

УДК 531/534: [57+61]

МЕХАНИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ШТИФТОВОЙ КОНСТРУКЦИИ С ИОННО-ПЛАЗМЕННЫМ НАПЫЛЕНИЕМ

А.Г. Рогожников*, В.Ю. Кирюхин**, Г.И. Рогожников*

* Кафедра ортопедической стоматологии Пермской государственной медицинской академии имени академика Е.А. Вагнера, Россия, 614000, Пермь, ул. Куйбышева, 39

** Кафедра теоретической механики Пермского государственного технического университета, Россия, 614000, Пермь, Комсомольский проспект, 29, e-mail: kvu@perm.ru

Аннотация. В данной работе рассматривается плоская конечно-элементная модель системы «покрывная конструкция–искусственная культя зуба–штифт–корень зуба–периодонт–нижняя челюсть». Цель исследования заключается в сравнении двух типов штифтовых конструкций с позиции предотвращения послеоперационных осложнений. Также анализируется изменение прочности штифтовой конструкции после обработки поверхности штифта ионно-плазменным методом, образующим пористый поверхностный слой. В результате исследования было показано, что тип конструкции несущественно влияет на напряженно-деформированное состояние всей системы, однако обработка поверхности штифта должна восприниматься как необходимость при использовании для изготовления штифта таких твердых материалов, как титан и цирконий.

Ключевые слова: ортопедическая стоматология, штифт, ионно-плазменное напыление, метод конечных элементов.

Введение

Одной из актуальных проблем ортопедической стоматологии является восстановление зубов с полностью разрушенной коронковой частью. Полное разрушение коронковой части зуба в результате травмы, кариеса, патологической стираемости, некариозных поражений и последующее удаление корней является пусковым механизмом в развитии функциональных и структурных нарушений зубочелюстной системы [1].

Для восстановления коронковой части широко используются стандартные штифты различных форм, типов из различных конструкционных материалов, а также штифтовые конструкции индивидуального литья. Схематически установка штифта проиллюстрирована на рис. 1.

В современной клинике применение штифтовых конструкций чрезвычайно многообразно: разрабатываются методы улучшения адгезии искусственной культи к металлическому штифту, предлагаются новые углеродные, стекловолоконные и специальные полимерные штифты, используются дентинные адгезивы, высокопрочные культевые композиционные материалы, композиционные цементы для фиксации анкерных штифтов, силиконовые пресс-формы для моделирования искусственной культи и многое другое [1].

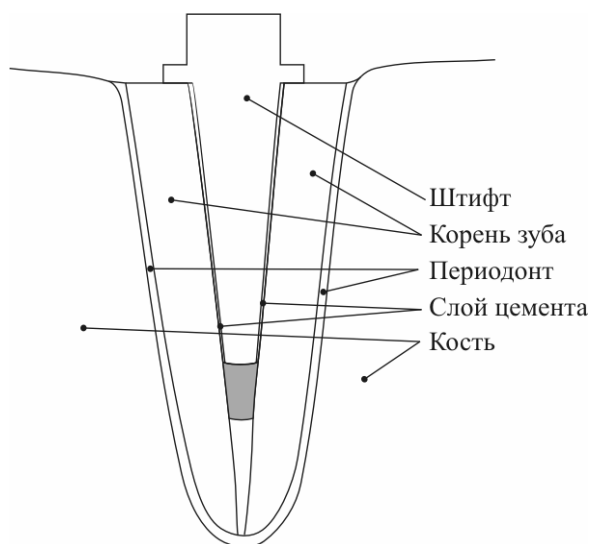


Рис. 1. Схематическое изображение установки штифтовой опоры для искусственной коронки

Некачественная установка штифта может привести к серьезным отклонениям. Известно о значительном количестве разрушений штифтовых конструкций с последующим удалением зубов, начиная с первого года функционирования. Так, клиническая эффективность реставраций с опорой на титановый внутриканальный штифт через 3 года наблюдения составляет 73,4%; качество самих штифтовых конструкций через 3 года соответствует оптимальному в 73,5% случаев [2]. В более отдаленные сроки (более 5 лет) применения несъемных зубных протезов с опорой на штифтовые конструкции в 15,6% случаев возникают осложнения. Наиболее частые из них: нарушение фиксации штифтовой конструкции и перелом корня опорного зуба. В целом статистика осложнений, возникающих при армировании разрушенных зубов штифтовыми конструкциями, такова [3]:

- перелом корня зуба, восстановленного штифтовой конструкцией (раскол корня зуба) – 8,2%,
- нарушение фиксации (расцементирование) – 10,1%,
- деструкция кости в перипектальной области – 8,8%,
- перелом корня зуба (откол части стенки корня) – 11,9%,
- нарушение фиксации материала искусственной культи коронковой части зуба – 6,9%,
- перфорация стенок канала корня – 6,6%,
- наличие рецидивирующего кариеса коронковой и корневой частей зуба, маргинальное воспаление и ретракция десны – 5,7%,
- прогрессирование атрофии кости в области шейки зуба – 5,7%,
- изгиб и перелом штифта – 4,4%.

Существующее разнообразие способов использования штифтовых конструкций вызвано в первую очередь стремлением улучшить отдаленный эффект от лечения. Но при всем многообразии выбора типов штифтов и способов их установки, при определенности целей такого типа лечения на данный момент отсутствует четкий, объективно обоснованный алгоритм выбора оптимальной формы, размера, материала штифта и культевой конструкции в зависимости от конкретной клинической ситуации [1]. На стоматологическом рынке представлены различные, подчас противоречивые, виды анкерных штифтов из весьма сомнительных конструкционных материалов.

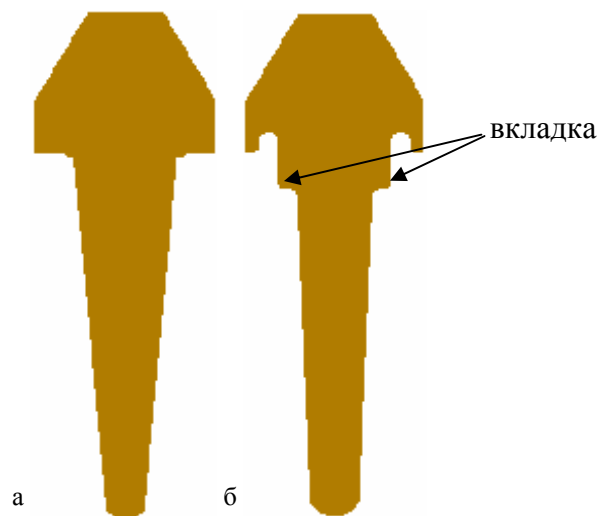


Рис. 2. Рассматриваемые в работе типы штифтов: а – конусообразный штифт, б – штифт с вкладкой

Поэтому вопрос выбора наилучшего способа ортопедического лечения разрушенных зубов штифтовыми конструкциями остается по-прежнему актуальным как в научном, так и в практическом отношении [1].

