



## Оценка *in vitro* трёх типов циркониевых абатментов под действием статической нагрузки

Джей Сён Ким, д.стом.хир.,<sup>a</sup> Ариэль Дж. Райгородски, д.стом.мед.,  
маг.ест.н.,<sup>b</sup> Брайан Д. Флинн, PhD,<sup>c</sup> Джеффри Э. Рубинштейн,  
д.стом.мед., маг.ест.н.,<sup>d</sup> Квок-Хунг Чунг, д.стом.хир., PhD,<sup>e</sup>  
Ллойд А. Манкл, PhD<sup>f</sup>

Колледж стоматологической медицины Университета Риджентс шт. Джорджия, Огаста,  
шт. Джорджия; факультет стоматологии Университета шт. Вашингтон, Сиэтл, шт. Вашингтон

**Формулировка проблемы.** Несмотря на внедрение разнообразных циркониевых абатментов, данные относительно максимальных нагрузок и устойчивости циркониевого абатмента с различными типами крепления абатмента к имплантату с внутренним трёхканальным соединением остаются недостаточными.

**Цель исследования.** Цель настоящего исследования *in vitro* заключалась в том, чтобы сравнить максимальные нагрузки трех разных типов трёхканального соединения циркониевых абатментов и оценить характер нарушения соединения для каждого из типов.

**Материалы и методы.** Исследовались три группы (n=20) циркониевых абатментов для имплантатов с различными типами крепления абатмента к имплантату. Группа AllZr состояла из цельноциркониевых образцов (циркониевый абатмент Aadv CAD/CAM Zirconia Abutment), в группу FrZr вошли циркониевые абатменты с титановым основанием цангового типа (циркониевый абатмент NobelProcera Abutment Zirconia), а группу BondZr составили гибридные циркониевые абатменты с титановым основанием адгезивного типа (циркониевый абатмент Lava Zirconia abutment). Все абатменты подвергли термической обработке в течение 20 000 циклов при температуре от 5°C до 55°C. Шестьдесят тестовых титановых имплантатов (Dummy Nobel- Replace) внедрили в блоки из самоотверждающейся акриловой массы; изготовили шестьдесят циркониевых колпачков (Lava Zirconia) однородной толщины 2,0 мм и зафиксировали их на абатментах адгезивным способом. Универсальное тестовое оборудование применялось для оказания статической нагрузки на все образцы на поперечной скорости 1 мм/мин. Максимальные нагрузки регистрировали и использовали в качестве критической (разрушающей) нагрузки. Разрушенные образцы были собраны; репрезентативные образцы изучили при помощи стереомикроскопа и сканирующего электронного микроскопа (СЭМ). Статистический анализ проводился с использованием однофакторного дисперсионного анализа ANOVA и апостериорного сравнения по критериям подлинной значимости Тьюки ( $\alpha=.05$ ).

**Результаты.** Среднее значение (стандартное статистическое отклонение) максимальной нагрузки составило 484.6 (56.6) Н для абатментов NobelProcera, 503.9 (46.3) Н для абатментов Aadv, и 729.2 (35.9) Н для абатментов Lava. Максимальные нагрузки абатментов Lava оказались значительно выше, чем у абатментов Aadv и NobelProcera ( $P < .05$ ). Значимых различий между группами Aadv и NobelProcera отмечено не было. Характер разрушения у образцов групп Aadv, NobelProcera и Lava различался.

**Выводы.** У имплантатов стандартного диаметра с трёхканальным соединением максимальная нагрузка абатментов Lava оказалась значительно выше, чем у абатментов Aadv и NobelProcera. Значимых различий между максимальными нагрузками абатментов Aadv и NobelProcera отмечено не было. Однако характер разрушений у всех трёх групп абатментов различался. (J Prosthet Dent 2013;109:255-263 [Журнал «Ортопедическая стоматология»])

Работа представлена на конкурс аспирантских исследований Общества ортопедов Тихоокеанского побережья, Пасадена, шт. Калифорния, в июне 2011 года.

<sup>a</sup> Jae Seon Kim. Ассистент профессора кафедры зубочелюстной реабилитации Колледжа стоматологической медицины Университета Риджентс шт. Джорджия.

<sup>b</sup> Ariel J. Raigrodski. Профессор, директор аспирантуры по ортопедии кафедры реставрационной стоматологии стоматологического факультета Университета шт. Вашингтон.

<sup>c</sup> Brian D. Flinn. Научный сотрудник, профессор. Материаловедение и инженерия Университет шт. Вашингтон.

<sup>d</sup> Jeffrey E. Rubenstein. Профессор. Аспирантура по ортопедии кафедры реставрационной стоматологии стоматологического факультета Университета шт. Вашингтон.

<sup>e</sup> Kwok-Hung Chung. Профессор кафедры реставрационной стоматологии стоматологического факультета Университета шт. Вашингтон.

<sup>f</sup> Lloyd A. Mancl. Научный сотрудник, профессор. Кафедра здоровья ротовой полости. Университет шт. Вашингтон.

## Клиническое значение

При установке на имплантаты стандартного диаметра с трёхканальным креплением циркониевые абатменты гибридного типа с адгезивным титановым основанием могут повышать устойчивость к нагрузкам по сравнению с цельноциркониевыми абатментами и циркониевыми абатментами с титановым основанием цангового типа.

Изначально в контексте многокомпонентного протезирования опорой на имплантаты с винтовой фиксацией абатменты использовали в качестве промежуточных элементов между протезированием и платформой имплантата.<sup>1,2</sup> В недавнее время спектр их применения расширился и включает в себя поддержку и коррекцию профиля прорезывания и профиля выступления мягких тканей<sup>3-5</sup>, а также создание базового оттенка пришеечной зоны при восстановлении одной единицы и при многокомпонентном протезировании с опорой на имплантаты.<sup>6</sup> Подобные требования вместе с приходом технологии CAD/CAM (системы автоматизированного/компьютерного проектирования и производства – *Прим.пер.*) привели к разработке различных методов производства индивидуализированных абатментов с применением титана и циркония.<sup>7</sup> Коммерчески чистый титан широко используется в имплантологии в качестве материала для изготовления абатментов, поскольку хорошо изучены его биосовместимость<sup>8,9</sup> и механические свойства.<sup>10</sup> Но даже несмотря на то, что эти материалы продемонстрировали предсказуемые результаты в рамках долгосрочных клинических исследований,<sup>11,12</sup> титановые абатменты могут приводить к неестественному голубоватому оттенку в зоне прилегания мягких тканей у пациентов с относительно тонкими тканями, что может ухудшать эстетический результат лечения<sup>13,14</sup>; однако преодолеть этот недостаток можно благодаря самым разнообразным материалам, включая абатменты из сплавов литого золота и из титана золотистого цвета. Благодаря этим материалам можно улучшить оттенок пришеечного края реставрации,<sup>15</sup> но транслюцентность реставрации в целом может остаться ограниченной из-за присущей металлу опаковости. Керамические материалы, такие как оксид алюминия, уже применяются для изготовления абатментов имплантатов и способствуют достижению оптимальных эстетических результатов,<sup>16,17</sup> однако исследования указывают на относительно низкую устойчивость этого материала к переломам.<sup>18,19</sup> В результате популярность обрели

