

УДК 616.314.18-002.4

МЕТОДОЛОГИЯ РАЗРАБОТКИ И ИССЛЕДОВАНИЯ МАТЕМАТИЧЕСКИХ МОДЕЛЕЙ В СИСТЕМАХ ДИАГНОСТИКИ И ФУНКЦИОНАЛЬНОГО АНАЛИЗА ОРТОПЕДИЧЕСКИХ КОНСТРУКЦИЙ НА ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТАХ

© 2018 В.С. Тлустенко, Е.С. Головина, В.П. Тлустенко

Самарский государственный медицинский университет

Статья поступила в редакцию 22.02.2018

В статье приведены результаты анализа и исследования современных проектов биомеханических систем и ортопедических конструкций с точки зрения их планирования, а также надёжности функционирования. Показана методика математического моделирования на базе технологий CAD - САМ цифровых моделей указанных систем и их исследований по условиям постановки и решения задач протезирования пациентов. Особенностью моделирования и исследования комплексного трёхмерного биомеханического объекта является возможность обеспечения единства геометрических, физико – механических и биологических параметров с индивидуальными особенностями пациента. Показано, что при разработке модели биомеханической системы необходимо окружающие биологические ткани рассматривать дискретно по строению и физико – механическим свойствам – эпителий, зоны кортикальной и губчатой кости. Предложена методика анализа моделей биомеханических ортопедических конструкций, позволяющая однозначно устанавливать взаимосвязь величин и направлений функциональных нагрузок в них и внутренних напряжений и деформаций. Показано, что существенное различие в величине сил, действующих на имплантаты, и, соответственно, на кость и прилегающие ткани в зоне контакта с ними, а также на всю височно – нижнечелюстную систему от рабочих нагрузок обусловлено индивидуальными особенностями жевательного аппарата. Проведено исследование трёхмерной математической модели указанной системы и установлен характер взаимосвязи между изменением направления исходных нагрузок и перераспределением величин растягивающих, сжимающих и поперечно – сдвигающих сил, воздействующих на имплантаты. Это позволяет при создании проекта биомеханической системы обосновать наиболее благоприятную схему передачи сил на кортикальную и губчатую кости по условиям, когда прилегающая к имплантату ткань наиболее устойчива в прогнозируемом периоде к сжимающим силам, на 32% менее устойчива к растягивающим и на 68% к силам поперечного сдвига, а изменение угла наклона имплантата по отношению к вектору воздействующих на него сил приводит к значительному росту напряжений в зоне контакта кость – имплантат.

Ключевые слова: биомеханическая система, имплантат, напряженно – деформированное состояние, моделирование ортопедических конструкций, напряжение, деформация, математическая модель.

ВВЕДЕНИЕ

Результаты анализа и исследований биомеханических процессов в мягких и костных тканях зубочелюстной системы, определяющих надёжность её функционирования, показали их прямую зависимость от величин внутренних напряжений и деформаций, возникающих при длительном воздействии рабочих нагрузок [7]. Характер изменений в тканях периодонта после установки имплантатов, связанный с образованием плотной соединительной ткани,

механизмы амортизации давления при нагрузке на имплантаты, включая окружающие их минерализованные ткани, зависит от величин допустимых значений напряжений и деформаций. Замещение части периодонтальной ткани фиброзной изменяет механические и биомеханические свойства системы имплантат-периодонт-челюсть, что связано с риском осложнений, обусловленных перегрузкой опорных тканей.

