

УДК 621:620.1.05(31)

МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ СИСТЕМ ОСТЕОСИНТЕЗА КОНЕЧНОСТЕЙ ЧЕЛОВЕКА

Часть 2. Критерии деформационной надежности*

Н.С. Шидловский

Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт»

Представлены результаты экспериментальных исследований деформирования систем фиксации, применяемых для лечения больных с переломами конечностей. Проведен анализ разных способов и даны практические рекомендации по выбору оптимальных типов аппаратов фиксации переломов. За критерии деформационной надежности приняты жесткость систем «кость—аппарат» в целом и взаимные смещения обломков костей.

Ключевые слова:

биомеханика, нижние конечности, деформации, жесткость фиксации, остеосинтез, натурное моделирование.

Для переписки:

Шидловский
Николай Сергеевич
e-mail: n_shidlovsky@ukr.net

* Часть 1 статьи опубликована в журнале «Биомедицинская инженерия» №1. Электронную версию журнала можно найти на сайте www.mmif.kpi.ua/uk/science/journal

СКРЕПЛЕНИЕ отломков костей с помощью средств фиксации переломов (СФП) является одним из наиболее эффективных способов лечения переломов конечностей. Разработка и усовершенствование указанных систем остеосинтеза (ОС) требует проведения экспериментальных и теоретических исследований их надежности [1–6 и др.].

Кроме исключительно клинических методов исследования новых систем ОС, целесообразно проводить их биомеханические лабораторные испытания для определения характеристик надежности этих систем, в частности, жесткости скрепления отломков.

Анализ силового взаимодействия мышечной системы с элементами опорно-двигательного аппарата показывает, что, кроме сжимающих и растягивающих усилий, на кости могут оказывать воздействия изгибающие и крутящие моменты, что необходимо учитывать при выборе СФП и способов их крепления к костям конечностей.

Эти нагрузки являются неизбежными ввиду того, что обеспечить полную неподвижность пострадавшего в процессе лечения практически невозможно. Они могут быть как постоянно действующими (вес тела или конечностей), так и циклически изменяющимися за счет, например, выполнения лечебных упражнений, необходимых для поддержания определенного физиологического состояния мышц и суставов, или в результате действия вибраций в транспорте.

Практика наших экспериментальных исследований показывает, что остаточные деформации при циклическом нагружении конечностей с системами ОС могут в некоторых случаях превышать деформации, возникающие при быстром однократном нагружении, и при оценке надежности фиксации переломов это обстоятельство необходимо учитывать.

За последнее время в лаборатории биомеханики при кафедре ДПМ и СМ НТУУ «Киевский политехнический институт» накоплены экспериментальные данные [7–14 и др.], относящиеся к исследованию деформационных характеристик систем ОС конечностей человека. Представляется це-

лесообразным систематизировать результаты исследований, которые были выполнены с участием коллектива специалистов медицинских учреждений Киева (Украинская военно-медицинская академия, Национальный медицинский университет им. А.А. Богомольца, Институт травматологии и ортопедии МАНУ, Национальная медицинская академия последиplomного образования им. П.Л. Шупика).

Цель работы. На базе полученного экспериментального материала установить закономерности возникновения и развития накопления деформаций в указанных системах. Разработать общие критерии деформационной надежности систем ОС, учитывающие характер воздействия внешних нагрузок и позволяющие сравнивать различные системы ОС с помощью конкретных числовых параметров. Эти критерии позволят оценивать системы ОС по жесткости и деформационной стабильности как при однократных кратковременных нагрузках, так и при длительных циклических нагрузках (ходьба, физические упражнения и т.д.)

Материалы и методы. Для экспериментальных исследований использовали длинные кости людей, умерших по причинам, не связанным с патологией опорно-двигательной системы. Остеосинтез костей с моделированными переломами выполняли хирур-



Рис. 1. Большеберцовая кость с фиксирующей пластиной во время измерений на рабочем столе испытательной машины

ги-травматологи, участвующие в экспериментальных работах, по обычным методикам с применением различных типов металлоостеосинтеза.

Материал — образцы бедренных и большеберцовых костей (БК и ББК) человека — были разделены на равные группы по три препарата в каждой. На препаратах выполнено моделирование переломов путем распилы [8, 11, 14].

Препараты БК были фиксированы ножкой эндопротеза на костном цементе и фиксаторами типа пластин DHS [8]. Препараты ББК были фиксированы пластинами с минимальным контактом (МК) и пластинами с угловой стабильностью (УС) [14].

