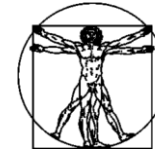


DOI: 10.15593/RZhBiomech/2018.3.07
УДК 539.3 + 617.3 + 616-001



**Российский
Журнал
Биомеханики**
www.biomech.ru

ВЛИЯНИЕ ХАРАКТЕРИСТИК РЕЗЬБЫ НА ПЕРВИЧНУЮ СТАБИЛЬНОСТЬ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ

И.Н. Дашевский, П.С. Шушпанников

Лаборатория механики прочности и разрушения материалов и конструкций Института проблем механики им. А.Ю. Ишлинского Российской академии наук, Россия, 119526, Москва, просп. Вернадского, 101-1, e-mail: dash@ipmnet.ru

Аннотация. Одним из ключевых факторов успеха дентальной имплантации является остеоинтеграция – срастание имплантата с костью. Чрезмерная микроподвижность на поверхности имплантат – кость при нагружении нарушает остеоинтеграцию. Возникает естественный вопрос: нельзя ли минимизировать микроподвижность за счет управления конструктивными характеристиками имплантата, в частности резьбы? В работе изучается влияние характеристик резьбы (профиля, глубины и шага) на стабильность дентальных имплантатов при немедленном нагружении (первичную стабильность), когда остеоинтеграция еще не произошла и на интерфейсе имплантат – кость нет полного сцепления. Изменение профиля резьбы моделировалось вариацией угла наклона сторон профиля с последовательным переходом от треугольной через трапецевидную и квадратную резьбу к шиповой. Минимумы максимальных перемещений на интерфейсе имплантат – кость получены для квадратного и шипового профилей. Их величины составляют микроны, что соответствует данным других работ. Влияние глубины и шага резьбы изучалось на квадратном профиле. Установлено, что увеличение глубины резьбы с 0,1 до 0,4 мм (как и уменьшение шага резьбы от 2,0 до 0,4 мм) приводит к уменьшению осадки имплантата (глобальной подвижности) на 3–6% и к значимому (кратному) монотонному падению перемещений на интерфейсе. Таким образом, профиль резьбы оказывает существенное влияние на микроподвижность на поверхности имплантат – кость при нагружении: при одинаковых значениях окклюзионной нагрузки и наблюдаемой макроподвижности зуба он может менять микроподвижность в разы. Минимумы микроподвижности получены для квадратного и шипового профилей. Максимумы локальных перемещений возникают на апексном витке резьбы.

Ключевые слова: биомеханика, моделирование, микроподвижность, дентальные имплантаты, геометрия резьбы, первичная стабильность.

ВВЕДЕНИЕ

Одним из ключевых факторов успеха дентальной имплантации является остеоинтеграция – срастание имплантата с костью. Чрезмерная микроподвижность на поверхности имплантат – кость при нагружении нарушает остеоинтеграцию [8, 9, 24]. Возникает естественный вопрос: нельзя ли минимизировать микроподвижность за счет управления конструктивными характеристиками имплантата, в частности резьбы?

В исследованиях биомеханики системы имплантат – кость основное внимание традиционно уделяется изучению распределения напряжений как в имплантате, так и прежде всего в окружающей кости и на интерфейсе кость – имплантат. В частности, по

влиянию параметров резьбы на напряжения имеется довольно обширная литература (где выполнен ряд работ, в которых изучается влияние на напряжения профиля резьбы [6, 11–14, 17, 20–23, 28]). Большой массив полученных при этом данных носит, однако, весьма пестрый, иногда противоречивый характер и в силу ряда принципиальных трудностей пока что недостаточно проанализирован и осмыслен.

В то же время другой важнейший вопрос – влияние резьбы на микроподвижность (и на связанную с ней первичную стабильность дентальных имплантатов) – изучен значительно хуже, здесь имеющиеся публикации можно пересчитать по пальцам. В работе [17] был выполнен обзор литературы по ключевым словам «зубные имплантаты, анализ методом конечных элементов, виды резьб, напряжения, шаг резьбы, конструкция резьбы, параметры резьбы». Изучались различные параметры, такие как типы конструкции резьбы имплантатов, материалы и свойства имплантатов, условия нагружения, методики расчета. Констатировано, в частности, что увеличение шага резьбы сокращает количество нитей. Это отрицательно влияет на начальную устойчивость имплантата; имплантат с более глубокой резьбой из-за наличия большей контактной поверхности с костью характеризуется большей устойчивостью. В работе [16] с использованием нелинейного трехмерного конечно-элементного анализа исследована зависимость напряжений в кости и скольжения на интерфейсе имплантат – кость от конструкции и размеров имплантатов для случая немедленного нагружения имплантата в условиях аугментации верхнечелюстного синуса. Изучены двадцать четыре конечно-элементные модели, включая четыре конструкции имплантатов (цилиндрические, резьбовые, ступенчатые и ступенчато-резьбовые имплантаты), и три размера имплантата (стандартные, длинные и широкие резьбовые имплантаты) при условии полного сцепления, а также трех уровнях трения на интерфейсе имплантат – кость.

Использование имплантатов с резьбой уменьшало напряжения в кости и величину проскальзывания, по-видимому, примерно на 30% по сравнению с нерезьбовыми (цилиндрическими и ступенчатыми) имплантатами. Увеличение шероховатости поверхности имплантата ($\mu > 0,3$, μ – коэффициент трения) не уменьшало напряжений в кости, однако уменьшало межфазное скольжение между имплантатом и костью. Установлено, что для немедленно нагруженного имплантата, установленного в условиях синус-лифтинга, использование имплантата с резьбой способно уменьшить как напряжения в кости, так и межфазное скольжение между имплантатом и костью, что может улучшить первичную стабильность имплантата и долгосрочную выживаемость. Грубая поверхность имплантатов не дает преимуществ для снижения напряжений в кости, но может снизить межфазное скольжение. Напротив, использование длинных или широких имплантатов снижает напряжения в кости, но не может уменьшить межфазное скольжение. В [15] с использованием 3D CAM (*Computer-Aided Modelling*) смоделированы протоколы немедленного и отложенного нагружения имплантатов, установленных в беззубой нижней челюсти в рамках схемы «All-on-Four» (несъемные протезы). Вертикальная нагрузка 200 Н прикладывалась к консоли, а также в области абатментов дистальных имплантатов для моделирования отсутствия консоли. Для моделей немедленной нагрузки имитировали контактный интерфейс (нет остеоинтеграции) между имплантатом и костью. Коэффициент трения согласно [16, 27] был принят равным 0,3. Максимальные микродвижения на интерфейсе имплантат – кость в модели немедленного нагружения равнялись 7,5–14,4 мкм. В выводах констатируется, что в моделях немедленного нагружения при беспрецедентной остеоинтеграции имплантата максимальные микродвижения находились в допустимых пределах. Материал каркаса не играл существенной роли в уменьшении деформаций костной ткани и микродвижений на

интерфейсе имплантат – кость. В [19] изучалось влияние (по отдельности) шага резьбы, угла спирали и плотности нитей резьбы на микродвижения для непосредственно нагруженных имплантатов в кости с различной плотностью ($D2$, $D3$ и $D4$). Целью статьи [26] было механическое описание явления микроподвижности между имплантатом и альвеолярной костью с использованием простых пружинных моделей, моделей механики сплошной среды и конечно-элементных $3D$ моделей, имитирующих различные типы контактов между имплантатом и костью. Используя три разных типа виртуальных биомеханических моделей, были смоделированы различные типы контактов между имплантатом и костью, и для осевой нагрузки 200 Н (что соответствует типичной силе при кусании) были определены деформации имплантата, кости и напряжения на интерфейсе имплантат – кость. Рассматривались случаи скольжения, трения и сцепления на интерфейсе кость – имплант. В [25] было выполнено параметрическое конечно-элементное исследование микроподвижности, в котором варьировались геометрия импланта (цилиндр, винт), направление нагрузки (осевое, горизонтальное), степень заживления (варьированием модуля Юнга промежуточного слоя между имплантатом и костью) и тип контакта между имплантатом и костью (без трения, трение, сцепление).

