

Биомеханическое компьютерное моделирование способов остеосинтеза

**О.В. Бейдик, М.С. Тонин, К.К. Левченко, Х.С. Карнаев, С.А. Немоляев,
М.Б. Литвак**

Biomechanical computer modeling of osteosynthesis techniques

**O.V. Beidick, M.S. Tonin, K.K. Levchenko, H.S. Karnayev, S.A. Nemoliayev,
M.B. Litvack**

Саратовский государственный медицинский университет
Саратовский государственный университет

Рассматриваются аспекты биомеханического компьютерного моделирования конструкций остеосинтеза при лечении переломов ключицы: наkostной пластины, спицевого и стержневого аппаратов. Полученные результаты показывают, что стержневой аппарат обеспечивает удовлетворительную жесткость фиксации костных отломков при минимальной травматизации костных фрагментов.

Ключевые слова: перелом ключицы, остеосинтез, наkostная пластина, спицевой и стержневой аппарат, биомеханическое моделирование.

The aspects of biomechanical computer modeling of osteosynthesis constructions are discussed for treatment of clavicle fractures: epiosseous plate, wire and half-pin devices. The results obtained demonstrate that a half-pin device ensures satisfactory fixation stiffness of bone fragments for minimal bone damage.

Keywords: clavicle fracture, osteosynthesis, epiosseous plate, wire and half-pin device, biomechanical modeling.

Среди всех переломов костей скелета человека доля переломов ключицы достигает 19,5 %, при этом травмы данной локализации наиболее часто встречаются у лиц молодого, трудоспособного возраста, ведущих активный образ жизни. Эти обстоятельства предъявляют повышенные требования к срокам социальной реабилитации пациентов с переломами ключицы.

В настоящее время существует большое количество методов лечения переломов ключицы: консервативные, оперативные, метод чрескостного остеосинтеза [3].

Оперативные методы характеризуются использованием внутрикостных фиксаторов и наkostных пластин.

Наkostная пластина выполняется из сплавов титана и имеет прямоугольное поперечное сечение. Пластина крепится к ключице с помощью четырех и более титановых шурупов.

Чрескостный остеосинтез представляет собой альтернативу оперативным методам. Применение его обеспечивает закрытую точную репозицию костных отломков, позволяет создавать их жесткую, постоянную фиксацию на весь период консолидации [1, 5]. В дальнейшем мы будем рассматривать спицевой и стержневой аппараты чрескостного остеосинтеза.

Спицевой аппарат предусматривает консольную фиксацию отломков, в нем спицевые элементы изготовлены из титанового сплава ВТ16, а остальные составляющие элементы – из стали 12Х18Н10Т:

– восемь спицевых элементов длиной 50 мм, диаметром 2,2 мм, имеющих резьбовую часть длиной 10 мм с резьбой М3 для установки в шпильку; другой конец спиц имеет трехгранную заточку для проведения через кость;

– шпильки длиной 40 мм, диаметром 5 мм с внутренним отверстием в торце с резьбой М3 и длиной 10 мм для установки игл;

– две плоские опоры, расположенные на расстоянии 70 мм друг от друга, размерами 75×20 мм, толщиной 2,5 мм;

– два соединительных стержня диаметром 5 мм между опорами;

– трехлопастные кронштейны длиной 36 мм, толщиной 2,5 мм, служащие для крепления шпилек к соединительным стержням.

Спицевые остеофиксаторы вводятся в кость под углом 45° к поверхности кожи так, чтобы угол перекреста между ними составлял 90°.

Стержневой аппарат осуществляет консольную стержневую фиксацию костных отломков, в нем стержневые остеофиксаторы изготовлены из титанового сплава ВТ16, остальные элементы – из стали 12Х18Н10Т:

– две опорные планки длиной 80 мм с размерами поперечного сечения 12×5 мм;

– стержневые консольные фиксаторы длиной 70 мм, диаметром 4 мм;

– соединительные стержни диаметром 5 мм между опорными планками;

– соединительный кронштейн диаметром 8 мм. Стержневые остеофиксаторы устанавлива-

ются в костные фрагменты параллельно друг другу во фронтальной плоскости.

