

© КОЛЛЕКТИВ АВТОРОВ, 2013

УДК 616.716.4-089.844:001.891.57

В. А. Маланчук, А. В. Копчак, Н. Г. Крищук

ИМИТАЦИОННОЕ КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ ОСТЕОСИНТЕЗА И РЕКОНСТРУКТИВНО-ВОССТАНОВИТЕЛЬНЫХ ОПЕРАЦИЙ

Кафедра хирургической стоматологии и челюстно-лицевой хирургии Национального медицинского университета им. А. А. Богомольца, 01601, г. Киев, Украина; кафедра динамики прочности машин и сопротивления материалов Национального технического университета Украины «Киевский политехнический институт», 03056, г. Киев, Украина

В статье обсуждаются возможности использования современных методов компьютерного моделирования напряженно-деформированного состояния (НДС) костей лица у пациентов со сложными дефектами, деформациями и травматическими повреждениями. Представлен алгоритм создания имитационных компьютерных моделей НДС нижней челюсти и систем кость-фиксатор с учетом индивидуальных структурно-функциональных параметров жевательной системы пациента. Для воссоздания в модели этих параметров использованы данные компьютерной томографии, электромиографии, гнатодинамометрии.

Ключевые слова: нижняя челюсть, жевательный аппарат, биомеханика, имитационное компьютерное моделирование, метод конечных элементов

V.A. Malanchuk, N.G. Krischuk, A.V. Kopchak

FINITE ELEMENT MODELING OF THE MANDIBLE IN OSTEOSYNTHESIS AND RECONSTRUCTIVE OPERATIONS

In present article the possibilities of the modern methods for computer modeling of the facial bones stress and strain state in patients with the complex defects, deformities and traumatic injuries are discussed. The algorithm of the individual finite element modeling of the mandible and biomechanical systems bone-fixation device is presented taking into consideration the individual parameters of the patients masticatory system structural and functional parameters. For proper reproduction of these parameters the CT data were used as well as electromyography and gnathodynamometry.

Key words: mandible, masticatory system, biomechanics, mechanical modeling, finite elements

Введение

Прогресс компьютерных технологий существенно расширил возможности диагностики и планирования хирургических вмешательств при заболеваниях челюстно-лицевой области. Применение современных методов компьютерной томографии (КТ) и программных комплексов для анализа томографических данных позволяет не только получать виртуальные трехмерные изображения лицевого черепа пациента, но и трансформировать их в твердотельные стереолитографические модели методами быстрого прототипирования (Rapid prototyping), осуществлять виртуальное моделирование хирургических вмешательств, изготавливать индивидуальные имплантаты и фиксирующие конструкции с учетом анатомических особенностей лицевого черепа пациента. Хирург может не только получить целостное представление о характере структурных нарушений на участках со сложной архитектоникой, но и с высокой точностью прогнозировать анатомические и косметические результаты операций на костях лицевого черепа [1, 2]. Однако при проведении остеосинтеза и реконструктивно-восстановительных вмешательств важно не только восстановить форму костных структур, но и обеспечить их способность воспринимать и перераспределять функциональные напряжения, в том числе те, что возникают при пережевывании пищи.

Искусственные материалы, конструкции, элементы фиксации, дентальные имплантаты, используемые в челюстно-лицевой хирургии, имеют иную, чем ткани организма, структуру и свойства, и одновременно они должны обеспечивать необходимую жесткость и прочность в сложных условиях нагрузки [1, 3]. Оценка этих важных характеристик биомеханических систем имплантат–кость, изучение внутренних напряжений и деформаций, возникающих в них при функции, является предметом биомеханического анализа, который позволяет не только понять механизмы развития тех или иных

нарушений, но и выбрать оптимальные методы лечения, определить функциональный прогноз заболеваний и хирургических вмешательств.

В настоящее время значительное внимание ученых и клиницистов привлекает использование новейших методов имитационного компьютерного моделирования напряженно-деформированного состояния (НДС) биомеханических систем с применением САД/САЕ-технологий, которые нашли широкое и эффективное применение в аэрокосмической отрасли, машиностроении, архитектуре, при создании сложных инженерных конструкций [4–6].

