

УДК 616.718.4-001.5-089.2-07:004.942](045)

## Биомеханическое обоснование выбора хирургической тактики лечения нарушений консолидации переломов дистального отдела бедренной кости

Г. Г. Голка <sup>1</sup>, А. И. Белостоцкий <sup>2</sup><sup>1</sup> Харьковский национальный медицинский университет. Украина<sup>2</sup> Медицинский центр ортопедической реабилитации и профилактики «Кинезио», Харьков. Украина

*Objective: to study stress-strain distribution in osteosynthesis model with non-union of distal femoral fracture and to define the most effective ways of injury fixation. Methods: finite element model of distal femur with different length are created, which is determined by distance (3 and 10 cm) from the top edge to the fracture line of lateral condyle. To fix the fracture used: blocked intramedullary rod, LCP-plate and 95° bladed plate. The area of contact between the fragments was 50 %. To load the appropriate models applied in the natural two-limb standing and flexion of knee joint with rotatory displacement. Results: it is revealed that for all model rotary load is critical in terms of stress in bone tissue, locking elements and structures in general and displacement of fragments of bones. In a case of fracture localization in the epiphyseal part of the femur, safer fixation of short distal fragment provides LCP-plate, so it should be used in such cases. Given the non-union location in the distal diaphyses of the femur bone stress are smallest and largest system stability «bone – fixation device» to load strains provides model with blocked intramedullary nail. Therefore, for fixation of fracture consolidation problems in the distal femur blocked nail is recommend. Conclusions: The obtained results allow to justify the method of surgical treatment of patients with impaired consolidation of the distal femur fracture, ie. to select fixation device depending on the injury level and the length of distal fragment. Key words: stress-strain distribution, fracture osteosyntheses model, femur, finite element method.*

*Мета: на підставі вивчення напружено-деформованого стану моделі остеосинтезу за умов перелому стегнової кістки, який не зрісся, із локалізацією зони незрощення в дистальному відділі визначити найефективніші способи фіксації таких ушкоджень. Методи: побудовано кінцево-елементні моделі стегнової кістки з різною довжиною дистального фрагмента, яку визначали за відстанню (3 та 10 см) від верхнього краю зовнішнього виростка до лінії перелому. Для фіксації перелому використовували: блокований інтрамедулярний стрижень, LCP-пластину і 95° клинкову пластину. Площа контакту між фрагментами становила 50 %. До моделей прикладали навантаження, відповідне природному під час двоножного стояння й згинання в колінному суглобі, а також ротаційне. Результати: встановлено, що для всіх варіантів моделей ротаційне навантаження є критичним за показниками напруження кісткової тканини, фіксувальних елементів та конструкції загалом, а також переміщення фрагментів кісток. У разі локалізації перелому в епіфізарній ділянці стегнової кістки надійнішу фіксацію короткого дистального фрагмента забезпечує LCP-пластина, тому її доцільно використовувати в таких випадках. За умов локалізації зони незрощення в дистальній діафізарній ділянці стегнової кістки найменше напруження кісткової тканини й найбільшу стійкість системи «кістка – фіксатор» до деформацій під час навантаження виявлено в моделі з блокованим інтрамедулярним стрижнем. Тому для фіксації відламків у разі порушень їхньої консолидації в дистальному діафізарному відділі стегнової кістки рекомендуємо використовувати блокований стрижень. Висновки: отримані результати дають змогу обґрунтувати спосіб хірургічного лікування пацієнтів з порушенням консолидації в разі переломів дистального відділу стегнової кістки, тобто обрати металофіксатор залежно від висоти ушкодження та довжини дистального фрагмента. Ключові слова: напружено-деформований стан, модель остеосинтезу перелому, який не зрісся, стегнова кістка, метод кінцевих елементів.*

**Ключевые слова:** напряженно-деформированное состояние, модель остеосинтеза несросшегося перелома, бедренная кость, метод конечных элементов

## Введение

В структуре травматизма околоуставные переломы дистального отдела бедренной кости относятся к категории тяжелых повреждений опорно-двигательной системы и составляют 6–8 % от всех переломов скелета [7, 13, 23]. По данным литературы, нарушение процессов консолидации после переломов дистального отдела бедренной кости возникает в 15–22 % случаев вследствие консервативного лечения и в 3–6 % — хирургического [12, 20]. Несмотря на относительно невысокую встречаемость осложнений указанной локализации, они являются тяжелыми и становятся причиной длительной потери трудоспособности и инвалидности пациентов [21, 24].

Предложено множество методик хирургического лечения, что свидетельствует о продолжающемся поиске эффективных и рациональных путей достижения сращения переломов дистального отдела бедренной кости. Однако до сих пор нет единого мнения о том, какой способ остеосинтеза и вид фиксатора являются оптимальными в зависимости от локализации зоны несращения или других факторов, характеризующих данный вид нарушения консолидации перелома [2, 5, 6, 9, 17, 18, 20, 21].

Таким образом, существует необходимость проведения исследований, направленных на изучение распределения напряжений в системе «кость – фиксатор» при нарушении консолидации перелома дистального отдела бедренной кости. Их результаты станут основой для выбора оптимальной тактики хирургического лечения в зависимости от механических различных клинических проявлений нарушений консолидации перелома (НКП) дистального отдела бедренной кости, что позволит безопасно проводить реабилитационные мероприятия в раннем послеоперационном периоде.

