

УДК 616.716-089:612.76]:[004.42MIMICS+004.42ANSYS

Биомеханическое сопровождение операций в челюстно-лицевой хирургии с использованием программ MIMICS и ANSYS

А. Н. Чуйко, Д. К. Калиновский¹, Р. А. Левандовский², Д. А. Грибов³

¹ Донецкий национальный медицинский университет им. М. Горького. Украина

² Буковинский государственный медицинский университет, Черновцы. Украина

³ Московский государственный технический университет им. Н. Э. Баумана. Российская Федерация

The purpose of the present work was to demonstrate abilities of the MIMICS–ANSYS complex in analysis of mechanical properties of osseous and soft tissues for reconstruction of the lower jaw (LJ) in patients. As materials and methods, a complex of computer programs MIMICS–ANSYS was used. After segmentation of LJ and optimization of the superficial grid a 3D object is exported to ANSYS for generating a three-dimensional grid, the latter being loaded to MIMICS again in order to prescribe materials, i.e., to provide each finite element with concrete mechanical properties. As a result, the stress-strained state of LJ in patients was assessed in different conditions of loading, which modelled processes of food biting off and chewing. In designed cases, areas of stress concentration were revealed and displacement fields plotted. Working and injuring (admissible) stresses were compared. Effectiveness of the CT/CAD/CAM/CAE system was determined for biomechanical support of operations in maxillofacial surgery with a concrete realization of the abilities, built in MIMICS–ANSYS programs.

Мета роботи: продемонструвати можливості комплексу MIMICS–ANSYS для аналізу механічних властивостей кісткових та м'яких тканин під час реконструкції нижньої щелепи (НЩ) пацієнта. Матеріал та методи: використано комплекс комп'ютерних програм MIMICS–ANSYS. Після сегментації НЩ та оптимізації поверхневої сітки 3D об'єкт експортують до ANSYS для генерування об'ємної сітки, яку знов завантажують до MIMICS, щоб призначити матеріали, тобто надати кожному кінцевому елементу конкретні механічні властивості. Результати: проведено оцінку напружено-деформованого стану НЩ пацієнта за різних умов навантаження, які моделюють процеси відкушування та жування їжі. У розрахункових випадках виявлено зони концентрації напруги та побудовано поля переміщень. Порівняно діючі напруги з травмувальними (допустимими). Встановлено ефективність системи CT/CAD/CAM/CAE для біомеханічного супроводу операцій у щелепно-лицьовій хірургії з конкретною реалізацією можливостей, закладених у програмах MIMICS–ANSYS.

Ключевые слова: компьютерная томография, система CAD/CAM/CAE, метод конечных элементов, челюстно-лицевая хирургия

Введение

Эффективность системы CT/CAD/CAE/CAM при биомеханическом сопровождении операций в челюстно-лицевой хирургии с конкретной реализацией возможностей, заложенных в программах MIMICS и SolidWorks, достаточно подробно рассмотрена в наших предыдущих работах [3–5]. При 3D визуализации и сегментации большими возможностями обладает программа MIMICS, а при проек-

тировании и подгонке имплантатов на основе виртуальных STL моделей рациональнее использовать комплекс MIMICS–SolidWorks. Эти возможности показаны в первой части работы [3] на конкретных клинических примерах. Во второй части работы [4, 5] проведены расчеты на прочность и жесткость по приближенной методике, использующей общие закономерности механики, но неоднократно подчеркнуто, что более точно такие расчеты следует

проводить на основе конечно-элементного моделирования и анализа. Именно такой глубокий анализ, соответствующий современному развитию науки, позволит ответить на вопросы о рациональности и долговечности проведенной реконструкции.

Целью исследования, представляющего собой логическое продолжение работ [3–5], является демонстрация возможностей комплекса MIMICS-ANSYS при анализе механических свойств костных и мягких тканей и конечно-элементном анализе проведенной реконструкции нижней челюсти пациента.

Материал и методы

Как отмечено во введении и в предыдущих работах [3–5], конечно-элементное моделирование и анализ в медицине получают новые практически неограниченные возможности, если они строятся на базе компьютерной томографии (КТ). Появляется возможность создавать не канонические или идеализированные, а максимально приближенные к конкретному пациенту модели как по геометрии, так и по свойствам мягких и костных тканей, практически получая модель *in vivo*.

