

ИССЛЕДОВАНИЕ ЖЕСТКОСТИ МОДУЛЕЙ ПЕРВОГО И ВТОРОГО ПОРЯДКА, СКОМПОНОВАННЫХ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ЭКСТРАКОРТИКАЛЬНЫХ ФИКСАТОРОВ

Ф.К. Сабиров¹, Л.Н. Соломин^{1,2}

¹ ФГБУ «Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена» Минздрава России, ул. Ак. Байкова, д. 8, Санкт-Петербург, Россия, 195427

² ФГБОУ ВПО «Санкт-Петербургский государственный университет», Университетская наб., д. 7-9, Санкт-Петербург, Россия, 199034

Реферат

Введение. Экстракортикальный фиксатор – это устройство, которое в отличие от спиц и стержней-шурупов, используемых при чрескостном остеосинтезе, не перфорирует кортикальные пластинки кости. Использование экстракортикальных фиксаторов представляется перспективным для лечения перипротезных переломов, а также при удлинении бедренной кости поверх гвоздя и замещении дефекта кости поверх гвоздя.

Цель исследования – сравнить жесткость фиксации костного фрагмента, обеспечиваемой модулями внешней фиксации на основе экстракортикальных фиксаторов, стандартных стержней-шурупов и их комбинации.

Материал и методы. Выполнены 240 серий экспериментов с использованием стенда для проведения исследования, индикаторов измерения линейных перемещений часового типа с ценой деления 0,01 мм, имитаторов кости («Sawbones»), тарированных грузов, аппарата Илизарова и экстракортикальных фиксаторов. Статистический анализ осуществлялся с использованием программного обеспечения «STATISTICA» (версия 6.0).

Результаты. Выявлено, что среди исследуемых вариантов модулей первого порядка лучшие показатели жесткости были у конструкции с двумя экстракортикальными фиксаторами, введенными под углом 60° друг к другу. Среди модулей второго порядка лучшие показатели жесткости были у модуля с двумя экстракортикальными фиксаторами, введенными под углом 60° друг к другу на расстоянии 10 см между ними.

Заключение. Исследование доказало, что модули, скомпонованные с использованием экстракортикальных фиксаторов, могут использоваться в компоновках аппаратов внешней фиксации при хирургии бедренной кости, а именно при перипротезных переломах, удлинении и замещении дефектов поверх внутрикостных гвоздей.

Ключевые слова: экстракортикальный фиксатор, жесткость остеосинтеза, внешняя фиксация, стендовые исследования.

Введение

В РНИИТО им. Р.Р. Вредена разработано специальное устройство для использования при чрескостном остеосинтезе – экстракортикальный фиксатор (ЭФ) (патент на полезную модель № 87618). В отличие от традиционных чрескостных элементов (спиц и стержней-шурупов) использование ЭФ не предполагает перфорацию кортикальных пластинок кости. Это позволяет фиксировать в опоре любого аппарата костные фрагменты при наличии в их костномозговой полости массивного инородного тела.

Экстракортикальный фиксатор представляет собой устройство, состоящее из двух частей: погружной, при помощи которой осуществляется контакт фиксатора с костью, и наружной, которая присоединяется к опоре аппарата внешней фиксации. Погружная часть фиксатора вы-

полнена в виде одной крючкообразно изогнутой лапки с зубцами по внутренней поверхности. Лапка занимает больше полуокружности кости и эксцентрично соединена с хвостовиком в виде полого стержня с внутренней резьбой, в который ввинчивается остроконечный стержень с головкой под ключ (рис. 1).

Ранее были выполнены исследования по обоснованию типоразмеров ЭФ и его использованию при перипротезных переломах [2]. Однако за прошедшее время ЭФ был конструктивно усовершенствован, появилась перспектива расширения показаний к его применению, а именно при «удлинении поверх гвоздя» – УПГ (Lengthening Over Nail – LON) [6–8, 10, 11] и «замещении дефекта поверх гвоздя» – ЗДПГ (Bone Transport Over Nail – BTON) [4, 5, 9, 11].

☞ Сабиров Ф.К., Соломин Л.Н. Исследование жесткости модулей первого и второго порядка, скомпонованных с использованием экстракортикальных фиксаторов. *Травматология и ортопедия России*. 2015; (1):58-65.

✉ Сабиров Фаниль Камилжанович. Ул. Ак. Байкова, д. 8, Санкт-Петербург, Россия, 195427; e-mail: fanil.sabirov@gmail.com

1 Рукопись поступила: 26.12.2014; принята в печать: 26.01.2015

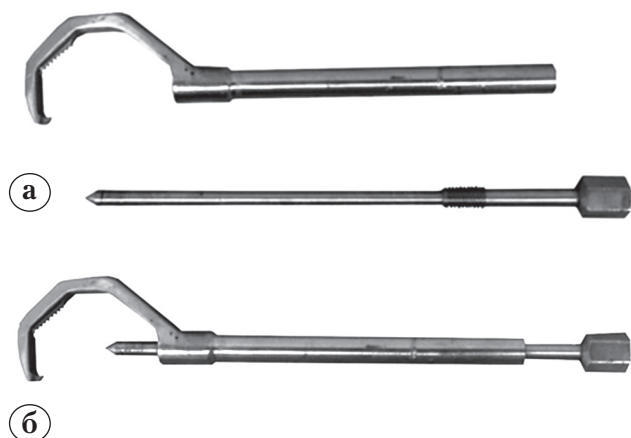


Рис. 1. Экстракортикальный фиксатор:
а – общий вид в разобранном состоянии;
б – общий вид в собранном состоянии

Таким образом, появилась необходимость исследовать жесткость фиксации костного фрагмента модулями внешней фиксации, в компоновке которых использованы ЭФ. Модули, в свою очередь, могут быть использованы для индивидуальных компоновок аппаратов.