Современный уровень построения и анализа ортопедических конструкций требует решения большого числа методологических вопросов дентальной имплантологии на основе накопленного практического опыта и теоретических знаний [1]. Однако области концептуальных теоретических знаний и прикладных методик методологически наиболее эффективны могут развиваться и применяться на базе систематизированных информационных систем, обеспечивающих возможность применения вычислительной техники. Особенно это относится

Тлустенко Владимир Станиславович, кандидат медицинских наук, ассистент кафедры стоматологии ИПО. E-mail: gbuz5905@bk.ru

Головина Елена Станиславовна, кандидат медицинских наук, врач стоматолог ортопед ГБУЗ СО «Самарская стоматологическая поликлиника №3». E-mail: gbuz5905@bk.ru

Тлустенко Валентина Петровна, доктор медицинских наук, профессор, заведующая кафедрой ортопедической стоматологии. E-mail: gbuz5905@bk.ru

к решению множества сложных задач функционального анализа, выбора, обоснования и оценки вариантов лечения, исследования диагностических моделей и др.

Анализ существующих ортопедических конструкций показывает, что величина и направление функциональных нагрузок в них как в биомеханических системах с различными зубочелюстными схемами обуславливают существенное различие в величине сил, действующих на имплантаты, и, соответственно, на кость и прилегающие ткани в зоне контакта с ними [5]. Исследование трёхмерных математических моделей указанных систем показывает, что изменение направления нагрузок в них приводит к существенному перераспределению растягивающих, сжимающих и поперечно-сдвигающих сил, действующих на имплантат [8]. В свою очередь, прилегающая к имплантату костная ткань наиболее устойчива в прогнозируемом периоде к сжимающим силам, на 32% менее устойчива к растягивающим и на 68% к силам поперечного сдвига [7], а изменение угла наклона имплантата по отношению к вектору действующих на него сил приводит к значительному росту напряжений в зоне контакта кость – имплантат [2]. Отдаленные исследования в костных тканях, подвергающихся длительным нагрузкам выше допустимых, показали их прямую зависимость от величин контактных напряжений [1], что вызывает необходимость детального изучения отдельных фрагментов биомеханических систем или всей системы в целом с объективным учетом воздействия на биологические ткани активных сил и возникающих под их воздействием различных по величине и направлению внутренних напряжений.

Решение задач и использование новых подходов и методов математического моделирования биомеханических систем, расширения информационной базы исследований связано с построением методик диагностики, прогнозирования и оценки различных состояний пациента в долговременном периоде. Одним из определяющих факторов является степень взаимосвязи величин действующих внешних нагрузок на систему и адекватными им напряжениями во взаимодействующих структурно-функциональных элементах биомеханических систем. Многообразие характера и степени взаимосвязей обусловлено видом применяемых материалов, механикой работы систем, особенностями конструкции биомеханических систем, индивидуальными особенностями биохимических и анатомических показателей пациента. Наблюдения в ближайшие сроки надёжности функционирования систем не позволяют провести объективную диагностику и прогнозирование на будущий период с получением ин-

формации о факторах, значительно влияющих на исход лечения. В настоящее время достаточно полно изучено анатомо-топографическое строение зубочелюстной системы [3], включая функциональные характеристики, но не решена проблема построения комплексной многокомпонентной математической модели на основе единого формализованного описания однозначной зависимости между варьируемыми параметрами конструкции и технологии установки имплантатов и последующим формированием конструкций съёмного или несъёмного протезирования.

Цель работы – дальнейшее развитие методологии информационной базы CAD – CAM технологий для виртуального моделирования ортопедических конструкций, расширение возможностей диагностики их состояний [3]. Характер действия нагрузок на компоненты зубочелюстной системы является неоднозначным, зависит от индивидуальных особенностей пациента и других факторов. Методология компьютерного моделирования реальной модели биомеханической системы варьируется в зависимости от анатомо-физиологических условий её функционирования.

