УДК 617.582-089.843:621.793

РЕЗУЛЬТАТЫ СТЕНДОВЫХ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ УГЛОВОЙ СТАБИЛЬНОСТИ ИНТРАМЕДУЛЛЯРНОГО ЭЛАСТИЧНОГО СТАБИЛЬНОГО ОСТЕОСИНТЕЗА

[1]Коробейников А.А., [2]Первунинская Ю.Е., [1]Попков Д.А.

[1]Российский научный центр «Восстановительная травматология и ортопедия» имени академика Г.А. Илизарова, Курган, e-mail: office@Ilizarov.ru

[2]Курганская областная детская больница имени Красного Креста, Курган, e-mail: kbd@zaural.ru

Проведены биомеханические стендовые испытания жесткости фиксации отломков на модели поперечного перелома диафиза длинной трубчатой кости в двух взаимно перпендикулярных плоскостях при различных способах установки эластичных титановых стержней методом FIN (Flexible Intramedullary Nailing). Полученные результаты выявили значимое влияние на жесткость фиксации величины кривизны изгиба стержней, плоскости их расположения, диаметра и наклона перфорационного отверстия для введения стержней.

Ключевые слова: биомеханические стендовые испытания, эластично-стабильный остеосинтез, переломы у детей.

RESULTS OF STAND BIOMECHANICAL STUDIES OF ANGULAR STABILITY OF THE FLEXIBLE INTRAMEDULLARY NAILING

[1]Korobeinikov A.A., [2]Pervuninskaya Ju.E., [1]Popkov D.A.

[1]Russian Ilizarov Scientific Center "Restorative Traumatology and Orthopaedics", Kurgan, e-mail: office@Ilizarov.ru

[2]Regional Children's Hospital named after the Red Cross, Kurgan, e-mail: kbd@zaural.ru

Biomechanical stand testing of the rigidity of fixation of bone fragments was performed on a model of transverse diaphyseal fracture in two perpendicular planes with various directions of application of elastic titanium nails. The results: angle of nail curvature, plane of its disposition, diameter and inclination of the entrance canal of nails influence on the osteosynthesis rigidity.

Keywords: flexible intramedullary nailing, stand biomechanical study, fractures in children.

Введение

Появление в последние десятилетия малоинвазивных методов остеосинтеза в травматологии, возможности интраоперационной рентгенологической визуализации, а также новых материалов для имплантатов привело к расширению показаний к оперативному лечению диафизарных переломов у детей и подростков. Среди детских травматологов все большую популярность завоевывает метод интрамедуллярного эластичного стабильного остеосинтеза (FIN – Flexible Intramedullary Nailing) [1-3]. Среди преимуществ метода отмечают малоинвазивность, эластическую стабильность фиксации костных отломков, относительно простую оперативную технику, раннее функциональное восстановление поврежденного сегмента. Однако данный метод имеет ряд ограничений, в частности, при большом весе тела пациента и широком костномозговом канале, когда стабильность остеосинтеза имеет определенные пределы в силу эластичности имплантатов, а также отсутствия их блокирования. Остаются открытыми вопросы влияния величины изгиба и способа введения стержней на стабильность остеосинтеза. В литературе имеются работы, посвященные биомеханическим исследованиям стабильности фиксации, но не дающие ответы на выше поставленные вопросы [5,8-10].

Целью нашего исследования явилось изучение на стендовых синтетических моделях длинной трубчатой кости влияния величины изгиба стержней и формы перфорационного отверстия для введения имплантатов на угловую стабильность фиксации отломков при поперечном характере перелома.

Материалы и методы

В качестве моделей длинной трубчатой кости мы использовали поликарбонатные трубки длиной 400 мм, внутренним диаметром 10мм и наружным 20 мм. Точно по центру производился перпендикулярный распил трубки для моделирования поперечного перелома с равными по длине отломками.