Цель исследования – сравнить жесткость фиксации костного фрагмента, обеспечиваемой модулями внешней фиксации на основе ЭФ, стандартных стержней-шурупов и их комбинации.

Материал и методы

Жесткость модулей исследовалась согласно медицинской технологии «Метод исследования жесткости чрескостного остеосинтеза при планировании операций» [1]. Согласно этому методу, для экспериментального исследования нами были использованы стенд для проведения исследования (рис. 2), индикаторы измерения линейных перемещений часового типа с ценой деления 0,01 мм (ТО 2.221071.013-89), имитаторы кости («Sawbones»), тарированные грузы (ТУ 64-1-855-78), аппарат Илизарова (№81/823-536 ТУ 64-1-3673-82) и ЭФ. Принято, что «чрескостный модуль» – это функциональная единица в построении аппарата внешней фиксации. Существуют модули первого порядка – М1 (одна внешняя опора с чрескостными элементами), модули второго порядка – М2 (два модуля первого порядка, фиксирующие один костный фрагмент) и модули третьего порядка – М3 (полная компоновка чрескостного аппарата, состоящая из М1 и М2). Таким образом, М1 и М2 являются исходными «кирпичиками» для полной компоновки аппарата.

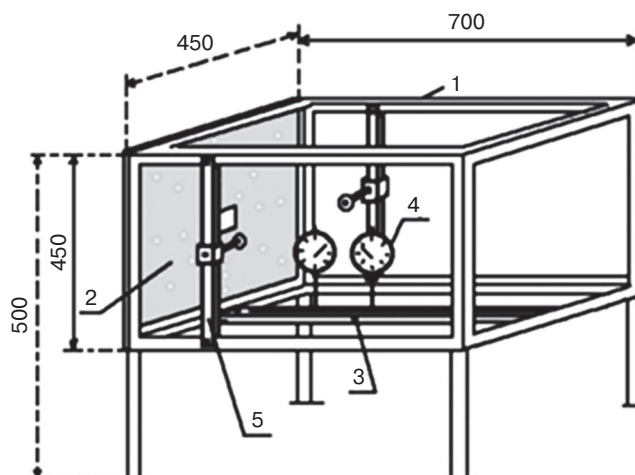


Рис. 2. Стенд для исследования жесткости остеосинтеза:

- 1 – станина;
- 2 – фиксирующая панель;
- 3 – балка для фиксации датчиков;
- 4 – индикатор линейных перемещений;
- 5 – ножка с блоком

Медицинская технология включает в себя алгоритм стандартных действий и расчетов по определению основных характеристик жесткости, обеспечиваемой чрескостными модулями (рис. 3):

- продольной жесткости при дистракции и компрессии;
- поперечной жесткости во фронтальной плоскости, моделируя «отведение» и «приведение»;
- поперечной жесткости в сагиттальной плоскости, моделируя «сгибание» и «разгибание»;
- жесткости при ротации кнутри и кнаружи.

Например, при исследовании продольной жесткости внешнюю опору исследуемого модуля крепят к фиксирующей панели стенда. К нагружаемому концу имитатора крепят металлическую планку. Балку с блоками подводят таким образом, чтобы создаваемые усилия от грузов были параллельны оси имитатора кости. К торцу нагружаемого подводят индикатор линейных перемещений. Посредством тарированных по 5 Н грузов прикладывают исследуемую нагрузку с постепенным ее увеличением. Фиксируют значения датчика, показывающего величину смещения имитатора кости в зависимости от каждого приращения груза.

Эксперимент проводился на основании следующего допущения: если смещение нагружаемого фрагмента достигало 1 мм или 1°, нагрузка в этом случае называлась предельной и ее дальнейшее приращение нецелесообразно.

