

УДК 621.045

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЗАИМОСВЯЗИ СХЕМ ОРТОПЕДИЧЕСКИХ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ КОНСТРУКЦИЙ И УСЛОВИЙ ИХ НАГРУЖЕНИЯ С ХАРАКТЕРОМ И УСТОЙЧИВОСТЬЮ ФУНКЦИОНИРОВАНИЯ СИСТЕМЫ© 2011 Е.С. Головина¹, В.П. Тлустенко¹, В.С. Тлустенко¹ С.Ф.Тлустенко²¹Самарский государственный медицинский университет²Самарский государственный аэрокосмический университет

Поступила в редакцию 14.03.2011

В статье представлены результаты исследования биомеханической системы с целью разработки методов выбора оптимальных конструкций с использованием элементов из титана, композитов и пластмасс, а также металлокерамических и цельнокерамических ортопедических конструкций, включая технологию реставрации композитами. Обоснован подход к процессам сравнительной оценки различных методов построения расчетных схем с использованием ортопедических конструкций на имплантатах. Сравнительная оценка проведена с использованием объективных биохимических критериев, согласно которым ортопедические конструкции оценивались как клинически приемлемые и неприемлемые. Ключевые слова: расчётная конструкция, схема нагрузок, титановые имплантаты, зубочелюстная система, протезирование, металлокерамика, композиты, CAD/CAM технологии

Использование новых подходов и методов математического моделирования биомеханических систем направлено на развитие методик получения оценок степени взаимосвязи величин действующих внешних нагрузок на систему и адекватными им напряжениями в задействованных структурно-функциональных элементах в условиях многообразия взаимосвязей между ними. Вид материала, механика систем и конструкция протезов в ближайшие сроки наблюдения не влияют значительно на исход лечения. Однако в отдаленные сроки наблюдения преимущество выявлено у разработок на базе CAD/CAM технологий, включающих стандартизованные конструкторские и расчетные модули в сочетании с применением в последующем биохимических методов исследований. Анализ выполненных работ в области исследования биомеханических систем с различными зубочелюстными структурами показывает, что более отдаленные исследования биохимических процессов в них относятся в основном к детальному изучению отдельных фрагментов системы или всей системы без объективного учета воздействия на биологические ткани активных сил и

возникающих под их воздействием внутренних напряжений. В настоящее время достаточно полно изучено анатомо-топографическое строение зубочелюстной системы с детальным описанием всех её элементов, включая функциональные характеристики, но не решена проблема построения многокомпонентной модели на основе единого формализованного описания однозначной зависимости между варьируемыми параметрами схем установки имплантатов и последующим формированием конструкций съёмного или несъёмного протезирования и микропротезирования. Решение указанной проблемы позволяет совершенствовать теорию и методологию компьютерного моделирования реальной модели биомеханической системы в зависимости от анатомо-физиологических условий её функционирования. Особенностью и необходимостью развития такого подхода является то, что характер действия после установки имплантатов и протезов нагрузок на компоненты зубочелюстной системы является неоднозначным и в значительной степени зависит от индивидуальных особенностей пациента. Моделирование систем позволяет 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 протезов и зубов на оборудовании с числовым программным управлением по индивидуальным размерам. Таким

Тлустенко Валентина Петровна, доктор медицинских наук, профессор, зав. кафедрой ортопедической стоматологии.

Головина Елена Станиславовна, врач-стоматолог-ортопед высшей категории, кандидат медицинских наук, ассистент.

*Тлустенко Владимир Станиславович – врач-стоматолог-ортопед, кандидат медицинских наук.
E-mail: accord2549@yandex.ru*

Тлустенко Станислав Федотович, кандидат технических наук, доцент. E-mail: titan250@mail.ru