Большинство элементов рассматриваемых аппаратов, в частности, спицевые и стержневые остеофиксаторы, шурупы, опорные пластины, соединительные стержни в одном из измерений имеют размер гораздо больший, чем в остальных двух измерениях, поэтому они могут рассматриваться как стержни [2].

Костные отломки по сравнению с элементами аппаратов внешнего остеосинтеза являются наиболее жесткими элементами, что не требует точного описания геометрии ключицы и позволяет рассматривать ее как стержень кольцевого поперечного сечения. В случае остеосинтеза ключицы посредством накостной пластины размеры ключицы являются близкими к размерам фиксирующих шурупов, поэтому необходимо костные отломки рассматривать как объемные тела. Это объясняется тем, что длина шурупов составляет 20 мм, из которых 6 мм погружены в кортикальный слой, а 4 мм – в губчатое вещество ключицы. Таким образом, длина контактной поверхности составляет половину длины шурупа.

Конструкция аппарата, рассматриваемая совместно с костными отломками, образует пространственную многократно статически неопределимую систему. Для решения такой системы в механике деформируемого твердого тела используются различные приближенные методы, например, метод конечных элементов (МКЭ) [2, 4].

При моделировании напряженно-деформированного состояния конструкций аппаратов и накостной пластины принималось, что каждый из аппаратов установлен на ключице симметрично относительно места перелома. Локализация перелома принималась в средней трети кости как наиболее часто встречающаяся в хирургической практике, а плоскость перелома считалась перпендикулярной продольной оси ключицы. Соединение фиксаторов с костью моделировалось абсолютно жестким, что является справедливым для нагрузок, не превышающих несущую способность фиксаторов на сцепление с костью.

Моделирование спицевого и стержневого аппаратов и накостной пластины включает несколько этапов:

- построение модели системы «кость – аппарат» или «кость – внешний фиксатор (накостная пластина)», отражающей основные параметры и особенности действительной системы;
- моделирование активных усилий со стороны прикрепленных к ключице мышц;
- расчет перемещений и углов поворота поперечного сечения кости в зоне перелома, определение параметров напряженно-деформированного состояния элементов аппарата.

Для моделирования конструкций остеосинтеза использовался математический аппарат

метода конечных элементов, который включал следующие основные этапы:

- деление физической области задачи на подобласти или так называемые «конечные элементы»;
- аппроксимация искомого решения некоторой специальной вида функцией на каждом конечном элементе и, следовательно, во всей области;
- подстановка аппроксимирующих функций в определяющие уравнения приводит к системе уравнений относительно неизвестных параметров аппроксимации;
- решение этих уравнений, что дает возможность получить приближенное решение задачи.

Метод конечных элементов реализован в различных прикладных пакетах программ. Конечно-элементное моделирование конструкций остеосинтеза осуществлялось с помощью программного комплекса (ПК) «Лири 9.0», применяемого в расчетах прочности, жесткости и устойчивости конструкций [4].

Все детали спицевого и стержневого аппаратов, а также накостная пластина и фиксирующие шурупы моделировались стержневым конечным элементом КЭ-10. Узлы конечного элемента КЭ-10 имеют шесть степеней свободы: три перемещения и три угла поворота. Этот элемент способен воспринимать сжимающие и растягивающие усилия, изгибающие и крутящие моменты.

При определении напряженно-деформированного состояния спицевого и стержневого аппаратов костные отломки моделировались стержневым конечным элементом с кольцевым сечением. Для моделирования работы накостной пластины, закрепленной на костных отломках, ключица представлялась объемными конечными элементами КЭ-36.

Конечно-элементные модели спицевого и стержневого аппаратов, накостной пластины строились в виде пространственных схем с учетом конструктивных характеристик аппаратов, принятых условий размещения на костных отломках и положений метода конечных элементов.

В расчетах рассматривалось пять возможных видов нагрузки, действующих на ключицу и рекомендованных по результатам биомеханических оценок к применению как наиболее характерные в условиях лечения и реабилитации ортопедических больных [1, 3, 5, 7]:

1. Нагрузка со стороны дельтовидной мышцы приложена к ключице на расстоянии 20 мм от внешнего конца в направлении, противоположном оси ОУ. Данное усилие вызывается изгибающим моментом, передаваемым на плечевой сустав отведенной в сторону и выпрямленной правой руки лежащего на спине пациента. Считается, что момент целиком передается на ключицу.