Установлено, что неблагоприятный характер фиксации положения центральной окклюзии может привести к дисфункциональным изменениям в височно-нижнечелюстном суставе с локализацией патологических процессов в суставном диске в связи с неблагоприятным распределением в нем напряжений от функциональных нагрузок. Сложность постановки и решения задач исследования влияния нагрузок на состояние тканей и биохимических процессов в них состоит в том, что если модель и содержит полный зубной ряд с соответствующей элементной базой в виде зубных альвеол, периодонтальных щелей, кортикального и губчатого слоев кости, то задание граничных условий для модели осложняется однозначностью механики нижней челюсти только для конкретного строения биомеханической системы. Кроме того, имеются чисто субъективные факторы, оказывающие влияние на схему взаимодействия активных сил, поднимающих нижнюю челюсть [3]. Они определяются строением и расположением жевательных мышц, условиями распределения нагрузки на зубные ряды, реактивными силами, возникающими на поверхности суставной головки мышечкового отростка. При таких условиях может создаваться дисбаланс сил, поднимающих нижнюю челюсть, и сил с направлением действия со стороны зубных рядов. В зависимости от соотношения величин и направлений действия таких сил могут возникать и локализоваться большие изгибающие напряжения различного знака в неблагоприятных

сочетаниях с напряжениями сдвига в различных зонах системы. Особое значение для исследований в этом случае имеет характер и величина изгибных напряжений и величин напряжений от перерезывающих сил на контактируемых поверхностях [4].

Следующими исходными и граничными условиями в разработке математической модели биомеханической системы должны быть механические свойства губчатого и кортикального составов кости, их пористость, характер изменений в тканях периодонта после установки имплантатов, связанных с образованием плотной соединительной ткани, механизмы амортизации давления при нагрузке на имплантаты, включая окружающие их минерализованные ткани [6]. Замещение части периодонтальной ткани фиброзной изменяет механические и биомеханические свойства системы имплантат-периодонт-челюсть, что связано с риском осложнений, обусловленных перегрузкой опорных тканей. Исследования в указанном направлении имеют большое теоретическое и практическое значение, направлены на разработку методов

определения значений и схем перераспределения напряжений в сторону физиологически допустимых для тканей, так как в первую очередь это создает нормальные условия для работы и височно-нижнечелюстного сустава, предотвращая возникновение и развитие патологических очагов в том числе и в суставном диске [5].

Построение расчетной схемы биомеханической системы в работе выполнено с учетом работы суставного диска, когда он испытывает неравномерные и достаточно большие нагрузки не только в положении центральной окклюзии, но и в передней, боковой. Такая ситуация создает сложности при математическом описании задачи, а её формализованное представление потребовало введения допущения о том, что модуль упругости материала кости постоянен по её сечению и длине. Также предполагается, что в нижней части внешнего контура кортикальной кости не имеется каких-либо смещений, а на границах смежных подобластей отсутствуют относительные сдвиги материала. Возможное увеличение пористости при соответствующем уменьшении плотности губчатой

