

Выводы

Численное исследование гидродинамических особенностей обтекания внутри-баковых демпфирующих перегородок в топливных баках позволяет установить не только качественную картину распределения скоростей, но и количественно оценить характер развития этого влияния во времени во всем пространстве топливного бака. Верификация результатов измерений в рамках физического моделирования процессов подтвердила достаточно высокую достоверность полученных данных относительно скоростей основного потока и вторичных циркуляционных течений в областях спутного следа за перегородками.

Характер распределения скоростей циркуляционных течений в областях за перегородками могут с достаточно высокой достоверностью прогнозировать характер развития пристеночных течений и их влияние на распределение скорости основного потока в пространстве, не охваченном перегородками. Таким образом, подтверждается гипотеза о влиянии перегородки на внутреннее свободное пространство бака, и возможное перераспределение силовых воздействий на жидкость.

Это, в свою очередь, позволяет организовать систему компенсационных мероприятий системы ориентации и стабилизации КА для демпфирования нежелательных влияний жидкого топлива на конструкцию и характер полета объекта.

Список литературы

1. Ковалев В.А. Влияние внутри-баковых перегородок на течение жидкого топлива в баках космического аппарата // Вестник НТУУ «КПИ», Машиностроение, 2006, № 48, с.73-79.
2. Ковальов В.А. Гідродинамічний опір внутрішньо-бакових пристроїв інерційному потокові рідини у торовому резервуарі // Вісник Черкас. держ. технол. ун-ту, 2004, вип.4, с. 167-171.
3. Belytschko T., Krongauz Y., Organ D. Meshless methods: an overview and recent developments // Comput. Methods Appl. Meth. Eng., 1996, v.139, № 1 – 4, p. 3 – 48.
4. Donea J., Roig B., Huerta A. High order accurate time-stepping schemes for convection-diffusion problems // Tech. Report 42, Int. Center for Numer. Meth. Eng., 1998, Barcelona, p.25 – 39.
5. Zienkiewicz O., Codina R. A general algorithm for compressible and incompressible flow. 1. The split, characteristic-based scheme // Int. J. Numer. Methods Fluids, 1995, vol. 20, p. 869 – 885.

УДК 539.3

Н.Г. Кришук¹, д-р техн.наук, с.н.с., В.А. Маланчук², д-р техн.наук, член-корр., А.В. Копчак², В.А. Ещенко¹
 1-НТУ України «Київський політехнічний інститут», г.Київ, Україна
 2-Національний медичний університет імені А.А.Богомольця, г.Київ, Україна

ИМИТАЦИОННОЕ КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ НАПРЯЖЕННО- ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕЛЮСТИ ЧЕЛОВЕКА ПРИ ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ НАГРУЗКЕ

На основі методу скінченних елементів розроблено алгоритм автоматизованого створення індивідуальних комп'ютерних моделей пружно-деформованого стану щелеп людини. Алгоритм враховує індивідуальні характеристики їх геометрії, механічні анізотропні властивості кісткової тканини і активність жувальних м'язів пацієнта. Приведені результати дослідження напружень і деформацій в моделях біомеханічних систем, встановлені їх закономірності для щелепи людини при функціональному навантаженні.

On the finite elements method basis the automated creation algorithm of individual computer models of the man's jaws tensely-deformed state is developed. The algorithm takes into account the individual descriptions of their geometry, mechanical anisotropic properties of bone fabric and activity of patient's masticator muscles. The tensions research and deformations are resulted in the models of the biomechanical systems and conformities to the law of man's jaws functional loading.

Современная медицина широко использует имплантацию искусственных устройств и материалов для лечения заболеваний, устранения различных дефектов и деформаций. Так, в челюстно-лицевой хирургии широко используют имплантаты зубов, эндопротезы височно-нижнечелюстных суставов и костей лица, разнообразные аппараты и фиксаторы для лечения переломов челюстей, синтетические костно-замещающие материалы. При этом проведение

любох хирургических вмешательств, тем более, связанных с вживлением устройств обладающих иной, по сравнению с тканями организма, структурой и механическими свойствами, приводит к изменению напряженно-деформированного состояния челюсти. Если эти изменения превышают компенсаторные возможности организма, результат лечения в целом может оказаться неудовлетворительным [1, 2-4]. Представленные на рынке системы для фиксации переломов, имплантации зубов и т.д. отличаются значительным многообразием технических решений и типов материала, из которого они изготовлены. Выбор той или иной системы определяется главным образом субъективными предпочтениями хирурга, а также техническими возможностями лечебного учреждения и, как правило, проводится без достаточного биомеханического обоснования. В настоящее время становится очевидным, что повышение эффективности лечения переломов и проведения реконструктивно-восстановительных операций в челюстно-лицевой области требует более широкого использования методов биомеханического анализа в процессе принятия клинических решений [2, 5, 6].

