УДК 616.71-001.5-089.84-001.2

БИЛИНСКИЙ П.И., ЧАПЛИНСКИЙ В.П.
Национальная академия последипломного образования им. П.Л. Шупика, г. Киев
Самборская центральная районная больница
Ивано-Франковский национальный медицинский университет

# ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ АСПЕКТОВ МАЛОКОНТАКТНОГО И ПОЛНОКОНТАКТНОГО ОСТЕОСИНТЕЗА ОСКОЛЬЧАТОГО ПЕРЕЛОМА БОЛЬШЕБЕРЦОВОЙ КОСТИ (Сообщение третье)

***Резюме.*** *Проведено теоретическое исследование биомеханических возможностей полноконтактного и малоконтактного остеосинтеза оскольчатого перелома большеберцовой кости. Установлено, что репозиционные шурупы значительно снижают микроподвижность фрагментов. Исследования показали преимущества малоконтактного остеосинтеза. Он обеспечивает жесткую фиксацию фрагментов, минимальное напряжение пластины, шурупов и кости.*
***Ключевые слова:*** *остеосинтез, оскольчатый перелом, голень, микроподвижность.*

## Введение

Результаты лечения переломов во многом зависят от правильности проведения определенной методики лечения, биомеханической обоснованности фиксатора для ее реализации. Особенно это относится к оскольчатым переломам большеберцовой кости (ОПБК). Анатомическое строение голени, степень нарушения кровоснабжения фрагментов после травмы, большая функциональная нагрузка естественно влияют на выбор способа лечения, фиксатора для остеосинтеза (Дубас В.М. и др., 2007; Трофимов А.Н. и др., 2004). Эффективное лечение ОПБК возможно на основании глубокого знания биологии кости, процесса сращения ее фрагментов, биомеханики взаимодействия «фиксатор — кость» (Климовицкий В.Г. и др., 2007; Gardner M.J. et al., 2009).

Микроподвижность отломков, которая возникает при нагрузке, способствует репаративной регенерации, если деформация ниже критического уровня для регенерата (Perren S.M., 2002; Ruedi T.P., Buckley R.E., 2007). Определить биомеханические возможности фиксатора, микроподвижность фрагментов, которую он допускает, напряжение пластины и кости возможно экспериментальным путем. Компьютерное моделирование методом конечных элементов значительно снижает стоимость исследования, упрощает его, позволяет оценить жесткость конструкции фиксатора, напряжение его элементов, шурупов, кости (Билинский П.И., 2004; Попсуйшапка А.К. и др., 2008). Полученная информация полезна для понимания особенностей фиксации, дальнейшего ее усовершенствования.

## Материалы и методы

Теоретические исследования биомеханических особенностей полноконтактного и малоконтактного многоплоскостного остеосинтеза (ММО) ОПБК проведены на конечноэлементной модели центральной части большеберцовой кости, при этом плоскости разъемов образуют с осевой линией углы 50°. Осевой зазор между торцевыми поверхностями частей кости в месте перелома составляет 1,5 мм. Для каждого из двух сопоставляемых способов фиксации созданы модели трех вариантов: а) с восемью шурупами, два из которых соединяют пластину, фрагмент кости и осколок; б) с девятью шурупами, отличающийся наличием добавочного репозиционного шурупа для соединения осколка с верхним фрагментом; в) с восемью шурупами, два из которых соединяют осколок с фрагментами кости. Указанные варианты в дальнейшем упоминаются как вариант «а» — без репозиционных шурупов, вариант «б» — с одним репозиционным шурупом и вариант «в» — с двумя репозиционными шурупами; соответствующие модели показаны на рис. 1 и 2.

© Билинский П.И., Чаплинский В.П., 2013
© «Травма», 2013
© Заславский А.Ю., 2013

Характер закрепления и нагружения моделей полностью соответствует рассмотренным выше случаям поперечного и косого переломов.

Участок модели в зоне перелома и его деформированное состояние при действии осевого сжатия и поперечной нагрузки для двух способов фиксации с использованием двух репозиционных шурупов показан на рис. 3 (вид сбоку).

