

БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ХАРАКТЕРИСТИК СТЕРЖНЕВОЙ СИСТЕМЫ ПРИ МОДЕЛИРОВАНИИ ОСТЕОСИНТЕЗА ПЕРЕЛОМА МЫШЦЕЛКОВ БОЛЬШЕБЕРЦОВОЙ КОСТИ

В. А. Бабалян

Харьковская медицинская академия последипломного образования, Украина

РЕЗЮМЕ

Сообщается о результатах биомеханического исследования стержневой системы для остеосинтеза переломов мышцелков большеберцовой кости. Исследование проведено на деревянных моделях и большеберцовых костях свиньи. Установлено, что стержневая система конструктивно обеспечивает значительное уменьшение нагрузки на повреждённую суставную поверхность. Коленный сустав воспринимает только 40-50% внешней нагрузки.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: переломы мышцелков большеберцовой кости, металлоостеосинтез стержневыми системами, биомеханическое исследование

При лечении переломов мышцелков большеберцовой кости часто приходится прибегать к оперативному методу лечения. Тенденцией последнего десятилетия в данном направлении является малоинвазивный остеосинтез, позволяющий за счет применения небольших фиксаторов и соответственно оперативных доступов, в меньшей степени, чем традиционный остеосинтез, нанести ятрогенную травму пациенту. В то же время сокращение размеров фиксаторов приводит к снижению жесткости остеосинтеза. Применение стержневых систем на основе аппаратов внешней фиксации (АВФ), по нашему мнению, обеспечивает надежную малотравматичную фиксацию фрагментов перелома. На основании требований, предъявляемых к АВФ [1], нами предложен вариант стержневой системы из элементов аппарата ЧАС [2]. Предлагаемая стержневая система относится к одностороннему типу АВФ, что позволяет достигнуть уменьшения внешних размеров в сравнении с другими вариантами компоновки АВФ. В настоящий момент не определены механические характеристики надежности стержневой системы, применяемой при остеосинтезе переломов мышцелков большеберцовой кости.

Цель работы заключается в определении надёжности (прочности и жесткости) предлагаемого устройства (АВФ) при остеосинтезе модели переломов мышцелков большеберцовой кости.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Исследования проводились в лаборатории биомеханики Института патологии позвоночника и суставов им. М.И. Ситенко АМН Украины совместно с С.Р. Михайловым. Выявление и определение параметров несущей способности системы

(НСС) – способности системы «аппарат-кость» выдерживать прилагаемые к ней нагрузки, выполнено при стендовых испытаниях на модели остеосинтеза. Материалом стендовых исследований являлись деревянная модель бедренной и большеберцовых костей (ББК) и препараты костей крупных экземпляров свиней, с учетом, что различия прочностных характеристик бедренной и ББК последних незначительно отличаются от костной ткани человека. Исследования НСС «аппарат-кость» осуществлялось в статическом режиме с использованием оригинального АВФ, смонтированного с соблюдением правил хирургического вмешательства и необходимого инструментария. На деревянных моделях бедренной и большеберцовой костей использовался аппарат внешней фиксации (системы ЧАС) на пяти стержнях: 2 стержня установлены в бедренной кости и 3 стержня в ББК. Проксимальный стержень в ББК одновременно фиксирует отломок мышцелка, создавая компрессионное усилие по плоскости перелома за счёт упорной площадки (патент № 98105611 от 26.10.1998). В эксперименте были использованы два типа стержней, отличающихся своим диаметром – Ø5 и Ø6мм. При стендовых исследованиях были установлены значения постоянных величин нагружения. Для регистрации внешней нагрузки использовался динамометр типа ДПУ – 0.1-2, регистрация перемещения элементов системы осуществлялась индикаторами часового типа ИЧ – 10, а регистрация нагрузки по суставным поверхностям коленного сустава осуществлялась при помощи «Барометрической системы регистрации нагружения» (БСРН), разработанной в лаборатории биомеханики Института

патологии позвоночника и суставов им. Ситенко М.И. [3]. В системе использовались датчики постоянной высоты (10мм), что требовало выполнения соответствующего диастаза. Все датчики прошли тарировку.

Система подвергалась воздействию внешней осевой нагрузки на стенде. Моделировался раскалывающийся перелом наружного мыщелка ББК (I тип по классификации Schatzker. J. (1973)) на препарате ББК свиньи, с углом наклона

плоскости перелома

около $\alpha=45^{\circ}$ относительно оси нижней конечности во фронтальной плоскости. Затем, по общепринятой технологии, монтировался АВФ.

Принципиальные схемы стендовых исследований и общий вид стендов представлены на рисунках 1 и 2.

