

УДК 616.717.4-001.514-089.881:615.465]:004.942](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-598720184115-121>

Экспериментальное исследование жесткости фиксации трехфрагментарного перелома проксимального отдела плечевой кости

В. Б. Макаров¹, В. И. Липовский², Е. В. Левадный³, И. В. Бойко⁴, Г. О. Лазаренко⁴

¹ ГУ «Специализированная многопрофильная больница № 1 МЗ Украины», Днепр

² Днепровский национальный университет им. О. Гончара. Украина

³ Лодзинский технический университет. Польша

⁴ Государственного управления делами Президента ГНУ «НПЦ ПКМ», Киев. Украина

The choice of the fixation method of proximal humerus fractures remains a controversial topic. Three- and four-part fractures are the most severe injuries in the spectrum of the proximal humerus fractures (types B and C for AO/OTA) are found in clinical practice in 20 % of patients, especially in patients over 60 years old with osteoporosis. Objective: a comparative study of stiffness fixation of three-part proximal humerus fractures on artificial osteoporotic models using various metal implants, including structural polylactic acid allograft. Methods: the biomechanical experimental study has been included 4 types of fragment fixation of artificial models. Type I — intramedullary blocked 7 mm titanium reconstructive cannulated nail, type II — four 5.0 mm cannulated screws with spongy thread; type III — PHILOS plate with reinforcement of the head fragment with 2 structural polylactic acid transplants (PLA); type IV — PHILOS plate without reinforcement allograft. Tests performed for three types of loading, depending on the angle of inclination of the bone in the frontal plane — 0°, 10°, and 20°. Results: The least load-bearing system «bone – implant» was found in type I, and the most — in type II, the difference between rigidity was 4 times. Structural rigidity in type IV was less than 2 times compared to type I and less by 10 % in comparison with type III. The value of the rigidity of the considered types of fixation with the increase of the angle of inclination of the axis of the bone in the frontal plane decreases. The highest carrying capacity, as well as the amount of deformation energy, was found for type III, and the smallest — for type I. Conclusions: according to biomechanical study the best method fixation of the three-part fracture of the proximal humerus is the type III — PHILOS plate with reinforcement with 2 structural polylactic acid grafts (PLA). Key words: fracture of the proximal humerus, osteosynthesis, rigidity of fixation, structural polylactic acid grafts, osteoporosis structural, polylactic acid transplants, osteoporosis.

Вибір методу фіксації переломів проксимального відділу плечової кістки (ПВПК) залишається актуальною проблемною. Три- та чотирифрагментарні переломи ПВПК (тип В і С за АО/ОТА) виявляють у 20 % пацієнтів, лікування яких є складною проблемою, особливо у хворих старших за 60 років. Мета: порівняльне вивчення жорсткості фіксації фрагментів ПВПК за допомогою різних металоконструкцій, у тому числі з трансплантатом. Методи: у біомеханічному експериментальному дослідженні вивчено 4 варіанти з'єднання відламків ПВПК на фізичних штучних моделях. Конструкція I — інтрамедулярний блокований остеосинтез за допомогою титанового реконструктивного канюльованого стрижня діаметром 7 мм і блокованих гвинтів 3,5 мм; II — чотирьох 5,0 мм канюльованих гвинтів зі спонгіозним різьбленням; III — накістковою пластинною з кутовою стабільністю і 3,5 мм блокованими корковими та спонгіозними гвинтами з армуванням фрагмента головки 2 структурними трансплантатами з полімолочної кислоти (PLA); IV — те саме, що III, але без трансплантатів. Проведено тести трьох видів навантаження залежно від кута нахилу кістки у фронтальній площині — 0°, 10° і 20°. Результати: найменше навантаження витримувала система «кістка – фіксатор» у конструкції I, найбільше — II, різниця між показниками жорсткості яких становила 4 рази. Жорсткість конструкції IV була меншою в 2 рази порівняно з I конструкцією і на 10 % — порівняно з III. Значення жорсткості розглянутих систем зі збільшенням кута нахилу осі кістки у фронтальній площині зменшується. Максимальну носійну здатність і величину енергії деформування виявлено для конструкції III, а найменшу — I. Висновки: найкращим методом фіксації трифрагментарного перелому ПВПК є металоостеосинтез пластинною з кутовою стабільністю з додатковим армуванням фрагмента головки алотрансплантатами з PLA. Ключові слова: перелом проксимального відділу плечової кістки, металоостеосинтез, жорсткість фіксації, структурний полімолочний трансплантат, остеопороз.