Для количественной оценки степени подвижности фиксации в зоне перелома подсчитываются относительные перемещения характерных точек на торцевых поверхностях скрепляемых частей кости. При оскольчатом переломе таких частей три: верхний фрагмент, осколок и нижний фрагмент. Поэтому в отличие от случаев поперечного и косого переломов приходится учитывать как взаимное смещение верхнего фрагмента и осколка в зоне верхнего разъема (рис. 3, слева), так и взаимное смещение осколка и нижнего фрагмента в зоне нижнего разъема (рис. 3, справа).

В качестве характерных выбраны четыре точки, лежащие на контуре сечения и наиболее удаленные от осевой линии кости. Их положение показано на рис. 4, где изображены две торцевые поверхности отломка в проекции на плоскость поперечного сечения кости (вид со стороны коленного сустава вместе с торцевым сечением пластины для варианта «а» полноконтактной фиксации).

## Результаты и обсуждение

Ниже приведены некоторые результаты для случая осевого сжатия силой Fx = 800 Н.

Относительные перемещения точек на торцевых поверхностях скрепляемых частей кости при наличии двух репозиционных шурупов показаны в табл. 1, 2. В этих и последующих таблицах в целях наглядности жирным шрифтом выделены значения, соответствующие более жесткой фиксации одного из двух сопоставляемых способов (т.е. меньшие по абсолютной величине).

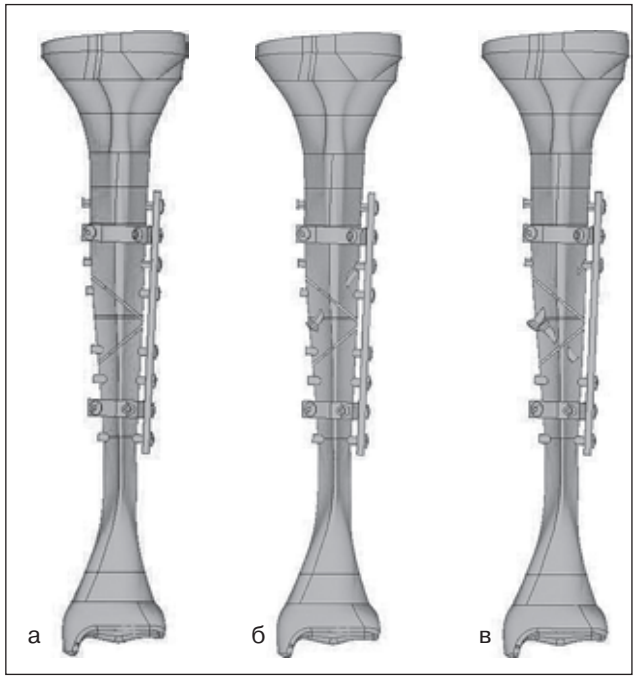


***Рисунок 1. Модели малоконтактной фиксации оскольчатого перелома: а — без репозиционных шурупов; б — с одним репозиционным шурупом; в — с двумя репозиционными шурупами***