2. Нагрузка со стороны трапецевидной мышцы приложена к ключице на расстоянии 20 мм от ее внешнего конца. В месте присоединения мышцы возникает усилие в положительном направлении оси OX и усилие, направленное вдоль оси OZ . Данные усилия вызываются весом свободно висящей правой руки вертикально стоящего пациента. Считается, что весь вес руки воспринимается частью трапецевидной мышцы, прикрепленной к ключице. Наклон мышцы порождает продольное усилие сжатия.

3. Нагрузка со стороны грудино-ключично-сосцевидной мышцы направлена вдоль OZ , усилие приложено к ключице на расстоянии 20 мм от ее внутреннего конца. Данное усилие вызывается изгибающим моментом, передаваемым на ключицу удерживаемой на весу головой пациента, лежащего на левом боку. Считается, что вся нагрузка воспринимается ключицей.

4. Нагрузка со стороны большой грудной мышцы: величины усилий действуют по направлениям, противоположным осям OY и OZ , они приложены к ключице в точках на расстояниях 40, 70, 100 и 130 мм от ее внешнего конца. Такого рода усилия возникают при удерживании перед собой легкого предмета при помощи сжатия его обеими руками.

5. Нагрузка, действующая вдоль ключицы в положительном направлении оси OX , возникает в том случае, когда пациент лежит на боку.

Моделирование работы аппаратов остеосинтеза выявило сложный характер деформирования системы «кость – аппарат». Перемещения в зоне перелома происходят по всем трем измере-

ниям, даже если нагрузка приложена только вдоль одной оси.

Образующиеся при нагрузках линейные перемещения костного отломка ограничиваются величиной 3 мм, его угловые повороты при этом не должны превышать 3° , чтобы не вызывать травматизации растущего костного регенерата, нарушения процесса его консолидации и сращения перелома [7].

Приведенные результаты конечно-элементного моделирования жесткости фиксации костных отломков ключицы с помощью аппаратов остеосинтеза показывают, что значения перемещений и углов поворота в зоне перелома при использовании спицевого и стержневого аппаратов являются близкими друг к другу.

При использовании накостной пластины абсолютные значения перемещений в зоне перелома ключицы не превышают 0,5 мм, а углов поворота – не превышают $0,3^\circ$. Эти показатели существенно ниже предельно допустимых значений по перемещениям и углам поворота, равных 3 мм и 3° соответственно.

При применении спицевого и стержневого аппаратов продольная нагрузка вызывает максимальные перемещения и углы поворота, величины которых не превышают допустимых значений только у стержневого аппарата, составляя 2,15 мм и $0,704^\circ$. При использовании спицевого аппарата деформации превышают соответствующие величины у стержневого аппарата по перемещениям в $7,999/2,15=3,72$ раза, по углам поворота – в $3,211/0,704=4,56$ раза.

Таблица 1

Перемещения и углы поворота поперечного сечения костного отломка в зоне перелома при действии нагрузки в конечно-элементных моделях аппаратов остеосинтеза

Вид нагрузки	Перемещения, мм			Углы поворота, град		
	OX	OY	OZ	OX	OY	OZ
	x	y	z	α	β	γ
Накостная пластина с фиксирующими шурупами						
Со стороны дельтовидной мышцы $P_y=40,3$ кгс	0,000	-0,436	0,000	0,000	-0,244	0,000
Со стороны трапецевидной мышцы $P_x=6,8$ кгс $P_z=3,4$ кгс	0,016	0,000	-0,004	0,033	0,000	0,000
Со стороны грудино-ключично-сосцевидной мышцы $P_z=25$ кгс	-0,018	0,000	0,087	-0,048	0,000	0,000
Со стороны большой грудной мышцы $P_y=P_z=2$ кгс	0,042	-0,121	-0,186	0,072	-0,062	0,000
Продольная нагрузка $P_x=20$ кгс	-0,066	0,000	0,147	-0,105	0,000	0,000
Спицевой аппарат						
Со стороны дельтовидной мышцы $P_y=40,3$ кгс	0,335	-1,208	-0,367	-0,041	-0,376	0,590
Со стороны трапецевидной мышцы $P_x=6,8$ кгс $P_z=3,4$ кгс	2,692	-0,137	-1,568	-0,007	-1,060	0,111
Со стороны грудино-ключично-сосцевидной мышцы $P_z=25$ кгс	-1,407	0,180	1,404	0,000	0,925	-0,140
Со стороны большой грудной мышцы $P_y=P_z=2$ кгс	1,249	-0,696	-1,356	-0,023	-0,937	0,473
Продольная нагрузка $P_x=20$ кгс	-7,999	0,703	4,702	0,032	3,211	-0,473
Стержневой аппарат						
Со стороны дельтовидной мышцы $P_y=40,3$ кгс	-0,114	-1,247	0,206	-0,274	0,142	0,789
Со стороны трапецевидной мышцы $P_x=6,8$ кгс $P_z=3,4$ кгс	0,690	0,062	-0,276	0,000	-0,215	-0,043
Со стороны грудино-ключично-сосцевидной мышцы $P_z=25$ кгс	-0,303	-0,122	0,421	0,000	0,275	0,084
Со стороны большой грудной мышцы $P_y=P_z=2$ кгс	0,200	-1,339	-0,250	-0,100	-0,156	0,903
Продольная нагрузка $P_x=20$ кгс	-2,150	-0,234	0,986	0,000	0,704	0,161

