

УДК 616.71-001.514-089.84

ЛОБАНОВ Г.В., МЕДВЕДЕВ Д.И., КАРПИНСКИЙ М.Ю.

Донецкий национальный медицинский университет им. М. Горького, НИИ травматологии и ортопедии  
Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко НАМН Украины, г. Харьков

## БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ УСТРОЙСТВА И СПОСОБА СТАБИЛЬНОГО ОСТЕОСИНТЕЗА МНОГООСКОЛЬЧАТЫХ ПЕРЕЛОМОВ ДИСТАЛЬНОГО ОТДЕЛА ПЛЕЧЕВОЙ КОСТИ

**Резюме.** В работе приведены результаты экспериментальных исследований определения стабилизирующих возможностей предложенной модели остеосинтеза дистального отдела плечевой кости. В частности, выявлено, что разработанное устройство для остеосинтеза многофрагментарных и мелкооскольчатых переломов плечевой кости, основанное на принципе однонаправленной компрессии костных отломков, в эксперименте показало лучшие фиксирующие характеристики по сравнению с остеосинтезом спицами при нагрузках, превышающих 20 Н, что говорит о большей жесткости системы «кость — фиксатор», а следовательно, о большей стабильности костных отломков. Компрессирующий костные отломки эффект можно усилить почти вдвое, применив вместо тонкой спицы Киршнера более толстую 2-мм спицу Илизарова. Проведенные расчеты показывают, что разработанное нами устройство для остеосинтеза эффективно стабилизирует костные отломки.

### Введение

Несмотря на определенные успехи, достигнутые в вопросах лечения больных с переломами дистального отдела плечевой кости, процент неудовлетворительных исходов лечения, особенно это касается многооскольчатых переломов, остается достаточно высоким и находится в пределах 40–50 % случаев, а по данным некоторых авторов, достигает 85 % [4, 5, 13]. При этом необходимость длительной иммобилизации локтевого сустава в процессе лечения является причиной развития контрактур в 10–18 % случаев [9–12, 14]. О тяжести данной травмы свидетельствует и уровень инвалидности, достигающий 20–29,9 % [6, 8, 9].

Оптимальным методом оперативного лечения многофрагментарных и крупнооскольчатых переломов дистального отдела плечевой кости является накостный либо комбинированный остеосинтез [8, 9]. Однако при многофрагментарных и мелкооскольчатых переломах дистального отдела плечевой кости мелкие отломки при этих методиках не могут быть фиксированы. Поэтому для вправления и фиксации отломков при многофрагментарных и мелкооскольчатых переломах используются спицы [6, 8]. К сожалению, этот метод не всегда может обеспечить необходимую стабильность, что приводит ко вторичному смещению отломков, т.е. нарушению конгруэнтности сустава и развитию контрактур в дальнейшем [6, 9, 12]. С целью устранения этого неблагоприятного фактора были разработаны устройство и способ для стабильного

osteosynthesis спицами, которые в значительной мере могут изменить результаты лечения больных данной категории.

**Целью** данного биомеханического исследования стало экспериментальное определение стабилизирующих возможностей предложенной модели остеосинтеза дистального отдела плечевой кости.

### Материалы и методы

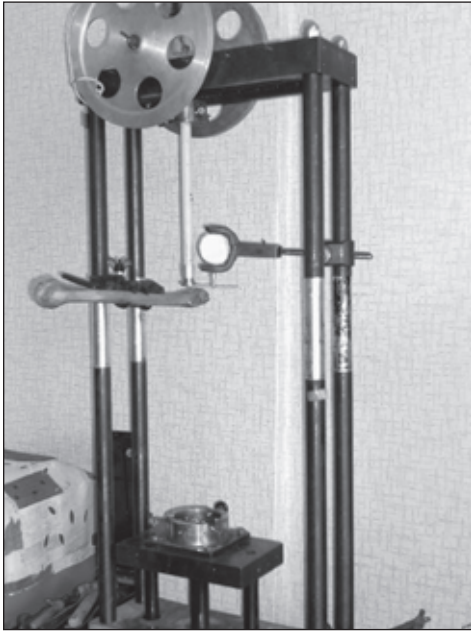
Испытания проводились на базе лаборатории биомеханики ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко НАМН Украины» с использованием стэнда для биомеханических исследований (рис. 1).

