



УДК 531/534: [57+61]

## БИОМЕХАНИКА ОСТЕОСИНТЕЗА НАКОСТНЫМИ ПЛАСТИНАМИ ЧЕТЫРЕХФРАГМЕНТАРНОГО ПЕРЕЛОМА ПЛЕЧЕВОЙ КОСТИ

С.А. Линник<sup>1</sup>, М.М. Ранков<sup>2</sup>, Ю.А. Шукейло<sup>3</sup>, О.В. Щеглов<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Кафедра травматологии и ортопедии Санкт-Петербургской государственной медицинской академии им. И.И. Мечникова, Россия, 195067, Санкт-Петербург, Пискаревский пр., 47

<sup>2</sup> Городская многопрофильная больница № 2, Россия, 194354, Санкт-Петербург, Учебный пер., 5

<sup>3</sup> Кафедра прикладной механики и инженерной графики Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета, Россия, 197376, Санкт-Петербург, ул. Проф. Попова, 5, e-mail: yashukeylo@yandex.ru

**Аннотация.** Проведено исследование биомеханического состояния систем фиксации четырехфрагментарного перелома проксимального отдела плечевой кости пластинами АО (ассоциации остеосинтеза) АО/ASIF, с угловой стабильностью, Воронкевича и с шипом. Цель исследования состояла в компьютерном моделировании систем фиксации перелома, сравнении их жесткости и выборе наилучшего варианта фиксации. Модель кости была построена по срезам томограммы. Выполнены компьютерные остеотомии кости и созданы компьютерные модели системы фиксации четырехфрагментарного перелома. Определены силы, действующие на плечевую кость. Каждая модель фиксации нагружалась в четырех позах собственным весом звеньев руки. При построении моделей фиксации и исследовании полей напряжений и перемещений использовался современный программный продукт *SolidWorks 2009* с интегрированным в него решателем *Simulation*. Решения поставленных задач получены с помощью универсального метода конечных элементов с использованием тетраэдральных параболических элементов в пакете *Simulation*.

**Ключевые слова:** плечо, четырехфрагментарный перелом, остеосинтез, на костные пластины, 3D моделирование, метод конечных элементов.

### ВВЕДЕНИЕ

Обеспечение стабильной фиксации переломов плечевой кости является актуальной задачей. Число переломов плечевой кости составляет 5–7% от общего количества переломов. Сложные переломы плечевой кости могут происходить у пациентов в любом возрасте. К сложным переломам относится перелом проксимального отдела плечевой кости с отрывом большого и малого бугорков и головки плечевой кости (четырефрагментарный перелом). У лиц пожилого возраста, имеющих остеопороз костной ткани, такие переломы чаще возникают в результате падения. У молодых людей переломы плечевой кости связаны с высокоэнергетическими воздействиями во время аварий на транспорте или на производстве. Примерно 25% переломов плечевой кости требуют хирургического вмешательства с применением различных систем фиксации [6, 9, 12].

---

© Линник С.А., Ранков М.М., Шукейло Ю.А., Щеглов О.В., 2011

Линник Станислав Антонович, д.мед.н., профессор, завкафедрой травматологии и ортопедии, Санкт-Петербург

Ранков Максим Михайлович, травматолог-ортопед городской многопрофильной больницы № 2, Санкт-Петербург

Шукейло Юрий Александрович, к.т.н., доцент кафедры прикладной механики и инженерной графики, Санкт-Петербург

Щеглов Олег Владимирович, травматолог-ортопед кафедры травматологии и ортопедии, Санкт-Петербург

В последние несколько лет фиксирующие перелом пластины и штифты были введены в клиническую практику с разной степенью успешности. В связи с этим представляют интерес работы по биомеханике остеосинтеза пластинами с угловой стабильностью головки плечевой кости с учетом состояния костной ткани и возраста пациента [17]. Отмечена важность учета состояния костной ткани у лиц пожилого возраста.

В работе [25] проводились оценки результатов лечения трех- и четырехфрагментарных переломов проксимального отдела плечевой кости после остеосинтеза проволокой и Т-образной пластиной. Большой процент положительных результатов обусловлен мастерством хирургов. Рекомендуется выполнять открытую репозицию отломков и затем остеосинтез.

При исследовании остеосинтеза трехфрагментарного перелома тремя типами пластин использовался трупный материал. 12 балъзамированных костей были разделены на три группы. Были созданы остеотомии хирургической шейки и большого бугорка, чтобы смоделировать трехфрагментарный перелом плечевой кости. К системам фиксации прикладывалась осевая малоцикловая нагрузка [16]. Существенной разницы между системами фиксации не установлено, поэтому предлагается проводить дальнейшие испытания и клинические наблюдения с тем, чтобы выбрать наилучший имплантат.

*In vitro* определялись плечи моментов мышц при отведении плеча: *m. supraspinatus*, *m. subscapularis* и *m. infraspinatus* [18]. Испытание проведено на десяти свежезамороженных фрагментах трупов. При сравнении двух методов установлено некоторое различие в значениях плеч моментов.

В работе [10] было выполнено экспериментальное исследование биомеханических свойств систем фиксации проксимального перелома плечевой кости двумя типами штифтов, пластиной с угловой стабильностью и пластиной АО (ассоциации остеосинтеза). Двенадцать пар костей были разрезаны по хирургической шейке, и после остеосинтеза системы испытывались на изгиб и кручение. Моменты прикладывались к дистальному концу кости. Наибольшую жесткость имела система фиксации перелома штифтом нового типа.

Сравнительный биомеханический анализ имплантатов для стабилизации проксимальных переломов плечевой кости проведен в [20]. Использовались 18 пар трупных образцов. Моделировался трехфрагментарный перелом путем отделения головки кости и большого бугорка. Выполнялось 250 циклов нагружения при отведении и внешнем вращении образцов при укреплении головки кости цементом фосфорнокислого кальция и без цементации. Определялись крутильная жесткость и значения предельной нагрузки.