Перспективным направлением биомеханических исследований является анализ напряженно-деформированного состояния (НДС) костей человека с применением имитационных компьютерных моделей (ИКМ). ИКМ НДС представляет собой математическое описание уравнений механики сплошных сред биомеханической системы, компонент неоднородной сплошной среды костей человека и функций ее нагружения (сил, упругих связей, кинематических ограничений), отображающих существенные свойства моделируемого объекта.

Создание ИКМ НДС биомеханической системы заключается в построении некоторого ее аналога, адекватного по ряду контролируемых с необходимой точностью параметров и целей математического моделирования.

ИКМ НДС рассматривается нами как специальная форма математической модели, в которой: декомпозиция системы на компоненты производится с учетом структуры проектируемого или изучаемого объекта и определения их параметров по данным томографии; в качестве материальных констант, необходимых для уравнений состояния биомеханической системы, могут использоваться эмпирические данные, полученные в результате натуральных экспериментов; нахождение усилий осуществляется расчетно-экспериментальными методами с учетом данных компьютерной томографии, электромиографии и гнатодинамометрии; поведение системы во времени определяется методами математического моделирования на основе численного эксперимента в системах инженерного анализа и иллюстрируется полями перемещений, деформаций и напряжений.

ИКМ НДС построены с применением метода конечных элементов (МКЭ). Они позволяют с высокой точностью определять распределение локальных напряжений, направление и величину деформаций в отдельных объемах и точках (узлах) модели, запас прочности и особенности ее разрушения при действии предельных напряжений. Достоверность ИКМ НДС определяется точностью воспроизведения во входящих данных геометрии объекта, свойств материала, нагрузки и граничных условий (особенности кинематического закрепления модели).

Целью данного исследования является разработка алгоритма автоматизированного создания на основе МКЭ ИКМ НДС челюстей с учетом индивидуальных характеристик их геометрии, свойств костной ткани и активности жевательных мышц пациента.

Материалы и методы. Для исследуемых ИКМ НДС трехмерные твердотельные (3D) модели нижней челюсти были построены на основании данных компьютерной томографии костей лицевого черепа 15 пациентов. В расчетах НДС ИКМ биомеханической системы нижней челюсти при функциональных нагрузках применяли программные комплексы Mimics 12.5, Autodesk Inventor 11.0, ANSYS 5.6 [7, 8].

Полученную с применением комплексов Mimics 12.5 и Autodesk Inventor 11.0 твердотельную 3D модель нижней челюсти с неоднородными свойствами экспортировали в программную среду ANSYS 5.6, где осуществляли конечно-элементную дискретизацию и проводили все дальнейшие расчеты (рис.1). Физико-механические свойства каждого конечного элемента задавали по его рентгенологической плотности с использованием эмпирических формул [5]. Шарнирное закрепление моделей нижней челюсти осуществляли в области височно-нижнечелюстных суставов, а в области контактирующих зубов блокировали лишь вертикальные перемещения.

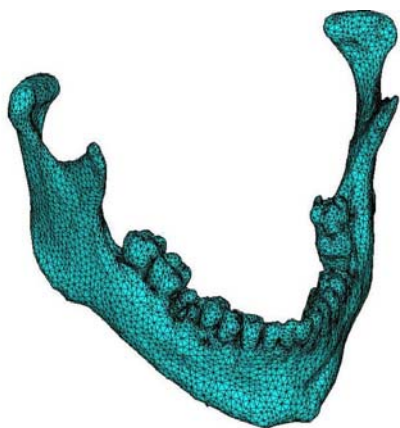


Рис. 1. Индивидуальная имитационная компьютерная модель нижней челюсти, построенная по данным КТ

Силу прикладывали к узлам модели расположенным в области прикрепления жевательных мышц (рис.2). Ее направление задавали с учетом ориентации мышц в глобальной системе координат, которую определяли по КТ. Величины сил отдельных жевательных мышц рассчитывали по специально разработанной методике относительно силы прикуса по соотношению площади их поперечного сечения. Кроме того, на основании данных электромиографии вносили поправку на функциональную асимметрию жевательной системы.