Поскольку изучить напряженно-деформированное состояние (НДС) системы «кость – фиксатор» на живой модели крайне сложно, было принято решение исследовать влияние механических факторов нагрузки на систему в эксперименте. Для этого мы создали математическую модель остеосинтеза несросшегося перелома различными фиксаторами и изучили НДС этой модели под воздействием осевой, изгибающей и ротационной нагрузки.

Ранее в результате анализа НДС модели остеосинтеза несросшегося перелома дистального метаэпифиза бедренной кости с различными вариантами

фиксации мы показали, что при локализации перелома на уровне 6 см от верхнего края наружного мыщелка бедренной кости наиболее эффективной с точки зрения распределения нагрузки является пластина с угловой стабильностью [10]. Для стабилизации несращения мы использовали три наиболее часто применяемых фиксатора — блокирующийся интрамедуллярный стержень, пластину с угловой стабильностью для дистального отдела бедренной кости (LCP Distal Femur) и угловую 95° пластину (так называемую клиновую) [3].

Однако при остеосинтезе в условиях НКП дистального отдела бедренной кости остаются проблемы выбора способа фиксации в случае чрезвычайно низкого или высокого расположения линии несращения — в эпифизарном (расстояние менее 6 см от верхнего края наружного мыщелка) и дистальном диафизарном (расстояние от 6 до 10 см от верхнего края наружного мыщелка) отделах бедренной кости.

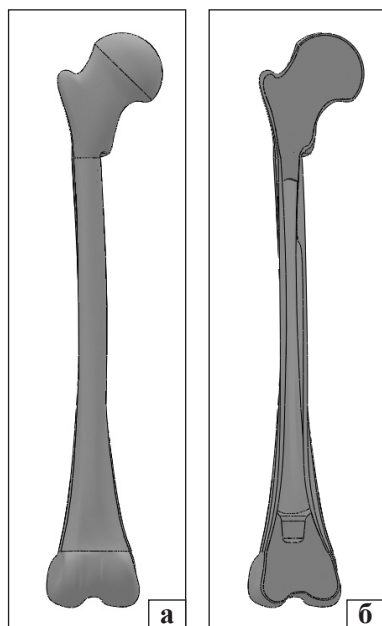
*Цель работы:* на основе изучения НДС модели остеосинтеза при несросшемся переломе бедренной кости с локализацией линии несращения в эпифизарном и дистальном диафизарном отделах, выявить наиболее эффективный способ фиксации данных повреждений.

## Материал и методы

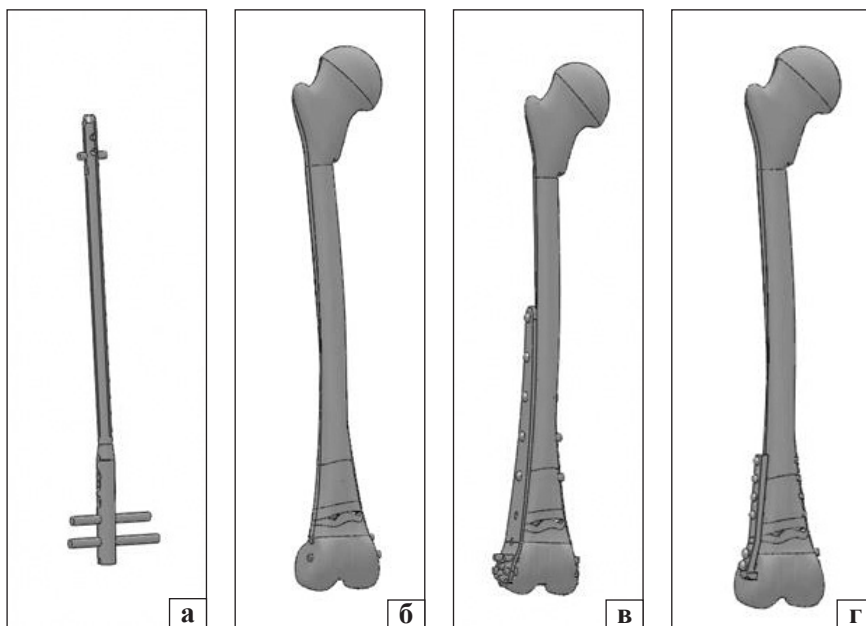
Для исследования НДС костной ткани и элементов конструкции, фиксирующей фрагменты бедренной кости, создана математическая модель бедренной кости, состоящая из коркового и губчатого слоев (рис. 1).

Зона диастаза фрагментов в моделях находилась на расстоянии 3 и 10 см от верхнего края латерального мыщелка бедренной кости. Такое расположение зоны перелома выбрано в связи с различным соотношением губчатой и компактной костной ткани на этих участках, а также изменением геометрии костномозгового канала по мере удаления от истмальной зоны [19]. Указанные характеристики бедренной кости в дистальном ее отделе оказывают влияние на подвижность стержня в костномозговом канале, жесткость фиксации винтов в костной ткани, возникающее в фиксирующих конструкциях и в самой костной ткани напряжение, а, следовательно, и на способность системы «кость – фиксатор» противодействовать приложенным нагрузкам.