Экспериментальные методы биомеханики, которые часто используются для оценки жесткости фиксации переломов, имеют недостатки. При подготовке испытаний невозможно обеспечить одинаковую геометрическую форму образцов. Свойства материала образцов зависят от патологии умершего, от возраста. Число образцов часто ограничено. Невозможно оценить динамику изменения жесткости систем фиксации во время сращения перелома.

Поэтому перспективным является создание компьютерных 3D моделей систем фиксации переломов проксимального отдела плечевой кости.

Сложные геометрические формы плечевой кости и на костных пластин делают необходимым использование современных компьютерных методов анализа и синтеза звеньев систем фиксации [11, 15, 23, 24].

Типы переломов и методы их фиксации определяют многообразие подходов при построении моделей остеосинтеза и обоснование тактики реабилитации локтевого сустава, предплечья, пальцев. Следует иметь в виду, что диапазон раннего движения зависит от послеоперационного состояния пациента [4].

Компьютерное моделирование позволяет проанализировать различные системы фиксации переломов, дать оценку их состояния на каждом из этапов сращения перелома.

В данной работе выполнено исследование биомеханики систем фиксации четырехфрагментарного перелома проксимального отдела плечевой кости четырьмя накостными пластинами. Дается оценка жесткости систем фиксации.

## МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Исследовались варианты остеосинтеза четырехфрагментарного перелома проксимального отдела плечевой кости пластиной АО, пластиной с угловой стабильностью [5], пластиной Воронкевича и пластиной с шипом [7].

При четырехфрагментарном переломе проксимального отдела плечевой кости происходит отрыв двух бугорков и головки кости.

Анализировались четыре варианта нагружения систем фиксации перелома собственным весом звеньев оперированной руки в четырех позах:

- 1) свободная рука расположена в трансверсальной и сагиттальной плоскостях;
- 2) свободная рука расположена в трансверсальной и фронтальной плоскостях;
- 3) рука расположена в сагиттальной плоскости, а кисть зафиксирована на неподвижной опоре;
- 4) рука расположена во фронтальной плоскости, а кисть зафиксирована на неподвижной опоре.

### Создание компьютерной модели плечевой кости

На первом этапе была создана 3D (объемная) компьютерная модель кости по томографическим срезам плечевой кости человека. Один из возможных вариантов решения такой задачи дан в работе [13].

2D (плоские) срезы кости с шагом 8 мм были получены с помощью томографа (*Siemens Somatom Emotion™, Berlin-Munich, Germany*) и записаны программой DICOM.

Затем срезы были перенесены в программу пакета параметрического моделирования *SolidWorks 2009 (SolidWorks Corp. Concord, Massachusetts)*. В этом пакете с помощью сплайнов были построены образы срезов, которые были расставлены в соответствии с их положением в томограмме плечевой кости. Далее была создана 3D-модель, адекватно отражающая геометрию плечевой кости.

На втором этапе в пакете параметрического моделирования *SolidWorks 2009* были построены трехмерные компьютерные модели пластин и шурупов.

Геометрические размеры пластин с угловой стабильностью и АО были взяты из каталогов, а пластины Воронкевича и пластины с шипом были получены непосредственными измерениями с помощью штангенциркуля. Диаметр спонгиозных шурупов был принят равным 6,5 мм, а кортикальных – 4,5 мм. Все шурупы для установки пластины с угловой стабильностью имели диаметр 3,5 мм.

На третьем этапе в пакете параметрического моделирования *SolidWorks 2009* были смоделированы сухожилия дельтовидной, подостной и подлопаточной мышц (рис. 1) и остеотомия головки плечевой кости в зоне хирургической шейки и остеотомии большого и малого бугорков. Расстояния между отломками принято 1 мм, что моделирует начальный период реабилитации больного до момента образования костной мозоли.

Далее были созданы компьютерные модели остеосинтеза отломков проксимального отдела плечевой кости накостными пластинами.