Имитационная компьютерная модель (ИКМ) НДС представляет собой математическое описание уравнений механики сплошных сред биомеханической системы и функций ее нагрузки (силы, упругие связи, кинематические ограничения). Современные ИКМ, созданные на основе метода конечных элементов, позволяют с высокой точностью определять распределение локальных напряжений, направление и величину деформаций в отдельных объемах и точках (узлы) модели, запас прочности и особенности ее разрушения при воздействии предельных нагрузок [1, 5]. При этом соответствие полученных в ходе моделирования расчетных данных и параметров реального биологического объекта требует точного воспроизведения его геометрии, механических свойств биологических тканей и искусственных материалов, силовых нагрузок и граничных условий (условия взаимодействия с окружающей средой, особенности кинематического закрепления модели). Для инженерных конструкций эти параметры четко детерминированы и общеизвестны, кроме того, почти всегда существует возможность сопоставления расчетных и экспериментальных данных. При анализе биомеханических систем, напротив, возникает ряд проблем, влияющих на достоверность созданных моделей [7].

Анатомо-функциональные характеристики жевательной системы существенно отличаются у разных пациентов. При

этом усилия, развивающиеся при сокращении жевательной мускулатуры, физико-механические константы костной ткани, которая является неоднородным, неслепным и нелинейным материалом, и ряд других биомеханических параметров, как правило, невозможно определить путем прямых измерений [8, 9]. В то же время они могут существенно отличаться (на порядок и более) в зависимости от возраста, пола, структурно-функционального состояния костной ткани, наличия локальных – и системных патологических процессов и т. д. [9, 10]. Учет индивидуальных параметров зубочелюстной системы пациента в соответствии с задачами математического моделирования при создании ИКМ может рассматриваться как важнейшая предпосылка к их широкому использованию для диагностики и планирования лечебных мероприятий в сложных клинических случаях [1].

Цель исследования – разработать алгоритм создания индивидуальных ИКМ НДС нижней челюсти на основе метода конечных элементов и изучить особенности распределения напряжений и деформаций в нижней челюсти в норме, а также у пациентов, которым провели остеосинтез или реконструктивно-восстановительные вмешательства по поводу посттравматических дефектов и деформаций нижней челюсти.

Материалы и методы

Трехмерные (3D) модели нижней челюсти были созданы на основе данных КТ 20 пациентов, из которых 12 имели интактную челюсть без признаков мышечно-суставной дисфункции височно-нижнечелюстных суставов (ВНЧС). У 3 пациентов при отсутствии травматических повреждений, дефектов и деформаций нижней челюсти отмечали вторичную адентию, дефекты зубных рядов, функциональную асимметрию жевательных мышц с признаками дисфункции ВНЧС, 5 были выполнены операции остеосинтеза по поводу сложных осколчатых переломов или реконструктивных вмешательств по замещению посттравматических дефектов нижней челюсти. КТ проводили на спиральном томографе Toshiba Activion 16, толщина среза 1 мм.

Результаты исследования, представленные в виде серии файлов формата DICOM, импортировали в программную среду Mimics 12.5 (Materialise, Бельгия). Дальнейшую обработку изображений осуществляли согласно стандартному алгоритму, который включал сегментацию изображений с созданием маски в диапазоне рентгенологической плотности костной ткани, редактирование маски, реконструкцию 3D-модели по маске, оптимизацию поверхностной сетки и создание объемной дискретно-неоднородной сетки в FEA-модуле программного комплекса Mimics. Для формирования объемной твердотельной сетки использовали 10-узловой тетраэдрический элемент с квадратичной аппроксимацией функций SOLID 92, который является оптимальным для отображения объектов неправильной формы со сложной геометрией [4]. При необходимости в участках, где предполагали наличие концентрации напряжений, в зонах истончения кортикальной пластинки и на участках со сложной геометрией прибегали к сгущению сетки.