Исследования проводились на 8 сухих препаратах плечевой кости. На препаратах путем распиливания дистального суставного конца плечевой кости имитировали 2 вида переломов дистального метаэпифиза: неполный внутрисуставной перелом медиального мыщелка (В1.2), полный внутрисуставной Т-образный (С1.3). Учитывая особенности остеосинтеза разработанным нами устройством, исследовали две модели остеосинтеза: модель остеосинтеза обоих типов переломов спицами и модель остеосинтеза обоих типов переломов разработанным устройством.

© Лобанов Г.В., Медведев Д.И., Карпинский М.Ю., 2013

© «Травма», 2013

© Заславский А.Ю., 2013



**Рисунок 1. Стенд для биомеханических исследований**

Фиксацию переломов осуществляли с помощью спиц и разработанных конструкций. Модель перелома типа В фиксировали одной и двумя спицами, модель перелома типа С — двумя и тремя спицами.

При каждом типе перелома обычные спицы и спицы-фиксаторы разработанного нами устройства проводили двумя способами. Схемы моделей переломов и моделей фиксации приведены на рис. 2.

Препараты плечевой кости жестко закрепляли на стенде за диафизарный отдел в горизонтальном положении. Нагрузку прикладывали к отломкам дистального отдела вертикально. Нагрузки плавно увеличивали от 0 до 50 Н до наступления эффекта ползучести (увеличение смещения отломков без увеличения нагрузки). Величина нагрузки измерялась тензодинамометром CAS CI-2001A. Величину смещения отломков регистрирова-

ли с помощью индикатора перемещений часового типа. Схема проведения эксперимента приведена на рис. 3.

Данные, полученные в результате эксперимента, были обработаны статистически. Расчеты проводились с помощью пакета для обработки и анализа исследовательских данных SPSS 11.0. Предварительная подготовка данных для обработки проводилась в пакете MS Excel 2007.

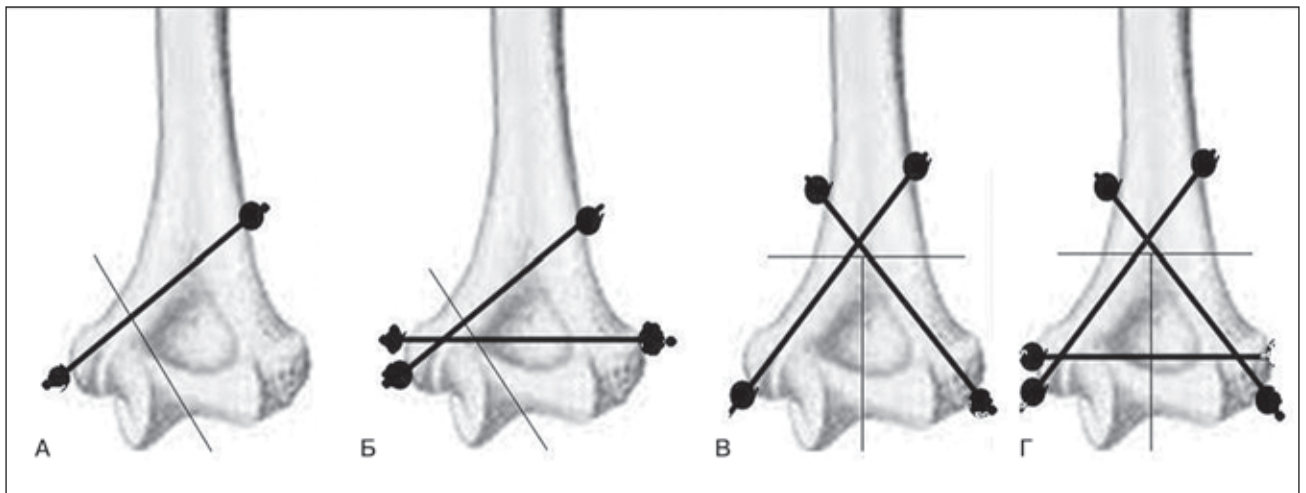
Для определения статистических характеристик креплений были использованы стандартные методы описательной статистики: определение среднего, стандартного отклонения выборки, дисперсия [1]. Для определения степени различия между видами креплений применили дисперсионный анализ с поправкой Бонферрони (для устранения эффекта множественных сравнений) [2]. Тест Шеффе использовали для поиска возможных одинаковых характеристик крепежей [3].

