

ФГБОУ ВО «СГУ имени Н.Г. Чернышевского»

Моделирование остеосинтеза плечевой кости.

АВТОРЕФЕРАТ БАКАЛАВРСКОЙ РАБОТЫ

01.03.03 – Механика и математическое моделирование

Кузнецова Сергея Александровича

Войков 19.06.2018
ПОДПИСЬ, ДАТА

Зав. кафедрой
профессор д. ф.- м. н., профессор

Подпись, дата

Л. Ю. Коссович

подпись, дата

Саратов 2018

Введение

Костный скелет человека выступает как основная опора для всех мышц и органов. Так как при переломах и повреждениях эта функция скелета может нарушаться, то в таких случаях производится операция остеосинтеза, которая состоит в соединении переломленных костей посредством фиксирующих механизмов. Поэтому главной задачей остеосинтеза является закрепление перелома в правильном положении до полного восстановления кости. Для накостного остеосинтеза в качестве фиксаторов выступает пластина вместе с винтами.

Актуальность. Во многих источниках описываются правила проведения операции остеосинтеза, а также различные виды имплантатов, но при этом не указываются рекомендации к расстоянию между пластиной и плечевой костью, а также рациональный с точки зрения биомеханики вариант установки пластины. В работах [1, 2] проводится сравнительный анализ накостного остеосинтеза, в котором сравнивается пластина, установленная на расстоянии 5 мм, с пластинами, установленными вплотную и на расстоянии 1 мм от плечевой кости. В качестве вывода было сказано, что расстояние между пластиной и костью не должно превышать 2 мм, так как при увеличении расстояния значения пластических деформаций увеличивались, что требовало меньших нагрузок для того, чтобы превысить предел прочности кости на сжатие. Однако при анализе литературы не было найдено источников, в которых был проведён сравнительный анализ между расстояниями, не превышающими 2 мм, поэтому тема работы является актуальной.

Цель. Целью данной бакалаврской работы является определение рационального с точки зрения биомеханики варианта установки пластины для накостного остеосинтеза на плечевую кость с помощью винтов-фиксаторов.

В процессе выполнения работы были поставлены следующие задачи:

1. Изучение видов остеосинтеза, а также разновидностей имплантатов для накостного остеосинтеза.
2. Построение модели плечевой кости.

3. Построение моделей наkostной пластины и винтов, предназначенных для соединения пластины с плечевой костью.

4. Создание моделей различных вариантов соединения пластины с повреждёнными частями кости. Для этого пластина фиксировалась с помощью трёх или четырёх винтов в каждом из отломков при непосредственном контакте с костью, а также на расстояниях, равных 1 мм и 2 мм.

5. Определение наиболее рационального с точки зрения биомеханики способа установки пластины на плечевую кость на основе полученных значений напряжений и перемещений.

Структура и объём работы. Выпускная квалификационная работа состоит из введения, 5 глав, заключения и списка используемых источников, состоящего из 21 наименования. Работа изложена на 43 листах машинописного текста без приложений, содержит 54 рисунка и 9 таблиц.

Основное содержание работы. Во введении коротко описан процесс остеосинтеза, а также приведены аргументы в пользу актуальности рассматриваемой задачи. На данный момент существует много постановок задач, связанных с математическим моделированием наkostного остеосинтеза, однако среди них остаётся не рассмотренным наиболее рациональный вариант установки пластины на плечевую кость, который может существенно повлиять на её восстановление.

В первой главе были рассмотрены различные виды проведения операции остеосинтеза по способу введения в кость фиксатора, а именно наружный чрескостный компрессионно-дистракционный и погружной остеосинтез [4]. Данная глава состоит из трёх параграфов. В первом описан процесс чрескостного компрессионно-дистракционного остеосинтеза с помощью соответствующих аппаратов, наиболее известный из которых — аппарат Илизарова [3].

Во втором параграфе был описан процесс погружного остеосинтеза, который может быть наkostным и внутрикостным.

В третьем параграфе были описаны разновидности пластин для наkostного остеосинтеза. По виду и количеству отверстий пластины разделяются на

компрессирующие, блокирующие и комбинированные — компрессионно-блокирующие.