Количество конечных элементов в моделях колебалось от 100 до 500 тыс. (рис. 1 на вклейке). Для воспроизведения структурной и механической неоднородности нижней челюсти конечные элементы разделили на девять типов по их рентгеновской плотности. В предыдущих исследованиях мы установили наличие статистически достоверной связи модуля упругости (E1) костной ткани и ее рентгенологической плотности, выраженной в единицах Хаунсфилдта, а также определяли регрессионную зависимость между этими показателями. Физико-механические свойства каждого конечного элемента задавали на основе этой экспериментально определенной формулы [3]. Для упрощения расчетов костную ткань нижней челюсти считали сплошной, гомогенной (в пределах

одного типа элементов), линейной и изотропной. Механические свойства наконечных титановых мини-пластин, изготовленных из чистого титана марки ASTM F67 (маркировку привели согласно классификации Американского общества тестирования материалов), задавали на основе его паспортных технологических характеристик.

Твердотельную модель с неоднородными свойствами, построенную в программную среду Mimics 12.5, экспортировали в программную среду ANSYS 5.6, где завершали формализацию модели и проводили все дальнейшие расчеты. Нагрузку моделей производили в условиях, соответствующих центральной окклюзии при волевом сжатии мышц, которые поднимают нижнюю челюсть: в области ВНЧС воспроизводили шарнирное закрепление моделей нижней челюсти, а в области контактирующих зубов блокировали вертикальные перемещения узлов модели (рис. 2 на вклейке).

Силу каждой жевательной мышцы прикладывали распределенной на участке ее прикрепления. Активными считали только мышцы, поднимающие нижнюю челюсть (парные жевательные, височные и медиальные крыловидные). Направленные векторы внешних сил задавали с учетом пространственной ориентации жевательных мышц, которую определяли по данным КТ в режиме визуализации мягких тканей методом J. Koolstra (1989). Центры поперечных сечений мышц в горизонтальной плоскости аппроксимировали прямой линией и определяли угол ее наклона в сагиттальной и фронтальной плоскостях [11].

В дальнейшем рассчитывали площадь поперечных сечений мышц и определяли их соотношение. Силу отдельных мышц определяли по соотношению площади их поперечного сечения путем решения системы уравнений равновесия нижней челюсти относительно заданной силы прикуса в 200 Н, что соответствует пережевыванию пищи в обычных условиях. При этом сумма всех сил и моментов, действующих на нижнюю челюсть, должна равняться нулю. Кроме того, на основе данных ЭМГ-исследования, проведенного всем пациентам в состоянии произвольного сокращения жевательных мышц с помощью четырехканального комплекса "Reporter" (Esaotebiomedica), вносили поправку на функциональную асимметрию жевательной системы.

После тестирования модели и проверки на наличие дефектов конечно-элементной сетки проводили расчет НДС челюсти. Оценивали распределение эквивалентных напряжений по Мизесу, главных напряжений, а также компонент тензора напряжений (нормальные и касательные), действующих в разных плоскостях и на поверхности челюсти. Кроме того, определяли величину и направление линейных и ротационных деформаций, которые возникали в модели челюсти. На участках, имевших большое функциональное значение, прибегали к анализу напряжений в толще челюсти, проводя сечения под разными углами.

Результаты

При анализе выявили наличие существенных индивидуальных различий анатомической формы, размера и архитектоники нижней челюсти в исследуемой группе. Наиболее варибельной характеристикой у пациентов с интактными нижними челюстями оказывались ориентация и сила жевательных мышц, которая зависела как от антропометрических параметров пациента, так и от особенностей его жевательного стереотипа. В результате анализа данных ЭМГ установили, что различия в электрической активности мышц правой и левой стороны у этих пациентов были незначительными и не превышали 16%. Однако при наличии вторичной адентии и мышечной дисфункции активность мышц правой и левой стороны отличалась в 1,7–3 раза. У пациентов с дефектами и травматическими повреждениями нижней челюсти вариации в пространственной ориентации и электрической активности мышц усугублялись, одновременно возникали значительные

изменения структурных и физико-механических характеристик костной ткани, заключавшиеся в качественном искажении нормальной архитектоники нижней челюсти, появлении участков пониженной рентгенологической плотности и остеосклероза. Анатомическая форма нижней челюсти также претерпевала значительные изменения преимущественно вследствие разрушения и смещения костных структур.