## Результаты и их обсуждение

После проведения экспериментальных исследований препаратов плечевой кости с моделированными переломами, фиксированными с применением различных способов фиксации, и последующей статистической обработки данных полученные результаты экспериментальных исследований для наглядности представлены на графиках (рис. 4).

Как видно на рис. 4, и обычные спицы, и разработанное нами компрессионное устройство работают практически одинаково при нагрузках, не превышающих 20 Н. Дальнейшее увеличение нагрузки приводит к увеличению разницы в величине смещения отломков. Причем при всех типах переломов и способах фиксации спица-фиксатор разработанного нами устройства для остеосинтеза показала лучшие результаты. На наш взгляд, это можно объяснить наличием эффекта соскальзывания отломка по гладким спицам при нагрузках, превышающих 20 Н.

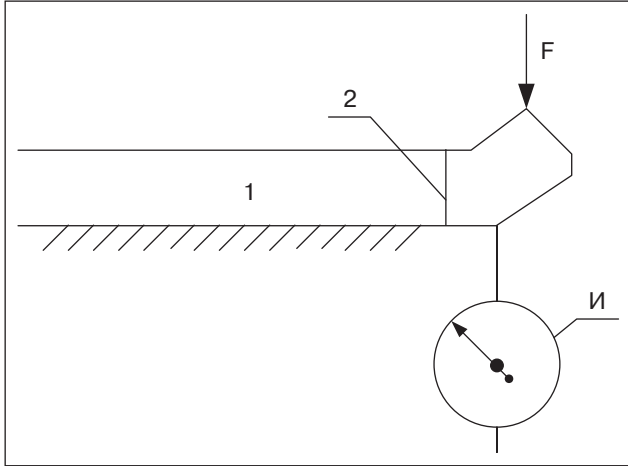
Следующим этапом работы стал сравнительный анализ величины смещения отломков при одинаковых видах переломов и количестве фиксирующих спиц.



**Рисунок 2. Схемы моделирования переломов и способов фиксации: А — перелом типа В1.2, фиксация одной спицей; Б — перелом типа В1.2, фиксация двумя спицами; В — перелом типа С1.3, фиксация двумя спицами; Г — перелом типа С1.3, фиксация тремя спицами**

В табл. 1 представлены результаты сравнительного анализа величины смещения отломков дистального конца плечевой кости при переломе типа В1.2, фиксированном одной спицей.

Результаты сравнительного анализа, представленные в табл. 1, показывают, что при фиксации отломка дистального конца плечевой кости одной спицей



