УДК: 616-001.5-089.611-72

Н. С. Шидловский

Киевский политехнический институт

КРИТЕРИИ ДЕФОРМАЦИОННОЙ НАДЕЖНОСТИ СИСТЕМ ОСТЕОСИНТЕЗА

Представлены результаты экспериментальных исследований гдеформирования систем фиксации, применяемых для лечения больных с переломами конечностей. Проведен анализ различных способов и даны практические рекомендации по выбору оптимальных типов аппаратов фиксации переломов. Критериями качества выбраны жесткость системы "кость – аппарат" в целом и взаимные перемещения отломков кости.

Ключевые слова: *биомеханика, кости нижних конечностей, деформации, жесткость фиксации, остеосинтез, натурное моделирование.*

Ведение

Разработка и усовершенствование систем, используемых для фиксации переломов костей опорно-двигательного аппарата человека, требует проведения экспериментальных и теоретических исследований надежности указанных систем [1-6 и др.].

Наряду с клиническими показателями, системы фиксации переломов различных конструкций (спицы, винты, пластины и другие средства) должны обладать достаточной жесткостью, обеспечивающей стабильность фиксации отломков кости в течение всего времени лечения. Появлению нежелательных деформаций (смещений) фрагментов поврежденной кости способствуют внешние нагрузки, являющиеся неизбежными ввиду того, что обеспечить полную неподвижность пострадавшего в процессе лечения практически невозможно. Указанные нагрузки 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.

Теоретические расчеты уровней напряжений и деформаций, которые возникают в поврежденных костях и системах остеосинтеза (ОС), синтезирующих отломки, является достаточно сложной проблемой в первую очередь в связи с особенностями механических свойств костной ткани (анизотропия, неоднородность, вязко-упругие эффекты и прочее) и сложной анатомией биологических объектов. Экспериментальные исследования поведения систем ОС на натурных объектах (нефиксированных препаратах) при реальных видах и уровнях внешних нагрузок в настоящее время является наиболее простым способом оценки качества и надежности указанных систем.

За последнее время в лаборатории биомеханики при кафедре сопротивления материалов НТУУ "Киевский политехнический институт" накоплены экспериментальные данные [7-15], относящиеся к исследованию деформационных характеристик систем ОС конечностей человека. Представляется целесообразным систематизировать результаты исследований, которые были выполнены с участием коллектива специалистов медицинских учреждениях г. Киева (Украинская военно-медицинская академия, Национальный медицинский университет им. А.А.Богомольца, Институт травматологии и ортопедии МАНУ, Академия последипломного образования им. П.Л.Шупика).

Цель исследований:

1) Использовать разработанную методику определения характеристик жесткости систем "поврежденная кость – устройство фиксации" ("К-Ф") при действии осевого сжатия, поперечного изгиба и кручения, в том числе в циклических режимах; провести стендовые натурные испытания различных систем ОС с наиболее распространенными способами фиксации переломов для выбора оптимальных с точки зрения качества способов закрепления отломков при сложных переломах.

2) На базе полученного экспериментального материала установить закономерности возникновения и развития накопления остаточных ("задержанных") деформаций в указанных системах.

3) Разработать общие критерии деформационной надежности систем ОС, учитывающие характер воздействия внешних нагрузок и позволяющие сравнивать различные системы ОС с помощью конкретных числовых параметров. При помощи этих критериев можно производить ранжирование систем ОС по жесткости и деформационной стабильности как при воздействии однократных кратковременных нагрузках, так и при длительных циклических нагрузках (ходьба, физические упражнения и т.д.)

Цель публикации: представить на обсуждение два простые критерия деформационной надежности систем ОС, которые, по мнению автора, можно использовать для обобщения экспериментальных данных, полученных при натурных биомеханических испытаниях препаратов длинных костей с моделированными переломами и снабженными устройствами их фиксации.