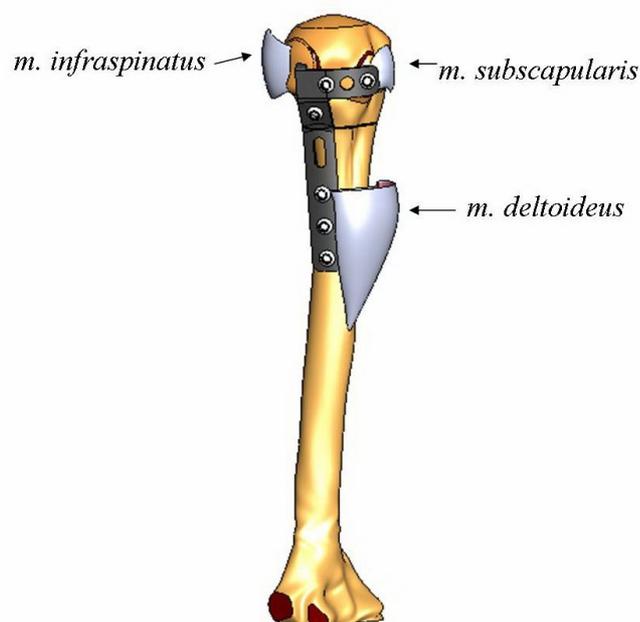


Рис. 1. Модель плечевой кости с сухожилиями мышц

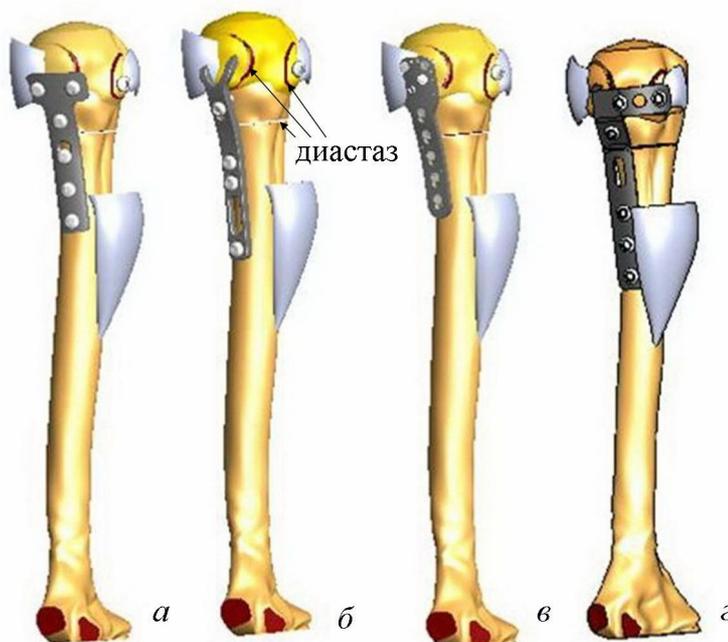


Рис. 2. Остеосинтез четырехфрагментарного перелома плечевой кости пластиной:  
*a* – АО; *б* – Воронкевича; *в* – с угловой стабильностью; *г* – с шипом

При остеосинтезе пластиной АО (рис. 2, *a*), Воронкевича (рис. 2, *б*) и с угловой стабильностью (рис. 2, *в*) остеосинтез малого бугорка проводился спонгиозным шурупом. Универсальная конструкция пластины с шипом (рис. 2, *г*) не требует использования отдельных несопрягаемых с пластиной шурупов при остеосинтезе четырехфрагментарного перелома проксимального отдела плечевой кости.

## Обоснование и построение расчетной модели плечевой кости в позах 1 и 2

Реабилитация больных после операции начинается с возобновления подвижности суставов руки, при этом необходимо учитывать собственный вес сегментов руки.

В исследовании антропометрические признаки руки больного были определены для человека ростом 180 см и массой 80 кг по уравнениям регрессии [1].

Значения антропометрических признаков звеньев руки были приняты из работы [2]. Длина кисти составила 193 мм, предплечья – 250 мм и плеча – 300 мм. Расстояние от центра масс кисти до лучезапястного сустава составляет 36,91% от длины кисти – 71,2 мм. Расстояние от центра масс предплечья до локтевого сустава равно 42,74% от длины предплечья – 106,85 мм. Масса звеньев руки  $m_k = 0,4865$  кг,  $m_{\text{предпл.}} = 1,269$  кг,  $m_{\text{пл.}} = 2,173$  кг.

Учет сил, развиваемых мышцами при их сокращении во время реабилитации, выполнен с использованием результатов работ [18, 19]. В работе [19] рассматривалось нагружение свободной руки силами тяжести звеньев руки и грузом в кисти. Значения сил мышц плечевого пояса определены из решения задачи оптимизации. Общее число мышц, приводящих в движение плечо, равно 23. Из рассмотрения анатомии мышечной системы плеча и работы [18] выделены наиболее нагруженные мышцы, приводящие в движение плечо. В нашем исследовании необходимо учитывать следующие мышцы: дельтовидную (*m. deltoideus*), подостную (*m. infraspinatus*) и подлопаточную (*m. subscapularis*). Предполагалось, что значения сил, развиваемых мышцами, пропорционально нагрузке на плечо, поэтому в позе 1 свободная рука расположена в трансверсальной и сагиттальной плоскостях:  $P_{delt} = 50$  Н,  $P_{infr} = 65$  Н,  $P_{subsc} = 71$  Н, и в позе 2 свободная рука расположена в трансверсальной и фронтальной плоскостях:  $P_{delt} = 50$  Н,  $P_{infr} = 71$  Н,  $P_{subsc} = 65$  Н.

Силы, действующие со стороны кисти и предплечья, были приведены к дистальному сечению плечевой кости. На плечо передается сила  $P = 17,2$  Н и момент  $M = 2,86$  Н·м, вызывающие изгиб плечевой кости (рис. 3, а и б).

Предполагалось, что часть поверхности головки плечевой кости, входящей в плечевой сустав, закреплена неподвижно. Это соответствует статическому одномоментному положению руки, вытянутой вперед или в сторону.