В процессе анализа НДС модели остеосинтеза при несращении бедренной кости с локализацией зоны перелома на расстоянии 6 см от верхнего



**Рис. 1.** Модель бедренной кости: а) общий вид; б) продольное сечение



**Рис. 2.** Модель блокирующего интрамедуллярного стержня (а) и варианты фиксации фрагментов кости с помощью стержня (б), LCP-пластины (в), клинковой пластины (г)

края наружного мышелка и с различной площадью контакта отломков кости установлена стойкая тенденция: изменение площади контакта вызывает перераспределение максимального напряжения между губчатым и корковым слоями. С увеличением площади контакта уменьшается напряжение в губчатом слое, а в корковом — незначительно увеличивается. Локально в месте перелома отмечается тенденция к снижению напряжения, как в корковом, так и в губчатом слоях [10]. Эти данные позволили нам остановиться на изучении модели с постоянной площадью контакта между фрагментами 50 % от площади среза неповрежденной бедренной кости.

В результате рентгенометрических исследований оптической плотности костной ткани в месте

несращения и на удаленных от зоны перелома участках выявлено, что в зоне несращения этот показатель возрастает приблизительно на 20 % от плотности неповрежденной кости, а с удалением от данной области приближается к нормальному значению, наблюдаемому в неповрежденной кости [11]. В связи с этим в модели на приближенных к зоне несращения участках (1–2 см от линии перелома) модуль упругости Юнга был увеличен на 20 % и составил 120 % от нормальных значений костной ткани. На следующем участке (2–4 см от зоны несращения) модуль Юнга был увеличен на 10 % и составил 110 % от нормальных значений. Остальная часть модели имела нормальные (соответствующие здоровой кости) значения модуля Юнга (табл. 1) [4, 8].

Таблица 1

**Механические характеристики элементов модели**

Зона	Материал	Модуль Юнга, МПа	Коэффициент Пуассона
Приближенная к линии перелома (1–2 см)	Корковая кость	2400	0,29
	Губчатая кость	240	0,30
Удаленная от линии перелома на 2–4 см	Корковая кость	2200	0,29
	Губчатая кость	220	0,30
Основная часть модели	Корковая кость	2000	0,29
	Губчатая кость	200	0,30
Несущие элементы (пластина, стержень)	Титан	110000	0,30
	Нержавеющая сталь	200000	0,28
Крепежные элементы (винты)	Титан	110000	0,30
	Нержавеющая сталь	200000	0,28

При построении модели бедренной кости мы использовали библиотеки стандартных подпрограмм [1, 14–16].

Рассмотрено три способа фиксации дистального отдела бедренной кости с использованием интрамедуллярного блокирующего стержня (ИМ-стержня), LCP-пластины для дистального отдела бедренной кости (LCP Distal Femur) и 95° клинковой пластины (рис. 2).

К моделям прилагали осевую (соответствующую нагрузке при стоянии), ротационную и возможную при сгибании коленного сустава нагрузки. Векторы действия сил соответствовали естественной нагрузке бедренной кости при двухопорном стоянии и сгибании коленного сустава. Также исследовали воздействие ротационной нагрузки. Величина силы, действующей на головку бедренной кости, составила 700 Н, что соответствует средней массе тела при одноопорном стоянии (70 кг). Суммарная величина нагрузки на мышечки коленного сустава также равна 700 Н, и между ними она распределена следующим образом: 60 % — на латеральный (420 Н), 40 % — на медиальный (280 Н) [8]. При ротационной нагрузке на модель головка бедренной кости закреплялась неподвижно, а силы, приложенные к мышечкам были равными и составляли 100 Н.

## Результаты и их обсуждение

### НДС в моделях с локализацией зоны несращения на расстоянии 3 см от верхнего края латерального мышечка бедренной кости

*Осевая нагрузка.* Установлено, что при воздействии осевой нагрузки наибольшее напряжение костной ткани (коркового и губчатого слоев) как в месте перелома, так и общее пиковое напряжение наблюдалось в модели с фиксацией ИМ-стержнем, наименьшее — LCP-пластиной (табл. 2). При этом в обеих моделях с накостным фиксатором выявлены схожие показатели напряжения коркового слоя и различные — губчатой кости. В модели с клинковой пластиной напряжение в губчатой кости оказалось большим,

чем в компактной, а в модели с LCP-пластиной значительно меньшим. Вероятно, это связано с жестким закреплением винтов в LCP-пластине, при этом все устройство представляет собой раму, что обуславливает при осевой нагрузке равномерное распределение в нем напряжения, не вызывая его концентрации в месте соединения винта с губчатой костью.