циркониевые абатменты, обладающие высокой сопротивляемостью переломам по сравнению с оксидом алюминия и превосходными оптическими свойствами в отличие от титана. Целый ряд исследований *in vitro* позволил продемонстрировать, что устойчивость циркониевых абатментов превосходит самые большие значения режущего усилия, зафиксированные в научной литературе (от 90 до 370 Н).<sup>20-24</sup> И хотя по большей части переломы происходят под действием усталостных нагрузок, в ходе испытаний на статические нагрузки можно смоделировать ситуацию накусывания на твёрдый объект или получения травмы в области комплекса имплантат-абатмент. В зависимости от толщины слоя цирконий обеспечивает некоторую светопропускаемость,<sup>25</sup> что позволяет зубному технику изготавливать в лаборатории такие реставрации, которые удовлетворяют пациентов с высокими эстетическими запросами. Несмотря на данные о клинической успешности применения циркониевых абатментов в области фронтальных зубов и премоляров,<sup>4,26,27</sup> зафиксированы случаи перелома абатментов.<sup>28</sup> Следовательно, могут возникнуть сомнения относительно рациональности применения такого материала в ротовой полости. Однако не все циркониевые абатменты ведут себя одинаково.<sup>29</sup> В отличие от титановых абатментов, являющихся монокристаллическими, циркониевые абатменты могут изготавливаться разными способами. Они могут быть цельноциркониевыми, циркониевыми с металлической цангой для соединения с имплантатом или циркониевыми на адгезивном металлическом элементе, который крепится на имплантат. Эти варианты соединения могут влиять на долговечность всего комплекса имплантат-абатмент в целом.<sup>30</sup> Опубликованы исследования сопротивляемости перелому циркониевых абатментов с разным типом крепления к имплантату в составе различных систем имплантатов и в отношении имплантатов разных диаметров.<sup>31,32</sup> Авторы однако не указывают на исследования, в которых бы проводилось сравнение циркониевых абатментов с разными вариантами соединения с имплантатом одного диаметра и стандартизированными размерами. Такое исследование необходимо для того, чтобы

уменьшить количество переменных и сосредоточить внимание на том, как тип соединения влияет на устойчивость к нагрузкам. Также необходимо изучить характер разрушений при переломе/отломе абатмента и остаточное влияние таких разрушений на платформу имплантата. Бродбек (Brodbeck)<sup>33</sup> описал разрушительный эффект циркония при установке на имплантаты с наружным шестигранником. Клотц в составе научной группы (Klotz *et al*)<sup>34</sup> указал на износ циркониевых и титановых абатментов под воздействием циклических нагрузок и продемонстрировал более заметную трансформацию платформы имплантата под воздействием цельноциркониевого абатмента по сравнению с титановым абатментом с коническим креплением к имплантату. Такое потенциальное повреждение имплантата в зоне соединения с абатментом может приводить к клинической неудаче. Цель настоящего исследования *in vitro* заключалась в том, чтобы сравнить максимальную устойчивость к нагрузкам трёх типов циркониевых абатментов стандартного диаметра с внутренним и трёхканальным соединением с имплантатом и оценить характер разрушений этих абатментов. Исходная гипотеза заключалась в том, что различия между тремя типами циркониевых абатментов по параметру максимальных переносимых нагрузок и по характеру разрушений под действием статических нагрузок отсутствуют.

## МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Использовались 60 абатментов трёх разных фирм-производителей (n=20). В Таблице I представлены сведения о каждой группе абатментов с указанием состава абатмента, типа соединения с платформой имплантата и наименованием компании-производителя. В группу AllZr вошли цельноциркониевые абатменты (Aadva CAD/CAM Zirconia Abutment; GC Advanced Technologies Inc, Олсип, шт. Иллинойс, США), в группу FrZr вошли циркониевые абатменты с титановым основанием цангового типа (NobelProcera Abutment Zirconia; Nobel Biocare, Йорба Линда, шт. Калифорния, США), а группу BondZr составили циркониевые абатменты с адгезивным титановым основанием (Lava Zirconia abutment; 3M ESPE, Сент-Пол, шт. Миннесота, США), как показано на Рис. 1 и 2. Одиночный абатмент для замещения левого центрального резца верхней челюсти выполнили на установке автоматизированного проектирования и производства (Aadva CAD/CAM Zirconia Abutment; GC Advanced

Technologies Inc) из прототипа cast предназначенного для изготовления абатментов и просканировали двумя сканерами других производителей, (NobelProcera Scanner; Nobel Biocare и 3M ESPE Lava Scan ST Dental Scanner; 3M ESPE). Циркониевые абатменты были получены у компаний GC Advanced Technologies Inc, Nobel Biocare, и 3M ESPE. Таким образом, все абатменты были изготовлены с идентичными измерениям: глубоким скосом глубиной 0,5 мм по всей окружности, высотой от режущей кромки до десны 8 мм с вестибулярной стороны и 6,5 мм с небной стороны. Осевая толщина стенки составила 1,0 мм по центру вестибулярной и небной поверхности и 1,3 мм по центру мезиальной и дистальной поверхности, как показано на Рис. 3. Идентичность размеров абатментов подтвердили цифровой калибровкой caliper (Mitutoyo 500-196-20; Mitutoyo America Corp, Ора, шт. Иллинойс, США). Абатменты необходимо было прикрепить к титановым основаниям адгезивным методом. По рекомендации компании-производителя площадь поверхности адгезивной обработки должны составлять, по меньшей мере, 33 мм<sup>2</sup>. Расчёты показали, что высота