На основе накопленного собственного клинического опыта авторы работы создали новую конструкцию штифта, имеющего вкладку (рис. 2б). В целях улучшения адгезии цемента и ножки штифта предлагается использовать поверхностное напыление, создаваемое ионно-плазменным методом. Создание такого промежуточного слоя призвано не только увеличить прочность соединения, но и улучшить распределение передачи жевательных усилий на корень зуба и окружающие его ткани. Однако обоснование того, что предлагаемый тип штифта с вкладкой, а также нанесенное напыление имеет положительный клинический эффект, невозможно без объективного биомеханического анализа функционирования рассматриваемой системы. Поскольку большинство осложнений после установки штифта и, тем более, наиболее часто встречающиеся нарушения имеют исключительно механическую природу, то они могут рассматриваться как проблемы механической прочности. В связи с этим логично подходить к решению проблемы установки штифта с точки зрения механики деформируемого твердого тела.

Для сравнения предлагаемой штифтовой конструкции с вкладкой авторы данной работы рассматривают конусообразный штифт, также широко применяемый в клинической практике (рис. 2а). Рассматриваемые штифты, на которых фиксируются одиночные коронки из композиционного материала, устанавливаются в корень однокоренного зуба. Цель установки коронки – полностью восполнить целостность и функцию жевательной поверхности зубного ряда. Для определенности среди всех типов зубов будем говорить только о резцах как о зубах, для которых наиболее предпочтителен данный тип восстановления утраченной коронки.

Еще одним важным параметром при выборе и изготовлении штифтовой конструкции является материал, из которого изготавливается сам штифт. Вдобавок к традиционному списку металлов и композитов, применявшихся достаточно давно, в последнее время появилось множество новых материалов, использование которых требует медицинского и механического анализа. Так, с некоторых пор на рынке стоматологических услуг появился металл цирконий, из которого авторы предлагают

изготавливать штифт и прочие элементы для восстановления жевательной функции зуба.

Суммируя вышесказанное, в данной работе авторы планируют рассмотреть следующий ряд вопросов:

- сформулировать и обосновать математическую модель конструкции восстановления коронки резца на основе штифтовой конструкции;
- рассмотреть два типа штифтов, показанных на рис. 1, – конусообразного и с вкладкой;
- рассмотреть наличие или отсутствие нанесенного ионно-плазменным методом слоя на поверхность штифта;
- предусмотреть использование различных материалов для изготовления штифта, выраженных в их механических свойствах;
- рассчитав напряжения в системе, сравнить модели штифтов и оценить рациональность использования напыленного слоя.

Модель

При установке штифта удаляется коронка зуба, он депульпируется, обрабатывается канал (ему придается необходимая для установки штифта форма) и с помощью цемента в подготовленную область устанавливается ножка штифта. Впоследствии на коронку штифта крепится искусственная коронка зуба.

Геометрия

В данной работе рассматривается плоская модель резца, рассеченного в сагиттальной плоскости. Модель состоит из покрывной конструкции, искусственной культи зуба, препарированного корня зуба, слоя периодонта, фрагмента нижней челюсти и штифта. В работе рассматриваются два вида форм ножки штифта. Геометрия моделей при установке обоих типов показана на рис. 3.

Не вдаваясь в детальное описание профилей, следует, однако, указать характерные размеры элементов модели: длина корня зуба – 15,0 мм, длина ножки штифта – $\frac{2}{3}$ длины корня, т.е. 10,0 мм, диаметр ножки штифта от 1,3 мм до 1,9 мм, слой цемента – 0,1 мм, высота слоя напыления – 0,1 мм. Размеры всех элементов, кроме ножки штифта, для обоих типов полностью идентичны. Это позволит с большей степенью достоверности говорить о сравнении двух типов предлагаемых конструкций.

Выбор плоской модели вместо объемной объясняется несколькими соображениями. Во-первых, комплекс нагрузок, действующих на зуб при основном процессе нагружения зуба – жевании, располагается преимущественно в плоскости, проходящей через ось зуба, для резца – это сагиттальная плоскость. Во-вторых, характер деформации при нагружении зуба позволяет предположить, что данная плоскость остается недеформируемой в поперечном направлении, поскольку удерживается соседними тканями, симметрично располагающимися по обе стороны от модели. В-третьих, использование плоской модели позволяет получить более наглядные результаты, легче оцениваемые визуально, что немаловажно при их оценке врачами–специалистами, не имеющими навыка работы с параметрами математических моделей и их свойствами.

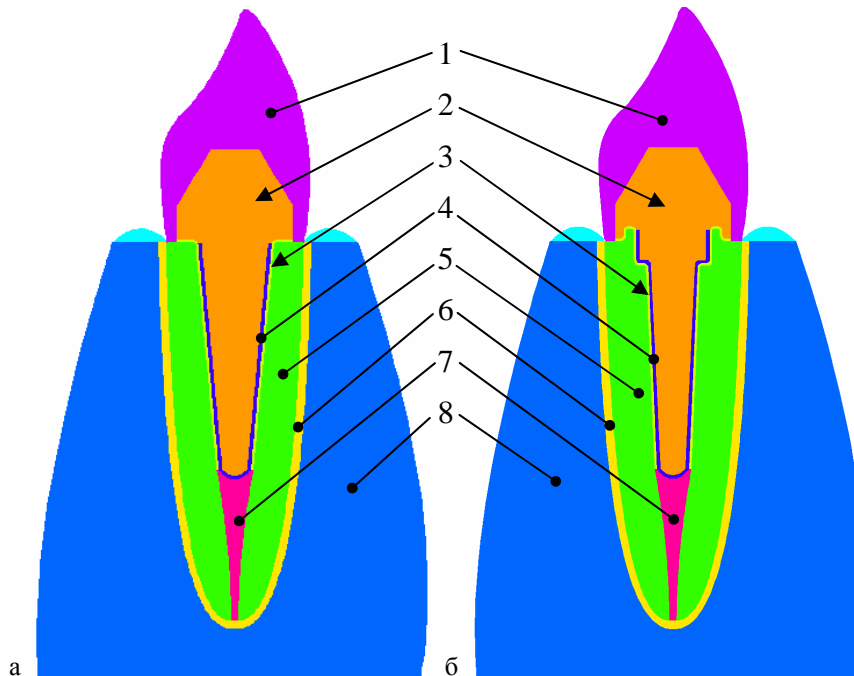


Рис. 3. Изображение геометрически плоских моделей при использовании конусообразного штифта (а) и штифта со вкладкой (б): 1 – покрывная конструкция (искусственная коронка), 2 – штифт, 3 – слой цемента, 4 – слой, нанесенный ионно-плазменным методом, 5 – корень, 6 – слой периодонта, 7 – гуттаперчевая подложка, 8 – фрагмент десны