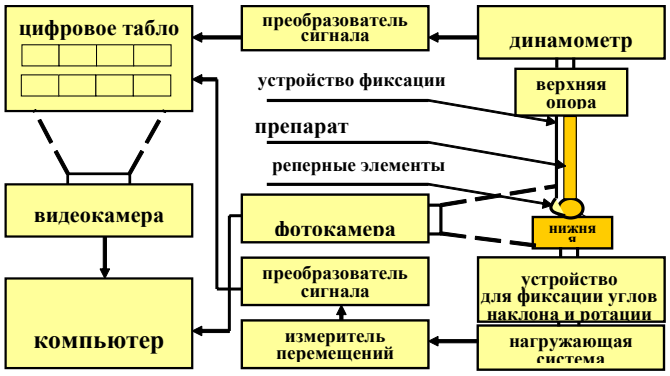

Рис. 1. Блок-схема системы для исследования биомеханических характеристик нижних конечностей.

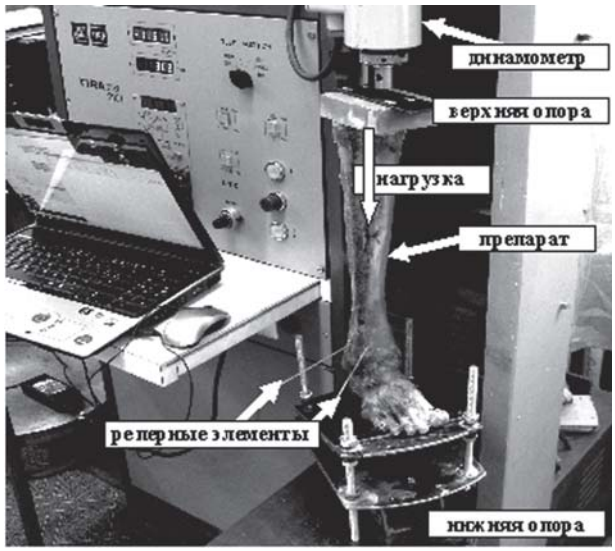

Рис. 2. Система для создания нагрузки и регистрации деформации препаратов (универсальная испытательная машина TIRAtest-2151) с оборудованием для передачи усилий и реперными элементами (стальными спицами), размещенными на препарате.

Материалы и методы

Для экспериментальных исследований использовали длинные кости людей, умерших от причин не связанных с патологией опорно-двигательной системы. Остеосинтез костей с моделированными переломами выполняли врачи-специалисты, участвующие в экспериментальных работах, по обычным методикам с применением различных типов металоостеосинтеза.

Исследование деформационных характеристик систем К-Ф проводили с использованием универсальной испытательной машины TIRAtest-2151, снабженной системой регистрации деформаций биологических объектов с помощью цифровых фото- и видеокамер (рис.1, 2). Препараты испытывали при однократных и циклических действиях нагрузок путем сжатия, изгиба и кручения. При испытаниях на сжатие (рис.3) 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