Рассмотрим возможности комплекса программ MIMICS и ANSYS на примере операции пациента К. [4, 5]. Сегментированная нижняя челюсть (НЧ) после контрольной КТ и сглаживания в программе MIMICS показана на рис. 1, а на рис. 2 — один из вариантов конечно-элементного разбиения в ANSYS. Одним из достоинств комплекса программ MIMICS и ANSYS является возможность назначать свойства материалов анализируемого объекта на основе чисел Хаунсфилда HU (или GV).

Если мы не знаем количественных механических (прочностных) характеристик кости (конструкционных материалов) конкретного пациента, то все наши рассуждения будут носить качественный характер — нужно больше, нужно меньше. До недавнего времени вопрос о механических свойствах костных тканей конкретного пациента в режиме реального времени оставался неразрешимым. Это объясняется большой сложностью, а часто и невозможностью проведения прямых испытаний костных тканей *in vivo*. В научных исследованиях использовали статистические данные, полученные косвенными методами (ультразвуковые, замер твердости и т. п.), которые, как правило, имеют широкие пределы без дифференциации по полу, возрасту и виду заболевания.

Ситуация изменилась кардинальным образом после создания компьютерной томографии, которая помимо расширения диагностических возможностей заложила основы разработки методики по калибров-

ке чисел Хаунсфилда (Haunsfield, HU) в реальную плотность кости, что позволяет получать основные механические характеристики (предел прочности, модуль упругости) костных тканей пациента фактически в режиме реального времени. Появляется возможность построения карты плотности костных и мягких тканей, в первую очередь, в зонах, где предполагается размещение опорных элементов протеза, имплантата и фиксирующих элементов.

Программа MIMICS [6] позволяет определить основные механические характеристики мягких и костных тканей фактически в режиме *in vivo* по эмпирическим формулам, зависящим от типа рассматриваемой ткани. Для компактной кости Femur рекомендуются следующие формулы.

Для определения плотности ρ или DN (Density):

$$DN = -13,4 + 1017 \cdot GV, \quad (1)$$

где GV (Grey Values) — значения серого на томограмме.

Значение модуля упругости E вычисляется по формуле:

$$E = -388,8 + 5925 \cdot DN, \quad (2)$$

Результаты расчетов по этим формулам во всем диапазоне значений серого приведены на рис. 3 — штрихпунктирная линия.

В литературных источниках [6–8] приводят различные соотношения для определения основных механических характеристик костных тканей — модуля упругости E и предела прочности σ в зависимости от плотности. На рис. 3 для графических зависимостей σ и E использованы эмпирические формулы [8]:

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

где ρ — плотность костной ткани, которая измеряется в г/см³.

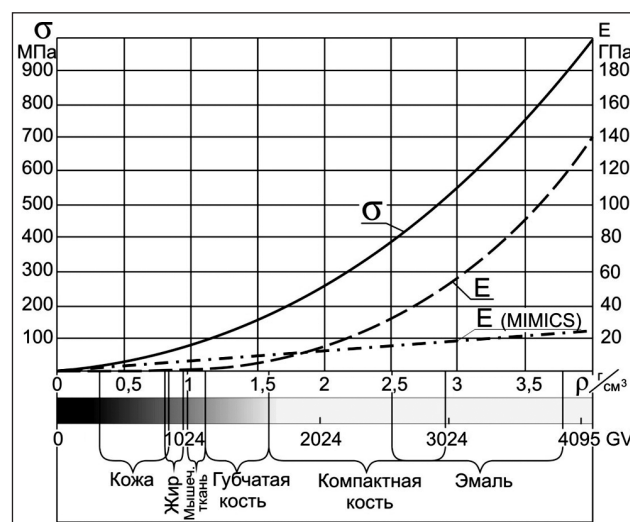


Рис. 3. Кривые значений модуля упругости (по разным источникам), предела прочности и плотности тканей в зависимости от оттенков серого