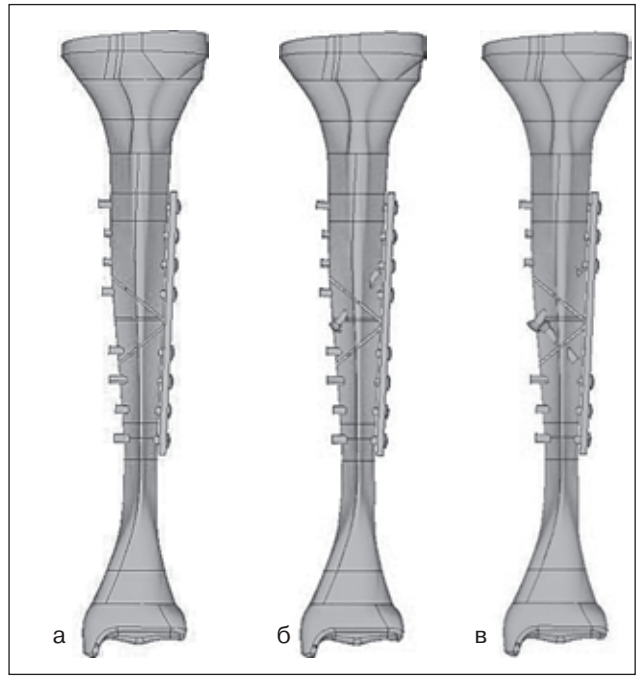


***Рисунок 2. Модели полноконтактной фиксации оскольчатого перелома: а — без репозиционных шурупов; б — с одним репозиционным шурупом; в — с двумя репозиционными шурупами***

***Таблица 1. Взаимное смещение фрагментов при осевом сжатии силой $F_x$ = 800 Н, вариант «в», верхний разъем***

| Точки на разъемах | Способы фиксации | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | Малоконтактный | | | | Полноконтактный | | | |
| | $\Delta u_x$, мм | $\Delta u_y$, мм | $\Delta u_z$, мм | $\Delta u$, мм | $\Delta u_x$, мм | $\Delta u_y$, мм | $\Delta u_z$, мм | $\Delta u$, мм |
| *a* | 0,026616 | **0,029907** | **0,021297** | **0,045348** | **0,026133** | 0,031995 | 0,022157 | 0,046878 |
| *b* | **0,027729** | **0,007954** | **0,042877** | **0,051678** | 0,044783 | 0,017309 | 0,047498 | 0,067536 |
| *c* | **0,006652** | –0,018248 | **0,013553** | **0,023683** | 0,010729 | **–0,017916** | 0,021018 | 0,029629 |
| *d* | 0,015559 | **–0,005668** | **–0,001951** | **0,016674** | **0,005035** | –0,016367 | –0,004115 | 0,017611 |

***Таблица 2. Взаимное смещение фрагментов при осевом сжатии силой $F_x$ = 800 Н, вариант «в», нижний разъем***

| Точки на разъемах | Способы фиксации | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | Малоконтактный | | | | Полноконтактный | | | |
| | $\Delta u_x$, мм | $\Delta u_y$, мм | $\Delta u_z$, мм | $\Delta u$, мм | $\Delta u_x$, мм | $\Delta u_y$, мм | $\Delta u_z$, мм | $\Delta u$, мм |
| *a* | –0,028286 | **0,026909** | **0,018359** | **0,043142** | **–0,028192** | 0,028246 | 0,019460 | 0,044399 |
| *b* | **0,214340** | **–0,060987** | –0,050222 | **0,228437** | 0,220052 | –0,062146 | **–0,049533** | 0,233962 |
| *c* | **0,168807** | –0,003162 | **0,009460** | **0,169101** | 0,172526 | **–0,002970** | 0,010273 | 0,172857 |
| *d* | **0,029545** | **0,074910** | **0,091628** | **0,121984** | 0,029917 | 0,077504 | 0,093745 | 0,125260 |

