

УДК 616.718.5-001.5-089.2:616.718-089.85

Исследование напряженно-деформированного состояния моделей остеосинтеза большеберцовой кости после высокой вальгизирующей остеотомии

Н. А. Корж¹, В. Л. Красовский², М. Л. Головаха³, С. П. Панченко², М. Штоффель⁴

¹ ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М. И. Ситенко НАМН Украины», Харьков

² ГБУЗ «Приднепровская государственная академия строительства и архитектуры», Днепропетровск. Украина

³ Запорожский государственный медицинский университет. Украина

⁴ Институт общей механики Аахенского университета. Германия

Stiffness of osteosynthesis of high tibial valgus osteotomy with Puddu bone plates of old and new designs and TomoFix plate was studied. Full load on the extremity immediately after high corrective valgus osteotomy of the tibia was impossible with any of the above implants. Decreased loading of the extremity by walking with a stick made it possible to reduce the stresses, which acted in the «bone–implant» system, osteosynthesis with TomoFix plate with osteoplasty of the defect providing a sufficient stability of fixation of bone fragments.

Проведено дослідження жорсткості остеосинтезу високої відкривної остеотомії великогомілкової кістки накістковими пластинами Пудду старої та нової конструкцій і пластиною TomoFix. Повне навантаження на кінцівку відразу після високої відкривної коригувальної остеотомії великогомілкової кістки неможливе з жодним із названих імплантів. Зменшення навантаження на кінцівку завдяки ходьбі з палицею дозволяє знизити напруження, що діють у системі «кістка–імплантат», при цьому остеосинтез пластиною TomoFix з кістковою пластикою дефекту забезпечує достатню стабільність фіксації кісткових відламків.

Ключевые слова: остеосинтез, остеотомия, жесткость

Введение

Вопросы нагрузки на конечность после корригирующей остеотомии всегда были в центре внимания. В большинстве случаев из-за продолжительного периода ходьбы на костылях пациент не решается использовать данный метод лечения [1]. Появление пластин с угловой стабильностью винтов, обеспечивающих высокую жесткость остеосинтеза, способствует ренессансу метода высокой открывающейся корригирующей остеотомии при лечении гонартроза коленного сустава [5, 7, 10]. В то же время какую-либо количественную оценку эффективности усовершенствованных пластин в доступной литературе мы не обнаружили, кроме того, отсутствует и сравнение эффективности различных пластин-фиксаторов [2–4, 6, 8, 9]. Это и обусловило постановку задачи настоящего исследования.

Цель работы: изучить возможность применения ранней нагрузки на конечность после высокой вальгизирующей открывающейся остеотомии большеберцовой кости путем моделирования напряжений в кости и на костных пластинах-фиксаторах методом конечных элементов.

Материал и методы

Исследования выполнены в рамках пространственной задачи теории упругости методом конечных элементов в среде программного комплекса (ПК) ANSYS. Рассматривали четыре варианта конечно-элементных расчетных моделей системы «кость–фиксатор», которые отличались типом фиксатора (рис. 1): 1) старая пластина Пудду (рис. 1, а), 2) новая пластина Пудду с угловой стабильностью винтов (рис. 1, б) [8], 3) пластина TomoFix с угловой стабильностью винтов (рис. 1, в) и костной