**Рисунок 3. Схема нагружения препаратов плечевой кости**

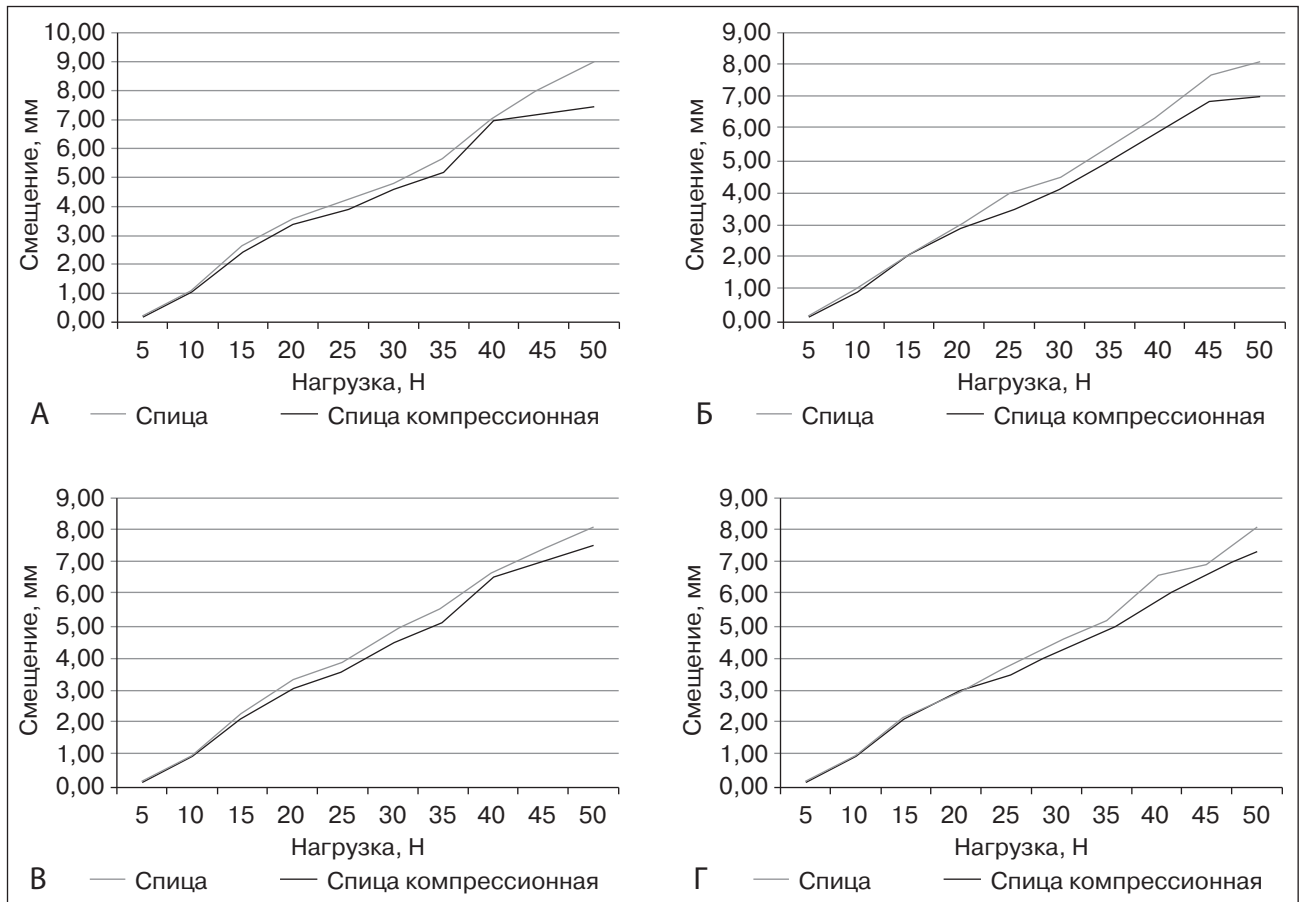
статистически значимая разница ( $p < 0,05$ ) в величине смещения отломков при использовании обычной спицы и спицы-фиксатора разработанного нами устройства наблюдается при нагрузке 25 Н и достигает максимального значения ( $p = 0,01$ ) при нагрузке 45 Н.

В табл. 2 представлены результаты сравнительного анализа величины смещения отломков дистального конца плечевой кости при переломе типа В1.2, фиксированном двумя спицами.

При фиксации перелома дистального конца плечевой кости типа В1.2 двумя спицами различия величины смещения отломков при использовании стандартных спиц и разработанного нами устройства для остеосинтеза приобретают статистически значимые различия ( $p < 0,05$ ), также при величине нагрузки 25 Н. Следует отметить, что уже в этом случае показатель значимости приобретает максимальное значение ( $p = 0,01$ ).