Исследование деформационных характеристик систем «кость-фиксатор» (К-Ф) проводили с использованием универсальной испытательной машины TIRAtest-2151, снабженной системой регистрации деформаций биологических объектов с помощью цифровых фото- и видеокамер (рис. 1 и 2).

Препараты испытывали при однократных и циклических действиях нагрузок путем сжатия, изгиба и кручения. При испыта-

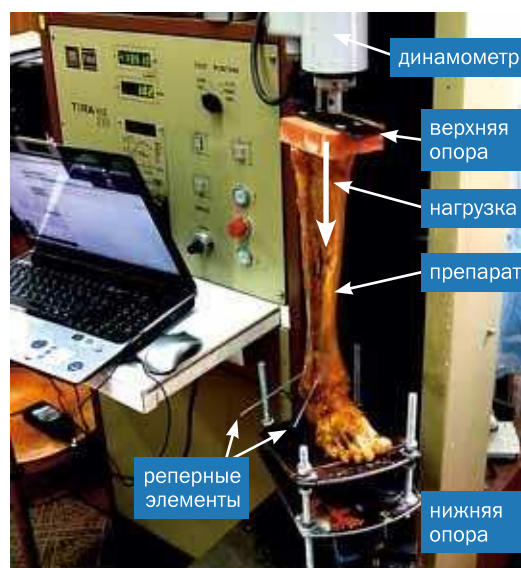


Рис. 2. Система для создания нагрузки и регистрации деформации препаратов (универсальная испытательная машина TIRAtest-2151) с оборудованием для передачи усилий и реперными элементами (стальными спицами), размещенными на препарате

ниях на сжатие препараты размещали вертикально с опорой нижней части на рабочий стол испытательной машины.

При испытаниях на изгиб препараты размещали горизонтально с жестким креплением в пластмассовой опоре. Нагрузку прикладывали в сагиттальной плоскости. Испытания на кручение осуществляли прикладыванием крутящего момента к эпифизу кости.

Для определения перемещений точек кости и системы «К–Ф» под нагрузкой проводили фото- и видеосъемку препаратов, включая реперные точки (заостренные концы стальных спиц). По результатам измерений отдельных точек препарата рассчитывали величины их взаимных смещений.

С помощью специальных компьютерных программ, встроенных в процессор испытательной машины, осуществляли циклы «нагрузка — разгрузка» препаратов в интервале между двумя заданными значениями силы при количестве циклов до 50.

Действие однократных кратковременных нагрузок. Построены диаграммы деформирования (зависимости деформаций препаратов от приложенных нагрузок) при сжатии, изгибе и кручении неповрежденных образцов и костей с моделированными переломами, закрепленными системами ОС. Указанные диаграммы имеют практически линейный характер в исследованных диапазонах нагрузок (рис. 3), поэтому упругие свойства препаратов могут быть охарактеризованы постоянными коэффициентами жесткости

$$C = P / \Delta$$

и удельными деформациями

$$\delta = \Delta / P = 1 / C,$$

где P — нагрузка, измеренная по диаграмме деформирования; Δ — суммарная деформация, соответствующая P .

В том случае, если диаграммы деформирования имеют линейный характер во всем диапазоне действия нагрузки, для повышения точности расчетов удобно использовать максимальные значения сил и деформаций, достигнутых в эксперименте ($P = P_{\max}$ и $\Delta = \Delta_{\max}$).

Перелом кости и установка системы фиксации приводит к изменению механических характеристик по сравнению с неповрежденными препаратами. Уменьшение показателя C (увеличение δ) указывает на степень изменения жесткости препаратов при закреплении перелома определенным типом системы фиксации.

Отметим, что применяемые в наших экспериментах однократные нагрузки (внешние силы не превышают средний вес тела человека, динамические воздействия отсутствуют) не приводили к нарушению прочности объектов, о чем прямо свидетельствует линейный характер диаграмм деформирования, а также отсутствие признаков разрушения и заметных остаточных деформаций препаратов.

Таким образом, в качестве критерия механической надежности системы ОС при действии кратковременных однократных нагрузок целесообразно принять деформации, которые возникают при действии физиологической нагрузки.