Теория, граничные условия

Из практики хорошо известно, что деформирование силовыми нагрузками рассматриваемой системы практически во всех областях происходит упруго (кроме периодонта), имеет обратимый характер, и величина возникающих перемещений мала по отношению к размерам конструкции. Из всех названных свойств деформирования системы имеются исключения, связанные с возникновением какого-либо заболевания, например, расшатывание зубов вследствие атрофии альвеолярного отростка или заболевании периодонта. Но в таком случае вопрос об установке штифтовой конструкции, которая может стать опорой не только отдельной коронке, но и мостовидному протезу, не ставится. Таким образом, авторы исследования считают, что поведение системы описывается теорией упругости для малых деформаций. В работе не рассматриваются температурные эффекты, сопровождающие процесс употребления холодной и горячей пищи.

Основные упрощения, применяемые в данной работе по отношению к упругой модели, сводятся к следующему. Во-первых, принимая во внимание аргументы, высказанные в предыдущем подразделе «Геометрия», вводится упрощающее предположение о плоскодеформированном состоянии. Во-вторых, каждая из областей, составляющих систему, предполагается однородной и изотропной.

Применение теории упругости для однородного и изотропного тела означает, что для каждого материала должны быть заданы, по крайней мере, два параметра, к примеру, модуль упругости и коэффициент Пуассона. Последний принимался равным 0,3 для всех областей, поскольку истинные значения данного параметра по всей модели близки к этому значению и малые колебания не сказываются существенно на результатах. Принятые величины модулей упругости приведены в табл. 1.

Особо следует оговорить способ моделирования упругого слоя. Поскольку в цели работы входит исследовать изменение напряженного состояния при нанесении на поверхность штифта пористого слоя, то его присутствие закладывается в модель сразу.

Таблица 1

Свойства элементов модели [1, 2]

Элементы модели	Модуль упругости, МПа
Цемент <i>Lute It</i>	4200
Дентин, корень зуба	14700
Периодонт	6,8
Костная ткань десны	14000
Коронка	16600
Гуттаперча	186

Однако при необходимости рассчитать состояние штифта без данного типа обработки свойства слоя принимались равными свойствам штифта. В том случае, когда моделируется наличие обработанного поверхностного слоя, его модуль E_l упругости рассчитывался по правилу смеси

$$E_l = pE_c + (1 - p)E_s, \quad (1)$$

где p – объемное содержание цемента в напыленном слое, E_s – модуль упругости штифта, E_c – модуль упругости цемента. При расчетах предполагалось, что $p = 0,5$.

Отдельным важным вопросом в задачах биомеханики являются граничные условия, накладываемые на модель. В данном случае авторы рассматривают набор классических граничных условий динамического и кинематического типов.

В действительности, на зубы действуют различные нагрузки. Их величина изменяется в зависимости от расположения зуба (резец, премоляр или моляр), выполняемой им функции (откусывание или измельчение пищи), типа употребляемой пищи, возраста человека, его пола, состояния всей зубочелюстной системы в целом и отдельных ее компонентов. Поэтому, рассматривая вопрос о приложении нагрузки к зубу, как правило, говорят о некоторой усредненной величине жевательного усилия. При этом осреднение происходит по многим параметрам, среди которых только что упомянутые факторы различия, а также и время, поскольку ни один зуб в нормальной ситуации не находится под перманентным воздействием со стороны пищи.

В данной работе авторы следуют устоявшейся практике в научных исследованиях биомеханики зубочелюстной системы и принимают усредненные значения нагрузок, приходящихся на зуб. По данным работ [4] для резца можно считать, что вертикальная нагрузка составляет 315 Н, а горизонтальная – в 3,5 раза ниже, т.е. порядка 90 Н.

Анализ и сравнение штифтов в данной работе авторы проводят преимущественно для действия горизонтальной нагрузки, поскольку известно, что она резко изменяет как характер, так и величину напряжений в сравнении с вертикальной. При этом более низкие нагрузки вызывают еще более высокие напряжения даже относительно вертикальной нагрузки. Эта закономерность не распространяется на губчатую кость и периодонт, где оба направления нагрузки вызывают близкие по величине напряжения [2]. Главной же причиной использования горизонтальной нагрузки служит то, что из практики известно, что в наибольшей степени утрате прочного контакта между штифтом и корнем зуба из-за разрушения цемента способствует именно это направление силы [1].

Кинематические граничные условия выбраны в соответствии с рис. 4.

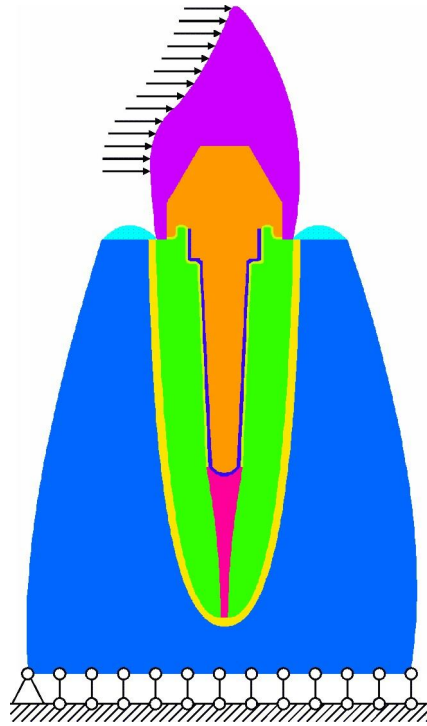


Рис. 4. Схематическое изображение принятых граничных условий модели

Процедура расчета

Для получения данных о напряженно-деформированном состоянии в принятой модели используется метод конечных элементов, реализованный в пакете программ *Earth* и *Pr_Mech*. Конечно-элементная модель для конусообразной конструкции штифта включает 5275 узлов, 10347 элементов, для штифта с вкладкой – 5666 узлов и 11127 элементов. Разница данных показателей легко объясняется более сложной формой цементного слоя (рис. 3).

Для того чтобы произвести анализ влияния материала штифта на состояние цемента, пограничного слоя, корня зуба, периодонта, производился расчет напряженно-деформированного состояния при указанных выше предположениях и для различных модулей упругости материала штифта от 20 ГПа до 150 ГПа с шагом 10 ГПа. Тем самым в рассмотрение попали такие материалы, как сталь (21 ГПа) и золото (100 ГПа). Особое внимание авторов было обращено на сплавы титана (110 и 150 ГПа), а также цирконий (101 ГПа). В данном случае авторы уклоняются от детального рассмотрения материального многообразия как самих материалов, так и их подвидов вместе с последующим избытком свойств, поскольку, очевидно, это не является первоочередной целью работы.