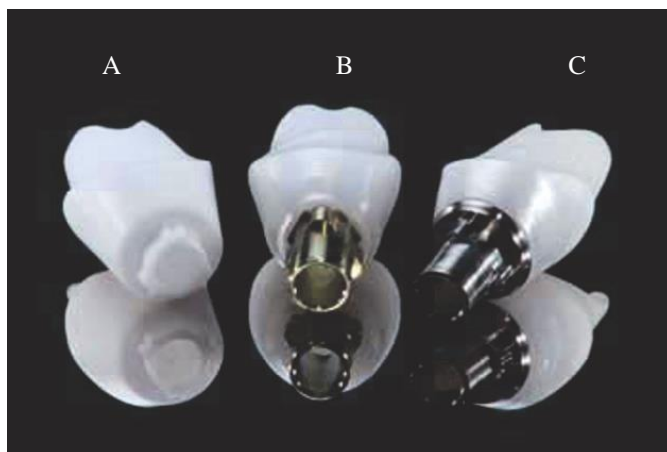
осевой стенки должна составлять как минимум 2,7 мм для титанового основания платформы имплантата NobelReplace Regular Platform. Для соответствия спецификации производителя титановые основания (Engaging Ti Base; Attachments Intl Inc, Бёрлинггейм, шт. Калифорния, США) сошлифовали до высоты 3 мм. Поверхность титановых оснований и внутреннюю поверхность циркониевых абатментов обработали трибохимическим способом (Rocatec; 3M ESPE) в соответствии с инструкцией производителя. Адгезивную фиксацию титановых оснований и циркониевых абатментов произвели при помощи полимерного композитного цемента двойного отверждения (RelyX Unicem Self-adhesive Universal Resin Cement; 3M ESPE) в соответствии с инструкцией производителя. Излишки цемента удалили под визуальным контролем с 10-кратным увеличением. С коронковой части абатментов марки Procera сошлифовали остатки циркониевой окислы при помощи вращающегося режущего инструмента (KS 4; Brasseler, Саванна, шт. Джорджия, США) с обильной водной ирригацией через специально

сконструированное устройство (Pattern Resin LS, GC Advanced Technologies Inc), изготовленное из прототипа абатмента для стандартизации всех размеров. Спустя сутки хранения в воде при комнатной температуре все 60 циркониевых абатментов подвергли циклам термической обработки cycled (v2.1a; Prototech, Портланд, шт. Орегон, США) в течение 20 000 циклов при температуре от 5 до 55°C со временем выдержки 20 секунд.<sup>35</sup>

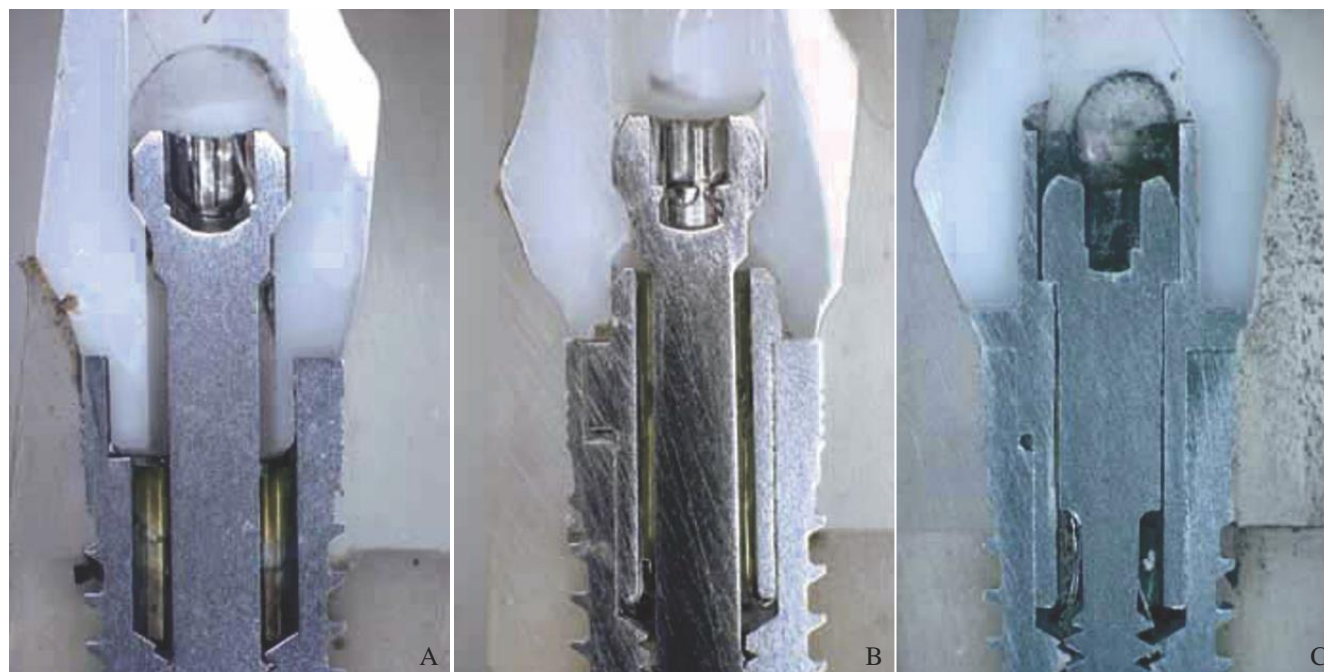
В исследовании использовали шестьдесят тестовых титановых имплантатов стандартного диаметра с внутренним трёхканальным соединением (Dummy NobelReplace Tapered Groovy 4,3×13 мм; Nobel Biocare, Йорба Линда, шт. Калифорния, США). Их поместили в акриловый самоотверждающийся полимер (оттенок D3 JetTooth Shade Powder и Jet liquid; Lang Dental Manufacturing Co, Inc, Уилинг, шт. Иллинойс, США) при помощи специально изготовленного позиционного устройства для стандартизации положения тестовых имплантатов в толще акрилового полимера. Платформы тестовых

Таблица 1. Исследованные материалы.