Ключевые слова: перелом проксимального отдела плечевой кости, металлоостеосинтез, исследование жесткости фиксации, структурный полимолочный трансплантат, остеопороз

Введение

Выбор метода фиксации переломов проксимального отдела плечевой кости (ПОПК) остается актуальной проблемой. По данным литературы [1–3], до 80 % таких переломов являются двухфрагментарными по классификации Neer [3] или типа A2/A3 по классификации АО/ОТА [4]. У остальных 20 % пациентов наблюдают трех- и четырехфрагментарные переломы ПОПК (тип В и С по АО/ОТА), лечение которых представляет собой сложную проблему, особенно у больных старше 60 лет [5]. Консервативные методы лечения указанных переломов применяют при минимальном смещении отломков (до 2–3 мм) [5–7] и высоком риске для жизни хирургического лечения. В остальных случаях показана открытая репозиция и фиксация фрагментов ПОПК различными накостными пластинами, которая может быть неэффективной из-за миграции винтов вследствие остеопороза. Несмотря на широкое внедрение в клиническую практику новых имплантатов (различных пластин с угловой стабильностью, интрамедуллярных блокируемых стержней, канюлированных винтов) и представленных результатов свидетельствующих эффективности их применения [7–11], остается высоким процент развития аваскулярного некроза головки плечевой кости, несращения фрагментов, вторичного их смещения и миграции металлоконструкций [12].

Следует отметить, что для четырехфрагментарных переломов ПОПК разработаны минимально травматичные методы остеосинтеза, позволяющие путем чрескожной фиксации фрагментов канюлированными винтами под рентгенологическим контролем обеспечить их достаточную репозицию и стабилизацию. Однако убедительных доказательств об их эффективности не представлено [13]. В ряде работ [14–16] изучена жесткость различных методов фиксации при переломах ПОПК, но полученные результаты трудно сравнить из-за неодинаковых методологических подходов. Некоторые специалисты считают, что одним из возможных путей решения проблемы нестабильности фиксации фрагментов ПОПК при остеопорозе является применение ауто- или аллотрансплантов, а также костного цемента [16]. На основе экспериментальных результатов [17] мы предлагаем использовать полилактид в качестве структурного трансплантата из полимолочной кислоты (PLA). Материал обладает высокой

биосовместимостью и остеointегративными качествами, которые обеспечивают формирование вокруг него зрелой костной ткани.

Цель работы: сравнительное изучение жесткости фиксации фрагментов проксимального отдела плечевой кости при помощи различных металлоконструкций, в том числе с трансплантатом.

Материал и методы

Для экспериментального изучения жесткости фиксации фрагментов ПОПК выбрано четыре метода фиксации моделированного трехфрагментарного перелома по классификации Neer (тип 11-C1 по классификации АО/ОТА): конструкции 1 — интрамедуллярный блокируемый остеосинтез титановым реконструктивным канюлированным стержнем диаметром 7 мм и блокируемыми винтами 3,5 мм; конструкция 2 — остеосинтез при помощи четырех 5,0 мм канюлированных винтов со спонгиозной резьбой; конструкция 3 — накостный металлоостеосинтез (МОС) пластиной с угловой стабильностью PHILOS и 3,5 мм блокируемыми кортикальными и спонгиозными винтами из нержавеющей стали с дополнительным армированием фрагмента головки двумя структурными трансплантатами из PLA (армирование головки плечевой кости этим материалом обеспечивает заполнение пустот и поддержку суставной поверхности, противодействуя ее коллапсу); конструкция 4 — накостный МОС пластиной с угловой стабильностью PHILOS и 3,5 мм блокируемыми кортикальными и спонгиозными винтами из нержавеющей стали без трансплантатов.

Для моделирования перелома и дальнейшего изучения использована композитная модель #3404 левой плечевой кости шведской фирмы [18], имеющая анатомические размеры, структуру и механические свойства, подобные человеческой кости с остеопорозом. Для подготовки экспериментальных моделей по шаблону осциллирующей пилой выполнен трехфрагментарный распил кости (тип 11-C1), имитирующий перелом ПОПК, после чего проведена его стабилизация разными методами (рис. 1).

Корректность фиксации фрагментов ПОПК контролировали рентгенологически с помощью интраоперационного флюороскопа. Фото рентгенограмм экспериментальных моделей с различными фиксаторами представлены на рис. 2.

Биомеханические тесты на сжатие проведены с использованием испытательной машины и электро-механического датчика усилий и перемещений. Исследования выполнены в два этапа: на первом определяли значение жесткости модели каждого вида фиксации в диапазоне нагружения до 500 Н, на втором — максимальную нагрузку, которую выдерживает каждый вид фиксации ПОПК.

