

ОРИГІНАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ

Cogitare hominis est!

УДК 616.314

Особенности применения биомеханического анализа в дентальной имплантологии на базе современных компьютерных технологий

А.В.Баркова¹, А.Н.Чуйко¹, Т.В. Здоровик², Е.А.Захаренко³

Донецкий национальный медицинский университет им. М.Горького¹, Донецк, Клиника «Dent Line»², «Клиника доктора Захаренко»³, Киев, Украина

РЕЗЮМЕ, ABSTRACT

Предложена методика биомеханического анализа по данным КТ, конусно-лучевой КТ пациента, которая основана на методе конечных элементов. Как показали результаты проведенного исследования, анализ применим для каждого пациента при выборе пластиночного имплантата, прототипирования ортопедической конструкции (Укр.ж.телемед.мед.телемат.-2011.-Т.9,№2.-С.147-154).

Ключевые слова: пластинчатый имплантат, конечно-элементный анализ, СКТ, конусно-лучевая КТ

Г.В. Баркова¹, А.М. Чуйко¹, Т.В. Здоровик², Є.О. Захаренко³

ОСОБЛИВОСТІ ЗАСТОСУВАННЯ БІОМЕХАНІЧНОГО АНАЛІЗУ В ДЕНТАЛЬНІЙ ІМПЛАНТОЛОГІЇ НА БАЗІ СУЧАСНИХ КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ

Донецький національний медичний університет ім. М.Горького¹, Донецьк, Клініка «Dent Line»², «Клініка лікаря Захаренко»³, Київ, Україна

Запропоновано методику біомеханічного аналізу за даними КТ, конусно - променевої КТ пацієнта, яка ґрунтується на методі скінченних елементів. Як показали результати проведеного дослідження, аналіз можна застосовувати для кожного пацієнта при виборі пластинчастого імплантата, прототипування ортопедичної конструкції (Укр.ж.телемед.мед.телемат.-2011.-Т.9,№2.-С.147-154).

Ключові слова: пластинчастий імплантат, скінченно-елементний аналіз, СКТ, конусно-променева КТ

A. V. Barkova¹, A. N. Chuyko¹, T. V. Zdorovik², E. A. Zakharenko³

FEATURES OF APPLICATION OF BIOMECHANICS ANALYSIS IN DENTAL IMPLANTOLOGY ON BASE OF MODERN COMPUTER TECHNOLOGIES

Donetsk National Medical University named after M. Gorky¹, Donetsk, Clinic «Dent-Line»², «Clinics of doctor Zakharenko»³, Kiev, Ukraine

The technique of biomechanical analysis by CT, cone - beam CT patient, which is based on the finite element method. As the results of the study analysis can be applied to each patient, the choice of plate implant prosthetic design prototyping (Ukr.z.telemed.med.telemat.-2011.-Vol.9,№2.-P.147-154).

Key words: plate implant, finite element analysis, SKT, cone-beam CT

Рост вторичной адентии, особенно среди лиц молодого и среднего возраста, требует расширить показания к несъемному протезированию. Дентальная имплантация позволяет выполнить несъемные конструкции протезов или укрепить съемные протезы. Во многих

случаях применение имплантатов является единственной возможностью качественного протезирования [2].

В настоящее время часто используются внутрикостные имплантаты – до 98% от общего количества существующих стоматологических

имплантатов. В свою очередь, до 90% внутрикостных имплантатов составляют те, которые воспроизводят форму корня зуба, имеют конусообразную или цилиндрическую форму с резьбой или без нее. Однако, в отличие винтовых имплантатов, системы пластиночных имплантатов и инструментарий для их установки способны обеспечить действительно массовое применение [1].

Пластинчатые имплантаты являются альтернативой корневидных имплантатов, их устанавливают, в том числе, при узком альвеолярном гребне, что позволяет

избежать дополнительных реконструктивных оперативных вмешательств на твердых и мягких тканях и сократить реабилитационный период пациентов с вторичной адентией.