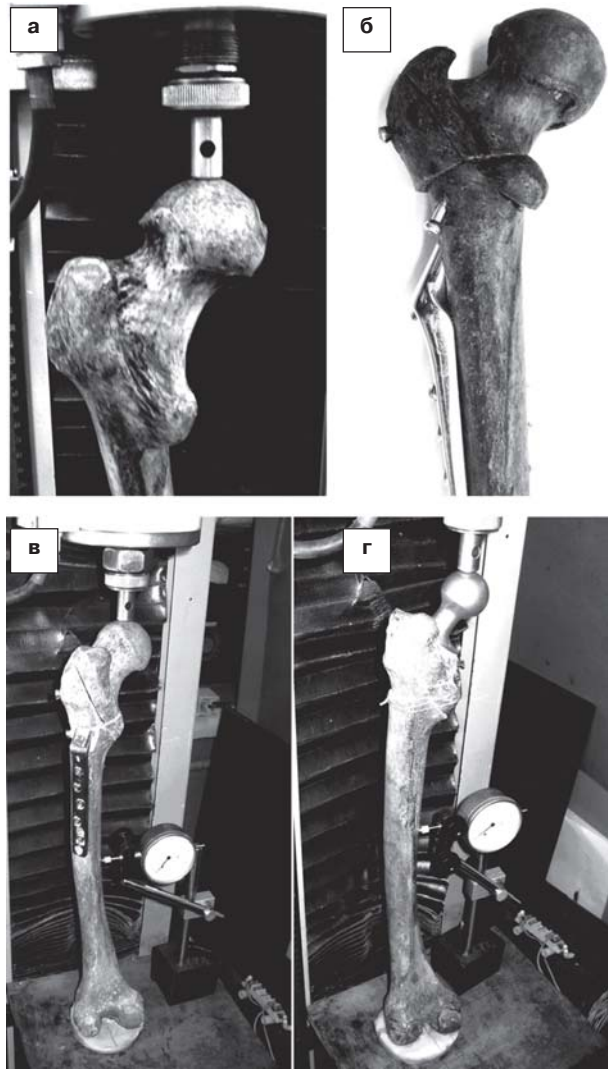

Рис.3. Исследованные препараты: неповрежденная бедренная кость во время испытаний на сжатие **(а)**; бедренная кость с фиксирующей пластиной отдельно **(б)** и во время испытаний **(в)**, кость с эндопротезом **(г)**.

неповрежденных образцов и костей с моделированными переломами, закрепленными системами ОС.

Указанные диаграммы имеют практически линейный характер в исследованных диапазонах нагрузок (рис. 4), 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**.

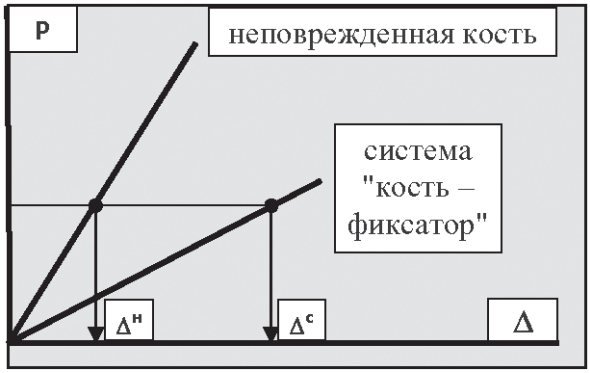

Рис. 4. Типичные диаграммы деформирования при кратковременном нагружении неповрежденной кости и системы "К-Ф".

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) указывают 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 физиологичной 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)

$$\psi_K = \delta^H / \delta^C \ (0 \le \psi_K \le 1). \ (1)$$

В различных случаях этот показатель может принимать значение от нуля (отсутствие системы ОС или очень слабое закрепление) до единицы (идеальная система ОС, такая, которая полностью устраняет деформацию в месте повреждения).

Действие длительных циклически изменяющихся нагрузок. Практика экспериментальных исследований показывает, что остаточные ("задержанных") 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 [16] 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 данном сообщении под указанными деформациями 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.

При проведении испытаний нами осуществлены следующие программы цикла (рис.5).

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 τ_2 (в наших опытах τ_2 = 1с).

После этого цикл повторяли. Максимальное количество циклов для каждого образца равня-