Результаты

На построенной модели с учетом сделанных предположений с помощью метода конечных элементов был произведен расчет напряженного состояния на основе теории упругости для 14 вариантов модулей упругости материалов штифта, для двух типов формы ножки штифта и для наличия или отсутствия нанесенного напылением слоя. Хотя авторами был получен и проанализирован набор целого ряда параметров напряженно-деформированного состояния модели (две компоненты поля перемещений

u_x, u_y ; три ненулевые компоненты поля деформаций $\varepsilon_x, \varepsilon_y, \gamma_{xy}$; четыре ненулевые компоненты поля напряжений $\sigma_x, \sigma_y, \tau_{xy}, \sigma_z$; поля трех главных напряжений $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$), основное внимание для иллюстрации полученных результатов уделено среднему нормальному напряжению [5]

$$\sigma = \frac{\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3}{3}, \quad (2)$$

как оказавшемуся наиболее показательным для сравнения рассмотренных случаев.

Характер распределения средних нормальных напряжений

Сначала стоит указать на качественный характер распределения средних нормальных напряжений, общая картина показана на рис. 5–8. Во всех изображенных случаях было рассчитано среднее нормальное напряжение для циркониевого штифта при двух типах нагрузки, для обеих форм штифта и способов обработки их поверхности. Для ясности на диаграммах на рис. 5а стрелками показаны области наибольшего (стрелка с непрерывной линией) и наименьшего (стрелка с прерывистой линией) среднего нормального напряжений. Поскольку в этой части работы говорится лишь о характере распределения напряжений, то значения поля σ на рис. 5–8 опущены.

Из диаграмм следует, что присутствие или отсутствие напыленного слоя не влияет качественно на распределение средних нормальных напряжений ни при горизонтальной нагрузке, ни при вертикальной нагрузке. Разные формы ножек штифта также устойчивы на качественном уровне к изменению свойств поверхностного слоя, нанесенного ионно-плазменным методом. Отличия возникают на количественном уровне, о чем речь пойдет несколько позднее. Сейчас же можно лишь отметить, что напряжения при горизонтальной нагрузке распределяются в цементе и корне несколько ровнее при использовании поверхностного слоя, чем без него.

Горизонтальная нагрузка создает более ярко выраженные участки максимальных и минимальных напряжений, однако вертикальная нагрузка в силу особенностей формы коронки приводит к несимметричному распределению средних нормальных напряжений.

Количественные оценки средних нормальных напряжений в цементном слое

Здесь и далее авторы считают, что на конструкцию действуют лишь горизонтальные нагрузки, как показано на рис. 4. Как уже говорилось, это объясняется тем, что именно такое направления приложения сил к искусственной коронке на практике вызывает больше всего осложнений.

На рис. 9–11 представлены диаграммы изменения максимальных и минимальных средних нормальных напряжений, возникающих во всем цементном слое, фиксирующем и удерживающем штифт. На основании представленных результатов можно отметить следующие особенности использования различных типов штифтов и обработки их поверхностей ионно-плазменным методом.

Во-первых, наибольшие и наименьшие напряжения в цементе для штифта с вкладкой меньше соответствующих значений при использовании конусообразного штифта (рис. 9). Но надо признать, что отличия несущественны, составляют порядка 7% при необработанной поверхности (непрерывная линия на графике) и могли бы быть отнесены к погрешности вычислений, если бы не повторяющийся регулярный характер. Однако отличаются картины распределения экстремальных внутренних усилий, как это было показано на рис. 5–8.

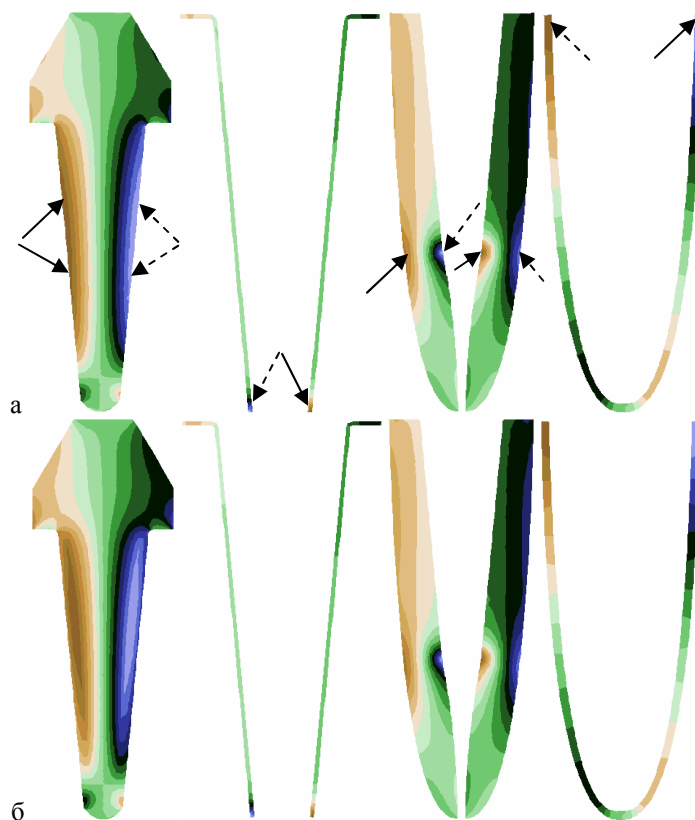


Рис. 5. Распределение средних нормальных напряжений под действием горизонтальной нагрузки при установке конусообразного штифта: а – без напыления, б – с ионно-плазменным напылением