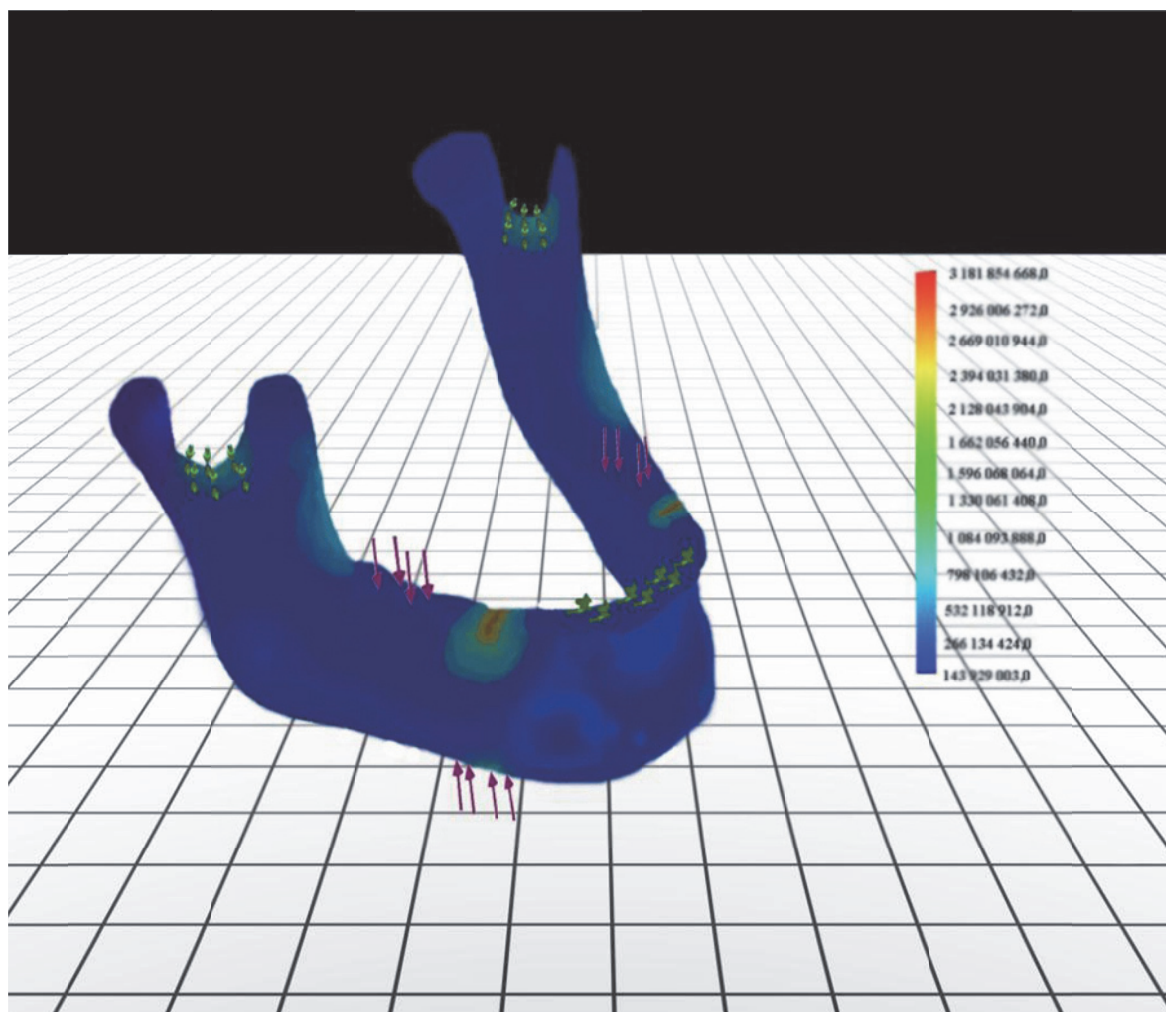


Рис. 1. Математическая модель исследуемой конструкции биомеханической системы – силовая схема нагружения, условия работы, результаты расчета, (схема chelust – нагрузка – напряжение - деформация)

Таблица 1. Исходные и граничные условия для построения математической модели биомеханической системы

Описание

Подвести итог анализа FEM на chelust

Допущения**Информация о модели**

Имя документа	Конфигурация	Путь документа	Дата изменения
chelust	По умолчанию	C:\chelust .sldprt	Fri Jun 18 23:23:07 2017

Свойства исследования

Имя исследования	chelust
Тип анализа	Static
Тип сетки:	Сетка на твердом теле
Влияние нагрузок на собственные частоты:	Выкл
Тепловой эффект:	Исходная температура
Температура при нулевом напряжении	291.000000
Единицы измерения	Kelvin
Включают эффекты давления жидкости из Solid Works Flow Simulation	Выкл
Трение:	Выкл
Игнорировать зазор для поверхностного контакта	Выкл
Использовать адаптивный метод:	Выкл

Единицы измерения

Система единиц измерения:	СИ
Длина/Перемещение	mm
Температура	Kelvin
Давление/Напряжение	N/m ²

Свойства материала

Но.	Имя тела	Материал	Масса	Объем
1	Твердое тело 1	Кость	0,715 kg	0.68 sm ³

Имя материала:	Кость
Описание:	-
Источник материала:	Кортикальная и губчатая костная структуры
Тип модели материала:	Линейный Упругий Изотропный
Критерий прочности по умолчанию:	Среднестатистический для конструкции
Данные приложения:	Переменное по длине сечение.

