



<https://www.modscires.pro/index.php/msr/article/view/msr05-03-039>

DOI: 10.30889/2523-4692.2018-05-03-039

УДК 616.716.4-001.5-089.84

COMPUTER MODELING AND BIOLOGICAL PROCESSES: NEW OPPORTUNITIES FOR EXPERIMENTAL ESTIMATION OF STABLE MANDIBULAR OSTEOSYNTHESIS

КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ И БИОЛОГИЧЕСКИЕ ПРОЦЕССЫ: НОВЫЕ ВОЗМОЖНОСТИ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЙ ОЦЕНКИ СТАБИЛЬНОСТИ ОСТЕОСИНТЕЗА НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ

Idashkina N.G. / Идашкина Н.Г.

d.m.s., as.prof. / к. мед.н., доц.

State Establishment «Dnipropetrovsk medical academy

Ministry of Health of Ukraine», Dnipro, Vernadsky str., 9, 49044

Государственное учреждение «Днепропетровская медицинская академия Министерства охраны здоровья Украины», г.Днепр, ул.Вернадского, 9, 49044

Аннотация. Компьютерное моделирование широко используется для изучения биомеханики при переломах нижней челюсти и разработки новых систем остеосинтеза. Сложности моделирования биологических процессов в витальной кости приводят к ошибочным расчетам и увеличению осложнений хирургического лечения переломов челюстей. Цель исследования: усовершенствование метода компьютерного моделирования с учетом процессов репаративного остеогенеза для экспериментальной оценки стабильности остеосинтеза нижней челюсти. Материалы и методы: экспериментальное исследование было выполнено для оценки эффективности фиксации перелома тела нижней челюсти (НЧ) на компьютерной трехмерной модели с использованием метода конечных элементов с помощью программного комплекса «Лири 6». Для приближения экспериментальное моделирование к биологическим условиям регенерации ПНЧ при расчетах зафиксированного ПНЧ, учитывали выраженные резорбтивные процессы в кости от начала репаративной реакции и наличие грануляций именно до созревания костной ткани, поэтому условно считали, что отломки не соприкасаются по всей поверхности, и создавали только точечный контакт выше нижнего края челюсти. Полагали, что в течение первых 3 недель между отломками ПНЧ существует только точечный контакт. Такую ситуацию моделировали при создании трехмерной модели и дальнейших расчетах. Выводы: Разработанная с использованием конечных элементов трехмерная компьютерная модель НЧ максимально приближена к биологическому процессу костного ремоделирования с учетом остеорезорбции и созревания соединительной ткани, что позволяет в дальнейшем моделирование переломов, разных вариантов их фиксации и имитирование возможных нагрузок, для дальнейшей оптимизации конструкций фиксации или имплантатов. В результате компьютерного расчета трехмерной модели НЧ были выявлены перемещения узлов и распределения усилий и напряжений в КЕ при фиксации перелома стандартной титановой пластиной. Максимальные усилия возникают в винтах накостной пластины и составляют 136.955 Н, что в клинических условиях может приводить к их отломам.

Ключевые слова: переломы нижней челюсти, конечно-элементный анализ, остеосинтез, осложнения.

Повышение эффективности лечения переломов нижней челюсти (ПНЧ) напрямую связано с широким внедрением в практику методов биомеханического анализа, которые позволяют принимать оптимальные решения в определенных клинических ситуациях [1]. Перспективным



направлением биомеханических исследований является анализ напряженно-деформированного состояния челюстей с применением имитационных компьютерных моделей, достоверность которых определяется исходной точностью моделирования геометрических параметров объекта, заданных свойств материалов, нагрузок и граничных условий, связанных с особенностями кинематического закрепления модели [2].

Несмотря на определенные успехи, достигнутые в компьютерном моделировании, большинство разработчиков отмечают возникающие трудности, которые требуют новых решений [3]. Речь идет о том, что биологические процессы в организме динамически изменяют заданные для модели условия и требуют пересмотра большинства параметров и перемоделировки для дальнейшего анализа. Однако, учитывая разнообразие биологических реакций, такой поход требует создания огромного числа моделей, синхронизация которых становится еще более сложной задачей.

Общеизвестно, что у пациентов с ПНЧ плотность контакта между отломками, которого мы пытаемся достичь при репозиции и последующей фиксации ПНЧ, уже через несколько недель ослабляется. Такое положение обусловлено началом заживления перелома челюсти - стадией репаративной реакции. Вдоль концов отломков происходят дегенерация, некроз клеток и дезорганизация межклеточных структур, что неизбежно приводит к ослаблению контакта между костными фрагментами вдоль щели перелома. В дальнейшем (в течение 2-3 недель) последовательно сменяют друг друга стадии формирования сращения и непосредственного срастания костных отломков, однако функциональная перестройка костной мозоли и уже сросшихся костных отломков с формированием органной структуры кости происходит обычно в гораздо поздний срок [4].

Однако, большинство существующих исследований, посвященных современным системам остеосинтеза ПНЧ, данный факт не учитывают. Расчеты производятся, как правило, для жестко и стабильно закрепленных отломков. Такие оторванные от реальности условия моделирования приводят к ошибочным расчётам нагрузок и напряжений. В клинических условиях эта ситуация проявляется в возрастающем количестве осложнений оперативного метода лечения (в том числе и случаев отлома фиксирующих винтов, вторичных деформаций пластин).

Цель исследования: усовершенствование метода компьютерного моделирования с учетом процессов репаративного остеогенеза для экспериментальной оценки стабильности остеосинтеза нижней челюсти.

Материалы и методы: Наше экспериментальное исследование было выполнено для оценки эффективности фиксации перелома тела нижней челюсти (НЧ) на компьютерной трехмерной модели с использованием метода конечных элементов с помощью программного комплекса «Лири 6». Данная 3D-CAD программа предназначена для инженерного конструирования и позволяет 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.