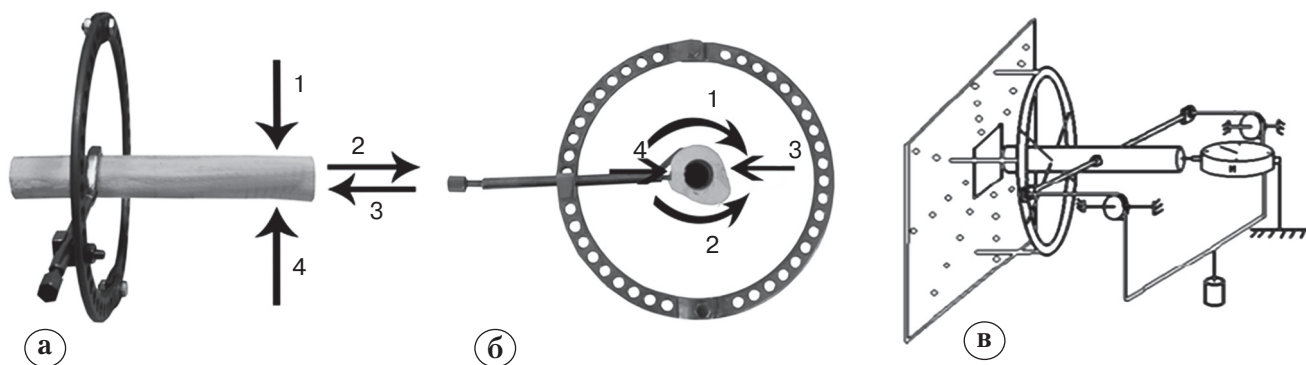


Рис. 3. Схема проведения эксперимента:
 а – направление результирующего вектора действующей силы при моделировании (вид модуля сбоку):
 1 – «сгибания», 2 – «дистракции», 3 – «компрессии», 4 – «разгибания»;
 б – направление результирующего вектора действующей силы при моделировании (вид модуля снизу):
 1 – ротации кнутри, 2 – ротации кнаружи, 3 – «отведения», 4 – «приведения»;
 в – схема моделирования дистракции

Коэффициент жесткости (К) остеосинтеза при моделировании различных нагрузок определяли согласно следующим формулам:

$$K_{дистр.} = F1_{дистр.} / U_{дистр.},$$

где $K_{дистр.}$ – коэффициент жесткости остеосинтеза при дистракции, $F1_{дистр.}$ – значение осевой силы дистракции, $U_{дистр.}$ – перемещение фрагмента в осевом направлении при дистракции (таким же образом определяется при моделировании компрессии);

$$K_{отв.} = F2_{отв.} \cdot L / \varphi_{отв.},$$

где $K_{отв.}$ – коэффициент жесткости остеосинтеза при отведении, $F2_{отв.}$ – значение силы, создающей угловое перемещение фрагмента во фронтальной плоскости, L – расстояние от точки приложения силы до места жесткого закрепления модуля, $\varphi_{отв.}$ – угол поворота фрагмента при действии силы отведения (таким же образом определяется при моделировании приведения);

$$K_{сгиб.} = F3_{сгиб.} \cdot L / \varphi_{сгиб.},$$

где $K_{сгиб.}$ – коэффициент жесткости остеосинтеза при сгибании, $F3_{сгиб.}$ – значение силы, создающей угловое перемещение фрагмента в сагиттальной плоскости, L – расстояние от точки приложения силы до места жесткого закрепления модуля, $\varphi_{сгиб.}$ – угол поворота фрагмента при действии силы сгибания;

$$K4_{кнт} = F_{кнт} \cdot h / \varphi_{кнт},$$

где $K4_{кнт}$ – коэффициент жесткости остеосинтеза при внутренней ротации; $F4_{кнт}$ – значение силы, создающей угловое перемещение фрагмента в трансверсальной плоскости; h – удвоенное расстояние от точки приложения силы до центра имитатора кости; $\varphi_{кнт}$ – угол кручения

фрагмента под действием силы внутренней ротации (таким же образом определяется при моделировании ротации кнаружи).

Исследованные модули первого и второго порядков представлены в таблицах 1 и 2.


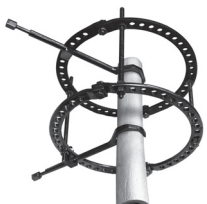


Таблица 1

Исследуемые модули первого порядка

Исследуемый модуль	Обозначение модуля согласно МУОЧО	Фотография модуля
M1-1	II,9,90 160	
M1-2	II,11,90; III,8,90 160	
M1-3	II,11,90; III,8,90 160	
M1-4	II,11,90; III,8,90 160	

Таблица 2

Исследуемые модули второго порядка

Исследуемый модуль	Обозначение модуля согласно МУОЧО	Фотография модуля
M2-1	$\frac{\text{II},9,90}{160} - \frac{\text{IV},9,90}{160}$	
M2-2	$\frac{\text{II},11,90}{160} - \frac{\text{IV},8,90}{160}$	
M2-3	$\frac{\text{II},11,90}{160} - \frac{\text{IV},8,90}{160}$	
M2-4	$\frac{\text{II},11,90}{160} - \frac{\text{IV},8,90}{160}$	

«Basic statistics». Полученные данные мы сравнивали со значениями эталонных модулей первого и второго порядка [1]. Эталонный модуль первого порядка представляет собой модель на основе кольцевой опоры с внутренним диаметром 160 мм, в центре которой расположен имитатор кости. Через имитатор кости, отступив 25 мм от его торца, проводят две спицы диаметром 2 мм с углом перекреста между ними 60° с силой натяжения 1000 Н. Эталонный модуль второго порядка представляет собой модель на основе двух кольцевых опор, расположенных на расстоянии 150 мм и соединённых тремя стержнями. Проксимальная кольцевая опора соответствует эталонному модулю первого порядка. Соответственно, спицы проведены следующим образом: I,2-8 и I,4-10. Дистальная кольцевая опора расположена на расстоянии 150 мм от проксимальной кольцевой опоры. В ней проведена спица с упорной площадкой на уровне IV,3-9.