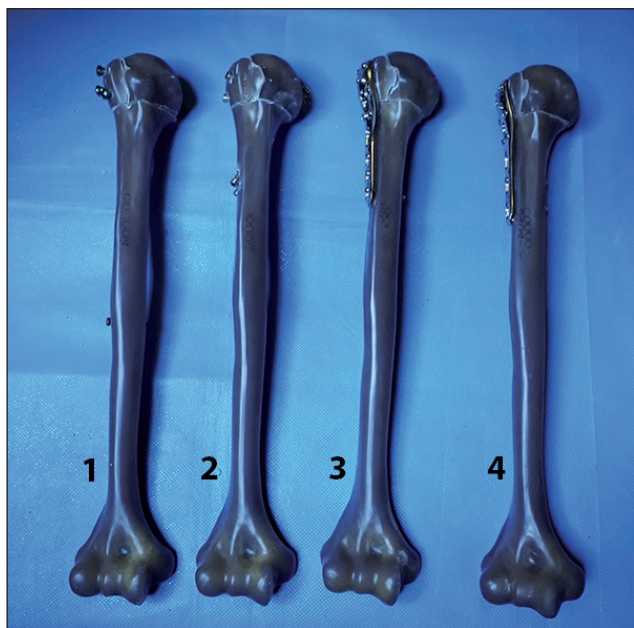


Рис. 1. Экспериментальные композитные модели левой плечевой кости шведской фирмы с трехфрагментарным переломом ПОПК, зафиксированным четырьмя способами

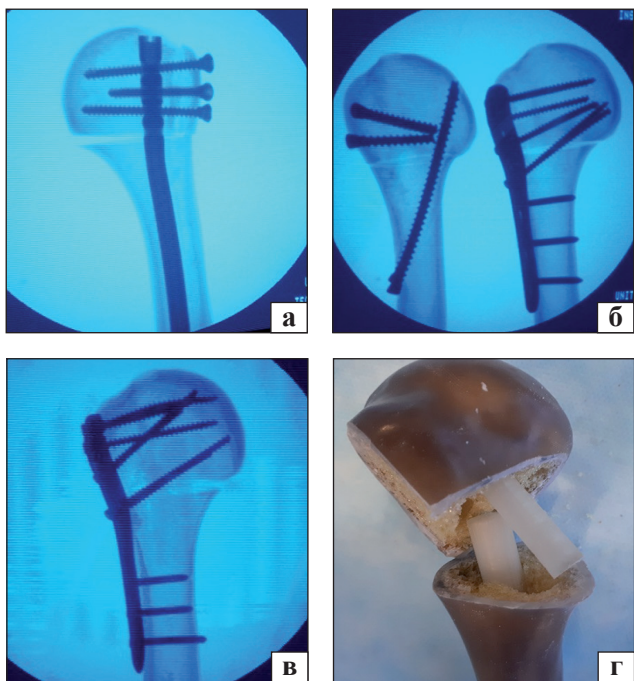


Рис. 2. Фото рентгенограмм экспериментальных моделей: конструкция 1 (а), 2 (б), 3 (в) и 4 (г)

Для проведения эксперимента разработан универсальный фиксатор (карданного типа) модели с возможностью задавать требуемый угол крепления во фронтальной и сагитальной плоскостях. Все испытания выполнены для трех различных видов нагрузки, которые определялись углом наклона кости во фронтальной плоскости. Соответственно, эксперимент проведен для углов 0° , 10° и 20° (рис. 3). Дистальный конец каждой кости закрепляли с помощью гипса в металлическом цилиндре фиксатора. Расстояние от дистального конца до головки плечевой кости было одинаковым и составляло 250 мм. Для каждого испытания применяли вертикальную сжимающую силу с постоянной скоростью перемещения верхней траверсы 10 мм/мин. Для уменьшения влияния начальных зазоров на результаты испытаний выполнено предварительное нагружение силой 20 Н.

Статистическая обработка результатов, которые получены нами проведена в пакете Microsoft Excel 10.

Результаты и их обсуждение

Оценка методов фиксации выполнена при помощи сравнения расчетов следующих параметров: жесткости системы «кость – фиксатор» для различных случаев нагружения; значения максимальной силы, при которой происходит разрушение кости для наиболее неблагоприятного случая нагружения; величины энергии деформирования, затрачиваемой для разрушения кости, и по зонам и виду разрушения модели, которое произошло в разных местах конструкции. Результаты экспериментов приведены в виде диаграмм сжатия для первого этапа при нагрузке силой, равной 500 Н на рис. 4, а, для второго — на рис. 5. Каждый график диаграммы сжатия имеет обозначение в виде двух цифр: первая соответствует методу фиксации, вторая — углу наклона кости во фронтальной плоскости.