Компьютерная модель НЧ создана в соответствии с анатомическим строением и с учетом общепринятых усредненных значений длины, ширины, высоты, углов и изгибов, согласно пропорциональным соотношениям. Для решения поставленных задач моделировали состояние полной адентии НЧ. Во время исследования учитывали толщину кортикальной и губчатой кости в различных зонах челюсти. Трехмерная компьютерная модель НЧ разработана с использованием конечных элементов (КЭ), для дальнейшего моделирования перелома, его фиксации различными типами пластин и для имитирования возможных нагрузок. Перелом тела НЧ моделировали соответственно типичной локализации. Для максимального приближения к клиническим условиям при расчетах зафиксированного ПНЧ учитывали выраженные резорбтивные процессы в кости от начала репаративной реакции и наличие грануляций именно до созревания костной ткани, поэтому условно считали, что отломки не соприкасаются по всей поверхности и создавали лишь точечный контакт выше нижнего края челюсти.

Для оценки распределения усилий и напряжений пользовались цветной шкалой программы «Лира 6.0», имеющей цвета от темно-синего до ярко-красного, каждый цвет соответствует конкретному уровню напряжения.

В результате компьютерного расчета разработанной модели были обнаружены перемещения узлов и распределение усилий и напряжений в КЭ НЧ.

Для модели использовались такие КЭ:

Тип 10. Универсальный пространственный стержневой КЭ, для моделирования фиксатора, винтов и условных контактов сжатия поверхности фиксатора с костной тканью НЧ.

Для моделирования костной ткани НЧ использовались такие КЭ:

Тип 41. Универсальный пространственный прямоугольный четырехугольный КЭ оболочки, для моделирования;

Тип 42. Универсальный пространственный треугольный КЭ оболочки, для моделирования.

Тип 44. Универсальный пространственный четырехугольный КЭ оболочки, для моделирования.

Сначала была разработана базовая пространственная компьютерная модель, которая в дальнейшем использовалась для имитации:

- НЧ до перелома;
- НЧ после перелома с частичным контактом отломков по нижнему краю;
- НЧ после перелома с частичным контактом отломков чуть выше нижнего края;
- НЧ после перелома, репозиции и восстановленным контактом чуть выше нижнего края, условно образованным после наложения фиксатора;
- НЧ после репозиции перелома с фиксатором при различных видах нагрузок.

Расчет выполнялся для таких нагрузок:

Нагрузка 1. Постоянные от собственного веса КЭ, учитывался расчетной



программой автоматически;

Нагрузка 2. Вертикальная нагрузка на НЧ от жевания в зоне угла, противоположного перелому;

Нагрузка 3. Вертикальная нагрузка на НЧ от откусывания еды, в зоне фронтальной оси подбородка.

Расчет выполнялся для каждой нагрузки отдельно, а затем для сочетания нагрузок при различных вариантах расчетных ситуаций.

В процессе компьютерного расчета были выявлены основные перемещения и деформации расчетной модели, обнаружено распределение напряжений и усилий в КЭ, определенные для принятой декартовой системы координат.

Основные перемещения полученные в расчете:

X	линейное по оси X	UX	угловое относительно оси X
Y	линейное по оси Y	UY	угловое относительно оси Y
Z	линейное по оси Z	UZ	угловое относительно оси Z

Правила знаков усилий при чтении результатов расчета приведены в таблице 1.

Таблица 1.

Правило знаков усилий в стержне

Усилие	Размерность	Описание усилий	Положительный знак обозначает
N	Tc	Осевое усилие	Растяжение
Mx	Tcm	Крутящий момент относительно оси XI	Действует против часовой стрелки, если смотреть с конца оси XI на пересечение стержня
My	Tcm	Изгибающий момент относительно оси YI	Растяжение нижней зоны сечения (относительно оси ZI)
Qz	Tc	Поперечная сила сдвига по оси ZI	Действует по оси ZI для сечения, принадлежащему концу стержня
Mz	Tcm	Изгибающий момент относительно оси ZI	Действует против часовой стрелки, если смотреть с конца оси ZI на пересечение стержня
Qy	Tc	Поперечная сила сдвига по оси YI	Действует по оси YI для сечения, принадлежащему концу стержня

Линейные перемещения плюсовые, если они направлены вдоль осей глобальной системы координат, или локальной системы координат узла.

Угловые перемещения (повороты) плюсовые, если они обращают узел против часовой стрелки, если смотреть с конца соответствующих осей глобальной или локальной системы координат (Рис.1).

Правило знаков усилий и напряжений в КЭ оболочек приведены в таблице 2.

Распределение усилий в оболочках представлено на рисунке 2.

Для расчета была принята условная конструкция НЧ с геометрическими размерами и физико-механическими характеристиками, приведенными на рисунке 3.

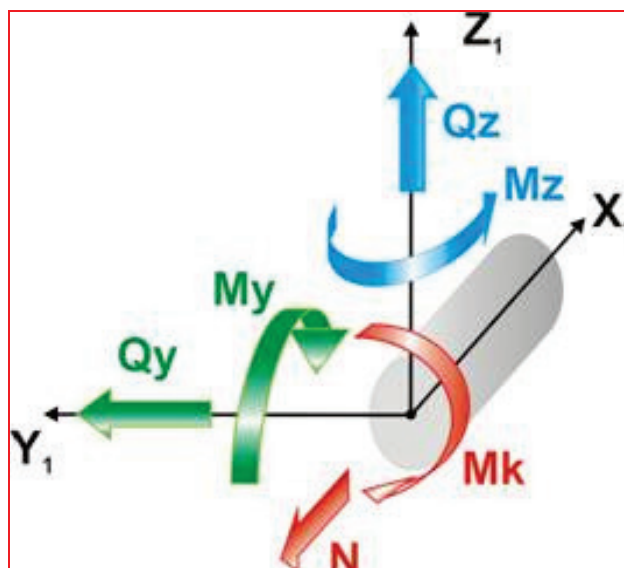


Рис. 1. Распределение усилий в стержне (в сечении)

Таблица 2.