По характеру контакта и условиям, возникающим в месте перелома, выделяют нейтрализующие (защитные), компрессионные, опорные (поддерживающие) мостовидные пластины.

Кроме пластин рассматриваются разновидности винтов-фиксаторов, состоящие из того же материала или сплава, что и наkostная пластина, а также различающиеся по виду отверстий в пластине на костный винт и винт с блокирующей шляпкой [5, 6].

Вторая глава состоит из трёх параграфов, в которых было описано создание наkostной пластины и винтов для фиксации повреждённых частей кости. Первый параграф полностью посвящен созданию трёхмерной модели наkostной пластины в программном комплексе для разработки изделий любой сложности и назначения — SolidWorks. Модель строилась на основе данных из чертежа пластины, указанных на рисунке 1.

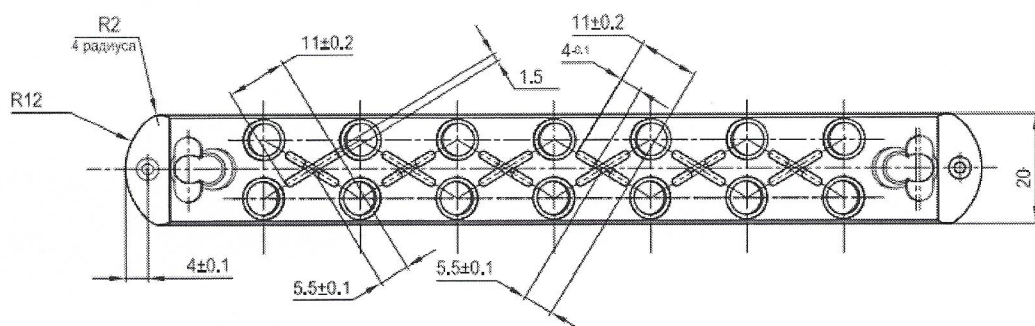


Рисунок 1 — Чертёж модели наkostной пластины.

В данном чертеже присутствуют как компрессионно-блокирующие отверстия, предназначенные для установки, как костного винта, так и винта с блокирующей шляпкой, а также блокирующие отверстия, предназначенные только для LHS винтов.

Блокирующие отверстия построены следующим образом: сначала была построена плоскость под углом 6 градусов к боковой грани пластины. Относительно полученной плоскости была построена ещё одна под углом 8 градусов к поперечному сечению. В последней плоскости был создан эскиз

окружности с требуемым диаметром, в нашем случае диаметр равен 5 мм, и с помощью функции «Вытянутый вырез» было создано сквозное отверстие под LHS винт.

Компрессионно-блокирующие отверстия построены в плоскости под углом 10 градусов относительно поперечного сечения пластины.

Во втором параграфе было рассмотрено построение трёхмерных моделей винтов для накостного остеосинтеза, а точнее костного винта и LHS винта (винта с блокирующейся головкой).

В третьем параграфе было проведено описание процесса соединения винтов и накостной пластины и создание из них единого тела для дальнейших расчётов.

В третьей главе было рассмотрено построение модели плечевой кости с помощью программного обеспечения для 3D-проектирования и моделирования Mimics. Модель плечевой кости строилась по данным, полученным на основе компьютерной томографии в файлах формата .DCM, и после импортирования приняла вид, изображённый на рисунке 2.

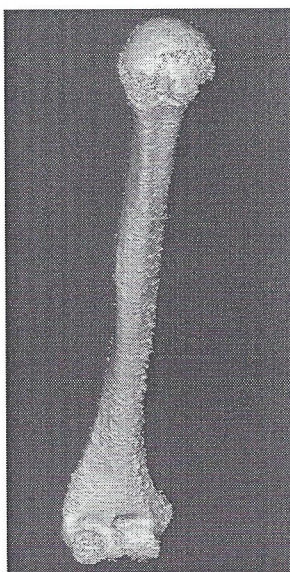


Рисунок 2 — Модель плечевой кости до обработки.

Также в данной главе было смоделировано простое диафизарное повреждение плечевой кости, и на полученную модель была установлена накостная пластина, ранее соединённая в одно тело с винтами-фиксаторами.