Имя свойства	Значение	Единицы измерения	Тип значения
Модуль упругости	8e+009	N/m ²	Постоянный
Коэффициент Пуассона	0.3	NA	Постоянный
Модуль сдвига	3.189e+008	N/m ²	Постоянный
Предел прочности при растяжении	3.5e+007	N/m ²	Постоянный
Предел прочности при сжатии	3.5e+007	N/m ²	Постоянный
Предел текучести	3.1e+007	N/m ²	Постоянный
Теплопроводность	0.2256	W/(m.K)	Постоянный
Удельная теплоемкость	1386	J/(kg.K)	Постоянный

Ограничения и нагрузки:

Крепление

Имя ограничения	Выбранный набор	Описание
Зафиксированный шарнир-3 <chelust -условия-нагрузки>	Вкл. 2 Грани - Шарнир	Нагрузка несимметричная, вертикальная односторонняя.
Зафиксированный шарнир -4 <chelust -условия-нагрузки>	Вкл. 1 Грани в зафиксированном состоянии.	Количество степеней свободы -1

Нагрузка

Имя нагрузки	Выбранный набор	Тип нагрузки	Описание
Сила-1 <chelust 6 условно>	вкл 1 Грани приложение нормальной силы 6.86e+005 N используя равномерное распределение	Последовательное нагружение	Нагрузка симметричная вертикальная.
Сила-2 <chelust условно>	вкл 2 Грани применить сила -4.41e+005 N перпендикулярно справочной плоскости относительно выбранной исходной точки, используя равномерное распределение	Последовательное нагружение	Нагрузка несимметричная, дополнительная боковая сила.

Контакт:

Состояние контакта: Соприкасающиеся грани - Свободные

Тип конструкции - рама

Характер нагружения - статический Данные отсутствуют.

Результаты исследования - обобщены по диапазонам нагрузок.

Имя	Тип	Мин	Макс
Напряжение	VON: Напряжение Von Mises	143929 N/m ² Узел: 13557 1- й вариант 2-й вариант 3-й вариант	3.19199e+009 N/m ² Узел: 538 1-й вариант 2-й вариант 3-й вариант

Выбранный набор	Единицы измерения	Сумма по X	Сумма по Y	Сумма по Z	Результирующая
Все тело	N	-2.92542	490003	-3.03857	490003

Силы реакции:

1. Силовые факторы нагружаемого свободного тела

Выбранный набор	Единицы измерения	Сумма по X	Сумма по Y	Сумма по Z	Результирующая
Все тело	N	0.0262399	-0.373849	0.233741	0.441686

2. Моменты свободного тела

Выбранный набор						Сумма по X	Сумма по Y	Сумма по Z	Результирующая	
Имя	Тип	Мин	Место	Макс	Место	Единицы измерения	Сумма по X	Сумма по Y	Сумма по Z	Результирующая
Все тело						N-m	0,00238	0,00147	0,00074	0,00145
Результаты по умолчанию										
Напряжение1	VON: Напряжение Von Mises	230438 N/m ² Узел: 12246	(- 34.2954 mm, -57.5977 mm, -164.279 mm)	9.24162e+009 N/m ² Узел: 11332	(31.375 mm, - 0.226685 mm, -86.5967 mm)					
Перемещение1	URES: Результирующее перемещение	0 mm Узел: 128	(31.9817 mm, 0 mm, -154.602 mm)	39.3382 mm Узел: 535	(- 56.8621 mm, 8.99471 mm, -8.49484 mm)					
Деформация1	ESTRN: Эквивалентная деформация	3.3931e- 005 Элемент: 7948	(- 31.2823 mm, -60.4339 mm, -166.172 mm)	0.600204 Элемент: 2219	(29.7219 mm, 0.825049 mm, -86.2672 mm)					