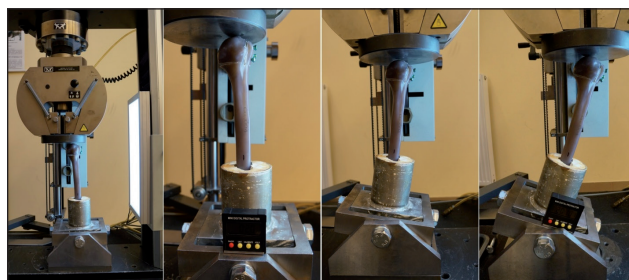


Рис. 3. Эксперимент в испытательной машине с моделью в универсальном фиксаторе и углом 0° , 10° и 20°

Для построения представленных диаграмм сжатия использовано от 600 до 1 250 точек измерения электромеханического датчика усилий и перемещений. Узловые значения силы и укорочений позволяют определить совокупность значений жесткости соединения с учетом случайных ошибок по одной диаграмме сжатия. Выборка значений жесткости определится:

$$C_i = \Delta P_i / \Delta l_i, \tag{1}$$

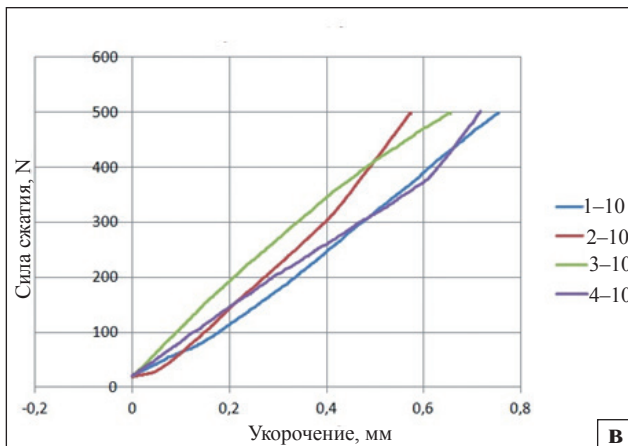
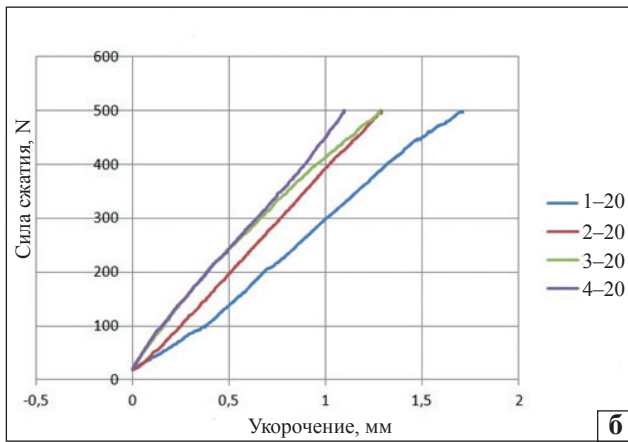
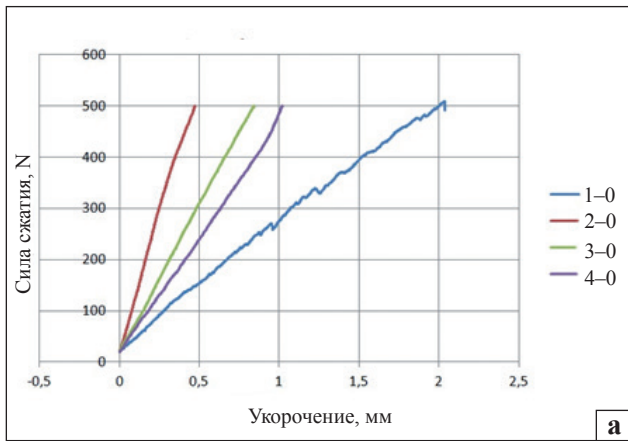


Рис. 4. Диаграммы сжатия моделей для четырех методов фиксации ПОПК при угле наклона силы 0° (а), 10° (б) и 20° (в)

где ΔP_i — изменение силы двух соседних точек, а Δl_i — соответственно изменение перемещений. Точечная выборка, исключая грубые ошибки очищенного ряда данных C_i , позволяет сделать оценку жесткости системы с заданной доверительной вероятностью.

Результаты расчета жесткостей для четырех методов фиксации фрагментов кости и различных ориентаций приложения нагрузки с доверительной вероятностью 95 % представлены в табл. 1.

На рис. 5 показана диаграмма сжатия до разрушения конструкций крепления для наиболее неблагоприятного приложения усилия к головке плечевой кости под углом 20°. В этом случае кость работает в условиях совместного действия сжатия и изгиба.

Значения параметров системы «фиксатор – ПОПК» до разрушения при нагружении силой под углом 20° к оси кости во фронтальной плоскости приведены в табл. 2.