Для остеосинтеза использовались предызогнутые титановые эластичные стержни фирмы «Stryker» T2Kids® диаметром 3,5мм и длиной 450 мм, которые устанавливались при помощи инструментов стандартного набора.

Испытания осуществлялись на биомеханическом стенде, изготовленном из деталей аппарата Илизарова, с возможностью приложения смещающих усилий в двух взаимно перпендикулярных плоскостях. Сме-

щение отломков производили путем подвешивания груза к нижней поверхности модели кости через систему блоков таким образом, чтобы вектор действующей силы совпадал с линией перелома (рис. 1). Во всех случаях было две точки равномерного приложения силы, равноудаленные от линии перелома на 1 см. Величину смещения определяли с помощью часового микрометра с точностью до 1,0 мкм (предел измерения 2,5 мм) при последовательном увеличении веса груза с шагом 100 г. Каждое испытание проводилось троекратно, с последующим вычислением средней величины смещения.

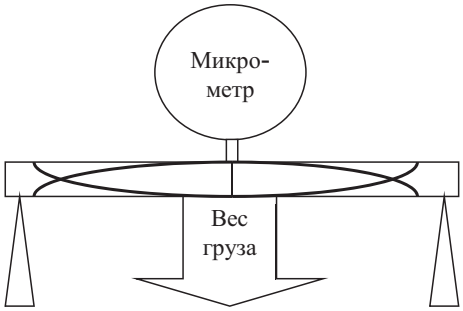

Рис. 1. Схема биомеханического стендового испытания (при приложении силы в плоскости изгиба эластичных стержней)

При введении имплантатов использовались базовые принципы метода FIN: вводились 2 эластичных титановых стержня биполярно, диаметр каждого стержня был одинаковый и составлял 40% от внутреннего диаметра трубки, максимальная кривизна изгиба располагалась в зоне перелома.

В первой серии опытов имитировалась стандартная методика [6,7]. Перфорационные отверстия для введения стержней формировались сверлом 4,0 мм, сверление начиналось под углом 90^0, после чего переводилось в косое направление и продолжалось под углом 45^0, в конце перфорирования осуществлялись круговые равномерные движения шилом (рис.2). Строго напротив первого отверстия в противоположной стенке трубки формировалось аналогичное отверстие. Два предварительно изогнутых под углом 40^0 фабричным способом стержня вводились через перфорационные отверстия с помощью рукоятки из стандартного набора. Стержни проводились внутри трубки через оба отломка до противоположного конца, при этом вершина изгиба располагалась в зоне перелома и отмечалось правильное положение отломков, т.е. имитировалась репозиция. Внутренние концы спиц погружались в предварительно сделанные на противоположном конце трубки отверстия, имитируя погружение спиц в противоположную метафизарную зону. Затем модель устанавливалась на биомеханическом стенде посредством двух спиц диаметром 1,8 мм, проведенных перпендикулярно оси модели, на расстоянии 1 см от концов, что давало возможность свободного вращения отломков в исследуемой плоскости в момент приложения смещающих усилий. При установке модели на стенде плоскость изгиба стержней располагалась перпендикулярно вектору смещающих усилий в этой серии. Проводили испытания троекратно для каждого значения веса груза и замером величины смещения.

Во второй серии опытов модель кости с аналогично установленными стержнями располагали на стенде таким образом, чтобы плоскость изгиба эластичных стержней совпадала с вектором смещающих усилий.

В третьей серии опытов формировали перфорационные отверстия по стандартной методике, но стержни изгибали на протяжении под углом 90^0. После введения стержней и установки модели на стенде плоскость изгиба стержней располагалась перпендикулярно вектору смещающих усилий.

В четвертой серии опытов способ введения и изгиб стержней был аналогичен третьей серии, но при закреплении модели на стенде плоскость изгиба стержней совпадала с вектором смещающих усилий.