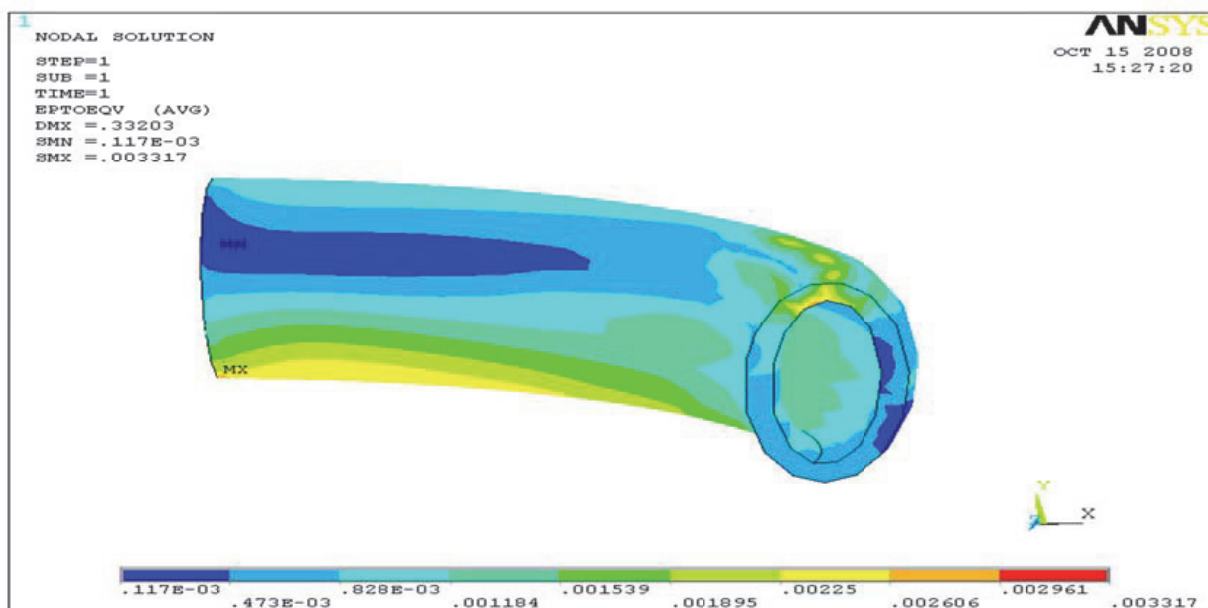


Рис. 2. Один из результатов вариантов исследований параметров системы по схеме 1 – поле эквивалентных напряжений по Мизесу в зоне установки имплантата в губчатой кости при рабочей нагрузке 35кГ

кости учитывается по среднестатистическим показателям. Модель исследуемой биомеханической конструкции с расчетной схемой нагрузок представлена на рис. 1. Исходные и граничные условия представлены в таблице 1. Условия построения расчетной схемы представлены в соответствии с рекомендуемой методикой согласно требованиям по стандартам. Результаты расчетов представлены в таблицах и графиках.

Для вариантов с различными значениями рабочих нагрузок в биомеханической системе по выбранной схеме её функционирования ниже представлены полученные расчётные значения значимых силовых факторов. Для детального анализа характеристик системы при воздействии нагрузок могут быть рассмотрены её отдельные структурно-функциональные составляющие по тестовым значениям величин рабочих нагрузок и по характерным схемам нагружения.

Схема 1 (схема 1-сим) - симметричная и несимметричная нагрузка. Усилие в мышце 35 кг.

Результат – рабочая нагрузка, развиваемая на имплантате №6 (симметрично) составляет $Q_y = 21,1$ кг. В шарнирной сумке вертикальная реакция $F_y = 16,7$ кг, боковая реакция $F_x = 0,2$ кг (-0,2 кг) в левом (правом) соответственно. Установлено, что зона локализации максимальных значений сжимающих напряжений в кости в данном варианте исследования схемы находится в месте опоры ортопедической конструкции на имплантат (Рис. 2).