Спиральная компьютерная томография (СКТ), конусно – лучевая компьютерная томография (КЛКТ), твердотельное моделирование и конечно-элементный анализ расширили диагностические возможности, позволил конкретизировать показания, а также модернизировали этап планирования операции дентальной имплантации.

Цель исследования

Целью исследования является выявление возможностей и особенностей применения биомеханического анализа в задачах дентальной имплантологии с

использованием пластиночных имплантатов на базе современных компьютерных технологий.

Материал и методы

В предлагаемом исследовании предполагается комплексное использование, как аналитических методов, построенных на базе общих зависимостей механики, так и современных компьютерных технологий, таких как компьютерная томография и твердотельное моделирование с последующим конечно-элементным анализом.

При исследовании использовался принцип «глубокого биомеханического анализа» [4], основой которого является условие прочности, формулирующееся достаточно четко и просто: необходимо определить действующие напряжения σ и сравнить их с допускаемыми σ_u , т.е. проверить справедливость неравенства

Сила (F)

$$\text{Напряжение } (\sigma) = \frac{\text{Сила (F)}}{\text{Площадь (A)}} \leq \text{Допускаемые (травмирующие) напряжения } (\sigma_u). \quad (1)$$

Фактически это условие объединяет три взаимосвязанных понятия: нагрузка – свойства костной ткани – конструкция. Для учета одновременно всех компонентов поля напряжений – и нормальных, и касательных существуют так называемые

эквивалентные напряжения (напряжения по Мизесу). Напряжения по Мизесу, показатель к которому мы будем часто обращаться, рассчитываются по известной формуле

$$\sigma_M = \sqrt{0,5[(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)]} \quad (2)$$

и характеризуют общее напряженное состояние в точке.

Также при биомеханическом анализе использовались следующие условия т определения: действующие и допускаемые напряжения в кости, условие прочности, перемещение элемента.

Для определения механических характеристик мягких и костных тканей использовались СКТ и КЛКТ. СКТ также

используется для моделирования при конечно-элементном анализе.

Рассмотрим возможность определения механических характеристик мягких и костных тканей путем создания аналитических зависимостей между числами Хаунсфилда (HU), определяющими рентгенологическую плотность ткани в условных единицах, и физической (реальной) плотностью мягких и костных

тканей и их механическими характеристиками – пределом прочности (σ) и модулем упругости (E). По предлагаемой методике, вначале создается единая линейной зависимости между числами HU, измеряемыми в диапазоне, как отрицательных, так и положительных чисел HU, и физической плотностью (ρ).

Поставленная задача достигается тем, что при использовании интерактивных программных пакетов (типа MIMICS, Ez3D и др.) для визуализации и сегментации изображений, полученных при использовании данных компьютерной томографии, замер плотности тканей у конкретных пациентов позволяет установить соответствие значений серого цвета на томограмме линейно значениям серого цвета на мониторе. Значения серого на изображениях СТ выражаются соответственно шкале Hounsfield – HU.

$$E=2195 \rho^3 \text{ и } \sigma=60 \rho^2, \quad (3)$$

где ρ – плотность костной ткани, которая вычисляется в г/см^3 . В этом случае, модуль упругости и напряжения имеют размерность МПа.

Имеющаяся в программе MIMICS и Ez3D возможность определять плотность мягких и костных тканей для каждого конкретного пациента в любой точке организма позволяет проводить дифференциацию по полу пациента и виду заболевания, что дает возможность

Эта шкала состоит из 4095 (от -1024 до 3071) значений, которые соответствуют 256 значениям серого цвета на экране. Диапазон, покрывающий всю гистограмму, отразит все видимые на томограмме ткани. Сужение диапазона позволяет лучше выделить незначительные различия яркости в мягких тканях или костях, так как яркость распределяется среди 256 отображаемых значений. В программе MIMICS предопределены следующие пороги (уровни) плотности для разных структурных составляющих костных и мягких тканей взрослого человека – см. табл.1.