В пятой серии опытов перфорационные отверстия получали путем сверления стенки трубки строго под углом 45^0 (рис. 2), при этом диаметр сверла 3,5 мм совпадал с диаметром эластичного стержня. Использовались стандартные стержни, изогнутые под углом 40^0. После введения стержней и установки модели на стенде плоскость изгиба стержней располагалась перпендикулярно вектору смещающих усилий.

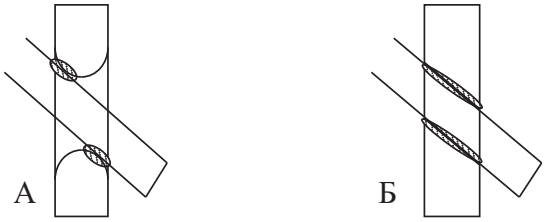

Рис. 2.
А – стандартное перфорационное отверстие, точечный контакт с кортикальной пластинкой;
Б – модернизированное перфорационное отверстие, контакт с кортикальной пластинкой «на протяжении»

В шестой серии опытов перфорационные отверстия сверлили как в пятой серии, стержни также изгибались стандартно. При закреплении модели на стенде плоскость изгиба стержней совпадала с вектором смещающих усилий.

Статистические исследования проводились с применением программы Attestat®. Для описательной статистики были определены средние значения показателей и их среднеквадратичное отклонение. Сравнение между выборками осуществлялось с применением критерия Стьюдента.

Результаты

Полученные результаты отражены в нижеприведенных таблицах 1 и 2, в соответствии со сравниваемыми сериям опытов.

Для наглядности сравнения полученных данных результаты серий исследования представлены в виде графиков (рис. 3,4), отражающих зависимость величины смещения «отломков» от веса груза при различных условиях биомеханического эксперимента.

Таблица 1

Сравнительный анализ 1,2,3,4 серии опытов

Вес груза, кг	Плоскость изгиба стержней перпендикулярна вектору смещающих усилий		Плоскость изгиба стержней совпадает с вектором смещающих усилий	
	Серия №1 Стандартный изгиб стержней 40^0 (среднее значение смещения, мкм; $M \pm \sigma$)	Серия №3 Избыточный изгиб стержней 90^0 (среднее значение смещения, мкм; $M \pm \sigma$)	Серия №2 Стандартный изгиб стержней 40^0 (среднее значение смещения, мкм; $M \pm \sigma$)	Серия №4 Избыточный изгиб стержней 90^0 (среднее значение смещения, мкм; $M \pm \sigma$)
0,1	39,6±9,9	13,0±9,5[1]	16,3±2,3	3,0 ±1,7[2]
0,2	78,3±16,5	33,0±7,9[1]	43,0±1,0[3]	17,3 ± 5,7[2]
0,3	134,6±10,6	56,0±6,5[1]	70,3±1,5[3]	26,6 ± 4,7[2]
0,4	198,6±5,1	76,7± 3,8[1]	103,3±10,5[3]	39,3 ± 4,9[2]
0,5		104,7±1,5	133,3±1,5[3]	50,0 ± 4,6[2]
0,6		135,0±7,8	162,0±2,0[3]	68,3 ± 5,1[2]
0,7		163,0±4,5		89,6 ± 5,5
0,8				101,0 ± 3,6
0,9				102,3 ± 2,5
1,0				128,3 ± 3,5

Примечание: [1] – достоверность различий между 1 и 3 сравниваемыми сериями ($p<0,05$, критерий Стьюдента); [2] – достоверность различий между 2 и 4 сравниваемыми сериями ($p<0,05$, критерий Стьюдента); [3] – достоверность различий между 3 и 2 сравниваемыми сериями ($p<0,05$, критерий Стьюдента).