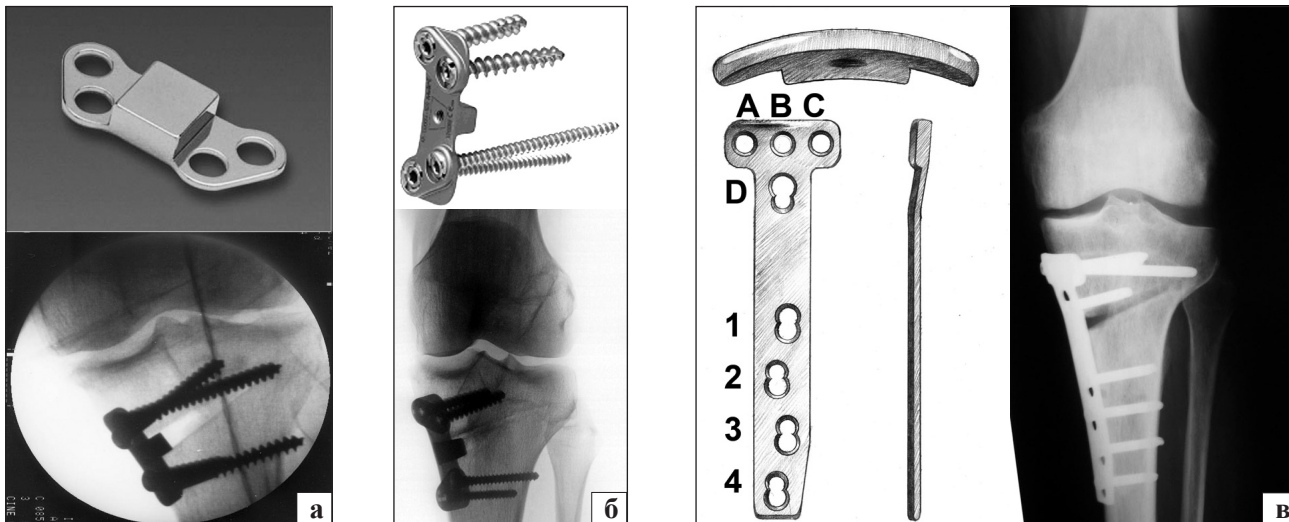


Рис. 1. Исследованные металлоконструкции: а) Пудду старая; б) Пудду новая; в) TomoFix

пластикой дефекта, 4) та же пластина TomoFix без костной пластики дефекта [10].

Схема операции представлена на рис. 2.

Модели системы «кость–пластина» создавали в программе AUTOCAD путем построения отдельных сечений кости и пластины. Геометрия сечений кости соответствовала реальным размерам для взрослого человека. Модель кости ограничивалась по высоте на уровне 140 мм от верхнего края. При этом у модели выделяли корковую и спонгиозную костную ткань. Собственно костную ткань моделировали сплошной кусочно-однородной изотропной средой и наделяли осредненными упругими свойствами реальной ткани соответствующих отделов.

Модели фиксаторов (пластины и винты) построены в соответствии с их реальными размерами. Форма всех пластин заменена симметричной, но базовые размеры сохранены. Материал фиксаторов — сталь: $E = 2 \times 10^5$ МПа, $\nu = 0,3$.

Соединение винтов с пластиной у моделей имплантатов Пудду новой конструкции и TomoFix было жестким (рис. 3, а). У моделей пластин Пудду

старой конструкции винты с пластиной соединялись посредством неидеальных шарниров (рис. 3, б).

Рассечение кости моделировалось клиновидной щелью (рис. 2, 4). При расчетах максимальный размер щели изменяли от 7,5 до 22,5 мм.

Нагружение моделей осуществляли путем приложения по всей площади верхнего основания давления $p = 0,3$ МПа. Это соответствует равнодействующей 800 Н, что является близким к нагрузке в коленном суставе при опоре на одну конечность среднестатистического взрослого человека. Конечно-элементные расчетные модели (рис. 4) строили на базе десятиузлового конечного элемента (КЭ) в форме тетраэдра SOLID 186 с тремя степенями свободы в каждом узле. При разбиении моделей на КЭ использовали генератор сеток ПК. На основе предварительных расчетов общее число КЭ, позволяющее получать стабильные результаты, принималось равным от 30000 до 40000 в зависимости от модели. Исследование проведено в рамках гранта фонда Гумбольдта № 3.4 Fokoop UKR/1070297.

Результаты и их обсуждение

В результате расчетов были получены картины напряженного состояния в системе «кость–пластина».

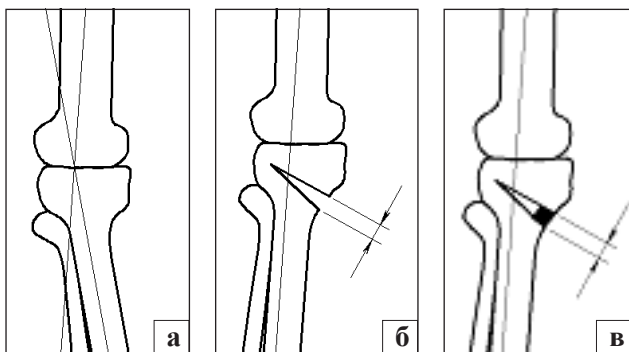


Рис. 2. Схема моделирования операции: а) коленный сустав до остеотомии; б) остеотомия без костной пластики; в) остеотомия с костной пластикой

