

УДК 531/534:57+612.7

## **О РЕКОНСТРУКЦИИ НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ, ОСНОВАННОЙ НА ЧИСЛЕННОМ МОДЕЛИРОВАНИИ И ОБРАБОТКЕ ИЗОБРАЖЕНИЙ**

**Д. Драгулеску, М Друкан, Д. Станкиу, М. Тот-Таскау**

Politehnica University of Timisoara, Faculty of Mechanical Engineering, Bd. Mihai Viteazul, No.1, 1900 Timisoara, Rumania, e-mail: ddrag@cs.utt.ro

Тимишоарский политехнический университет, Машиностроительный факультет, Тимишоара, Румыния

**Аннотация.** Данная статья представляет исследование механического поведения нижней челюсти при нормальной окклюзии и восстановлении челюсти на основе численного моделирования и обработки изображений. Анализ механического поведения нижней челюсти был осуществлен при помощи двумерной модели и метода конечных элементов. Используемая модель является результатом обработки томограмм. Применение численного метода дает распределение напряжений при совместном действии жевательной, крыловидной и височной мышц. Был исследован пациент с дефектом нижней челюсти для того, чтобы хирургическим путем дополнить отсутствующую часть челюсти титановым имплантатом. Специальный протез из Ti 99,99% был изготовлен и прикреплен к остальной челюсти пациента. Разработка протеза была основана на томографических снимках, снятых в последовательном и винтовом режимах. Данные двумерные изображения были преобразованы в трехмерную модель с помощью программы VC10C и возможностей томографа *Siemens SOMATOM PLUS 4*.

**Ключевые слова:** механическое поведение нижней челюсти, численное МКЭ моделирование, распределение напряжений, титановый имплантат, конструирование протезов, нормальная окклюзия, последовательный или винтовой режимы сканирования, трехмерная реконструкция.

### **Введение**

Многие люди испытывают затруднения, связанные с анатомическими или функциональными дефектами нижней челюсти. Первым шагом к улучшению функций нижней челюсти является изучение ее поведения при нормальной окклюзии. Целью данной работы является поиск напряжений, возникающих в нижней челюсти. На их основе можно будет определить наилучший способ изменения распределения напряжений в челюсти с помощью имплантатов, восстановительных хирургических операций, неинвазивных восстановительных технологий и т.д.

Вторым шагом является анализ возможных изменений формы челюсти с помощью томограмм и трехмерных моделей реконструкции. Таким образом, будет возможно получить подходящую модель нижней челюсти, чтобы хирург мог обеспечить заданную форму челюсти или заменить травматически или врожденно отсутствующую часть имплантатом соответствующей формы.

## Двумерная модель нижней челюсти

Сначала с помощью метода конечных элементов (МКЭ) была построена трехмерная численная модель нижней челюсти. Конечно-элементная сетка для данной модели изображена на рис. 1. Она была создана в результате обработки большого числа снимков, полученных с помощью компьютерного томографа *SOMATOM PLUS 4* (изготовлен фирмой *Siemens* – Германия) в Тимишоарском политехническом университете (Румыния).

На основе этой модели было проведено простейшее исследование механического поведения нижней челюсти. При этом рассматривалось сечение нижней челюсти сагиттальной плоскостью [2, 4, 9]. Образовавшаяся плоская фигура была разбита на 76 конечных элементов (рис. 2). Изучалась поведение челюсти под совместным действием жевательной и крыловидной мышц (рис. 3)

В ходе конечно-элементного анализа нижняя челюсть рассматривалась как однородная кость со следующими физическими свойствами:

- модуль Юнга:  $1.5 \cdot 10^{10}$  Н/м<sup>2</sup>,
- коэффициент Пуассона: 0.3,
- плотность кости: 1300 кг/м<sup>3</sup>.

При анализе воздействия жевательных мышц принималось во внимание, что *masseter* – самая сильная мышца, действующая на нижнюю челюсть, и что она сама и в комбинации с *pterygoid muscle* производит наибольшую механическую работу. По этой причине на первой стадии исследования пренебрегли действием височной мышцы, которая развивает меньшую действующую силу.