Правило знаков усилий и напряжений в КЭ оболочек

Индекс	Единицы измерения	Описание	Положительный знак усилий обозначает
N_x	МПа	Нормальное напряжение вдоль оси X_1	Растяжение
N_y	МПа	Нормальное напряжение вдоль оси Y_1	Растяжение
T_{xy}	МПа	Касательные напряжения	Продление диагонали 1-4 четырехугольного КЭ или медианы треугольного КЭ, выходящей из узла 1
M_x	Тсм/см	Момент относительно оси X_1	Растяжение нижнего относительно оси X_1 волокна
M_y	Тсм/см	Момент относительно оси Y_1	Растяжение нижнего относительно оси Z_1 волокна
M_{xy}	Тсм/см	Крутящий момент	Кривизна диагонали 1-4 или медианы, направленная относительно оси Z_1 выпуклостью вниз
Q_x	Т/см	Поперечная сила сдвига по оси Z_1 в пересечении ортогональной оси X_1	Совпадает с направлением Z_1 на то части КЭ, в которой отсутствует узел 1
Q_y	Т/см	Поперечная сила сдвига по оси Z_1 в пересечении ортогональной оси Y_1	То же самое, для оси Y_1
R_z	Т/см ²	Давление на грунт основания, если оно учтено расчетом	Растяжение основы

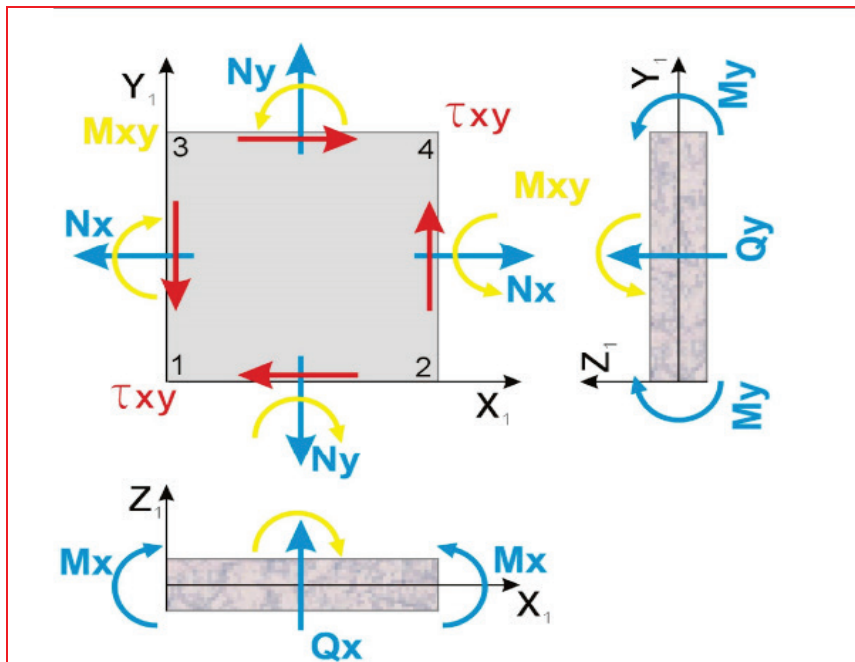


Рис. 2. Распределение усилий в оболочках

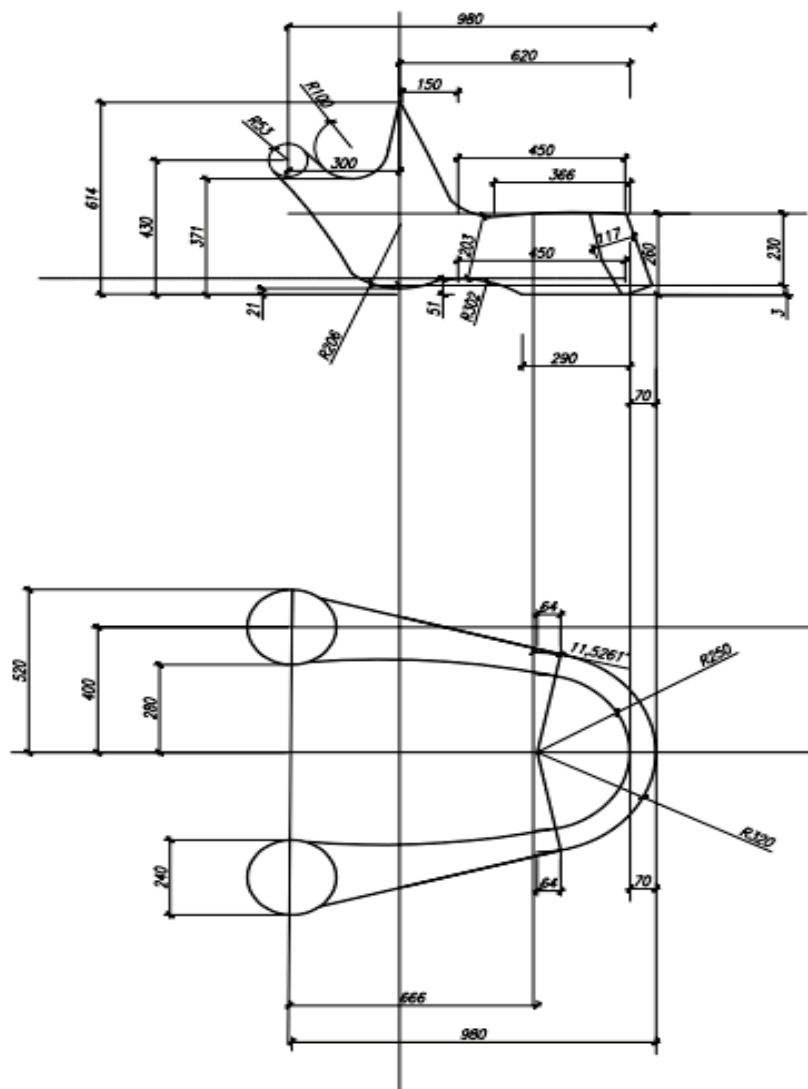


Рис. 3. Геометрическая схема НЧ



В соответствии с задачами исследования разработали модель НЧ с полной адентией, такие условия в дальнейшем были нужны для экспериментальной оценки прочностных характеристик конструкции для фиксации переломов в условиях осложненных полной или частичной потерей зубов и расчета распределения усилий в процессе функциональной нагрузки в системе «нижняя челюсть-фиксатор».