В четвёртой главе, состоящей из трёх параграфов, рассматривалась реализация численного анализа модели повреждённой плечевой кости, зафиксированной на костной пластине с помощью винтов-фиксаторов. Для этого была решена задача на расчёт характеристик напряженно-деформированного состояния (НДС) с помощью расчетного комплекса ANSYS Workbench.

Материалом пластины и винтов является титановый сплав Ti-6Al-4V с модулем Юнга $104 \cdot 10^9$ Па и коэффициентом Пуассона 0.31 [7, 2]. В работе [10] значение модуля Юнга плечевой кости указано в диапазоне от 25 до 19800 МПа, а в работе [8] был рассмотрен модуль упругости, равный 17.7 ГПа, поэтому было принято решение взять значение модуля Юнга $17.7 \cdot 10^9$ Па и коэффициент Пуассона 0.3.

На модели на костной пластине вместе с винтами-фиксаторами и плечевой костью была наложена тетраэдрическая сетка.

В первом параграфе была рассмотрена математическая постановка задачи. С математической точки зрения в каждой из локально однородных подобластей неоднородного функционального элемента плечевой кости решается статическая задача теории упругости о действии на функциональный элемент компрессионной (осевой) нагрузки. Основная система уравнений будет иметь вид [11]:

— уравнения равновесия (полагаем, что объёмные силы отсутствуют)

$$\sigma_{ij,j} = 0, \quad (1)$$

— уравнения закона Гука, связывающие компоненты тензора напряжений и деформаций

$$\sigma_{ij} = \lambda \Theta \delta_{ij} + 2\mu \varepsilon_{ij}, \quad (2)$$

— соотношения Коши, связывающие тензор деформаций и вектор перемещения

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2}(u_{i,j} + u_{j,i}), \quad (3)$$

где σ_{ij} - компоненты тензора напряжений,

ε_{ij} - компоненты тензора деформаций,

u_i - компоненты вектора перемещений,

λ, μ - упругие константы Ламе,

$\Theta = \varepsilon_{11} + \varepsilon_{22} + \varepsilon_{33}$ - объёмное расширение,

δ_{ij} - символ Кронекера,

индексы i и j принимают значения от 1 до 3,

знак “,” в нижнем индексе обозначает частную производную по соответствующей координате.

Для моделирования операции на костного остеосинтеза плечевой кости были заданы контактные условия между пластиной и костью, а также между повреждёнными сегментами кости. Между повреждёнными сегментами был установлен тип контакта No Separation, при котором одна деталь скользит по поверхности другой, а оторваться не может.

Чтобы смоделировать закрепление повреждённых частей плечевой кости пластиной с помощью винтов, был выбран тип контакта Bonded, который применяется для того, чтобы склеить две детали. Таким образом, перемещение между ними отсутствует.

Также были введены граничные условия, которые моделируют жёсткое закрепление плечевого сустава, а также нагрузку, приложенную на поверхность локтевого сустава и равную 200 Н.

Перед началом расчётов был проведён анализ сеточной сходимости с целью определения рационального способа создания сетки, а также размера элементов.

Во втором параграфе был проведён анализ сеточной сходимости на костной пластине вместе с винтами-фиксаторами. Для построения сетки на пластине применялась функция размера - uniform, предназначенная для построения сетки с контролем размеров элементов, исходя из заданного значения размера для них. В качестве сравнения были построены сетки с размерами 2, 1.3, 1, 0.7 мм.

В третьем параграфе проведён анализ сеточной сходимости плечевой кости. Для построения сетки на кости применялись все доступные функции размера, а именно: uniform, curvature, proximity, а также proximity and curvature. В отличие от

uniform, рассмотренного ранее, proximity и curvature уточняют размеры локально на основе кривизны и близости характеристик в геометрии.

Для проведения анализа сеточной сходимости плечевой кости были построены сетки с размерами элементов равными 5, 3, 2.5, 2, 1.5 и 1 мм. Так как в ходе сравнения друг с другом результатов значения максимальных напряжений и перемещений не превышают 5 %, то в качестве основной сетки для пластины была выбрана сетка размером 1 мм.