Для большинства публикаций по биомеханике дентальных имплантатов типична подробная детализация рассматриваемых моделей. Такой подход оправдан при изучении конкретных имплантационных систем, но при обобщенном качественном исследовании влияния одного параметра приводит к наложению эффектов от второстепенных факторов, что затемняет картину влияния целевого параметра *per se*. Это характерно и для цитированных работ: модели, как правило, «нагружены» супраструктурами и другими дополнительными параметрами, а численные результаты зачастую приводятся без анализа физического смысла и выяснения общих закономерностей и трендов. Поэтому в настоящей работе авторы постарались минимизировать рассматриваемую модель для исключения искажающего влияния побочных параметров, подробнее изучить поведение микродвижений на интерфейсе кость – имплантат и обосновать некоторые общие заключения о зависимости микродвижений от характеристик резьбы, прежде всего ее профиля.

ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ. БАЗОВЫЙ РАСЧЕТНЫЙ ВАРИАНТ

Основной упор в работе сделан на изучении влияния характеристик резьбы (профиля, глубины и шага резьбы) на стабильность дентальных имплантатов при немедленном нагружении (первичную стабильность), когда остеоинтеграция еще не произошла и на интерфейсе имплантат – кость нет полного сцепления. Расчеты проводились в программном комплексе *ANSYS* (версия 15.0) [7]. За отправную точку была принята модель работы [1] (осесимметричная), однако имплантат моделировался цилиндром с ребристой поверхностью заподлицо с поверхностью кости, верхний виток резьбы – заподлицо с верхним торцом имплантата (рис. 1). На интерфейсе имплантат – кость задавалось условие скольжения, для геометрических и механических характеристик кости и имплантата принимались типовые значения, в частности, для кости значение модуля Юнга принималось равным 1 ГПа, а коэффициента Пуассона – 0,3 [2]. Нагрузка на имплантат принималась вертикальной и равной 700 Н – такие усилия близки к предельно возможным (они могут развиваться на молярах) [3–5] и призваны моделировать крайние, наиболее тяжелые условия нагружения.

Имея в виду возможную экспериментальную проверку в будущем, краевые условия были поставлены аналогично работе [1]: образец (цилиндр из кости с ввинченным имплантом) как бы вставлен в жёсткий гладкий стакан (обойму), дно образца приклеено к стакану. Длина и диаметр обоймы приняты соответственно

$L = 30$ мм, $D = 20$ мм [1]. Сводка всех использованных значений параметров базового расчетного варианта приведена в табл. 1 (см. также рис. 2), где l , d – габариты имплантата (соответственно длина и диаметр), p , h , w , β – характеристики резьбы: соответственно шаг (период) резьбы p (*pitch*), глубина (высота) резьбы h , ширина основания зубца (нитки, витка) w и угол наклона сторон профиля β .

При проведении расчётов в *ANSYS* предполагались выполненными условия осевой симметрии. При этом разбиению конечными элементами подлежала лишь плоская область, обозначенная на рис. 1 красной линией. Использовались преимущественно четырёхузловые четырёхугольные элементы. При разбиении треугольной и шиповой резьб дополнительно использовались трёхузловые треугольные элементы, все они были изопараметрическими. Общее число элементов приблизительно равнялось 20 000 (число узлов имеет тот же порядок). Для моделирования контакта между костью и имплантатом использовался метод штрафа [7].

Таблица 1

Сводка значений расчетных параметров

Материал	E , ГПа	ν	l , мм	d , мм	p , мм	h , мм	w , мм	β	f	P , Н
Титан	110	0,3	8	4	1	0,2	0,2	$27^\circ \dots 30^\circ$	–	–
Кость	1	0,3	30	20	–	–	–	–	0	700

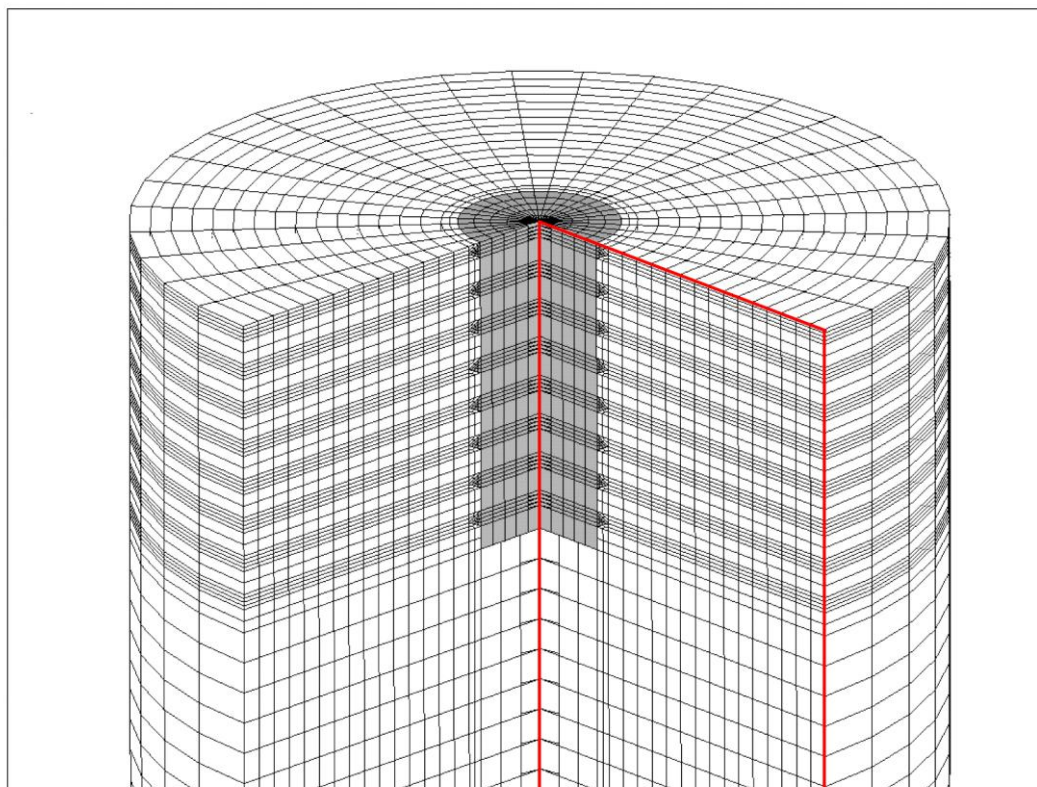


Рис. 1. Цилиндр из кости с винченным имплантом, четвертной вырез; в силу осевой симметрии конечными элементами разбивалась лишь плоская область, выделенная красным