образом, формируется теоретическая и методологическая база системных представлений в области анатомо-гистологических, биохимических, физиологических закономерностей поведения и изменения тканевых элементов пародонта, связующего аппарата периодонта и костной ткани, губчатого вещества и костной ткани непосредственно челюстной системы в зависимости от множества факторов, включая величину и схему приложения нагрузок, свойства материалов. 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, особенно по физиологическим и биохимическим показателям. Это объясняется тем, что в каждом случае после установки имплантатов и протезов проявляется относительно выраженная дисгармония между существовавшими ранее физиологическими последовательностями движения нижней челюсти, строго регламентированными нервными импульсами, поступающими с рецепторных полей как зрительного анализатора, так и с различных участков зубочелюстной системы, и новыми, появившимися в связи с перераспределением напряженно-деформированного состояния основных тканей. При этом необходимо рассмотреть некоторые варианты взаимодействия и твердых тел со сложной геометрией и различными физико-механическими свойствами. Появляющиеся несоответствия инициируют возникновение ориентировочно-исследовательских реакций, в результате которых за счет поступления дополнительной афферентной информации вырабатывается новая программа действий. Узловыми моментами в такой и аналогичных функциональных системах являются стадийные процессы по схеме: на что, как, когда и в какой последовательности прореагирует система. В соответствии с теорией управления саморегулирование системы происходит на основе афферентаций корковых нейронов в последовательностях доминирующей мотивации, соответствующей остановочной афферентации и свойств аппарата памяти. Выбор адекватной сложившимся условиям программы действий происходит на основе синтеза этих компонентов. Обратная афферентация по результатам действий сопоставляется с заготовленной в акцепторе действия исходной моделью этих действий. В настоящее время не существует единого подхода к установлению взаимосвязи между характером фиксации положения центральной окклюзии, что может привести к дисфункциональным изменениям в височно-нижнечелюстном суставе с локализацией пато-

логических процессов в суставном диске в связи с неблагоприятным распределением в нем напряжений от функциональных нагрузок. Сложность постановки задачи исследования влияния нагрузок на состояние тканей и биохимических процессов в них состоит и 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, 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. Они определяются строением и расположением медиальной, крыловидной, височной и непосредственно жевательной мышц, условиями распределения нагрузки на зубные ряды, реактивных сил, возникающих на поверхности суставной головки мышечного отростка. При таких условиях создается дисбаланс сил, поднимающих нижнюю челюсть, и сил с направлением действия со стороны зубных рядов. В зависимости от соотношения направлений действия и величин таких сил могут возникать большие изгибные напряжения различного знака с локализацией в неблагоприятных сочетаниях в различных точках конструкции. Особое значение для исследований в этом случае имеет характер и величина изгибных напряжений и величин напряжений от перерезывающих сил на контактируемых поверхностях.

Математическая модель биомеханической системы должна учитывать то, что механические свойства губчатого и кортикального строения 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. 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. В первую очередь это создает нормальные условия для работы височно-нижнечелюстного сустава, предотвращая возникновение и развитие патологических очагов в суставном диске. Построение расчетной схемы 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. В указанных положениях суставной диск подвергается повышенной нагрузке также и в передне-центральной отделе, что говорит о том, что при разных положениях нижней челюсти зона нагрузки на суставном диске в основном остается неизменной. 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 отсутствует относительные сдвиги материала. Увеличение пористости при соответствующем уменьшении плотности губчатой кости учитывается по среднестатистическим показателям. Сводная расчетная схема представлена на рис. 1. Условия построения расчетной схемы представ-

лены в соответствии с рекомендуемой методикой согласно стандартным требованиям. Результаты расчетов представлены в таблицах. Полученные результаты позволили создать теоретическую базу для проведения дальнейших биохимических исследований в области изучения взаимосвязи характера и величин напряжений с состоянием тканей и прогнозирования их поведения и свойств в дальнейшем.

Случай А – симметричное нагружение (схема 1-й вариант). Усилие в мышце 35 кг.

Результат – сила кусания, развиваемая на имплантанте №6 (симметрично) составляет $Q_y = 17,1$ кг. В шарнирной сумке вертикальная реакция $F_y = 14,9$ кг, боковая реакция $F_x = 0,2$ кг (-0,2 кг) в левом (правом) соответственно.