Для учета возможных погрешностей в расчете величины напряжений и деформаций, связанных с неточностями в определении модуля упругости по рентгенологической плотности и невозможностью воспроизвести анизотропные свойства костной ткани в программной среде Mimics, были проведены дополнительные модельные эксперименты. В программе ANSYS 5.6 в полуавтоматическом режиме была создана трехмерная ИКМ

НДС нижней челюсти, в которой были воспроизведены неоднородность и анизотропия костной ткани. При упрощенном воспроизведении структуры упругих констант анизотропного неоднородного тела нижней челюсти использовали априорные данные по характеристикам жесткости ее кортикального слоя. Известно, что направление

линий максимальной жесткости (ось упругой симметрии) на нижней челюсти совпадает с направлением большинства остеонов и трабекул костной ткани и изменяется от почти горизонтального в области тела до вертикального в области ветви челюсти [3, 6]. Для воспроизведения сложной геометрии линий ортотропной симметрии ИКМ нижней челюсти разделили на 12 локальных объемов с однородными механическими свойствами. Для каждого из них ориентацию осей ортотропии и величину модуля упругости задавали отдельно (рис.3).

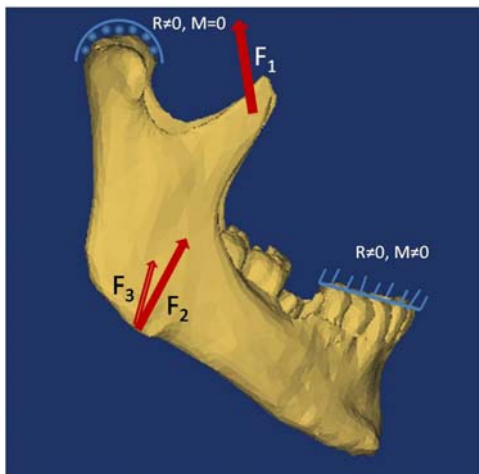


Рис. 2. Условия силового нагружения и кинематического закрепления ИКМ нижней челюсти

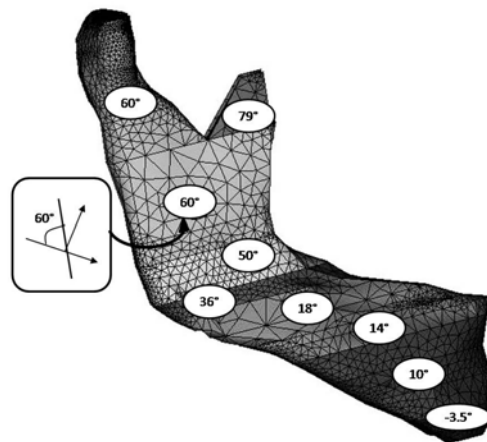


Рис. 3. Ориентация линий максимальной жесткости ИКМ в локальной системе координат (относительно нижнего края челюсти)

Механические свойства костной ткани рассматривали, как линейно ортотропные для каждого дискретного кусочно-однородного объема ИМ нижней челюсти с тремя взаимно ортогональными плоскостями симметрии. Определение величин для тензора упругих констант неоднородного тела ИКМ проводили в локальной системе координат, определенной для каждого из объемов, по известным экспериментальным данным материальных констант для модуля упругости [3] и коэффициентов поперечной деформации [6].

Согласно представлений механики сплошных сред, тензору упругих постоянных ортотропного тела в локальной системе координат соответствует числовая матрица C_{ijkl} размерами 6×6 , которая обеспечивает линейную зависимость деформаций ε_{ij} и напряжений σ_{kl} по обобщенному закону Гука $\sigma_{kl} = C_{ijkl} \varepsilon_{ij}$. Для проведения расчетов НДС челюсти коэффициенты матрицы C_{ijkl} в каждом однородном объеме с известными углами направлений локального базиса осей ортотропии переводили в единую глобальную систему координат ИКМ, а именно $C'_{mnpq} = \alpha_{mi} \alpha_{nj} \alpha_{pk} \alpha_{ql} C_{ijkl}$ по общим правилам линейных преобразований компонент тензора [1]. Результаты расчетов сравнивали с контрольной ИКМ НДС с изотропными свойствами неоднородной среды.