В случае с костью при внешнем сходстве сеток функций размера curvature, proximity и proximity and curvature, значения максимальных напряжений и перемещений для функции curvature являются наиболее рациональными, так как данные значения для различных размеров элементов отличаются друг от друга не более чем на 1%. Поэтому в качестве основного размера элемента взят размер, равный 2 мм.

В результате анализа сеточной сходимости плечевой кости и пластины для накостного остеосинтеза вместе с винтами-фиксаторами была выбрана тетраэдрическая сетка, в которой для пластины с винтами была выбрана функция размера uniform с размером элементов, равным 1 мм, а для повреждённой плечевой кости функция curvature с размером элементов 2 мм. Данная сетка изображена на рисунке 3.

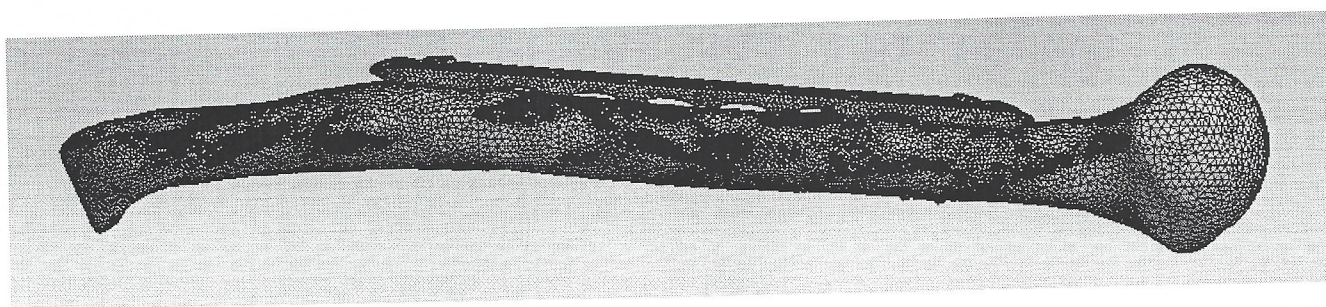


Рисунок 3 – Конечно – элементная сетка на модели плечевой кости и накостной пластины.

Полученная модель была запущена на расчёт, и с помощью инструментов Total Deformation и Maximum Principal Stress были определены значения характеристик напряженно-деформированного состояния модели плечевой кости,

а также наклонной пластины с установленными винтами. Для получения более наглядного представления распределения напряжений при моделировании остеосинтеза после выполнения расчётов был выбран пункт Logarithmic scale.

В последней главе представлены результаты численного анализа, в которых были получены поля перемещений и напряжений.

Результаты численного эксперимента для пластины с тремя установленными винтами в каждом из отломков показаны в таблице 1, а для пластины с четырьмя винтами результаты приведены в таблице 2.

Таблица 1 - Максимальные перемещения и напряжения в пластине с тремя винтами в каждом из отломков.

Расстояние между пластиной и костью, мм	Максимальные полные перемещения, мм	Максимальные напряжения, МПа
0	1.04	79
1	1.11	82
2	1.16	95

Таблица 2 - Максимальные перемещения и напряжения в пластине с четырьмя винтами в каждом из отломков.

Расстояние между пластиной и костью, мм	Максимальные полные перемещения, мм	Максимальные напряжения, МПа
0	0.79	90
1	0.87	100
2	0.91	103

На основе результатов численного анализа были отдельно рассмотрены максимальные напряжения для плечевой кости и наkostной пластины с установленным винтами. В таблице 3 представлены значения максимальных напряжений в наkostной пластине, а в таблице 4 значения максимальных напряжений для плечевой кости.

Таблица 3 - Максимальные напряжения в плечевой кости.

Расстояние между пластиной и костью, мм	Максимальные напряжения (3 винта), МПа	Максимальные напряжения (4 винта), МПа
0	79	70
1	72	81
2	95	100

Таблица 4 - Максимальные напряжения в пластине.