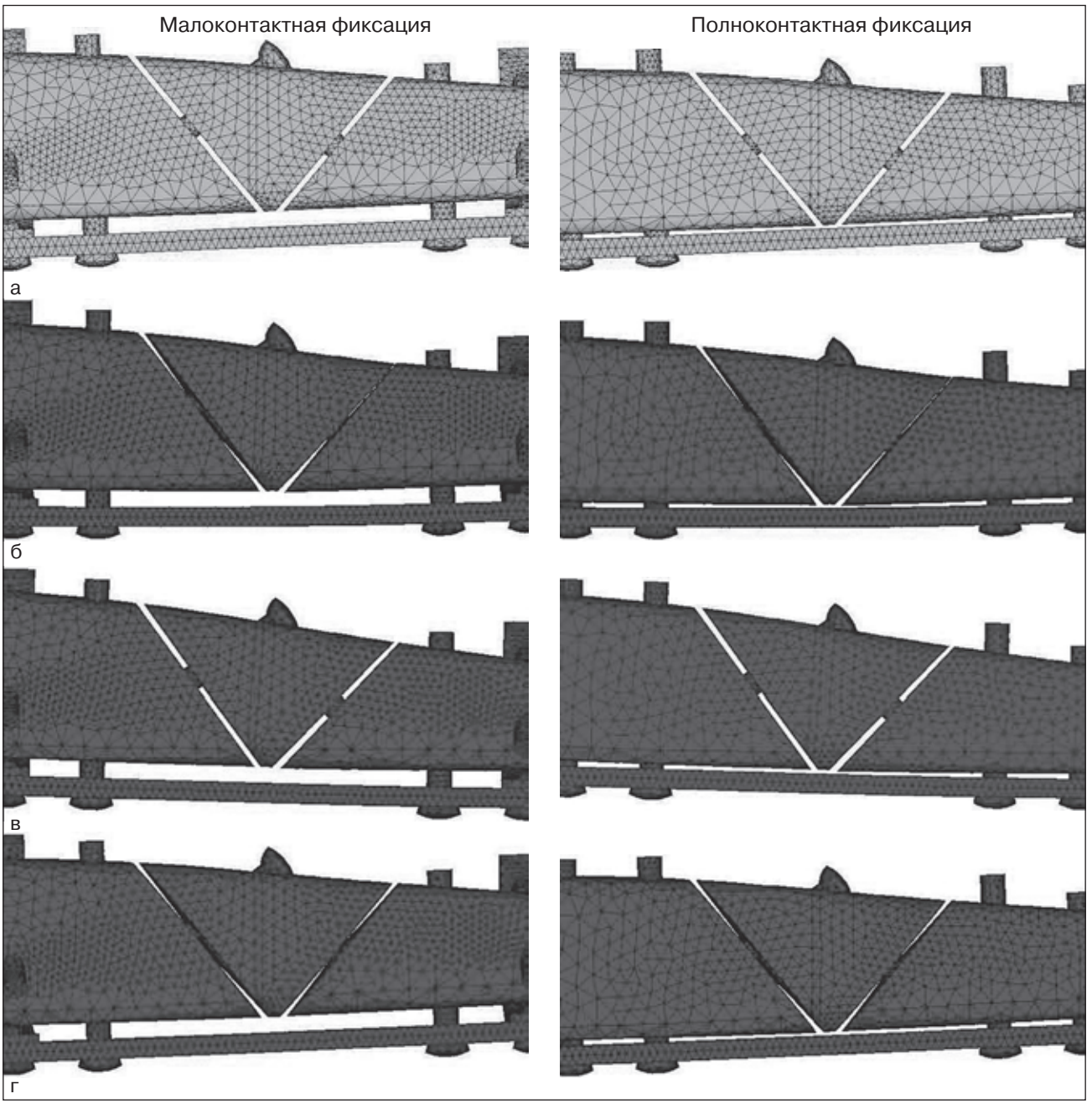


***Рисунок 3. Зона оскольчатого перелома для варианта с двумя репозиционными шурупами: а — исходная конфигурация; б — осевое сжатие силой Fx = 800 Н; в — изгиб силой Fy = 100 Н; г — изгиб силой Fz = 100 Н***

Как следует из табл. 1, 2, при осевом нагружении малоконтактная фиксация в основном обнаруживает бóльшую жесткость, особенно в поперечных направлениях и суммарно. Сопоставление между собой вариантов «а» и «б» иллюстрирует повышение жесткости фиксации обоими способами за счет дополнительного шурупа, что выглядит вполне закономерным. Следует отметить, что осуществить остеосинтез контактной пластиной после установления двух репозиционных шурупов иногда бывает очень проблематично. При пользовании фиксатором для ММО трудностей с его установкой не возникает.

Анализ полученных данных об уровне напряжений фиксаторов, шурупов и центральной части кости при осевом сжатии силой 800 Н показал преимущества малоконтактной фиксации.

Следующим вариантом нагружения синтезированной кости является изгиб перпендикулярно плоскости пластины поперечной нагрузкой $F_y = 100$ Н.