Рассматривались средние значения сил, развиваемых в ходе процесса жевания. Хотя следует отметить, что даже в случае экстремальных нагрузок картина распределения напряжений будет аналогичной (рис. 3). Зона максимальных напряжений расположена в седле между мышцелком и венечным отростком нижней челюсти и отмечена на рисунке стрелкой. Уменьшение поперечного сечения в этой области может случиться объяснением этого факта. Вторая критическая зона, очень близкая к первой, расположена во внутреннем угле нижней челюсти, сразу за последним моляром (конечные элементы 31 и 32). Объяснение этого случая также очень просто: данная зона имеет типичную для концентратора напряжений форму.

Можно заметить, что под действием жевательной и крыловидной мышц развивается суммарная сила, равная примерно 500 Н и приложенная под углом 60–70° к горизонтали, которая порождает максимальные напряжения в точках, где стенка нижней челюсти наиболее истончена.

Во втором рассмотренном случае (рис. 4), гораздо более реальном, чем первый, было принято во внимание дополнительное воздействие височной мышцы. Можно заметить, что в данной ситуации зона максимальных напряжений (примерно 759 Н/см<sup>2</sup>) располагается около первого и второго моляров в зависимости от расположения точки окклюзионного контакта. Очень важный уровень напряжений, примерно 600 Н/см<sup>2</sup>, распространяется на височно-нижнечелюстной сустав на оси вращения челюсти.

Следует отметить, что височно-нижнечелюстной сустав очень эластичен, он сильнее проявляет упругие свойства, чем зубы при контакте. Внешняя поверхность зубов очень чувствительна, она немедленно реагирует на болевые ощущения, возникающие при перегрузке [1, 5, 6]. Если уровень напряжений в зубах превышает нормальный уровень (примерно 750 Н/см<sup>2</sup>), то мозг обработает сигнал и челюсть