В табл. 3 представлены результаты сравнительного анализа величины смещения отломков дистального конца плечевой кости при переломе типа С1.3, фиксированном двумя спицами.

При фиксации отломков дистального конца плечевой кости на модели перелома типа С1.3 двумя спицами остеосинтез спицами и остеосинтез разработанным



**Рисунок 4. Графики зависимости величины смещения отломков дистального конца плечевой кости от приложенной нагрузки при разных типах перелома и способах фиксации: А — перелом типа В1.2, фиксация одной спицей; Б — перелом типа В1.2, фиксация двумя спицами; В — перелом типа С1.3, фиксация двумя спицами; Г — перелом типа С1.3, фиксация тремя спицами**

**Таблиця 1. Результати сравнительного анализа величины смещения отломков дистального конца плечевой кости при переломе типа В1.2, фиксированном одной спицей**

Нагрузка, Н	Тип крепления	Среднее	Стандартное отклонение	Значимость, Р
5	Спица	21,75	0,43	0,34
	Компрессирующее устройство	21,10	0,96	
10	Спица	109,13	0,83	0,11
	Компрессирующее устройство	108,10	0,29	
15	Спица	266,02	14,75	0,06
	Компрессирующее устройство	242,37	5,46	
20	Спица	360,11	3,63	0,05
	Компрессирующее устройство	336,83	10,60	
25	Спица	416,65	10,86	0,04
	Компрессирующее устройство	386,13	14,56	
30	Спица	481,23	10,16	0,05
	Компрессирующее устройство	461,91	7,01	
35	Спица	568,02	24,15	0,05
	Компрессирующее устройство	521,80	16,64	
40	Спица	708,78	17,78	0,03
	Компрессирующее устройство	625,57	13,75	
45	Спица	819,22	21,37	0,01
	Компрессирующее устройство	725,28	15,77	
50	Спица	900,94	19,99	0,01
	Компрессирующее устройство	746,37	20,42	

**Таблиця 2. Результати сравнительного анализа величины смещения отломков дистального конца плечевой кости при переломе типа В1.2, фиксированном двумя спицами**

Нагрузка, Н	Тип крепления	Среднее	Стандартное отклонение	Значимость, Р
5	Спица	19,18	0,62	0,06
	Компрессирующее устройство	17,88	0,28	
10	Спица	99,94	0,24	0,06
	Компрессирующее устройство	96,51	1,17	
15	Спица	204,62	10,59	0,89
	Компрессирующее устройство	205,68	7,09	
20	Спица	297,05	6,64	0,36
	Компрессирующее устройство	289,33	10,94	
25	Спица	398,20	18,71	0,01
	Компрессирующее устройство	345,87	7,26	
30	Спица	446,65	8,30	0,02
	Компрессирующее устройство	412,10	14,37	
35	Спица	539,12	14,31	0,05
	Компрессирующее устройство	500,24	20,75	
40	Спица	644,35	9,93	0,02
	Компрессирующее устройство	595,16	21,52	
45	Спица	766,92	23,81	0,01
	Компрессирующее устройство	686,92	20,66	
50	Спица	800,34	29,75	0,01
	Компрессирующее устройство	699,89	17,48	

нами устройством показали одинаковые характеристики при нагрузках до 20 Н, о чем свидетельствуют величины статистической значимости ( $p > 0,05$ ). При более значительных нагрузках расхождения величин смещения отломков приобретают статистическую значимость.

В табл. 4 представлены результаты сравнительного анализа величины смещения отломков дистального конца плечевой кости при переломе типа С1.3, фиксированном тремя спицами.

Сравнительный анализ величин смещения отломков на модели перелома типа С1.3 при их фиксации тремя спицами показал, что при данном способе фиксации обычные и компрессионные спицы одинаково работают при нагрузках, не превышающих 20 Н (разница показателей смещения статистически недостоверна), однако при дальнейшем увеличении нагрузки величина смещения при стабилизации перелома спицами статистически увеличивается ( $p < 0,05$ ) на протяжении всего последующего диапазона изменения величины нагрузки. Такое поведение моделей свидетельствует о большей стабильности отломков при их фиксации разработанным нами устройством.

