояния биомеханической системы имплантат–упругое основание: отчет № 4884. – М.: Изд-во Ин-та механики МГУ, 2007. – 37 с.
9. Ерошин В.А., Арутюнов С.Д., Арутюнов А.С., Унанян В.Е., Бойко А.В. Подвижность дентальных имплантатов: приборы и методы диагностики // Российский журнал биомеханики. – 2009. – Т. 13, № 2. – С. 34–48.
10. Ерошин В.А., Джалалова М.В., Арутюнов С.Д., Бойко А.В. Подвижность дентальных имплантатов: определение коэффициентов продольной жесткости и продольной стабильности: отчет № 5030. – М.: Изд-во Ин-та механики МГУ, 2009. – 46 с.
11. Ерошин В.А., Орлова О.А. Определение усилий на имплантатах в точках крепления протеза верхней челюсти с учетом упругих деформаций костной ткани: отчет № 4691. – М.: Изд-во Ин-та механики МГУ, 2003. – 63 с.
12. Зенкевич О., Морган К. Конечные элементы и аппроксимация: пер. с англ. – М.: Мир, 1986. – 318 с.

13. Конюхова С.Г., Рогожников Г.И., Няшин Ю.И., Чернопазов С.А., Еремина С.В. Напряженное состояние пародонта в области пластинчатого имплантата при окклюзионной нагрузке // Российский журнал биомеханики. – 2003. – Т. 7, № 2. – С. 35–44.
14. Олесова В.Н., Осипов А.В. Изучение процессов напряженно-деформированного состояния в системе протез–имплантат–кость при ортопедическом лечении беззубой нижней челюсти // Проблемы нейростоматологии и стоматологии. – 1998. – № 1. – С. 13–18 (Ч. 1); 1998. – № 4. – С. 8–11 (Ч. 2).
15. ANSYS Structural Analysis Guide, Release 11 / ANSYS Inc., 2007. – URL: <http://www.ansys.com> (дата обращения: 19.05.2012).

STRESS-STRAIN STATE OF BIOMECHANICAL SYSTEM IMPLANT–ELASTIC FOUNDATION

V.A. Yeroshin, M.V. Dzhalalova (Moscow, Russia)

This paper describes the methods of experimental determination of the two main stiffness coefficients of the dental implants fixing, installed in the “the osseous tissue analogue” under the influence of the longitudinal force or a pair of forces. The results of numerical calculation for the corresponding stress-strain state of biomechanical systems are given. Also, the comparison is shown between the numerical results and experimental data obtained by the developed technique of laser testing. The advantages of simultaneous using of these two approaches when assessing the clinical situation and drawing up the reconstructive surgery plan are discussed.

Key words: implant, stiffness coefficients, displacements, stress fields, finite element method.

Получено 28 июня 2012