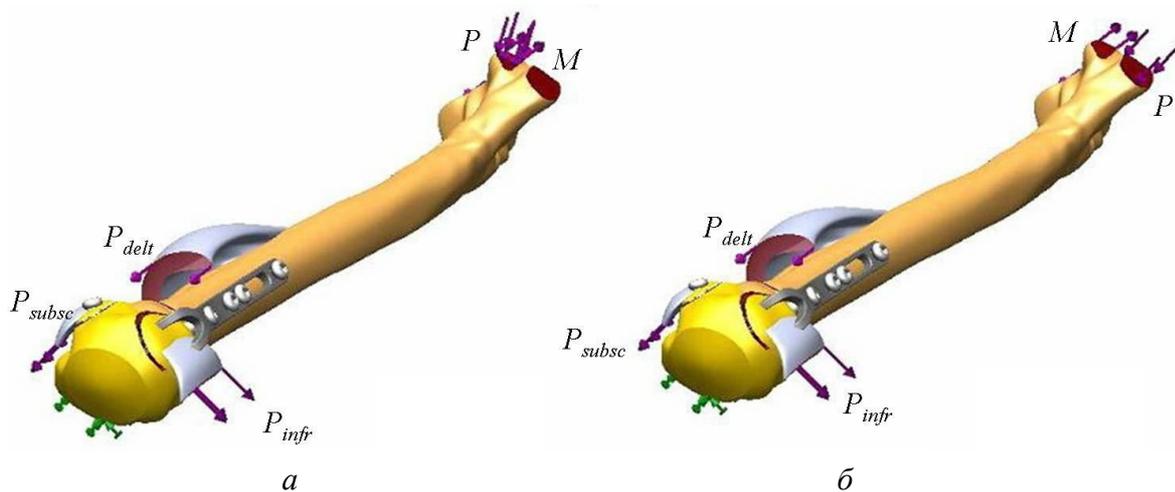


Рис. 3. Силы, действующие на плечо: а – в позе 1; б – в позе 2

### Обоснование и построение расчетной модели плечевой кости в позах 3 и 4 (падающий режим)

При разработке суставов руки пациент, осторожно перемещая туловище вверх-вниз, поворачивает в лучезяпястном суставе выпрямленную руку относительно неподвижной кисти, в то же самое время рука поворачивается в плечевом суставе относительно туловища. При этом на руку действует собственный вес предплечья ( $P_1$ ) и плеча ( $P_2$ ) (рис. 4, а).

В расчетной модели лучезяпястный и плечевой сустав моделируются шарнирами  $A$  и  $C$  соответственно. При заданных положениях руки подвижностью локтевого сустава ( $B$ ) можно пренебречь. В шарнирных опорах возникают опорные реакции  $R_1$  и  $R_2$ , которые направлены параллельно действующим силам веса  $P_1$  и  $P_2$  звеньев руки при любом положении туловища и, следовательно, при любом возможном во время реабилитации положении руки, в том числе отличном от горизонтального.

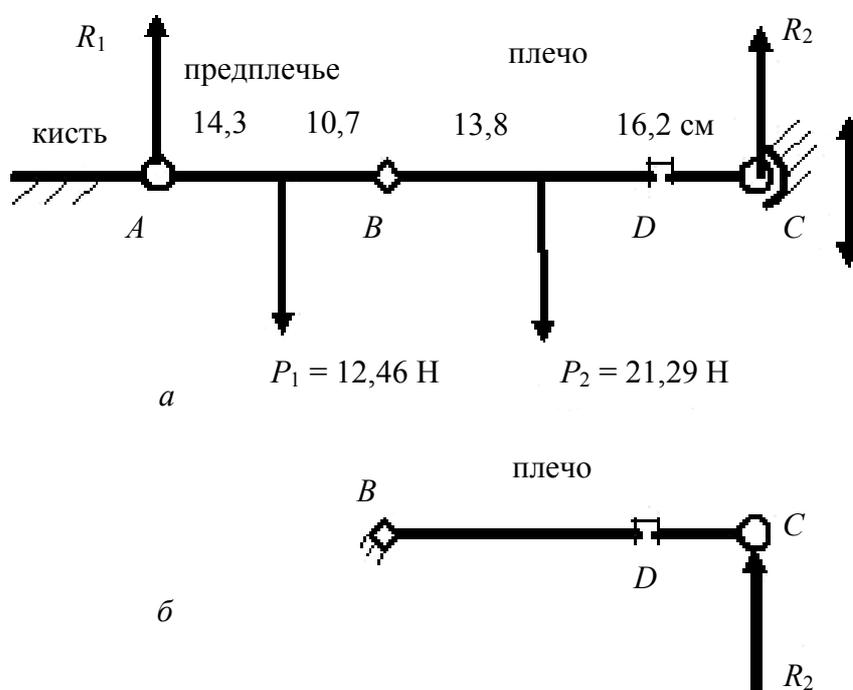


Рис. 4. Расчетные модели при падающей реабилитации: а – руки; б – плеча

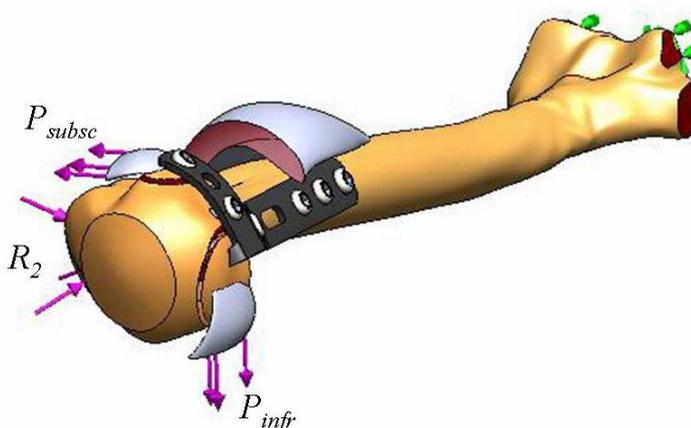


Рис. 5. Силы, действующие на плечо при падающей реабилитации, в позах 3 и 4

При повороте руки в лучезапястном суставе кратчайшие расстояния между параллельными силами (см. рис. 4, *a*) изменяются. Значения же реакций будут неизменными в любом положении руки. На рис. 4, *a* показана расчетная модель руки и все действующие силы.

Неизвестные вертикальные реакции  $R_1$  и  $R_2$  определяем из условия равновесия:

$$\sum_i M_A(P_i) = 0 \Rightarrow P_1 \cdot 0,143 + P_2 \cdot 0,388 - R_2 \cdot 0,55 = 0 \Rightarrow$$

$$R_2 = \frac{12,46 \cdot 0,143 + 21,29 \cdot 0,388}{0,55} = 18,26 \text{ Н,}$$

$$\sum_i P_{i \text{ верт}} = 0 \Rightarrow -R_1 + P_1 + P_2 - R_2 = 0 \Rightarrow R_1 = 15,49 \text{ Н.}$$

При отсутствии костного регенерата в зонах перелома слабым звеном в системах фиксации является пластина ( $D$ ), имеющая поперечное сечение много меньше, чем площадь поперечного сечения кости. Жесткость пластины также намного меньше жесткости кости, поэтому расчетная модель руки может быть представлена в виде, показанном на рис. 4, *b* и на рис. 5. В этой модели принято, что на головку плечевой кости действует реакция  $R_2$ , а дистальный конец плечевой кости жестко закреплен.