За исходное значения критерия (базовый уровень) удобно принять деформацию неповрежденной кости, а показателем надежности всей системы ОС может служить отношение деформации неповрежденной кости к деформации системы «К–Ф» (показатель деформационной стабильности)

$$\Psi_K = \delta^H / \delta^C \quad (0 \leq \Psi_K \leq 1) \quad (1)$$

В различных случаях этот показатель может принимать значение от нуля (отсутствие системы ОС или очень слабое закрепление)

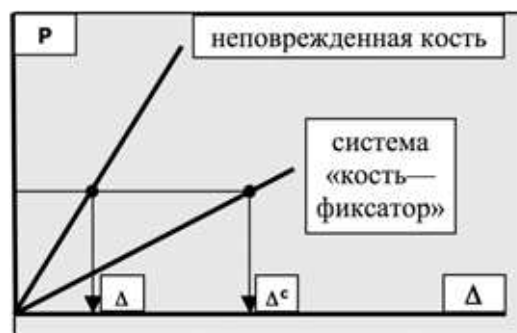


Рис. 3. Типичные диаграммы деформирования при кратковременном нагружении неповрежденной кости и системы «К–Ф»

до единицы («идеальная» система ОС, такая, которая полностью устраняет деформацию в месте повреждения). Предполагается, что наличие системы ОС не может придать кости жесткость, большую, чем жесткость неповрежденной кости.

Действие длительных циклически изменяющихся нагрузок. Практика экспериментальных исследований показывает, что остаточные («задержанные») деформации при циклическом нагружении конечностей с системами ОС могут в некоторых случаях превышать деформации, возникающие при быстром однократном нагружении, и при оценке надежности фиксации переломов это обстоятельство необходимо учитывать.

Под «задержанной» деформацией будем понимать сумму пластической и высокоэластической деформаций, которая не успевает исчезнуть в процессе разгрузки препарата от наибольшего в данном цикле значения силы до наименьшего, в частности до нуля.

Использование не вполне детерминированного термина «задержанные» связано с тем, что эти деформации могут со временем полностью или частично исчезать (редеформация), что, в отличие от металлов, присуще практически всем вязкоупругим телам, к которым относится и костная ткань. Таким образом, в дальнейшем под указанными де-

формациями понимаются деформации, измеренные непосредственно после разгрузки препарата. Указанные деформации возникают в процессе нагружения и действия нагрузки P_{max} за время τ_1 и не полностью устраняются в процессе разгрузки и выдержке при нагрузке P_{min} за время τ_2 (рис. 4).

В качестве показателей, характеризующих деформационную надежность системы ОС, выбраны удельные деформации, определяемые как отношение значений абсолютных деформаций к прикладываемой нагрузке $P_{max} - P_{min}$. Таким образом, упругую удельную деформацию (упругую податливость препарата при кратковременном изменении нагрузки) определяли из соотношения

$$\delta_{i(k)} = \Delta_{i(y)} / (P_{max} - P_{min})$$

Остаточную («задержанную») удельную деформацию для i -го цикла определяли по формуле

$$\delta_{i(u)} = (\Delta_{i(max)} - \Delta_{i(min)}) / (P_{max} - P_{min})$$

Зависимость «задержанных» деформаций от числа циклов характеризует монотонный процесс с постоянно возрастающей деформацией (рис. 5). При этом наиболее интенсивное накопление деформаций происходит на первых циклах.