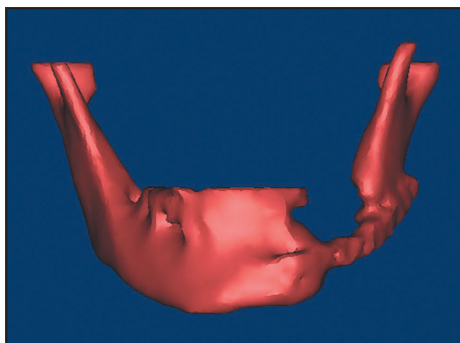


Рис. 1. 3D модель нижней челюсти в программе MIMICS

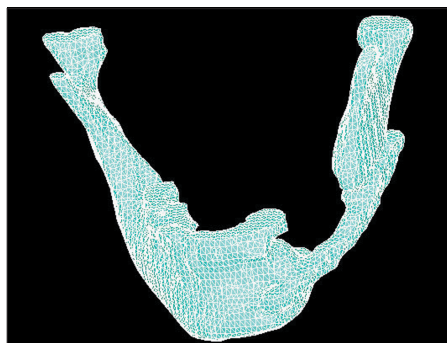


Рис. 2. Сетка конечных элементов в ANSYS

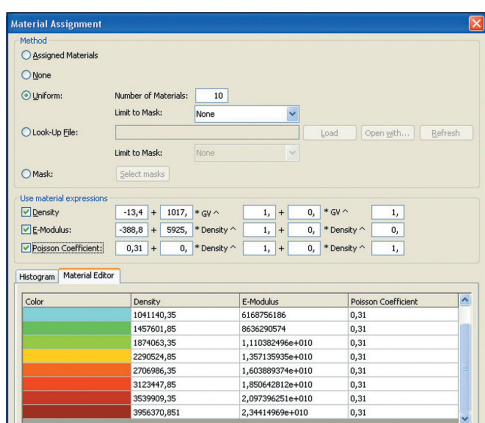


Рис. 4. Численные значения свойств материалов — плотности, модуля упругости и коэффициента Пуассона по группам

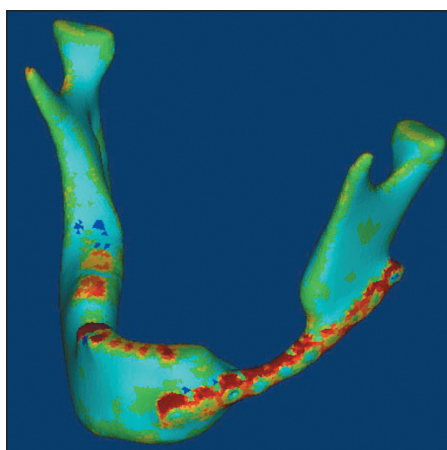


Рис. 5. 3D модель НЧ с распределением модуля упругости

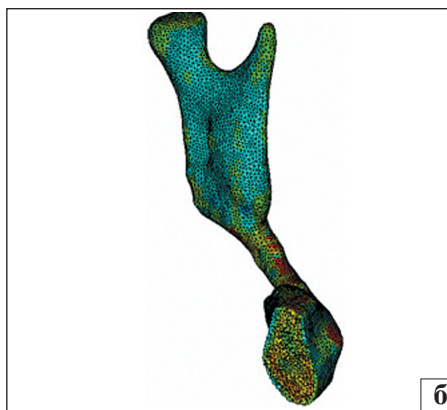
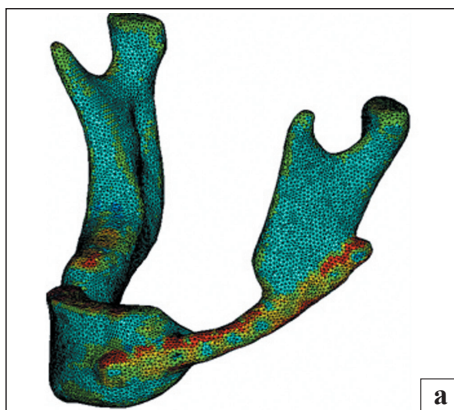


Рис. 8. Общий вид конечно-элементной модели с учетом распределения свойств тканей (а) и ее разрез в сагиттальной плоскости (б)