При дальнейшем анализе, для определения основных механических характеристик костных тканей (модуля упругости и предела прочности) в зависимости от их плотности, будем использовать эмпирические формулы [6]

проводить накопление и систематизацию статистических данных для любого типа предполагаемого исследования. Определение соотношения между числами HU и плотностью позволяет получать основные механические характеристики мягких и костных тканей пациента на базе данных компьютерной томографии фактически в режиме реального времени.

Результаты и обсуждение

Анализ геометрических параметров и механических характеристик пациента по данным компьютерной томографии

Возможности анализа геометрических параметров и механических характеристик

по данным компьютерной томографии рассмотрим на примере пациентки Z, нижняя челюсть (НЧ) которой при разных уровнях чисел HU представлена на рис.1.

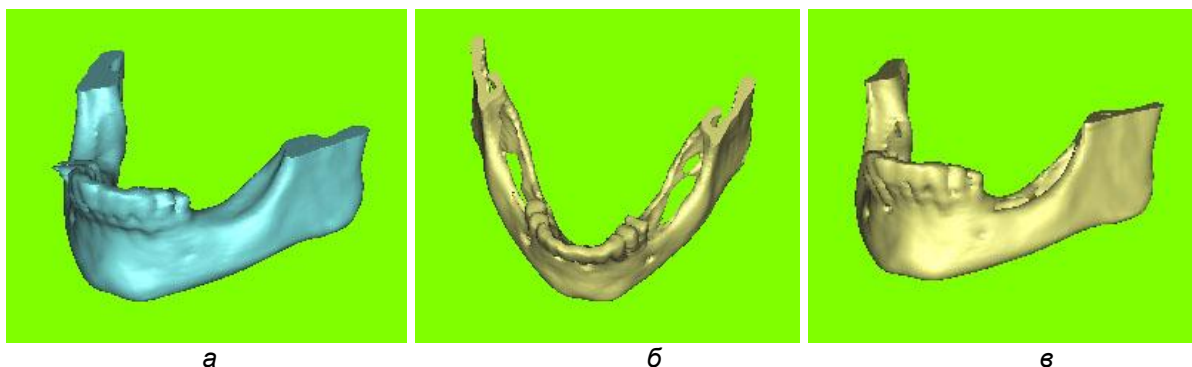


Рисунок 1. Нижняя челюсть пациентки Z, при числах HU = 226-3071 (а), HU = 1000-3071 (б) и HU = 1300-3071 (в)

Пациентка Z, с двусторонними концевыми дефектами зубных рядов – отсутствуют все моляры (зубы 36, 37, 38 и

46, 47, 48). Геометрические параметры челюсти в зоне возможной установки имплантатов, представлены на рис.2.