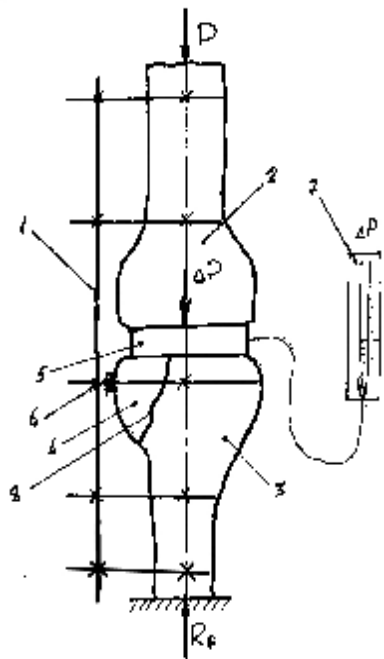


Рис. 1. Схема исследования и общий вид стенда с моделью при исследовании несущей способности системы АК.
 1 – АВФ, 2 – модель БК, 3 модель ББК, 4 – отломок латерального мыщелка ББК, 5 – датчик БСРН, 6 – компрессионная гайка, 7 – панель с монометром, 8 – линия перелома

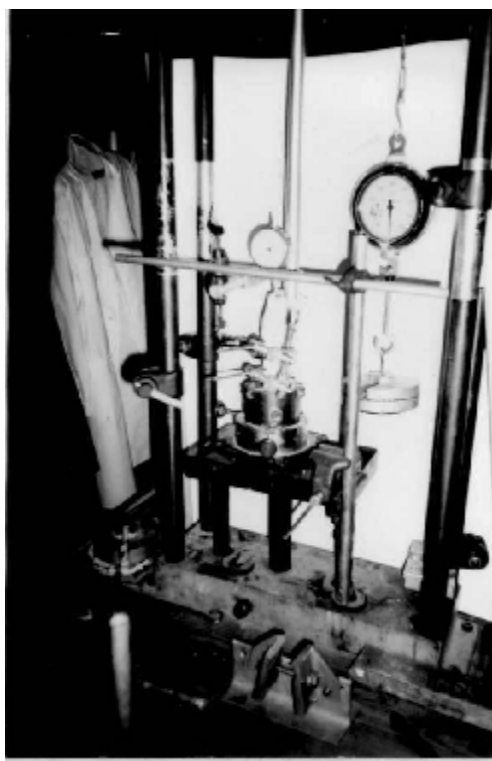
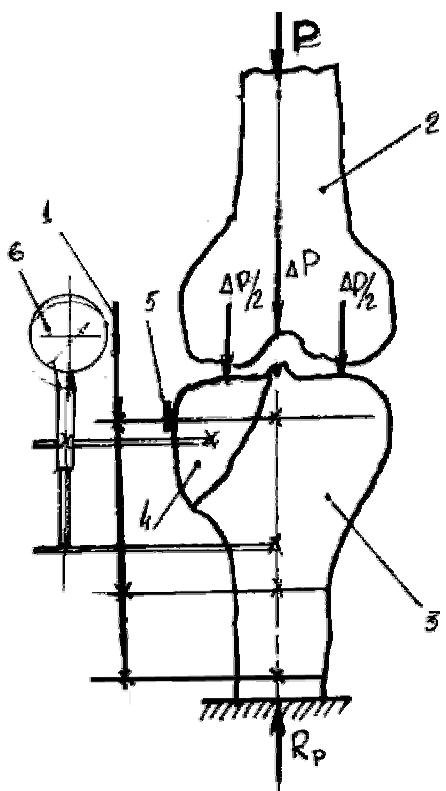


Рис. 2. Схема исследования и общий вид стенда с моделью при исследовании величин перемещения мыщелка большеберцовой кости. 1 – АВФ, 2 – модель БК, 3 модель ББК, 4 – отломок мыщелка ББК, 5 – компрессионная гайка, 6 – регистратор перемещений – индикатор.

Внешнее усилие, приложенное к оси системы «аппарат-кость», принято за $P=500$ Н. При этом осуществлялось ступенчатое нагружение с интервалом $\Delta P=100$ Н. Каждая ступень нагружения выдерживалась в течение $t=180$ с, затем снимались показания переменных величин и заносились в соответствующий протокол исследования. Нагружения и измерения переменных величин осуществлялись трехкратно, после чего вычислялся показатель среднего значения.

$$P_{cp} = \frac{\sum \Delta P}{3} (H) \quad (1)$$

где

P_{cp} – среднее значение внешнего усилия, приложенного к оси системы «аппарат-кость»;

ΔP – показания нагрузки на датчик БСРН, Н.