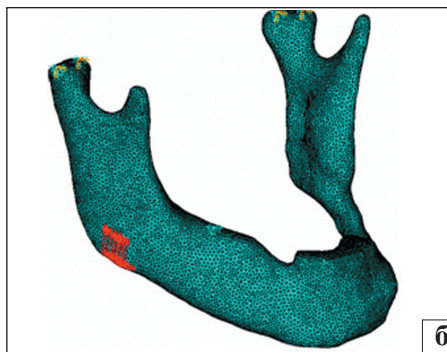
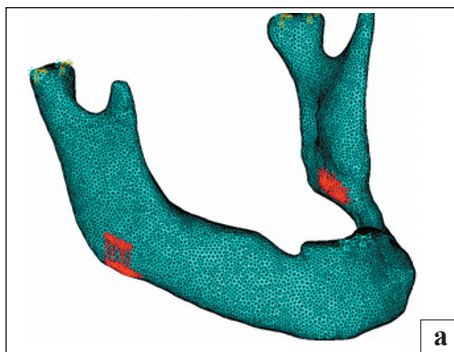


Рис. 9. Конечно-элементная модель НЧ с приложенными граничными условиями и нагрузками: а) при откусывании пищи; б) при одностороннем жевании пищи

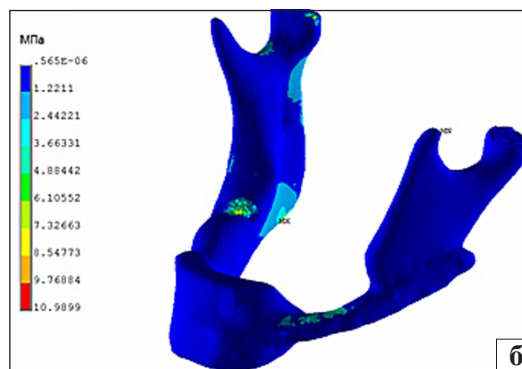
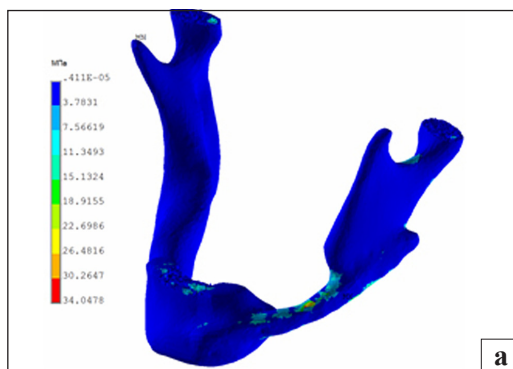


Рис. 10. Поля напряжений по Мизесу: а) при откусывании пищи; б) при одностороннем жевании пищи

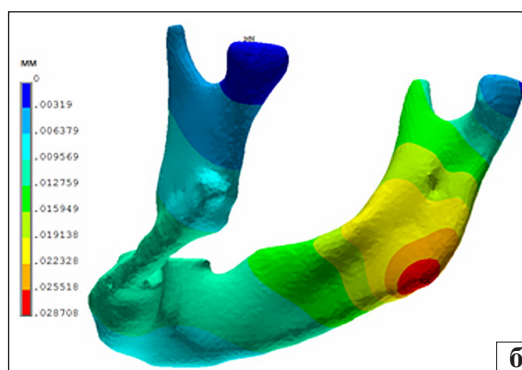
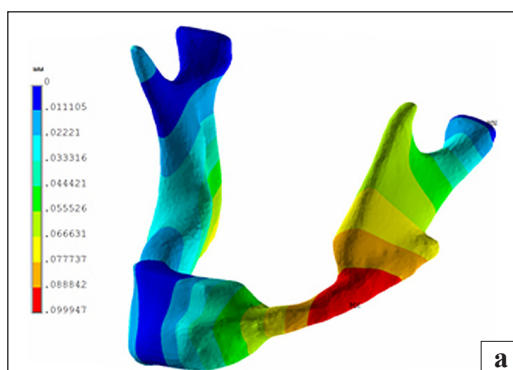


Рис. 11. Поля суммарных перемещений: а) при откусывании пищи; б) при одностороннем жевании пищи