Результаты исследований. В процессе численных экспериментов с применением ИКМ НДС установлено, что при жевательных нагрузках нижняя челюсть находится в условиях сложного НДС, которое характеризуется деформациями растяжения-сжатия, изгиба и сдвига. Напряжения при этом распределяются неравномерно, воспринимаются и перераспределяются главным образом за счет кортикального слоя кости. В нижней челюсти максимальная концентрация эквивалентных по Мизесу напряжений отмечалась в области переднего и заднего края ветви, наружной косой линии и шейки суставного отростка. Их величина при этом в отдельных случаях достигала 30-60 МПа. (рис.4). В губчатом слое обеих челюстей напряжения составляли 1 - 3 МПа. Перемещения узлов модели, при этом были



Рис. 4. Распределение эквивалентных по Мизесу напряжений в ИКМ нижней челюсти при функциональной нагрузке: а – общий вид; б – характерное сечение

незначительными и, как правило, не превышали 0,2-0,3 мм.

Анализ вида НДС отдельных участков челюсти, проведенный на основании расчета параметра Надаи-Людэ и величины среднего напряжения (компонента шарового тензора), показал, что в области тела и угла, зоны преимущественного растяжения концентрируются преимущественно в области верхнего края челюсти. Нижний край, в тоже время, был подвержен сжимающим напряжениям. Величина и характер распределения напряжений имели определенные индивидуальные отличия, связанные главным образом с особенностями анатомической формы челюстей, их архитектурой, величиной и направлением действия жевательных мышц.

Воспроизведение анизотропных свойств в модели челюсти приводило к изменению расчетной величины напряжений и деформаций по сравнению с контрольной ИКМ НДС с изотропными свойствами неоднородной среды. Максимальные отклонения возникали в области тела и подбородка и в некоторых зонах достигали 31-43%, в тоже время в области ветви и наружной кривой линии они были меньшими (3-18%).

Выводы 1. Применение САД систем автоматизированного геометрического моделирования позволяет по данным компьютерной томографии создавать твердотельные модели биомеханических систем для ИКМ НДС с последующей конечно-элементной дискретизацией и проведением численного эксперимента в САЕ системах инженерного анализа.

2. Применение программного комплекса Mimix 12.3 является эффективным методом обработки данных компьютерной томографии для создания поверхностных 3-D моделей, генерации объемной конечно-элементной сетки и последующего экспорта в системы инженерного анализа.

3. В процессе создания индивидуальных ИКМ НДС биомеханических систем для определения численных характеристик геометрии плоских сечений трехмерных тел сплошной среды с неоднородными свойствами, применяются данные компьютерной томографии, а для воспроизведения особенностей нагрузки-функциональные методы исследования (электромиография и гнатодинамометрия).

4. Повышение точности расчетов с применением ИКМ НДС челюстей требует поиска надежных неинвазивных методов косвенной оценки механических характеристик костной ткани и воспроизведения в модели их анизотропии.

Список литературы

1. Бабенко А.Є., Бобир М.І., Бойко С.Л., Боронко О.О. Теорія пружності. Частина 1: Підруч. – К.: Основа, 2009.–244 с.
2. Чуйко А.Н., Вовк В.Е. Особенности биомеханики в стоматологии. - Х.: Прапор, 2006. – 304 с.
3. Маланчук В.О., Копчак А.В., Шидловський М.С. Механічні властивості кісткової тканини уламків нижньої щелепи при її травматичному переломі // В кн.: Матеріали міжнародної науково-практичної конференції „Іноваційні технології в стоматології та щелепно-лицевій хірургії” 30-31 жовтня 2009 року. Харків - 2009.- С. 25-28.
4. Al-Sukhun J.; Lindqvist C.; Helendus 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 // Journal of biomedical materials research. - 2007. - Vol. 80 (1),- P. 247-256.
5. Hobatho MC, Rho JY, Ashman RB. Anatomical variation of human cancellous bone mechanical properties in vitro. [Stud Health Technol Inform.](#) 1997;40:157-73.
6. Schwartz-Dabney C.L., Dechow P.C. Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible // American journal of physical anthropology. - 2003.- Vol.120.- P.252–277.
7. <http://www.biomech.org/workshop.phtml>
8. Системи автоматизованого проектування та інженерного аналізу в машинобудуванні. Навч. посібник / Цибенко О.С., Кришук М.Г. – К.: НТУУ „КПІ”, 2008.–100с