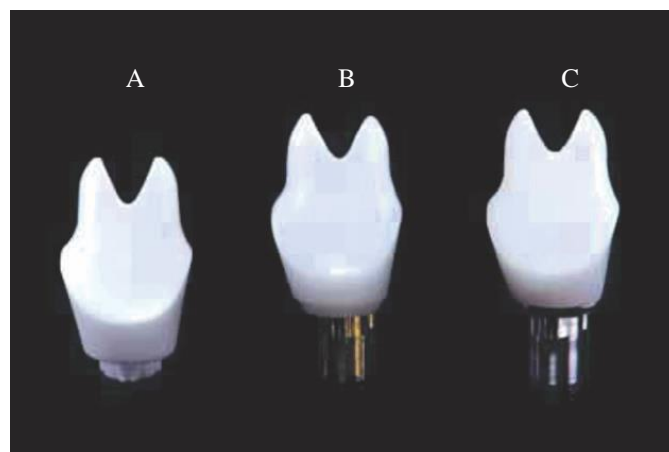
Материал	Состав абатмента	Тип соединения абатмента с платформой имплантата	Компания-производитель
Aadva CAD/CAM Zirconia Abutment	Диоксид циркония	Диоксид циркония/Титан	GC Advanced Technologies Inc, Олсип, шт. Иллинойс, США
NobelProcera Abutment Zirconia	Диоксид циркония + титановое основание (цангового типа)	Диоксид циркония /Титан	Nobel Biocare, Йорба Линда, шт. Калифорния, США
Lava Zirconia Abutment	Диоксид циркония + титановое основание (адгезивное)	Титан/Титан	3M ESPE, Сент-Пол, шт. Миннесота, США



1 Пример образцов трёх разных типов соединения имплантат/абатмент (А) GC. (В) Procera. (С) Lava.



**2** Поперечные сечения образцов, демонстрирующие разные варианты соединения абатмента с имплантатом. А. GC. В. Procera. С. Lava.



**3** Пример образцов стандартных размеров от трёх производителей. (А) GC. (В) Procera. (С) Lava.

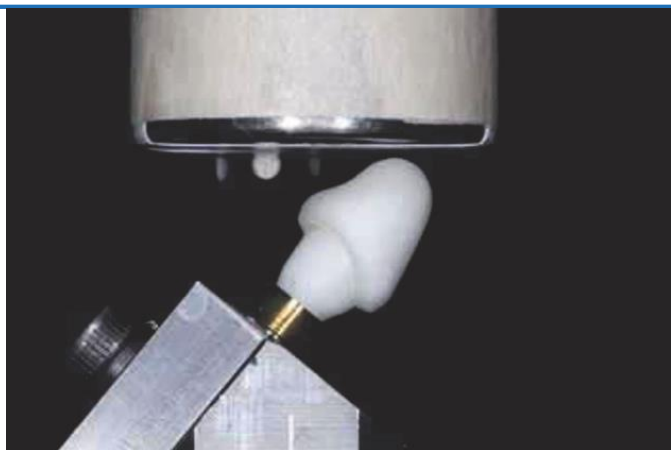
имплантатов расположили на расстоянии 3,0 мм от акрилового полимера с тем, чтобы сымитировать 3,0 мм утраты костной ткани в соответствии со стандартом ISO 14801 standard.<sup>36</sup>

В соответствии с инструкцией производителя, каждый абатмент предварительно нагрузили усилием в 35 Н, чтобы закрепить его в тестовом имплантате. Для всех 60-ти абатментов изготовили циркониевые колпачки равномерной толщины 2,0 мм (Lava Zirconia; 3М ESPE) после сканирования каждого абатмента в отдельности. (3М ESPE Lava Scan ST Dental Scanner; 3М ESPE). Внутреннюю поверхность циркониевых колпачков и абатментов обработали трибохимическим способом (Rocatec; 3М ESPE), после чего на них нанесли праймер для обработки керамики (RelyX Ceramic Primer, 3М ESPE). Для адгезивной фиксации колпачков использовали полимерный

композитный цемент двойного отверждения (RelyX Unicem Self-adhesive Universal Resin Cement; 3М ESPE). Образцы хранили в водопроводной воде при комнатной температуре как минимум в течение суток перед нагрузкой.

Образец привели в контакт с универсальным тестовым устройством (Instron model 5500R; Instron Corp, Норвуд, шт. Массачусетс, США) в 2,0 мм от режущей кромки и под углом 30° для симуляции контакта фронтального зуба верхней челюсти в соответствии с модификацией стандарта ISO 14801, как показано на Рис. 4. Для полного предотвращения трения между поверхностью колпачка и тестовым оборудованием использовали политетрафторэтиленовую ленту (Harvey's White PTFE Thread Seal Tape;

William H. Harvey Company, Омаха, шт. Небраска, США). Статическую нагрузку оказывали на поперечной скорости 1,0 мм/мин. Поперечное движение останавливали, когда нагрузка начинала уменьшаться из-за перелома абатмента или из-за пластической деформации винта или имплантата. Максимальную нагрузку фиксировали и использовали в качестве разрушающей нагрузки. Из каждой группы случайным способом выбрали по три образца для проведения съёмки процесса испытаний высокоскоростной камерой (Keyence Corp of America, Элмвуд-Парк, шт. Нью-Джерси, США) на скорости приблизительно между 800 и 1000 кадров в минуту во время статической нагрузки. Репрезентативные образцы из каждой группы установили в алюминиевые блоки с жидким коллоидным серебром (Electron Microscopy Sciences, Хэтфилд, шт. Пенсильвания, США), в газовой среде (аргон) распылили на них платину



**4** Циркониевый колпачок, зафиксированный на тестовом имплантате адгезивным способом и закреплённый в стальном держателе универсального тестового оборудования под углом 30 градусов. Между образцом и оборудованием проложили политетрафторэтиленовую ленту для предотвращения воздействия на образцы силы трения.

**Таблица II.** Среднее значение (стандартная статистическая погрешность) максимальных нагрузок (в Н) после 20 000 циклов термической обработки (n=20)

Максимальная нагрузка (статистич.погрешность)				
Группа	Средн. знач.	Стат. погр.	Мин. знач.	Макс. знач.
GC	503,9	46,3	424,0	650,3
Lava	729,2	35,9	651,0	788,0
Procera	484,6	56,6	369,3	589,1

**Таблица III.** Стьюдентизированный размах Тьюки (критерий подлинной значимости Тьюки)

Сравнение групп	Разница между средними значениями	Совместные 95% доверительные пределы	
Lava -GC	225,3	189,5	261,1*
Lava -Procera	244,6	208,8	280,4*
GC -Procera	19,3	-16,5	55,1

Сравнения, значимые на уровне ,05, отмечены звёздочкой.