В расчетных моделях в позах 3 и 4 учтено, что при щадящем режиме реабилитации усилие в дельтовидной мышце равно нулю. Усилия, развиваемые подостной (*m. infraspinatus*) и подлопаточной (*m. subscapularis*) мышцами, в позе 3 (рука расположена в сагиттальной плоскости)  $P_{infr} = 10$  Н,  $P_{subsc} = 15$  Н,  $R_2 = 18,26$  Н и в позе 4 (рука расположена во фронтальной плоскости)  $P_{infr} = 15$  Н,  $P_{subsc} = 10$  Н,  $R_2 = 18,26$  Н.

### Моделирование материалов звеньев системы фиксации

Материал костной ткани (компактной и спонгиозной) и сухожилий принимается упругим, однородным, что соответствует состоянию тканей молодого организма при физиологических нагрузках. Аналогичное предположение сделано и относительно титанового сплава пластин и шурупов. Это дает возможность описать напряженно-деформируемое состояние костной ткани с помощью системы уравнений механики деформируемого твердого тела.

Физико-механические свойства костной ткани, сухожилий и титанового сплава приведены в табл. 1.

Таблица 1

Физико-механические свойства материалов звеньев фиксации

Параметр	Сплав титана ВТ6 [2]	Компактная костная ткань [19]	Спонгиозная костная ткань [3]	Сухожилие [14]
Модуль нормальной упругости $E$ , ГПа	110	16,20	0,60	0,320
Коэффициент Пуассона $\nu$	0,33	0,33	0,33	0,33
Плотность $\rho$ , кг/м <sup>3</sup>	4700	2000	500	1400
Временное сопротивление $\sigma_b$ , МПа	900	170	10	50
Предел текучести $\sigma_t$ , МПа	700	–	–	–

## Численный анализ

Задачи определения напряженно-деформированного состояния звеньев систем фиксации решены с помощью универсального метода конечных элементов (МКЭ) с использованием высокоточных тетраэдральных конечных элементов в пакете *Simulation*, интегрированном в *SolidWorks 2009*.

## РЕЗУЛЬТАТЫ

Исследованы варианты остеосинтеза четырехфрагментарного перелома проксимального отдела плечевой кости пластинами АО, с угловой стабильностью, Воронкевича и с шипом. Оценивалось состояние систем фиксации в начальный период реабилитации, когда костные мозоли отсутствуют.

Анализ напряженно-деформированного состояния систем фиксации четырехфрагментарного перелома плечевой кости четырьмя накостными пластинами проведен для четырех поз 1–4.

На рис. 6 в позах 1–4 приведено распределение эквивалентных напряжений в системах фиксации пластиной с угловой стабильностью четырехфрагментарного перелома плечевой кости. Определены значения наибольших напряжений в зонах малого и большого бугорков и головки кости. Максимальные эквивалентные напряжения в системах фиксации возникают в материале пластин.

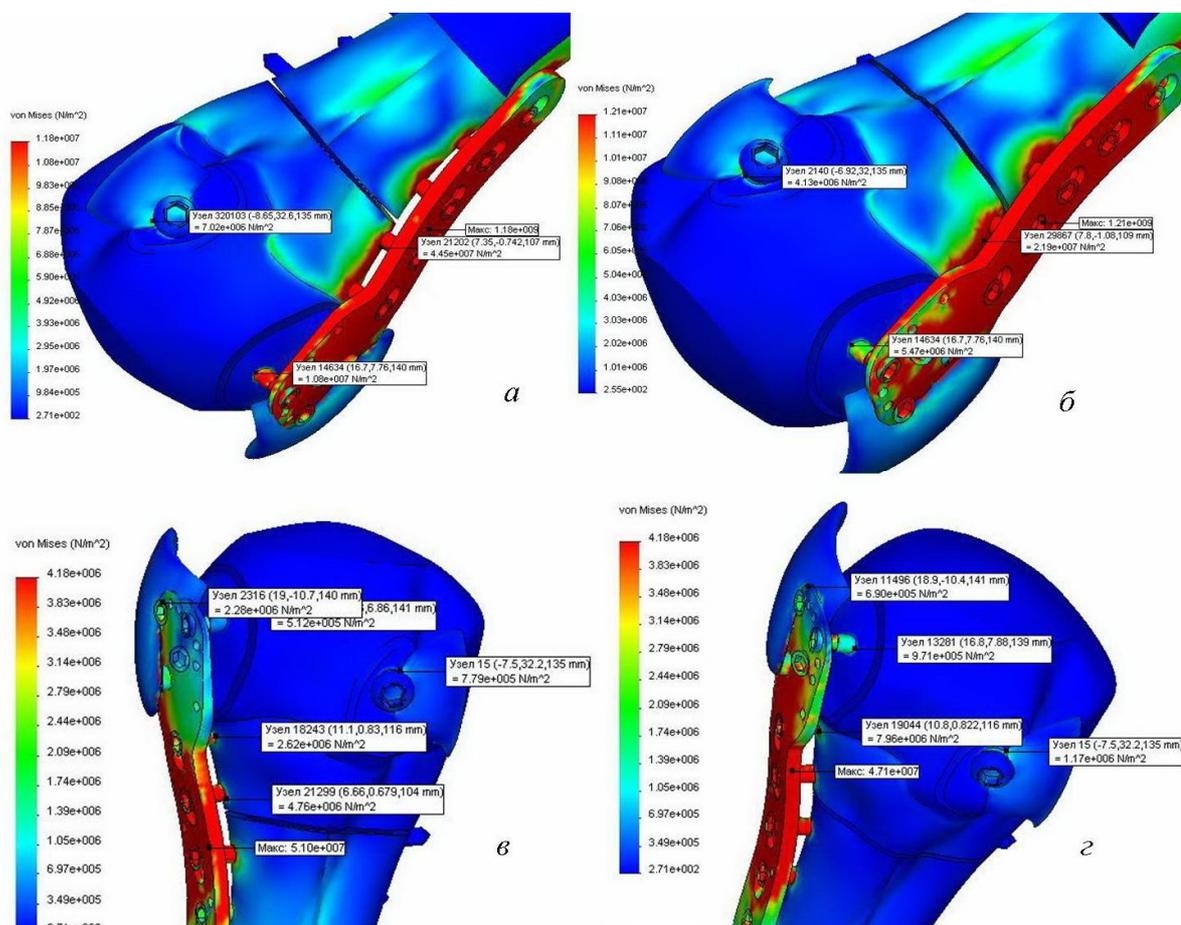
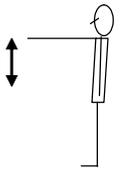
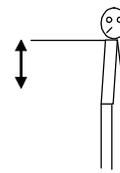
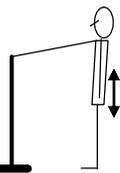
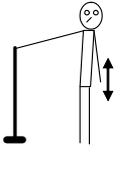