Относительные перемещения характерных точек на торцевых поверхностях скрепляемых частей кости представлены в табл. 3, 4.

Согласно приведенным данным, при изгибе перпендикулярно плоскости пластины малоконтактная фиксация оказывается однозначно более жесткой суммарно; по отдельным направлениям жесткость малоконтактной фиксации также практически выше. Два репозиционных шурупа увеличивают жесткость фиксации при ММО.

Исследования показали, что в рассматриваемом случае при полноконтактной фиксации пластина подвержена большей нагрузке по сравнению с малоконтактным способом. Шурупы при проведении ММО тоже испытывают меньшее напряжение.

Следующим вариантом нагружения синтезированной кости является изгиб в плоскости пластины поперечной нагрузкой Fz = 100 Н, когда пластина изгибается «на ребро».

Относительные перемещения характерных точек на торцевых поверхностях скрепляемых частей кости показаны в табл. 5, 6.

Согласно приведенным данным, в случае изгиба в плоскости пластины малоконтактная фиксация проявляет в целом бóльшую жесткость по сравнению с

***Таблица 3. Взаимное смещение фрагментов при поперечной нагрузке $F_y$ = 100 Н, вариант «б», верхний разъем***

| Точки на разъемах | Способы фиксации | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | Малоконтактный | | | | Полноконтактный | | | |
| | $\Delta u_x$, мм | $\Delta u_y$, мм | $\Delta u_z$, мм | $\Delta u$, мм | $\Delta u_x$, мм | $\Delta u_y$, мм | $\Delta u_z$, мм | $\Delta u$, мм |
| *a* | –0,007398 | **0,057068** | **–0,002974** | **0,057622** | **–0,005958** | 0,063169 | –0,003170 | 0,063528 |
| *b* | **0,023060** | **0,079331** | **0,000911** | **0,082619** | 0,028124 | 0,087628 | 0,001255 | 0,092039 |
| *c* | **0,008838** | **0,061439** | **–0,003049** | **0,062146** | 0,024439 | 0,078095 | –0,004628 | 0,081961 |
| *d* | 0,021837 | **0,074775** | **–0,006711** | **0,078187** | **0,021707** | 0,079097 | –0,007398 | 0,082355 |