Таблица 2

Сравнительный анализ 1,2,5,6 серии опытов

Вес груза, кг	Плоскость изгиба стержней перпендикулярна вектору смещающих усилий		Плоскость изгиба стержней совпадает с вектором смещающих усилий	
	Серия №1 стандартное перфорационное отверстие (среднее значение смещения, мкм; $M \pm \sigma$)	Серия №5 перфорационное отверстие под углом 45^0 (среднее значение смещения, мкм; $M \pm \sigma$)	Серия №2 стандартное перфорационное отверстие (среднее значение смещения, мкм; $M \pm \sigma$)	Серия №6 перфорационное отверстие под углом 45^0 (среднее значение смещения, мкм; $M \pm \sigma$)
0,1	39,6±9,9	36,0±2,6	16,3±2,3	7,0±1,7[1]
0,2	78,3±16,5	89,0±2,6	43,0±1,0	28,0±1,7[1]
0,3	134,6±10,6	162,0±16,1[2]	70,3±1,5	55,0±2.6[1]
0,4	198,6±5,1	211,0±10,4	103,3±10,5	82,7±4,6[1]
0,5			133,3±1,5	118,0±3,6[1]
0,6			162,0±2,0	145,7±3,2[1]
0,7				177,3±4,0
0,8				
0,9				
1,0				

Примечание: [1] – достоверность различий между 2 и 6 сравниваемыми сериями ($p<0,05$, критерий Стьюдента); [2] – достоверность различий между 1 и 5 сравниваемыми сериями ($p<0,05$, критерий Стьюдента).

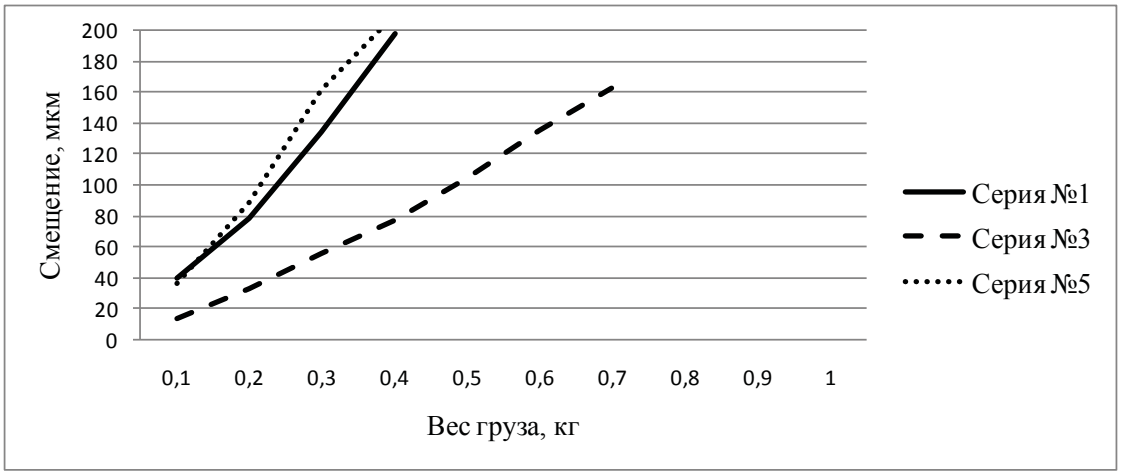

Рис. 3. Смещение «отломков» в зависимости от веса груза, когда вектор усилий перпендикулярен плоскости изгиба стержней