Рис. 6. Распределение эквивалентных напряжений в звеньях системы фиксации пластиной с угловой стабильностью в позах: а – 1; б – 2; в – 3; з – 4

Таблица 2

## Напряжения и перемещения в звеньях систем фиксации перелома

№ п/п	Поза	Накостная пластина	Наибольшие эквивалентные напряжения в материале, МПа				Полное перемещение головки кости, мм
			пластины	малого бугорка	большого бугорка	головки кости	
1	1 – рука вперед 	С угловой стабильностью	1180	7,02	10,80	44,00	–
		АО	2210	9,90	5,53	10,60	–
		Воронкевича	1010	6,04	12,0	88,80	–
		С шипом	1520	3,48	2,27	22,70	–
2	2 – рука в сторону 	С угловой стабильностью	1210	4,13	5,47	21,90	–
		АО	2280	12,2	7,13	7,13	–
		Воронкевича	1120	7,97	9,00	33,90	–
		С шипом	1390	2,63	21,50	20,00	–
3	3 – рука вперед 	С угловой стабильностью	51,00	0,78	2,26	4,76	0,61
		АО	90,40	1,34	6,21	2,87	0,65
		Воронкевича	76,70	0,96	2,26	1,93	0,59
		С шипом	29,30	3,55	3,30	3,88	0,32
4	4 – рука в сторону 	С угловой стабильностью	47,1	1,17	0,97	7,96	0,39
		АО	64,0	3,14	4,08	2,87	0,43
		Воронкевича	38,1	2,99	1,50	3,36	0,33
		С шипом	46,6	3,55	4,65	4,9	0,58

Расчеты выполнены для всех вариантов фиксации в четырех позах. Значения напряжений и перемещений сведены в табл. 2.

## ОБСУЖДЕНИЕ

Оценка жесткости систем фиксации проводится по наибольшим значениям полного перемещения, а также значениям относительного перемещения между отломками кости.

В позах 1 и 2 при нагружении плеча собственным весом звеньев оперированной руки расчетные напряжения в каждой из пластин превышают опасные напряжения для титанового сплава  $\sigma_T = 700$  МПа. Деформации в пластинах необратимо растут при превышении напряжениями опасных значений, что приводит к нарушению стабильности фиксации, сближению и контакту костных отломков в зоне

хирургической шейки, к появлению болей. Напряжения в спонгиозной костной ткани головки кости превышают опасное значение  $\sigma_{\text{оп}} = 10$  МПа в каждой из исследованных систем фиксации, а также в зоне большого бугорка в системах фиксации пластинами с угловой стабильностью и Воронкевича. В позе 2 напряжения в спонгиозной костной ткани головки кости превышают опасное значение в системах фиксации пластинами: с угловой стабильностью, Воронкевича и с шипом, а также в зоне малого бугорка в системе фиксации пластиной АО и в зоне большого бугорка в системе фиксации пластиной с шипом. Спонгиозная костная ткань разрушается.

Оценим результаты расчета напряжений в пластинах методами сопротивления материалов. Найдем значение изгибающего момента в сечении хирургической шейки. Расстояние от дистального сечения кости до сечения хирургической шейки равно 260,5 мм. Примем поперечное сечение пластины прямоугольным с размерами  $h = 2$  мм и  $b = 12$  мм.

Наибольшее напряжение  $\sigma$  в сечении пластины на расстоянии  $L = 0,2605$  м от дистального конца кости определим по формуле [8]

$$\sigma = \frac{M_{\text{изг}}}{W},$$

где  $M_{\text{изг}} = P_3L + M_3$ ,  $W = bh^2 / 6$ .

$$\sigma = \frac{17,2 \cdot 0,2605 + 2,86}{12 \cdot 4} \cdot 6 \cdot 10^9 = 0,92 \cdot 10^9 \text{ Па} = 920 \text{ МПа}.$$

Полученное значение напряжения в пластине в позах 1 и 2 является оценкой снизу результатов, приведенных в табл. 2, и это значение намного превосходит предел текучести титанового сплава  $\sigma_T = 700$  МПа.

В позе 3 при нагружении плеча собственным весом звеньев оперированной руки эквивалентные напряжения в пластинах составляют 4,1–13% опасного значения  $\sigma_T = 700$  МПа. Во всех вариантах фиксации четырехфрагментарного перелома плечевой кости накостными пластинами напряжения, возникающие в спонгиозной костной ткани, меньше опасного значения. В позе 3 наибольшие напряжения в спонгиозной костной ткани в системе фиксации перелома пластиной: с шипом  $\sigma_{\text{с шипом}} = 3,88$  МПа (38,8% от  $\sigma_{\text{оп}} = 10$  МПа), Воронкевича –  $\sigma_{\text{Воронкевича}} = 2,26$  МПа (22,6%), с угловой стабильностью –  $\sigma_{\text{стаб}} = 4,76$  МПа (47,6%), АО –  $\sigma_{\text{АО}} = 6,21$  МПа (62,1%).