и проанализировали в сканирующем электронном микроскопе (СЭМ) (JEOL JSM-7000; JEOL Ltd, Токио, Япония) с визуализацией вторичных электронов и визуализацией спектра обратнорассеянных электронов. Цифровые изображения образцов записывались на разных уровнях увеличения для оценки поверхности переломов и определения характера разрушений.

**РЕЗУЛЬТАТЫ**

Средние значения максимальной нагрузки (стандартная статистическая погрешность) составили was 484,6 (56,6) Н в группе NobelProcera, 503,9 (46,3) Н у Aadva, и 729,2 (35,9) Н в группе Lava (Таблица II). По параметру устойчивости максимальным нагрузкам между тремя группами были обнаружены статистически значимые различия

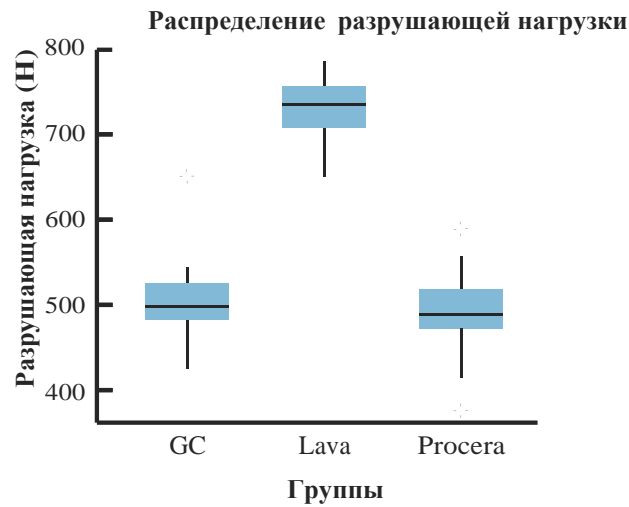
(однофакторный дисперсионный анализ ANOVA, где  $P < 0,001$ ,  $F = 167,2$ ,  $df = 2$  и  $57$ ). Среднее значение максимальной нагрузки оказалось значительно более высоким у абатментов Lava по сравнению с абатментами Aadva и NobelProcera ( $P < 0,05$ ; критерий подлинной значимости Тьюки). Между группами Aadva и NobelProcera не было обнаружено статистически значимой разницы (Таблица III; Рис. 5) по параметру максимальной нагрузки. Характер разрушений у всех трёх групп различался. У абатментов Aadva перелом начинался от зоны между вестибулярным и дистальным буграми трёхканального

соединения, где толщина циркония является минимальной (Рис. 6). У абатментов NobelProcera перелом начинался на внутренней стороне контактной поверхности между цирконием и головкой винта с латеральной и задней стороны (Рис. 7). У абатментов Lava наблюдалось расслоение между цирконием и титановым основанием (Рис. 8).

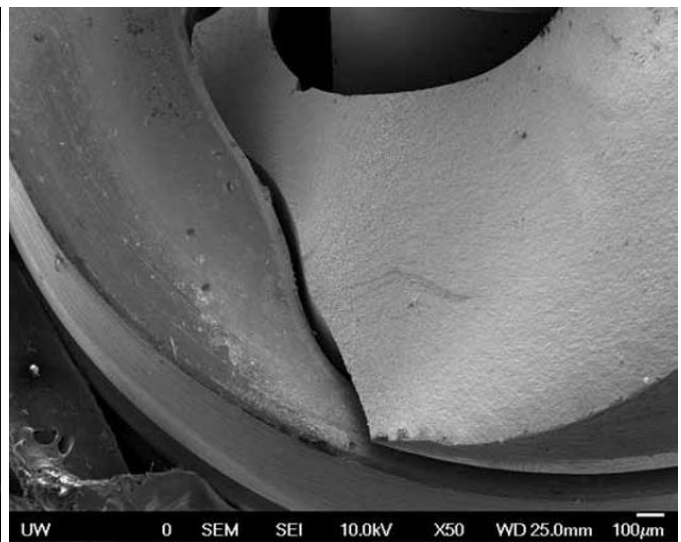
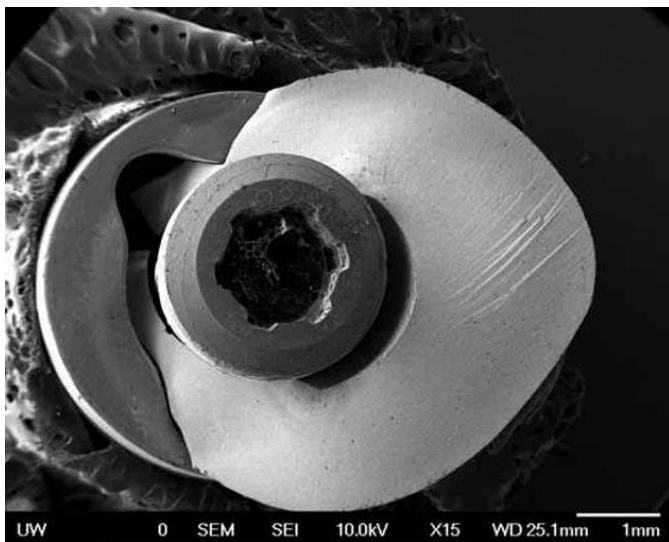
**ДИСКУССИЯ**

В рамках настоящего исследования, проведённого in vitro, было показано, что циркониевые абатменты с разным типом соединения с имплантатом, установленные на имплантаты со стандартной платформой и трёхканальным соединением, характеризуются разными показателями максимальной нагрузки