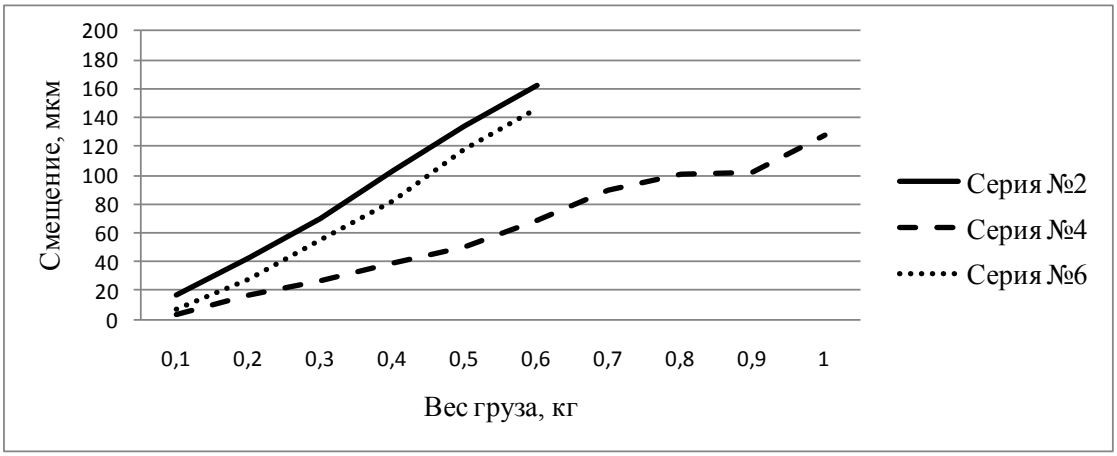

Рис. 4. Смещение «отломков» в зависимости от веса груза, когда вектор усилий совпадает с плоскостью изгиба стержней

Обсуждение

В последнее время интрамедуллярный эластично-стабильный остеосинтез получил широкое распространение при лечение детей и подростков с диафизарными переломами длинных трубчатых костей [1-3,6,7]. В большинстве случаев данный метод позволяет стабильно фиксировать костные отломки в правильном положении на весь период лечения, при этом отсутствует необходимость в дополнительной внешней иммобилизации гипсовой повязкой. Однако ряд авторов сообщают о возможных рисках потери стабильности, что может приводить к вторичному смещению, длительному болевому синдрому, необходимости дополнительной внешней иммобилизации гипсовой повязкой, замедленной консолидации с гипертрофированной периостальной костной мозолью или сращению перелома в неправильном положении. По данным L. A. Moroz [10] количество осложнений при лечении переломов бедренной кости достоверно коррелирует с возрастом и массой тела пациентов, количество неудовлетворительных исходов возрастает в группе детей старше 10 лет и с массой тела больше 49 кг. Данные факты заставляют искать дополнительные возможности для повышения стабильности остеосинтеза FIN и снижения вероятности осложнений. Биомеханические свойства интрамедуллярного эластично-стабильного остеосинтеза описаны в литературе [4-10]. Изучение влияния различных вариантов методики на жесткость фиксации продолжается по сегодняшний день. Произведенные ранее различными авторами биомеханические исследования показали, что материал

из которого изготовлен имплантат, количество стержней, их диаметр, угол и форма изгиба, направление введения оказывают значимое влияние на стабильность остеосинтеза [4,5,8-10].

В нашем исследовании на модели поперечного перелома изучено влияние степени изгиба стержней и плоскости их расположения, а также способа формирования перфорационного отверстия на стабильность фиксации отломков при угловом смещении.

В отношении влияния плоскости изгиба стержней данные полученные Li Y. [8] в результате стендовых испытаний на синтетических моделях бедренной кости свидетельствуют о большей устойчивости к угловому смещению в случае, когда плоскость изгиба стержней параллельна плоскости прилагаемой нагрузки, что совпадает с результатами нашего исследования.

Биомеханические испытания, изучающие зависимость между углом изгиба эластичных стержней и стабильностью остеосинтеза [4,8], показали, что при изгибе стержней 60^0 устойчивость к угловой нагрузке значительно возрастает, по отношению к меньшему углу изгиба стержней. В нашем исследовании угол изгиба титановых стержней равнялся 90^0, при этом степень смещения «отломков» была достоверно меньше независимо от плоскости прилагаемых усилий по сравнению с остальными сериями опытов.