Для наглядности результаты эксперимента были представлены в виде графиков «Box&Whisker Plot». Данные графики наглядно демонстрирует сразу несколько параметров распределения: центральные тенденции (среднее значение, медиана) и характеристики рассеяния объектов исследования (минимальное и максимальное значения признака, 25-й и 75-й процентиля). Среднее значение представляет собой среднее арифметическое данных выборки. Медиана – это значение, справа от которого по оси значений признака располагаются равные количества значений признака данной выборки.

Обозначение модулей дано на основе «Метода унифицированного обозначения чрескостного остеосинтеза» (МУОЧО) [3]. Согласно этому методу, каждый сегмент конечности можно разделить на 8 равноудаленных уровней (обозначаются римскими цифрами). Условный срез, выполненный на каждом уровне, разделен на 12 равновеликих секторов, ограниченных позициями от 1 до 12. Центром деления является центр кости на этом уровне. Исходя из этого принципа позиции проецируются на кожу.

Для возможности достоверной статистической обработки осуществлялось 30 серий экспериментов для каждого модуля, суммарно было выполнено 240 серий экспериментов. Одна серия эксперимента включала в себя моделирование четырех «пар» нагрузок, представленных на рисунке 3. Для анализа полученных нами данных мы использовали программу STATISTICA 6.0 с использованием модуля

Результаты и обсуждение

Полученные коэффициенты жесткости остеосинтеза модулей первого порядка (M1) представлены на рисунках 4–7.

Экспериментально полученные значения продольной жесткости остеосинтеза M1 расположены в диапазоне от 32,5 Н/мм (модуль на основе одного экстракортикального фиксатора) до 100,7 Н/мм (модуль на основе двух стержней-шурупов, введенных под углом 90° по отношению к анатомической оси имитатора кости и 60° по отношению друг к другу). При этом M1-2 и M1-4 обеспечивают показатели, превосходящие значение эталонного модуля (M1э).

При моделировании отведения и приведения модули на основе одного ЭФ (M1-1) или на основе двух стержней-шурупов (M1-4) не могут обеспечить необходимую жесткость остеосинтеза. Наибольшей жесткостью обладает M1-3, незначительно уступает ему M1-2.

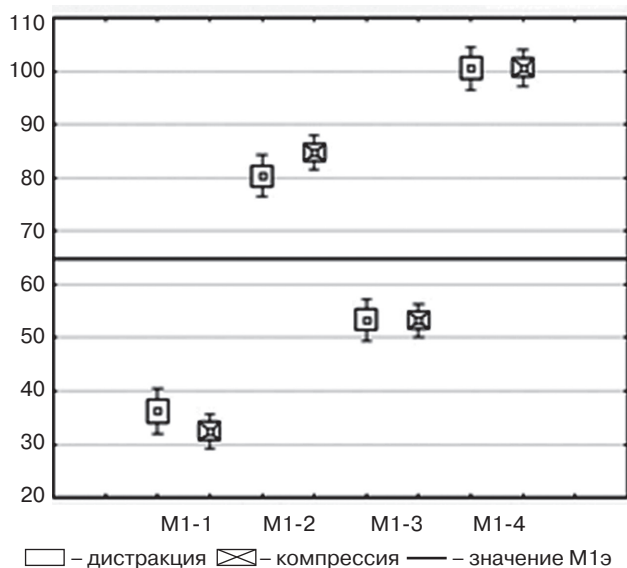


Рис. 4. Жесткость остеосинтеза модулей первого порядка при моделировании продольных нагрузок

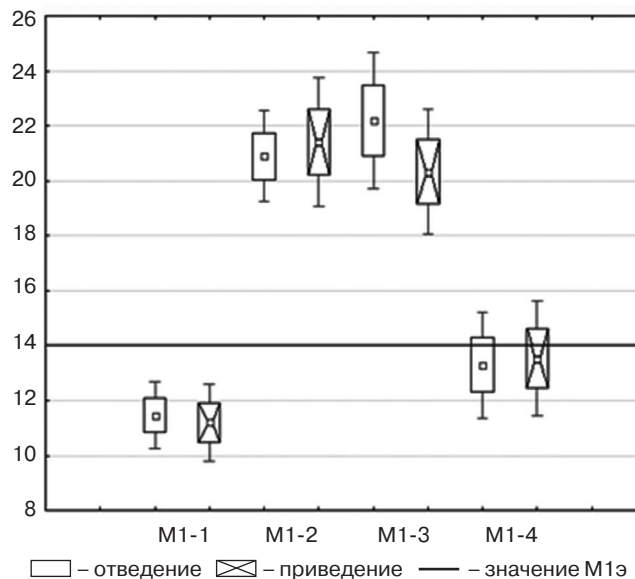


Рис. 5. Жесткость остеосинтеза модулей первого порядка при моделировании нагрузок во фронтальной плоскости