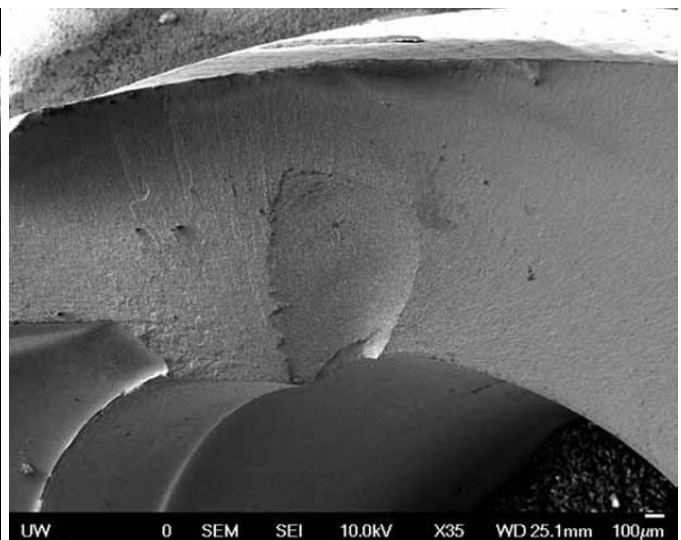
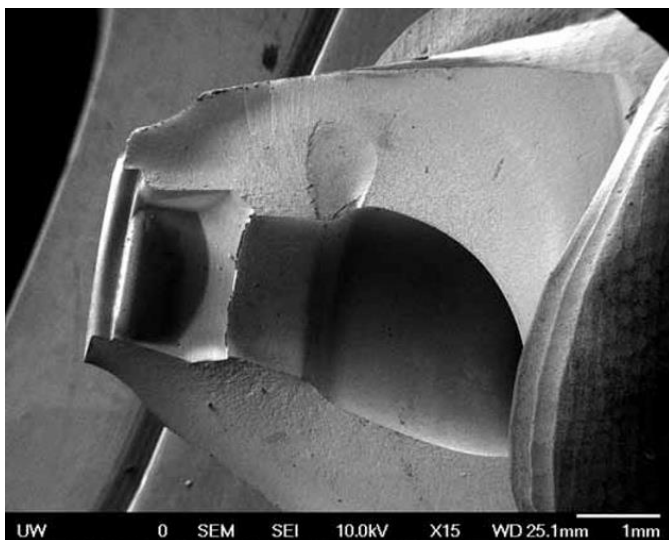




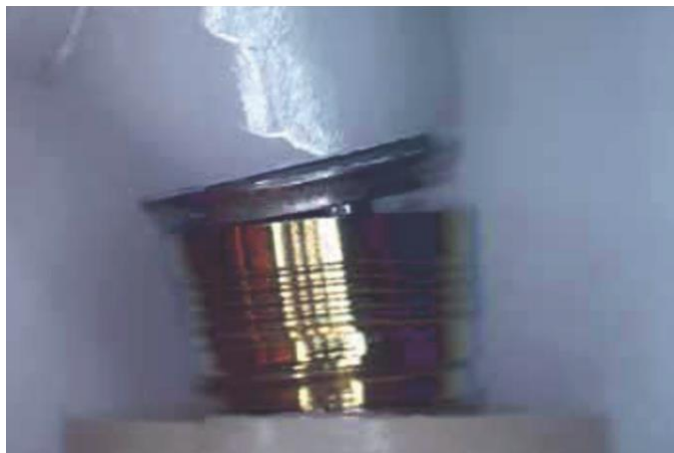
**5** Диаграмма устойчивости максимальным нагрузкам по группам.



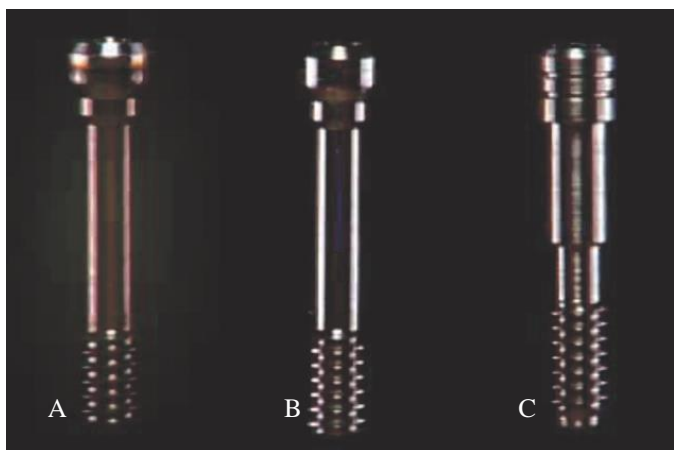
**6** Изображение поверхности перелома (СЭМ) абатмента GC. А. Начало перелома (увеличение в 15 раз).  
В. Начало перелома (крупный план) (увеличение в 50 раз).



**7** Изображение поверхности перелома (СЭМ) абатмента Procera. А. Начало перелома в зоне соединения внутренней поверхности циркониевого элемента и головки винта (увеличение в 15 раз). В. Начало перелома (крупный план) (увеличение в 35 раз).



**8** Абатмент Lava: расслоение между цирконием и титановым основанием.



**9** Различные типы винтов, которые использовались для образцов. (A) GC. (B) Procera. (C) Lava.

и характером разрушений при переломе под воздействием статической нагрузки. Следовательно, исходная гипотеза была опровергнута. И хотя показатели максимальной нагрузки значительно различались между некоторыми группами, у всех групп они превышали показатели физиологического режцового усилия, которое, как известно, находится в диапазоне приблизительно от 90 до 370 Н.<sup>20-24</sup> В число протестированных абатментов входили цельноциркониевые абатменты, абатменты с титановым основанием цангового типа и адгезивным титановым основанием. Размеры абатментов были стандартизированы за счёт производства с помощью технологии CAD/CAM, а не вручную. Тестовые имплантаты, использованные в исследовании, состояли из коммерчески чистого титана, что является эквивалентом имплантатов, применяемых в клинической практике. Такой выбор был продиктован стремлением исключить ещё одну переменную и получить возможность чётко локализовать воздействие нагрузки на соединение абатмента с имплантатом так, чтобы можно было измерить устойчивость к перелому, что было бы невозможно при использовании дубликата.

Одну переменную – дизайн винта – не удалось стандартизировать. В группах абатментов Aadva и NobelProcera использовался винт с конической головкой, в то время как в группе Lava применялись винты с фланцевой головкой. Более того, на винте абатмента Lava имелось больше витков нарезки по сравнению с другими двумя группами (Рис. 9).

Можно отметить, что распределение нагрузки при статическом тесте различалось у всех трёх типов абатментов. Когда усилие прикладывалось с небной стороны комплекса абатмент/коллачок, небнопришеечный участок подвергался напряжению, а вестибулярно-пришеечный – сжатию.