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

- со стороны кусания вертикальная левая ре-

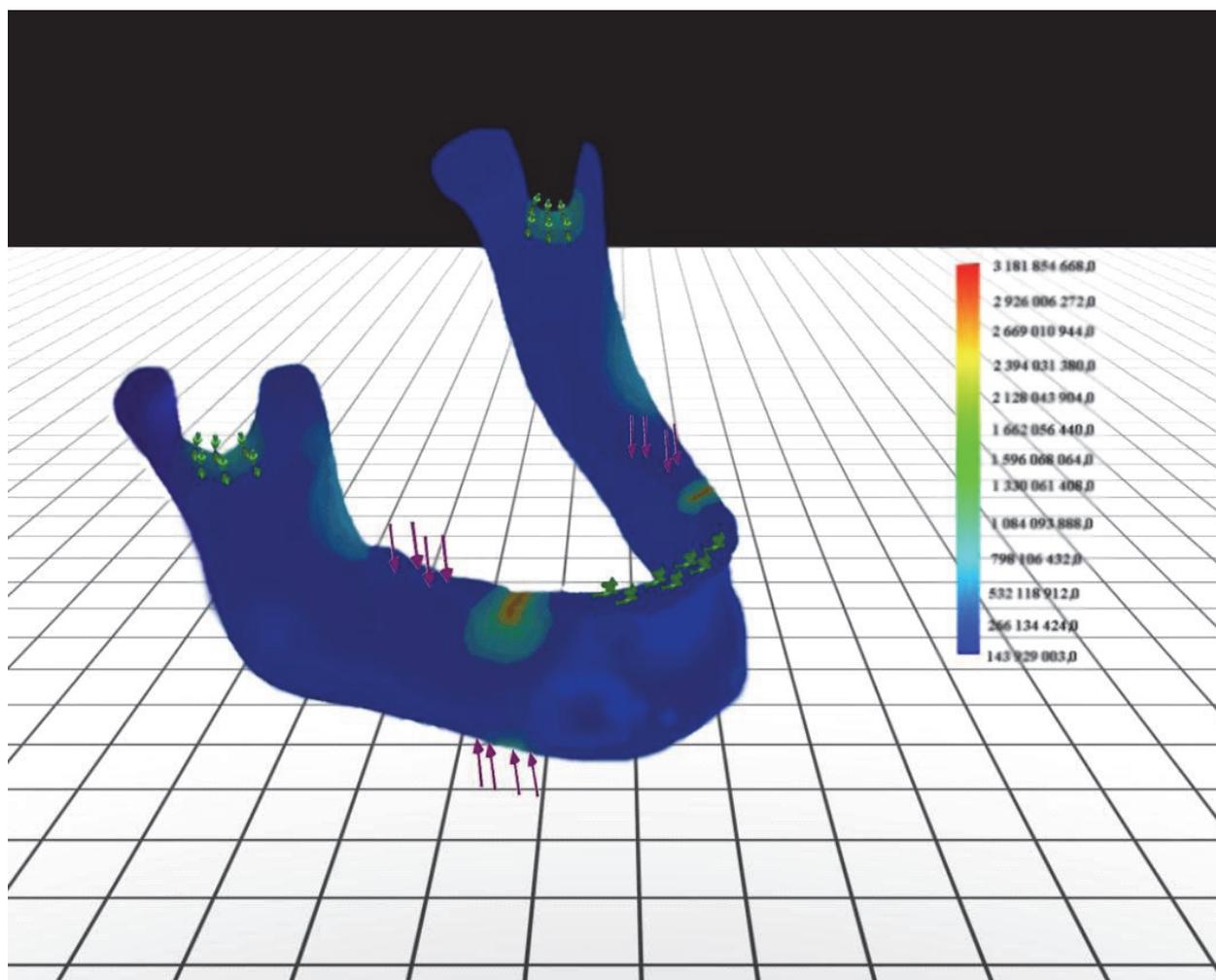


Рис. 1. Конструкция биомеханической системы, силовая схема нагружения, условия работы. результаты расчета (схема chelust -напряжение)

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 2010

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 SolidWorks 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

№.	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

акция $F_y = 4,3$ кг, боковая реакция $F_x = 0,2$ кг; с другой стороны вертикальная правая реакция $F_y = 8,4$ кг, боковая реакция $F_x = -0,2$ кг.