Также изучена жесткость фиксации, т. е. способность системы «кость – фиксатор» к сопротивлению деформации при нагрузке. Этот показатель мы оценивали по перемещению элементов модели в месте перелома: максимальные значения перемещения двух точек, принадлежащих различным костным фрагментам и расположенным на линии перелома. Наименьшее перемещение отмечено в модели с LCP-пластиной, наибольшее — с ИМ-стержнем: высокие показатели напряжения (абсолютные цифры) в системе «кость – фиксатор» при осевой нагрузке отмечаются в фиксирующих стержнях винтах и самом ИМ-стержне. (табл. 2)

*Ротационная нагрузка.* Наибольшее напряжение в костной ткани обнаружено в модели, стабилизированной ИМ-стержнем. Ротационная нагрузка вызывала повышение напряжения в самой клинковой пластине, а также в крепежных элементах — винтах. Наибольшее перемещение фрагментов относительно друг друга зарегистрировано в модели с ИМ-стержнем (табл. 3).

Анализ результатов изучения НДС при действии ротационной нагрузки на все механизмы показал, что максимальное напряжение в корковом и губчатом веществе как во всей модели, так и в зоне несращения выявлено в случае фиксации ИМ-стержнем. Наименьшие показатели напряжения коркового и губчатого слоев кости отмечены в модели с LCP-пластиной.

Наибольшее перемещение двух точек в месте перелома (податливость системы) зафиксировано в модели с ИМ-стержнем, этот показатель в 4 раза превышал значения, зарегистрированные в модели с клинковой пластиной, и в 298 раз —

Таблица 2

Максимальные напряжения и перемещения при осевом нагружении

Фиксатор в модели	Максимальное значение напряжения (МПа) в зонах исследования						Перемещения костной ткани в области перелома (мм)
	Корковый слой	Губчатый слой	Несущий элемент	Крепежный элемент	По линии перелома		
					корковый слой	губчатый слой	
ИМ-стержень	21,376	29,512	219,635	546,082	0,000083	1,473	5,220
LCP-пластина	10,879	1,052	8,683	9,336	0,00001	0,0195	3,221
Клинковая пластина	10,356	14,291	23,647	69,622	0,000023	0,0302	4,527



в модели с LCP-пластиной. Высокие показатели напряжения (абсолютные цифры) в системе «кость – фиксатор» при ротационной нагрузке отмечены в губчатой кости модели с ИМ-стержнем.

*Сгибающая нагрузка.* Наибольшие показатели напряжения компактной и губчатой кости в месте перелома выявлены в модели с ИМ-стержнем, а во всей модели — в случае использования клинковой пластины. Такую ситуацию можно объяснить тем, что ИМ-стержень длиннее клинковой пластины и при сгибающей нагрузке он способен равномерно распределять напряжение во всей системе «кость – фиксатор». Наибольшее перемещение фрагментов кости относительно друг друга установлено в модели с ИМ-стержнем (табл. 4).

Анализ НДС в моделях под воздействием сгибающих нагрузок выявил максимальные показатели напряжения коркового и губчатого слоев всей модели в случае фиксации клинковой пластиной, а в месте перелома — ИМ-стержнем. Наименьшее напряжение обоих слоев костной ткани зафиксировано в модели с LCP-пластиной. Максимальное перемещение двух точек в месте перелома (податливость системы) выявлено при моделировании его фиксации ИМ-стержнем, а минимальное — LCP-пластиной. Наибольшие показатели напряжения (абсолютные цифры) в системе «кость – фиксатор» при сгибающей нагрузке отмечены в самом ИМ-стержне.

Таким образом, в результате исследования распределения напряжения и величины перемещения фрагментов в моделях бедренной кости с несросшимся переломом дистального эпифиза,

расположенным на расстоянии 3 см от верхнего края наружного мыщелка и стабилизированным тремя фиксирующими устройствами, выявлены следующие биомеханические тенденции:

1. Показатель концентрации максимального напряжения в корковом слое модели характеризует его наиболее вероятные зоны деформации в области расположения фиксирующих винтов. При осевой и ротационной нагрузке наибольшие показатели напряжения отмечены в корковом слое в модели с интрамедуллярным блокирующимся стержнем. При сгибающей нагрузке высокие показатели зарегистрированы в модели с клинковой пластиной, а наименьшие — с LCP-пластиной. Таким образом, можно предположить, что в клинической ситуации при низком уровне зоны несращения и коротком дистальном фрагменте максимальной устойчивостью к деформации коркового слоя в месте фиксации будет обладать система «кость – LCP-пластина».

2. По мере удаления от истмальной зоны диафиза к эпифизарному отделу длинной кости корковый слой постепенно истончается. На участке ниже 6 см от верхнего края латерального мыщелка бедренной кости толщина компактной кости не превышает 2,5–3 мм, а костномозговой канал заполнен губчатым веществом — спонгиозной костью. Следовательно, при «низких» переломах и несращениях кости губчатый слой очень важен для стабильности фиксации, т. к. в значительной степени обеспечивает прочность крепления всей конструкции. Показатель напряжения губчатой кости модели указывает на возможность

Таблица 3

**Максимальные напряжения (МПа) и перемещения (мм) при ротационной нагрузке модели**

Фиксатор в модели	Максимальное значение напряжения (МПа) в зонах исследования						Перемещения костной ткани в области перелома (мм)
	Корковый слой	Губчатый слой	Несущий элемент	Крепежный элемент	По линии перелома		
					корковый слой	губчатый слой	
ИМ-стержень	68,623	128,452	36,821	15,475	1,844	9,972	12,795
LCP-пластина	12,933	7,332	46,762	55,7697	0,07026	0,338	0,043
Клинковая пластина	15,023	34,088	57,124	97,844	0,407	2,464	3,112