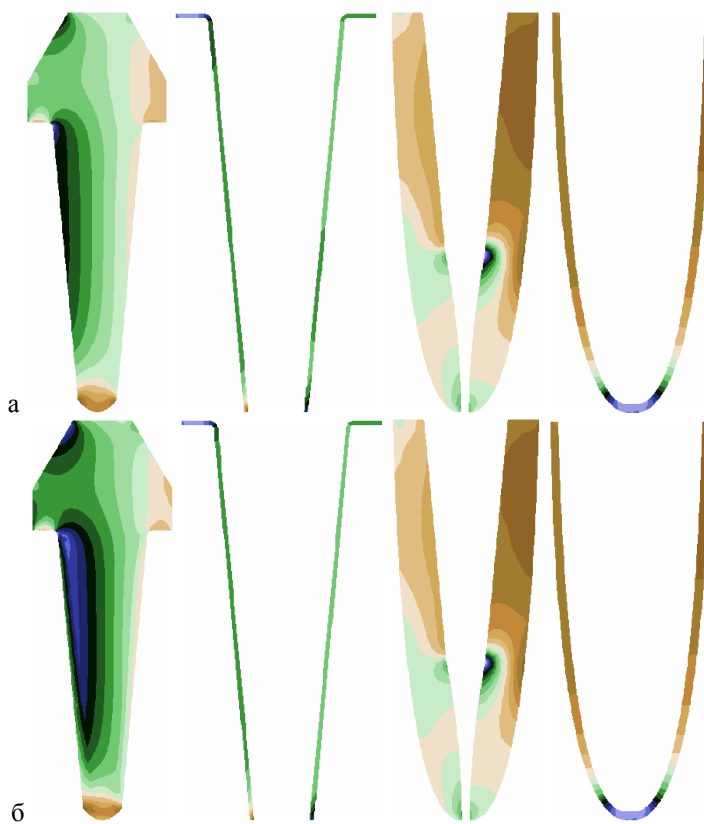


Рис. 6. Распределение средних нормальных напряжений под действием вертикальной нагрузки при установке конусообразного штифта: а – без напыления, б – с ионно-плазменным напылением

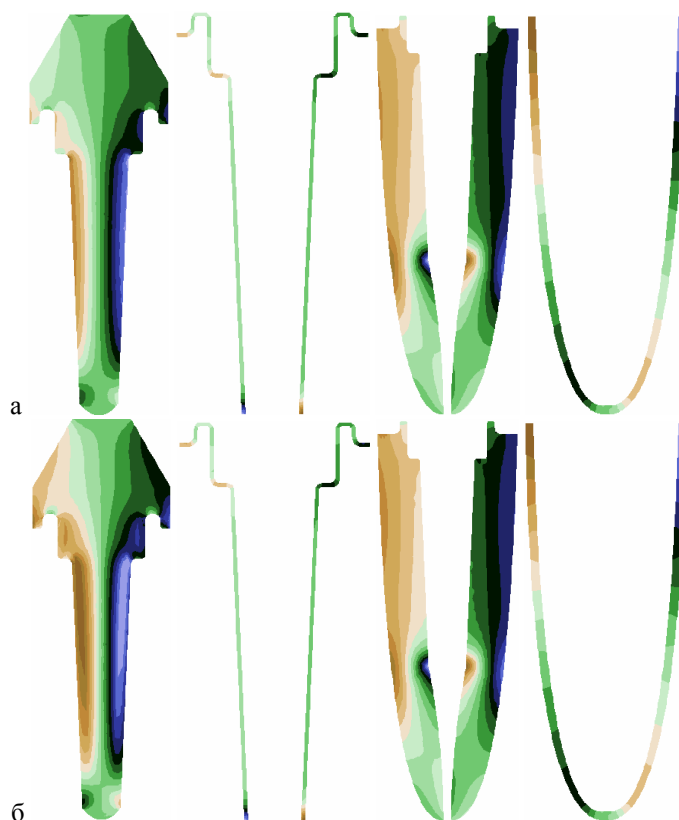


Рис. 7. Распределение средних нормальных напряжений под действием горизонтальной нагрузки при установке штифта с вкладкой: а – без напыления, б – с ионно-плазменным напылением

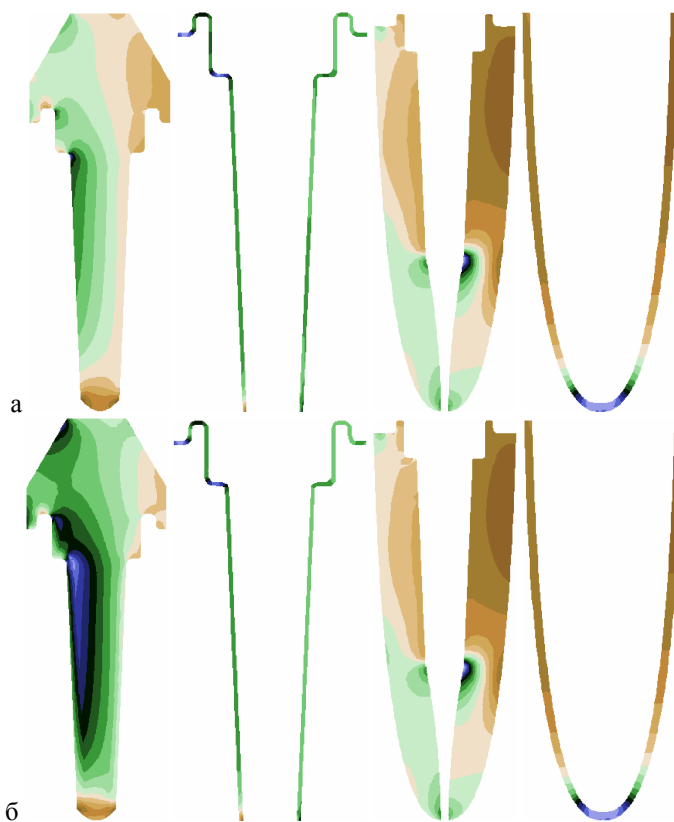


Рис. 8. Распределение средних нормальных напряжений под действием вертикальной нагрузки при установке штифта с вкладкой: а – без напыления, б – с ионно-плазменным напылением

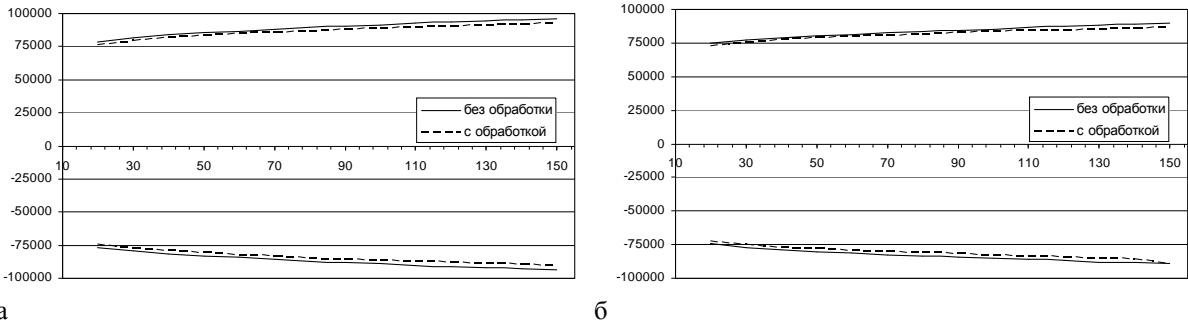


Рис. 9. Средние нормальные напряжения, возникающие в цементе при установке конусного штифта (а) и штифта с вкладкой (б). По оси абсцисс отложено значение модуля упругости материала штифта (ГПа), по оси ординат – среднее нормальное напряжение (Па)