Величина энергии деформирования (поглощения конструкцией крепления фрагментов ПОПК) найдена по диаграмме разрушения модели (рис. 5).

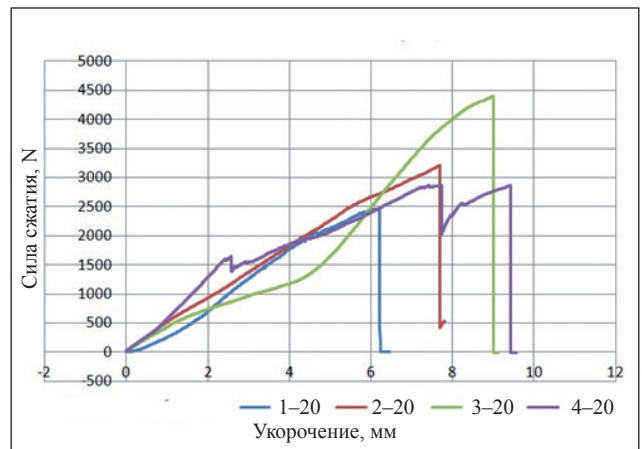


Рис. 5. Диаграмма сжатия моделей до разрушения

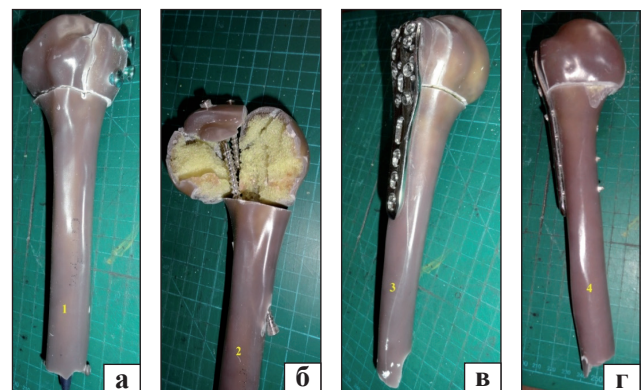


Рис. 6. Зоны и характер разрушения моделей: а) конструкция 1; б) конструкция 2; в) конструкция 3; г) конструкция 4

Таблица 1

Значения жесткости систем фиксации фрагментов ПОПК в диапазоне нагружения от 20–500 Н

Угол приложения силы, град.	Жесткость системы (Н/мм) в зависимости от конструкции			
	1	2	3	4
0	262,4 ± 6,8	1064,8 ± 2,6	597,8 ± 2,7	510,8 ± 4,5
10	661,6 ± 3,7	885,7 ± 3,3	777,6 ± 2,4	753,8 ± 3,8
20	284,9 ± 7,4	402,6 ± 3,9	432,1 ± 4,6	487,8 ± 3,6

Таблица 2

Значения параметров системы «фиксатор – ПОПК» до разрушения при нагружении силой под углом 20° к оси кости во фронтальной плоскости

Параметр системы	Конструкция			
	1	2	3	4
Максимальная сила при разрушении системы, Н	2 461,2 ± 0,5	3 209,5 ± 0,5	4 407,2 ± 0,5	2 866,1 ± 0,5
Максимальное укорочение при разрушении системы, мм	6,21 ± 0,13	7,69 ± 0,13	8,99 ± 0,13	9,43 ± 0,13
Значение энергии деформирования системы, Н · мм	7 864,18	13 288,19	16 977,81	17 638,81

Площадь под кривой сжатия определяет эту энергию, а ее величина вычислена по дискретным значениям силы и укорочения по следующей закономерности:

$$U = \frac{\Delta_1 \times F_1}{2} + (\Delta_2 - \Delta_1) \times \left(\frac{F_1 + F_2}{2} \right) + \sum_{i=3}^n (\Delta_i - \Delta_{i-1}) \times \left(\frac{F_i + F_{i-1}}{2} \right). \quad (2)$$

Разрушение моделей произошло в разных местах системы «фиксатор – ПОПК» (рис. 6). Все модели, за исключением случая фиксации отломков при помощи четырех 5,0 мм канюлированных винтов со спонгиозной резьбой, разрушены в наиболее ослабленном сечении — в зоне крепления пластиковой композитной кости в универсальном креплении. Во втором методе фиксации ПОПК разрушение модели произошло на уровне головки плечевой кости.