Таблица 4

**Максимальные напряжения (МПа) и перемещения (мм) при сгибающей нагрузке модели**

Фиксатор в модели	Максимальное значение напряжения (МПа) в зонах исследования						Перемещения костной ткани в области перелома (мм)
	Корковый слой	Губчатый слой	Несущий элемент	Крепежный элемент	По линии перелома		
					корковый слой	губчатый слой	
ИМ-стержень	11,163	13,846	112,24	7,412	0,18	1,312	3,179
LCP-пластина	2,927	1,610	14,957	4,587	0,084	0,033	0,201
Клинковая пластина	18,888	20,766	13,456	28,148	0,11	0,389	0,425

деформации, «сминания», при нагрузке, что может привести к потере стабильности фиксации. Под действием осевой и ротационной нагрузки на модели, наибольшие показатели напряжения губчатой кости отмечены в случае использования интрамедуллярного блокирующего стержня, сгибающей — клинковой пластины. Наименьшие показатели напряжения губчатой кости зафиксированы в модели с LCP-пластиной. В моделях с клинковой пластиной и блокирующимся стержнем напряжение в губчатой кости оказалось большим, чем в компактной, а с LCP-пластиной — наоборот. Таким образом, считаем, что при низком уровне несращения и коротком дистальном фрагменте потеря стабильности фиксации под воздействием нагрузки (расшатывание винтов в кости) наименее вероятна при применении LCP-пластины.

3. Напряжение металлической конструкции (несущий и крепежный элемент) оказывает влияние на прочность металлофиксатора, т. е. отражает вероятность его поломки вследствие нагрузки. При осевой и сгибающей нагрузке наибольшее напряжение отмечено в крепежном элементе ИМ-стержня и самом стержне, а ротационной — в крепежных элементах клинковой пластины и в самой пластине. В модели с фиксацией LCP-пластиной при всех типах нагрузки выявлены наименьшие и средние показатели напряжения как в несущих, так и фиксирующих элементах. Поэтому, мы считаем, что при низком расположении зоны несращения использование LCP-пластины обеспечит наименьшую вероятность поломки фиксатора. В то же время необходимо отметить, что мы не исследовали напряжение при циклических нагрузках, которые приводят к «усталостным» переломам металлической конструкции.

4. Показатель перемещения двух точек, расположенных на линии перелома и принадлежащих различным фрагментам кости, интерпретировался нами как показатель жесткости фиксации, т. е. способности системы «кость – фиксатор»

к сопротивлению деформации во время нагрузки. При всех типах нагрузки этот показатель оказался наибольшим в модели с интрамедуллярным блокирующимся стержнем, наименьший — с LCP-пластиной. В связи с этим можно предположить, что при локализации участка несращения на расстоянии 3 см от верхнего края наружного мыщелка бедренной кости фиксация LCP-пластиной обеспечит наибольшую устойчивость системы «кость – фиксатор» к нагрузкам при ходьбе, ротации бедра и сгибании коленного сустава.

#### **Исследования НДС в моделях при расположении зоны несращения на расстоянии 10 см от верхнего края латерального мыщелка бедренной кости**

*Осевая нагрузка.* Согласно полученным данным о НДС моделей при расположении зоны несращения в дистальном диафизарном участке бедренной кости, наибольшие показатели напряжения коркового и губчатого слоев зафиксированы при использовании клинковой пластины, а наименьшие ИМ-стержня. Эта ситуация противоположна выявленной при расположении зоны несращения в метаэпифизарном участке. С нашей точки зрения, данный факт объясняется сужением костномозгового канала, утолщением коркового слоя и более длинным механическим рычагом, которым является дистальный фрагмент. Анализ перемещений фрагментов (табл. 5) свидетельствует, что наименьший показатель отмечен в моделях с LCP-пластиной и ИМ-стержнем, наибольший — с клинковой пластиной.

В результате изучения НДС всех моделей при указанных условиях максимальные показатели напряжения коркового и губчатого слоев на всех участках бедренной кости выявлены в случае фиксации клинковой пластиной, а минимальные — ИМ-стержнем. Наибольшее перемещение двух точек в месте перелома (податливость системы) отмечено в результате применения клинковой пластины, наименьшие — ИМ-стержня. Высокие показатели напряжения (абсолютные

Таблица 5

**Максимальные напряжения (МПа) и перемещения (мм) при осевой нагрузке модели**

Фиксатор в модели	Максимальное значение напряжения (МПа) в зонах исследования						Перемещения костной ткани в области перелома (мм)
	Корковый слой	Губчатый слой	Несущий элемент	Крепежный элемент	По линии перелома		
					корковый слой	губчатый слой	
ИМ-стержень	3,499	0,132	83,856	56,776	0,00002	—	0,086
LCP-пластина	13,971	2,226	109,2	38,632	0,00025	—	2,187
Клинковая пластина	23,118	17,542	183,516	549,942	0,00859	—	4,163

цифры) в системе «кость – фиксатор» при осевой нагрузке отмечено в элементах, фиксирующих клинковую пластину (шурупах).