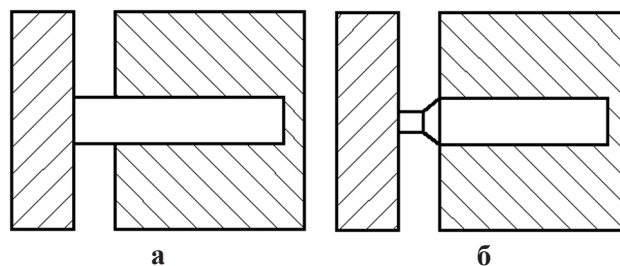


Рис. 3. Модель соединения винта с пластиной новой (а) и старой (б) конструкции

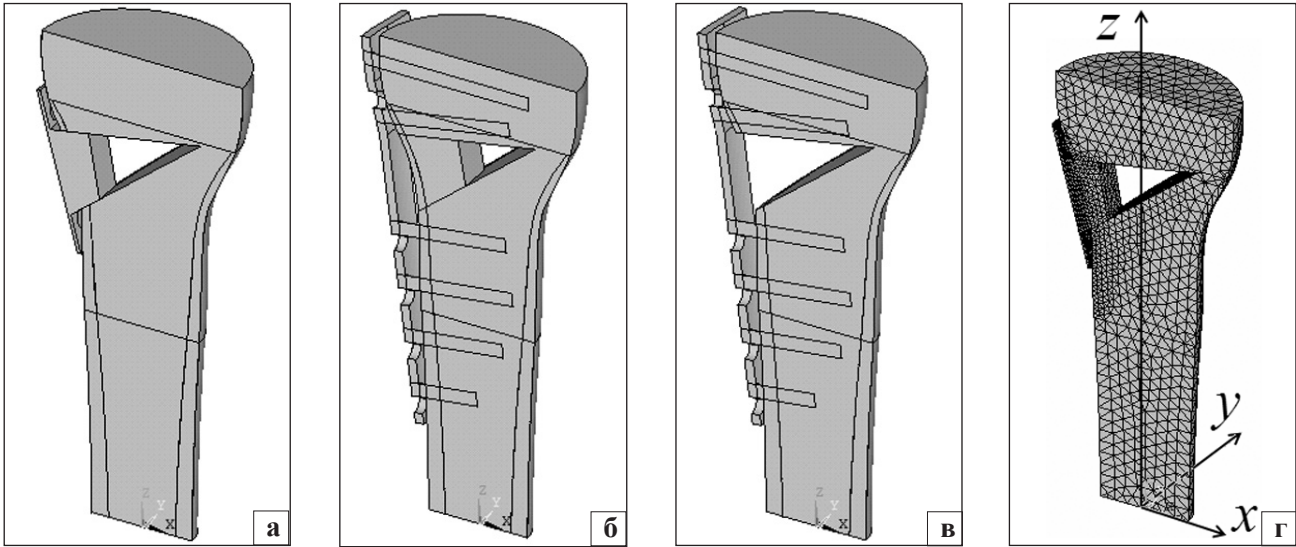


Рис. 4. Расчетные модели (а, б, в) и конечно-элементная модель (г)

В качестве критериев оценки эффективности фиксации фрагментов большеберцовой кости при высокой открывающейся корригирующей остеотомии были выбраны величины нормальных напряжений, возникающие в костной ткани (табл. 1). Расчеты показали, что распределение напряжений σ_x , σ_y , σ_z в кости подобно и не зависит от величины раскрытия остеотомии и модели фиксации. Наибольших величин достигают напряжения, действующие в корковой костной ткани. При этом картина напряженного состояния близка к однородной, за исключением мест концентрации напряжений: отверстия под винты, края контактных зон между металлической вставкой и костной тканью, а также вершина клина раскрытия остеотомии. В указанных точках отмечено существенное отклонение величин напряжений.

В качестве дополнительного критерия рассмотрены напряжения, возникающие в пластине-фиксаторе (табл. 2).