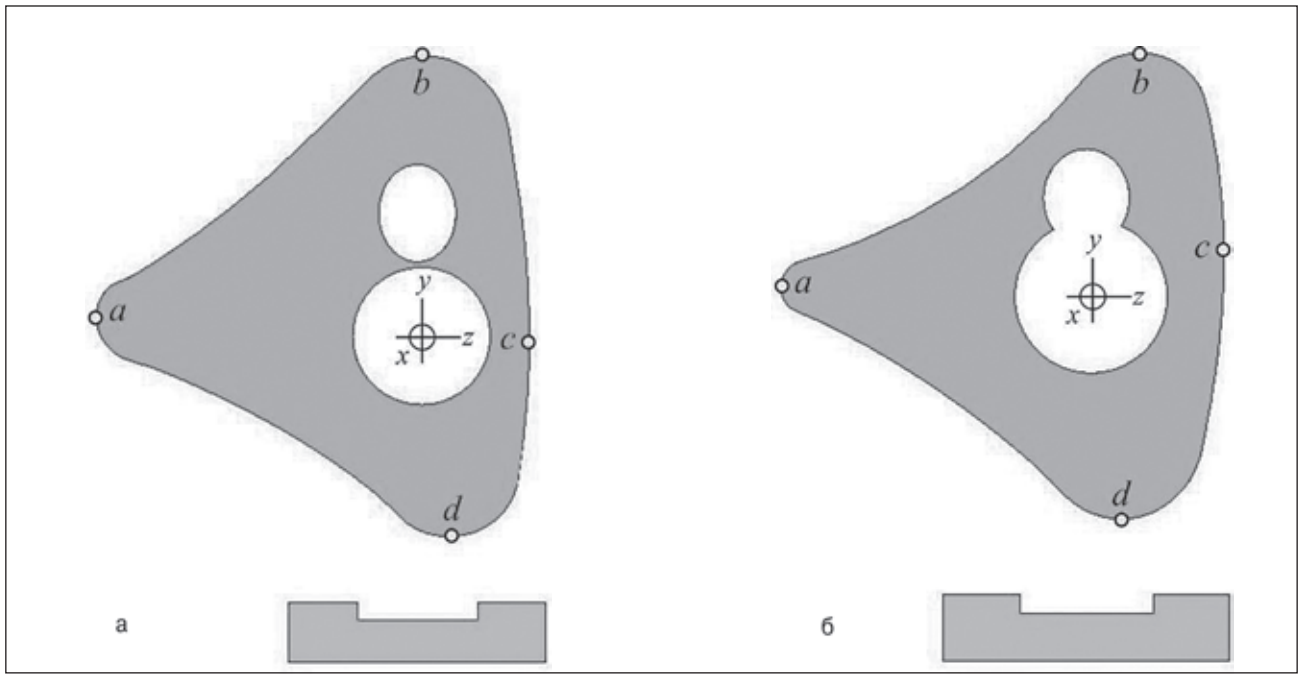


***Рисунок 4. Положение характерных точек: а — в верхнем разъеме; б — в нижнем разъеме***

полноконтактным способом для всех вариантов крепления.

Данные о максимальных напряжениях изгиба в плоскости пластины поперечной нагрузкой $F_z = 100$ Н, когда пластина изгибается «на ребро», для варианта «в» приведены в табл. 7.

Согласно полученным данным, при изгибе в плоскости пластины малоконтактный способ обеспечивает более низкий уровень напряжений в пластине и шурупах, в большей степени нагружая краевые зоны кости.

Таким образом, теоретически изучена реакция скрепленных фиксатором фрагментов большеберцовой кости на действие физиологических нагрузок при наличии оскольчатого перелома. Рассмотрено в общей сложности 18 расчетных вариантов, при этом ни в одном из этих вариантов не было отмечено соприкосновения между собой скрепляемых частей кости

***Таблица 4. Взаимное смещение фрагментов при поперечной нагрузке $F_y$ = 100 Н, вариант «б», нижний разъем***

| Точки на разъемах | Способы фиксации | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | Малоконтактный | | | | Полноконтактный | | | |
| | $\Delta u_x$, мм | $\Delta u_y$, мм | $\Delta u_z$, мм | $\Delta u$, мм | $\Delta u_x$, мм | $\Delta u_y$, мм | $\Delta u_z$, мм | $\Delta u$, мм |
| *a* | **0,045260** | **0,052419** | –0,001672 | **0,069275** | 0,051511 | 0,056520 | **–0,000512** | 0,076473 |
| *b* | **0,053182** | **0,042673** | **–0,007759** | **0,068626** | 0,062176 | 0,046027 | –0,009040 | 0,077885 |
| *c* | **0,008702** | **0,083585** | **0,000598** | **0,084039** | 0,010552 | 0,093018 | 0,001469 | 0,093627 |
| *d* | **–0,020255** | **0,108971** | **0,003465** | **0,110891** | –0,024187 | 0,122089 | 0,006181 | 0,124615 |

***Таблица 5. Взаимное смещение фрагментов при поперечной нагрузке $F_z$ = 100 Н, вариант «б», верхний разъем***

| Точки на разъемах | Способы фиксации | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | Малоконтактный | | | | Полноконтактный | | | |
| | $\Delta u_x$, мм | $\Delta u_y$, мм | $\Delta u_z$, мм | $\Delta u$, мм | $\Delta u_x$, мм | $\Delta u_y$, мм | $\Delta u_z$, мм | $\Delta u$, мм |
| *a* | **–0,014447** | **0,009685** | **0,059681** | **0,062164** | –0,016138 | 0,010326 | 0,064611 | 0,067391 |
| *b* | 0,010733 | –0,001351 | **0,075827** | **0,076595** | **0,004171** | **–0,000963** | 0,081409 | 0,081522 |
| *c* | **–0,001104** | **–0,006581** | **0,044208** | **0,044709** | –0,001234 | –0,007367 | 0,057805 | 0,058286 |
| *d* | **–0,002469** | –0,005189 | **0,044886** | **0,045252** | –0,006079 | **–0,005004** | 0,049043 | 0,049671 |