*Ротационная нагрузка.* Наибольшее напряжение костной ткани выявлено в моделях с костными фиксаторами — LCP-пластиной и клинковой. Наименьшее напряжение костной ткани, как в кости в целом, так и в месте перелома, зарегистрировано в модели с ИМ-стержнем. Также применение этого фиксатора позволило получить наибольшую способность к сопротивлению деформации при нагрузке и наименьшее (0,774 мм) перемещение двух точек на разных фрагментах кости (табл. 6).

Проанализировав полученные результаты, можно заключить, что минимальное напряжение в корковом и губчатом слоях, всей кости в целом и на линии перелома демонстрирует модель с фиксацией ИМ-стержнем. Самые высокие показатели напряжения коркового слоя кости наблюдались в модели с LCP-пластиной, губчатого — в модели с клинковой пластиной. Наименьшее перемещение двух точек в месте перелома (способность к сопротивлению деформации при нагрузке) отмечено в модели, фиксированной блокирующимся стержнем. Наибольшие показатели напряжения (абсолютные цифры) в системе «кость – фиксатор» при ротационной нагрузке выявлены в фиксирующих элементах (шурупах) клинковой пластины.

*Сгибающая нагрузка.* Согласно полученным данным, наибольшие показатели напряжения коркового и губчатого слоев как во всей бедренной

кости, так и в месте перелома выявлены в модели с фиксацией клинковой пластиной, а наименьшие — с ИМ-стержнем. Наименьшее перемещение фрагментов относительно друг друга отмечено в модели с ИМ-стержнем (табл. 7).

В результате исследования НДС во всех моделях при воздействии сгибающей нагрузки максимальные показатели напряжения коркового и губчатого слоев, как во всей бедренной кости, так и в месте перелома обнаружены в случае закрепления клинковой пластиной, а минимальные — при фиксации ИМ-стержнем. Наибольшее перемещение двух точек в месте перелома зафиксировано в модели с LCP-пластиной, а наименьшее — ИМ-стержнем. Высокие показатели напряжения (абсолютные цифры) в системе «кость – фиксатор» при сгибающей нагрузке отмечены в клинковой пластине.

Оценка распределения напряжения и величины перемещения фрагментов в моделях несросшегося перелома дистального эпифиза бедренной кости с расположением зоны несращения на расстоянии 10 см от верхнего края наружного мышелка бедренной кости при использовании различных видов фиксаторов выявила следующие биомеханические тенденции:

1. Показатель концентрации максимального напряжения в корковом слое модели указывает на его наиболее вероятные зоны деформации в области расположения фиксирующих винтов. При осевой и сгибающей нагрузке самые высокие показатели напряжения коркового слоя отмечены в модели с клинковой пластиной. В случае

Таблица 6

**Максимальные напряжения (МПа) и перемещения (мм) при ротационной нагрузке модели**

Фиксатор в модели	Максимальное значение напряжения (МПа) в зонах исследования						Перемещения костной ткани в области перелома (мм)
	Корковый слой	Губчатый слой	Несущий элемент	Крепежный элемент	По линии перелома		
					корковый слой	губчатый слой	
ИМ-стержень	3,632	0,848	3943,44	1970,18	0,260	—	0,774
LCP-пластина	142,431	47,251	6949,3	3634,35	4,976	—	3,613
Клинковая пластина	136,233	107,615	9110,354	4792,333	1,979	—	5,18

Таблица 7

**Максимальные напряжения (МПа) и перемещения (мм) при сгибающей нагрузке модели**

Фиксатор в модели	Максимальное значение напряжения (МПа) в зонах исследования						Перемещения костной ткани в области перелома (мм)
	Корковый слой	Губчатый слой	Несущий элемент	Крепежный элемент	По линии перелома		
					корковый слой	губчатый слой	
ИМ-стержень	0,682	0,479	30,795	19,001	0,00001	—	0,029
LCP-пластина	7,671	5,794	17,681	11,139	0,000009	—	1,537
Клинковая пластина	60,50	24,746	653,27	70,187	0,328	—	2,069

ротационной нагрузки наибольшие показатели выявлены в модели с ЛСР-пластиной, а наименьшие — с ИМ-стержнем. Исходя из этого, можно предположить, что в клинической ситуации при локализации зоны несращения в дистальном диафизарном отделе максимальной устойчивостью к деформации коркового слоя в месте фиксации будет обладать система «кость – интрамедуллярный стержень».

2. Несмотря на имеющееся сужение коркового слоя на участке 10 см от наружного мыщелка бедренной кости, его толщина составляет от 0,4 до 0,6 см, а соотношение с губчатым — 1:3. Учитывая разницу плотности коркового и губчатого слоев, последний на данном участке не будет играть столь значимую роль в прочности крепления фиксирующих элементов, как в предыдущей серии эксперимента. При всех видах нагрузки наименьшее напряжение в губчатом слое наблюдалось в модели с ИМ-стержнем.