Случай С – несимметричное нагружение (схема 3-й вариант), сила кусания (нагрузка) вертикальная слева + боковая сила слева, Усилия в

Нагрузки и ограничения

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 условн>	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	$3.19199e+009$
		N/m^2	N/m^2 Узел:
		Узел: 13557	538
		1-й вариант	1-й вариант
		2-й вариант	2-й вариант
		3-й вариант	3-й вариант

мышце 35 кг.

Результат – сила кусания развиваемая на имплантате №6 (только слева) $Q_c = 17,2$ кг, боковая сила 5,5 кг. В шарнирной сумке:

- со стороны кусания 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.

Аналогичные расчеты по предлагаемой схе-

ме и по условиям исследований выполняются для каждого варианта анализируемого множества проектов и состояний.

Значения полученных напряжений и деформаций в последующих исследованиях определяют характер поведения биомеханической системы челюсть- протез-имплантат. Для детального анализа системы рассмотрим её отдельные структурно-функциональные составляющие с их характерными признаками.

Периимплантатная зона - совокупность тка-

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:

Силы 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

Моменты свободного тела

Выбранный набор	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					
Имя	Тип				
Напряже- ние I	VON: Напряжение Von Mises				
Перемеще- ние I	URES: Результирую- щее перемещение				
Деформа- ция I	ESTRN: Эквива- лентная деформация				

ней, окружающих имплантат. Состоит она из костной ткани, периимплантатной десны, периимплантатной остеогенной связки, периимплантатной щели. Состояние этой зоны имеет важное значение для физиологических процессов, происходящих в ней, и непосредственно на отдалённые результаты лечения. Наибольшее значение приобретают процессы, проходящие в костной ткани. При рациональной функциональной нагрузке эндооссальный имплантат после его введения в кость челюсти стимулирует остеогенез. Повышенная окклюзионная нагрузка, неравномерная по силе воздействия и неадекватная по направлению приложенных внешних сил, ведет к деструкции костной ткани в этой области и к повышению вероятности отторжения имплантата. В связи с этим актуальной остаётся проблема объективной оценки состояния костной ткани периимплантатной зоны для профи-

лактики и лечения патологических процессов, возникающих в ней.

Оценка состояния костной ткани для различных схем проводилась нами с двух позиций - изучались биохимические процессы метаболизма в костной ткани и проводились объективные клинические исследования. Биохимический аспект представлен изучением процессов метаболизма костной ткани, оперативного вмешательства в динамику с помощью методов и способов изучения и регулирования комплекса интегральных показателей состояния тканей и слюны. На первом этапе он проводился как вариант косвенного неинвазивного способа изучения, так как охарактеризовать биохимические изменения непосредственно в кости челюсти после имплантации без эксперимента практически невозможно.

Сравнительная оценка активности лактатдегидрогеназы, малатдегидрогеназы и содержания

лактата в слюне больных с дентальными имплантатами и нормой показала, что после оперативного вмешательства у больных по поводу дентальной имплантации происходят существенные сдвиги в уровнях активности указанных ферментов. Активность лактатдегидрогеназы возрастает на 62,35% [$p=0,001$], что соответствует изменениям соответственно с 1,46120,050 в контроле до $2,372 \pm 0,070$ мкмоль НАД.Н/мин. на 1 мг белка после операции). В то же время уровень малатдегидрогеназы снижается на 41,32% [$p=0,001$] - (соответственно с $1,123 \pm 0,040$ в контроле до $0,6590,020$ мкмоль НАД.Н/мин на 1 мг белка после операции).

Для суждения о том, насколько выявленные изменения характерны для исследуемого состояния и адекватны им, нами проведена сравнительная оценка активностей этих ферментов в слюне больных миопией разной степени. Результаты показали, что при миопии I и II степени имеется недостоверная тенденция к незначительному увеличению активности лактатдегидрогеназы, колеблющемуся в диапазоне 4,1-20,6% ($p=0,5$), и лишь при прогрессирующей миопии I степени получены достоверные результаты о существенном снижении активности фермента - 55,1% ($p=0,001$). Результаты наших исследований свидетельствуют о том, что изменение ферментативной активности связано с определённым текущим состоянием физиологической и биохимической систем пациентов.