Для сопоставления степени накопления

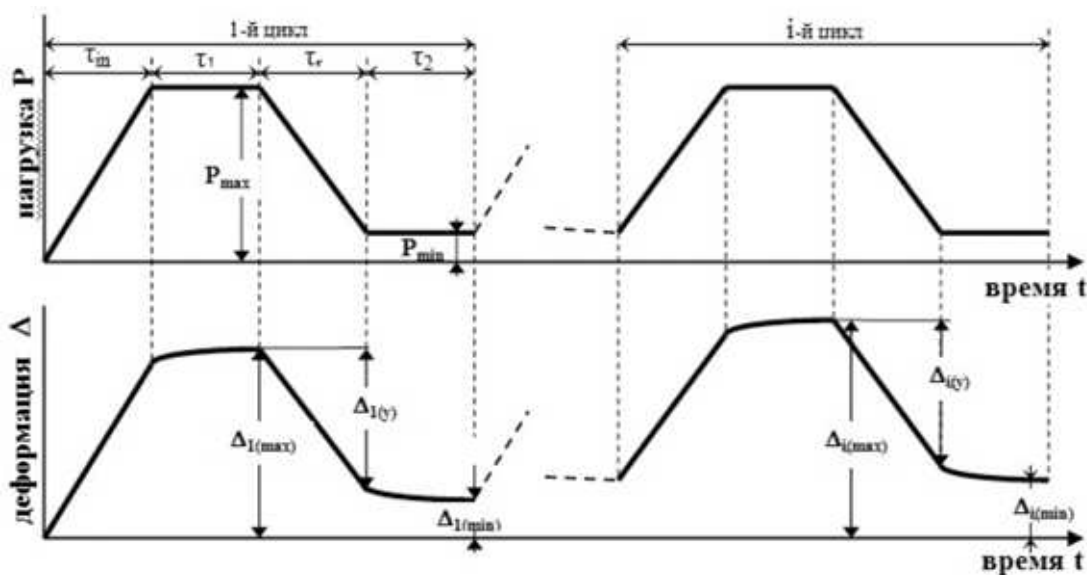


Рис. 4. Программа нагружения (вверху) и кривая циклической ползучести (внизу) препаратов

деформаций в неповрежденных костях и в системах «К–Ф» можно рассчитать величины этих деформаций по отношению к максимальной за цикл нагрузке P_{\max} (удельные «задержанные» деформации)

$$\delta_{3,i} = \Delta_{3,i} / P_{\max}$$

Если использовать эти деформации в качестве критерия надежности, а за исходный (базовый) уровень принять «задержанную» деформацию неповрежденной кости, то показатель деформационной надежности предлагается представить в таком виде:

$$\Psi_{\Pi} = (\delta_{3,N}^H - \delta_{3,1}^H) / (\delta_{3,N}^C - \delta_{3,1}^C) \quad (2)$$

$$(0 \leq \Psi_{\Pi} \leq 1),$$

где индексами «Н» и «С» обозначены деформации неповрежденной кости и системы «К–Ф» соответственно, индексами «1» и «N» отмечены деформации, измеренные после 1-го N-го циклов нагружения соответственно.

Показатель Ψ_{Π} , также как и Ψ_K , может принимать различные значения от нуля до единицы (или от нуля до 100 процентов). В предельных случаях: вблизи нуля — система с большими уровнями «задержанных» деформаций, т.е. процесс накопления деформаций при увеличении числа циклов не ограничен; единица (100%) — «задержанные» деформации определяются только вязкоупругими свойствами неповрежденной части кости, система ОС и области ее закрепления в процессах развития деформаций не участвуют.



Рис. 5. Накопление «задержанных» деформаций при циклическом нагружении неповрежденной кости и системы «К–Ф»

Учет смещения отломков при циклически изменяющихся нагрузках. Представленные системы регистрации перемещений (рис. 1 и 2) позволяют измерять не только общие деформации (перемещения) препаратов, но и измерять взаимные смещения отломков костей при действии внешних нагрузок. В связи с этим представляется целесообразным для оценки и сравнения деформационной надежности различных систем «К–Ф» не ограничиваться применением критериев (1) и (2), в которых учитываются лишь общие деформации системы и не используются данные о смещениях переломов.

Будем обозначать суммарное перемещение двух смежных отломков W с системой индексов, введенной ранее. Таким образом, W_1^C — смещение системы отломков на 1-м цикле, W_N^C — то же на последнем цикле испытания, $W_{3,N}^C$ — смещение, не исчезающее после разгрузки в конце последнего цикла.

В этом случае восстановление смещения отломков определяется разностью $W_N^C - W_{3,N}^C$, которое сопоставляется со смещением отломков при возрастании нагрузки на 1-м цикле $(W_N^C - W_{3,N}^C) / W_1^C$. В окончательном виде показатель деформационной надежности приобретает вид

$$\Psi_W = [(\delta_{3,N}^H - \delta_{3,1}^H) / (\delta_{3,N}^C - \delta_{3,1}^C)] \times [(W_N^C - W_{3,N}^C) / W_1^C] \quad (3)$$

$$(0 \leq \Psi_W \leq 1)$$

Представленный показатель зависит от способности системы сопротивляться внешним нагрузкам как в отношении общей деформации системы «К–Ф», так и в отношении взаимного смещения отломков костей. В целом, Ψ_W может изменяться от 0 (числитель в одном из соотношений деформаций равен 0, т.е. полностью неработоспособная система) до 1 (система, деформирующаяся без «задержанных» деформаций и не отличающаяся по деформационным свойствам от неповрежденной кости).

Экспериментальная часть. При проведении испытаний нами были реализованы следующие программы цикла (рис. 4): 1) увеличение осевой нагрузки в течение времени τ_{in} до возникновения максимального усилия P_{\max} ; 2) выдержка препарата при этой нагрузке в

течение времени τ_1 ; 3) уменьшение нагрузки в течение времени τ_r до минимального усилия P_{\min} (в наших опытах $P_{\min} = 25$ Н); 4) выдержка препарата при минимальной нагрузке в течение времени $\tau_2 = 1$ с.