Принятая условная пространственная конструкция НЧ в дальнейшем была разбита сеткой конечных элементов на трехмерную базовую модель с некоторыми упрощениями геометрической формы.

Конечные элементы базовой модели заданы с приведенными далее физическими и механическими характеристиками, которые не меняли в течение всего эксперимента. Расчетная трехмерная базовая модель до перелома с отражением сетки конечных элементов (изометрический вид) приведена на рисунке 4.

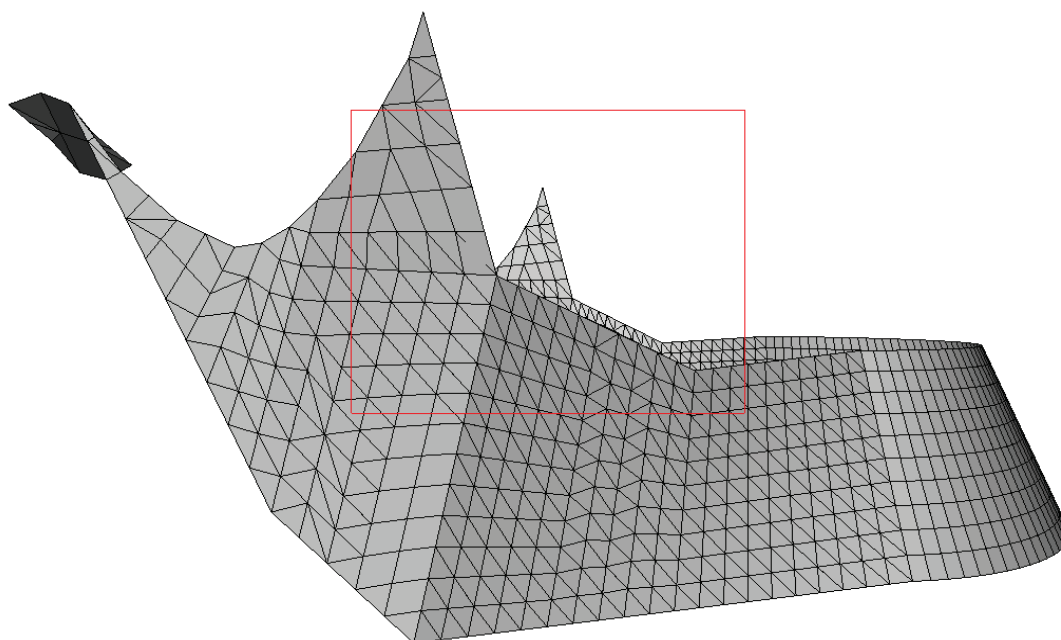


Рис.4. Расчетная трехмерная базовая модель до перелома с отражением сетки конечных элементов (изометрический вид)

Общеизвестно, что в результате травмы отломки смещаются под действием мышц и собственного веса с расхождением отломков (диастаза) на уровне гребня НЧ, что обусловлено функциональным растяжением отломков. В области края челюсти преобладают деформации сжатия, поэтому отломки в этой области не расходятся, а сжимаются. Для экспериментального исследования мы моделировали именно такой вид типичного смещения отломков НЧ. Общий вид трехмерной базовой модели с контактом по нижнему краю челюсти и расхождением костных фрагментов вследствие типичного смещения отломков после перелома и с отображением сетки конечных элементов (изометрический вид) приведены на рисунках 5 и 6.



НЧ Перелом 1.13d

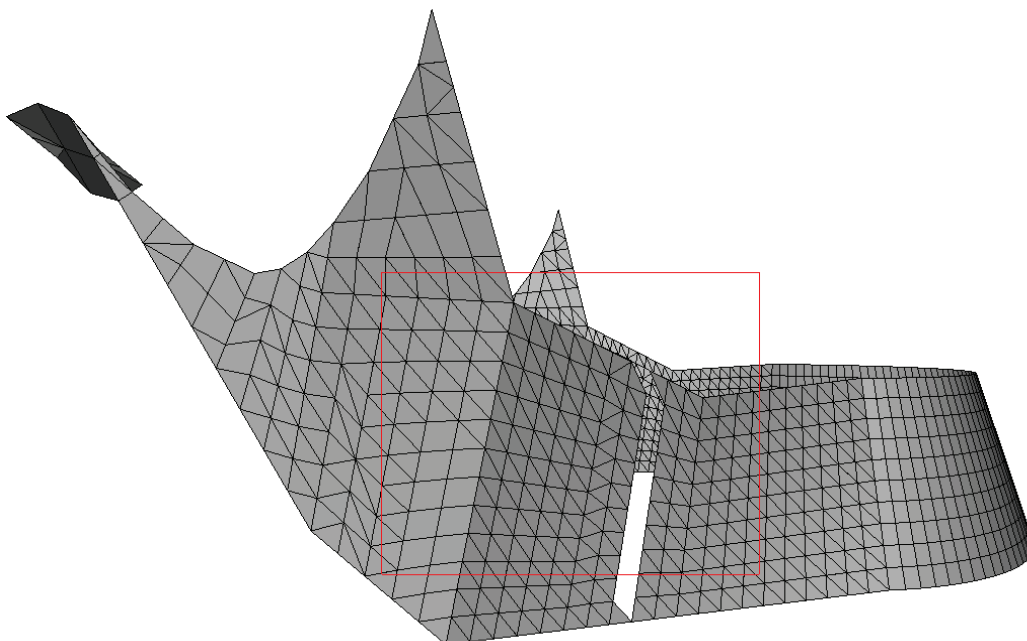


Рис. 5. Расчетная трехмерная базовая модель после перелома с контактом по нижнему краю челюсти и расхождением костных фрагментов вследствие типичного смещения отломков после ПНЧ и отображением сетки конечных элементов (изометрический вид)