Таким образом, при моделировании переломов типа В1.2 и С1.3 остеосинтез разработанным нами устройством обеспечивает меньшую подвижность отломков дистального отдела плечевой кости, чем обычные спицы под действием нагрузок, превышающих 20 Н.

Разработанное нами устройство для остеосинтеза многофрагментарных и мелкооскольчатых переломов плечевой кости, основанное на принципе однонаправленной компрессии костных отломков, в эксперименте показало лучшие фиксирующие характеристики по сравнению с остеосинтезом спицами при нагрузках, превышающих 20 Н, что говорит о большей жесткости системы «кость — фиксатор», а следовательно, о большей стабильности костных отломков.

Однако остался нерешенным вопрос: можно ли за счет увеличения сил компрессии отломков повысить стабильность остеосинтеза при использовании разработанного нами устройства?

### Математический анализ эффективности работы оригинального устройства

Форма и функция локтевого сустава не предполагают дополнительной боковой мышечной стабилизации сустава. С боков локтевой сустав укреплен связками, что в сочетании с костной анатомией создает устойчивую структуру, надежно стабилизирующую сустав. Поэтому основной вектор действующих сил будет располагаться в сагитальной плоскости.

При моделировании остеосинтеза следует учитывать, что анатомическое строение и геометрическая форма дистального суставного конца плечевой кости представляют собой плоскую сложную конструкцию

**Таблица 3. Результаты сравнительного анализа величины смещения отломков дистального конца плечевой кости при переломе типа С1.3, фиксированном двумя спицами**

Нагрузка, Н	Тип крепления	Среднее	Стандартное отклонение	Значимость, Р
5	Спица	19,19	0,56	0,12
	Компрессирующее устройство	17,85	0,16	
10	Спица	100,32	0,88	0,52
	Компрессирующее устройство	99,91	0,49	
15	Спица	232,39	27,68	0,46
	Компрессирующее устройство	219,26	4,01	
20	Спица	336,32	3,84	0,02
	Компрессирующее устройство	307,28	13,54	
25	Спица	388,52	7,83	0,02
	Компрессирующее устройство	361,71	28,74	
30	Спица	484,99	4,69	0,01
	Компрессирующее устройство	449,20	5,10	
35	Спица	556,44	17,72	0,04
	Компрессирующее устройство	511,68	25,73	
40	Спица	668,67	39,30	0,55
	Компрессирующее устройство	652,07	20,32	
45	Спица	738,68	8,45	0,02
	Компрессирующее устройство	700,78	15,16	
50	Спица	809,58	36,87	0,2
	Компрессирующее устройство	752,73	42,85	

и при остеосинтезе фиксирующие элементы располагаются преимущественно во фронтальной плоскости, тогда как прикладываемые усилия мышц «работают» в сагиттальной плоскости. Поэтому спицы, как фиксаторы, не обладающие эффектом компрессии, удерживать отломки не могут.

Использование разработанного компрессирующего устройства обеспечивает компрессию плоскостей излома, а осевая компрессия, как известно, повышает стабильность остеосинтеза.

Поэтому задачей данной части исследования стал расчет возможных усилий компрессии, которые может обеспечить разработанное нами компрессирующее устройство.

#### Расчет прочности резьбового соединения

Так как предложенное нами устройство для остеосинтеза представляет собой резьбовую пару, на первом этапе работы выполним расчет усилия затяжки резьбового соединения. Для этого воспользуемся расчетной схемой, приведенной на рис. 5.

В этом случае стержень болта растягивается осевой силой  $F_{зат}$ , возникающей от затяжки болта, и закручивается моментом сил в резьбе  $T_p$ . Напряжение растяжения от силы  $F_{зат}$ :

$$\sigma = \frac{F_{зат}}{\frac{\pi}{4} d^2}, \quad (1)$$

где  $d$  — диаметр резьбы.