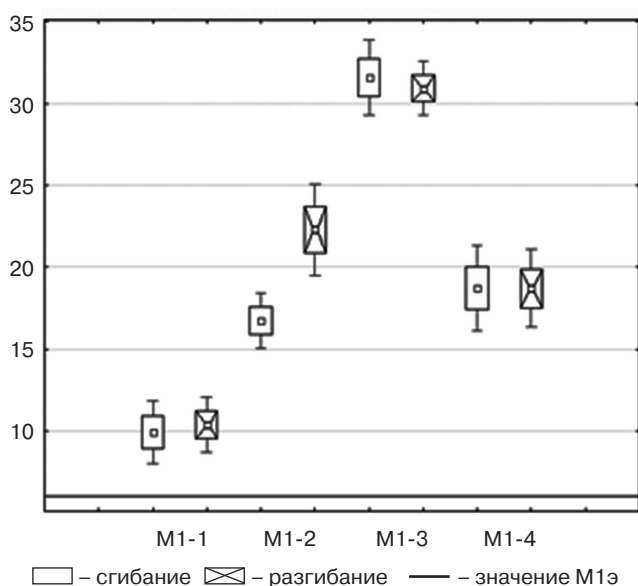


Рис. 6. Жесткость остеосинтеза модулей первого порядка при моделировании нагрузки в сагиттальной плоскости

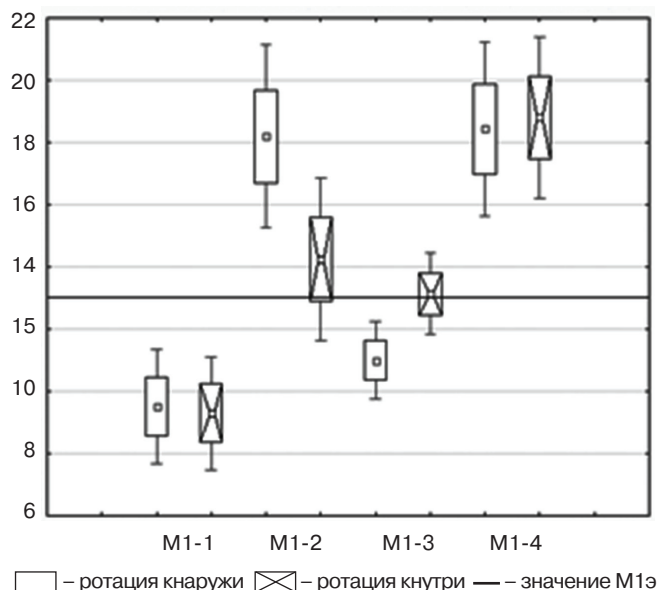


Рис. 7. Жесткость остеосинтеза модулей первого порядка при моделировании нагрузок в трансверсальной плоскости

При моделировании сгибания и разгибания все модули первого порядка превышают значения жесткости эталонного модуля первого порядка. Но при этом жесткость, обеспечиваемая комбинированным модулем (совместное применение ЭФ и стержня-шурупа) (M1-3) больше, чем у однородных модулей на основе экстракортикальных фиксаторов (M1-2) и стержней-шурупов (M1-4).

При моделировании наружной и внутренней ротации коэффициент жесткости варьирует в

пределах от 9,3 Н·мм/град до 18,8 Н·мм/град. Самые низкие показатели имеет M1-1.

Таким образом, среди исследуемых модулей первого порядка наибольшую жесткость при большинстве используемых нагрузок обеспечивает компоновка M1-2 на основе двух экстракортикальных фиксаторов, введенных под углом 60° по отношению друг к другу.

Полученные коэффициенты жесткости остеосинтеза модулей второго порядка представлены на рисунках 8–11.

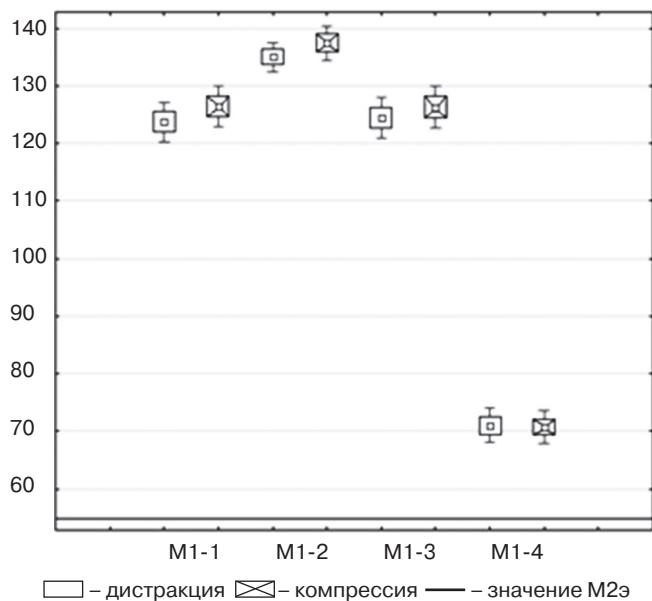


Рис. 8. Жесткость остеосинтеза модулей второго порядка при моделировании продольных нагрузок