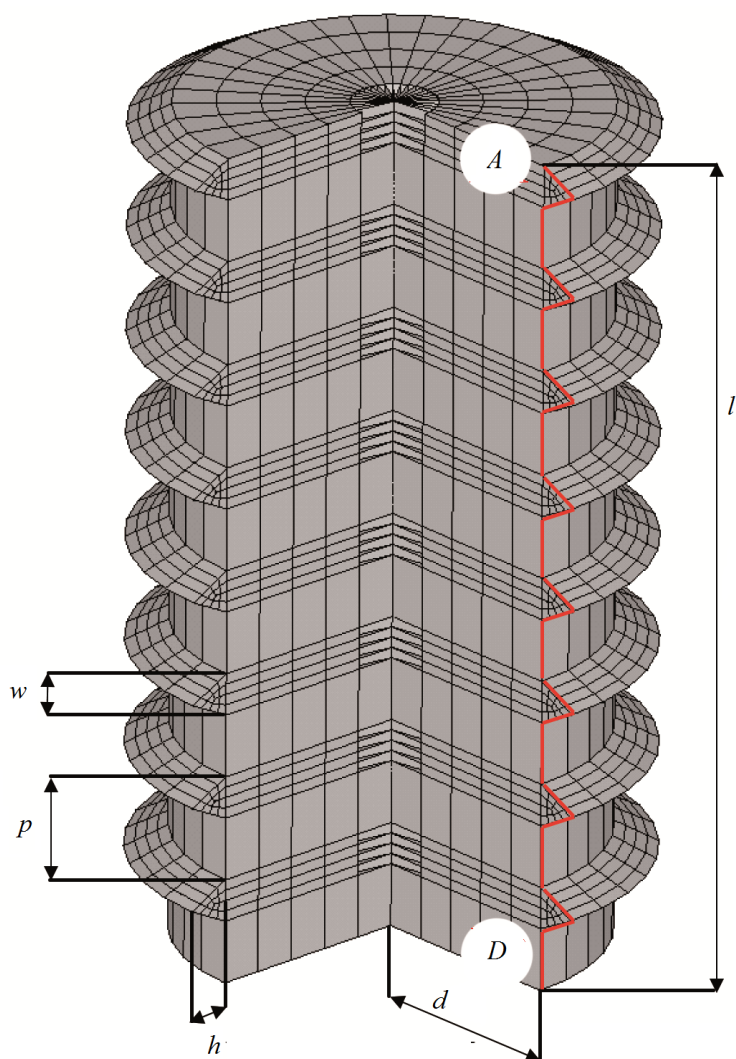


Рис. 2. Модель имплантата. Общий вид и основные обозначения

Заметим, что локальные микродвижения можно описывать с помощью разных характеристик, например, относительных смещений ответных точек имплантата и кости по нормали (зазор), тангенциальных (сдвиг), а также модуля полного вектора смещений (относительные суммарные смещения). В отличие от прочностных характеристик имплантата, кости и интерфейса, оценки для которых могут быть получены в стандартных прочностных испытаниях, нам неизвестны ни форма (вид) соответствующих критериев по перемещениям, ни соответствующие критериальные значения для перемещений. По-видимому, для их получения необходимы специальные систематические эксперименты. Возможно, какие-либо оценки могут быть получены из рассмотрения моделей на микро- или наноуровне.

ВЛИЯНИЕ ПРОФИЛЯ РЕЗЬБЫ НА ПЕРВИЧНУЮ СТАБИЛЬНОСТЬ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ

Изменение профиля резьбы моделировалось вариацией угла наклона сторон профиля β (боковые стороны поворачивались вокруг своей нижней опорной точки) с последовательным переходом от треугольной ($\beta \approx 27^\circ$) через трапециевидную ($\beta = 23^\circ$;

$\beta = 20^\circ$) и квадратную ($\beta = 0^\circ$) резьбу к шиповой ($\beta = -30^\circ$) (рис. 3). Из табл. 2 (см. также рис. 3) видно, что с переходом от треугольника к шипу осадка имплантата (глобальная подвижность) меняется мало (в пределах 1–2%). В то же время максимумы локальных смещений (относительных смещений взаимных точек на интерфейсе имплантат – кость) – а именно они влияют на остеоинтеграцию – при таком изменении профиля резьбы могут меняться в полтора-два раза (с общей тенденцией к падению). По-видимому, это обусловлено увеличением зацепления и, соответственно, стеснением движений на гранях резьбы. Минимумы максимальных зазоров u_n^* и тангенциальных сдвигов u_t^* , как и модуля вектора смещения u^* (звездочка везде напоминает, что смещения – относительные), получены для квадратного и шипового профилей. Их величины составляют микроны, что соответствует данным [15, 16, 27]. При этом значения максимумов как нормальной (зазор) и тангенциальной (сдвиг) компонент, так и модуля вектора смещения на зубах (нитках) резьбы растут в направлении к первому (апексному) витку, и абсолютный максимум неизменно наблюдается на апексном витке резьбы. Квадратное сечение заслуживает особого внимания, поскольку шиповая резьба может быть проблематична в изготовлении.

Таблица 2

Максимальные перемещения при вертикальной нагрузке на имплант $P = 700$ Н

Профиль резьбы	Глобальные перемещения (осадка), мкм	Максимальный зазор на интерфейсе, мкм	Максимальный сдвиг на интерфейсе, мкм	Осадка при сцеплении на интерфейсе, мкм
Треугольник ($\beta = 27^\circ$)	68,8	7,7	6,6	65,508
Трапеция ($\beta = 23^\circ$)	68,5	7,4	5,4	65,820
Трапеция ($\beta = 20^\circ$)	68,3	6,9	4,6	66,123
Квадрат ($\beta = 0^\circ$)	67,5	4,6	4,6	66,177
Шип ($\beta = -30^\circ$)	68,0	3,5	4,0	66,224

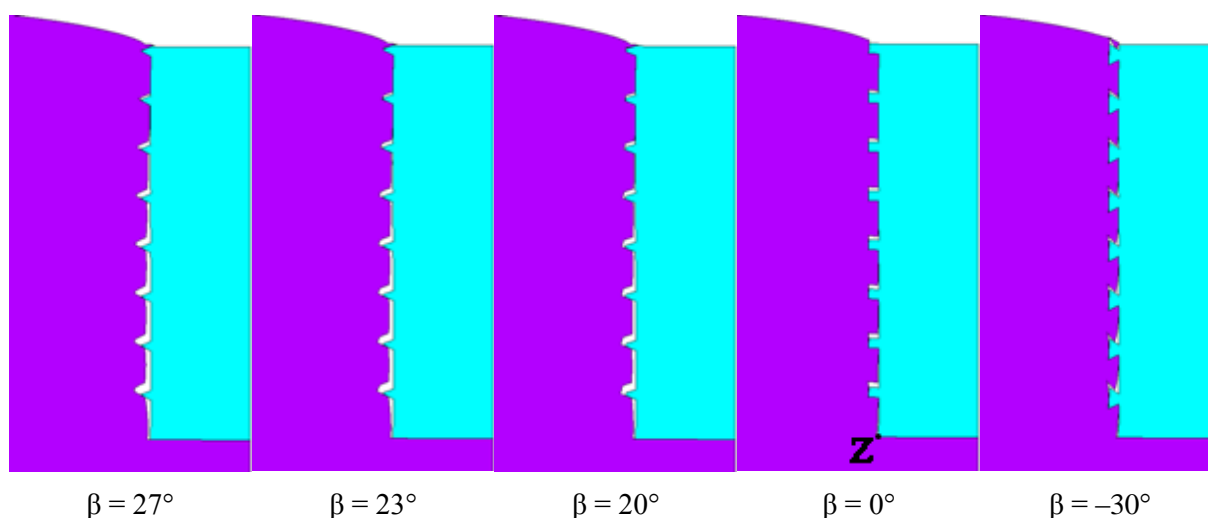


Рис. 3. Эволюция картины перемещений дентального имплантата (светлым) и кости с изменением профиля резьбы при нагружении имплантата вертикальной силой $P = 700$ Н