3. Напряжение металлической конструкции (несущем и крепежном элементах) отражает вероятность ее поломки при нагрузке. Под воздействием исследованных видов нагрузки наибольшее напряжение было отмечено в клинковой пластине и винтах, фиксирующих ее. При ротационной нагрузке наименьшие показатели напряжения как в несущих, так и в фиксирующих элементах, отмечены в модели с фиксацией ИМ-стержнем. В случае осевой и ротационной нагрузки напряжение в винтах, фиксирующих ЛСР-пластину, было меньшим по сравнению с крепежными элементами ИМ-стержня, а в модели с ИМ-стержнем выявлено меньшее напряжение в самой конструкции. При этом показатели напряжения в ЛСР-пластине и ИМ-стержне отличаются менее, чем в 2 раза, т. е. сравнимы, а в клинковой пластине они значительно выше. Полученные данные свидетельствуют, что наибольшая устойчивость к приложенным нагрузкам, а следовательно наименьшая вероятность поломки фиксаторов наблюдается при использовании ИМ-стержня и ЛСР-пластины. Однако необходимо отметить, что мы не исследовали напряжение при циклических нагрузках.

4. При всех типах нагрузки показатель перемещения двух точек, расположенных на линии перелома и принадлежащих различным костным фрагментам, оказался наибольшим в модели с клинковой пластиной, а наименьшим — с ИМ-стержнем. Можно предположить, что при локализации участка несращения в дистальном отделе диафиза бедренной кости фик-

сация ИМ-стержнем более предпочтительна, т. к. обеспечит наибольшую устойчивость системы «кость – фиксатор» к нагрузкам при ходьбе, ротации бедра и сгибании коленного сустава.

## Выводы

Полученные результаты в процессе исследований НДС моделей несращения бедренной кости на различных участках с тремя основными видами фиксаторов при воздействии осевой, ротационной и сгибающей нагрузки позволяют сделать следующие выводы:

– из всех исследуемых вариантов нагрузки ротационная оказалась наиболее критичной по анализируемым показателям: напряжению костной ткани, фиксирующих элементов и конструкции, а также по перемещению фрагментов бедренной кости;

– при локализации несращения в эпифизарной зоне бедренной кости повышается подвижность в зоне перелома при фиксации ИМ-стержнем. Это объясняется расширенным костномозговым каналом в этой области и недостаточной жесткостью фиксации конструкции в коротком дистальном фрагменте бедренной кости;

– при локализации несращения в эпифизарной зоне ЛСР-пластина позволяет обеспечить наиболее надежную фиксацию короткого дистального фрагмента. В связи с этим считаем, что ее использование наиболее целесообразно при локализации зоны несращения в эпифизарном участке кости;

– при локализации зоны несращения в дистальном диафизарном участке бедренной кости продемонстрировала наименьшее напряжение костной ткани и наибольшую устойчивость системы «кость – фиксатор» к деформациям при нагрузках модель с фиксацией ИМ-стержнем. Это объясняется благоприятным соотношением формы костномозгового канала на этом участке и диаметра стержня, а также достаточной толщиной коркового слоя для прочной фиксации винтов, блокирующих стержень. Считаем обоснованным и целесообразным использование устройства для фиксации несращения в дистальном диафизарном участке бедренной кости.

**Конфликт интересов.** Авторы декларируют отсутствие конфликта интересов.

## Список литературы

1. Агапов В. П. Метод конечных элементов в статике, динамике и устойчивости пространственных тонкостенных подкрепленных конструкций : учебное пособие / В. П. Агапов. — М. : АСВ, 2000. — 152 с.