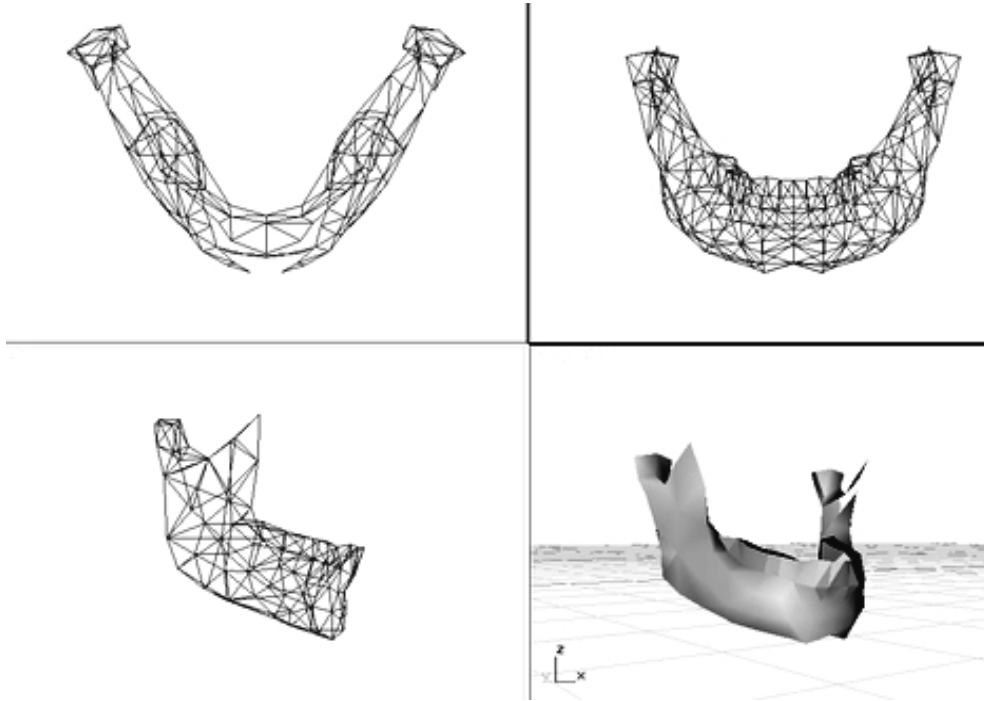


Рис. 1. Трехмерная модель нижней челюсти для расчета МКЭ

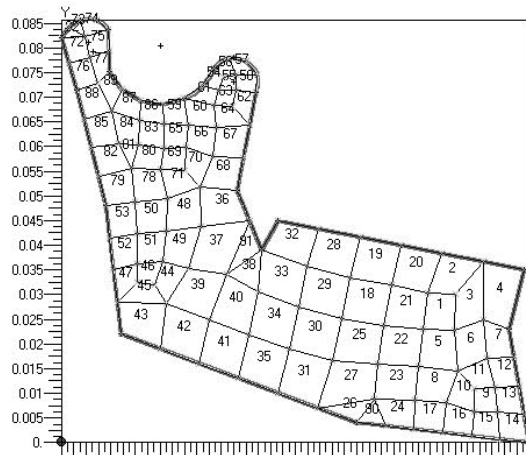


Рис. 2. Конечноэлементная сетка для нижней челюсти

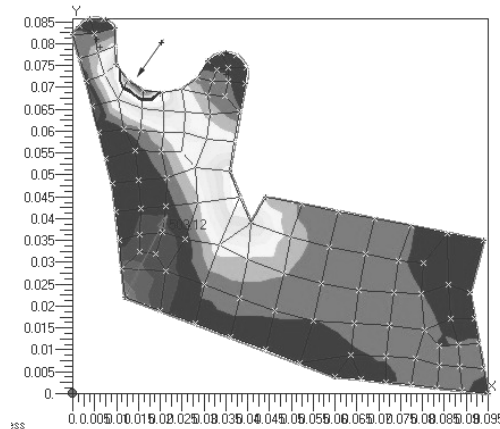


Рис. 3. Распределение напряжений в нижней челюсти при совместном воздействии жевательной и крыловидной мышц

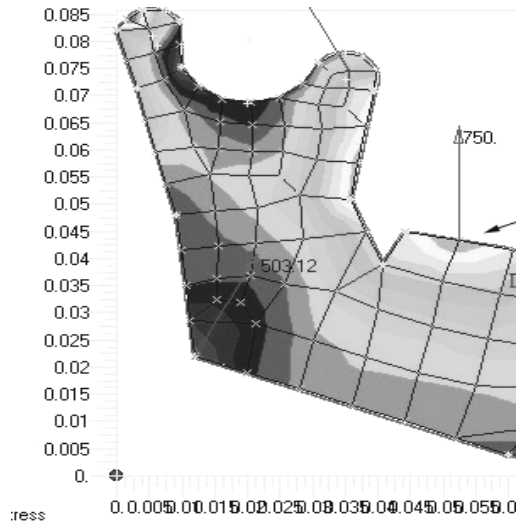


Рис. 4. Распределение напряжений в нижней челюсти при совместном воздействии жевательной, крыловидной и височной мышц

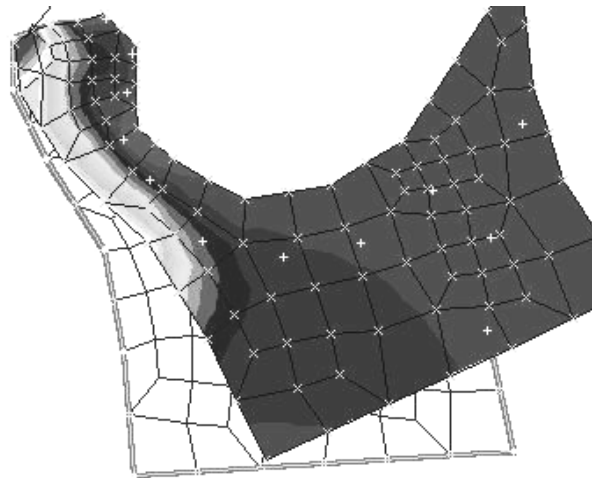


Рис. 5. Распределение напряжений в височно-нижнечелюстном суставе

автоматически расслабляется. Как одно из следствий, височно-нижнечелюстной сустав никогда не будет опасно нагружен при жевании или откусывании, так как зубы действуют как ограничивающий фильтр.