Возникает естественный вопрос: почему зазоры увеличиваются вниз, вглубь материала (кости)? Для выяснения причин и механизмов этого эффекта авторы на примере резьбы простейшего квадратного профиля сначала вывели сетку перемещений (на рис. 4 этот рост отчетливо виден), а затем рассмотрели модельную задачу о смещении по вертикали на фиксированную величину (осадка) жесткого гладкого дискообразного включения-таблетки, помещенного без сцепления и трения в конформную полость параллельно поверхности полупространства на разной глубине (рис. 5, приведена половина радиального сечения). Расчёты проводились для следующего набора параметров: $w = 0,2$ мм, $h = 0,2$ мм, перемещение диска задавалось равным $0,1w$, независимая переменная – безразмерное расстояние до поверхности \hat{W} – нормировалось на ширину зубца w , $\hat{W} = W/w$, шаг для \hat{W} принят равным $0,5$, зависимая переменная – безразмерный зазор \hat{u}_n^* – нормировался на задаваемое перемещение диска ($= 0,1 w$). Все остальные геометрические и механические параметры модели – те же, что и в базовом расчете. Картина возникающих перемещений показана на рис. 5, а на рис. 6 приведен график зависимости возникающего при этом зазора от расстояния до поверхности (для определенности берется максимальное значение зазора, которое, очевидно, достигается на оси образца). Объяснить такой вид графика (рост зазоров с глубиной) «на пальцах» можно следующим образом: когда мы придаем включению заданную осадку, оно пытается увлечь (потянуть) за собой лежащие над ним слои материала. Поскольку на гранях таблетки – скольжение, возникает зазор, и чем толще слой материала над включением, тем больше этот слой сопротивляется перемещению, тем больше зазор. Однако с ростом глубины залегания включения оно все меньше чувствует поверхность, и, соответственно, кривая выходит на горизонтальную асимптоту. По-видимому, аналогичный механизм действует и в нашем случае нагружения жесткого имплантата, ввинченного в мягкую кость.

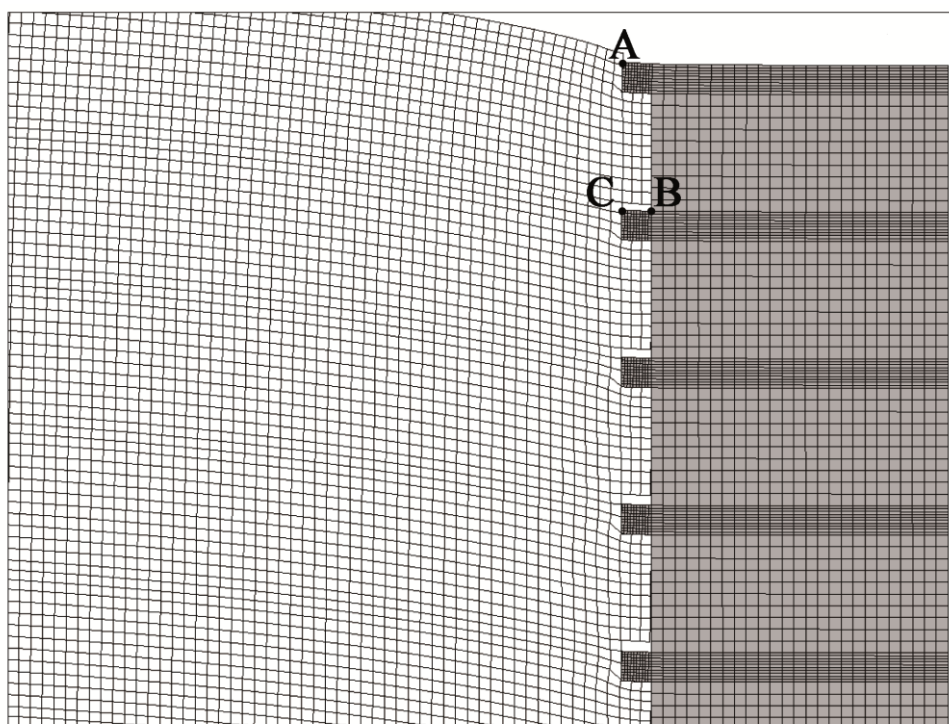


Рис. 4. Сетка перемещений для резьбы квадратного профиля. *A* – точка отсчета расстояния вдоль границы имплантат – кость (вниз); *B* – начало верхней горизонтальной грани зубца (нити) резьбы; *C* – точка схода с горизонтальной на вертикальную грань зубца резьбы

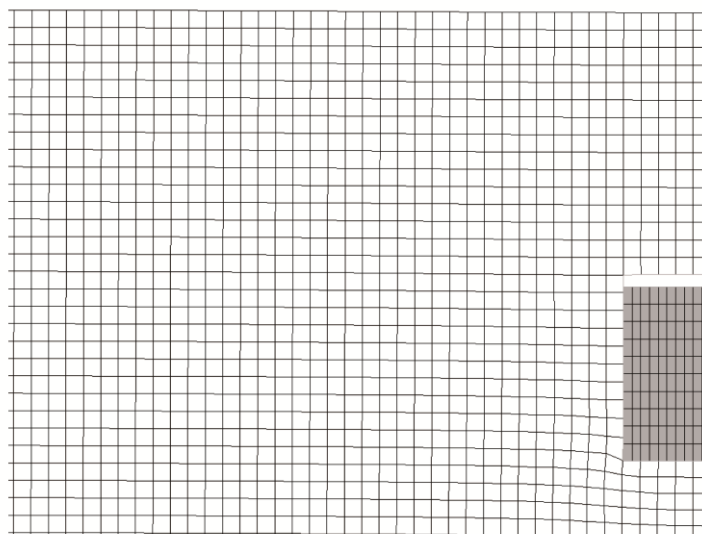


Рис. 5. Сетка перемещений в модельной задаче о смещении по вертикали на фиксированную величину (осадка) жесткого гладкого дискообразного включения-таблетки, помещенного без сцепления и трения в конформную полость параллельно поверхности полупространства (приведена половина радиального сечения)

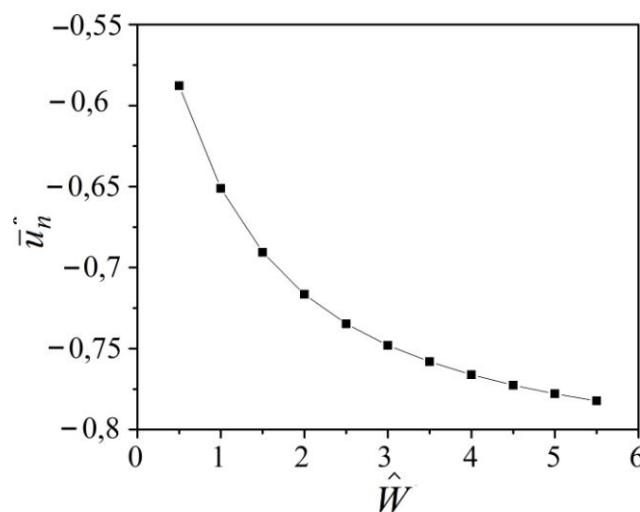


Рис. 6. Зависимость величины зазора, возникающего между модельным включением и «потолком» полости, от глубины расположения включения при одинаковой заданной осадке (все величины обезразмерены)

ВЛИЯНИЕ ГЛУБИНЫ РЕЗЬБЫ H

Учитывая, что шиповая резьба может быть проблематична в изготовлении, влияние глубины и шага резьбы изучалось на «квазиоптимальном» квадратном профиле. Установлено (табл. 3), что увеличение глубины резьбы с 0,1 до 0,4 мм приводит к уменьшению осадки имплантата (глобальной подвижности) на 3–6% и к значимому (кратному) монотонному падению смещений на интерфейсе.