Напряжение кручения от момента  $T_p$ :

$$\tau = \frac{T_p}{W_p}, \quad (2)$$

где  $W_p$  — момент инерции.

Прочность болта определяют по эквивалентному напряжению:

$$\sigma_{экс} = \sqrt{\sigma^2 + 3\tau^2} \leq [\sigma], \quad (3)$$

где  $[\sigma]$  — допустимое напряжение растяжения, определяется формулой:

$$[\sigma] = \frac{\sigma_m}{[\eta_m]}, \quad (4)$$

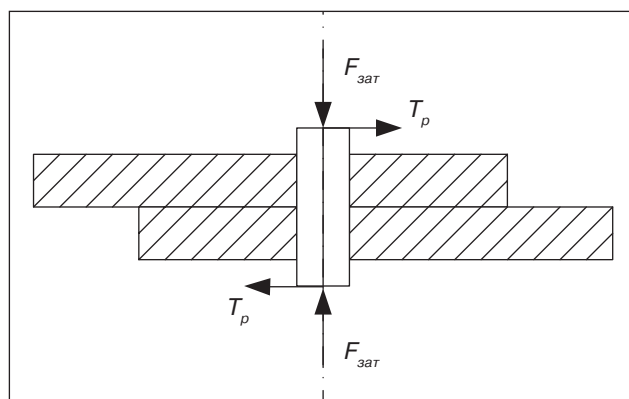


Рисунок 5. Схема расчета затягивающего усилия резьбового соединения

Таблица 4. Результаты сравнительного анализа величины смещения отломков дистального конца плечевой кости при переломе типа С1.3, фиксированном тремя спицами

Нагрузка, Н	Тип крепления	Среднее	Стандартное отклонение	Значимость, Р
5	Спица	18,64	0,56	0,14
	Компрессирующее устройство	17,95	0,32	
10	Спица	98,68	0,64	0,16
	Компрессирующее устройство	96,84	1,75	
15	Спица	220,43	11,78	0,49
	Компрессирующее устройство	214,97	3,62	
20	Спица	298,90	7,61	0,07
	Компрессирующее устройство	269,13	6,60	
25	Спица	377,38	18,00	0,05
	Компрессирующее устройство	328,33	15,46	
30	Спица	455,81	4,24	0,04
	Компрессирующее устройство	406,45	12,28	
35	Спица	528,86	8,63	0,03
	Компрессирующее устройство	443,74	8,27	
40	Спица	674,04	21,14	0,02
	Компрессирующее устройство	565,81	19,51	
45	Спица	695,76	10,97	0,02
	Компрессирующее устройство	604,26	10,76	
50	Спица	802,97	6,58	0,01
	Компрессирующее устройство	725,33	8,54	

где  $\sigma_m$  — предел текучести материала;  $[\eta_m]$  — требуемый (допускаемый) коэффициент запаса прочности.

Для хирургической стали предел текучести составляет:

$$\sigma_m = 770 \text{ МПа [1].}$$

Для стальных болтов коэффициент запаса прочности принимают в пределах  $[\eta_m] = 1,5 \div 3$ . Для наших расчетов примем:

$$[\eta_m] = 2.$$

Подставив значения  $\sigma_m$  и  $[\eta_m]$  в уравнение (4), получим:

$$[\sigma] = 770 : 2 = 385 \text{ МПа.} \quad (5)$$

Для стандартных метрических резьб эквивалентное напряжение принимают равным:

$$\sigma_{\text{эkv}} = 1,3 \sigma. \quad (6)$$

Это позволяет рассчитывать болты на прочность по упрощенной формуле:

$$\sigma_{\text{эkv}} = \frac{1,3 F_{\text{зат}}}{\frac{\pi}{4} d^2} \leq [\sigma]. \quad (7)$$

Отсюда определим усилие затяжки:

$$F_{\text{зат}} = \frac{\frac{\pi}{4} d^2 \sigma_{\text{эkv}}}{1,3}. \quad (8)$$