По графику тарировки датчика определялась величина ΔP , которая соответствует P_{cp} . Эта величина усилия не была воспринята стержневой системой и была передана на плоскость модели перелома. Отношение величины ΔP к приложенной P дает информацию о несущей способности системы остеосинтеза по формуле 2

$$K_n = 1 - \frac{\Delta P}{P} \quad (2)$$

где

ΔP – показания нагрузки на датчик БСРН, Н;

P – приложенная к модели остеосинтеза нагрузка, Н.

K_n – коэффициент несущей способности системы.

При значении $K_n > 0.5$ система удовлетворяет процессу лечения, а при $K_n < 0.5$ систему использовать не рекомендуется [3].

Нам представляется удобным определение жесткости системы по методу

допускаемых перемещений, который основан на законе Гука для системы (формула 3)

$$d = \frac{P}{U} \quad (3)$$

где:

P – сила, под действием которой происходит перемещение

U – величина перемещения взятой точки

δ – коэффициент пропорциональности между силой и перемещением.

Методика определения перемещений заключалась в определении величины взаимного движения деталей модели друг относительно друга, в зависимости от величины приложенной внешней нагрузки. После регистрации ΔU , не разбирая модели, удаляли датчик БСРН. Диастаз сохранялся и доводился до величины $10 \pm 0,05$ мм, измеренной с помощью индикатора. Затем осуществлялось ступенчатое нагружение с интервалом $\Delta P = 100$ Н. Каждая ступень нагружения выдерживалась в течение $t=180$ с. После этого снимались показания переменных величин и заносились в соответствующий протокол исследования. Нагружения и измерения переменных величин осуществлялись трехкратно, затем вычислялся показатель среднего значения.

$$U_{cp} = \frac{\sum \Delta U}{3} \text{ мм} \quad (4)$$

где

ΔU – величина перемещения взятой точки, мм;

U_{cp} – средняя величина перемещения взятой точки, мм;

Результаты подвергались статистической обработке по критерию Стьюдента с доверительной достоверностью $\alpha = 95\%$.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

На основании данных протоколов, получены значения параметров и вычислен коэффициент несущей способности системы K_n для стержней $\varnothing 5$ и $\varnothing 6$ мм (табл. 1).

Таблица 1

Расчет коэффициента несущей способности K_n системы «аппарат-кость»

Нагрузка Р, Н	Показатели $\varnothing 5$ мм			Показатели $\varnothing 6$ мм		
	$\Delta P, H$	$\Delta P/P$	K_n	$\Delta P, H$	$\Delta P/P$	K_n
100	47±0.48	0.47	0.53	39±0.41	0.39	0.61
200	90±1.07	0.45	0.55	76±0.92	0.38	0.62
300	152±1.30	0.5	0.5	127±101	0.42	0.58
400	196±0.62	0.49	0.51	154±0.9	0.38	0.62
500	248±0.62	0.49	0.51	194±0.9	0.39	0.61

В соответствии с данными табл. 1, построена гистограмма (рис. 3) зависимости значения коэффициента K_n от приложенной

внешней нагрузки P . Анализируя таблицу и гистограмму значения K_n установили, что при максимальной нагрузке $P = 500$ Н

значение K_n приобретает величину 0.51-0.61, следовательно 50-60% от приложенной нагрузки к «конечности», воспринимает АВФ.

Последующие исследования заключались в определении величины перемещения (U) мышелка ББК, синтезированного стержневой системой под воздействием нагрузки.

На рис. 3 изображена схема исследования величины перемещения при воздействии различных нагрузок. Исследования

проведены при двух компоновках АВФ. В первой схеме поврежденный мышелок синтезирован одним компрессирующим стержнем (6 мм), в неповрежденный диафиз ББК установлено 2 стержня (6 мм). Во второй схеме, в поврежденный мышелок дополнительно установлен антиротационный стержень (6 мм), в неповрежденный диафиз ББК установлен 1 стержень (6 мм). Результаты исследования представлены в таблице 2.