Таблица 3

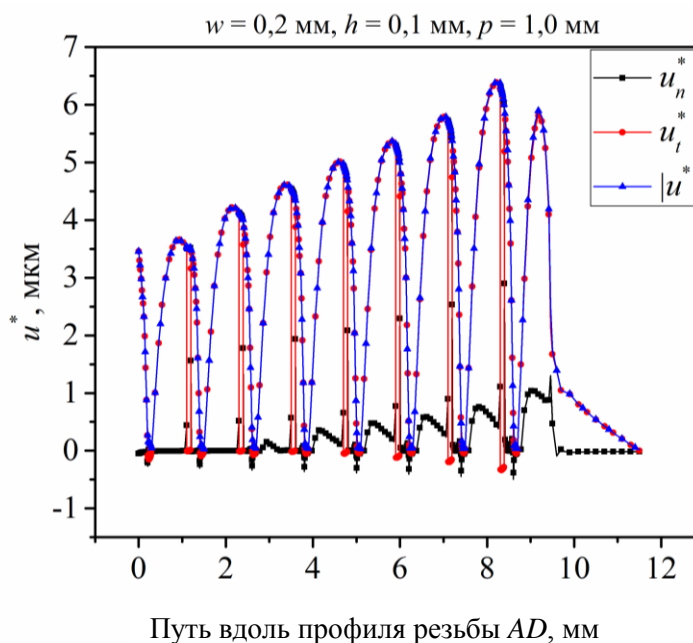
**Влияние глубины прямоугольной резьбы,
 $w = 0,2$ мм, $p = 1$ мм. Максимальные характеристики**

h , мм	Глобальные перемещения, мкм	Зазор на интерфейсе, мкм	Сдвиг на интерфейсе, мкм	Модуль вектора перемещений, мкм
0,1	69,2	6,3	6,4	6,4
0,2	67,5	4,6	4,6	4,7
0,4	65,6	3,9	3,2	3,9

На рис. 7 приведены графики изменения зазора, сдвига и модуля смещения вдоль развертки интерфейса имплантат – кость (путь вдоль профиля резьбы AD – рис. 2) при соответственно $h = 0,1$; $0,2$ и $0,4$ мм, расстояние вдоль границы имплантат – кость отсчитывается от левой верхней точки A имплантата вниз (см. рис. 2, 4).

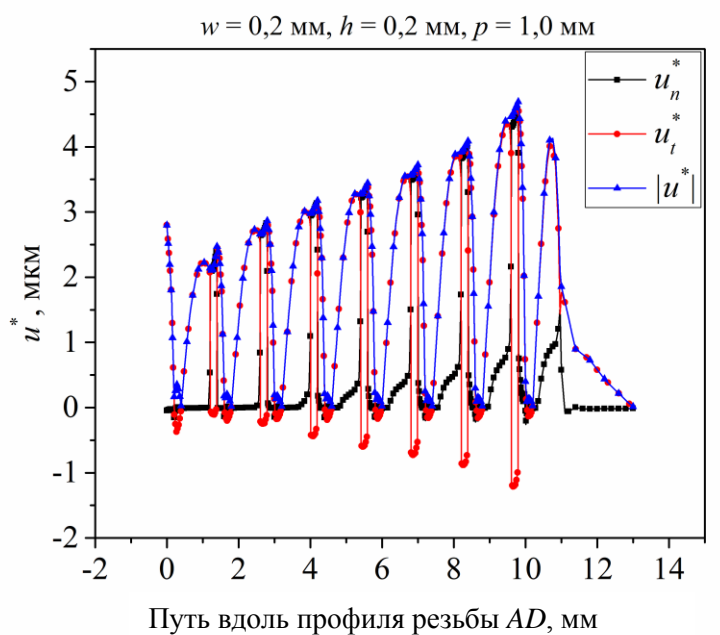
Прокомментируем подробнее графики изменения зазора, сдвига и модуля смещения вдоль развертки интерфейса имплантат – кость при $h = 0,4$ мм (рис. 7, ϵ). Тонкие вертикальные сплошные линии отвечают началу B верхней горизонтальной грани зубца (нитки) резьбы при движении сверху. Шаг сетки равен шагу развертки $p + 2h$.

Главные события разворачиваются на верхних гранях квадратного профиля резьбы. Здесь возникают зоны наибольшей концентрации как нормальных (зазоры u_n^*) компонент, так и суммарных смещений u^* . Видно, что зазоры образуются вдоль верхней грани зубца. Локальные пички в начале зон максимумов – очевидно, артефакты численного счета, то же относится и к небольшим отрицательным пичкам сразу за зонами максимумов. Максимумы для каждой верхней грани достигаются на краю грани в точке схода C на вертикальную грань зубца. Видно, что локальные максимумы растут в направлении апексного витка резьбы, где и достигают

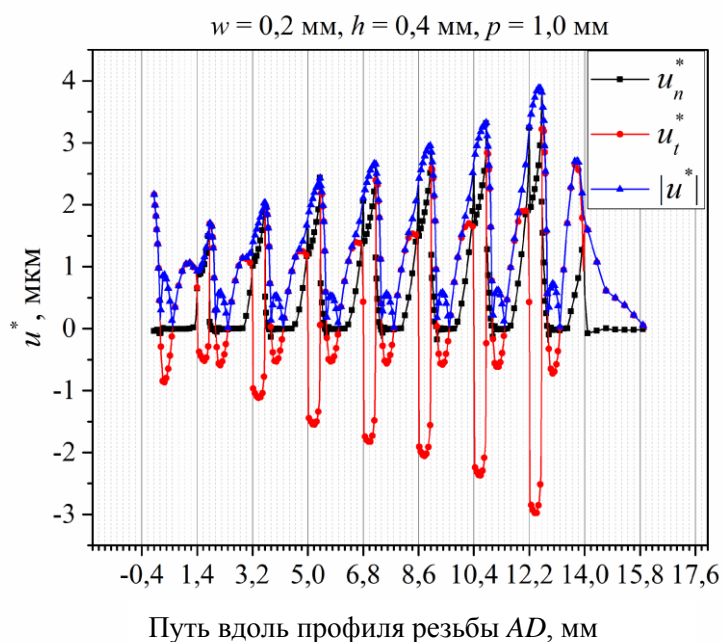


а

Рис. 7. Графики изменения зазора, сдвига и модуля смещения вдоль развертки интерфейса имплантат – кость при
 $a - h = 0,1$ мм; $b - h = 0,2$ мм; $\epsilon - h = 0,4$ мм



б



в

Рис. 7. Окончание

абсолютного максимума. Последний локальный максимум на графике относится не к зубцам резьбы, а к точке Z перехода с боковой цилиндрической поверхности имплантата на его плоскую донную часть (см. рис. 3). Эта точка (наряду с вершинами и впадинами резьбы) также является особой, где нарушается гладкость границы, и, следовательно, концентратором напряжений, деформаций и перемещений. Однако на практике апексную часть имплантата всегда делают округлой, тем самым сглаживая эту концентрацию. Таким образом, реально максимум микродвижений будет приходиться на первую (апексную) нитку резьбы. Сдвиги ведут себя более

замысловато, однако локальные максимумы для каждой нитки резьбы достигаются примерно в той же точке, что и для зазора. Видно, что во всех случаях локальные максимумы перемещений нарастают по направлению к первому (апексному) витку, при этом с увеличением глубины резьбы от 0,1 до 0,4 мм абсолютные максимумы перемещений падают в 1,5–2,0 раза. Эти максимумы неизменно достигаются на апексном зубце либо, в отдельных случаях, в точках Z (последние экстремумы на графиках). При этом, судя по табл. 3, максимумы для зазоров, сдвигов и модуля общего вектора относительных смещений на интерфейсе в большинстве случаев достигаются в разных местах. Между тем на графиках точки глобальных максимумов для зазоров, сдвигов и суммарных смещений визуальнo совпадают и, как правило, находятся в точке схода C с верхней грани апексного зубца на его вертикальную грань. По-видимому, это связано с тем, что в окрестности этой точки на малых расстояниях происходят резкие колебания всех трех рассматриваемых характеристик перемещений. Учитывая указанную малость, следует, по-видимому, с одной стороны, ориентироваться на характеристику, которая меняется меньше других – это модуль суммарного смещения – и, с другой стороны, – на отмеченную угловую точку как на узкую зону максимумов.