***Таблица 6. Взаимное смещение фрагментов при поперечной нагрузке $F_z$ = 100 Н, вариант «б», нижний разъем***

| Точки на разъемах | Способы фиксации | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | Малоконтактный | | | | Полноконтактный | | | |
| | $\Delta u_x$, мм | $\Delta u_y$, мм | $\Delta u_z$, мм | $\Delta u$, мм | $\Delta u_x$, мм | $\Delta u_y$, мм | $\Delta u_z$, мм | $\Delta u$, мм |
| *a* | –0,105615 | **0,065597** | **0,055020** | **0,135959** | **–0,103588** | 0,068590 | 0,057829 | 0,137038 |
| *b* | **0,020656** | **–0,008515** | **0,039234** | **0,045150** | 0,021343 | –0,008917 | 0,045082 | 0,050670 |
| *c* | **0,038337** | **–0,022821** | **0,058244** | **0,073368** | 0,038476 | –0,023928 | 0,061828 | 0,076653 |
| *d* | **0,004766** | **–0,007767** | 0,065459 | 0,066090 | 0,005223 | –0,008150 | **0,065058** | **0,065774** |

***Таблица 7. Напряженное состояние составных частей модели синтезированной кости при поперечном изгибе силой $F_z$ = 100 Н, вариант «в»***

| Характеристика напряженного состояния | $\sigma_{i\,max}$, Па | |
|---|---|---|
| **Способ фиксации** | **Малоконтактная** | **Полноконтактная** |
| Пластина | $0{,}35559 \cdot 10^9$ | $0{,}36671 \cdot 10^9$ (+3 %) |
| Шурупы | $0{,}26034 \cdot 10^9$ | $0{,}28122 \cdot 10^9$ (+8 %) |
| Полукольца | $0{,}18746 \cdot 10^9$ | – |
| Винты | $0{,}48334 \cdot 10^8$ | – |
| Центральная зона кости | $0{,}72542 \cdot 10^8$ | $0{,}76213 \cdot 10^8$ (+5 %) |
| Краевые зоны кости | $0{,}21992 \cdot 10^8$ | $0{,}18648 \cdot 10^8$ (–15 %) |

под действием нагрузки. Это избавило от необходимости постановки и решения нелинейных контактных задач.

Как показали полученные результаты, при действии статических нагрузок малоконтактный способ в целом обнаруживает преимущество по жесткости фиксации оскольчатого перелома. Соединение фрагментов репозиционными шурупами значительно увеличивает жесткость фиксации. Конструкционные особенности устройства для ММО позволяют установить его поверх головок репозиционных шурупов. Установка контактной пластины в таких случаях сопряжена с большими трудностями. Кроме того, с позиций длительного применения надежность малоконтактной фиксации, несомненно, выше, поскольку предотвращает отход фиксатора от кости вследствие «проскальзывания» шурупов при ее лизисе.

## Выводы

В качестве общего вывода можно утверждать, что с позиций биомеханических аспектов фиксации как в случаях поперечного и косого, так и в случае оскольчатого перелома малоконтактный способ представляется более выгодным и перспективным по сравнению с традиционным полноконтактным. Малоконтактный остеосинтез обеспечивает жесткую фиксацию фрагментов, минимальное напряжение пластины, шурупов и кости, создает оптимальные условия для течения репаративной регенерации.