Максимальными по величине в пластине оказались напряжения σ_z , действующие по направлению оси модели. При этом картина напряженного состояния в пластинах, как и в костной ткани, не зависит от величины раскрытия остеотомии. Наибольшие напряжения являются следствием их концентрации.

На основе расчетов и исследования напряженно-го состояния элементов системы «кость–фиксатор» можно сделать вывод, что величины рассматриваемых напряжений не являются опасными и не могут привести к снижению прочности фиксации фрагментов кости.

Однако, как показывает практика использования пластин-фиксаторов, при определенной величине раскрытия клина (более 10,5 мм) пластина Пудду не может обеспечить достаточную прочность фиксации остеотомии, т. к. происходит экстракция винтов из кости [7, 10]. С целью выявления причин этого явления были дополнительно изучены напряжения в костной ткани, действующие вдоль каналов для винтов (рис. 5). Такими напряжениями оказались напряжения σ_x (табл. 3).

Напряжения, показанные в табл. 3, необходимо сравнить с максимальными касательными, возникающими при экстракции винта из коркового слоя кости (около 12 МПа) [11].

В качестве критерия выберем напряжения в отверстиях под 1, 2 винты для пластины Пудду и 1, 2, 3 — для пластины ТомоFix. Отметим, что наибольшие напряжения, выделенные жирным шрифтом (табл. 3), возникают в корковой кости, но сравнение проведем по величине максимальных касательных напряжений

Таблица 1. Напряжения в костной ткани, МПа

Пластина-фиксатор	$\max \sigma_z$	$\min \sigma_z$	$\max \sigma_x$	$\min \sigma_x$	$\max \sigma_y$	$\min \sigma_y$
Пудду (старая)	8,03 (7,5)*	-28,0 (12,5)	15,9 (7,5)	-22,4 (12,5)	15,1 (7,5)	-40,7 (10,5)
Пудду (новая)	3,46 (10,5)	-29,9 (17,5)	11,4 (17,5)	-19,2 (12,5)	8,52 (10,5)	-34,4 (7,5)
ТомоFix (с костной пластикой)	12,9 (10,5)	-29,9 (10,5; 12,5)	12,4 (7,5)	-6,38 (7,5)	6,17 (7,5)	-11,6 (22,5)
ТомоFix (без костной пластики)	21,1 (7,5)	-33,2 (10,5)	13,9 (12,5)	-7,55 (10,5)	8,57 (7,5)	-14,9 (22,5)

Примечание: * — в скобках приведены величины раскрытия клина, для которых получены соответствующие напряжения

Таблица 2. Напряжения в пластинах-фиксаторах, МПа

Пластина-фиксатор	$\max \sigma_z$	$\min \sigma_z$	$M_{iz} \sigma$
Пудду (старая)	34,3 (22,5)	-38,1 (10,5)	49,7 (17,5)
Пудду (новая)	55,9 (22,5)	-69,0 (22,5)	52,6 (22,5)
ТомоFix (с костной пластикой)	42,0 (22,5)	-115,0 (22,5)	110,0 (22,5)
ТомоFix (без костной пластики)	80,6 (10,5)	-200,0 (7,5; 22,5)	208,0 (22,5)

для спонгиозной, т. к. в реальной ситуации отверстия под указанные винты выполняются именно в ней.

Как известно, прочность спонгиозной кости на порядок ниже, чем корковой, поэтому в качестве предельных касательных напряжений для спонгиозной кости можно выбрать величину 1,2 МПа.

Из табл. 3 видно, что во всех моделях остеотомии в зоне контакта винтов с костью напряжения, способствующие экстракции винтов, существенно превышают допустимые (1,2 МПа). Так, в модели фиксации старой пластиной Пудду превышение составляет 2–4 раза, новой пластиной Пудду — 1,5–5 раз, пластиной ТомоFix с костной пластикой дефекта — 1,2–2 раза, пластиной ТомоFix без костной пластики дефекта — 2–6 раз. Однако для модели фиксации остеотомии пластиной ТомоFix с костной пластикой превышение напряжений возникает в двух точках, а без костной пластики — в трех из двенадцати. В случае фиксации остеотомии пластинами Пудду превышение напряжений возникает во всех точках. Кроме того, необходимо отметить, что растягивающие напряжения $\max \sigma_x$, которые являются более опасными, чем сжимающие, в моделях фиксации пластиной Пудду оказались выше, чем в ситуации с пластиной ТомоFix. При этом напряжения в спонгиозной ткани, возникающие в отверстиях под первый винт для модели фиксации пластиной ТомоFix, оказались ниже предельного значения (1,2 МПа) более чем в 2 раза.