Действие нагрузки со стороны дельтовидной мышцы вызывает близкие друг к другу перемещения и углы поворота при использовании спицевого и стержневого аппаратов, при этом величины деформаций не превышают предельных значений и составляют 1,208 мм и 0,59° у спицевого аппарата и 1,247 мм и 0,789° – у стержневого.

Нагрузка со стороны грудино-ключично-сосцевидной мышцы вызывает большие значения перемещений и углов поворота при использовании спицевого аппарата по сравнению со стержневым: по перемещениям – в 1,404/0,421=3,33 раза, по углам поворота – в 0,925/0,275=3,36 раза.

Анализ полученных результатов по деформациям показывает, что общий уровень жесткости фиксации является лучшим при применении накостной пластины – по величине средних показателей ее жесткость почти на порядок превышает уровень жесткости спицевого и стерж-

невого аппаратов. Это объясняется тем, что при условии надежного закрепления фиксирующих шурупов в костных отломках происходит деформирование самой накостной пластины, которая является жестким, малодеформируемым элементом [7]. Для надежной фиксации накостной пластины требуется не менее 6 шурупов, что приводит к значительной травматизации кости.

Стержневой аппарат обеспечивает надежную фиксацию костных отломков, перемещения и углы поворота которых не превышают допустимых значений. Это связано с повышенной жесткостью стержневых фиксаторов по сравнению со спицевыми. Использование стержневого аппарата, в котором применяется 4 фиксатора, приводит к меньшей травматизации костных фрагментов по сравнению со спицевым аппаратом, где применяется 8 спицевых остеофиксаторов.

ЛИТЕРАТУРА

1. Моделирование наружного чрескостного остеосинтеза / О. В. Бейдик [и др.]. – Саратов : СГМУ, 2002. – 198 с.
2. Беляев, Н. М. Сопротивление материалов / Н. М. Беляев. - М. : Наука, 1976. – 608 с.
3. Дубровский, В. И. Биомеханика / В. И. Дубровский, В. Н. Федорова. - М. : Изд-во ВЛАДОС-ПРЕСС, 2004. – 672 с.
4. Программный комплекс для расчета и проектирования конструкций. Версия 9 : справ.-теорет. пособие / под ред. А. С. Горюшкова. – М. : Факт, 2003. – 464 с.
5. Ткачева, А. В. Компьютерное моделирование способов внешней фиксации в системе прогнозирования реабилитационных мероприятий у больных ортопедо-травматологического профиля / А. В. Ткачева, М. С. Тонин // Реабилитационные технологии XXI века : сб. науч. тр. межрегион. науч.-практ. конф. с междунар. участием. – Саратов, 2006. – Вып. 1. - С. 113-114.
6. Шевцов, В. И. Аппарат Илизарова. Биомеханика / В. И. Шевцов, В. А. Немков, Л. В. Складар. – Курган : Периодика, 1995. – 165 с.
7. Янсон, Х. А. Биомеханика нижней конечности человека / Х. А. Янсон. – Рига : Зинатне, 1975. – 324 с.

Рукопись поступила 31.01.06.