УДК 616.31: 531.011

УСЛОВИЕ ГОТОВНОСТИ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ К ФУНКЦИОНАЛЬНЫМ НАГРУЗКАМ

¹Ерошин В.А., ¹Джалалова М.В., ²Багдасарян Г.Г., ²Арутюнов С.Д., ²Антоник М.М., ²Степанов А.Г.

¹НИИ механики МГУ им. М.В. Ломоносова, Москва, e-mail: margarita-vd@mail.ru; ²Московский государственный медико-стоматологический университет им. А.И. Евдокимова, . Москва, e-mail: stepanovmd@list.ru

Рассмотрена возможность использования обобщенного реверсионного торка для оценки готовности дентальных имплантатов к функциональным нагрузкам. Описана методика определения коэффициентов вращательной жесткости. Эксперименты по их определению проводились на имплантатах различных размеров фирмы Conmet (Россия), закрепленных в образцах цилиндрической формы из линейно-упругого материала боксил, используемого в качестве аналога костной ткани. Приведены результаты численного расчета коэффициентов вращательной жесткости методом конечных элементов, а также полей напряжений в боксиле в окрестности дентальных имплантатов. Экспериментальные результаты сравниваются с численными расчетами.

Ключевые слова: ортопедическая стоматология, дентальный имплантат, коэффициент вращательной

CONDITION OF READINESS OF DENTAL IMPLANTS TO FUNCTIONAL LOADS ¹Eroshin V.A., ¹Dzhalalova M.V., ²Bagdasaryan G.G, ²Arutyunov S.D., ²Antonik M.M., ²Stepanov A.G.

¹Institute of Mechanics of Lomonosov Moscow State University, Moscow, e-mail: margarita-vd@mail.ru; ²Moscow Evdokimov State Medical Stomatologic University, Moscow, e-mail: stepanovmd@list.ru

The possibility of using a generalized reversion torch to evaluate the readiness of dental implants for functional loads is considered. A technique for determining the rotational stiffness coefficients is described. Experiments on their determination were carried out on implants of various sizes from Conmet (Russia), fixed in cylindrical samples of linear-elastic material of boksil used as an analogue of bone tissue. The results of numerical calculation of rotational stiffness coefficients by the finite element method as well as stress fields in the box in the vicinity of dental implants are presented. The experimental results are compared with numerical calculations.

Keywords: prosthetic dentistry, dental implant, the rotational stiffness coefficient

Установка винтовых имплантатов в предварительно просверленные отверстия производится обычно с помощью динамометрического ключа. В процессе фиксации определяется максимальное значение крутящего момента, которое позволяет оценить начальную прочность соединения имплантата с костной тканью, и на основании этих данных решить вопрос о немедленном или 2-х этапном проведении операции. Развитием этой технологии стал тест на реверсионный торк, уже давно использующийся для оценки прочности крепления имплантатов [1, 4].

Тест на реверсионный торк был предложен с целью ранней и объективной проверки готовности имплантатов к функциональным нагрузкам. Однако его надо проводить очень осторожно, не нарушая нормального заживления костной ткани. Единственное, чего не хватает этой методике, это одновременного измерения углов поворота имплантата.

В связи с этим актуальной является цель исследования — определение коэффициента вращательной жесткости, а именно: за-

давая небольшое значение вращающего момента и измеряя соответствующий ему угол поворота имплантата, появляющийся за счет упругой деформации костной ткани в его окрестности, можно определить коэффициент вращательной жесткости, который характеризует прочность соединения (сращивания) имплантата с костной тканью при торсионном нагружении. Методика этих измерений, называемая лазер-торктестом, является естественным продолжением и развитием теста на реверсионный торк [1, 5].

Материалы и методы исследования

Методика измерения углов поворота имплантатов при торсионных нагрузках. Определение коэффициента вращательной жесткости K_{ϕ} производится по формуле $K_{\phi}=M/\phi$, где M – произведение силы на плечо (H·см), ϕ – угол поворота имплантата (рад.) [5, 6].