В позе 3 наибольшей жесткостью обладает система фиксации перелома пластиной с шипом. Полное перемещение головки кости  $u_{\text{с шипом}} = 0,32$  мм, что почти в два раза меньше, чем в остальных системах фиксации. Относительное перемещение вдоль оси кости в зоне хирургической шейки  $u_{z \text{ стаб}} = 0,142$  мм и  $u_{z \text{ с шипом}} = 0,021$  мм.

В позе 3 в системе фиксации перелома пластиной с шипом наибольшие напряжения в пластине в 2–3 раза меньше, чем в пластинах других исследованных систем фиксации.

В позе 4 при нагружении плеча собственным весом звеньев оперированной руки значения напряжений в пластинах и в костной ткани меньше опасных значений. В системе фиксации перелома пластиной с шипом наибольшие напряжения в пластине  $\sigma_{\text{с шипом}} = 46,6$  МПа (6,7%), что меньше, чем в пластине с угловой стабильностью и в АО, но больше, чем в пластине Воронкевича. Наибольшие напряжения в спонгиозной костной ткани в системе фиксации перелома пластиной: с шипом  $\sigma_{\text{с шипом}} = 4,9$  МПа (49%), Воронкевича –  $\sigma_{\text{Воронкевича}} = 3,36$  МПа (33,6%), с угловой стабильностью –  $\sigma_{\text{стаб}} = 7,96$  МПа (79,6%), АО –  $\sigma_{\text{АО}} = 4,08$  МПа (40,8%).

В позе 4 наибольшей жесткостью обладает система фиксации перелома пластиной Воронкевича. Полное перемещение головки кости  $u_{\text{Воронкевича}} = 0,33$  мм. Наименьшую жесткость в этой позе имеет система фиксации пластиной с шипом  $u_{\text{с шипом}} = 0,58$  мм.

Относительное перемещение вдоль оси кости в зоне хирургической шейки  $u_{\text{зстаб}} = 0,053$  мм и  $u_{\text{зс шипом}} = 0,117$  мм.

### ЗАКЛЮЧЕНИЕ

После операции остеосинтеза накостными пластинами четырехфрагментарного перелома проксимального отдела плечевой кости на начальном этапе реабилитации при разработке суставов руки нельзя поднимать-опускать выпрямленную руку (позы 1 и 2), поскольку и напряжения, и системы фиксации с каждой из пластин становятся нестабильными. Пластины получают необратимые пластические деформации, а структура спонгиозной костной ткани разрушается.

При неподвижно фиксированной кисти и перемещении по вертикали корпуса (позы 3 и 4) зона проксимального отдела плечевой кости на начальном этапе реабилитации разгружается. Напряжения, возникающие в звеньях систем фиксации, меньше опасных значений. С этой точки зрения все системы фиксации пластинами: с угловой стабильностью, АО, Воронкевича и с шипом – могут иметь право на существование. Однако анализ результатов показал, что в позе 3 лучшими биомеханическими свойствами обладает пластина с шипом, поскольку наибольшие напряжения в этой пластине и в спонгиозной костной ткани головки кости меньше, чем в системах фиксации с широко применяемыми пластинами АО и с угловой стабильностью. Жесткость системы фиксации перелома пластиной с шипом также больше, поскольку полное перемещение и относительное перемещение в зоне хирургической шейки меньше, чем в системах фиксации пластинами АО и с угловой стабильностью.

В позе 4 лучшие биомеханические свойства показывают пластины Воронкевича и с шипом. Пластина с шипом наиболее равномерно распределяет напряжения в головке кости, что, несомненно, является ее положительным свойством и определяется ее конструктивным решением. Жесткость фиксации перелома пластиной с шипом в позе 4 меньше, чем в системах фиксации пластиной АО и с угловой стабильностью.

Очевидно, что на распределение напряжений и перемещений в системах фиксации влияет и расположение осей шурупов. Шуруп для фиксации малого бугорка в системах фиксации перелома пластинам АО, с угловой стабильностью и Воронкевича должен быть установлен так, чтобы он не «мешал» другим шурупам.

Пластина с шипом обеспечивает лучшую стабильность фиксации четырехфрагментарного перелома проксимального отдела плечевой кости. Она может быть рекомендована для предпочтительного применения в системах фиксации четырехфрагментарного перелома плечевой кости.

### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Аруин А.С., Задиорский В.М. Эргономическая биомеханика. – М.: Машиностроение, 1988. – 256 с.
2. Барер А.С., Васюта В.Д., Лялин В.А. Антропометрия и механические характеристики тела человека: учеб. пособие. – М.: МАИ, 1986. – 40 с.
3. Белов С.П., Брун М.Я., Глазунов С.Г., Ильин А.А., Колачев Б.А., Колачев Б.А. Титановые сплавы. Металловедение титана и его сплавов / под ред. Б.А. Колачева, С.Г. Глазунова – М.: Металлургия, 1992. – 352 с.
4. Линник С.А., Ранков М.М., Щеглов О.В. Особенности медицинской реабилитации в раннем и отдаленном послеоперационном периодах у больных с переломами проксимального отдела плечевой кости // Сб. тез. IX Съезда травматологов-ортопедов России. (Саратов, 15–17 сентября 2010 г.). – Саратов: ТИСАР, 2010. – Т. 1. – С. 1030.

