

СТАТЬИ

УДК 616.314-089.843

**ПРЕДВАРИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ПОДВИЖНОСТИ
И СТАБИЛИЗАЦИИ НАДКОСТНЫХ ИМПЛАНТАТОВ**

¹Алымбаев Р.С., ²Кыдыкбаева Н.Д., ³Кулназаров А.С., ¹Алымбаев А.С.

¹Научно-производственное объединение «Профилактическая медицина»,
Бишкек, e-mail: r.alymbaev@gmail.com;

²Кыргызский государственный медицинский институт переподготовки и повышения
квалификации им. С.Б. Даниярова, Бишкек;

³Кыргызско-Российский Славянский университет им. Б.Н. Ельцина, Бишкек

В данной статье систематизируются вопросы подвижности и фиксации надкостных имплантатов. Как уже не раз отмечалось в других источниках литературы, предварительный анализ, проводимый в основном с использованием зависимостей теоретической механики и сопротивления материалов, в данном исследовании не является самоцелью, но позволяет логически построить схему предполагаемого исследования с использованием метода конечных элементов и предсказать, хотя бы качественно, ожидаемые результаты (1). В науке известно такое понятие, как «чистота эксперимента». Поскольку решение на базе метода конечных элементов фактически и является численным экспериментом, мы считаем очень полезным и эффективным проводить предварительный анализ с использованием данного метода, когда будут исключены все побочные эффекты, связанные со сложностью реального зубочелюстного сегмента. При проведении этого исследования использованы известные в литературе классические решения для упругой балки и пластинки на упругом основании. Поскольку величина жевательной нагрузки (и плечо ее действия) практически фиксированы, а механические свойства костных тканей конкретного пациента (травмирующее напряжение в первую очередь) также изменяются в небольших пределах, единственным способом уменьшения напряжений в зонах концентрации является их рациональное распределение за счет оптимизации конструкции (12, 9).

Ключевые слова: надкостные имплантаты, подвижность, фиксация, стабилизация, метод конечных элементов, упругая балка, упругая пластина

**PRELIMINARY ANALYSIS OF MOBILITY AND STABILIZATION
OF ADJUSTABLE IMPLANTS**

¹Alymbaev R.S., ²Kydykbaeva N.D., ³Kulnazarov A.S., ¹Alymbaev A.S.

¹Scientific and Production Centre for Preventive Medicine, Bishkek, e-mail: r.alymbaev@gmail.com;

²S.B. Daniyarov Kyrgyz State Medical Institute of Continuing Education, Bishkek;

³B.N. Yeltsin Kyrgyz-Russian Slavic University, Bishkek

This article systematizes the issues of mobility and fixation of periosteal implants. As already noted in other sources of literature, a preliminary analysis conducted mainly using dependencies of theoretical mechanics and material resistance in this study is not an end in itself, but allows you to logically construct a scheme of the proposed research using the finite element method and predict at least quality, expected results. In science, such a thing as «purity of experiment» is known. Since the decision based on the finite element method is actually a numerical experiment, we consider it very useful and effective to carry out a preliminary analysis using this method, when all side effects associated with the complexity of the real dental-maxillary segment are excluded. In conducting this study, classical solutions known in the literature for an elastic beam and a plate on an elastic foundation were used. Since the magnitude of the chewing load (and the shoulder of its action) is almost fixed, and the mechanical properties of the bone tissue of a particular patient (traumatic stresses in the first place) also vary within small limits, the only way to reduce stresses in the concentration zones is their rational distribution by optimizing the design.

Keywords: periosteal implants, mobility, fixation, stabilization, finite element method, elastic beam, elastic plate

Шейка головки имплантата является наиболее уязвимым с точки зрения прочности элементом конструкции имплантата любого типа. Головка имплантата, при действии вертикальной составляющей жевательной нагрузки – это обычный стержень. При действии горизонтальной составляющей жевательной нагрузки – это консольная балка [1–3]. Корректность получаемых результатов зависит от точности определения компонентов жева-

тельной нагрузки (по данным гнатометрии и т.п.) для каждого пациента, и от точности задания механических свойств материала имплантата [4, 5].

С позиций механики имплантат, как жесткое тело, по отношению к неподвижному альвеолярному гребню имеет шесть степеней свободы, а как упругое тело, в том числе с учетом упругости альвеолярной кости, обладает бесконечным числом степеней свободы [6].