После этого цикл повторяли. Максимальное количество циклов для каждого образца равнялось 50. Запись значений деформаций препаратов производили на 1, 2, 3, 4, 5, 10, 20, 30, 40 и 50-м циклах.

Были реализованы такие режимы циклических нагрузок образцов: скорость деформирования $V = 5 - 25$ мм/мин; время выдержки образцов при $P = P_{\max}$, $\tau_1 = 1$ с; нагрузка $P_{\max} = 200, 400, 600$ и 800 Н.

В процессе испытаний регистрировали такие данные (рис. 4):

- $\Delta_{i(y)}$ — изменение деформации препарата при уменьшении нагрузки от P_{\max} до P_{\min} ;
- $\Delta_{i(\max)}$ — общая деформация препарата на i -м цикле нагружения при $P = P_{\max}$;
- $\Delta_{i(\min)}$ — общая деформация препарата на i -м цикле нагружения при $P = P_{\min}$.

Эти деформации на i -м цикле по сравнению с деформацией после однократного нагружения, рассчитываются как разность между общими деформациями на i -м цикле Δ_i и 1-м цикле Δ_1 , т.е.

$$\Delta_{3,i} = \Delta_i - \Delta_1,$$

где Δ_i — общая деформация системы после i -го цикла, Δ_1 — деформация при однократном нагружении.

Результаты испытаний неповрежденной БК. В диапазоне осевых сжимающих уси-

лий $P_{\max} = (200...800)$ Н зависимости деформаций от уровня нагрузки носят практически линейный характер. Об этом свидетельствует слабая зависимость удельных деформаций БК от сжимающей нагрузки (кривые 1 на рис. 6). Удельные деформации $\delta_{i(k)}$ при кратковременном изменении нагрузки сохраняются на уровне $(1,42...1,44) \times 10^{-3}$ мм/Н и практически не зависят от числа циклов нагружения.

Остаточные деформации возрастают с увеличением числа циклов и величины нагрузки, но при этом уровень удельных остаточных деформаций слабо зависит от уровня сжимающей силы и после 50 циклов $\delta_{50(n)}$ составляет $(0,50...0,52) \times 10^{-3}$ мм/Н.

Данные испытаний неповрежденных БК использованы как базовые показатели для оценки деформационной надежности БК с моделированными переломами, закрепленными эндопротезами или пластинами.

Деформационные свойства поврежденных БК. В диапазоне осевых нагрузок $P_{\max} = (200...400)$ Н деформационные свойства препаратов с фиксацией эндопротезами практически не отличаются от свойств неповрежденной БК (рис. 6, кривые 2). Это еще раз свидетельствует о высоких механических показателях данного типа фиксации переломов [8, 11].

Нелинейность упругих свойств систем ОС с пластинами DHS проявляется, начиная с нагрузок $(200...400)$ Н (рис. 6а и 6б, кривые 3). Удельные деформации в связи с этим существенно зависят от приложенных нагрузок (рис. 6а, кривая 3), что свидетель-

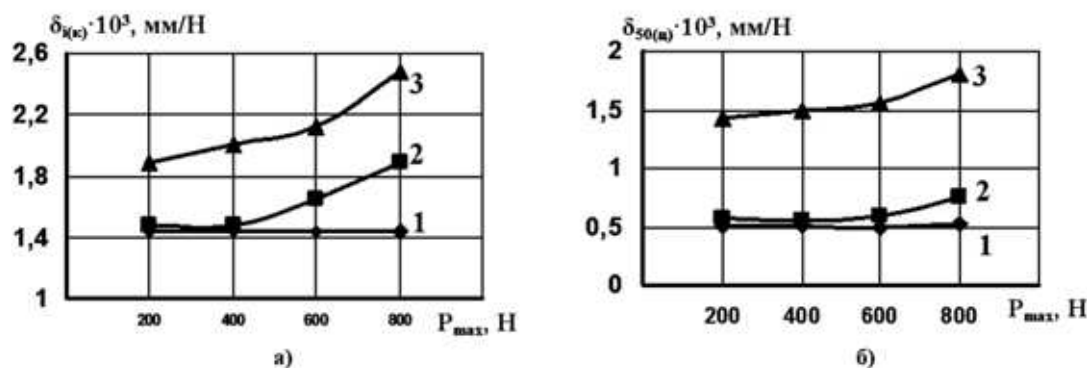


Рис. 6. Зависимости упругих удельных деформаций при кратковременном изменении нагрузки (а) и «задержанных» удельных деформаций после 50 циклов нагружения (б)

стует о низкой стабильности системы ОС данного типа.