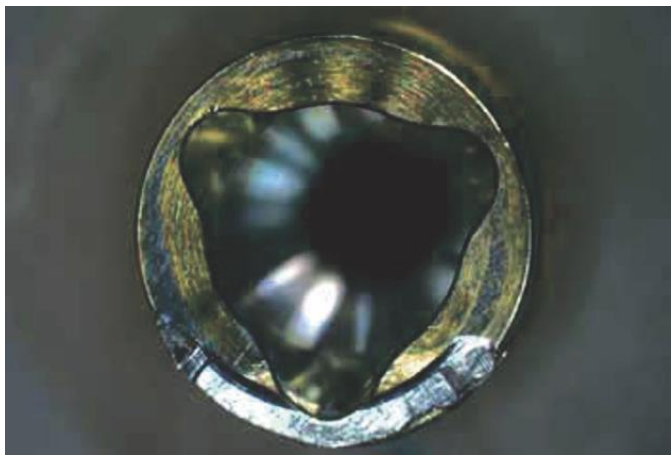
После анализа в стереомикроскопе и СЭМе было обнаружено, что переломы в группе Aadva начинались от осевой стенки трёхканального соединения, между каналами, где толщина циркония была минимальной (0,3 мм). Это может означать, что слабое звено цельноциркониевых абатментов типа Aadva – участок минимальной толщины и напряжения.

В группе абатментов NobelProcera высокоскоростная камера зафиксировала расслоение между циркониевым элементом и титановым основанием перед переломом циркония. Возможно, это расслоение и послужило переносу нагрузки на зону контакта между головкой винта и циркониевым элементом и вызвало перелом. Изображения, полученные в сканирующем электронном микроскопе, также продемонстрировали, что переломы начинались там, где головка винта входит в контакт с цирконием на латеральной и небной сторонах внутренней поверхности абатментов. В устойчивости перелому циркониевых абатментов с титановым основанием, которое может отслаиваться от циркониевого элемента под действием статической нагрузки, определённую роль может играть дизайн головки винта.

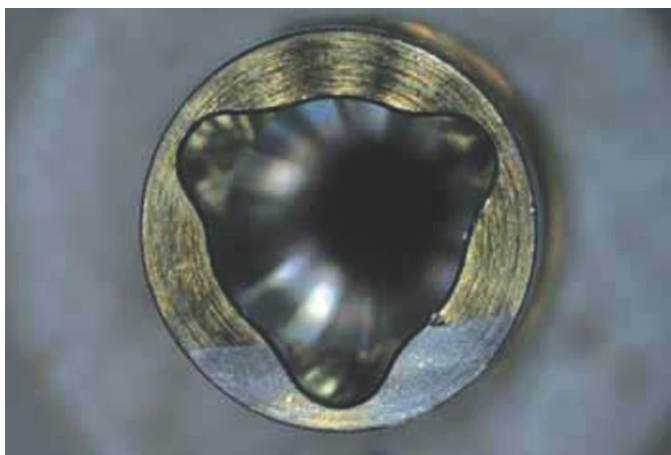
У абатментов Lava высокоскоростная камера зафиксировала отслоение циркониевого элемента от титанового основания. Только в двух случаях наблюдался перелом абатмента Lava. И хотя сложно определить причину этих переломов, можно высказать предположение о неудачной подгонке или некачественной адгезии между титановым основанием и циркониевым элементом. Анализ с помощью стереоскопа показал, что начало формирования перелома в цирконии совпадало с тем участком титанового основания, где наблюдались шероховатость и неровность поверхности. Хотя в испытании не использовались титановые абатменты, следует отметить, что максимальные переносимые нагрузки

и устойчивость к перелому абатментов Lava могут быть сравнимы с аналогичными показателями титановых абатментов. Предшествующие исследования показали схожие результаты для циркониевых абатментов с цементируемым титановым основанием.<sup>19,37</sup>

Помимо этого, была проведена субъективная оценка платформ тестовых имплантатов при помощи стереомикроскопа. В группе абатментов NobelProcera были обнаружены значительные повреждения платформ имплантатов, вероятно, в связи с тем, что контакт платформы с имплантатом было выполнено из циркония, и цанговое соединение с титановым основанием привело к тому, что циркониевый элемент абатмента отклонялся, вызывая заглубление циркония в титановую платформу (Рис. 10). В группе абатментов Aadva не было отмечено таких серьёзных разрушений платформы имплантата, как в группе абатментов NobelProcera.



**10** Показательный образец, позволяющий продемонстрировать разрушение платформы имплантата абатмента Procera.



**11** Показательный образец, позволяющий продемонстрировать разрушение платформы имплантата абатмента GC.



**12** Показательный образец, позволяющий продемонстрировать резкое искажение тестового имплантата с абатментом Lava.

Перелом абатмента происходил без какого-либо предварительного изгиба, что уменьшало площадь контакта и повреждение платформы имплантата (Рис. 11). Платформы имплантатов, соединённых с абатментами Lava, не подвергались такому анализу, поскольку

титановое основание не отделялось от имплантатов. Однако в связи с тем, что на этот комплекс имплантат/абатмент оказывались самые высокие нагрузки сжатия, отмечались сильные искажения муляжей имплантатов (Рис. 12). Из этого

наблюдения нельзя делать выводы ввиду того, что большой порядка сил, приложенных к комплексу имплантата/абатмент, является клинически нерелевантным.

Для корректной клинической корреляции необходимо обработать множество ограничений настоящего исследования. Во-первых, применялась только статическая нагрузка. Статическая нагрузка может быть только одним из типов нагрузок, которые может испытывать комплекс абатмент/колпачок; соответственно, результаты могут быть иными при оказании усталостных нагрузок. Однако для проведения испытаний на сопротивляемость усталостным нагрузкам совершенно необходимо знать статическую нагрузку, чтобы получить отправную точку и рассчитать нагрузку, которая будет оказываться яна комплекс абатмент/колпачок. Следовательно, испытания статической нагрузкой можно считать предварительным исследованием для проведения проектов измерения усталостных нагрузок в будущем. Во-вторых, не проводилось сравнения точности прилегания абатментов разных производителей к тестовым имплантатам. Этот фактор является той переменной, которая, возможно, отвечает за разницу по показателю максимальных нагрузок или по характеру разрушений абатмента при переломе. В-третьих, использовались неанатомические колпачки, а не анатомически контурированные коронки. Циркониевые колпачки большой толщины (2,0 мм) использовались для концентрации сил, приложенных к образцам в пришеечной зоне, и для предотвращения переломов колпачков, что могло бы внести еще одну переменную и усложнить анализ данных. К тому же, в рамках настоящего исследования применялся только один тип системы имплантатов с конкретными типом соединения и диаметром; таким образом, результаты могут быть неприменимы к другим системам имплантатов. Необходимы дополнительные клинические исследования для определения характера разрушений таких абатментов и для высказывания рекомендаций по применению циркониевых абатментов с другим типом соединения и с платформами имплантатов другого дизайна.