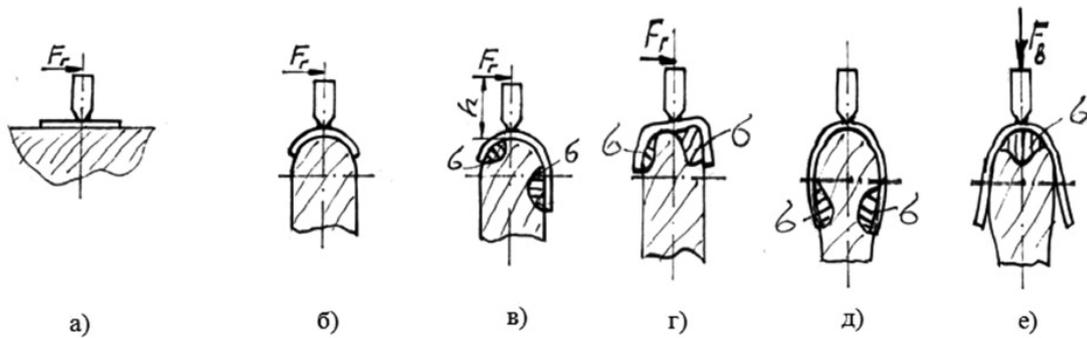


Рис. 1. Схематическое представление надкостного имплантата на альвеолярном гребне

Для конкретности последующих рассуждений, следуя системе координат для отдельного зуба, предложенной в работе [7, 8], примем такую систему координат – ось X ориентирована в медиально-дистальном направлении, ось Y вертикально от основания к головке и ось Z в вестибулярно-оральном направлении. Таким образом, имплантат может совершать независимые линейные перемещения вдоль трех осей координат и угловые перемещения (повороты, вращение) вокруг трех координатных осей.

Материалы и методы исследования

Имплантаты представляют собой достаточно сложную пространственную конструкцию. Так как имплантат изготавливается индивидуально для каждого пациента, в зависимости от рельефа альвеолярного отростка челюсти, и вопросам прилегания (припасовки) уделяется особое внимание, то сразу выберем для анализа только те перемещения, которые наиболее вероятны.

Для иллюстрации наших рассуждений рассмотрим схемы, приведенные на рис. 1. Имплантат с плоской опорной пластинкой (рис. 1, а) может совершать, преодолевая силы трения, перемещения относительно основания: линейные перемещения вдоль осей X и Z , а также угловое перемещение вокруг оси Y . Здесь и далее будем предполагать, что жевательная нагрузка прижимает имплантат к основанию и для его отрыва, перемещения вдоль оси Y , нужны особые причины [7, 8].

Если предположить, что гребень имеет строго цилиндрическую поверхность с радиусом R , то такой имплантат может совершать, преодолевая силы трения, линейные перемещения вдоль гребня (ось X) и угловое перемещение также вокруг оси X . Принципиальное значение, для последующих рассуждений, имеет рис. 1, в, на котором одно из опорных плеч пересекает условный горизонтальный диаметр альвеолярного гребня, что фактически отражает расчетную схему, представленную на рис. 2.

В этом случае угловое перемещение вокруг оси X невозможно. Поперечная сила будет восприниматься за счет упора опорного плеча с одной стороны, а вращающий момент будет восприниматься за счет упора удлиненного плеча с другой стороны.

Как показано на рис. 1, в, в обеих зонах концентраций напряжений возникнут поля контактных напряжений. Другими словами, необходимо добиться статического равновесия (1), чтобы был воспринят вращающий момент:

$$F_r h = \sigma A(R + \Delta R), \quad (1)$$

где F_r – горизонтальная компонента жевательной нагрузки, h – толщина пластинки, σ – действующее напряжение, A – площадь поперечного сечения тела, R – радиус.

Вопрос для более глубокого анализа: чему равна площадка A , на которой возникают эти напряжения σ и как они по величине соотносятся с травмирующими напряжениями для кости [7, 8]?

Так как альвеолярный гребень, очевидно, никогда не имеет цилиндрическую поверхность (рис. 1, г), задача усложняется. Горизонтальная компонента жевательной нагрузки F_r в этом случае, будет восприниматься за счет среза и смятия неровностей (бугорков). Кроме того, опорное плечо (скоба в простейшем представлении) будет изгибаться [9].