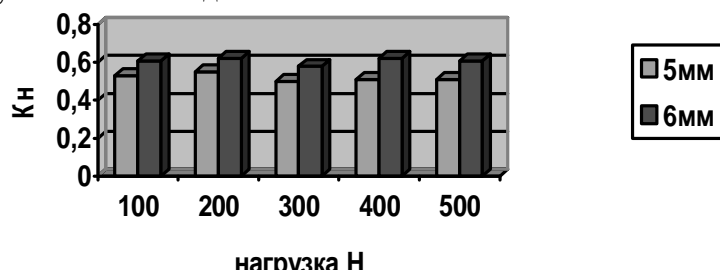


Рис. 3. Зависимость значений K_n от нагрузки и диаметра стержнем

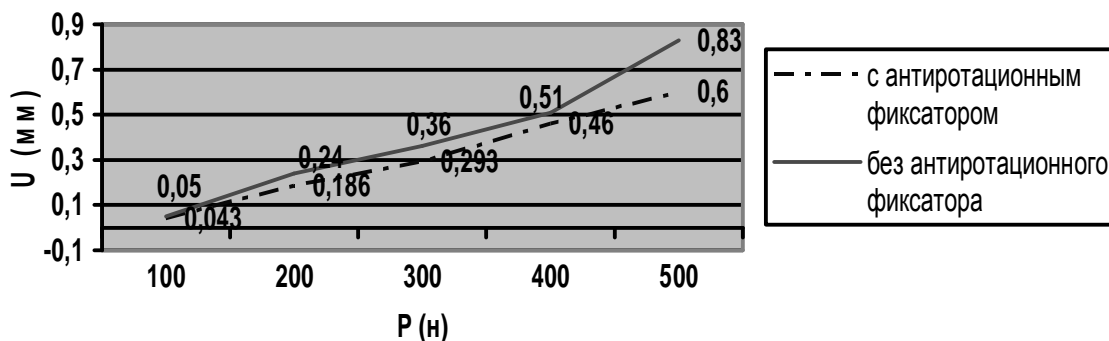


Рис. 4. График зависимости перемещения мышелка

Таблица 2

Результаты исследования перемещений мышелка ББК

Нагрузка P, Н	Перемещение мышелка (мм)	
	Без антиротационного стержня	С антиротационным стержнем
	Среднее $U_{cp} \pm \Delta U$	Среднее $U_{cp} \pm \Delta U$
100	0.05±0.04	0.043±0.013
200	0.24±0.17	0.186±0.006
300	0.36±0.07	0.293±0.006
400	0.51±0.16	0.460±0.011
500	0.83±0.44	0.600±0.011
Остаточное перемещение $U_I = 0.46$		Остаточное перемещение $U_I = 0.10$
В данной ситуации визуально наблюдалось ротационное смещение вокруг компрессионного стержня		Ротационное смещение не обнаружено

Для большей наглядности результаты исследования величины перемещения мышелка представлены в виде графиков (рис. 4) для модели с антиротационным стержнем и без него.

В результате исследования системы на НСС, можно сделать вывод, что предлагаемая конструкция стержневой системы, обеспечивает значительное уменьшение нагрузки на суставные

поверхности коленного сустава.

Полученный коэффициент K_n в пределах 0.5 - 0.6 свидетельствует о том, что коленный сустав воспринимает только около 50% приложенной внешней нагрузки.

Подтверждением этому служат результаты экспериментальных исследований на предмет определения величины смещения мышелка по плоскости перелома при его повреждении и

способности системы обеспечить надёжную фиксацию. Анализ полученных результатов стендовых исследований (табл. 2) показывает, что перемещения незначительны, особенно при использовании антиротационного стержня. Сравним, если $P = 500 \text{ Н}$, то $U = 0.6 \pm 0.011$, при этом остаточная деформация смещения $U_1 = 0.10$.

Значительное уменьшение нагрузки на повреждённую суставную поверхность коленного сустава. Полученный $K_n = 0.5 - 0.6$ свидетельствует, что коленный сустав воспринимает только 40 - 50% прилагаемой суммарной внешней нагрузки.

2. Повреждённый коленный сустав в процессе лечения находится в режиме лечебной иммобилизации, так как величина нагружения травмированного мышечка обеспечивается в щадящих параметрах.
3. Введение дополнительного антиротационного стержня уменьшает величину перемещения повреждённого мышечка, одновременно предупреждая возникновение ротационного смещения.

В сравнении, без антиротационного стержня при тех же условиях $P = 500 \text{ Н}$, $U = 0.83 \pm 0.44$ и $U_1 = 0.46$.

ВЫВОДЫ

1. Несущая способность исследованного АВФ конструктивно обеспечивает зна-

ЛИТЕРАТУРА

1. Хмызов С.А. Управляемый остеосинтез стержневыми системами в детской травматологии и ортопедии. Дис.... докт. мед. наук. – Харьков. - 2004. - 415с.
 2. Чикунов А.С. Стержневые аппараты для чрескостного остеосинтеза системы «ЧАС». Учебно-методическое пособие.- Харьков.- 1991.- 47с
- Михайлов С.Р. // Ортопедия, травматология и протезирование. - 2001. - №3. - С.113-115