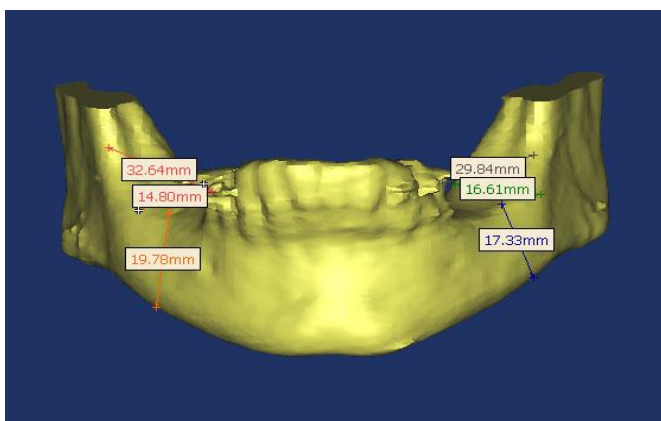


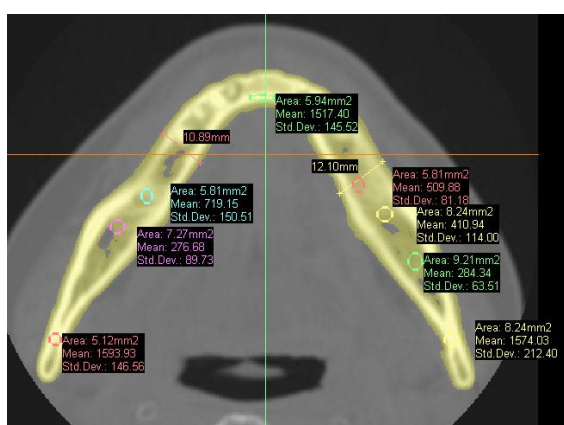
Рисунок 2. Геометрические параметры челюсти в зоне ланируемой имплантации

Для более детального выявления механических характеристик костных тканей определим геометрические параметры и числа HU в некоторых характерных сечениях – осевом и фронтальном, которые представлены на рис.3.

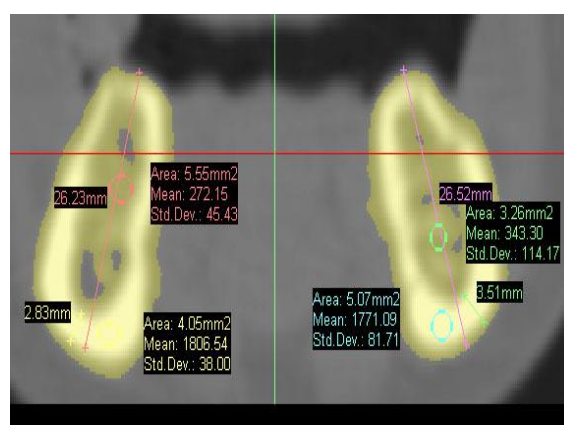
Предварительный анализ геометрических данных, представленных на рис. 2 и 3, показывает, что по высоте костной ткани, толщине кости в щечно-язычном направлении и ширине межзубного дефекта в области имплантации формально возможна установка любого имплантата (например

из комплекта производства КОНМЕТ). Данные чисел HU , в осевом и фронтальном сечениях (и других аналогичных), представленные на рис.2 и 3, показывают, что для губчатой и компактной кости числа HU изменяются в достаточно широком диапазоне. Для анализа, который будет проводиться ниже, примем для губчатой кости диапазон чисел $HU_e = 250-500$, для компактной кости – $HU_k = 1750-2000$.

Эти данные будут использованы ниже при конечно-элементном моделировании (табл.1).



а

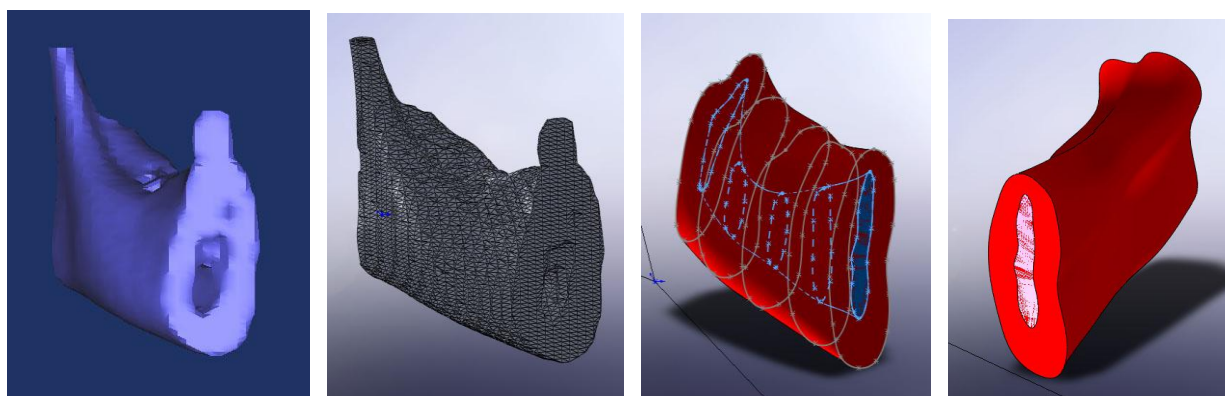


б

Рисунок 3. Геометрические параметры и числа HU в осевом (а) и фронтальном (б) сечениях

Таблица 1. Физическая плотность костных тканей (ρ) и механические характеристики – модуль упругости (E) и предел прочности (σ).