Используя в качестве дополнительного контроля малатдегидрогеназную активность в слюне у больных миопией, нами была выявлена достоверно значимая закономерность колеблющегося характера возрастающей интенсивности по мере усиления миопии. Так, при стационарном лечении заболевания активность малатдегидрогеназы возрастает на 47,4% ($p=0,02$) при миопии I степени и на 115,6% ($p=0,001$) при миопии II степени. У больных с прогрессирующим характером процесса активность фермента имеет отчётливую тенденцию к снижению.

Проводя оценку уровня лактата в слюне контрольной группы лиц, а также у больных с зубными протезами с опорой на титановые имплантаты, нами получены данные о снижении содержания лактата у больных после имплантации. Уровень его составил $1,5660,22$ мкмоль/г ($p=0,001$) в контроле и $0,285 \pm 0,011$ мкмоль/г ($p=0,001$) у больных. Таким образом, содержание лактата у больных после имплантации дентальных титановых имплантатов снижается на 81,8% ($p=0,001$).

Нами также изучены биохимические процессы метаболизма в костной ткани у больных через год после имплантации дентальных титано-

вых имплантатов. Вид и материал зубных протезов в этих исследованиях не учитывался. Исследования были направлены на изучение активности ферментов слюны как косвенного метода изучения влияния дентальных имплантатов из титана на биохимические изменения непосредственно в костной ткани челюсти после дентальной имплантации. Выявлено – через год после дентальной имплантации титановых имплантатов активность лактатдегидрогеназы увеличивается на 62,35% и составляет $2,3720,070$ ($p=0,001$), активность малатдегидрогеназы снижается на 41,32%, составляет $0,6690,020$ ($p=0,001$), а содержание лактата уменьшается на 31% ($p=0,001$), составляет $0,2860,011$ ($p=0,001$).

В то время как активность лактатдегидрогеназы до операции при вторичной адентии была снижена и составляла $0,018 \pm 0,002$ мкмоль НАД.Н/мг.мин ($p=0,001$); уровень лактата также был снижен по сравнению с контролем и составлял $0,8520,014$ мкмоль НАД.Н/мг.мин ($p=0,001$).

Для нас важным было выяснить в конечном итоге ответную реакцию тканей периимплантатной зоны и в целом зубочелюстной системы на установленные имплантаты.

Естественно, ремоделирование костной ткани находится под многоуровневым регуляторным контролем факторов роста и дифференцировки, водо- и жирорастворимых витаминов, помимо паратгормона – кальцитонина, глюкокортикоидами, андрогенами, эстрогенами, прогестинами. Коллаген – основной фибриллярный структурообразующий белок костной ткани, образующий динамичную систему с клетками, органическими и минеральными составляющими внеклеточного матрикса кости.

На состав ротовой жидкости оказывает влияние состояние гематосаливарного барьера, благодаря которому слюнные железы обладают способностью к селективной транспортировке веществ из крови в слюну: одни из них выделяются со слюной в большей концентрации, другие – в меньшей концентрации, чем в плазме крови. При воспалении проницаемость гематосаливарного барьера повышается. В силу всех этих причин все процессы, происходящие в тканях полости рта и зубочелюстной системы, неизбежно проявятся изменением состава ротовой жидкости, свидетельством чего является изменение характера ее спектрограммы.

Анализ полученных результатов изменения активности лактатдегидрогеназы и уровня лактата в слюне после дентальной имплантации свидетельствует о повышении интенсивности гликолитических процессов в костной ткани челюсти. Это служит причиной улучшения энергообеспеченности ткани, может рассматриваться как реф-

лекторная защитная функция организма, оказывающая положительное влияние на биохимические процессы, приводящие к увеличению плотности костной ткани. Следовательно, дентальные имплантаты из титана при установке требуют применения научно обоснованных на базе математических моделей методов и способов снижения напряжений как вокруг шейки, так и в губчатой кости, обеспечения стабильности, прочности и допустимой подвижности создаваемой биомеханической системы, сбалансированной окклюзии, что положительно воздействует на остеогенез и качество протезирования..