Обобщение результатов исследований систем ОС бедренной и большеберцовой кости. Полученные данные отражают степень изменения жесткости препаратов при закреплении перелома системой ОС. В рассмотренном случае механическим критерием деформационной надежности, отражающим качество системы ОС в целом, могут служить деформации, возникающие при действии нагрузки независимо от ее вида (сжатие, растяжение, изгиб или кручение). При этом за основу (базовый уровень критерия) целесообразно принять деформацию неповрежденного объекта.

На рисунке 7 данные исследования систем ОС бедренной кости обобщены в виде критериев (1) и (2), которые рассчитаны для кратковременного изменения нагрузки ($\Psi = \Psi_k$ — сплошные линии) и для циклического деформирования ($\Psi = \Psi_{ц}$ — сплошные пунктирные линии). Использование этих критериев позволило сопоставить деформационную надежность различных систем ОС при разных режимах действия нагрузки.

В результате испытаний и обработке результатов измерения установлены следующие закономерности развития деформаций в исследованных препаратах.

Податливость (удельная осевая деформация) неповрежденной БК практически не

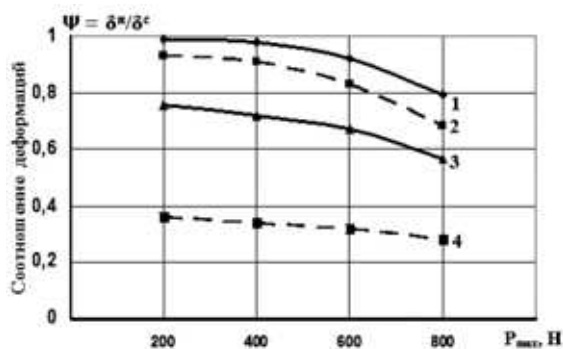


Рис. 7. Отношения Ψ удельных деформаций неповрежденной БК к удельным деформациям системы «бедренная кость — эндопротез» (кривые 1 и 2) и системы «бедренная кость — фиксирующая пластина» (кривые 3 и 4). Сплошные линии — кратковременное изменение нагрузки, пунктирные — циклическое нагружение

зависит от количества циклов нагружения и уровня приложенного усилия и находится в диапазоне $(1,42 - 1,44) \times 10^{-3}$ мм/Н. Зависимости деформаций от количества циклов являются монотонными и возрастающими. При этом наиболее интенсивное накопление деформаций происходит на первых циклах. Скорость накопления деформаций в системе «БК-эндопротез» до уровня нагрузок 400–600 Н практически не отличается от скорости для неповрежденной кости. В препаратах, фиксированных пластинами, скорость увеличения остаточных деформаций больше в 5–6 раз по сравнению с препаратами, которые скреплены фиксирующим эндопротезом.

В таблице приведены результаты расчетов на основе ранее полученных экспериментальных данных [14] испытаний двух типов фиксаторов (прямая широкая пластина с минимальным контактом и пластина с угловой стабильностью) переломов ББК. Этими пластинами фиксировали переломы с помощью 6 или 8 кортикальных винтов (по одинаковому количеству с каждой стороны перелома). При расчетах параметров Ψ использовали также результаты испытаний неповрежденных ББК.

Отметим следующие особенности предложенных критериев деформационной надежности. Отмечено снижение параметров Ψ при включении в расчет дополнительных факторов, влияющих на надежность системы ОС (учет циклической нагрузки и смещения отломков). Наименьшие значения Ψ получены при циклически действующих нагрузках с учетом смещения костных отломков. С увеличением количества винтов, а значит и надежности крепления, значения этих параметров увеличиваются, что свидетельствует об адекватности рассматриваемых критериев.