Костная ткань	HU	ρ г/см ³	E МПа	σ МПа	σ_T МПа
Металл					
	Губчатая	250	4215	92,7	46
	500	1,487	7220	132,6	66
Компактная	1750	2,706	43493	439,34	220
	2000	2,947	56179	521	270
Титан ASTM		4,51	$1,05 \cdot 10^5$	345	220



а б в г
Рисунок 4. 3D модель ЗЧС (а), его STL модель (б) и твердотельная модель (в, г)

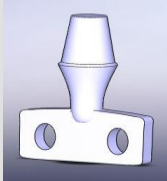


Сегмент, между ветвью НЧ, представлен на рис.4. На рис.4,а показана его 3D модель, отражающая костные ткани в диапазоне чисел $HU = 586-3071$. На рис.4,б показана стереолитографическая модель (STL) модель ЗЧС. Такие модели, изготовленные на станках быстрого прототипирования, используются обычно в клиниках для адаптации формы. В работе [1] такого типа модели названы STLV – виртуальная стереолитографическая модель. Их точность определяется математическим аппаратом, заложенным в программах MIMICS и SolidWorks, и не зависит от используемого оборудования, материала и квалификации исполнителя. Эта модель служит основой для получения твердотельных моделей, представленных

на рис. 4 в, г. Твердотельной модели можно придавать любые механические характеристики; обрабатывать средствами программы SolidWorks, включая получение литейных форм созданной модели; подвергать испытаниям под нагрузкой, при любых температурных режимах и т.п.

Конструкция имплантатов и нагрузка

Из всей номенклатуры пластинчатых имплантатов КОНМЕТ, в связи с основной задачей – исследовать взаимодействие опорной пластинки имплантата с окружающими костными тканями, рассмотрим только имплантаты с одной головкой. Внешний вид этих имплантатов и основные геометрические параметры представлены в таблице 2.

Таблица 2. Внешний вид пластинчатых КОНМЕТ имплантатов и основные геометрические параметры

Типоразмер	301.01	302.01	302.02
Общий вид			
Габаритные размеры, мм	7 x 12	12 x 5	12 x 12
Площадь опорной пластинки, мм ²	67,97	49,62	131,18

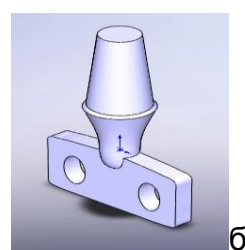


Рисунок 5. Имплантат с искусственной короной (а) и с удлиненной головкой (б)

При последующем моделировании для сохранения плеча действия силы, возникающей при окклюзионном контакте зубов антагонистов, возможны два подхода: моделирование коронки зуба, как показано на рис.5,а, или увеличение длины головки на величину соответствующую толщине дентина в зоне контакта, как показано на рис.5,б. Так как выявление напряжений, возникающих в зоне соединения коронки зуба с головкой имплантата, не является целью исследования, для упрощения в дальнейшем будем рассматривать только удлиненные головки, выполненные с корпусом имплантата в виде единого тела, как показано на рис.5,б.

По RUS [3] нагрузка для зуба 6 равна 300 Н, для зуба 7 – 200 Н, а при расчете показателей выносливости пародонта по Gaber, нагрузка для зуба 6 равна 720 Н, а для зуба 7 – 680 Н. Для обеспечения сравнимости результатов исследования будем во всех расчетных случаях принимать величину вертикальной

компоненты нагрузки $F_Y = 300 \text{ Н}$ и компоненту боковой нагрузки $F_Z = 100 \text{ Н}$, либо обеих нагрузок одновременно, что соответствует суммарной нагрузке $F_U = 316 \text{ Н}$, действующей под углом $18,5^\circ$. При ударном воздействии, в зависимости от кинетической энергии удара и жесткости системы [6], максимальное значение силы (коэффициент динамичности) может значительно превышать приведенные средне статистические значения.

