

УДК 616-001.5-089:611.718.72

Лакша А.М., Никитин П.В., Шидловский Н.С., Шпак Д.Е.  
Украинская военно-медицинская академия, Киев  
Институт травматологии и ортопедии, Киев  
Национальный технический университет Украины "КПИ", Киев

## ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ЖЕСТКОСТИ РАЗЛИЧНЫХ ТИПОВ ФИКСАЦИИ ПЕРЕЛОМОВ ПЯТОЧНОЙ КОСТИ КАК КОМПОЗИЦИОННОГО МАТЕРИАЛА

Сложные переломы пяточной кости часто приводят к длительной неработоспособности или даже инвалидности. Существующие методы оперативного лечения не всегда удовлетворяют врачей, а консервативное лечение всегда приводит к неудовлетворительным результатам [2]. В последние годы оперативное вмешательство при таких повреждениях стало более популярным за счёт детального дооперационного планирования, более качественной оценки состояния мягких тканей зоны повреждения и наличия современных средств фиксации, которые позволяют раннюю послеоперационную мобилизацию.

На сегодняшний день, к сожалению, нет чётких показаний к применению тех или иных способов оперативной фиксации переломов пяточной кости. В современных литературных источниках мы не нашли экспериментальных исследований, которые были бы посвящены определению жёсткости фиксации костных обломков пяточной кости при разных методах остеосинтеза. Но аналогичные исследования проводились на длинных костях [1].

**Целью** нашего исследования было определение и сравнение жёсткости фиксации натурной модели простого внутрисуставного перелома пяточной кости при использовании стандартных методик остеосинтеза спицами Киршнера, аппаратом Илизарова и специальной зубчатой пластиной с винтами за счёт оценки степени смещения обломков при разных величинах компрессионной нагрузки.

Исследовано 15 анатомических препаратов стоп трупов людей, которые были взяты в условиях местного бюро судебно-медицинской экспертизы. Для экспериментального исследования использовали стопы людей, которые умерли от повреждений или болезней, не связанных с патологией опорно-двигательного аппарата. Девять стоп были мужскими, шесть – женскими. Верхний конец большой голеновой кости жёстко фиксировался в специально разработанном "зажимающем стакане" для последующего исследования препарата в испытательной машине.

Перелом пяточной кости моделировали путём выполнения косой остеотомии в плоскости, перпендикулярной подошвенной поверхности, остеотомом с широким лезвием.

Натурные модели переломов были поделены на три группы (по 5 моделей), в каждой из которых проводили фиксацию по разным методикам, а именно:

I группа – фиксация тремя металлическими спицами Киршнера диаметром 2 мм.

II группа – фиксация спицевым аппаратом черезкостной фиксации (аппаратом Илизарова) на 7 спицах диаметром 2 мм.

III группа – фиксация специальной пяточной зубчатой пластиной, которую размещали и моделировали на латеральной поверхности пяточной кости и крепили к ней девятью малыми кортикальными винтами диаметром 3,5 мм и длиной 40 мм, вводимыми в отверстия пластины по стандартной методике.

Учитывая то, что исследуемые биомеханические системы являются статически неопределимыми, исследование характеристик жёсткости было проведено с помощью стендовых испытаний.

Для определения жёсткости фиксации обломков пяточной кости с разными видами остеосинтеза при осевых компрессионных нагрузках в качестве критерия был выбран суммарный модуль вектора смещения  $\Delta L$ , который рассчитывался по формуле:

$$|\Delta L| = \sqrt{\Delta L_B^2 + \Delta L_r^2 + \Delta L_0^2}$$

где  $\Delta L_B$ ,  $\Delta L_r$ ,  $\Delta L_0$  – проекции вектора  $\Delta L$  на оси Y, X и Z соответственно.

Стендовое тестирование натурных моделей при компрессионных нагрузках проводили на кафедре динамики прочности машин и сопротивления материалов НТТУ "КПИ" с помощью универсальной испытательной машины TIRATEST-2151 с такими характеристиками:

- точность измерения усилия  $\pm 0,1$  Н
- точность измерения перемещения активного захвата  $\pm 10^{-5}$  м;
- скорость перемещения активного захвата от  $8,3 \cdot 10^{-6}$  до  $3,3 \cdot 10^{-2}$  м/сек.