ВЛИЯНИЕ ШАГА РЕЗЬБЫ P

При изучении влияния шага резьбы последний менялся от $p = 2$ мм до $p = 0,4$ мм, что при постоянных габаритах имплантата $l = 8$ мм, $d = 4$ мм приводило к изменению количества витков резьбы соответственно от $8/2 = 4$ до $8/0,4 = 20$. При этом на основании качественных соображений была выдвинута гипотеза о немонотонности зависимости перемещений от шага резьбы. Однако при уменьшении шага резьбы от 2,0 до 0,4 мм для принятых фиксированных значений других параметров изменение перемещений оказалось аналогичным их изменению с увеличением глубины резьбы.

На рис. 8 приведены графики изменения зазора, сдвига и модуля смещения вдоль развертки интерфейса имплантат – кость при $p = 2$ мм, на рис. 9 – для $p = 0,4$ мм (соответственно a , b , v). Видно, что перемещения нарастают в направлении первого (апексного) витка, при этом с уменьшением шага резьбы от 2 до 0,4 мм максимальное значение перемещений падает примерно в 4 раза (табл. 4). Из табл. 4 (см. также рис. 8) видно также, что максимумы зазоров, сдвигов и модулей достигаются, вообще говоря, в разных точках. При этом для $p = 2$ мм локальные максимумы сдвигов и суммарных перемещений достигаются в промежутках между витками резьбы, а глобальный максимум – ниже апексного витка. На рис. 9 графики всех трех характеристик для $p = 0,4$ мм приведены для наглядности раздельно (соответственно a , b , v).

На фоне снижения общего уровня перемещений виден относительный рост локальных максимумов перемещений на последнем (пришеечном) витке резьбы с уменьшением ее шага. Это – влияние приближения верхней границы, а также разницы

Таблица 4

Влияние шага прямоугольной резьбы на максимальные перемещения при вертикальной нагрузке на имплантат $P = 700$ Н, $w = 0,2$ мм, $h = 0,2$ мм

p , мм	Количество витков резьбы	Глобальные перемещения, мкм	Зазор на интерфейсе, мкм	Сдвиг на интерфейсе, мкм	Модуль суммарного смещения, мкм
0,4	20	65,7	2,6	2,6	2,8
0,5	16	65,9	3,0	2,9	3,1
2,0	4	71,4	10,4	11,1	11,1

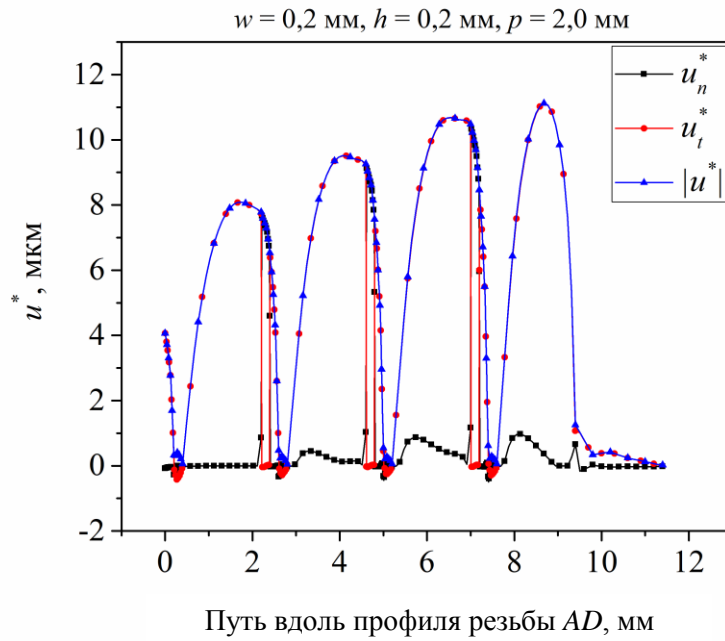
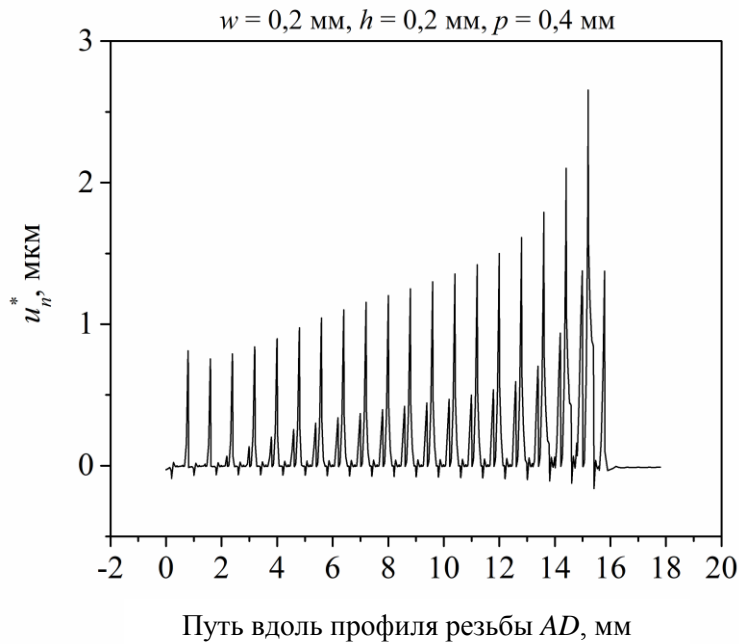
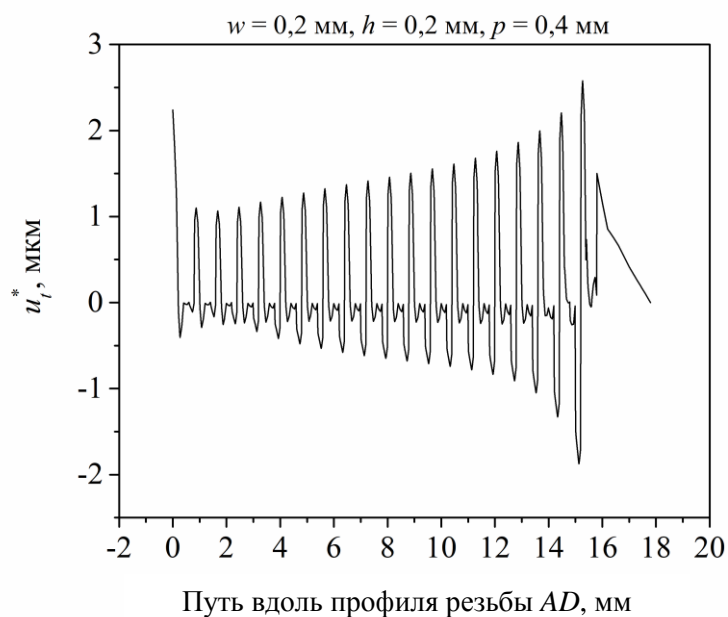


Рис. 8. Графики изменения зазора, сдвига и модуля смещения вдоль развертки интерфейса имплантат – кость при $p = 2,0 \text{ мм}$