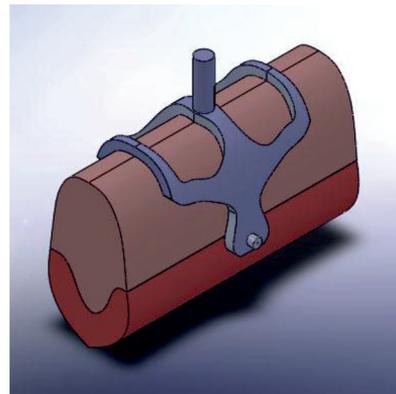


Рис. 2. Модель частного надкостного имплантата с опорой на плотные слои (модель Б)

Результаты исследования и их обсуждение

Мы рассмотрели схематически действие только горизонтальной компоненты

жевательной нагрузки F_r . С другой стороны, всегда нужно помнить, что горизонтальная компонента жевательной нагрузки, которая в основном изображена на рис. 1, есть составляющая от произвольно направленной силы F и общее напряженно-деформированное состояние будет гораздо сложнее. Задача усложнится еще больше, если в модель ввести стабилизационные ленты и пр. Оценить величину и зоны распространения контактных напряжений без привлечения метода конечных элементов не представляется возможным.

Рассмотренные простейшие схемы ограничения перемещений надкостного имплантата позволяют перейти и к возможным схемам фиксации имплантата. Из всех возможных схем фиксации, перечисленных в [10], более подробно рассмотрим наиболее естественный, на наш взгляд, метод фиксации, который представляет собой комбинацию способов с использованием рельефа и за счет утопленных опорных плеч (рис. 1, д). Эта схема, напоминающая обычную «защелку», с точки зрения сопротивления материалов и деталей машин представляет собой своеобразное соединение с натягом, которое в технике распространено достаточно широко. Это соединение приобретает классический вид «защелки», если поперечное сечение десны имеет в верхней части ширину больше, чем в средней части. Если опорное плечо (скоба) имеет меньший размер открытой части, чем ширина десны, то соединение с натягом реализуется автоматически. С одной стороны, в зависимости от соотношения величины этих размеров, напряжения натяга могут сохраняться и после размещения имплантата на предусмотренное место. В этом случае возникнут зоны концентрации напряжений даже при отсутствии внешних нагрузок, как это схематически показано на рис. 1, д.

С другой стороны, при наличии существенной вертикальной компоненты жевательной нагрузки (рис. 1, е) может произойти обжатие упругого опорного плеча на податливом гребне, что приведет к ослаблению первоначального натяга. В технике такое явление называется «раскрытие стыков». Оптимальное напряжение с учетом всех отмеченных факторов может быть оценено только с помощью метода конечных элементов.

На рис. 3 и 4 приведены результаты конечно-элементного анализа для имплантата, опорная пластинка которого «свободно» лежит на поверхности гребня кости (17), т.е. так, как схематически показано на рис. 1, е.

Таким образом, рассуждения, приведенные при обсуждении рис. 1, е, подтвержда-

ются и при конечно-элементном анализе. Если фиксирующие элементы будут расположены на концах опорной ленты, так как это показано на рис. 2, то фиксирующие винты будут испытывать как экструзию (вытягивание из кости), так и сдвиг, за счет обжатия гребня кости. С большой долей уверенности можно сказать, что винт, фиксирующий имплантат, будет расшатываться. Для оценки величин этих нагрузок требуется более детальное исследование с помощью метода конечных элементов.