Препарат стопы со "сжимающим стаканом" закрепляли в универсальной испытательной машине TIRATEST-2151 таким образом, что подошвенная поверхность опиралась на опорную плиту. Подготовку для контрольного нагружения проводили в виде 10 циклов нагрузки-разгрузки от 0 до 500 Н. Деформацию пяточной кости (смещение её обломков) определяли с помощью катетометра В-630 с точностью  $\pm 10^{-5}$  м путём измерения расстояния между реперными точками А и В по стандартной методике (ГОСТ 8.051-81).

Нагружение препаратов осевыми компрессионными нагрузками проводили ступенчато от 100 до 500 Н с интервалом 100 Н. Более высокое усилие в исследовании не использовали потому, что оно вызывало смещения, недопустимые в клинической практике. С помощью формулы находим модуль суммарного вектора смещения ( $\Delta L$ ) при всех видах фиксации обломков, который отображает смещение костных обломков пяточной кости.

Статистическая обработка результатов.

На основании данных протокола исследований препаратов была проведена статистическая обработка результатов. С помощью компьютерной программы Microsoft Excel 2002 SP2 рассчитали среднее значение ( $M$ ) суммарного вектора смещения ( $\Delta L$ ) и стандартную ошибку среднего ( $\pm m$  при  $n=5$ ) при фиксированных осевых компрессионных нагрузках ( $P$ ) и разных способах фиксации костных обломков (табл. 1).

С целью корректной оценки результатов исследований мы использовали критерий Стьюдента ( $t$ ) для сравнения статистической достоверности расхождений средних смещений костных обломков при выбранных нагрузках и способах фиксации. Критерий Стьюдента рассчитывали по формуле:

$$t = \frac{M_1 - M_2}{\sqrt{m_1^2 - m_2^2}}$$

где  $M_1$  и  $M_2$  – средние значения общих смещений обломков пяточной кости при определённых нагрузках и способах фиксации;  $m_1$  и  $m_2$  – стандартные ошибки средних.

При биомеханических испытаниях принята статистическая вероятность 0,95, что по табличным данным при  $n = 5$  отвечает критическому критерию Стьюдента –  $t = 2,57$ .

*Среднее значение суммарного вектора смещения  $M$ (мм) и стандартная ошибка среднего  $m$ (мм) при фиксированных осевых компрессионных нагрузках  $P$ (Н) и разных способах фиксации костных обломков*

Таблица 1.

Способ фиксации	Специальная зубчатая пяточная пластина					Аппарат Илизарова					Спицы Киршнера				
	М	$\pm m$	P	М	$\pm m$	P	М	$\pm m$	P	М	$\pm m$	P	М	$\pm m$	P
М	0,64	1,58	2,54	3,60	4,67	1,28	2,43	3,62	5,05	5,99	1,48	2,99	4,54	6,08	7,84
$\pm m$	0,047	0,059	0,059	0,075	0,089	0,211	0,249	0,298	0,379	0,441	0,214	0,302	0,298	0,389	0,496
P	100	200	300	400	500	100	200	300	400	500	100	200	300	400	500

### Выводы:

1. Жёсткость фиксации фрагментов пяточной кости специальной зубчатой пяточной пластиной достоверно отличается ( $p < 0,05$ ) от жёсткости фиксации при использовании аппарата Илизарова и превышает её от 28 до 100% при осевой компрессионной нагрузке от 100 до 500 Н.

2. Жёсткость фиксации фрагментов пяточной кости зубчатой пластиной достоверно отличается ( $p < 0,05$ ) от жёсткости фиксации спицами Киршнера и превышает её от 68 до 134% при осевой компрессионной нагрузке от 100 до 500 Н.

3. Специальная зубчатая пяточная пластина является оптимальным средством фиксации при внутрисуставных переломах пяточной кости и может быть рекомендована к практическому применению.

### Список литературы:

1. Лакша А.М. Жесткостные биомеханические параметры стержневых аппаратов внешней фиксации. //Український журнал медичної техніки і технології. – 2000. – №3-4. – С.35-38.
2. Нікітін П.В. Оперативне лікування хворих зі зміщеними внутрішньосуглобовими переломами п'яткових кісток (ранні результати)//Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2001. №3. – С.59-65.
3. Нікітін П.В. Особенности техники и принципы остеосинтеза пластинами при лечении внутрисуставных переломов пяточной кости//Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2001. – №4. – С.30-35.