Одной из ситуаций, которая может привести к повреждению височно-нижнечелюстного сустава, является чрезмерно широкое открытие рта, когда мышелки могут покинуть их естественное положение – суставную впадину. Вывихнутая из сустава, челюсть будет заблокирована в своем новом положении (ненормальном и очень болезненном), из-за внезапного сокращения жевательной мышцы. Челюсть может быть возвращена в свое естественное состояние только при хирургическом вмешательстве. Для получения точной информации об уровне напряжений в височно-нижнечелюстном суставе зона мышелка нижней челюсти была покрыта отдельной конечно-элементной сеткой (рис. 5).

Очень важно отметить, что, кроме высокого уровня напряжений на поверхности контакта между нижнечелюстным мышелком и суставным диском суставной впадины (возле оси вращения), механическое упрочнение будет распространено точно на зону максимальных напряжений нижней челюсти. Реальная геометрия этой области свидетельствует об отличной механической структуре нижнечелюстной кости.

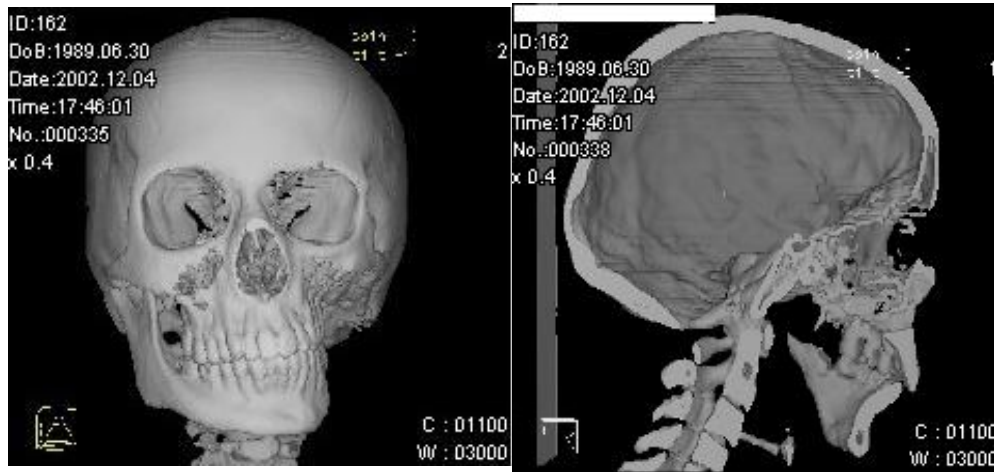


Рис. 6. Врожденный дефект нижней челюсти

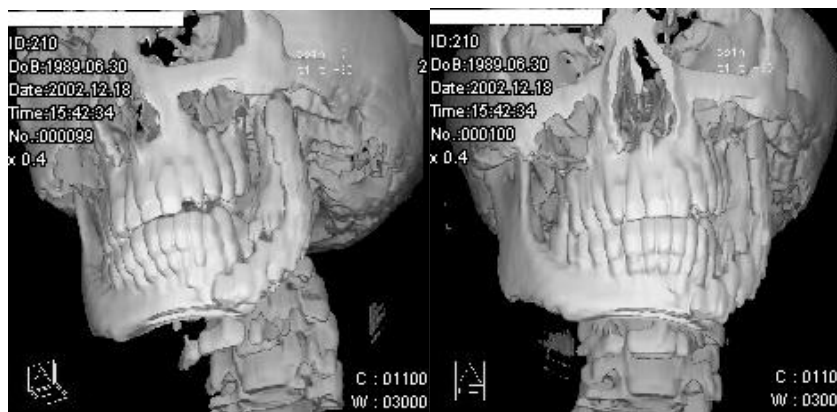


Рис. 7. Врожденный дефект нижней челюсти, исправленный с помощью титанового имплантата

Из изучения двухмерной модели нижней челюсти можно сделать следующие основные выводы:

- Наиболее нагруженные области нижней челюсти расположены около контактирующих моляров.
- Эти области направлены по линии действия жевательных мышц.
- Геометрия этих максимально нагруженных областей анатомически сильно адаптирована к усилиям.
- Уровень напряжений на левой стороне челюсти отличается от уровня напряжений на правой из-за общей асимметричности человеческого тела.