Сравнение полученных результатов позволило выявить следующие закономерности:

- минимальная жесткость системы «кость – фиксатор» обнаружена в случае МОС при помощи титанового реконструктивного канюлированного стержня диаметром 7 мм и блокируемых винтов 3,5 мм;

- максимальная жесткость системы «кость – фиксатор» (примерно в 4 раза больше, чем при использовании титанового стержня) получена для крепления при помощи четырех 5,0 мм канюлированных винтов со спонгиозной резьбой;

- жесткость конструкций в случае фиксации фрагментов при помощи пластины с угловой ста-

бильностью PHILOS и 3,5 мм блокируемыми кортикальными и спонгиозными винтами из нержавеющей стали без трансплантатов оказалась в 2 раза меньше, чем у конструкции с максимальной жесткостью;

- за счет армирования фрагмента головки двумя структурными трансплантатами из PLA удалось увеличить жесткость конструкции 4 на 10 %.

Значение жесткости рассмотренных систем с увеличением угла наклона оси кости во фронтальной плоскости уменьшалось, что обусловлено повышением влияния на деформации изгибающих напряжений в зоне закрепления модели. Наибольшая несущая способность и величина энергии деформирования обнаружены у конструкции 4 — фиксация при помощи пластины с угловой стабильностью PHILOS и 3,5 мм блокируемыми кортикальными и спонгиозными винтами из нержавеющей стали с дополнительным армированием фрагмента головки двумя структурными трансплантатами из PLA, а наименьшие — в случае использования титанового реконструктивного канюлированного стержня диаметром 7 мм и блокируемых винтов 3,5 мм (конструкция 1). Для этих методов стабилизации ПОПК значение силы разрушения отличалось в 1,8 раза. По сравнению с другими конструкциями максимальная разрушающая сила в 4-м варианте крепления оказалась большей соответственно на 40 и 60 %.

Оценка жесткости различных систем «кость – фиксатор» при проведении биомеханических исследований *in vitro* зависит от условий нагружения. В большинстве работ использовано комбинированное нагружение, вызванное силой, действующей под углом 20° к вертикальной

плоскости, и создающее изгиб, осевое и сдвиговое напряжение. Это связано с тем, что при таком угле создается максимальная осевая и сдвиговая нагрузка на плечевую кость во время движения, аналогичного раннему активному перемещению плеча [19]. Из биомеханических исследований при переломах голени известно, что существует «идеальное окно жесткости» системы «кость – фиксатор», при котором происходит максимально быстрая консолидация перелома [20]. В тоже время, такое «окно жесткости» для перелома ПОПК *in vivo* еще не найдено. Дискуссия об определении «идеальной жесткости» для консолидации указанных переломов продолжается. Некоторые авторы считают положительным фактором определенную степень гибкости стальных наконечных пластин, особенно для костей с остеопоротическими изменениями, что допускает незначительные перемещения фрагментов ПОПК и является важным для обеспечения сращения кости при многофрагментарных переломах [21–24]. Для максимального воссоздания перелома *in vivo* крайне важно использовать реалистичные образцы плечевой кости. Многие исследования базируются на использовании материала умерших, которые теоретически имеют свойства тканей, более приближенные к живой материи, чем синтетические. Однако биологическая изменчивость, как известно, играет значительную роль в результатах и, следовательно, затрудняет определение корреляций и выводов. Кроме того, необходимо учитывать изменения механических свойств тканей после их извлечения из организма умерших [21]. Поэтому использование для биомеханических исследований синтетических моделей костей с известными свойствами, по нашему мнению, является более рациональным, т. к. позволяет получить сопоставимые данные.

В ряде работ биомеханические исследования системы «кость – фиксатор» включают тестирование двух или трех наконечных пластин [22]. При изучении различных типов переломов ПОПК обычно моделируют *in vitro* двух- и трехфрагментарные, реже — четырехфрагментарные переломы [25, 26], в публикациях последних лет [27–29] представлены результаты изучения сразу нескольких типов переломов. Будущие биомеханические исследования, по-видимому, должны включать в себя не только несколько изучаемых металлоконструкций, но и два или три разных типа перелома ПОПК.

Выводы

В результате проведенного биомеханического исследования сравнительное изучение жесткости фиксации трехфрагментарного ПОПК установлено наибольшую жесткость системы «кость – фиксатор» имеет конструкция крепления при помощи четырех 5,0 мм канюлированных винтов со спонгиозной резьбой.

Наибольшую несущую способность и величину энергии деформирования имеет система «кость – фиксатор» с использованием пластины с угловой стабильностью PHILOS из нержавеющей стали с дополнительным армированием фрагмента головки двумя структурными трансплантатами из полимолочной кислоты.

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие конфликта интересов.