## Список литературы


1. *Білінський П.І. Малоконтактний багатоплощинний остеосинтез переломів кісток та їх наслідків (теоретичне, експериментальне обґрунтування, клінічна реалізація : автореф. дис... д-ра мед. наук : спец. 14.01.21 «Травматологія та ортопедія» / П.І. Білінський. — Х., 2004. — 36 с.*
2. *Влияние этиологического фактора травмы на течение репаративного остеогенеза. Часть 1. Сращение диафизарных переломов голени при непрямом механизме травмы / Климовицкий В.Г., Пастернак В.Н., Оксимец В.М. [и др.] // Травма. — 2007. — Т. 8, № 1. — С. 7-12.*
3. *Десятирічний досвід використання на Прикарпатті пружно-стійкого остеосинтезу при лікуванні хворих з переломами довгих кісток / Дубас В.І., Сулима В.С., Шибель І.В. [та ін.] // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2007. — № 3. — С. 127-130.*
4. *Внутренние напряжения при нагрузках биомеханических конструкций «отломки бедренной кости — аппарат внешней фиксации», «отломки бедренной кости — накостный фиксатор» и клинические аспекты их проявления / А.К. Попсуйшапка, И.Н. Боровик, А.И. Белостоцкий, О.В. Мананков // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2008. — № 2. — С. 56-62.*
5. *Трофимов А.Н. О лечении диафизарных переломов голени / А.Н. Трофимов, С.И. Черновол, О.Г. Дунай // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2004. — № 1. — С. 21-24.*
6. *Gardner M.J. Failure of fracture plate fixation / M.J. Gardner, J.M. Evans, R.P. Dunbar // J. Am. Acad. Orthop. Surg. — 2009. — Vol. 17, № 10. — P. 647-657.*
7. *Ruedi Th.R. AO Principles of fracture management / Th.R. Ruedi, R.E. Buckly, Ch.G. Moran. — Stuttgart, New York: Thieme, 2007. — 947 p.*
8. *Perren S. Evolution of the internal fixation of long bone fractures / S. Perren // J. Bone Jt Surg. [Br]. — 2002. — Vol. 84-B. — P. 1093-1110.*


***Получено 08.08.13*** □

*Білинський П.І., Чиж линський В.П., Андрейчин В.А.*
*Національна академія післядипломної освіти ім. П.Л. Шупика, м. Київ*
*Самбірська центральна районна лікарня*
*Івано-Франківський національний медичний університет*

### ТЕОРЕТИЧНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ БІОМЕХАНІЧНИХ АСПЕКТІВ МАЛОКОНТАКТНОГО ТА ПОВНОКОНТАКТНОГО ОСТЕОСИНТЕЗУ ОСКОЛКОВОГО ПЕРЕЛОМУ ВЕЛИКОГОМІЛКОВОЇ КІСТКИ (Повідомлення третє)

**Резюме.** Проведено теоретичне дослідження біомеханічних можливостей полноконтактного та малоконтактного остеосинтезу осколкового перелому великогомілкової кістки. Встановлено, що репозиційні шурупи значно знижують мікрорухомість фрагментів. Дослідження показали переваги малоконтактного остеосинтезу. Він забезпечує жорстку фіксацію фрагментів, мінімальне напруження пластини, шурупів і кістки.

**Ключові слова:** остеосинтез, осколковий перелом, гомілка, мікрорухомість.

*Bilinsky P.I., Chyzhylinsky V.P., Andreychin V.A.*
*National Medical Academy of Postgraduate Education named after P.L. Shupik, Kyiv*
*Sambir Central District Hospital, Sambir*
*Ivano-Frankivsk National Medical University, Ivano-Frankivsk, Ukraine*

### THEORETICAL STUDY OF THE BIOMECHANICAL ASPECTS OF LOW-CONTACT AND FULL-CONTACT OSTEOSYNTHESIS FOR COMMINUTED TIBIAL FRACTURE (Third Report)

**Summary.** A theoretical investigation of the biomechanical features of full-contact and low-contact osteosynthesis for comminuted tibial fracture had been carried out. It is established that the reposition screws significantly reduce micromotion of the fragments. Studies have shown the benefits of low-contact osteosynthesis. It provides a rigid fixation of fragments, the minimum stress of plates, screws and bone.

**Key words:** osteosynthesis, comminuted fracture, tibia, micromotion.