### Клинический случай реконструкции нижней челюсти

На основе численного анализа, выполненного с помощью МКЭ, стало возможным построение модели и создание частичного протеза нижней челюсти для исправления хирургическим путем врожденной аномалии [3, 7, 8].

У пациента с рождения отсутствует половина нижней челюсти. Томографические снимки показывают ситуацию для возраста 12 лет. Чтобы получить изображение, необходимое для создания протеза, из томографических изображений была воссоздана трехмерная картина с помощью компьютерного томографа *SOMATOM PLUS 4* фирмы *Siemens* и сопутствующего программного обеспечения *VC10C software* (рис. 6).

Для получения трехмерной реконструкции были предприняты следующие шаги:

1. Обычное сканирование пациента в последовательном или винтовом режиме с тонким слоем не более 2-3 мм и менее чем в два раза большим шагом, так чтобы требующие восполнения пробелы были минимальными и чтобы уменьшить облучение пациента. Для лучшего результата шаг и слой должны быть одинаковы.
2. Если результаты сканирования уже существуют для данного пациента, их следует выбрать в меню "*Patient*" и активизировать.
3. Выбрать "*Evaluation-3D imaging*" меню в строке меню.
4. Во вновь открывшемся окне выбрать кнопку "*Images*" и выбрать диапазон изображений, которые будут использованы для реконструкции. Этот диапазон должен быть из одного сеанса сканирования. Следует аккуратно выбирать требуемый диапазон, так как большие диапазоны приводят к сложностям при работе с воссозданной картиной.
5. Нажать кнопку "*SSD*" в том же окне и дождаться окончания процесса реконструкции. Не пользоваться одновременно мышью и клавиатурой.
6. После появления реконструированной части в правой нижней части экрана объект можно вращать, используя левую кнопку мыши. Остальные три участка экрана показывают первый, последний и средний снимок диапазона реконструкции.
7. Для выбора нового по плотности интервала для включения в реконструкцию, при условии, что необходимо показать другие части тела, можно настроить пределы диапазона плотности с помощью бегунков в окне *SSD-extraction* и последующего нажатия кнопки "*Start*". Возникнет изображение для нового интервала.
8. Область реконструкции может быть определена в квадратной рамке, используя кнопку "*ROI-ON*" и выбирая мышью новую область изображения, показанную в сегменте реконструкции на экране. Выбор делается в одном из трех других сегментов экрана.
9. Реконструированное изображение можно увеличивать или уменьшать с помощью кнопки "*Maximum Scale*", где определяется новый масштаб в %, и последующего нажатия кнопки "*Start*".
10. Если снова нажать кнопку "*SSD*", реконструкция будет продолжена. В этом случае реконструированное изображение будет помещено в правый нижний угол в проекции сверху, а в остальных участках экрана будут помещены виды спереди, слева и справа.
11. Используя кнопки в окне *SSD*, с легкостью можно сделать боковые или фронтальные разрезы объекта просто протаскиванием и настройкой линии разреза с помощью мыши в соответствующей части экрана. После нажатия кнопки "*Apply*" изображение изменит свою форму и будет содержать плоскость разреза, соответствующую направлению разреза, указанному на линии разреза.

После создания точного трехмерного изображения был изготовлен протез из Ti 99.99%. Он был закреплен на остальной нижнечелюстной кости 4 винтами из того же материала. Протез был сконструирован с использованием результатов численного моделирования для несения идентичной механической нагрузки.

Через две недели после хирургического вмешательства томография пациента показывает реальную коррекцию дефекта: скелет лица практически симметричен (рис. 7).