Загружение 1 Cj.endtyysq.dlc

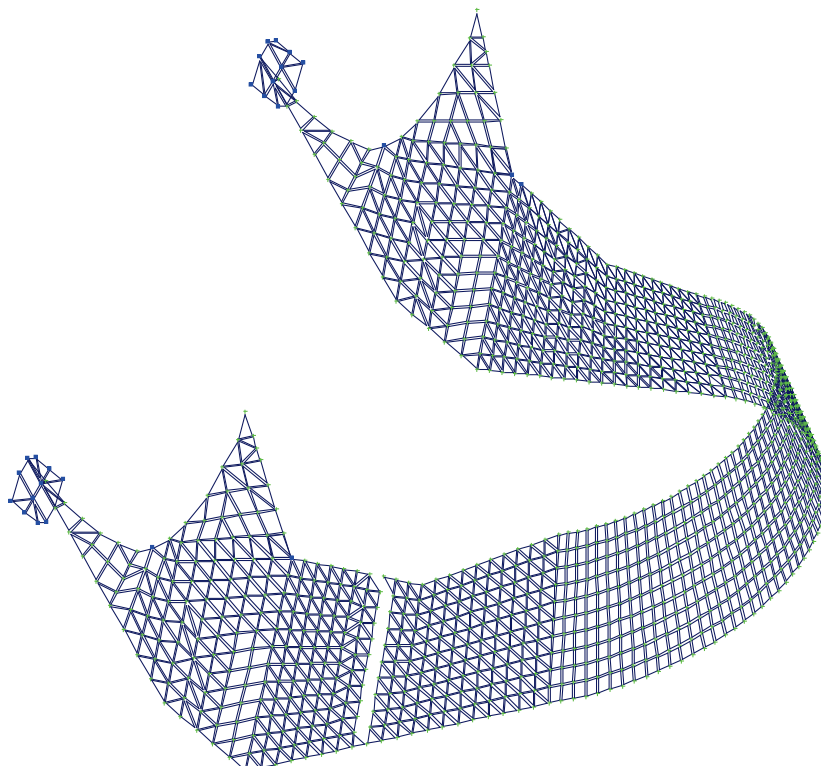


Рис. 6. Конечно-элементная модель НЧ с контактом внизу вследствие типичного смещения отломков при переломе



Исследуя деформации НЧ при функциональной нагрузке, В.И. Куцевляк (1986) установил, что при открытии рта ткани гребня НЧ подлежат сжатию, в то время как при открывании рта - растягиваются [5]. Кроме того, во время одностороннего смыкания зубов преобладают деформации скручивания, особенно ощутимые во фронтальном отделе [6]. При таких условиях расхождение отломков происходит также в сагиттальной плоскости и один из отломков может выворачиваться «наружу», а второй смещается в язычную сторону. Такую ситуацию мы пытались воспроизвести при создании конечно-элементной модели НЧ в клинической ситуации с расхождением отломков с полным отсутствием контакта между костными фрагментами, то есть в так называемом деформированном состоянии. Общий вид ее приведен на рисунке 7.

Згружение: 1 Cj,ondtyysq.dtc

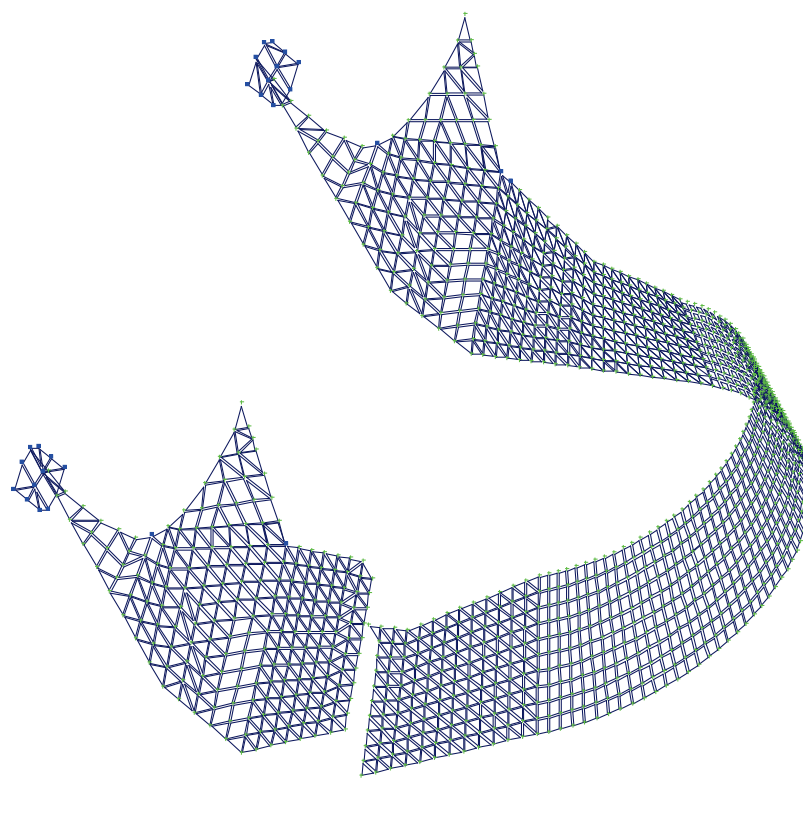


Рис. 7. Конечно-элементная модель НЧ после полного расхождения отломков и в случае отсутствия контакта между ними (деформированная схема)

Мы старались максимально приблизить экспериментальное моделирование к биологическим условиям регенерации ПНЧ, и при расчетах зафиксированного ПНЧ учитывали выраженные резорбтивные процессы в кости от начала репаративной реакции и наличие грануляций именно до созревания костной ткани, поэтому условно считали, что отломки не соприкасаются по всей поверхности, и создавали только точечный контакт выше нижнего края челюсти. Полагали, что в течение первых 3 недель между отломками ПНЧ существует только точечный контакт. Такую ситуацию мы



пытались смоделировать при создании трехмерной модели и дальнейших расчетах (Рис. 8).