Расстояние между пластиной и костью, мм	Максимальные напряжения (3 винта), МПа	Максимальные напряжения (4 винта), МПа
0	68	90
1	82	100
2	80	103

Заключение. В процессе данной работы был рассмотрен наkostный остеосинтез плечевой кости, была смоделирована плечевая кость, а также пластина для наkostного остеосинтеза вместе с винтами–фиксаторами, и проведен численный анализ, по результатам которого были найдены максимальные

значения напряжений и перемещений. На основе полученных данных был определён рациональный с точки зрения биомеханики способ установки накостной пластины на плечевую кость.

Полученные значения максимальных напряжений должны не превышать предел текучести материала, из которого изготовлена пластина и винты ($R_1=780$ МПа), и предел прочности на сжатие плечевой кости ($R_2=130$ МПа) [9, 2]. Из данных, указанных в таблицах 1 и 2, следует, что операция остеосинтеза может быть проведена для любого рассмотренного в данной работе способа установки накостной пластины на плечевую кость и при любом количестве винтов, установленном в каждом из отломков.

Из результатов, указанных в таблицах 3 и 4, следует, что с увеличением расстояния между пластиной и повреждённой плечевой костью увеличиваются значения максимальных перемещений и напряжений, независимо от того, 3 или 4 винта было установлено в каждом из отломков. Поэтому наиболее рациональным с точки зрения биомеханики является вариант установки пластины при непосредственном контакте с костью.

Список использованных источников

1. Ahmad M. Biomechanical testing of the locking compression plate: When does the distance between bone and implant significantly reduce construct stability / M. Ahmad , R. Nada , A.S. Bajwa., J.S. Candal-Couto , J. Green , C. Huia // Injury, 2007. Vol. 38. P.358–364.

2. Pouchrzast M. Biomechanical analysis of limited-contact plate used for osteosynthesis / M. Pouchrzast, M. Basiaga, J. Marciniak, M. Kaczmarek // Acta of Bioengineering and Biomechanics. Vol. 16, No. 1, 2014

3. Переломы плечевой кости (порядок проведения проксимальных спиц) [Электронный ресурс] : [сайт], URL: <http://forumssity.ru/2017/04/11/perelomy-plechevoj-kosti-poryadok-provedeniya-proksimalnyx-spic/> (дата обращения 21.02.2018) Загл.с экрана. Яз.рус.

4. Остеосинтез пластинами и шурупами. [Электронный ресурс] URL: <http://www.studfiles.ru/preview/2074237/page:40/> (Дата обращения 21.05.2017) Загл.с экрана. Яз.рус.
5. Романенко, К.К. Функции и виды пластин и винтов в современном остеосинтезе / К.К Романенко, А.И. Белостоцкий, Д.В. Прозоровский, Г.Г Голка // Ортопедия, травматология и протезирование, No1, 2010. С.68–75.
6. Классификация переломов трубчатых костей АО (Мюллера) [Электронный ресурс] : [сайт], URL: <http://newvrach.ru/klassifikaciya-perelomov-trubchatyx-kostej-ao-myuллера.html> (дата обращения 25.04.2018) Загл. с экрана. Яз.рус.
7. Википедия. Титановый сплав Ti-6Al-4V. [Электронный ресурс] URL: <https://en.wikipedia.org/wiki/Ti-6Al-4V> (Дата обращения 2.12.2017) Загл. с экрана. Яз.рус.
8. Шпилевский, И.Э. Расчет остаточной прочности костей конечностей после выполнения секторальной резекции / И.Э. Шпилевский, С.М. Босяков, Ю.В. Лихачевский // Медицинские новости. 2013. №10. С. 70-74.
9. Биомеханические и материаловедческие свойства костной ткани [Электронный ресурс] : [сайт], URL: http://bonesurgery.ru/view/biomehanicheskie_i_materialovedcheskie_svojstva_kostnoj_tkani (дата обращения 26.12.2017) Загл. с экрана. Яз.рус.
10. Kolb W. Analyses of eight internal fixation techniques of a fracture of the distal humerus by nonlinear FEM-Simulation, evaluating the generalized force deflection behavior in comparison to an intact bone / W. Kolb, U. Hindenlang // SIMULIA Customer Conference. 2009
11. Демидов, С.П Теория упругости / С.П. Демидов. : Москва, Высшая школа 1979. 432 с.

19. 06. 18

В.К.В.