Впервые в нашем исследовании обнаружено влияние способа формирования перфорационного отверстия на стабильность остеосинтеза FIN. По нашим данным стержни установленные через отверстия сформированные сверлом диаметр которого совпадает с диаметром титанового стержня под углом 45^0 имеют большую устойчивость к угловой нагрузке в плоскости совпадающей с плоскостью изгиба стержней. Такой эффект мы связываем с более плотным контактом стержня с «кортикальной пластинкой» в месте его введения и ограничением ротации и поступательного движения стержня в таком отверстии.

Выводы

Наши данные полученные в результате стендового биомеханического исследования угловой стабильности интрамедуллярного эластичного стабильного остеосинтеза, проведенного на синтетических моделях бедренной кости при поперечном характере перелома указывают на влияние следующих факторов на стабильность:

1. Стабильность интрамедуллярного эластичного стабильного остеосинтеза выше при установке стержней с изгибом 90^0 в обеих исследуемых плоскостях;

2. На стабильность интрамедуллярного эластично-стабильного остеосинтеза влияет способ формирования перфорационного отверстия, но она выше только в том случае, если плоскость изгиба стержней совпадает с плоскостью прилагаемых смещающих усилий, при прочих равных условиях;

3. Во всех сериях опытов в независимости от способа введения стержней стабильность выше, когда плоскость изгиба стержней совпадает с плоскостью прилагаемых усилий.

Таким образом, на стабильность метода FIN влияют различные факторы. В определенных случаях увеличение стабильности можно достигнуть за счет изменения способа введения и угла изгиба стержней. Однако данные результаты ограничены условиями in vitro и требуют дальнейшего подтверждения в клинической практике.

Список литературы

1. Коробейников А.А., Попков Д.А. Интрамедуллярный эластичный стабильный остеосинтез при лечении диафизарных переломов костей предплечья у детей // Гений ортопедии. – 2013. – №1. – С. 14-18.

2. Новиков И.Ю., Попков Д.А. Опыт лечения переломов плечевой кости у детей с применением титановых эластичных стержней // Гений ортопедии. – 2013. – №1. – С. 24-27.

3. Первунинская Ю.Е., Попков Д.А. Наш опыт применения интрамедуллярного эластичного стабильного остеосинтеза при лечении диафизарных переломов бедра у детей // Гений ортопедии. – 2013. – №1. – С. 21-24.

4. Doser A. Does the extent of prebending affect the stability of femoral shaft fractures stabilized by titanium elastic nails? A biomechanical investigation on an adolescent femur model // J Pediatr Orthop. – 2011. – Vol. 31(8). – P. 834-838.

5. Fricka K.B. Biomechanical analysis of antegrade and retrograde flexible intramedullary nail fixation of pediatric femoral fractures using a synthetic bone model // J Pediatr Orthop. – 2004. – Vol. 24 (2). – P. 167-171.

6. Kaiser M.M. Increasing stability by pre-bending the nails in elastic stable intramedullary nailing. A biomechanical analysis of a synthetic femoral spiral fracture model // J Bone Joint Surg Br. – 2012. – Vol. 94. – P. 713-718.

7. Lascombes P., Попков Д.А., Коробейников А.А. Интрамедуллярный эластичный остеосинтез при диафизарных переломах у детей (часть 1) // Гений ортопедии. – 2014. – № 3. – С. 100-106.

8. Lascombes P., Попков Д.А., Коробейников А.А. Интрамедуллярный эластичный остеосинтез при диафизарных переломах у детей (часть 2) // Гений ортопедии. – 2014. – № 4. – С. 108-115.

9. Li Y., Stabile K.J., Shilt J.S. Biomechanical analysis of titanium elastic nail fixation in a pediatric femur fracture model // J Pediatr Orthop. – 2008. – Vol. 28(8). – P. 874-878.

10. Moroz L.A. Titanium elastic nailing of fractures of the femur in children. Predictors of complications and poor outcome // J Bone Joint Surg Br. – 2006. – Vol. 88(10). – P. 1361-1366.