ИИ Фвкс 01 02 ШЗ Т.134

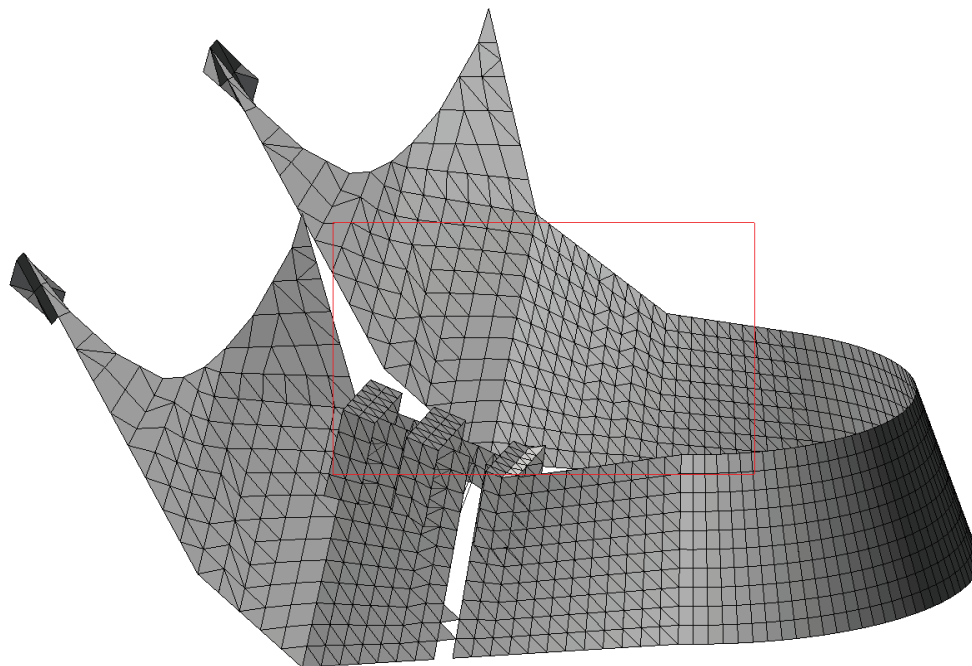


Рис. 8. Конечно-элементная модель НЧ после перелома и наложения одной из тестируемых разновидностей фиксатора с восстановлением частичного контакта и отображением сетки конечных элементов (изометрический вид)

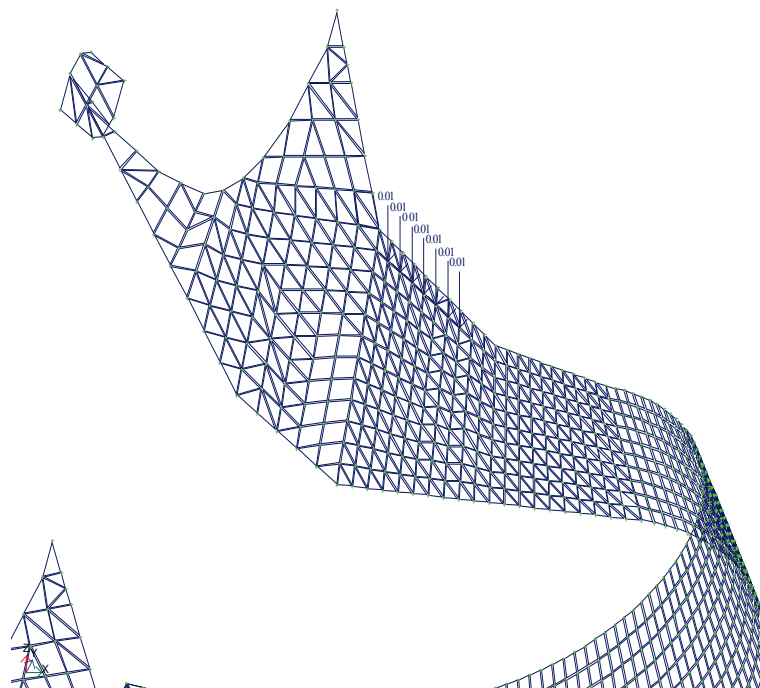


Рис. 9. Нагрузка 2 принята как семь вертикальных сил по 0.01т/см^3 (10 кг/см^3), каждая из которых приложена в семи узлах КЭ НЧ, заглубленных в челюсть на один КЭ



Также была создана трехмерная модель классического пластинчатого фиксатора для остеосинтеза нижней челюсти с винтами и наложением сетки конечных элементов с некоторым условным упрощением формы.

Расчет выполнялся на такие нагрузки:

Нагрузка 1. Постоянные от собственного веса КЭ, учитывались программой автоматически;

Нагрузка 2. Вертикальная нагрузка на НЧ от жевания в зоне угла, противоположного перелому (Рис. 9);

Нагрузка 3. Вертикальная нагрузка на НЧ от откусывания в зоне фронтальной оси подбородка (Рис. 10).