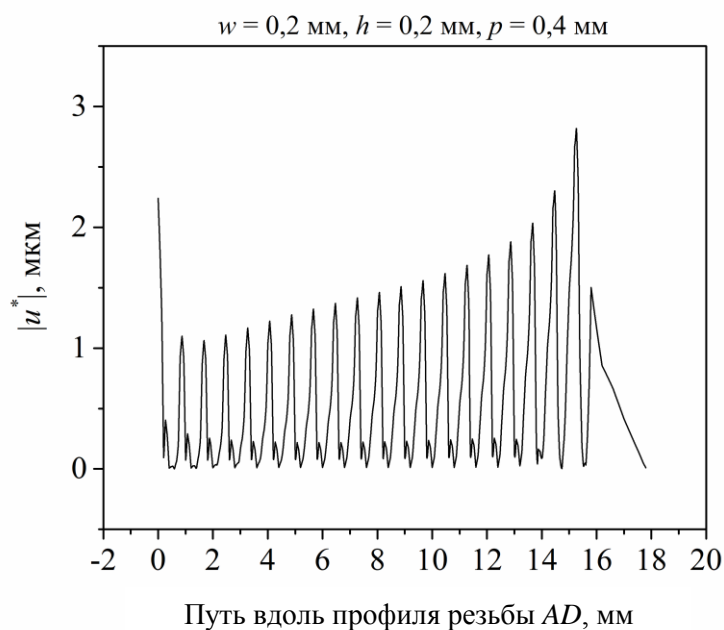


a

Рис. 9. Графики изменения соответственно зазора (a), сдвига (b) и модуля смещения (c) вдоль развертки интерфейса имплантат – кость при $h = w = 0,2 \text{ мм}, p = 0,4 \text{ мм}$ для квадратного профиля резьбы



б



в

Рис. 9. Окончание

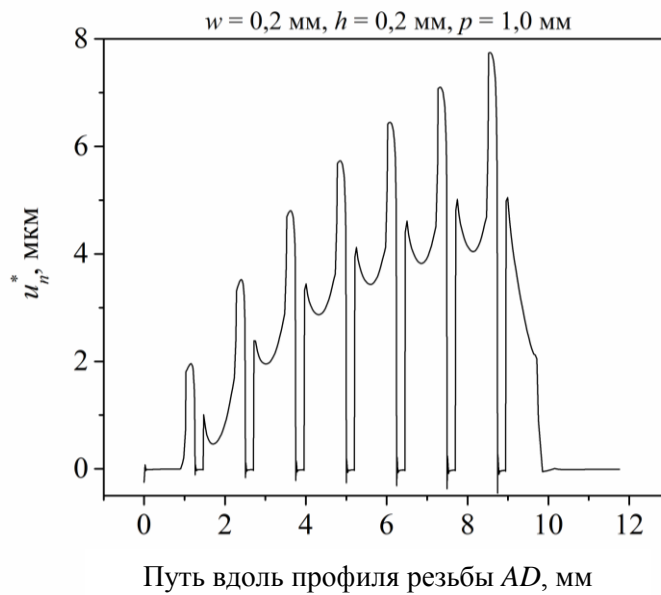
в механических свойствах имплантата и кости, что при крупной резьбе перекрывалось большими возмущениями, вносимыми резьбой вблизи апексного конца импланта.

На рис. 10, а–в для сравнения приведены аналогичные графики изменения соответственно зазора, сдвига и модуля смещения вдоль развертки интерфейса имплантат – кость при $h = w = 0,2 \text{ мм}$, $p = 1 \text{ мм}$ для треугольной резьбы. Видно, что общий характер поведения смещений и их компонент остается в целом тем же, что и для квадратного профиля. На графике u_n^* пики соответствуют верхним граням треугольного профиля, провалы и нули – нижним граням, на u_t^* – наоборот, при этом последний пик (как и для модуля смещения) находится на апексном конце имплантата.

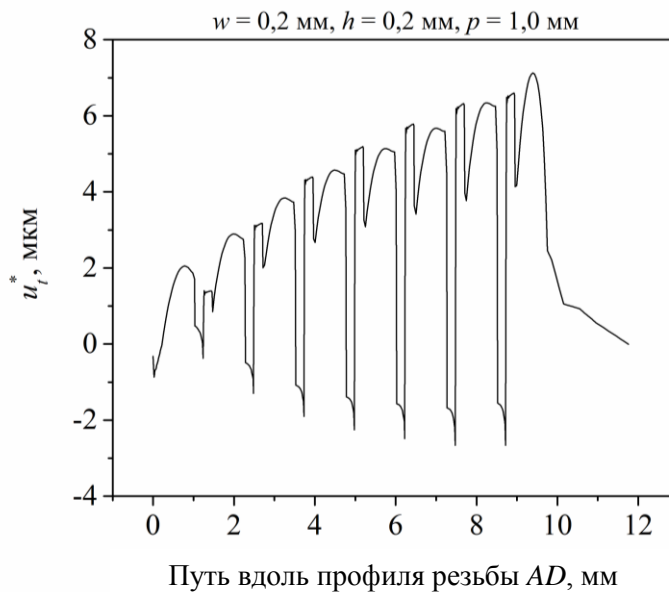
Выводы

1. Профиль резьбы оказывает существенное влияние на микроподвижность на поверхности имплантат – кость при нагружении: при одинаковых значениях окклюзионной нагрузки и наблюдаемой макроподвижности зуба он может менять микроподвижность в разы.

2. Минимум максимальных перемещений на интерфейсе кость – имплантат соответствует квадратному профилю резьбы (а также шиповой резьбе, но она может быть проблематична в изготовлении). Их величины составляют микроны, максимальные возникают на первом (апексном) витке резьбы.

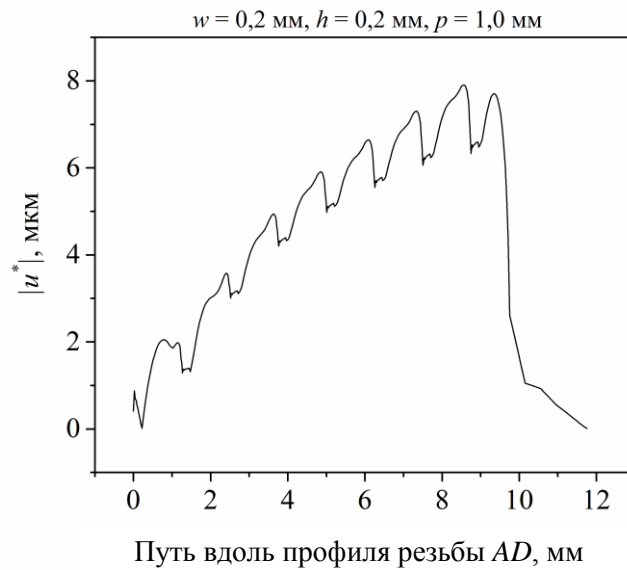


a



б

Рис. 10. Графики изменения соответственно зазора (*a*), сдвига (*б*) и модуля смещения (*в*) вдоль развертки интерфейса имплантат – кость при $h = w = 0,2 \text{ мм}, p = 1 \text{ мм}$ для треугольной резьбы



в

Рис. 10. Окончание

3. Увеличение глубины резьбы с 0,1 до 0,4 мм (равно как и уменьшение шага резьбы от 2 до 0,4 мм) приводит к уменьшению осадки имплантата (глобальной подвижности) на 3–6% и к значимому (кратному) монотонному падению перемещений на интерфейсе.

БЛАГОДАРНОСТИ

Авторы признательны В.Н. Олесовой за консультации по медицинским аспектам проблемы.

Работа выполнена по теме государственного задания (№ госрегистрации АААА-А17-117021310386-3) и при частичной поддержке грантов РФФИ № 17-08-01579 и № 17-08-01312.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Ерошин В.А., Джалалова М.В. Напряженно-деформированное состояние биомеханической системы имплантат–упругое основание // Российский журнал биомеханики. – 2012. – Т. 16, № 3. – С. 82–95.
2. Изуми К., Шимода Т., Сумиоши Ш., Озеки С., Цуцуми С. Биомеханическое исследование мышечков нижней челюсти человека при тяжелых морфологических изменениях // Российский журнал биомеханики. – 2004. – Т. 8, № 1. – С. 39-53.
3. Миш К.Е. Ортопедическое лечение с опорой на дентальные имплантаты: пер. с англ. – М.: Рид Элсивер, 2010, – 616 с.
4. Перельмутер М.Н. Исследование напряженно-деформированного состояния имплантата с цементной фиксацией коронки при использовании различных материалов в соединении: Препринт ИПМех РАН № 1132. – М., 2016. – 48 с.
5. Шумаков Ф.Г., Олесова В.Н., Захаров П.А., Печенихина В.С., Гришков М.С. Сравнительная биомеханика керамического и титанового внутрикостных дентальных имплантатов // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2017. – Т. 3–4 (37–38). – С. 4–7.
6. Abuhussein H., Pagni G., Rebaudi A., Wang H.L. The effect of thread pattern upon implant osseointegration: Review // Clinical Oral Implants Research. – 2009. – Vol. 21, № 2. – P. 129–136.
7. ANSYS Mechanical APDL theory reference. Release 15.0, – Canonsburg, PA: ANSYS, Inc., 2013. – 988 p.
8. Brunski J.B., Puleo D.A., Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments // Int. J. Oral Maxillofac. Implants. – 2000. – Vol. 15. – P. 15–46.