2. Анализ оперативного лечения переломов дистального отдела бедренной кости / Г. Г. Голка, А. И. Белостоцкий, В. А. Литовченко [и др.] // *Вісник ортопедії, травматології та протезування*. — 2011. — № 1. — С. 36–40.
3. Аналіз структури первинної інвалідності та чинників її формування при травмах кінцівок в умовах великого міста / Г. В. Гайко, А. В. Калашніков, В. А. Боєр [та ін.] : мат. наук.-практ. конф. з міжнародною участю [«Медико-соціальна експертиза і реабілітація хворих внаслідок травм і захворювань опорно-рухового апарату»] (Дніпропетровськ, 2008). — Дніпропетровськ : Пороги, 2008. — С. 23–24.
4. Березовский В. А. Биофизические характеристики тканей человека : справочник / В. А. Березовский, Н. Н. Колотилов. — Київ : Наукова думка, 1990. — 224 с.
5. Борзунов Д. Ю. Использование чрескостного и интрамедуллярного блокируемого остеосинтеза при лечении пациентов с последствиями переломов длинных костей / Д. Ю. Борзунов, А. И. Митрофанов, О. В. Колчев // *Остеосинтез*. — 2010. — № 1 (10). — С. 15–17.
6. Буачидзе О. Ш. Стабильный остеосинтез пластинами в лечении последствий поврежденной дистального отдела бедренной кости / О. Ш. Буачидзе, Г. А. Оноприенко, В. С. Зубиков // *Ортопедия, травматология и протезирование*. — 1986. — № 1 — С. 41–43.
7. Выговский Н. В. Оперативное лечение больных с дистальными переломами бедренной кости : автореф. дис. ... канд. мед. наук / Выговский Н. В. — Новосибирск, 2000. — 20 с.
8. Зенкенвич О. Конечные элементы и аппроксимация : [пер. с англ.] / О. Зенкенвич, К. Морган. — М. : Мир, 1986. — 318 с.
9. Зубиков В. С. Остеосинтез металлическими пластинами при лечении последствий около- и внутрисуставных переломов бедренной и большеберцовой костей / В. С. Зубиков // *Хирургия*. — 1986. — № 10. — С. 110–112.
10. Исследование напряженно-деформированного состояния модели несросшегося перелома дистального метаэпифиза бедренной кости при различных вариантах фиксации / Г. Г. Голка, А. И. Белостоцкий, И. А. Суббота [и др.] // *Ортопедия, травматология и протезирование*. — 2011. — № 4. — С. 72–80. — DOI: 10.15674/0030-59872011472-80.
11. Исследование плотности костной ткани в зоне несращения рентгенометрическим методом / Г. Г. Голка, А. И. Белостоцкий, М. Ю. Крапинский, Е. Д. Карпинская : тези доп. наук.-практ. конф. [«Сучасні дослідження в ортопедії та травматології (перші наукові читання, присвячені пам'яті академіка О. О. Коржа)»] (Харьков, 6–7 жовтня 2011 г.). — Харьков, 2011. — С. 70–71.
12. Литвинов И. И. Критерии классификации и результаты внутреннего остеосинтеза закрытых диафизарных переломов бедренной кости типа А и В по АО / И. И. Литвинов, В. В. Ключевский // *Вестник травматологии и ортопедии им. Н. Н. Приорова*. — 2005. — № 4. — С. 14–19.
13. Мельниченко С. Ю. Оперативное лечение переломов дистального конца бедра : автореф. дис. ... канд. мед. наук / Мельниченко С. Ю. — М., 2008. — 20 с.
14. Норри Д. Введение в метод конечных элементов : [пер. с англ.] / Д. Норри, Ж. де Фриз. — М. : Мир, 1981. — 304 с.
15. Ролик А. В. Незрощення довгих кісток (аналіз, фактори ризику, лікувальна тактика) / А. В. Ролик, І. А. Засаднюк // *Ортопедия, травматология и протезирование*. — 2005. — № 2. — С. 61–64.
16. Романенко К. К. Діафізарні переломи довгих кісток, що не зрослися (чинники ризику, діагностика, лікування) : автореф. дис. ... канд. мед. наук / Романенко К. К. — Харків, 2002. — 19 с.
17. Функции и виды пластин и винтов в современном остеосинтезе / К. К. Романенко, А. И. Белостоцкий, Д. В. Прозоровский, Г. Г. Голка // *Ортопедия, травматология и протезирование*. — 2010. — № 1. — С. 68–75. — DOI: 10.15674/0030-59872010168-75.
18. Bellabarba C. Indirect reduction and plating of distal femoral nonunions / C. Bellabarba, W. M. Ricci, B. R. Bolhofner // *J. Orthop. Trauma*. — 2002. — Vol. 16 (5). — P. 287–296.
19. Computerized morphometric analysis of the femoral diaphyseal canal / A. Toni, F. Fabbri, G. B. Scimeca [et al.] // *Chir. Organi Mov.* — 1995. — Vol. 80 (2). — P. 207–219.
20. Nonunions around the knee joint / D. B. Chan, D. M. Jeffcoat, D. G. Lorich, D. L. Helfet // *Int. Orthop.* — 2010. — Vol. 34 (2). — P. 271–281. — DOI: 10.1007/s00264-009-0924-9.
21. Open reduction and internal fixation of distal femoral nonunions: long-term functional outcomes following a treatment protocol / M. J. Gardner, J. B. Toro-Arbelaes, M. Harrison [et al.] // *J. Trauma*. — 2008. — Vol. 64 (2). — P. 434–438. — DOI: 10.1097/01.ta.0000245974.46709.2e.
22. Rosen H. Treatment of nonunions : general principles / H. Rosen // *Operative Orthopaedics* / M. Chapman. — 2<sup>nd</sup> ed. — J. B. Lippincott Company, 1993. — P. 749–769.
23. Velle D. L. Delayed union and nonunion of fractures / D. L. Velle // *Campbell's Operative Orthopaedics*. — 1999. — Vol. 3. — P. 2579–2583.
24. Wang J. W. Treatment of distal femoral nonunion with internal fixation, cortical allograft struts, and autogenous bone-grafting / J. W. Wang, L. H. Weng // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 2003. — Vol. 85-A (3). — P. 436–440.

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872016417-25>

Статья поступила в редакцию 18.10.2016

## BIOMECHANICAL RATIONALE FOR THE CHOICE OF SURGICAL TACTIC FOR TREATMENT OF DISTAL FEMUR FRACTURES CONSOLIDATION DISTURBANCES

G. G. Golka<sup>1</sup>, A. I. Belostotsky<sup>2</sup><sup>1</sup> Kharkiv National Medical University, Ukraine<sup>2</sup> Orthopaedic Rehabilitation and Health Care Medical Center «KINEZIO», Kharkiv, Ukraine✉ Anton Belostotsky: [rehab.kharkov@gmail.com](mailto:rehab.kharkov@gmail.com)