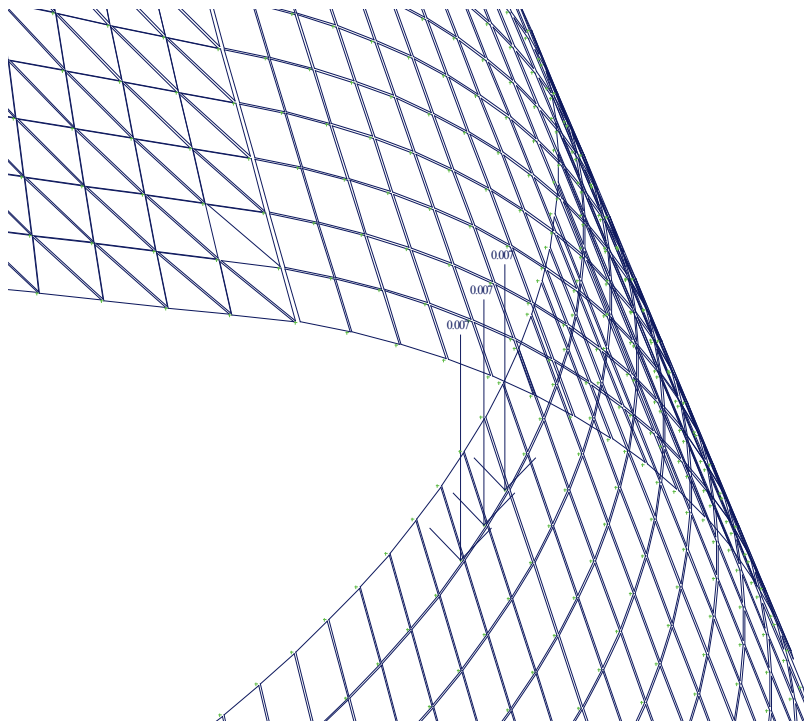


Рис. 10. Нагрузка 3 принята как три вертикальные силы по 0.007т/см^3 (7 кг/см^3), каждая из которых приложена в три узла КЭ НЧ, заглубленных в челюсть на один КЭ

Для расчета были заданы следующие сочетания нагрузок по заданной пользователем таблице.

Сочетание РСН 1: Постоянные от собственного веса Нагрузка 1;

Сочетание РСН 2: Постоянные от собственного веса Нагрузка 1 и от Нагрузка 2 в НЧ при жевании;

Сочетание РСН 3: Постоянные от собственного веса Нагрузка 1 и от Нагрузка 3 в НЧ при откусывании.

Принятые характеристики материалов приведены в таблице 3.

Для заполнения данных по материалам костной ткани НЧ использовали эмпирические формулы, приведенные А.Н.Чуйко, М.С. Драгомирецкой и соавт. (2011) [7]:

Модуль упругости

$$E=2195 \rho^3,$$



Таблица 3.

Физико-механические характеристики материалов

Название материала	Модуль упругости E (кгс/см ²)	Коэффициент Пуассона ν	Плотность (кг/м ³) ρ	Сопротивление на границе упругости R _в Н/мм ²	Временное сопротивление при разрушении R _в Н/мм ²
Костная ткань	1139020	0.3	1720	110	170
Костная ткань зоны контакта	500000	0.3	1720	55	85
Титановый сплав фиксатора и винта	1120000	0.33	4565	380	450

и границы прочности сопротивления (допустимые напряжения костной ткани)

$$\sigma = 60 \rho^2,$$

где E - модуль упругости, ρ – плотность костной ткани в г/см³.

При этом модуль упругости и напряжения границы прочности имеют размерность в мегапаскалях (МПа).

Характеристики титана для условных КЕ контакта фиксатора с костной тканью и винтов принимались по ASTM F67 - как для Grade 3.

Результаты исследований: Максимальные перемещения и усилия по результатам расчетов фиксации перелома стандартной наkostной пластинкой при моделировании биологических процессов репаративного остеогенеза были выявлены в винтах (Рис. 11).

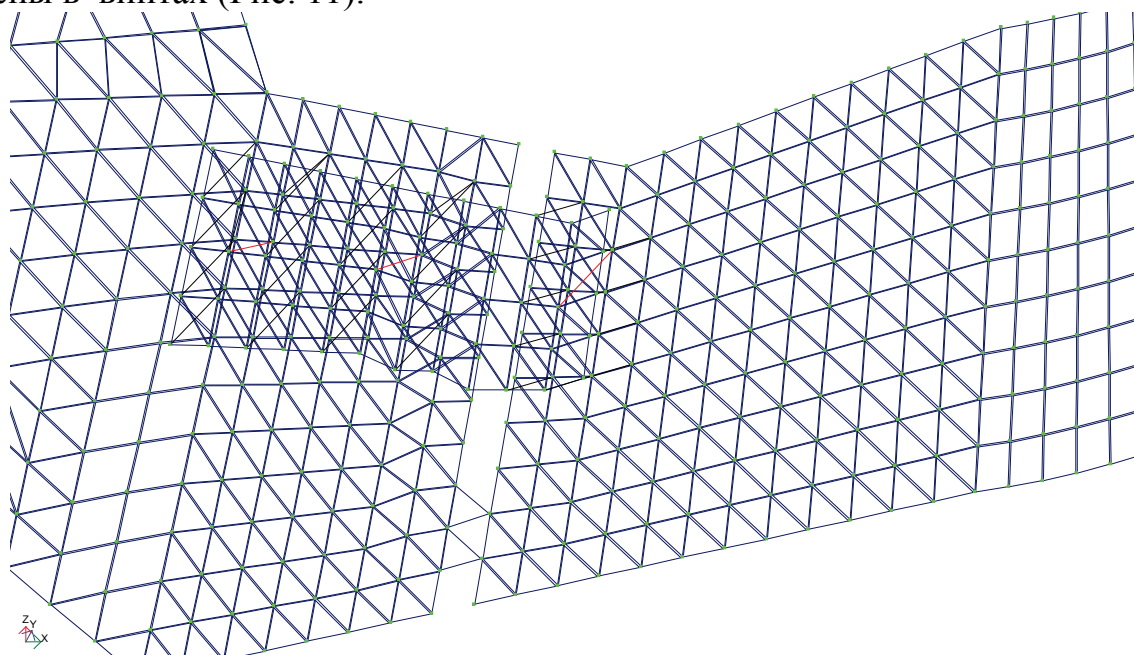


Рис. 11. Узел фиксации при фиксации стандартными наkostными пластинами (красным отмечены максимальные усилия, возникающие в винтах)



Анализ результатов расчетов позволяет сделать следующие выводы и рекомендации:

1. Разработанная с использованием конечных элементов трехмерная компьютерная модель НЧ максимально приближена к биологическому процессу костного ремоделирования с учетом остеорезорбции и созревания соединительной ткани, что позволяет в дальнейшем моделирование переломов, разных вариантов их фиксации и имитирование возможных нагрузок, для дальнейшей оптимизации конструкций фиксации или имплантатов.

2. В результате компьютерного расчета трехмерной модели НЧ были выявлены перемещения узлов и распределения усилий и напряжений в КЕ при фиксации перелома стандартной титановой пластиной. Максимальные усилия возникают в винтах наклонной пластины и составляют 136.955 Н, что в клинических условиях может приводить к их отломам.