Заключение

1. Выбор наиболее подходящего критерия деформационной надежности систем остеосинтеза (способность сопротивляться компрессионным, изгибным или ротационным нагрузкам) зависит от того, какие режимы

Таблица

Параметры деформационной надежности фиксации переломов большеберцовой кости разными типами пластин

Тип фиксатора	Компрессия			Изгиб			Кручение		
	Ψ_k	Ψ_c	Ψ_w	Ψ_k	Ψ_c	Ψ_w	Ψ_k	Ψ_c	Ψ_w
МК (6 винтов)	0,92	0,40	0,36	0,83	0,79	0,31	0,50	0,27	0,22
МК (8 винтов)	0,92	0,40	0,35	0,92	0,83	0,46	0,60	0,50	0,40
УС (6 винтов)	0,93	0,60	0,60	0,95	0,90	0,54	0,63	0,62	0,48
УС (8 винтов)	0,94	0,98	0,89	0,95	0,88	0,62	0,65	0,58	0,46

физиологических нагрузок (кратковременные или длительные) ожидаются при использовании конкретной системы ОС.

2. Дальнейшая работа по исследованию систем ОС и усовершенствованию критериев их деформационной надежности должна, очевидно, заключаться в унификации режимов испытаний для обеспечения возможности сравнения результатов, полученных при исследовании разных биомеханических объектов.

3. Дальнейшее использование предложенных критериев в практических целях возможно, на наш взгляд, только при осуществлении совместного с хирургами-травматологами обоснованного ранжирования систем ОС и установления допустимых значений параметров надежности в зависимости от типа и состояния травмы, состояния костной ткани, применяемой системы ОС и других факторов. ■

Литература

1. Анкин Л.Н. Практика остеосинтеза и эндопротезирования / Анкин Л.Н., Анкин Н.Л. — К.: Производственное издание, 1990. — 304 с.

2. Анкин Л.Н. Практическая травматология. Европейские стандарты диагностики и лечения / Л.Н. Анкин, Н.Л. Анкин — М.: Книга-плюс, 2002. — 480 с.

3. Шаповалов В.М. Основы внутреннего остеосинтеза / В. М. Шаповалов, В. В. Хоминец, С. В. Михайлов. — М.: ГЭОТАР — Медиа, 2009. — 240 с.

4. Helical blade versus sliding hip screw for treatment of unstable intertrochanteric hip fractures: a biomechanical evaluation. / [Strauss E., Frank J., Lee J., Kummer F.J., Tejwani N.] // Injury. — 2006. — Oct. — Vol. 37(10). — P. 984–989.

5. A prospective trial comparing the Holland nail with the dynamic hip screw in the treatment of intertrochanteric fractures of the hip. / [N. J. Little, V. Ver-

ma, C. Fernando, D. S. Elliott, A. Khaleel]. // Journal of Bone and Joint Surgery - British Volume. — 2008. — Vol. 90-B. — Issue 8. — P.1073–1078.

6. Mechanical evaluation of unipolar hip spacer constructs. / Kummer F.J., Strauss E., Wright K., Kubiak E.N., Di Cesare P.E. // Am. J. Orthop. — 2008. — Oct. — Vol. 37(10). — P. 517–518.

7. Шидловський М.С. Дослідження деформаційних характеристик систем фіксації, що використовуються при лікуванні пошкоджень кісток та суглобів / Шидловський М.С., Лакша А.М., Бур'янов О.А. // Вестник Национального технического университета Украины «Киевский политехнический институт», серия Машиностроение. — К: 2008. — № 54. — С. 51–62.

8. Полулях М.В. Біомеханічне обґрунтування способів фіксації нестабільних переломів ділянки стегнової кістки / М.В. Полулях, О.А. Бур'янов, Л.М. Юрійчук, М.С. Шидловський // Літопис травматології та ортопедії. — 2009, № 1–2. — С. 24–28.

9. Шидловський Н.С. О методах исследования систем остеосинтеза конечностей человека // Вісник Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут», серія Машинобудування, — К: 2010. — № 58. — С. 195–203.

10. Шидловський Н.С. Параметри жорсткості стержневих апаратів фіксації / Н.С. Шидловський, А.М. Лакша, А.А. Лакша // Вісник Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут», серія Машинобудування, — К: 2010. — № 59. — С. 31–34.

11. Шидловський Н.С. Механічні дослідження різних способів з'єднання переломів вертлюгової ділянки стегнової кістки людини / Н.С. Шидловський, Л.М. Юрійчук, Д.Ю. Шпак // Вісник Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут», серія Машинобудування. — К: 2010. — № 59. — С. 271–276.

12. Лакша А.М. Біомеханічні характеристики стрижневих систем фіксації велико-гомількової кістки при короткочасних та циклічних навантаженнях / А.М. Лакша, М.С. Шидловський // Літопис травматології та ортопедії. — 2011. — № 1–2. — С. 29–35.

13. Шидловский Н.С. Методы исследования деформационной надежности систем остеосинтеза конечностей человека // Биомедицинская инженерия. — К: 2011. — № 1. — С. 24–31.