Исследование напряженно-деформированного состояния системы «кость–пластина-фиксатор» по-

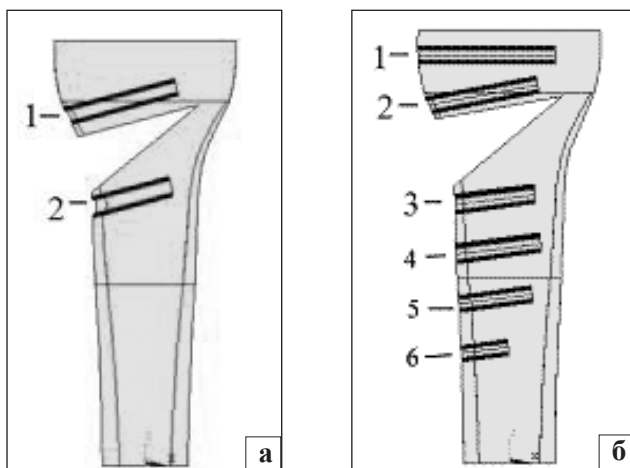


Рис. 5. Схема расположения винтов моделей в разрезе: а) пластина Пудду; б) пластина ТомоFix

казало, что в кости наибольшими оказались нормальные напряжения, действующие в корковой костной ткани. Величины этих напряжений не являются опасными для корковой кости. Однако взаимоотношение между величинами нормальных напряжений, действующих в различных направлениях упругих и прочностных свойств (вдоль оси модели, тангенциальное, радиальное), указывает на преимущества пластины ТомоFix над Пудду.

Наибольшими в пластинах-фиксаторах оказались нормальные напряжения, действующие в направлении оси модели. При этом их значения в пластинах ТомоFix были в 3–7 раз выше, чем в пластинах Пудду. Однако эти напряжения не являются опасными для материала фиксатора. Их можно объяснить особенностями конструкции и расчетной модели.

В данном исследовании рассмотрены модели остеосинтеза при высокой открывающейся корригирующей остеотомии большеберцовой кости с использованием различных пластин-фиксаторов. Необходимо отметить, что результаты расчетов показывают качественную картину эффективности конструкции пластин. Это обусловлено недостатком необходимых данных о свойствах костной ткани и особенностями, связанными с построением геометрических моделей кости и пластин. Такими особенностями является для кости моделирование остеотомии: при построении клина раскрытия образуется щель, но толщина кортикального слоя на верхнем и нижнем фрагменте кости различна; для пластины — острые углы, которые отсутствуют в реальных пластинах, а в конечно-элементной модели являются концентраторами напряжений.

На основе данных расчетов проведено качественное сравнение эффективности конструкций различных пластин-фиксаторов, показавшее, что фиксация отломков кости после остеотомии пластиной ТомоFix является более стабильной, чем пластиной Пудду. Однако исследование напряженно-деформированного состояния системы «кость–пластина-фиксатор» необходимо продолжить с построением более точных расчетных моделей.

Выводы

Остеосинтез пластиной Пудду без угловой стабильности винтов не обеспечивает фиксацию отломков при нагрузке на конечность. В случае

Таблица 3. Напряжения в кости вдоль каналов для винтов, МПа

Пластина	Канал винта (№ сверху)	Уровень канала	max σ_x	min σ_x	
Пудду без угловой стабильности винтов	1	Верх	2,16		
		Низ		-2,07	
	2	Верх		-2,57	
		Низ		-4,60	
Пудду с угловой стабильностью винтов	1	Верх	1,5		
		Низ		-6,04	
	2	Верх		-1,47	
		Низ		-5,23	
ТомоFix с костной пластикой дефекта	1	Верх		-0,34	
		Низ		-0,41	
	2	Верх	0,78		-6,58
		Низ			-0,28
	3	Верх		-2,43	
		Низ			
ТомоFix без костной пластики дефекта	1	Верх		-0,53	
		Низ		-0,58	
	2	Верх	0,78		-7,15
		Низ			-2,20
	3	Верх		-4,70	
		Низ			

применения новой конструкции пластины Пудду с угловой стабильностью винтов при полной нагрузке на конечность в кости возникают напряжения, превышающие допустимые, в результате чего может развиваться нестабильность фиксатора.