9. Davarpanah M., Szmukler-Moncler S. Immediate loading of dental implants: theory and clinical practice. – Quintessence Publishing, 2009. – 356 p.
10. Eraslan O., Inan O. The effect of thread design on stress distribution in a solid screw implant: a 3D finite element analysis // *Clin. Oral Invest.* – 2010. – Vol. 14. – P. 411–416.
11. Faegh S. Mechanism of load transfer along the bone-dental implant interface: PhD Thesis. – Northeastern University, Boston, Massachusetts, 2009. – 152 p.
12. Faegh S., Müftü S. Load transfer along the bone-dental implant interface // *Journal of Biomechanics.* – 2010, – Vol. 43. – P. 1761–1770.
13. Hansson S., Werke M. The implant thread as a retention element in cortical bone: The effect of thread size and thread profile: A finite element study // *Journal of Biomechanics.* – 2003. – Vol. 36, № 9. – P. 1247–1258.
14. Herekar M.G., Patil V.N., Mulani S.S., Sethi M., Padhye O. The influence of thread geometry on biomechanical load transfer to bone: A finite element analysis comparing two implant thread designs // *Dent. Res. J. (Isfahan).* – 2014. – Vol. 11, № 4. – P. 489–494.
15. Horita S., Sugiura T., Yamamoto K., Murakami K., Imai Y., Kirita T. Biomechanical analysis of immediately loaded implants according to the “All-on-Four” concept // *Journal of Prosthodontic Research.* – 2017. – Vol. 61. – P. 123–132.
16. Huang H.L., Hsu J.T., Fuh L.J., Tu M.G., Ko C.C., Shen Y.W. Bone stress and interfacial sliding analysis of implant designs on an immediately loaded maxillary implant: a non-linear finite element study // *J. Dent.* – 2008. – Vol. 36. – P. 409–417.
17. Jadhav R.S., Dhattrak P.N., Gajjal S.Y. A review: mechanical design of dental implants to reduce stresses around implant-bone interface // *International Journal of New Technologies in Science and Engineering.* – Vol. 2, iss. 2. – P. 142–146.
18. Lan T.H., Du J.K., Pan C.Y., Lee H.E., Chung W.H. Biomechanical analysis of alveolar bone stress around implants with different thread designs and pitches in the mandibular molar area // *Clin. Oral Invest.* – 2012. – Vol. 16. – P. 363–369. DOI: 10,1007/s00784-011-0517-z
19. Ma P., Xiong W., Tan B. Influence of thread pitch, helix angle, and compactness on micromotion of immediately loaded implants in three types of bone quality: a three-dimensional finite element analysis // *BioMed Research International.* 2014. – Vol. 2014. – 13 p. DOI: 10,1155/2014/983103
20. Oswal M.M., Amasi U.N., Oswal M.S., Bhagat A.S. Influence of three different implant thread designs on stress distribution: A three-dimensional finite element analysis // *J. Indian Prosthodont. Soc.* – 2016. – Vol. 16, № 4. – P. 359–365. DOI: 10,4103/0972-4052.191283
21. Ryu H.S., Nangung C., Lee J.H., Lim Y.J. The influence of thread geometry on implant osseointegration under immediate loading: a literature review // *J. Adv. Prosthodont.* – 2014. – Vol. 6. – P. 547–554.
22. Shafi A.A., Abdul Kadir M.R., Sulaiman E., Abu Kasim N.H., Abu Kassim N.L. The effect of dental implant materials and thread profiles – a finite element and statistical study // *Journal of Medical Imaging and Health Informatics.* – 2013. – Vol. 3. – P. 1–5.
23. Shankar S., Gowthaman K., Raja G., Nirmala C., Satheesh Kumar N. Investigations on various thread designs & materials for dental implants – a 3d finite element study // *Trends in Biomaterials and Artificial Organs.* – 2016. – № 2. – P. 100–105.
24. Szmukler-Moncler S., Salama H., Reingewirtz Y., Dubruille J.H. Timing of loading and effect of micromotion on bone–dental implant interface: review of experimental literature // *J. Biomed. Mater. Res.* – 1998. – Vol. 43. – P. 192–203.
25. Winter W., Klein D., Karl M. Effect of Model Parameters on Finite Element Analysis of micromotions in implant dentistry // *Journal of Oral Implantology.* – 2013. – Vol. 39, № 1. – P. 23–29.
26. Winter W., Klein D., Karl M. Micromotion of dental implants: basic mechanical considerations // *Journal of Medical Engineering.* – 2013. – Vol. 2013. – 9 p. DOI: 10,1155/2013/265412
27. Wu J.C., Chen C.S., Yip S.W., Hsu M.L. Stress distribution and micromotion analyses of immediately loaded implants of varying lengths in the mandible and fibular bone grafts: a three-dimensional finite element analysis // *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* – 2012. – Vol. 27. – P. 77–84.
28. Zhang G., Yuan H., Chen X., Wang W., Chen J., Liang J., Zhang P. A Three-dimensional finite element study on the biomechanical simulation of various structured dental implants and their surrounding bone tissues // *International Journal of Dentistry.* – Vol. 2016. – Article ID 4867402. – 9 p. DOI: 10,1155/2016/4867402.

EFFECT OF THREAD CHARACTERISTICS ON PRIMARY STABILITY OF DENTAL IMPLANTS

I.N. DASHEVSKIY, P.S. SHUSHPANNIKOV (MOSCOW, RUSSIA)

One of the key factors in the success of dental implantation is osseointegration – fusion of the implant with the bone. Excessive micromobility on the implant-bone surface under loading disrupts osseointegration. A natural question arises: is it possible to minimize micromobility by controlling the structural characteristics of the implant, in particular, the threads? The influence of the thread characteristics (profile, depth and thread pitch) on the stability of dental implants under immediate loading (primary stability) is studied in the paper, when osseointegration has not yet occurred and there is no complete adhesion at the implant-bone interface. The change in the thread profile is modeled by a variation in the angle of inclination of the sides of the profile with a gradual transition from the triangular through the trapezoidal and square threads to the dovetail one. The minima of the maximum displacements on the implant-bone interface are obtained for the square and dovetail profiles. Their values are microns, which corresponds to the data of other papers. The influence of the depth and pitch of the thread is studied on a square profile. It has been established that an increase in the thread depth from 0.1 to 0.4 mm (as well as a reduction in the thread pitch from 2 to 0.4 mm) led to a 3-6% decrease in the implant subsidence (global mobility) and to a significant (multiple) monotonic drop in movement at the interface. Thus, the profile of the thread has a significant effect on the micromobility on the implant-bone surface under loading: with the same values of the occlusal load and observed tooth macromobility, it can change micromobility by times. The micromotion minima are obtained for the square and dovetail profiles. The maxima of local displacements arise on the apex turn of the thread.

Key words: biomechanics, modelling, micromobility, dental implants, thread geometry, primary stability.

Получено 5 сентября 2018