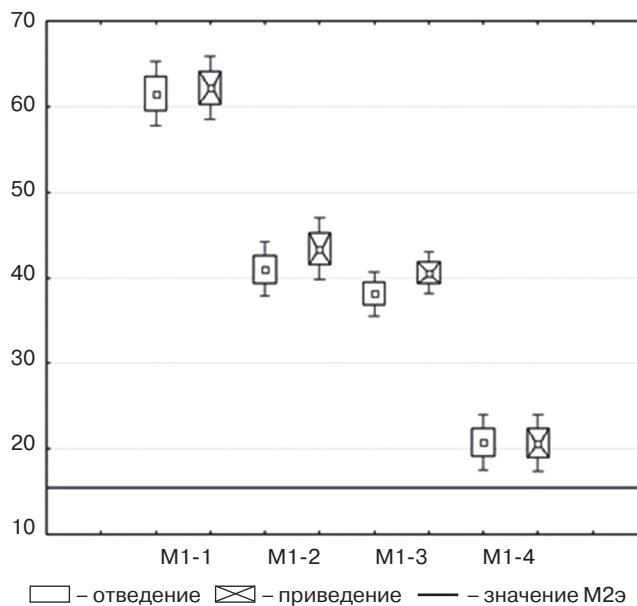


Рис. 9. Жесткость остеосинтеза модулей второго порядка при моделировании нагрузок во фронтальной плоскости

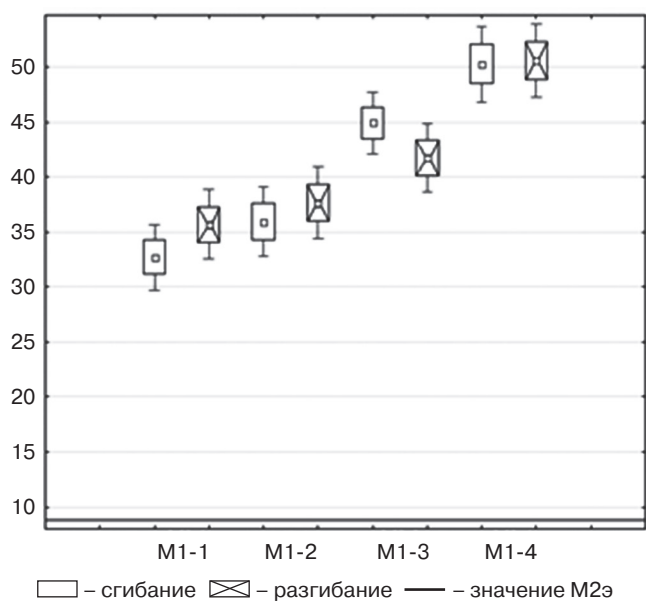


Рис. 10. Жесткость остеосинтеза модулей второго порядка при моделировании нагрузки в сагиттальной плоскости

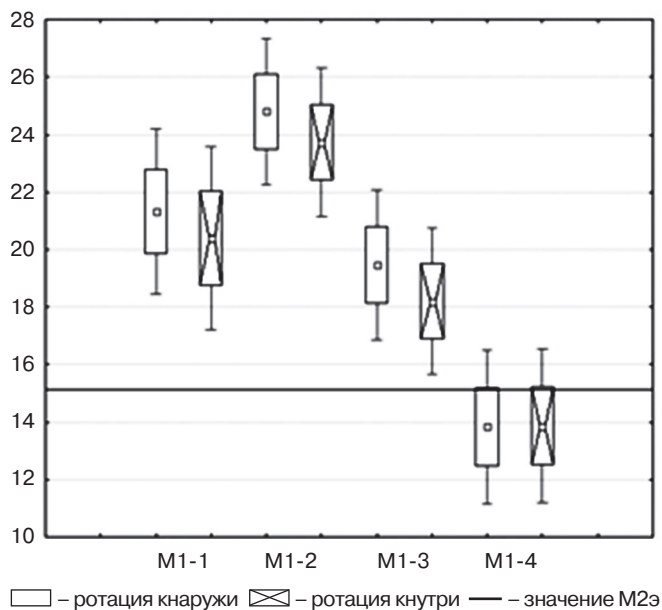


Рис. 11. Жесткость остеосинтеза модулей второго порядка при моделировании нагрузок в трансверсальной плоскости

Показатели продольной жесткости М2 варьируют от 70,7 Н/мм (модуль на основе двух стержней-шурупов, расположенных на расстоянии 10 см друг от друга, введенных под углом 90° по отношению к поверхности имитатора кости и 60° по отношению друг к другу) до 137,4 Н/мм (модуль на основе двух экстракортикальных фиксаторов, расположенных на рас-

стоянии 10 см друг от друга и введенных под углом 60° по отношению друг к другу). Все М2 превосходили значение эталонного модуля второго порядка (М2э).

При исследовании жесткости модулей второго порядка во фронтальной плоскости установлено, что увеличение угла между введенными элементами, а также использование

стержней-шурупов снижает жесткость фиксации костного фрагмента. Наибольшей жесткостью (66 Н·мм/град.) обладает М2 на основе двух ЭФ, введенных параллельно друг к другу на расстоянии 10 см друг от друга (М2-1).