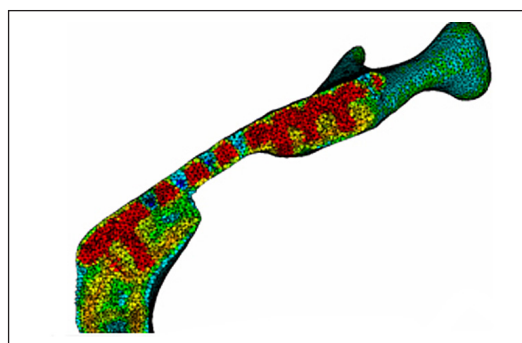
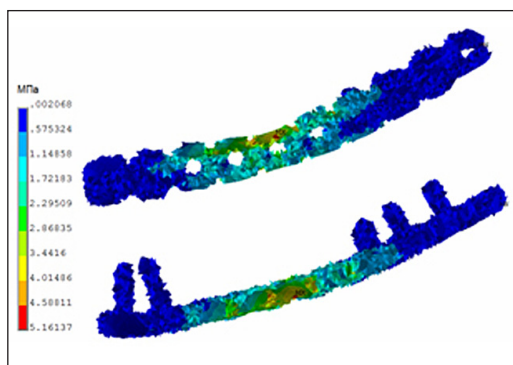


Рис. 12. Поля напряжений по Мизесу в имплантате

Рис. 13. Распределение модуля упругости в имплантате и слоях, примыкающих к фиксирующим винтам

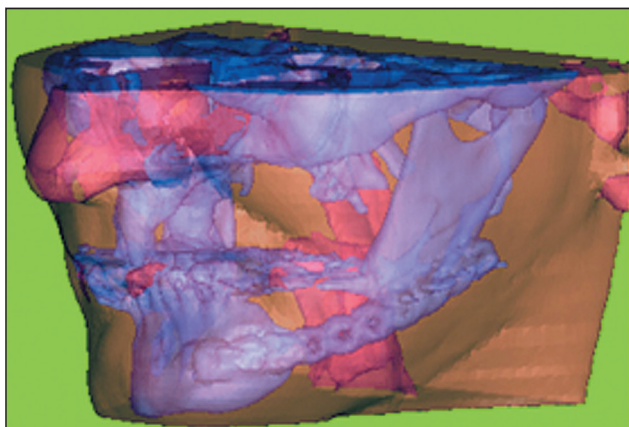


Рис. 14. Фото лицевой части пациента К. после контрольной томографии

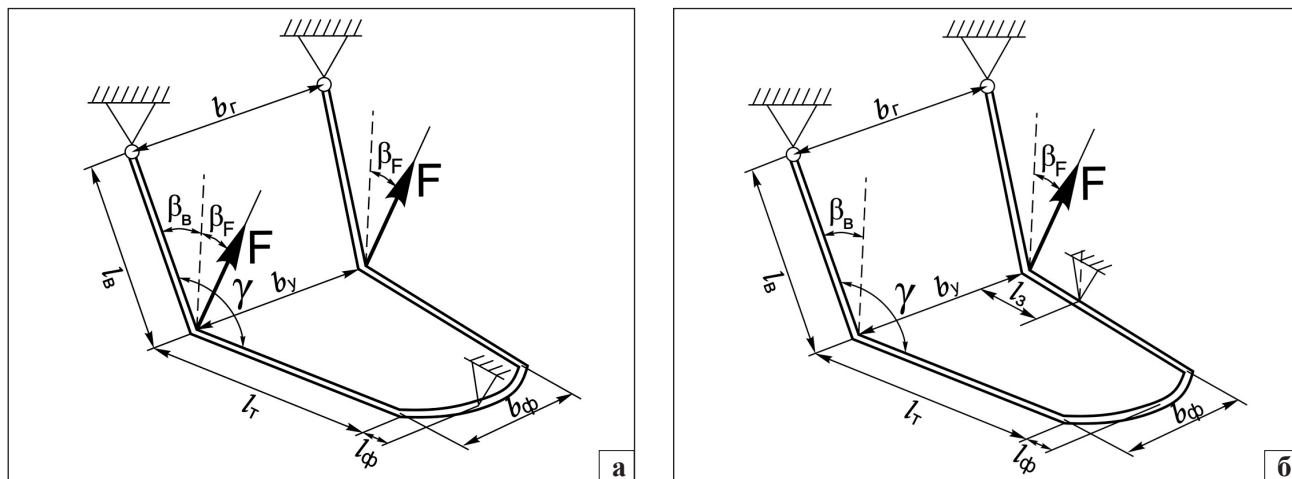


Рис. 6. Схема расчетной модели НЧ: а) при откусывании пищи; б) при жевании пищи

В этом случае модуль упругости и напряжения имеют размерность МегаПаскаль (МПа). Как видим, при плотности кости ρ около $1,8 \text{ г/см}^3$ эти кривые пересекаются, т. е. значения совпадают.