Анализ идеализированной конечно-элементной модели

В исследовании поставлены два типа задач, возникающих при биомеханическом анализе системы имплантат – кость – подбор имплантата для конкретного пациента и исследование влияния некоторых параметров, например, размера опорной пластинки, на эффективность применения имплантата данного типа.

На рис.6 приведен общий вид модели, нагрузка и граничные условия (рис.6,а,б), ее разнесенный вид (рис.6,в) и конечно-элементная сетка (рис.6,г).

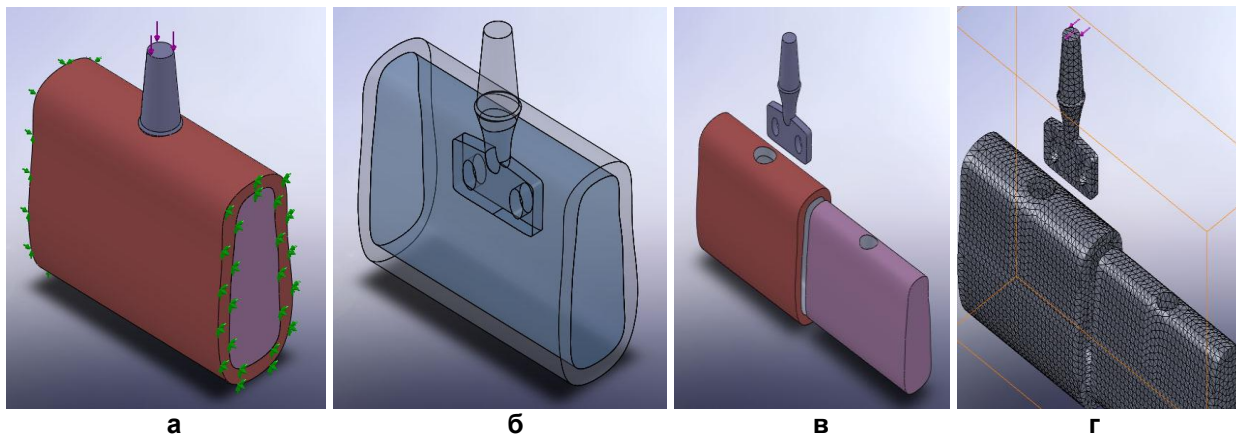


Рисунок 6. Общий вид модели (а,б), ее разнесенный вид (в) и конечно-элементная сетка (г)

Каждый из элементов модели: имплантат (серый), компактная кость (красный) и губчатая кость (фиолетовый) разрабатывался как отдельная деталь. При сборке (рис.6.а) последовательно проверялась интерференция (непересекаемость) частей. Модель, при создании конечно-элементной сетки, разбита на 56434 элемента и содержит 80524 узлов.

Принятая для анализа базовая модель (рис.6,а) с компактной костью, замкнутой в виде оболочки, не отражает особенности тех клинических случаев, когда имплантат

устанавливается в губчатую кость [2]. Параметры расчетных моделей и результаты конечно-элементного анализа представлены в табл.3.

Результаты анализа базовой модели с имплантатом 302.01, 302.2 при горизонтальной, вертикальной нагрузке, а также в поле касательных напряжений приведены в табл.3, из которых следует, что резорбция костных тканей вокруг данных имплантатов неизбежна. При данных условиях пластинчатый имплантат дезинтегрирует.