Пластина TomoFix, имеющая классическую Т-образную форму оказалась более стабильным фиксатором отломков после высокой вальгизирующей остеотомии большеберцовой кости. Однако ее использование без костной пластики дефекта не обеспечивает стабильность, достаточную для ранней полной нагрузки на конечность. При выполнении костной пластики остается слабая зона в области одного из винтов проксимального отломка, где возникают напряжения превышающие допустимые.

Наибольшие нагрузки на все исследованные костные пластины при остеосинтезе после высокой вальгизирующей остеотомии большеберцовой кости действуют в сагиттальной плоскости, поэтому для надежной фиксации в проксимальный фрагмент должны быть введены два и более винта, а клиновидный дефект необходимо плотно заполнять пластическим материалом не только на уровне пластины, а и в переднем и заднем отделах остеотомии.

Полная нагрузка на конечность сразу после высокой открывающейся корригирующей остеотомии большеберцовой кости невозможна ни при одном из перечисленных имплантатов для остеосинтеза, т. к. напряжения в зоне контакта винтов с костью превышают допустимые в 1,2–6 раз.

Уменьшение нагрузки на конечность за счет ходьбы с тростью позволяет снизить напряжения, действующие в системе «кость–имплантат». В этом

случае остеосинтез пластиной TomoFix с костной пластикой дефекта обеспечивает достаточную стабильность фиксации отломков.

Список литературы

1. Корж Н. А. Остеоартроз — подходы к лечению / Н. А. Корж, В. А. Филиппенко, Н. В. Дедух // Вісник ортопедії, травматології та протезування. — 2004. — № 3. — С. 37–39.
2. Михайлов С. Р. Биомеханическое обоснование фронтальной остеотомии костей голени при диспластической патологии / С. Р. Михайлов, Б. А. Пустовойт // Ортопед. травматол. — 2000. — № 3. — С. 20–24.
3. Попов В. А. Высокая корригирующая остеотомия большеберцовой кости при деформирующем артрозе коленного сустава / В. А. Попов // Ортопед. травматол. — 1984. — № 2. — С. 54–55.
4. Пустовойт Б. А. Хірургічна профілактика диспластичного гонартрозу: автореф. дис. ... доктора мед. наук / Пустовойт Борис Анатолійович. — Харків, 1996. — 43 с.
5. Орлянский В. Корригирующие остеотомии в области коленного сустава / В. Орлянский, М. Головаха, П. Шабус. — Днепропетровск: Пороги, 2009. — 159 с.
6. Coventry M. B. Upper tibial osteotomy for gonarthrosis. The evolution of the operation in the last 18 years and long term results / M. B. Coventry // Orthop. Clin. North. — 1979. — Vol. 10. — P. 191–210.
7. Lobenhoffer P. Kniegelenknahe osteotomien / P. Lobenhoffer, J. D. Agneskirchner, M. Gala. — Thieme, 2007. — 161 p.
8. Osteotomies: the surgical treatment of the valgus knee / G. Puddu, M. Cipolla, G. Cerullo et al. // Sports Med Arthrosc Rev. — 2007. — Vol. 15. — P. 15–22.
9. Biometrical testing of the LCP — how can stability in locked internal fixators be controlled? / K. Stoffel, U. Dieter, G. Stachowiak et al. // Injury Int. J. Care Injured. — 2003. — Vol. 34. — P. 11–19.
10. TomoFix: Fa. Clinical House GmbH, Am Bergbaumuseum, 31, 44791 Bochum.
11. Experimental determination of bone cortex holding power of orthopedic screw / R. B. Neto, D. M. B. João, R. Alvarenga, T. P. Leivas // Rev. Hosp. Clin. Fac. Med. S. Paulo. — 1999. — Vol. 54, № 6. — P. 181–186.