При проведении методических измерений коэффициента вращательной жесткости (рис.1) имплантат (1), закрепленный в аналоге костной ткани (2), устанавливается горизонтально, а на коромысло (4), жестко прикрепленное к его оси соединительным штифтом (3), подвешиваются грузики для создания вращающего момента.

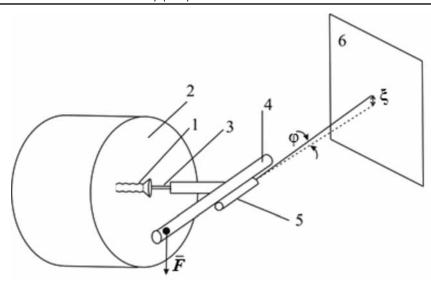


Рис. 1. Схема установки для определения коэффициентов вращательной жесткости: 1 –имплантат; 2 – аналог костной ткани; 3 – штифт; 4 – рычаг-коромысло; 5 – лазер; 6 – экран

При нагружении правого плеча происходит завинчивание имплантата (вращение по часовой стрелке), левого — отвинчивание (вращение против часовой стрелки). В отличие от реверсионного торка при определении коэффициента вращательной жесткости момент прикладывается в обе стороны для того чтобы выяснить нет ли люфта, а за величину угла поворота берется их среднее арифметическое значение. Зная смещение ξ на экране (6) луча лазера (5), прикрепленного к коромыслу, можно определить угол φ поворота имплантата: $\varphi = \xi/L$, где L — расстояние от имплантата до экрана ($\xi << L$). При таком способе нагружения имплантата можно очень точно дозировать вращательные нагрузки, избегая опасных значений крутящего момента.

Результаты исследования и их обсуждение

Эксперименты по определению коэффициентов вращательной жесткости проводились на имплантатах фирмы Conmet (Россия) различных размеров, закрепленных в образцах цилиндрической формы из материала боксил. При фиксации имплантата

крутящий момент составлял $M = 1 \cdot H \cdot cm$. Определение коэффициента вращательной жесткости проводилось при нагружении моментом $M=0,1\cdot H\cdot cm$, т.е. торсионная нагрузка была на порядок меньше, чем при фиксации. Необходимо подчеркнуть, что при малых значениях вращающего момента значение $K_{\scriptscriptstyle \oplus}$ не зависит от величины торсионной нагрузки, т.е. при оценке жесткости крепления имплантата можно использовать щадящие режимы нагружения. Для методических исследований в качестве аналога костной ткани был выбран довольно мягкий материал боксил, так как он является линейно упругим. Ранее аналогичные измерения проводились на твердом пенопласте, однако его диаграмма σ ~ ε имеет более сложный вид, и сравнение этих экспериментов с численными расчетами было бы не так убедительно. Результаты измерений коэффициента вращательной жесткости K_{α} приведены в табл. 1.

Таблица 1 Зависимость коэффициента вращательной жесткости (K_{φ}) имплантатов от площади контакта S с аналогом костной ткани (боксил)

Пополютия	Группы экспериментов								
Параметры	I					II			
d, mm	3,3	4,0	3,5	4,0	4,0	3,5	4,0	4,0	
l, mm	8,0	10	12	12	16	10,4	10	16	
<i>S</i> , mm ²	82,9	125,6	131,9	150,7	202	114,3	125,6	201	
К₀, Н∙мм/рад	95,7	146,1	152,4	167,9	244,2	106,7	127,4	221	

Здесь d – диаметр имплантата, l – его фактическое заглубление в материале, S – площадь поверхности контакта имплантата с аналогом костной ткани. К первой группе экспериментов, отмеченных цифрой I в верхней части таблицы, относятся измерения для имплантатов, закрепленных в цилиндрическом образце из боксила диаметром d=42 мм и высотой H=22 мм, которые располагались по окружности на расстоянии 10мм от края. Имплантаты из второй группы были закреплены в центре цилиндров диаметром d=20 мм и высотой H=30 мм. Для образцов из II группы также были проведены численные расчеты (табл. 2).