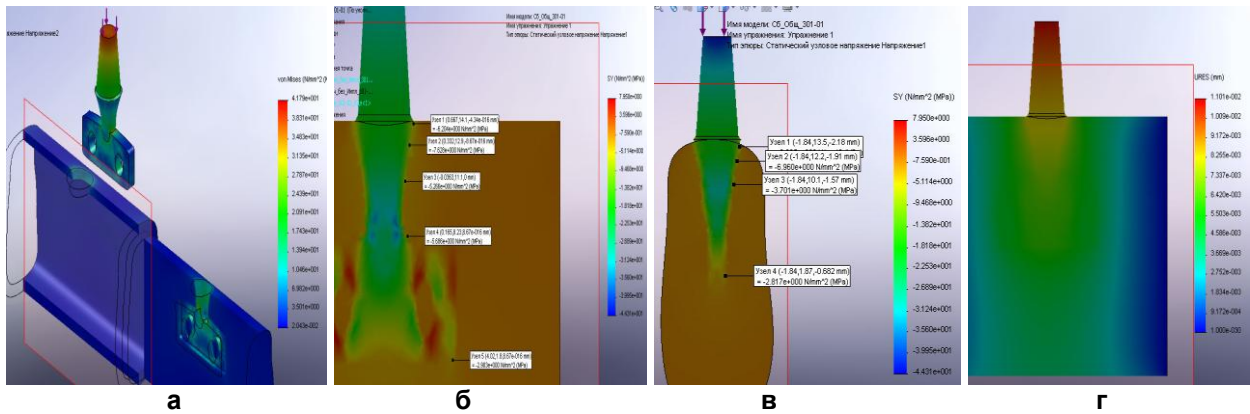


Рисунок 7. Поле напряжений SY в продольном (а,б) и поперечном сечениях (в) и поле суммарных перемещений UR (г)

Таблица 3. Параметры расчетных моделей и результаты конечно-элементного анализа

№ Расч. случ.	Модель имплантата	Модули упругости МПа	Нагрузка Н	Перемещения UR мм	Перемещения δ мм/Н	SM, МПа Max	По точкам	SY, МПа Min/Max	По точкам
1	Базовая 301.01	$E_k = 43493$ $E_r = 4215$	FY = 300	$1,101 \cdot e^{-2}$	$3,67 \cdot e^{-5}$	41,79	5,678	-44,31	-6,204
2			FZ = 100	$9,82 \cdot e^{-2}$	$9,82 \cdot e^{-4}$	113,7	7,576 8,966 2,632	7,95 -117,7 106	-7,628 -5,266 -2,983
3	Модерниз. 301.01	$E_k = 43493$ $E_r = 4215$	FY = 300	$1,17 \cdot e^{-2}$	$3,9 \cdot e^{-5}$	49,25	9,928	-54,87	-11,21
4			FZ = 100	$1,48 \cdot e^{-1}$	$1,48 \cdot e^{-3}$	184	11,75 11,93 15,54 74,18 75,43 48,33	8,75 -157,8 184,8	-13,32 -13,71 -11,72 -93,91 -79,57 -77,99
5	Базовая 302.01	$E_k = 43493$ $E_r = 4215$	FY = 300	$1,145 \cdot e^{-2}$	$3,8 \cdot e^{-5}$	40,67	38,89	-44,42	-43,16
6			FZ = 100	$9,926 \cdot e^{-1}$	$9,926 \cdot e^{-4}$	109	18,89 9,48 51,46 20,31 16,88	3,01 -109,9 104,7	-19,48 -6,302 55,62 63,44 28,02
7	Базовая 302.02	$E_k = 43493$ $E_r = 4215$	FY = 300	$8,641 \cdot e^{-3}$	$2,88 \cdot e^{-4}$	100,5	38,52	-103,7	
8			FZ = 100	$3,363 \cdot e^{-1}$	$3,363 \cdot e^{-3}$	762,9	33,45 704,1 216,5 229,4	15,81 -842,8 816,5	

Горизонтальная компонента жевательной нагрузки, вызывает изгиб имплантата и повышенные значения напряжений в зоне шейки, как у имплантата, так и в окружающих костных тканях. Площадь остеоинтегрированной части (опорной) имплантата должна приближаться к площади корня замещающего зуба (замещаемых зубов) [3]. Но даже удвоенная площадь опорной пластинки имплантатов меньше, чем по статистике площадь опорных зубов, например, у зуба 36 она равна 393 мм, а у зуба 37 – 343 мм. Кроме того, у пластинчатого имплантата отсутствуют