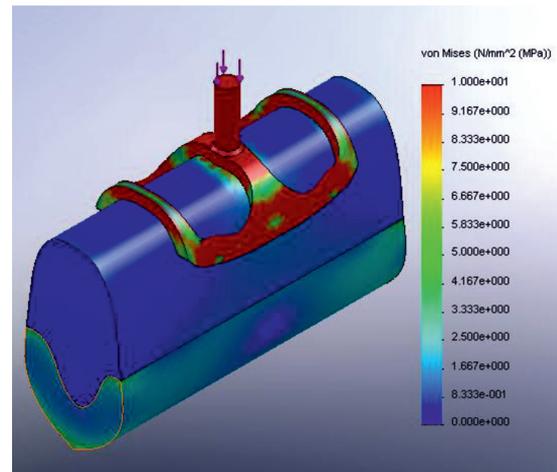


Рис. 3. Поле напряжений по Мизесу

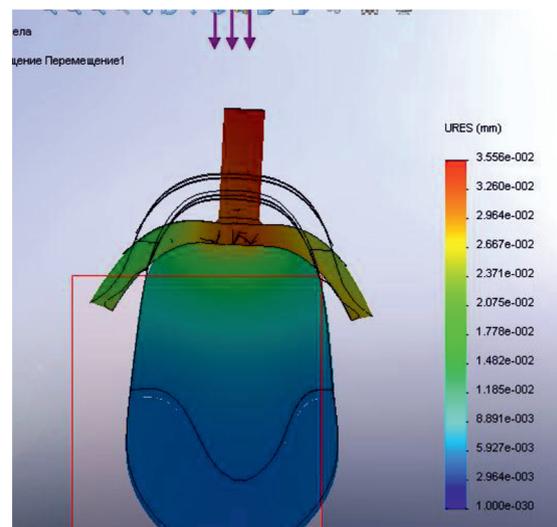


Рис. 4. Поле перемещений от вертикальной (17) нагрузки

Содержащееся в [10] положение, что «первичная фиксация и стабилизация имплантата обеспечиваются сопряжением поверхностей имплантата и кости, достигаемым вследствие разницы диаметров».

тров ложа и имплантата, составляющей 0,1 мм» отражает первый клинический опыт и также может быть уточнено с использованием конечно-элементного моделирования.

По отношению к остальным способам стабилизации и фиксации имплантатов, перечисленным в [10], можно высказать такое общее положение. Любой опорный и фиксирующий элемент должен располагаться в зоне передачи нагрузки от одного конструктивного элемента к другому, там, где возникают зоны концентрации напряжений. В этом плане фиксация с помощью эндооссальной пластинки, совмещенной с утопленным опорным плечом, будет значительно повышать жесткость опорной ветви, предохраняя кость от концентрации напряжений за счет сосредоточенной нагрузки передаваемой от головки имплантата. Удаление опорных и фиксирующих элементов от этих зон приведет к пространственной деформации податливого каркаса имплантата. Реакции, возникающие в местах расположения стабилизирующих и фиксирующих элементов, будут вызывать зоны концентрации напряжений, максимальные значения в которых нужно сравнивать с травмирующими напряжениями для кости. В значительной степени максимальные напряжения будут определяться типом фиксатора – винт, кнопка, крючок, эндооссальная пластинка.

Выводы

1. Конечно-элементный анализ – мощное средство современного анализа в биомеханике.

2. Только рациональная зубочелюстная конструкция, полученная с учетом биомеханического анализа с применением метода конечных элементов, может обеспечить ее долговечность.

Корректность получаемых результатов зависит от точности определения компонентов жевательной нагрузки (по данным гнатометрии и т.п.) для каждого конкретного пациента; точности построения геометрической модели (в данном исследовании мы отдаем предпочтение компьютерной томографии): размеров, характера взаимодействия отдельных элементов и т.д., и от точности задания свойств материалов (механических и др.), а также необходимо учитывать строение и свойства костных тканей конкретного пациента с учетом не только его пола и его возраста, но и с обязательным учетом вида заболевания.

Последний фактор прокомментируем более подробно. При паспортизации любого металла в специализированных лабораториях экспериментально определяется

целый ряд параметров: жесткостные константы – модуль упругости, коэффициент Пуассона и пр.; прочностные характеристики – предел прочности, предел текучести, предел усталостной прочности и т.п. Очевидно, что описание поведения костных и мягких тканей человека требует не меньшей номенклатуры показателей, чем металлы. Но такая информация в необходимом объеме, как и методика их определения для конкретного пациента, отсутствует. Частично эта проблема может быть решена, если известную в литературе классификацию кости по плотности дополнить основными механическими свойствами для каждого типа кости.

3. Проведенное исследование показало, что в реальном диапазоне соотношений жесткостей материалов имплантатов и костных тканей, зона концентрации напряжений локализуется вокруг шейки имплантата. Наиболее эффективным средством снижения этого показателя является рациональное профилирование конструкции (первую очередь толщины) в зоне передачи нагрузки с головки на костную ткань.