В условиях клиники измерения с использованием методики лазер-торк-теста можно проводить параллельно с измерениями коэффициента стабильности имплантата (КСИ) с помощью прибора Osstell ISQ. Для этого на шестигранники штифта с магнитом крепится специальное коромысло, с помощью которого на имплантат передается торсионная нагрузка. Считывание смещения луча лазера на экране, соответствующее углу поворота имплантата, производится таким же образом, как это делалось при определении коэффициентов продольной жесткости [6] (видеокамера записывает перемещение лазера на экране и после обработки всей информации на компьютере

	Вариант 1	Вариант 2	Вариант 3
S (площадь боковой поверхности имплантатов), мм 2	114,3	125,6	201
Максимальные σ (H/мм²) напряжения по Мизесу в боксиле в окрестности имплантата	0,19	0,13	0,07
$K_{_{\scriptscriptstyle \Omega}}$ (расчёт), Н·мм/рад	106,5	156	239

На рис. 2 изображена зависимость коэффициента вращательной жесткости K_{ϕ} от площади контакта имплантата S, которая является линейной и, очевидно, проходит через ноль (квадраты — эксперименты группы I, кружочки — группы II). Результаты численных расчетов на рис. 2 изображены крестиками. Сравнение показывает, что опытные данные хорошо согласуются с численными расчетами.

появляется значение коэффициента вращательной жесткости). Эксперименты показали, что величина коэффициента жесткости, соответствующего вращению имплантата вокруг оси симметрии, приблизительно равна половине коэффициента жесткости при поперечных нагрузках. Так как значениям КСИ>65, при которых имплантат считается готовым к функциональным нагрузкам, соответствуют коэффициенты нормальной

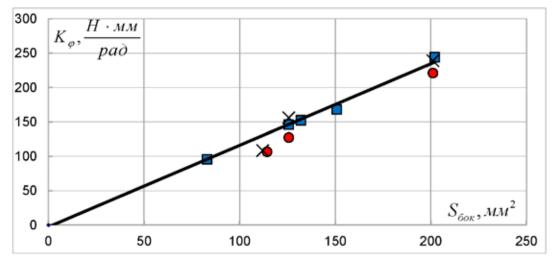


Рис. 2. Зависимость коэффициента вращательной жесткости от площади контакта имплантата с аналогом костной ткани:

■ – эксперименты группы I; • – группы II; × – численные расчеты

жесткости K_n >21,5 Н·м/рад, получаем, что при значениях коэффициента вращательной жесткости K_{ϕ} >10,7 Н·м/рад дентальные имплантаты также должны быть готовы к функциональным нагрузкам.

Численный расчет коэффициентов вращательной жесткости

В данном разделе показаны результаты численного расчета коэффициентов вращательной жесткости методом конечных элементов, а также полей напряжений в аналоге костной ткани (боксил) в окрестности дентальных имплантатов [2, 6].

Исследовались 3 варианта винтовых титановых имплантатов фирмы Conmet (Россия), отличающихся длиной и диаметром. На рис.3 изображена осесимметричная конечно-элементная компьютерная модель имплантата, ввинченного в образец из материала боксил цилиндрической формы высотой 30 мм и диаметром 20 мм.

рименте, граничные условия заданы в виде полного запрета на перемещения точек нижнего основания образца.

Численные исследования распределения напряжений в материале образца показали, что значения напряжений вблизи острого края винтовой резьбы примерно в 1,5 раза больше, чем во впадинах резьбы. В качестве примера на рис. 4 показаны результаты численных расчетов для варианта имплантата диаметром 4 мм и длиной 19 мм — перемещение имплантата и значения напряжений по Мизесу в материале образца вблизи боковой поверхности имплантатов (табл. 3).

Для того чтобы можно было увидеть напряжённо-деформированное состояние образца и имплантатов внутри и особенно в окрестности имплантатов, на рисунке из цилиндрического образца вырезана 1/4 часть его объёма. Для лучшей визуализации деформированные образцы везде изображены специально в утрированном масштабе.