опорные площадки, разнесенные в вестибулярно-оральном направлении, как у много корневых зубов, и отсутствует периодонт, вызывающий амортизацию нагрузок. Поэтому изначально жевательная нагрузка не может распределяться так, как у реальных зубов. Этот вывод расширяет показания к имплантации [2], т.е. при планировании установки пластинчатых имплантатов должен учитываться тип жевания с максимальным ограничением боковых движений НЧ после установки имплантатов.

Выводы

1. Зоны концентрации напряжений в пластинчатых дентальных имплантатах и в периферической костной ткани могут быть исследованы только на основе метода конечных элементов (МКЭ). Точность МКЭ зависит от ряда показателей: корректности сетки, возможностей решателя, следовательно, данный анализ может быть применим для каждого пациента, при выборе пластинчатого имплантата, а также прототипирования ортопедической конструкции.

2. Напряжения в зоне совместной деформации на границе имплантат – кость, распределяются по экспоненциальному закону, уменьшаясь от верхних слоев к нижним, что свидетельствует о необходимости усовершенствования методик формирования костного ложа под пластиночный дентальный имплантат 301.1 и нерациональность использования имплантатов 302.1, 302.2, с целью оптимизации остеоинтеграции по всей площади имплантатов.

3. Точность получаемых результатов, по данным СКТ, КЛКТ конкретного

пациента, зависит от точности задания основных механических характеристик: линейных размеров объекта и его поперечных сечений, свойств мягких и костных тканей – модуля упругости и предела прочности и величины нагрузки. Предлагаемая методика биомеханического анализа может применяться при любых реконструктивных оперативных вмешательствах на костной ткани, а также при установке дентальных имплантатов любых типов. Результаты проведенного исследования способствуют усовершенствованию этапа планирования операции дентальной имплантации, в частности выбора имплантата, конечной ортопедической конструкции, а также позволит сократить имплантно - протезный реабилитационный период и пролонгировать срок функционирования, как имплантата, так и ортопедической конструкции.

4. Существует необходимость в продолжении анализа дентальных пластиночных имплантатов с двумя головками.

Литература и веб-библиография

1. Букаев М. Дентальная имплантология: Учеб. материал (пособие) для врачей-стоматологов, занятых общей практикой, стоматологов-резидентов, а также студентов стоматол. фак. медицинских вузов / Букаев М., Суров А., Суров О. – Алмааты: Раритет, 2004. – 104 с.
2. Неспрядько В.П. Дентальна імплантологія: Основи теорії та практики / В.П. Неспрядько, П.В. Куц. - Харків: ВПП «Контраст», 2009. – 292 с.
3. Чуйко А.Н. Биомеханика в стоматологии / А.Н. Чуйко, И.А. Шинчуковский. – Харків: Форт, 2010. – 516 с.

4. Чуйко А.Н. Особенности биомеханики в стоматологии / А.Н. Чуйко, В.Е. Вовк. -- Харків: Прапор, 2006. – 304 с.
5. Чуйко А.Н. Некоторые аспекты биомеханического анализа в дентальной имплантологии при использовании костной пластики / Чуйко А.Н., Шинчуковский И.А., Куц П.В. // Стоматолог. - 2010. - № 10. - С.32 - 39.
6. Mow C. Basic Orthopedic Biomechanics / C. Mow, W.C. Hayes. - New York, 1991. - 380 p.

Надійшла до редакції: 05.04.2011.

© Г.В.Баркова, А.М.Чуйко, Т.В.Здоровік, Є.О.Захаренко

Кореспонденція: Баркова Г.В.,
Пр-т Ілліча, 16, 83003, Донецьк, Україна
E-mail: ann.barkova@mail.ru