14. Анкін М.Л. Експериментально-біомеханічні випробування накісткового остеосинтезу при переломах діафіза великогомілкової кістки / М.Л. Анкін, Л.М. Анкін, М.С. Шидловский, М.М. Сагитов // Вісник ортопедії, травматології та протезування. — 2011. — № 1 (68). — С. 68–73.

МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ СИСТЕМ ОСТЕОСИНТЕЗУ КІНЦІВОК ЛЮДИНИ (ЧАСТИНА 2. КРИТЕРІЇ ДЕФОРМАЦІЙНОЇ НАДІЙНОСТІ)

М.С Шидловський

Представлено результати експериментальних досліджень деформування систем фіксації, що застосовуються для лікування хворих з переломами кінцівок. Проведено аналіз різних способів та дано практичні рекомендації щодо вибору оптимальних типів апаратів фіксації переломів. За критерії деформаційної надійності

прийняті жорсткість систем «кістка—апарат» у цілому та взаємні зміщення уламків кісток.

Ключові слова: біомеханіка, нижні кінцівки, деформації, жорсткість фіксації, остеосинтез, натурне моделювання

INVESTIGATION METHODS OF THE SYSTEM OF OSTEOSYNTHESIS OF PERSONS (PART 2. CRITERIONS OF DEFORMATION RELIABILITY)

N.Shidlovsky

The results of the experimental study on deformation of the fixation systems, used for treatment of the limb fractures, are presented in the article. Different methods are analyzed. Practical guidelines for choice of the optimal fixation devices are given. The stiffness of the bone-apparatus system was considered as the main criterion of quality as well as mutual dislocations of the bone fragments.

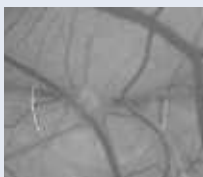
Key words: biomechanics, lower extremity, deformation, stiffness of fixation, osteosynthesis, full-scale simulation.

■ ДАЙДЖЕСТ

www.membrana.ru

НОВЫЙ НАНОМАТЕРИАЛ ПРОВОЦИРУЕТ РОСТ КРОВЕНОСНЫХ СОСУДОВ

АМЕРИКАНСКИЕ исследователи оригинальным образом решили проблему стимулирования роста сосудов в поврежденной ткани — важнейшую задачу в регенеративной медицине и трансплантологии. Сэмюэл Стапп (Samuel Stupp) и его коллеги из Северо-Западного университета разработали жидкость, которая, будучи введенной в ткани пациента, превращается в спутанную матрицу из нановолокон. Каждое такое волокно покрыто выступами молекулярного размера, подражающими фактору роста эндотелия сосудов — белку VEGF. В результате эти



Едва заметный прозрачный кружок в центре кадра содержит наноматериал, за три дня опыта подтолкнувший рост кровеносных сосудов в мембране, взятой из куриного яйца (фото Matthew Webber)

сконструированные волокна предоставляют фон для ускоренного размножения клеток сосудов, включая формирование последних на новом месте.

По информации Technology Review, исследователи протестировали изобретение на мышах. Биологи ограничили кровоснабжение задних лап подопытных зверьков, что должно было привести к отмиранию конечностей. Введение нановолокон вызвало рост новых сосудов, привело к увеличению кровообращения в лапах и улучшению двигательных функций. Для сравнения, в других группах подопытных применялись иные методы, в том числе инъекции самого белка VEGF. Но нановолокна

показали себя самым эффективным вариантом лечения животных и, вероятно, человека (хотя до опытов на людях ещё далеко).

Ранее медики не раз пробовали вызывать рост сосудов в поврежденных тканях при помощи белка VEGF, но он плохо работал, так как быстро выводился из нужного участка. Белок не успевал подействовать, и потому для должного эффекта его необходимо было вводить вновь и вновь. Недостатки этого метода — инвазивность и высокая стоимость. А вот наноматериал со-

храняется в нужном месте весьма длительное время, обеспечивая стойкий эффект стимуляции роста сосудов. При этом по окончании своей работы новые волокна разлагаются в организме естественным образом.

По словам Сэмюэла, аналогичный метод можно применять и для стимулирования роста соединительной ткани, или нейронов. Для этого нужно подправить конструкцию нановолокон таким образом, чтобы они имитировали другие белки — факторы роста. Пока же американцы намерены продолжить опыты с нынешним материалом. Впереди предстоят тесты на токсическую безопасность.