Случай В – несимметричное нагружение (схема 2-й вариант), рабочая нагрузка только слева. Усилие в мышце 35 кг. Результат – рабочая нагрузка, развиваемая на имплантате №6 (только слева) составляет $Q_y = 19,2$ кг.

В шарнирной сумке: - со стороны воздействия рабочей нагрузки вертикальная левая реакция $F_y = 5,3$ кг, боковая реакция $F_x = 0,4$ кг; с другой стороны вертикальная правая реакция $F_y = 9,4$ кг, боковая реакция $F_x = -0,4$ кг.

Случай С – несимметричное нагружение (схема 3-й вариант): рабочая нагрузка (нагрузка вертикальная слева + боковая сила слева) - усилие в мышце 35 кг.

Результат – рабочая нагрузка, развиваемая на имплантате №6 (только слева) $Q_c = 19,2$ кг, боковая сила 5,5 кг. В шарнирной сумке:

- со стороны воздействия рабочей нагрузки вертикальная левая реакция $F_y = 2,5$ кг, боковая реакция $F_x = 3,3$ кг, продольная реакция $F_z = -6,5$ кг

- с другой стороны вертикальная правая реакция $F_y = 21,3$ кг, боковая реакция $F_x = -2,2$ кг, продольная реакция $F_z = 6,5$ кг.

- с другой стороны вертикальная правая реакция $F_y = 21,3$ кг, боковая реакция $F_x = -2,2$ кг, продольная реакция $F_z = 6,5$ кг

Аналогичные расчеты по предлагаемой схеме и по условиям исследований модели выполняются для каждого варианта анализируемого множества проектов и рабочих состояний.

Значения полученных напряжений и деформаций в последующих исследованиях

определяют характер поведения биомеханической системы челюсть- протез-имплантат по системным факторам, определяющим состоятельность и надежность биомеханической системы и ортопедической конструкции в отдалённые периоды.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Применение методик объективных исследований на базе CAD/CAM технологий, включающих стандартизованные проектные и расчетные модули в сочетании с применением в последующем биомеханических методов исследований, позволяет оптимизировать решение задач с разделением работы на точные технологические этапы.

Моделирование систем позволяет на более высоком уровне обеспечивать логическую увязку способов повышения качества конструирования протезов различной сложности, определять необходимые параметры титановых имплантатов и схем их установки. построение соответствующего программного обеспечения, позволяющего обеспечивать максимальную точность воспроизведения исполнительных размеров для установки имплантатов, изготовления ортопедических конструкций по индивидуальным данным с использованием оборудования с числовым программным управлением.

Исследования показали, что сложность построения математической модели структурно-функциональной системы заключается и в том, что учитываемые индивидуальные особенности на начальных этапах проектов могут изменять свои параметры с течением времени. Это объясняется тем, что в каждом случае после установки имплантатов и протезов проявляются относительно новые взаимоотношения между существовавшими ранее физиологическими последовательностями движений нижней челюсти, строго регламентированными нервными импульсами, поступающими с рецепторных полей различных участков зубочелюстной системы, и новыми, появившимися в связи с перераспределением напряженно-деформированного состояния основных тканей.