Список литературы

1. Basic epidemiology of fractures of the upper and lower limb among Americans over 65 years of age / J. A. Baron, M. Karagas, J. Barrett [et al.] // *Epidemiology*. — 1996. — Vol. 7 (6). — P. 612–618.
2. Bigliani L. U. Fractures of the proximal humerus / L. U. Bigliani, E. L. Flatow, R. G. Pollock // *Rockwood and Green's Fractures in Adults* / C. A. Rockwood, D. P. Green, R. W. Bucholz, J. D. Heckman. — 4th ed. — Philadelphia : Lippincott-Raven Publishers, 1996. — P. 1055–1107.
3. Neer C. S. II. Displaced proximal humeral fractures. I. Classification and evaluation / C. S. Neer II // *Journal of Bone and Joint Surgery. Am.* — 1970. — Vol. 52 (6). — P. 1077–1089.
4. New classification system for long-bone fractures supplementing the AO/OTA classification / C. Garnavos, N. K. Kanakaris, N. G. Lasanianos [et al.] // *Orthopedics*. — 2012. — Vol. 35 (5). — P. e709–e719. — DOI: 10.3928/01477447-20120426-26.
5. Open reduction internal fixation vs non-operative management in proximal humerus fractures: a prospective, randomized controlled trial protocol / L. Howard, R. Berdusco, F. Momoli [et al.] // *BMC Musculoskelet Disord*. — 2018. — Vol. 19 (1). — Article ID : 299. — DOI: 10.1186/s12891-018-2223.
6. Gerber C. Internal fixation of complex fractures of the proximal humerus / C. Gerber, C. M. Werner, P. Vienne // *Journal of Bone and Joint Surgery. Br.* — 2004. — Vol. 86 (6). — P. 848–855.
7. Surgical treatment of two-part fractures of the proximal humerus: comparison of fixed-angle plate osteosynthesis and Zifko nails / D. Matziolis, M. Kaeae, S. S. Zandi [et al.] // *Injury*. — 2010. — Vol. 41 (10). — P. 1041–1046. — DOI: 10.1016/j.injury.2010.04.017.
8. Biomechanical evaluation of locked plating in proximal humeral fractures / B. S. Sanders, A. B. Bullington, G. R. McGilivray, W. C. Hutton // *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. — 2007. — Vol. 16 (2). — P. 229–234. — DOI: 10.1016/j.jse.2006.03.013.
9. The importance of medial support in locked plating of proximal humerus fractures / M. J. Gardner, Y. Weil, J. U. Barker [et al.] // *Journal of Orthopaedic Trauma*. — 2007. — Vol. 21 (3). — P. 185–191. — DOI: 10.1097/BOT.0b013e3180333094.
10. Effect of screw placement on fixation in the humeral head / A. S. Liew, J. A. Johnson, S. D. Patterson [et al.] // *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. — 2000. — Vol. 9 (5). — P. 423–436. — DOI: 10.1067/mse.2000.107089.
11. Lambert S. M. Ischaemia, healing and outcomes in proximal humeral fractures / S. M. Lambert // *EFORT Open Rev.* —