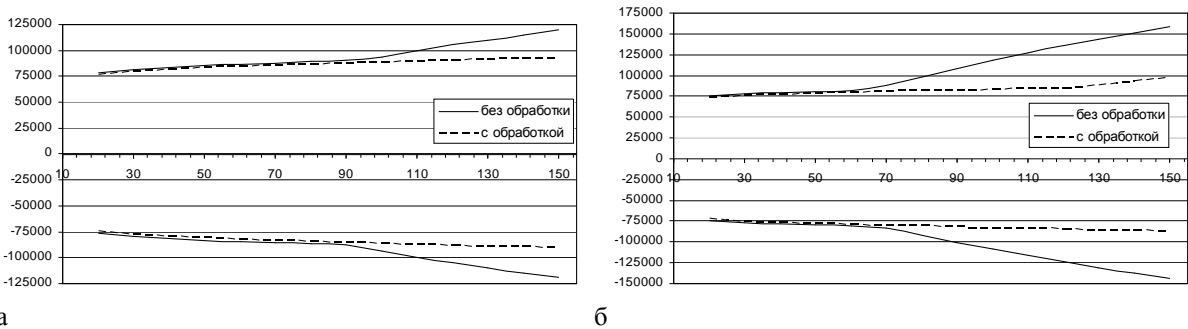


Рис. 10. Средние нормальные напряжения в комплексе «цемент и поверхностный слой» при установке конусного штифта (а) и штифта с вкладкой (б). По оси абсцисс отложено значение модуля упругости материала штифта (ГПа), по оси ординат – среднее нормальное напряжение (Па)

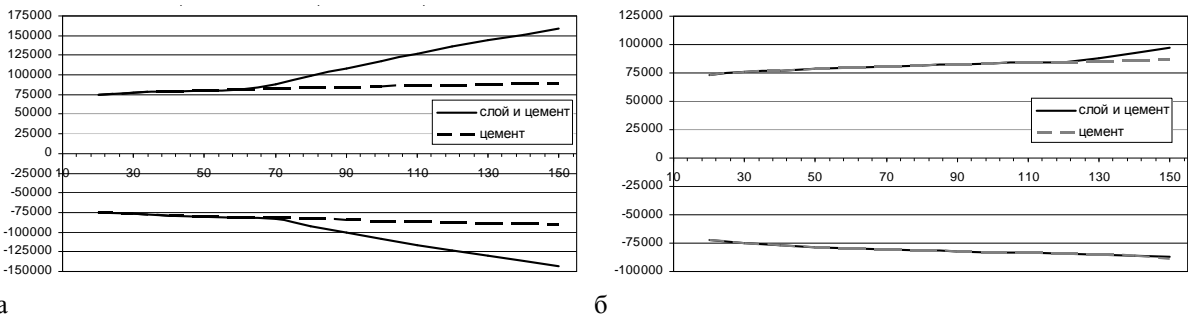


Рис. 11. Средние нормальные напряжения в комплексе «цемент и поверхностный слой» и отдельно в цементе при установке штифта с вкладкой с необработанной поверхностью (а) и штифта с вкладкой с обработанной поверхностью (б). По оси абсцисс отложено значение модуля упругости материала штифта (ГПа), по оси ординат – среднее нормальное напряжение (Па)

Во-вторых, использование обработанного слоя приводит к снижению абсолютных значений наименьшего и наибольшего средних значений, однако для обоих рассматриваемых типов штифтов уменьшение можно считать незначительным (рис. 9, прерывистая линия), поскольку составляет от 2,54 до 3,06% (в среднем 2,8%) для конусообразного штифта и от 0,82 до 3,00% (в среднем 2,48%).

В-третьих, графики на рис. 10 показывают, что в комплексе двух соприкасающихся областей «цемент» и «поверхностный слой» использование ионно-плазменного метода вносит существенные отличия для материалов штифта с модулем упругости, большим, чем 100 ГПа для конусообразного штифта и 80 ГПа для штифта с вкладкой. Как видно из диаграмм, средние нормальные напряжения существенно

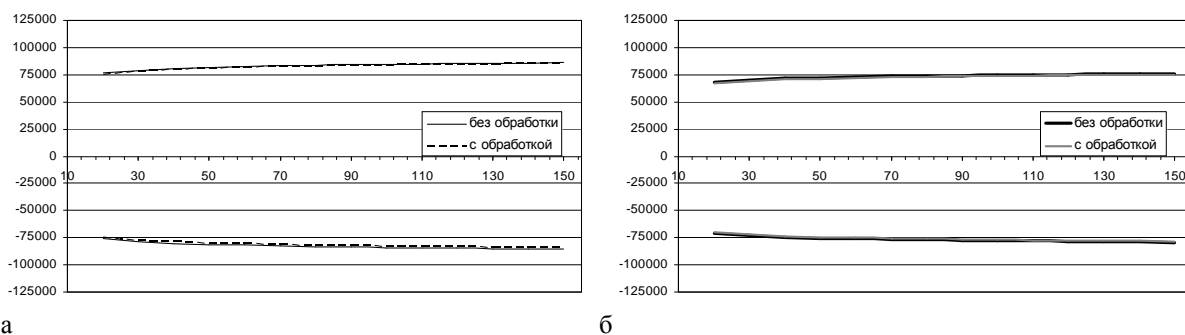


Рис. 12. Средние напряжения, возникающие в корне зуба при установке конусного штифта (а) и штифта с вкладкой (б). По оси абсцисс отложено значение модуля упругости материала штифта (ГПа), по оси ординат – среднее напряжение (Па)

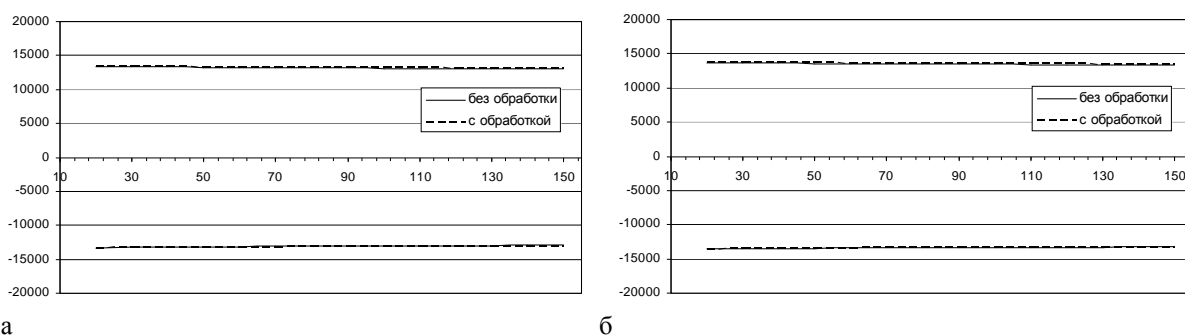


Рис. 13. Средние напряжения, возникающие в периодонте при установке конусного штифта (а) и штифта с вкладкой (б). По оси абсцисс отложено значение модуля упругости материала штифта (ГПа), по оси ординат – среднее напряжение (Па)

снижаются, если использовать обработку поверхности. Для конусообразного штифта снижение составляет от 8 до 24%, для штифта с вкладкой – от 12 до 40%.