В процессе дальнейших численных экспериментов с применением созданных ИКМ НДС установили, что в норме при жевательной нагрузке нижняя челюсть находится в условиях сложного НДС, характеризующегося деформациями растяжения-сжатия, изгиба и сдвига. Напряжение при этом распределялось неравномерно (рис. 3 на вклейке), воспринималось и перераспределялось преимущественно за счет кортикального слоя кости.

Максимальную концентрацию эквивалентных напряжений по Мизесу в нижней челюсти отметили на участке переднего и заднего краев ветви, наружной косой линии, в зоне турса и шейки мышечкового отростка. Их величина при жевательной нагрузке 200 Н в этих зонах составила 3–15 МПа, но в отдельных случаях (как правило, при наличии дисфункции жевательного аппарата или выраженных возрастных изменениях костной ткани) определяли участки концентрации напряжений до 25–30 МПа. В области тела и альвеолярного отростка при данных условиях нагрузки напряжения были незначительными (не превышали 1,5–2 МПа). Их величина оказывалась несколько выше на язычной поверхности, в частности в области *linea milohyoidea*. В губчатом веществе напряжения на всех участках были небольшими и почти везде не превышали 1 МПа.

Величина и характер распределения напряжений имели определенные индивидуальные различия, связанные главным образом с особенностями анатомической формы и архитектоники челюстей, величиной и направлением тяги жевательных мышц. При отсутствии структурно-функциональных нарушений различия в величине эквивалентных напряжений по Мизесу на отдельных участках челюсти, как правило, не превышали 30–40%, что определяет диапазон функциональной нормы для данного параметра.

Факторами, существенно изменявшими характер распределения напряжений и их абсолютную величину, оказывали следующие: функциональная асимметрия жевательного аппарата, связанная с большей активностью жевательных мышц на стороне привычного жевания; вторичная адентия; изменения архитектоники нижней челюсти, в том числе возрастные. При наличии этих факторов величина напряжений в зонах их локальной концентрации существенно изменялась и на отдельных участках возрастала в 2–2,5 раза, а характер их распределения приобретал черты выраженной асимметрии (рис. 4 на вклейке). В то же время у пациентов с неповрежденной нижней челюстью в условиях обычного жевания (сила прикуса 200 Н) напряжения оставались значительно ниже предельно допустимой величины (для интактной кортикальной кости она превышает 100 МПа) [12].

У пациентов, которым были произведены хирургические вмешательства с применением искусственных фиксирующих устройств, характер распределения напряжений и деформаций изменялся качественно. Во всех случаях система кость-фиксатор имела большую деформабельность по сравнению с таковой неповрежденной челюсти (в отдельных наблюдениях в десятки раз), вокруг фиксирующих шурупов возникали участки концентрации напряжений, причем характер их распределения между отдельными шурупами и по ходу резьбы шурупа оказывался очень неравномерным. Запас прочности костной ткани в области максимально нагруженных шурупов был значительно меньше, чем в норме, а в отдельных случаях напряжения превышали предельно допустимое значение даже в условиях обычного жевания. Важными факторами, определявшими биомеханические характеристики системы фиксатор–кость наряду со свойствами фиксатора и особенностями его расположения были структурно-функциональное

состояние костной ткани и площадь контакта между костными отломками (рис. 5 на вклейке).

Проведенные расчеты позволили провести комплексный биомеханический анализ выполненных оперативных вмешательств, определить вероятный функциональный прогноз и разработать индивидуальные режимы физической реабилитации с учетом биомеханических условий, имеющихся в каждой конкретной клинической ситуации. У 1 пациента с переломом нижней челюсти в области угла на основе проведенных расчетов в послеоперационном периоде применили раннюю мобилизацию челюсти без использования двучелюстного шинирования. У 4 больных наличие зон значительной концентрации напряжений вокруг шурупов обусловило необходимость функциональных ограничений (длительная межчелюстная фиксация, диета, ограничение жевательных нагрузок) в течение 1–3 мес после операции. Контрольные рентгенограммы, проведенные в отдаленные сроки после травмы (от 3 мес до 1 года), обнаружили участки резорбции костной ткани вокруг наиболее нагруженных шурупов у 2 пациентов, что, однако, не повлияло на общий ход репаративных процессов в зоне операции. У 1 больного вследствие невыполнения врачебных рекомендаций возникли пластические деформации пластин и выпадение шурупов на участках, которые совпадали с зонами максимальной концентрации напряжений, выявленных в процессе моделирования. В этом случае достижение удовлетворительного клинического результата потребовало дополнительной корректирующей операции (рис. 6 на вклейке).