Литература:

1. Копчак А.В. Клініко-біологічне та біомеханічне обґрунтування методів хірургічного лікування переломів нижньої щелепи: дис. на здобуття наук. ступеня доктора мед. наук: спец. 14.01.22 «Стоматологія» / А.В. Копчак – Київ, 2014. – 376 с.

2. Чуйко А.Н., Шинчуковский И.А. Биомеханика в стоматологии. / А.Н. Чуйко, И.А. Шинчуковский. — Х.: Форт, 2010. — 466 с.

3. Чуйко А.Н. Особенности расчетной схемы нижней челюсти человека как объекта исследования в биомеханике / А.Н. Чуйко, И.Н. Матрос-Таранец, В.Е. Вовк, А.В. Маргвелашвили // ДенталЮг. – 2008. – №10 (59). – С. 62–68.

4. Маланчук В. О. Вивчення біомеханіки нижньої щелепи на тривимірних комп'ютерних моделях методом скінченних елементів / Маланчук В. О., Копчак А. В., Кришук М. Г. // Вісник стоматології – 2009. - №3. – С. 56 – 62.

5. Куцевляк В.И. Дистракционный и компрессионный методы лечения больных с аномалиями и деформациями нижней челюсти: дис. на соискание уч. степени доктора мед. наук: спец. 14.01.21 «Стоматология»/В.И. Куцевляк. - Харьков, 1986. - 389 с.

6. Травмы головы и шеи./ Сост. Г.А. Шершень. – Мн.: Беларусь, 1999. – 295с.

7. Чуйко А.Н., Драгомирецкая М.С., Мирза Р.А. Первичная (упругая) и вторичная (остаточная) деформация нижней челюсти и ее влияние на окклюзионное соотношение зубов //Український стоматологічний альманах. - 2011. - №5. – С. 39-51.

References:

1. Kopychak A. V. (2014) Clinico-biologicheskoe ta biomechanicheskoe obgrunuwannya metodiv chirurgichnogo likuwannya perelomiv nijnioi shelepi [Clinico-biological and biomechanical study of methods for surgical treatment of mandibular fractures] Dissertation for the doctor of medical sciences degree in specialty 14.01.22 «Stomatology», Bohomolets National Medical University of the Ministry of Public Health of Ukraine, Kyiv, 376 p.

2. Chuiko A.N., Shynchukovsky I.A. (2010) Biomehanika v stomstologii [Biomechanics in stomatology] Fort-publ., 466 p.



3. Chuiko A.N., Matros-Taranets I.N., Margvelashvili A.V. (2008) Osobennosti raschetnoy skhemy nizhney chelyusti cheloveka kak ob'yekta issledovaniya v biomekhanike [Features of the design scheme of the human jaw as an object of investigation in biomechanics] DentalYug -publ., no. 10 (59), pp. 62–68.

4. Malanchuk V. O., Kopchak A. V., Kryshchuk M. G. (2009) Vivchennja biomehaniki nizhn'oi welepi na trivimirnih komp'yuternih modeljah metodom skinchennih elementiv [Studying the biomechanics of the mandible on three-dimensional computer models of the finite element method] Visnik stomatologii, no.3, pp. 56 – 62.

5. Kutsevliak V. I. (1986) Distrakcionnyj i kompressionnyj metody lecheniya bolnyh s anomalijami i deformacijami nizhnej chelyusti [Distraction and compression methods of treatment of patients with anomalies and deformations of the lower jaw] Dissertation for the doctor of medical sciences degree in specialty 14.01.22 «Stomatology», Kharkov, 389 p.

6. Injuries to the head and neck, ed. G.A. Shershen (1999), Minsk, Belarus, 295p.

7. Chuiko A.N., Drogomyretska M.S., Mirza R.A. (2011) Pervichnaya (uprugaya) i vtorichnaya (ostatochnaya) deformaciya nizhnej chelyusti i ee vliyanie na okklyuzionnoe sootnoshenie zubov [Primary (elastic) and secondary (residual) deformation of the lower jaw and its effect on the occlusal ratio of the teeth] Ukrainsky stomatologichy almanach [Ukrainian dental Almanac], no.5, pp. 39-51.

Abstract: Computer modeling is widely used to study biomechanics in mandibular fractures and the development of new osteosynthesis systems. The complexities of modeling biological processes in the vital bone lead to erroneous calculations and an increase of surgical treatment of complications of mandibular fractures. The purpose of the study was to improve the computer modeling method taking into account the processes of reparative osteogenesis for the experimental evaluation of the stability of the mandibular osteosynthesis. Materials and methods: an experimental study was performed to assess the effectiveness of fixing the fracture of the mandible body (MF) on a computer 3D model using the finite element method by the Lira 6 software package. In order to approximate the experimental simulation to the biological conditions of the MF regeneration in the calculation of the fixed MF, the expressed resorptive processes in the bone from the beginning of the reparative reaction and the presence of granulations just before the maturation of bone tissue were taken into account, therefore, it was conventionally believed that the fragments did not touch the entire surface and created only a point contact above the lower edge of the jaw. It was believed that during the first 3 weeks between the fragments of MF there is only a point contact. This situation was modeled when creating a three-dimensional model and further calculations. Conclusions: The three-dimensional computer model of MF developed with the use of finite elements is maximally close to the biological process of bone remodeling, taking into account the osteoresorption and maturation of connective tissue, which allows further modeling of fractures, different variants of their fixation and imitation of possible loads, for further optimization of fixation structures or implants. As a result of computer calculation of the three-dimensional model of MF, movements of the nodes and distribution of forces and stresses in the FE were revealed during fixation of the fracture by a standard titanium plate. The maximum forces occur in the screws of the end plate and are 136.955 N, which in clinical conditions can lead to their breaks.

Key words: mandibular fractures, finite element analysis, osteosynthesis, complication.

Статья отправлена: 23.09.2018 г.

© Идашкина Н.Г.