Данные, сведенные в диаграммах на рис. 11, показывают, что для штифта с вкладкой при необработанной поверхности максимальные и минимальные значения средних нормальных напряжений в комплексе «цемент и поверхностный слой» при более жестких материалах штифта локализуются в поверхностном слое. В это же время для того же типа штифта при обработанной поверхности максимальные и минимальные значения почти во всех случаях создаются в цементе. Это является, с одной стороны, положительным эффектом, поскольку позволяет говорить о более высоком запасе прочности самого слоя, прочностные характеристики которого из-за сложной структуры еще требуют исследования. Но, с другой стороны, цемент не обладает высокими прочностными показателями и может быть разрушен, однако, как показывают дальнейшие рассуждения, при правильной установке все равно остается достаточно высокий запас надежности.

Количественные оценки средних нормальных напряжений в корне зуба и периодонте

Расчеты также показали, что использование различных типов штифтов, их материалов и способов обработки поверхности несущественно сказывается на величине средних внутренних сил, возникающих в корне зуба и в периодонте (рис. 12–13). Наибольшее отклонение показало использование штифта с вкладкой, уменьшившее максимальные по объему значения в корне в среднем на 7,44%, а минимальные – на 11,67%. Последнее значение можно считать относительно высоким показателем,

Таблица 2

Оценка запаса прочности цементного соединения для различных типов штифтов

Форма штифта	Материал штифта		
	Цирконий	Титан	Титан литьевой
Конусообразный без обработки поверхности	58	57	57
Конусообразный с обработкой поверхности	58	58	57
С вкладкой без обработки поверхности	292	289	282
С вкладкой с обработкой поверхности	299	295	286

Таблица 3

Принятые значения пределов прочности материалов системы

Материал	Предел прочности, ГПа
Дентин	105,5
Титан	410
Кортикальная костная ткань	130

которое при дальнейшем исследовании, вероятно, указало бы на особенности прочности самого корня, однако, авторы оставляют этот вопрос открытым для дальнейшего исследования.

Отмеченные после установки штифтовой конструкции осложнения в виде расшатывания зуба заставили обратить внимание на то, как повлияет выбор материала обрабатываемого штифта на состояние периодонта. Расчеты по указанной схеме показали, что упругость материала штифта практически не влияет на деформации и напряжения, создаваемые в периодонте при вертикальной и горизонтальной нагрузках. Так, согласно расчетам, изменение первого инварианта напряжений составляет 2–3% при выборе упругих свойств материала штифта в диапазоне от 20 ГПа до 150 ГПа. Причем на этот результат не влияет тип устанавливаемого штифта и способ обработки его поверхности.

Оценка прочности цементного соединения

Актуальным вопросом является долговременная циклическая прочность. Для ее оценки авторы пользуются условием потенциальной энергии изменения формы тела при переходе из упругого в пластическое состояние (теория Губера–Мизеса–Генки). В соответствии с ним критерием возникновения пластических деформаций принимается потенциальная энергия. Тогда условие пластичности принимает вид [6]

$$\sqrt{\frac{1}{2}[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2]} = \sigma_{fl}, \quad (3)$$

где σ_{fl} – предел текучести материала. Однако, учитывая тот факт, что штифт и окружающие его элементы работают в условиях постоянно изменяющегося циклического нагружения, вместо предела текучести σ_{fl} в формуле (3) следует использовать предел симметричной циклической усталости, который по оценкам для режима жевания можно оценить как $\sigma_{-1} = 0,28 \cdot 0,7 \cdot \sigma_{fl}$ [4]. Авторы данной работы

рассматривают прочность только цементного слоя для обоих типов штифтов и для обоих типов поверхностей на каждом из них. По данным работы [2] предел текучести материала цемента $Lute It$ составляет 53 МПа, т.е. $\sigma_{-1} = 10,4$ МПа.

В соответствии с этими данными и по формуле

$$\sqrt{\frac{1}{2}[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2]} = n\sigma_{-1} \quad (4)$$

рассчитывается запас прочности n для материала цемента. Результаты расчета n приведены в Таблице 2.

Принимая во внимание данные табл. 2, а также оценку пределов прочности для дентина, титана и кортикальной кости (табл. 3), необходимо отметить, что в любом случае величины напряжений, полученные в данном исследовании, не вызывают беспокойства в плане разрушения от нагрузок кортикальной, губчатой костной ткани, периодонта, штифтов, в том числе при горизонтальной нагрузке. Эти результаты хорошо согласуются на качественном уровне с результатами работы [2]. Запас прочности оказывается достаточным даже с учетом цикличности нагружения.

Выводы

По результатам анализа амбулаторных карт в течение трех лет после протезирования разрушаются с последующим удалением 26,5% штифтовых конструкций с опорой на металлические титановые штифты; основными причинами неэффективности штифтовых конструкций являются перелом штифта (6,4%), разрушение композитной реставрации (9%), раскол корня зуба (11,1%) [2].

Как считают авторы, нанесение плазменного ретенционного слоя на поверхность внутри корневой части штифта приводит к увеличению прочности его сцепления с фиксирующим материалом, что улучшает фиксацию штифтовой конструкции, повышает сопротивляемость разрушению и позволяет уменьшить длину внутрикорневой части штифта [1]. В итоге увеличивается прочность комбинированной искусственной культи [1].

В результате анализа напряженно-деформированного состояния плоской модели предложенных штифтовых конструкций можно сделать несколько важных выводов, подтверждаемых практикой.

В отношении прочности соединения цемента со штифтом результаты наглядно показали, что использование ионно-плазменного метода существенно снижает усилия в комплексе «цемент и поверхностный слой» (на величины порядка 10-40%). Это достаточно заметные значения, чтобы не пренебрегать ими на практике. Тогда можно сделать вывод о том, что для увеличения срока качественной работы установленного штифта предварительная подготовка поверхности в виде напыления может восприниматься как необходимость.