Таким образом, в отличие от более ранних конечно-элементных моделей, воспроизводивших лишь наиболее общие черты анатомии нижней челюсти [2, 5], в основу данного исследования был положен принцип максимального приближения геометрии модели к анатомической форме нижней челюсти реального пациента с воспроизведением ее структурной неоднородности на основе метода трехмерной реконструкции по данным КТ. Характер распределения напряжений при жевательной нагрузке, определенный в ходе проведенных исследований, в целом подтвердил результаты расчетов, полученные при применении более простых имитационных моделей и методов электротензометрии [1, 3]. В то же время использование усовершенствованной конечно-элементной модели позволило дополнительно определить и описать зоны концентрации локальных напряжений, исследовать их градиенты в толще челюсти и на отдельных участках поверхности, которые имеют важное функциональное значение, а также установить диапазон индивидуальных вариаций, обусловленных особенностями строения и функции жевательного аппарата. Сопоставление расчетных данных с результатами клинических и рентгенологических исследований в отдаленные сроки после оперативных вмешательств с определением реакций костной ткани на нагрузку стало косвенным подтверждением достоверности созданных моделей.

Выводы

1. Применение современных программных комплексов автоматизированного геометрического моделирования позволяет создавать высокоточные индивидуальные модели биомеханических систем по данным КТ с последующей конечно-элементной дискретизацией и проведением численного эксперимента в системах инженерного анализа.

2. При функциональной нагрузке нижняя челюсть находится в сложном НДС, содержащем деформации сжатия-растяжения, изгиба и сдвига. Зонами максимальной концентрации напряжений при смыкании зубов в состоянии центральной окклюзии являются передний и задний края ветви, наружная косая линия, участок турса и шейки мышечкового отростка. Особенности распределения напряжений и деформаций в значительной степени зависят от индивидуальных параметров анатомической формы и архитектоники челю-

сти, силы и направления тяги жевательных мышц, а также структурно-функционального состояния костной ткани.

3. При проведении остеосинтеза и реконструктивно-восстановительных вмешательств на нижней челюсти характер распределения напряжений и деформаций в системе фиксаторности качественно отличается от таковой неповрежденной нижней челюсти: интегральная жесткость системы ниже, а вокруг фиксирующих шурупов возникают участки локальной концентрации напряжений. Результаты анализа ИКМ НДС в этих случаях позволяют определить функциональный прогноз хирургических вмешательств и разработать индивидуальные режимы физической реабилитации с учетом биомеханических условий, имеющихся в данной клинической ситуации.