На рис. 4 в таблице приведены численные значения свойств материалов — плотности, модуля упругости и коэффициента Пуассона по группам.

Полученные результаты кратко прокомментируем. Во-первых, налицо «обволакивание» имплантата достаточно плотной костной тканью, что ранее объяснялось [4, 5] как развитие процессов остеоинтеграции. Особенно это явление заметно в зонах отверстий в имплантате и расположения фиксирующих винтов. Во-вторых, как следует из рис. 3 и зависимости (1), верхний предел фиксируемой плотности кости $\rho = 4,16 \text{ г/см}^3$, т. е. модуль упругости по соотношению (2) не может быть выше, чем $E = 2,47 \cdot 10^{10} \text{ Па}$. Но у титана, материала из которого выполнен пластинчатый имплантат, модуль упругости $E = 1,1 \cdot 10^{11} \text{ Па}$, т. е. в 4,5 раза выше. Преодоление этого затруднения можно реализовать в программе ANSYS, в которой происходит такое же, как в таблице на рис. 4, распределение свойств материалов по группам. Но для группы с самым высоким модулем упругости это значение можно изменить «вручную», заменив на соответствующее число, равное модулю упругости титана. На наш взгляд, такой подход позволяет учесть механические свойства имплантата и в рамках версии MIMICS10, которая не поддерживает создание неоднородных сборок.

Результаты и их обсуждение

Анализ напряженно-деформированного состояния НЧ с использованием комплекса MIMICS-ANSYS

Проводим оценку напряженно-деформированного состояния НЧ пациента К. при различных

условиях нагружения, следуя расчетным схемам, представленным ранее [4, 5], моделирующим процесс откусывания и жевания пищи (рис. 6). В связи с тем, что биомеханическому анализу процесса откусывания пищи посвящен раздел [4, 5], схематически, следуя [3], рассмотрим процесс одностороннего жевания, приложив жевательную нагрузку к правому углу челюсти.

Эпюра изгибающих и крутящих моментов для этого случая (рис. 7) демонстрирует важный для практических приложений вывод [3]. Несмотря на то, что при разжевывании пищи сила, развиваемая жевательной мышцей, более чем в 5 раз превышает силу при откусывании, изгибающие моменты, возникающие в теле НЧ, почти не изменяются (из-за изменения плеч передачи нагрузки). В этом, можно предполагать, и состоит «мудрость» эволюции.

Далее приступим к моделированию. На рис. 8 показан общий вид конечно-элементной модели с учетом распределения свойств тканей, ее разрез в сагиттальной плоскости и один из вариантов сетки

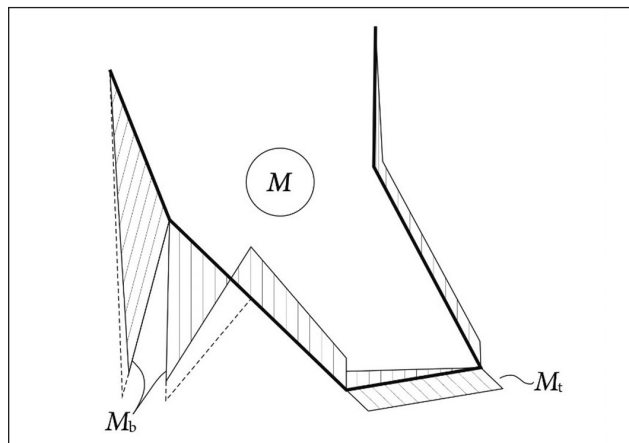


Рис. 7. Эпюры изгибающих M_b и крутящих M_t моментов при одностороннем жевании

МКЭ в ANSYS. Модель содержит 83 236 узлов и 451 367 элементов типа SOLID72. Некоторое различие в цветовой гамме (рис. 5, 6, б) объясняется ограничением количества цветов в программе ANSYS.

На рис. 9 представлены модели, отражающие процесс откусывания и жевания пищи, на которых условно показаны нагрузка и граничные условия. Опишем кратко особенности этих моделей и их различия. Как подчеркивалось при обсуждении расчетных схем [3–5], головки НЧ являются естественными шарнирами, а сама НЧ является механизмом до контакта с любым зубом-антагонистом или пищевым комком. При откусывании пищи в роли зубов-антагонистов, препятствующих вращению челюсти, выступают резцы (рис. 7), а при одностороннем жевании — моляр (рис. 8).