2018. — Vol. 3 (5). — P. 304–315. — DOI: 10.1302/2058-5241.3.180005.
12. Xu J. Avascular necrosis in proximal humeral fractures in patients treated with operative fixation: a meta-analysis / J. Xu, C. Zhang, T. Wang // *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. — 2014. — Vol. 9. — Article ID : 31. — DOI: 10.1186/1749-799X-9-31.
 13. Alberio R. L. Minimally invasive plate osteosynthesis for proximal humerus fractures: a retrospective study describing principles and advantages of the technique / R. L. Alberio, M. Del Re, F. A. Grassi // *Advances in Orthopedics*. — 2018. — Vol. 2018. — Article ID : 5904028. — DOI: 10.1155/2018/5904028.
 14. Influence of medial support screws on the maintenance of fracture reduction after locked plating of proximal humerus fractures / L. Q. Zeng, L. L. Zeng, Y. W. Jiang [et al.] // *Chinese Medical Journal (Engl)*. — 2018. — Vol. 131 (15). — P. 1827–1833. — DOI: 10.4103/0366-6999.237396.
 15. A comprehensive update on current fixation options for two-part proximal humerus fractures : a biomechanical investigation / R. S. Yoon, D. Dziadosz, D. A. Porter [et al.] // *Injury*. — 2014. — Vol. 45 (3). — P. 510–514. — DOI: 10.1016/j.injury.2013.08.024.
 16. Jabran A. Biomechanical analysis of plate systems for proximal humerus fractures: a systematic literature review / A. Jabran, C. Peach, L. Ren // *BioMedical Engineering OnLine*. — 2018. — Vol. 17. — Article ID : 47. — DOI: 10.1186/s12938-018-0479-3.
 17. Дедух Н. В. Перебудова кістки навколо поліактиду, імплантованого у діаліз стегнової кістки / Н. В. Дедух, О. А. Нікольченко, В. Б. Макаров // *Вісник проблем біології і медицини*. — 2018. — Вип. 1, Т. 1 (142). — С. 275–279.
 18. Sawbones: biomechanical test materials: A Division of Pacific Research Laboratories [web source] / Sawbones Europe AB, 2018. — 16 p. — Available from : <http://www.sawbones.com>.
 19. Poppen N. Forces at the glenohumeral joint in abduction / N. Poppen, P. Walker // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. — 1978. — № 135. — P. 165–170.
 20. Timely fracture-healing requires optimization of axial fixation stability / D. R. Epari, J. P. Kassi, H. Schell, G. N. Duda // *Journal of Bone and Joint Surgery. Am.* — 2007. — Vol. 89 (7). — P. 1575–1585. — DOI: 10.2106/JBJS.F.00247.
 21. Can we trust ex vivo mechanical testing of fresh-frozen cadaveric specimens? The effect of postfreezing delays / J. L. Cartner, Z. M. Hartsell, W. M. Ricci, P. Tornetta // *Journal of Orthopaedic Trauma*. — 2011. — Vol. 25 (8). — P. 459–461. — DOI: 10.1097/BOT.0b013e318225b875.
 22. Biomechanical analysis of plate osteosynthesis systems for proximal humerus fractures / J. P. Lever, S. A. Aksenov, R. Zdero [et al.] // *Journal of Orthopaedic Trauma*. — 2008. — Vol. 22 (1). — P. 23–29. — DOI: 10.1097/BOT.0b013e31815c89ce.
 23. Retrograde nailing versus locking plate osteosynthesis of proximal humeral fractures: a biomechanical study / S. O. Dietz, F. Hartmann, T. Schwarz [et al.] // *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. — 2012. — Vol. 21 (5). — P. 618–624. — DOI: 10.1016/j.jse.2011.04.013.
 24. Biomechanics of four techniques for fixation of the four-part humeral head fracture / E. da Graca, R. Okubo, A. C. Shimano [et al.] // *Acta Ortopédica Brasileira*. — 2013. — Vol. 21 (1). — P. 34–39. — DOI: 10.1590/S1413-78522013000100007.
 25. Clinical and radiological outcomes of unstable proximal humeral fractures treated with a locking plate and fibular strut allograft / K. Panchal, J. J. Jeong, S. E. Park [et al.] // *International Orthopaedics*. — 2016. — Vol. 40 (3). — P. 569–577. — DOI: 10.1007/s00264-015-2950-0.
 26. Clavert P. Anatomical and biomechanical evaluation of an intramedullary nail for fractures of proximal humerus fractures based on tuberosity fixation / P. Clavert, A. Hatzidakis, P. Boileau // *Clinical Biomechanics*. — 2016. — Vol. 32. — P. 108–112. — DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2015.12.005.
 27. The Humerusblock NG: a new concept for stabilization of proximal humeral fractures and its biomechanical evaluation / A. Brunner, H. Resch, R. Babst [et al.] // *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. — 2012. — Vol. 132 (7). — P. 985–992. — DOI: 10.1007/s00402-012-1503-x.
 28. Biomechanical comparison of an angular stable plate with augmented and non-augmented screws in a newly developed shoulder test bench / S. Kathrein, F. Kralinger, M. Blauth, W. Schmoelz // *Clinical Biomechanics*. — 2013. — Vol. 28 (3). — P. 273–277. — DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2012.12.013.
 29. PEEK versus titanium locking plates for proximal humerus fracture fixation: a comparative biomechanical study in two- and three-part fractures / B. Schliemann, R. Seifert, C. Theisen [et al.] // *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. — 2017. — Vol. 137 (1). — P. 63–71. — DOI: 10.1007/s00402-016-2620-8.

Статья поступила в редакцию 24.10.2018

EXPERIMENTAL STUDY OF STIFFNESS FIXATION OF A THREE-PART FRACTURE OF THE PROXIMAL HUMERUS

V. B. Makarov¹, V. I. Lipovskiy², Ye. V. Levadnyy³, I. V. Boyko⁴, G. O. Lazarenko⁴

¹ SD «Specialized Multidisciplinary Hospital № 1 of the Ministry of Health of Ukraine», Dnipro

² Dnipro National University O. Gonchar. Ukraine

³ Lodz University of Technology. Poland

⁴ SE «Scientific Practical Center for Prophylactic and Clinical Medicine» State Administration, Kiev. Ukraine

✉ Vasyl Makarov, PhD in Traumatology and Orthopaedics: vasylmakarov2010@gmail.com

✉ Volodymyr Lipovskiy: lealvi@ukr.net,

✉ Yevgen Levadnyy: evgenabaqus@gmail.com

✉ Igor Boyko, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: boyko.igor059@ukr.net

✉ Gleb Lazarenko: lazarenkog@gmail.com