Для оценки прочности шейки имплантата могут быть разработаны графики для каждого сочетания параметров имплантата, используемых в клинике.

Размеры и конфигурация стабилизирующей ленты на механизм передачи нагрузки существенного влияния не оказывают и должны выбираться из условия устойчивости и неподвижности имплантата как твердого тела.

5. Фиксирующие элементы имплантата испытывают сложное напряженное состояние, исследование которого может быть проведено с применением метода конечных элементов.

6. В данном случае мышление врача формально можно приравнять к мышлению инженера. Так как, чтобы вычислить среднее значение функционального напряжения, необходимо знать эффективную площадь опорной ленты, а также по данным гнатодинамометрии, величину жевательной нагрузки. Кроме этого, эти напряжения требуют корректировки для каждой зоны зубочелюстной системы, с учетом коэффициентов концентрации напряжений. Полученные подобным способом действующие величины напряжений так же необходимо сравнить с учетом конкретизирующих данных для рассматриваемой зоны (пол, возраст, тип заболевания и т.п.) с травмирующими напряжениями. Подробный подход, учитывающий такие информационные нюансы о пациентах, позволит составить дополнительную базу данных, которая будет,

бесспорно, эффективным моментом в случае прогнозирования как ближайших, так и отдаленных результатов лечения в ходе протезирования.

Не всегда и везде этот метод можно внедрить в практику врача, так как необходимо, во-первых, провести углубленные биомеханические исследования, во-вторых, накопить дополнительные развернутые статистические данные о пациентах и случаях и, в-третьих, разработать необходимые методические рекомендации (2).

Список литературы

1. Токтосунов А.Т. Научно-практическое наследие сотрудников кафедры хирургической стоматологии и челюстно-лицевой хирургии КГМА им. И.К. Ахунбаева // Здоровоохранение Кыргызстана. 2012. № 3. С. 67–73.
2. Калбаев А.А., Баянбаев М.А., Алтынбеков К.Д., Курача К.М., Бондаренко О.А., Дильбарханов Б.П. Современное состояние материаловедения в ортопедической стоматологии // Здоровоохранение Кыргызстана. 2014. № 1. С. 86–88.
3. Савранский Ф.З., Гришин П.О., Кушнир Е.Н., Козлов А.В., Чигарина С.Е., Хайкин М.Б., Калинин Е.А. Использование метода математического моделирования напряженно-деформированного состояния костной ткани при дентальной имплантации (Литературный обзор) // Современная ортопедическая стоматология. 2018. № 30. С. 30–33.
4. Чуйко А.Н., Суров О.Н., Шинчуковский И.А., Алымбаев Р.С. Об особенностях биомеханики при фиксации субпериостальных имплантатов // Украинський стоматологічний альманах. 2010. № 1. С. 27–38.
5. Журули Г.Н. Биомеханические факторы эффективности внутрикостных стоматологических имплантатов (экспериментально-клиническое исследование): автореф. дис. ... докт. мед. наук. Москва, 2010. 24 с.
6. Курицын А.В., Куцевляк В.И., Кондратьев А.В. Конечно-элементное моделирование винтового имплантата с костными тканями челюстного сегмента // Вестник биологии и медицины. 2014. № 2 (107). С. 202–208.
7. Федорова Н.В. Исследование напряженно-деформированного состояния цельнокерамических имплантатов в зависимости от их формы для использования в стоматологии // XXX Международная инновационная конференция молодых ученых и студентов (МИКМУС 2018): сборник трудов конференции. М., 2019. С. 403–406.
8. Кизилова Н.Н. Метод конечных элементов в современной биомеханике // Современные проблемы естественных наук. 2014. Т. 1 (2). С. 18–34.
9. Коротких Н.Г., Митин Н.Е., Набатчикова Л.П., Филимонова Л.Б. Основы реабилитации стоматологических больных хирургической практики методом дентальной имплантации: методические рекомендации. Рязань: ГБОУ ВПО РязГМУ Минздрава России, 2013. 20 с.
10. Doroshenko O.M., Sirenko O.F. Prediction of biomechanical complications in patients with implant supported fixed dental prostheses in different terms of functional loading // Запорожский медицинский журнал. 2017. Т. 19. № 4 (103). P. 424–429.