5. Пластина с угловой стабильностью для проксимального отдела плеча (LPHP) // *Margo Anterior*. – 2001. – №5–6. – P. 13–14.
6. Прозоровский В.Ф., Гнедушкин Ю.Н. Лекции по актуальным вопросам ортопедии и травматологии. Заболевания и повреждения плечевого сустава. – Харьков, 1997. – 68 с.
7. Ранков М.М., Дедушкин В.С., Парфеев С.Г., Обухов И.Э. Устройство для лечения многооскольчатых переломов проксимального отдела плечевой кости: пат. Рос. Федерации на полезную модель № 74797 от 20.07.2008.
8. Феодосьев В.И. Соппротивление материалов. – М.: Изд-во МГТУ, 2005. – 590 с.
9. Шаповалов В.М., Хомянец В.В., Михайлов С.В. Основы внутреннего остеосинтеза (Серия Библиотека врача-специалиста). – СПб: Гэотар-Медиа, 2009. – 240 с.
10. Charlton I.W., Johnson G.R. A model for the prediction of the forces at the glenohumeral joint // *Proc. IMechE, Part H: J. Engineering in Medicine*. – 2006. – Vol. 220 (H 8). – P. 801–812.
11. Costana L., Ashwood N. Injuries to the proximal humerus // *Trauma*. – 2008. – Vol. 10. – P. 175–182.
12. Daniel M., Iglieci A., Kraij-Iglic V., Konvickova S. Computer system for definition of the quantitative geometry of musculature from CT images // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. – 2005. – Vol. 8, No. 1. – P. 25–29.
13. Ding M. Age variations of the properties of human tibial trabecular bone and cartilage // *Acta Orthopaedica Scan.* – 2000. – Suppl. 292., Vol. 71. – P. 1–45.
14. Frigg R., Frenk A., Wagner M. Biomechanics of plate osteosynthesis // *Techniques in orthopaedics*. – 2007. – Vol. 22, No. 4. – P. 203–208.
15. Fuchtmeyer B., May R., Fierlbeck J., Hammer J., Nerlich M. A comparative biomechanical analysis of implants for the stabilization of proximal humerus fractures // *Technology and Health Care*. – 2006. – Vol. 14. – P. 261–270.
16. Gillespie R.J., Ramachandran V., Lea E.S., Vallier H.A. Biomechanical evaluation of 3-part proximal humerus fractures: A cadaveric study // *Orthopedics*. – 2009. – Vol. 32. – P. 816.
17. Hepp P., Josten C. Biology and biomechanics in osteosynthesis of proximal humerus fractures // *Eur. J. Trauma Emerg. Surg.* – 2007. – No. 4. – P. 337–344.
18. Hughes R.E., Niebur G., Liuq J., An K-N. Comparison of two methods for computing abduction moment arms of the rotator cuff // *J. Biomechanics*. – 1998. – Vol. 31. – P. 157–160.
19. Karlsson D. Force distribution in the human shoulder. PhD thesis. – Göteborg: Chalmers University of Technology, 1992.
20. Kwon B.K., Goertzen D.J., O'Brien P.J., Broekhuysen H.M., Oxland T.R. Biomechanical evaluation of proximal humeral fracture fixation supplemented with calcium phosphate cement // *J. Bone and Joint Surgery*. – 2002. – Vol. 84-a, No. 6. – P. 951–961.
21. Morgan E.F., Yeh O.C., Keaveny T.M. Damage in trabecular bone at small strains // *European Journal of Morphology*. – 2005. – Vol. 42 (1–2). – P. 13–21.
22. Schechtman H., Bader D.L. Fatigue damage of human tendons // *J. Biomechanics*. – 2002. – Vol. 35. – P. 347–353.
23. Smith W.R., Ziran B.H., Anglen J.O., Stahel P.F. Locked plates: tips and tricks // *J. Bone and Joint Surgery (American)*. – 2007. – Vol. 89. – P. 2298–2307.
24. Wagner M., Frenk A., Frigg R. Locked plating: biomechanics and biology and locked plating: clinical indications // *Techniques in Orthopaedics*. – 2007. – Vol. 22, No. 4. – P. 209–218.
25. Wigman A.J., Roolker W., Patt T.W., Raaymakers E.L.F.B., Marti R.K. Open reduction and internal fixation of three and four-part fractures of the proximal part of the humerus // *J. Bone and Joint Surgery*. – 2002. – Vol. 84-a, No. 11. – P. 1919–1925.

## **BIOMECHANICS OF OSTEOSYNTHESIS OF THE FOUR-PART FRACTURE OF THE HUMERAL BONE WITH LOCKED PLATES**

**S.A. Linnik, M.M. Rankov, Y.A. Shukeylo, O.V. Scheglov (Saint-Petersburg, Russia)**

A research of the biomechanical condition of fixation systems of the four-part proximal humeral fracture with locked plates fixation systems: AO (association for osteosynthesis) plate, angular stability plate, Voronkevich's and plate with spike fixation systems was performed. The aim of the research was to execute computerized modelling of fracture fixation systems, to compare the rigidity of all systems, and to choose the most efficient variant. The model of the bone was based on tomographic slices. Computerized osteotomy was carried out and computer models of the four-part fracture fixation systems

were created. The forces influencing on the humerus were determined. Each system of fixation was put under load of the own weight of an arm. Contemporary software program *SolidWorks 2009* with integrated problem solver *Simulation* was used in computerized modelling of fixation models and examination of stress and displacement fields. The stated problems were solved with the basic finite element method involving usage of tetrahedral parabolical elements from *Simulation* package. The primary rehabilitation period when no bone regeneration is present in diastasis was modelled. Fixation systems were estimated. The best fixation rigidity of the four-part proximal humeral fracture was provided by the plate with the spike.

**Key words:** shoulder, four-part fracture, osteosynthesis, locked plates, 3D modelling, finite element method.

*Получено 8 марта 2011*