При моделировании сгибания и разгибания все исследуемые модули второго порядка превысили значение жесткости эталонного модуля. Наибольшая жесткость выявлена у М2-4, скомпонованного на основе двух стержней-шурупов, расположенных на расстоянии 10 см друг от друга и введенных под углом 60° по отношению друг к другу. Наименьшая жесткость отмечена у М2-1, скомпонованного на основе двух ЭФ, введенных параллельно друг другу.

Исследование жесткости при моделировании торсии выявило, что наибольшей жесткостью обладает М2-2. Из исследуемых модулей только модуль на основе двух стержней-шурупов (М2-4) имел значения ниже эталонного модуля.

Таким образом, модуль второго порядка на основе двух ЭФ, расположенных на расстоянии 10 см относительно друг друга, под углом 60° по отношению друг к другу, в целом обеспечивает лучшие значения жесткости остеосинтеза.

Заключение

Исследования показали, что использование ЭФ повышает жесткость фиксации костного фрагмента модулями первого и второго порядков. Модуль первого порядка обеспечивает наибольшую жесткость остеосинтеза, когда используются два ЭФ, введенных на расстоянии 50 мм под углом 60° по отношению друг к другу. Еще большая жесткость обеспечивается при введении ЭФ на расстоянии 100 мм и фиксации ее к двум кольцевым опорам (М2). Именно эти модули могут быть рекомендованы для компоновки аппаратов внешней фиксации для реализации методик «удлинения кости поверх гвоздя», «замещения дефекта кости поверх гвоздя», при остеосинтезе перипротезных переломов, а также при канальном остеомиелите.

Конфликт интересов: не заявлен.

Финансирование: государственное.

Литература

1. Корнилов Н.В., Соломин Л.Н., Евсеев С.А., Назаров В.А., Бегун П.И. Метод исследования жесткости чрескостного остеосинтеза при планировании операций: метод. рекомендации № ФС-2005/021. СПб.; 2005. 21 с.
2. Соломин Л.Н., Виленский В.А. Лечение перипротезных переломов бедренной кости методом чрескостного остеосинтеза с использованием экстракортикальных фиксаторов (экспериментально-клиническое исследование). *Травматология и ортопедия России*. 2007; (2):78-83.
3. Соломин Л.Н. Основы чрескостного остеосинтеза. М.: БИНОМ; 2014. Т. 1. 328 с.
4. Eralp L., Kocaoglu M., Polat G., Bas A., Irican A., Azam M. A comparison of external fixation alone or combined with intramedullary nailing in the treatment of segmental tibial defects. *Acta Orthop Belg*. 2012; 78:652-659.
5. Karargyris O., Romoudis P., Morassi L.G., Zafeiris C., Mavrogenis A.F., Polyzois V., Pneumaticos S.G. Distraction over nail using circular external fixation for septic pseudarthrosis of the tibia. *J Long Term Eff Med Implants*. 2012;22(2):137-143.
6. Kim H.J., Fragomen A.T., Reinhardt K., James J. Hutson J.J., Rozbruch R. Lengthening of the femur over an existing intramedullary nail. *J Orthop Trauma*. 2011; 25(11): 681-684.
7. Kocaoglu M., Eralp L., Kilicoglu O., Cakmak H.B. Complications encountered during lengthening over an intramedullary nail. *J Bone Joint Surg Am*. 2004; 86:2406-2411.
8. Mahboubian S., Seah M., Fragomen A.T., Rozbruch S.R. Femoral lengthening with lengthening over a nail has fewer complications than intramedullary skeletal kinetic distraction. *Clin Orthop*. 2012; 470:1221-1231.
9. Oh C.W., Song H.R., Roh J.Y., Oh J.K., Min W.K., Kyung H.S., Kim J.W., Kim P.T., Ihn J.C. Bone transport over an intramedullary nail for reconstruction of long bone defects in tibia. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2008;128(8):801-808.
10. Paley D., Herzenberg J.E., Paremian G., Bhav A. Femoral lengthening over an intramedullary nail. A matched-case comparison with Ilizarov femoral lengthening. *J Bone Joint Surg Am*. 1997; 79:1464-1480.
11. Solomin L. The basic principles of external skeletal fixation using the Ilizarov and other devices. Milan: Springer-Verlag Itali; 2012. 1593 p.

СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ:

Сабиров Фаниль Камилжанович – аспирант ФГБУ «Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена» Минздрава России

Соломин Леонид Николаевич – д-р мед. наук профессор ведущий научный сотрудник ФГБУ «Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена» Минздрава России, профессор кафедры общей хирургии медицинского факультета ФГБОУ ВПО «Санкт-Петербургский государственный университет»

TNE STIFFNESS OF FIRST-ORDER AND SECOND-ORDER MODULES ASSEMBLED WITH EXTRACORTICAL CLAMP DEVICES

F.K. Sabirov¹, L.N. Solomin^{1,2}

¹ Vreden Russian Research Institute of Traumatology and Orthopedics, Ak. Baykova ul., 8, St. Petersburg, Russia, 195427

² St. Petersburg State University, Universitetskaya nab., 7-9, St. Petersburg, Russia, 199034

Abstract

The extracortical clamp device (ECD) is a tool used in external fixation which unlike the K-wires and half-pins don't perforate cortical bone. The use of ECD is prospective for the treatment of periprosthetic femoral fractures and in the lengthening over nail and bone transport over nail. The data on the bench tests of the osteosynthesis rigidity by the external fixation first-order and second-order modules on the base of extracortical clamp devices are observed in the article.