В будущем хирурги должны будут сделать новую операцию по коррекции верхней челюсти, чтобы обеспечить нормальную окклюзию.

## Выводы

В данной работе представлен научный способ коррекции дефектов кости с использованием протезов и имплантатов, подходящих к первоначальной форме кости.

Во-первых, была создана трехмерная численная модель нижней челюсти на основе изображений, полученных с помощью компьютерного томографа *Siemens SOMATOM PLUS 4*. Модель была секционирована сагиттальной плоскостью и покрыта конечно-элементной сеткой. Для нахождения распределения напряжений был использован конечно-элементный анализ. На его основе возможна разработка конструкции любых протезов.

Во-вторых, был исследован пациент с дефектом нижней челюсти с целью восстановления отсутствующей части челюсти с помощью титанового имплантата. Имплантат был создан на основе результатов численного анализа. Он был помещен на существующую нижнюю челюсть. Получившийся результат можно считать весьма успешным.

## Список литературы

1. *Drăgulescu D., Stanciu D., Toth-Tașcău M.* About the stress distribution on teeth using finite elements method // *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2002. V. 4. № 1. P. 809-810.
2. *Drăgulescu D., Stanciu D., Toth-Tașcău M.* Some aspects of human teeth mechanical behavior // *Romanian Review of Precision Mechanics, Optics & Mechatronics*. 2002. V. 20a. P. 341-346.
3. *Drăgulescu D., Stănciulescu V., Toth-Tașcău M.* Method to rebuild the 3D configuration of human face's bones // *Journal of Politehnica University Timisoara, Automatic Control and Computer Science*. 2000. V. 45. № 1. P. 57-62.
4. *Drăgulescu D., Stanciu D., Toth-Tașcău M.* Modeling and Dynamic Study of Human Mandible // *Journal of Politehnica University Timisoara, Transactions on Mechanical Engineering*. 2002. V. 3. № 47. P. 49-54.
5. *Drăgulescu D., Stanciu D., Toth-Tașcău M.* Using Finite Element Method to Study Strain Distribution on Human Teeth // *Situation and Perspective of Research and Development in Chemical and Mechanical Industry Conference*. Krusevac, 2001. P. 91-94.
6. *Drăgulescu D., Stanciu D., Toth-Tașcău M.* Strain Distribution on Teeth Using Finite Elements Method // *4th GRACM Congress on Computational Mechanics GRACM*. Patras, 2002.
7. *Kardestuncer H.* Finite element handbook. New York: McGraw-Hill, 1987.
8. *Toth-Tașcău M., Drăgulescu D., Stănciulescu V.* Analiza prin metoda Elementelor Finite a implantării scheletului facial // *Journal of Politehnica University Timisoara, Transactions on Mechanical Engineering*, 2002. V. 3. № 47. P. 123-130.
9. *Watt A.* 3D Computer Graphics. Addison-Wesley, 1993.

## ON MANDIBLE REBUILDING BASED ON NUMERICAL MODELING AND IMAGE PROCESSING

**D. Drăgulescu, M. Dreucean, D. Stanciu, M. Toth-Tașcău (Timisoara, Romania)**

The paper presents a study of the mandible mechanical behavior during the normal occlusion and mandible rebuilding based on numerical modeling and image processing. The mechanical behavior study has been realized using a 2D mandible model and Finite Element Method. The applied model is a result of CT image processing. The applied numerical method gives the stress distribution under the combined action of masseter, pterygoid and temporal muscles. A human subject with a mandible deficiency was investigated in order to complete

the missing mandible part by surgically introducing a Titanium implant. A special prosthesis in Ti 99.99% was manufactured and attached to the rest of patient's mandible. The prosthesis design has been made by using CT images scanned in sequential and spiral mode. These 2D images have been transformed into 3D images using VC10C software and the facilities of Siemens SOMATOM PLUS 4 CT devices.

**Keywords:** mandible mechanical behavior, FEM-numerical modeling, stress distribution, titanium implant, prosthesis designing, normal occlusion, sequential or spiral scan mode, 3D reconstruction.

*Получено 10 марта 2003*