Полученные результаты позволяют расширить теоретическую базу для проведения дальнейших исследований в области изучения взаимосвязи характера и величин напряжений в биомеханической системе с состоянием тканей и прогнозирования их поведения и свойств в долговременном периоде.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Матвеева А.И., Гаврюшин С.С., Борисов А.Г.* Использование математического моделирования при проектировании протезных конструкций с опорой на внутрикостные имплантаты // Российский вестник дентальной имплантологии. 2003. №1. С.10 – 14.
2. *Рампуни Дж., Пелоси А.* От 2D к 3D. Планирование лечения с использованием трёхмерных фотографий, снятых лицевыми сканерами // Современная ортопедическая стоматология. 2017. № 27. С. 6 – 18.
3. *Valerio Di Mauro, Giuseppe Zuppari.* Ортопедическая реабилитация зубными протезами на имплантатах с применением системы CAD/CAM // Современная ортопедическая стоматология. 2017. №27. С.20 – 28.
4. *Панин А.М., Малинецкий Г.Г., Цицашвили А.М.* Математическое планирование операции сэндрвич – пластики скользящим костно-надкостнично-слизистым лоскутом // Стоматология. 2014. №3. С. 63 – 64.
5. *Chrcanovic B.R., Kisch J., Albrektsson T., Wennerberg A.* Bruxism and dental implant failures: a multilevel mixed effects parametric survival analysis approach // Journal of Oral Rehabilitation. 2016, 43; 813–823.
6. *Lobbezoo F., Ahlberg J., Glaros A.G., Kato T., Koyano K., Lavigne G.J. et al.* Bruxism defined and graded: an international consensus // J Oral Rehabil. 2013; 40 : 2–4.
7. *Misch C.E.* Dental implant prosthetics // Elsevier Mosby. 2005. 641 p.
8. *Лазарев С.А.* Использование конечно-элементной математической модели «Зубной протез – зуб - костная ткань» для обоснования выбора конструкции зубного протеза // Кубанский научный медицинский вестник. 2014. №6(048). С.54 – 58.
9. *Тиболов В.Ф., Ревякин А.В.* Сравнительный анализ напряженно-деформированного состояния в системе полный съемный протез – нижняя челюсть в случае сжатия челюстей с максимальным усилием для различных вариантов фиксации протеза // Современная ортопедическая стоматология. 2014. №22. С. 78 – 82.

**METHODOLOGY OF DEVELOPMENT AND RESEARCH OF MATHEMATICAL MODELS
IN SYSTEMS OF DIAGNOSTICS AND FUNCTIONAL ANALYSIS OF ORTHOPEDIC STRUCTURES
ON DENTAL IMPLANTS**

© 2018 V.S. Tlustenko, E.S. Golovina, V.P. Tlustenko

Samara State Medical University

The article presents the results of analysis and research of modern projects of biomechanical systems and orthopedic structures in terms of their planning, as well as reliability. The method of mathematical modeling based on CAD - CAM technologies of digital models of these systems and their research under the conditions of setting and solving problems of prosthetics of patients is shown. The peculiarity of modeling and research of complex three – dimensional biomechanical object is the possibility of ensuring the unity of geometrical, physico-mechanical and biological parameters with individual characteristics of the patient. It is shown that in the development of the model of biomechanical system it is necessary to consider the surrounding biological tissues discretely in structure and physical and mechanical properties – epithelium, cortical and spongy bone zones. The method of analysis of biomechanical orthopedic models of structures, allowing one to establish the relationship of value and direction of functional loads in them and the internal stresses and strains. It is shown that a significant difference in the magnitude of the forces acting on the implants, and, accordingly, on the bone and adjacent tissues in the contact zone with them, as well as on the entire temporal – mandibular system from the workloads due to the individual characteristics of the chewing apparatus. The study of the three – dimensional mathematical model of this system and the nature of the relationship between the change in the direction of the initial loads and the redistribution of the values of tensile, compressive and transverse shear forces acting on implants. This allows the creation of a biomechanical system project to substantiate the most favorable scheme of transfer of forces to the cortical and spongy bones under the conditions when the tissue adjacent to the implant is most resistant in the forecast period to compressive forces, is 32% less resistant to stretching and 68% to the forces of transverse displacement, and the change in the angle of inclination of the implant in relation to the vector of the forces acting on it leads to a significant increase in stresses in the bone – implant contact zone.

Keywords: biomechanical system, implant, stress – strain state, modeling of orthopedic structures, stress, strain, mathematical model.

Vladimir Tlustenko, PhD, Department of Stomatology of Postgraduate Studies. E-mail: gbuz5905@bk.ru
Elena Golovina, Ph.D., Dentist-Orthopedist, «Samara Dental Polyclinic №3». E-mail: gbuz5905@bk.ru
Valentina Tlustenko, MD, Professor, Head of Orthopedics Department. E-mail: gbuz5905@bk.ru