Materials and methods. The authors made 240 bench tests using torsional-vibration machine, Indicators measuring linear displacements with a scale of 0.01 mm, bone simulators («Sawbones»), calibrated load, Ilizarov's apparatus и extracortical fixators. The statistical analysis was performed with use software «STATISTICA» (ver. 6.0). The data obtained are presented in graphs «Box and Whisker Plot».

Results. Among the investigated variants of first-order modules the better results of osteosynthesis rigidity were found in the module based on two ECD inserted at angle 60 degrees to each other and at distance of 10 cm from each other. Among the investigated second-order modules, better results of osteosynthesis rigidity were found in the module based on two ECD inserted at an angle 60 degrees to each other at distance of 10 cm from each other.

Conclusion. Thus the tested modules can be used in practice in assemblies of external fixation devices in periprosthetic fractures, lengthening and bone transport over the nail.

Key words: extracortical clamp device, osteosynthesis stiffness, external fixation, bench tests.

Conflict of interest: none. **Funding:** state.


References


- Kornilov NV, Solomin LN, Evseev SA, Nazarov VA, Begun PI. Metod issledovaniya zhestkosti chreskostnogo osteosinteza pri planirovaniy operatsiy: metod. rekomendatsii № FS-2005/021 [The method for study the stiffness of transosseous osteosynthesis in planning operations: method. recommendation N FC-2005/021]. SPb.; 2005. 21 p. [in Rus.]
- Solomin LN, Vilenskiy VA. Lechenie periproteznykh perelomov bedrennoy kosti metodom chreskostnogo osteosinteza s ispol'zovaniem ekstrakortikal'nykh fiksatorov (eksperimental'no-klinicheskoe issledovaniye) [Treatment of femur bone periprosthetic fractures by external fixation using clamp devices (clinical and experimental research)]. *Traumatologiya i ortopediya Rossii* [Traumatology and orthopedics of Russia]. 2007;(2): 78-83. [in Rus.]
- Solomin LN. Osnovy chreskostnogo osteosinteza [Basics transosseous osteosynthesis]. M.: Binom; 2014. V. 1. 328 p. [in Russ.]
- Eralp L, Kocaoglu M, Polat G, Bas A, Irican A, Azam M. A comparison of external fixation alone or combined with intramedullary nailing in the treatment of segmental tibial defects. *Acta Orthop Belg.* 2012;78:652-659.
- Karagyris O, Romoudis P, Morassi LG, Zafeiris C, Mavrogenis AF, Polyzois V, Pneumaticos SG. Distraction over nail using circular external fixation for septic pseudarthrosis of the tibia. *J Long Term Eff Med Implants.* 2012;22(2):137-143.
- Kim HJ, Fragomen AT, Reinhardt K, James J, Hutson JJ, Rozbruch R. Lengthening of the femur over an existing intramedullary nail. *J Orthop Trauma.* 2011; 25(11):681-684.
- Kocaoglu M, Eralp L, Kilicoglu O, Cakmak HB. Complications encountered during lengthening over an intramedullary nail. *J Bone Joint Surg Am.* 2004; 86:2406-2411.
- Mahboubian S, Seah M, Fragomen AT, Rozbruch SR. Femoral lengthening with lengthening over a nail has fewer complications than intramedullary skeletal kinetic distraction. *Clin Orthop Relat Res.* 2012; 470(4):1221-1231.
- Oh CW, Song HR, Roh JY, Oh JK, Min WK, Kyung HS, Kim JW, Kim PT, Ihn JC. Bone transport over an intramedullary nail for reconstruction of long bone defects in tibia. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2008;128(8): 801-808.
- Paley D, Herzenberg JE, Paremian G, Bhav A. Femoral lengthening over an intramedullary nail. A matched-case comparison with Ilizarov femoral lengthening. *J Bone Joint Surg Am.* 1997; 79:1464-1480.
- Solomin L. The basic principles of external skeletal fixation using the Ilizarov and other devices. Milan: Springer-Verlag Itali; 2012. 1593 p.

INFORMATION ABOUT AUTHORS:

Sabirov Fanil K. – postgraduate student of Vreden Russian Research Institute of Traumatology and Orthopedics

Solomin Leonid N. – professor, head of functional group of external fixation of Vreden Russian Research Institute of Traumatology and Orthopedics, Professor of the Surgery Chair Medical Faculty of St. Petersburg State University

 **Cite as:** Sabirov FK, Solomin LN [Investigation of rigidity of first-order and second-order modules, assembled with use of extracortical clamp devices]. *Traumatologiya i ortopediya Rossii.* 2015; (1):58-65. [in Russian]

 *Sabirov Fanil K.* Ak. Baykova ul., 8, St. Petersburg, Russia, 195427; e-mail: fanil.sabirov@gmail.com

 Received 26.12.2014; Accepted for publication 26.01.2015