Учитывая, что вращение головки происходит вокруг ее наружной поверхности, находящейся в контакте с диском височно-нижнечелюстного сустава, на каждой головке (рис. 9) намечены по два узла, в которых отсутствуют все линейные перемещения и возможно только одно угловое вокруг оси, проходящей через эти узлы, т. е.

$$UX = UY = UZ = ROTY = ROTZ = 0.$$

Эти узлы обозначены желто-зелеными треугольниками. Зубы-антагонисты, препятствующие вращению НЧ, лишены только линейных перемещений, т. е. $UX = UY = UZ = 0$. На рис. 9 они обозначены светло-зелеными треугольниками в зоне резцов и правого моляра. Такие граничные условия позволяют отразить все возможные деформации изгиба и кручения НЧ.

Жевательная нагрузка прикладывается к углу челюсти в виде распределенной на небольшом участке (в месте прикрепления жевательной мышцы) под углом 30° к вертикали относительно тела НЧ, она ориентирована вдоль ветви челюсти, что обеспечивается разложением ее вектора на три составляющих: F_x , F_y и F_z . При откусывании пищи вектор силы по $F = 150$ Н (соответственно $F_x = 34,3$ Н, $F_y = 66,7$ Н и $F_z = 129,9$ Н) прикладывается к обоим углам челюсти симметрично. При жевании пищи вектор силы $F = 200$ Н (соответственно $F_x = 45,8$ Н, $F_y = 88,9$ Н и $F_z = 173,2$ Н) прикладывается к правому углу челюсти, т. е. несимметрично. Поскольку задача решается в линейной постановке, полученные ниже результаты могут быть интерполированы (пропорционально) для любых нагрузок.

Результаты расчета основных параметров НДС НЧ представлены на рис. 10–11. Поля эквивалентных напряжений (по Мизесу) показаны на рис. 10 в момент откусывания и жевания пищи и соответствуют жевательной нагрузке, обозначенной выше.

Как уже отмечалось, максимальные изгибающие моменты как при откусывании пищи, так и при одностороннем жевании возникают в зоне угла челюсти. Но в этой же зоне кость НЧ имеет максимальный момент сопротивления за счет большого вертикального размера и высокой плотности кости. Именно в силу этих факторов коэффициент запаса прочности НЧ достаточно велик (у пациента Л. в норме (до операции) при откусывании, равен 26,3 [4, 5]). Абсолютные значения напряжений по Мизесу в зонах их концентрации значительно ниже травмирующих (допускаемых) для кости. Эти цифры объясняют, почему обычный человек при нагрузках, близких к норме, не испытывает проблем с прочностью и жесткостью челюсти ни в режиме откусывания и жевания, ни при занятиях спортом и бытовых нагрузках.

На рис. 11 показаны поля суммарных перемещений для рассматриваемых расчетных случаев. Подчеркнем, что поля суммарных перемещений носят «ожидаемый» характер, объясняемый особенностью «конструкции» рассматриваемой челюсти, граничными условиями и характером прикладываемых нагрузок. Как следует из сравнения цветных диаграмм на рис. 11, при откусывании пищи перемещение левого угла челюсти в 3,48 раза больше, чем при одностороннем жевании. Но абсолютные цифры (соответственно 0,0999 мм и 0,0287), характеризующие суммарное перемещение угла челюсти, очень небольшие и практически не ощущаются пациентом.

Учитывая, что полученные величины напряжений и перемещений при нагрузках, близких к норме, проблем у пациента К. вызывать не должны, более детально рассмотрим возможную критическую зону — место сочленения имплантата с костью. На рис. 12 приведены поля напряжений по Мизесу в имплантате, а на рис. 13 — распределение модуля упругости в имплантате и слоях, примыкающих к фиксирующим винтам.

Отметим, что поля напряжений, представленные на рис. 10 и 12, — это действующие напряжения, величины которых, в соответствии с условием прочности, необходимо сравнивать с травмирующими (допускаемыми) напряжениями. Максимальные значения напряжений в имплантате значительно ниже принятого выше предела усталостной прочности для титана. Вообще говоря, исследование прочности и жесткости имплантата (определение его конструктивных параметров) как металлической детали затруднений не вызывает, т. к. здесь могут быть использованы все известные методы оценки сопротивления материалов и деталей машин.