ЛИТЕРАТУРА

1. Чуйко А. Н., Вовк В. Е. Особенности биомеханики в стоматологии. Харьков: Прапор; 2006.
2. Clason C., Hinz A. M., Schieferstein H. A method for material parameter determination for the human mandible based on simulation and experiment. *Comput. Meth. Biomech. Biomed. Engin.* 2004; 7 (5): 265–76.
3. Матрос-Таранец И. Н. Биомеханические исследования в экспериментальной стоматологии. Донецк; 1998.
4. Басов К. А. ANSYS: Справочник для пользователя. М.: ДМК Пресс; 2005.
5. Загорский В. А., Робустова Т. Г. Протезирование зубов на имплантатах. М.: БИНОМ; 2011.
6. Олесова В. Н., Бесяков В. Р., Киселева А. С. и др. Объемное моделирование биомеханики остеоинтегрирующих имплантатов. *Проблемы стоматологии и нейростоматологии.* 1999; 4: 11–3.
7. Al-Sukhun J., Lindqvist C., Helendius M. Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. II. Variables affecting the predictive behavior of a finite element model of a human mandible. *J. Biomed. Mater. Res.* 2007; 80 (1): 247–56.
8. Hobatho M. C., Rho J. Y., Ashman R. B. Anatomical variation of human cancellous bone mechanical properties in vitro. *Stud. Hlth Technol. Inform.* 1997; 40: 157–73.
9. Malanchuk V., Kopchak A., Shidlovskiy N. Elastic and visco-elastic properties of the cortical and spongy bone in patients with mandible fractures. In: Abstracts from the XXth Congress of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery. Bruges (Belgium), Sept. 14–18th 2010. Bruges; 2010: 675–6.
10. Schwartz-Dabney C. L., Dechow P. C. Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible. *Am. J. Phys. Anthropol.* 2003; 120: 252–77.
11. Van Spronsen P. H., Koolstra J. H., van Ginkel F. C. et al. Relationships between the orientation and moment arms of the human jaw muscles and normal craniofacial morphology. *Eur. J. Orthodont.* 1997; 19: 313–28.
12. Маланчук В. О., Копчак А. В., Шидловский Н. С. Способ определения модуля упругости костной ткани нижней челюсти. Патент Украины № 54602, МПК: G01N 3/00. / от 10.11.2010.

Поступила 30.01.13

КЛИНИЧЕСКИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ

© КОЛЛЕКТИВ АВТОРОВ, 2013

УДК 616.314.17-002-06:616.379-008.64]-085.276-036.8-078.33

Ф. Ю. Даурова, Д. К. Льянова, Г. А. Дроздова, Т. В. Тарасова, В. А. Прытков, А. А. Кульченко

ВЛИЯНИЕ ПРОТИВОВОСПАЛИТЕЛЬНОЙ ТЕРАПИИ НА ЦИТОКИНОВЫЙ ПРОФИЛЬ БОЛЬНЫХ ПАРОДОНТИТОМ НА ФОНЕ ДИАБЕТА

ФГБОУ УВПО Российский университет дружбы народов, 117198, г. Москва, rudn@rudn.ru; ФГБОУ ВПО Мордовский государственный университет им. Н. П. Огарева, 430005, г. Саранск, dep-general@adm.mrsu.ru; республиканская стоматологическая поликлиника, 430000, г. Саранск, rstpol@moris.ru

Статья посвящена патофизиологическому анализу выявленных эффектов местной противовоспалительной терапии и гликлазида в модулирующем влиянии на основные патогенетические звенья пародонтита и сахарного диабета, что приводит к снижению воспалительных реакций через возможность регулировать углеводный обмен и все последующие нарушенные гомеостатические параметры в организме. Показано, что такого рода терапия способствует поддержанию высокого уровня противовоспалительных цитокинов и сдерживанию синтеза провоспалительных цитокинов при лечении пародонтальной патологии, осложненной диабетическими нарушениями.

Ключевые слова: противовоспалительная терапия, диабет

F.Yu. Daurova, D.K. L'yanova, G.A. Drozdova Galina, T.V. Tarasova, V.A. Prytkov, A.A. Kul'chenko

THE IMPACT OF ANTI-INFLAMMATORY THERAPY ON CYTOKINE PROFILE PATIENTS WITH PARODONTITIS ON THE BACKGROUND OF DIABETES

Russian University of peoples friendship, 117198, Moscow; «Ogarev Mordovia State University», 430005, Saransk; Republican stomatological polyclinic, 430000, Saransk, rstpol@moris.ru

The article is devoted to pathophysiological analysis of the identified effects of the local anti-inflammatory therapy and gliclidid in modulating effects on the main pathogenetic links of periodontal disease and diabetes, which leads to a reduction of inflammatory reactions through the ability to regulate carbohydrate metabolism and all subsequent violated homeostatic parameters in the body. It is shown that this type of therapy helps to maintain a high level of anti-inflammatory cytokines and curb the synthesis of proinflammatory in the treatment of periodontal pathology, complications of diabetic disorders.

Key words: anti-inflammatory therapy, diabetes