Согласно оценке запаса прочности цементной фиксации следует признать, что при принятых размерах штифта, корня зуба и толщины цементирующего слоя (0,1 мм) запас прочности достаточно высок при всех случаях: разных типах и материалах штифтов, способах обработки поверхности. Объяснить это можно как высоким запасом прочности используемых материалов, так и тем, что при расчете напряженно-деформированного состояния используется геометрически плоская модель. Но, тем не менее, нельзя не заметить создающейся тенденции (табл. 2), что обработка поверхности штифта с вкладкой улучшает качество его фиксации цементом, что согласуется с иными результатами расчетов [2]. Даже если считать, что при циклическом нагружении

предел прочности снижается на 80% относительно соответствующего значения для квази-статического нагружения [4], то все равно полученные напряжения с большим запасом удовлетворяют условию невозникновения пластических деформаций и последующего разрушения цемента. Тогда причину разрушений цемента как одного из частых негативных последствий некачественной установки штифта следует искать в использовании некачественного цементирующего вещества, неправильно подобранной толщине цементного слоя вплоть до его отсутствия в отдельных местах поверхности штифта, неровной установке корня штифта в подготовленную полость в корне зуба, возникновении полостей или неоднородностей в массе цемента при его застывании. Механических причин для разрушения цементного соединения при качественном выполнении всех работ авторы не видят. Однако важно, что использование нового типа штифта в 5 раз увеличивает запас прочности, оставляя тем самым ресурс для неизбежных ошибок при установке штифта. Таким образом, расчеты показывают, что отдаленные последствия использования штифта с вкладкой должны давать более благоприятную статистику по сравнению с конусообразной конструкцией.

Некоторым недостатком использования нанесенного слоя является тот факт, что тогда по объему цемента и поверхностного слоя именно в первом возникают экстремальные значения средних нормальных напряжений. Однако уже упомянутый запас прочности обеспечивает качественную работу данного типа конструкции.

Также в результате расчетов было показано, что на расшатывание зуба не может влиять тип штифта, способ обработки поверхности его и материал ножки штифта и цемента. Следовательно, возникновение осложнений в виде расшатывания зуба, вероятно, следует связывать с тем, что неправильно рассчитана нагрузка на штифт. Это может произойти, к примеру, если штифт использован для опоры мостовидного протеза, испытывающего слишком большие жевательные усилия, или если состояние пародонта является неудовлетворительным вследствие какого-либо заболевания. В таком случае следует ставить вопрос вообще о целесообразности установки штифта, а не о его параметрах.

Клинические проблемы, возникающие после использования штифтовой конструкции для восстановления функции зуба, по-видимому, вызваны тем, что реальная установка штифта не идеальна и не соответствует идеализированному варианту расчетной схемы, использованной в статье, а именно: неравномерно распределяется цемент, образуются незаполненные поры, корень зуба имеет недостаточный объем и пр. Но тогда становится понятно, что как раз на условия использования штифта и качество исполнения следует обратить особенное внимание стоматолога-ортопеда при принятии решения и выполнении операции.

В заключении авторы хотят отметить тот факт, что некоторые моменты остались за пределами учтенного, рассмотренного и изложенного в данной работе:

1. Напряженно-деформированное состояние характеризуется многими параметрами, а не только средними нормальными напряжениями. Компоненты деформации и перемещений при детальном рассмотрении могли бы дать ответы на какие-то новые вопросы, не поставленные в данной статье.
2. Не удалось обнаружить и проанализировать механические причины разрушений корня. Остается лишь пока согласиться с тем, что его разрушение, скорее всего, связано с недостаточной толщиной сохраняемого при операции слоя дентина.
3. На практике используется огромное количество типов и подтипов штифтов, каждый из которых имеет свои преимущества, но рассмотреть все из них не представляется возможным в рамках одной статьи.
4. На данный момент продолжает модернизироваться список материалов, используемых для цементирования штифта. Имеющиеся в распоряжении авторов

данные говорят о том, что если упругие характеристики у них и близки, то адгезионные и прочностные данные существенно отличаются. Поэтому открытым остается вопрос об оптимальном выборе материала цемента. Тем более, что толщина фиксирующего слоя также может варьироваться специалистом, выполняющим операцию.

5. Современные компьютерные технологии позволяют моделировать не только плоские объекты, но и объемные. Результаты, полученные при пространственном моделировании, очевидно, более представительны, но далеко не всегда оправдывают усилия, потраченные на построение соответствующей расчетной схемы.

Указанный в конце список говорит не о недостатках представленной работы, а о направлениях дальнейших исследований с целью не только увеличить их научную ценность, но и повысить качество лечения, оказываемого людям.

Список литературы

1. Волков, В.В. Клинико-лабораторное обоснование ортопедического лечения разрушенных зубов плазмонапыленными штифтовыми конструкциями / В.В. Волков: автореф. дис. ... канд. мед. наук. – М.: Московский медицинский стоматологический институт, 1999.
2. Клепилин, Е.С. Экспериментально-клиническое обоснование штифтовых конструкций на основе стекловолокна / Е.С. Клепилин: автореф. дис. ... канд. мед. наук. – М., 2002.
3. Арутюнов, А.С. Оптимизация восстановления зубов штифтовыми конструкциями / А.С. Арутюнов: автореф. дис. ... канд. мед. наук. – М.: Московский медико-стоматологический университет Минздрава России, 2003.
4. Konyuchova, S.G. Substantiation for the Application of the Porous Inserts into the Plate Implants According to the Strength Condition / S.G. Konyuchova, G.I. Rogozhnikov, Y.I. Nyashin, S.A. Chernopazov, S.V. Eremina, K.V. Dozmorova // Russian Journal of Biomechanics. – 2002. – Vol. 6, No. 2. – P. 22–32.
5. Демидов, С.П. Теория упругости / С.П. Демидов. – М.: Высшая школа, 1979.
6. Мразик, А. Расчет и проектирование стальных конструкций с учетом пластических деформаций / А. Мразик, М. Шкалоуд, М. Тохачек. – М.: Стройиздат, 1986.

MECHANICAL ANALYSIS OF THE NAIL DEVICE WITH ION-PLASMOUS EVAPORATION

A.G. Rogozhnikov, V.Y. Kiryukhin, G.I. Rogozhnikov (Perm, Russia)

The plain finite element model of the system «artificial crown–artificial supporting stump–nail–root of tooth–periodontal ligament–lower jaw» is considered in the present study. The aim of the investigation is the comparison of two types of the nails with the purpose to prevent postoperative complications. Also, the change of the strength of the structures with nails is analyzed after surface treatment by ion-plasmous method that produces the porous superficial layer. As a result of investigation, it was shown that the type of nail device influences insignificantly on the stress and strain state of whole system but the superficial treatment should be perceived as a necessity when utilizing the hard materials for the manufacture of the nail such as titanium and zirconium.

Key words: prosthetic dentistry, nail, ion-plasmous evaporation, finite element method.

Получено 1 июня 2006