Сложнее вопрос о соблюдении условия прочности в костных тканях, особенно в слоях, примыкающих к фиксирующим винтам. Кроме определения величины действующих напряжений, необходимо иметь достоверную методику оценки травмирующих (допускаемых) напряжений, например, представленную зависимостью (3) и ее графической интерпретацией на рис. 3. Вопрос этот предполагается исследовать дополнительно, т. к. именно эта зона может стать местом развития резорбции костной ткани с последующим ослаблением фиксирующих винтов и увеличением подвижности имплантата.

Таким образом, уточненный анализ основных параметров НДС НЧ пациента К., по данным контрольной томографии, опасений, высказанных при предварительном анализе [4, 5], не подтвердил. На рис. 14 представлена лицевая часть пациента К. после контрольной томографии. Последующие после контрольной томографии осмотры пациента К. показали, что его состояние удовлетворительное, имплантат «не прорезался», функция НЧ вполне адекватна прикладываемым нагрузкам.

Выводы

Показана эффективность системы CT/CAD/CAE/CAM при биомеханическом сопровождении операций в челюстно-лицевой хирургии с конкретной реализацией возможностей, заложенных в программах MIMICS, SolidWorks и ANSYS.

При 3D визуализации и сегментации большими возможностями обладает программа MIMICS. При проектировании и подгонке имплантатов на основе виртуальных STL моделей рациональнее использовать комплекс MIMICS-SolidWorks, а при анализе механических свойств костных и мягких тканей и конечно-элементном анализе целесообразнее использовать комплекс MIMICS-ANSYS.

Расчеты на прочность и жесткость либо по приближенной методике, либо более точно, на основе

конечно-элементного моделирования и анализа, позволяют ответить на вопросы о рациональности и долговечности проведенной реконструкции.

Следует ожидать существенных изменений при подготовке и характере работы челюстно-лицевых хирургов, учитывая развитие современных компьютерных технологий.

Для биомеханического обоснования принимаемых решений, особенно на этапе планирования операции, в бригаду должен входить специалист, владеющий основами биомеханики на достаточном для проведения необходимых расчетов уровне.

Предлагаемая система CT/CAD/CAE/CAM может быть использована челюстно-лицевыми хирургами, ортопедами-стоматологами, имплантологами, ортодонтами, ортопедами-травматологами и другими специалистами для моделирования любых элементов реконструкции в дооперационном периоде.

Список литературы

1. Алямовский А. А. SolidWorks 2007/2008. Компьютерное моделирование в инженерной практике / А. А. Алямовский. — СПб.: БХВ-Петербург, 2008. — 1040 с.
2. Басов К. А. ANSYS: справочник пользователя / К. А. Басов. — М.: ДМК Пресс, 2005. — 640 с.
3. Чуйко А. Н., Шинчуковский И. А. Биомеханика в стоматологии: Монография. — Х.: Изд-во «Форт». 2010. — 516 с.
4. Чуйко А. Н. Компьютерная томография и биомеханическое сопровождение в челюстно-лицевой хирургии / А. Н. Чуйко, Д. К. Калиновский, К. Р. Пограничная // Ортопед., травматол. — 2011. — № 2. — С. 42–47.
5. Чуйко А. Н. Компьютерная томография и биомеханическое сопровождение в челюстно-лицевой хирургии / А. Н. Чуйко, Д. К. Калиновский, К. Р. Пограничная // Ортопед., травматол. — 2011. — № 3. — С. 29–41.
6. Mimics 12. Пакет обработки изображений. Базовый обучающий курс. — Materialise, 2008. — С. 82.
7. The peculiarities of biomechanics of the mandible during osteosynthesis with bone-borne plates with screws / A. N. Chuiiko, D. K. Kalinovsky, I. N. Matros-Taranets, I. K. Dufash // J. Biomechanics. — 2006. — Vol. 39 (Suppl. 1). — P. S.565.
8. Mow C. Basic Orthopedic Biomechanics / C. Mow, W. C. Hayes. — New York, 1991. — 528 с.

Статья поступила в редакцию 20.12.2011