Подставив соответствующие значения в уравнение (8), определим величины затягивающих сил для спиц диаметром 1,5 и 2 мм:

— для спицы диаметром 1,5 мм

$$F_{\text{зат}} = \frac{\frac{\pi}{4} 2,25 \cdot 10^{-6} \cdot 385 \cdot 10^6}{1,3} = 523,08 \text{ Н,}$$

— для спицы диаметром 2 мм

$$F_{\text{зат}} = \frac{\frac{\pi}{4} 4 \cdot 10^{-6} \cdot 385 \cdot 10^6}{1,3} = 929,92 \text{ Н.}$$

Предположим, что наше болтовое соединение нагружено силами в плоскости стыка. Условием надежности соединения является отсутствие сдвига деталей в стыке. Расчетная схема приведена на рис. 6.

Примем второе допущение — болт поставлен с зазором. В этом случае болт ставится с зазором в отверстие деталей. При затяжке болта на стыке деталей возникают силы трения  $F_{\text{тр}}$ , которые препятствуют относительно их сдвигу. Внешняя сила  $F$  непосредственно на болт не передается, поэтому его

рассчитывают по силе затяжки  $F_{\text{зат}}$ . Рассматривая равновесие детали 2, получим условие отсутствия сдвига деталей:

$$F \leq i F_{\text{мп}} = \frac{if F_{\text{зат}}}{K}, \quad (9)$$

где  $i$  — количество плоскостей стыка (для соединения двух деталей  $i = 1$ );  $f$  — коэффициент трения;  $K$  — коэффициент запаса по сдвигу ( $K = 1,3-1,5$  при статической нагрузке,  $K = 1,8-2$  при переменной нагрузке).

Если принять коэффициент трения «кость — кость»  $f = 0,5$ , то сдвигающее усилие для сдвига костных фрагментов в пределах зазора между спицей и стенкой канала для спицы диаметром 1,5 мм будет составлять:

$$F = \frac{0,5 \cdot 523,08}{2} = 130,77 \text{ Н,}$$

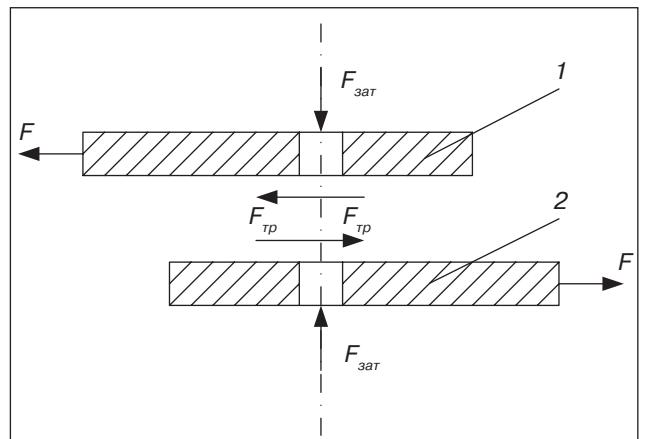
для спицы диаметром 2 мм:

$$F = \frac{0,5 \cdot 928,928}{2} = 232,23 \text{ Н.}$$

## Заключение

Оценивая полученные данные, следует отметить, что использование в разработанном нами устройстве обычной тонкой спицы Киршнера обеспечивает достаточный компрессирующий костные отломки эффект, который будет эффективно препятствовать смещению костных фрагментов под действием внешних сил. Этот эффект можно усилить почти вдвое, применив вместо тонкой спицы Киршнера более толстую 2-мм спицу Илизарова. Данный расчет показывает, что разработанное нами устройство для остеосинтеза эффективно стабилизирует костные отломки.

Этот факт дает нам основание для клинической апробации предложенного устройства для остеосинтеза многофрагментарных и мелкооскольчатых переломов плечевой кости.



**Рисунок 6. Расчетная схема болтового соединения под действием сил в плоскости стыка**