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Полученные результаты основаны на теории и методах математического моделирования механических и биомеханических систем, клинического и биохимического обоснования влияния нагрузки на внутрикостные имплантаты, системы дентальных имплантатов с зубопротезными конструкциями на них, что позволяет правильно ориентироваться в многообразии вариантов выбора вида имплантатов, схем их установки, схем биомеханических систем и научно обоснованного прогнозирования их состояния в отдаленные периоды. Результаты имеют важное значение для оптимизации выбора ортопедических конструкций при обеспечении учета индивидуальных особенностей реабилитации пациентов в процессе восстановления функций с помощью зубочелюстной биомеханической системы. В связи с ограниченным объемом публикации в работе не приведены результаты биохимических исследований для случаев перестройки, условий

заживления и ремоделирования костной ткани в условиях одномоментной нагрузки на имплантаты или случаев исследования зависимости достижения состояния оссеоинтеграции от формы, методики применения и принципа исключения имплантата на 3-6 месяцев из функциональной нагрузки. Однако эволюция представлений об условиях достижения оссеоинтеграции в применяемых методиках одномоментной нагрузки имплантатов однозначно связана с выбором конструкции и способов установки имплантатов. Последние достижения в области совершенствования внутрикостной поверхности титановых имплантатов дают возможность получения поверхности с микро-и макропористостью, обеспечивающих повышенную контактную оссеоинтеграцию.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Арзамасов Б.Н., Макарова В.И. и др. Материаловедение. М.: МГТУ, 2001. 648 с.
2. Аболмасов Н.Н., Морозова Г.А. Окклюзия – одно из ведущих звеньев функциональной биосистемы жевательного процесса // Материалы XIV и XV Всероссийских научно-практических конференций и труды X съезда стоматологической ассоциации России, 2005. С. 53 – 55.
3. Руководство по ортопедической стоматологии. Протезирование при полном отсутствии зубов / И.Ю. Лебедева, Э.С. Калывраджиян, Т.И. Ибрагимов. М.: ООО «Медицинская Пресса», 2008. 372 с.
4. Ряховский А.Н., Хлопова А.М. Биомеханика шинирования зубов (обзор литературы) // Панорама ортопедической стоматологии, 2004. Март. №1. С. 18-28.
5. Рогацкин Д.В. Современная компьютерная томография для стоматологии // Институт стоматологии. 2008. Апрель. №1 (38). URL: <http://dentmaster.ru/articles/22>(дата обращения 26.08.2010).

STUDY OF THE INTERRELATIONSHIP OF THE BIOMECHANICAL DESIGNS AND PATTERNS OF ORTHOPAEDIC CONDITIONS OF LOADING WITH NATURE AND THE SUSTAINABILITY OF THE SYSTEM

© 2011 E.S. Golovina¹, V.P. Tlustenko¹, V.S. Tlustenko¹, S.F. Tlustenko²

¹ Samara State Medical University

² Samara State Aerospace University

This article presents the results of the study of biomechanical systems with design methods for selecting the optimal designs using elements from titanium, composites and plastics, and metal and making prosthetic designs including technology restoration composites. Based approach to the assessment of different methods of building design schemes using orthopaedic implants designs. Comparative evaluation carried out using objective biochemical indicators according to which both clinically evaluated orthopaedic constructs are acceptable and unacceptable.

Keywords: design, layout design, titanium implants, prosthetics, biomechanical system, steel, composites, CAD/CAM technology

Valentina Tlustenko, Doctor of Medicine, Professor, Head at the Prosthodontics Department.

Elena Golovina, Dentist, Orthopedic Highest Category, Candidate of Medicine, Assistant Lecturer.

Vladimir Tlustenko, Dentist, Candidate of Medicine.

E-mail: accord2549@yandex.ru.

Stanislaw Tlustenko, Candidate of Technics, Associate Professor. E-mail: titan250@mail.ru