## ВЫВОДЫ

В условиях ограничений настоящего исследования *in vitro* были сделаны следующие выводы:

1. Циркониевые абатменты Lava продемонстрировали наиболее высокие показатели устойчивости максимальным силам при статической нагрузке в отличие от циркониевых абатментов Aadva и NobelProcera.
2. Между абатментами Aadva и NobelProcera



не было обнаружено статистически значимых различий по показателям устойчивости максимальным силам при статической нагрузке

3. Характер разрушений при перелома абатмента различался у всех трёх групп.

## БИБЛИОГРАФИЯ

1. Lewis S, Beumer J 3rd, Hornburg W, Moy P. The "UCLA" abutment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:183-9.
2. Beumer J 3rd, Hamada MO, Lewis S. A prosthodontic overview. *Int J Prosthodont* 1993;6:126-30.
3. Yildirim M, Edelhoff D, Hanisch O, Spiekermann H. Ceramic abutments—a new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2000;20:81-91.
4. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2004;17:285-90.
5. Su H, Gonzalez-Martin O, Weisgold A, Lee E. Considerations of implant abutment and crown contour: critical contour and subcritical contour. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2010;30:335-43.
6. Park SE, Da Silva JD, Weber HP, Ishikawa-Nagai S. Optical phenomenon of peri-implant soft tissue. Part I. Spectrophotometric assessment of natural tooth gingiva and peri-implant mucosa. *Clin Oral Implants Res* 2007;18:569-74.
7. Kapos T, Ashy LM, Gallucci GO, Weber HP, Wismeijer D. Computer-aided design and computer-assisted manufacturing in prosthetic implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:110-8.
8. Lindhe J, Berglundh T. The interface between the mucosa and the implant. *Periodontol* 2000 1998;17:47-54.
9. Linkevicius T, Apse P, Grybauskas S, Puisys A. Influence of thin mucosal tissues on crestal bone stability around implants with platform switching: a 1-year pilot study. *J Oral Maxillofac Surg* 2010;68:2272-7.
10. Anusavice KJ. Phillips' science of dental materials. 11th ed. Saunders; 2003. p. 769-70.
11. Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Lindén U, Bergström C, et al. Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:639-45.
12. Ekelund JA, Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. Implant treatment in the edentulous mandible: a prospective study on Brånemark system implants over more than 20 years. *Int J Prosthodont* 2003;16:602-8.
13. Jung RE, Holderegger C, Sailer I, Khraisat A, Suter A, Hämmerle CH. The effect of all-ceramic and porcelain-fused-to-metal restorations on marginal peri-implant soft tissue color: a randomized controlled clinical trial. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2008;28:357-65.
14. Prestipino V, Ingber A. All-ceramic implant abutments: esthetic indications. *J Esthet Dent* 1996;8:255-62.
15. Bressan E, Paniz G, Lops D, Corazza B, Romeo E, Favero G. Influence of abutment material on the gingival color of implant-supported all-ceramic restorations: a prospective multicenter study. *Clin Oral Implants Res* 2011;22:631-7.
16. Prestipino V, Ingber A. Esthetic high-strength implant abutments. Part I. *J Esthet Dent* 1993;5:29-36.
17. Prestipino V, Ingber A. Esthetic high-strength implant abutments. Part II. *J Esthet Dent* 1993;5: 63-8.
18. Yildirim M, Fisher H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 2003;4:325-31.
19. Butz F, Heydecke G, Okutan M, Strub JR. Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. *J Oral Rehabil* 2005;32:838-43.
20. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent* 1986;56:226-9.
21. Paphangkorakit J, Osborn JW. The effect of pressure on a maximum incisal bite force in man. *Arch Oral Biol* 1997;42:11-7.
22. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand* 1977;35:297-303.
23. Haraldson T, Carlsson GE, Ingervall B. Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Acta Odontol Scand* 1979;37:195-206.
24. Waltimo A, Kõnönen M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Scand J Dent Res* 1993;101:171-5.
25. Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L, Valandro FL, Scotti R. Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent* 2010;104:6-12.
26. Canullo L. Clinical outcome study of customized zirconia abutments for single-implant restorations. *Int J Prosthodont* 2007;20:489-93.
27. Zembic A, Sailer I, Jung RE, Hämmerle CH. Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. *Clin Oral Implants Res* 2009;20:802-8.
28. Aboushelib MN, Salameh Z. Zirconia implant abutment fracture: clinical case reports and precautions for use. *Int J Prosthodont* 2009;22:616-9.
29. Kerstein RB, Radke J. A comparison of fabrication precision and mechanical reliability of 2 zirconia implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:1029-36.
30. Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hämmerle CH. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:850-8.
31. Seetoh YL, Tan KB, Chua EK, Quek HC, Nicholls JL. Load fatigue performance of conical implant-abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26:797-806.
32. Nguyen HQ, Tan KB, Nicholls JL. Load fatigue performance of implant-ceramic abutment combinations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:636-46.
33. Brodbeck U. The ZiReal Post: A new ceramic implant abutment. *J Esthet Restor Dent* 2003;15:10-23.
34. Klotz MW, Taylor TD, Goldberg AJ. Wear at the titanium-zirconia implant-abutment interface: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 201;26:970-5.
35. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999;27:89-99.
36. International Organization for Standardization. ISO 14801:2003. Dentistry fatigue test for endosseous dental implants. Geneva: International Organization for Standardization, 2003.
37. Aramouni P, Zebouni E, Tashkandi E, Dib S, Salameh Z, Almas K. Fracture resistance and failure location of zirconium and metallic implant abutments. *J Contemp Dent Pract.* 2008;9:41-8.

## Автор-корреспондент:

Д-р Джей Сён Ким (Jae Seon Kim)  
 Университет Риджентс шт. Джорджия  
 Колледж стоматологической медицины  
 1120 15-ая ул., GC-4212  
 Огаста, шт. Джорджия, США; GA 30912  
 Факс: 706-721-8349  
 Email: jkim1@gru.edu

## Благодарность

Автор выражает признательность компаниям 3M ESPE и Nobel Biocare за поддержку в виде компонентов имплантатов и циркониевых шаблонов, а также зуботехнической лаборатории Issaquah Dental Lab за поддержку.

Авторское право © 2013 принадлежит Редакционному Совету журнала *The Journal of Prosthetic Dentistry*.