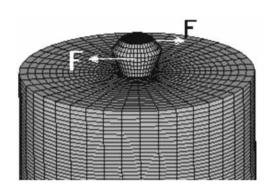


Рис. 3. Имплантат в образце под действием вращающего момента: F=0,125~H, плечо $l=2~{\rm мm}$, размеры образца $d=20~{\rm mm}$, $h=30~{\rm mm}$

К верхней части имплантата приложен вращающий момент (показано стрелками) — при таком нагружении имплантат совершает вращательное движение относительно оси симметрии. Для боксила значения модуля Юнга E=1,9 МПа и коэффициента Пуассона $\mu=0,47$.

Для построения модели использовался объемный элемент с 20 узлами и 3 степенями свободы в каждом узле. Как и в экспе-

Сравнение коэффициентов жёсткости, полученных в численном и физическом экспериментах, приведено в таблице 3 — расхождение находится в интервале 0,2%—8,0%. Вполне удовлетворительное согласование численных расчетов с опытными данными подтверждает как достоверность экспериментальных результатов, так и адекватность методики численных расчетов [3].

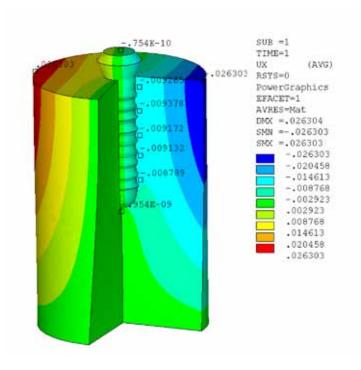


Рис. 4. Длина имплантата 19 мм, диаметр 4 мм; закреплено дно образца, смещение по оси x

 Таблица 3

 Напряжения и перемещения имплантатов под действием вращающего момента для различных вариантов

	Вариант 1 <i>h</i> = 13 мм, <i>d</i> = 3.3 мм	Вариант 2 $h = 13 \text{ мм},$ $d = 4 \text{ мм}$	Вариант 3 $h = 19 \text{ мм},$ $d = 4 \text{ мм}$
Максимальные (мм) перемещения образца (расчёт)	0,024	0,030	0,026
K_{ω} (расчёт), Н·мм/рад	106,5	156	239
S (площадь боковой поверхности имплантатов), мм 2	114,3	125,6	201
Максимальные σ (кг/мм²) напряжения по Мизесу в боксиле в окрестности имплантата	0,0015	0,0013	0,0007
Физический эксперимент $K_{_{\infty}}$ (эксперимент), $\mathrm{H}\cdot\mathrm{mm/pag}$	106,7	146	220
Отличие значений K в физическом и численном экспериментах (в процентах)	0,2%	6,4%	8,0%

Выводы

Описанная выше схема методических измерений коэффициентов вращательной жесткости для имплантатов, закрепленных в аналогах костной ткани еще довольно громоздка, но уже сейчас при незначительных изменениях ее можно использовать in vivo в условиях клиники. Необходимо подчеркнуть, что в отличие от приборов Periotest M и Osstell ISQ, торктест дает оценку готовности имплантатов к функциональной нагрузке на основании измерений только касательных напряжений. Создание приборов, использующих методику обобщенного реверсионного торка, должно повысить эффективность восстановительных операций с использованием дентальных имплантатов.

Список литературы

- 1. Арутюнов С.Д., Ерошин В.А., Джалалова М.В., Бойко А.В., Тарнуев В.В. Оценка прочности крепления дентальных имплантатов методом лазер-торк теста // Российский стоматологический журнал. − 2010. №6. С.4–6.
- 2. 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.
- 3. Джалалова М.В., Ерошин В.А. Математическое моделирование в задачах стоматологии // Вестник Нижегородского университета им. Н.И. Лобачевского. Изд-во Нижегор. ун-та (Н. Новгород). – 2011. – №4. – С. 421–422.
- 4. Дронов М.В. Применение резонансно-частотного метода для оценки стабильности и остеоинтеграции дентальных имплантатов: дис. канд. мед. наук. М., 2007. 185 с.
- 5. 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.
- 6. Yeroshin V.A., Dzhalalova M.V. Stress-Strain State of Biomechanical System Implant-Elastic Foundation // Russian Journal of Biomechanics. 2012. Vol. 16, №3. P.70–81.