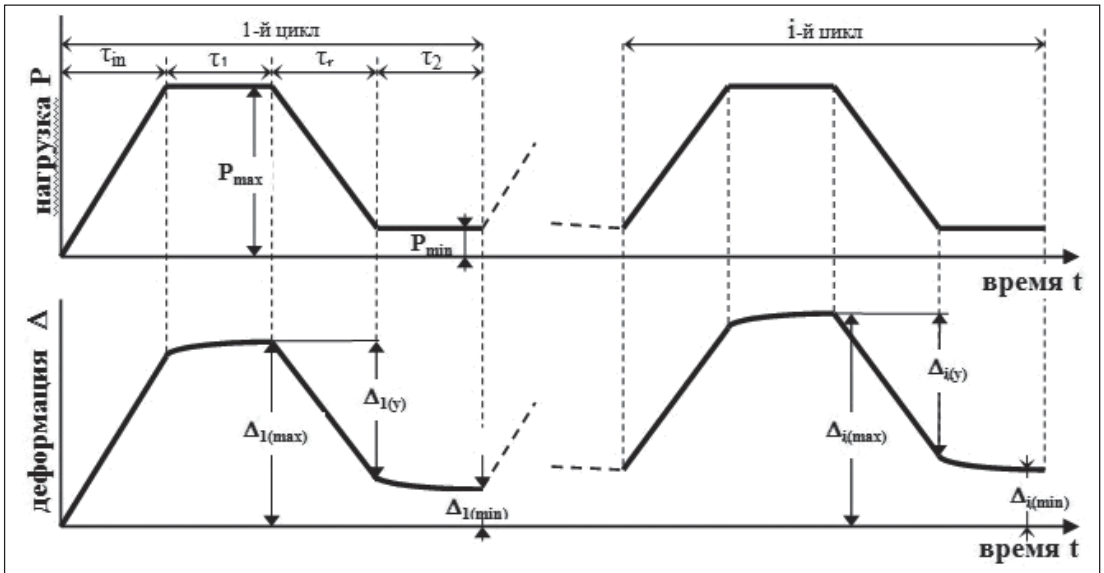

Рис. 5. Программа нагружения (вверху) и кривая циклической ползучести (внизу) препаратов.

Для сопоставления степени накопления деформаций в неповрежденных костях и в системах "К-Ф" рассчитаны величины этих деформаций по отношению к максимальной за цикл нагрузке P_{max} (удельные "задержанные" деформации)

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

лось 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, 10, 15, 20 и 25 мм/мин;
– время выдержки образцов при $P = P_{max}$ τ_1 = 1, 5, 15, 30 и 60с;
– нагрузка P_{max} = 200, 400, 600 и 800 Н.

Суммарные "задержанные" деформации, накопленные в объекте после **i**-го цикла нагружения определяли по формуле

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

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

Зависимость "задержанных" деформаций от числа циклов представляют собой монотонный процесс, характеризующийся постоянно возрастающей деформацией (рис. 6). При этом наиболее интенсивное накопление деформаций происходит на первых циклах.

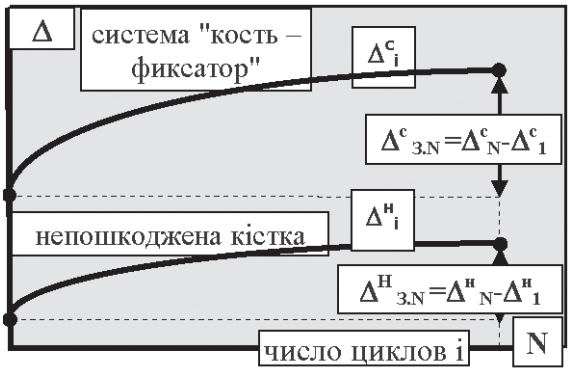

Рис. 6. Накопление "задержанных" деформаций при циклическом нагружении неповрежденной кости и системы "К-Ф".

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:

$$\psi_Ц = (\delta^Н_{3.N} - \delta^Н_{3.1}) / (\delta^С_{3.N} - \delta^С_{3.1}) \ (0 \le \psi_Ц \le 1), \ (1)$$

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 $\psi_Ц$,также как и $\psi_К$, 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.

Применение критериев ψ при сжатии бедренной кости с системой ОС. В качестве примера использования предложенных критериев деформационной надежности систем ОС рассмотрим результаты испытаний на сжатие бедренных костей с моделированными переломами, которые фиксировались стандартными пластинами и эндопротезами на цементе. В этом разделе статьи использованы данные [8], полученные при участии автора, и результаты дополнительных исследований [15], в которых более подробно изучены вопросы циклического нагружения препаратов.

На рис.7 данные исследования систем ОС бедренной кости обобщены в виде критериев (1) и (2), которые рассчитаны для кратковременного изменения нагрузки ($\psi = \psi_К$ – сплошные линии) и для циклического деформирования ($\psi = \psi_Ц$ – сплошные пунктирные линии). Использование этих критериев позволило сопоставить деформационную надежность систем ОС различных типов при разных режимах действия нагрузки.

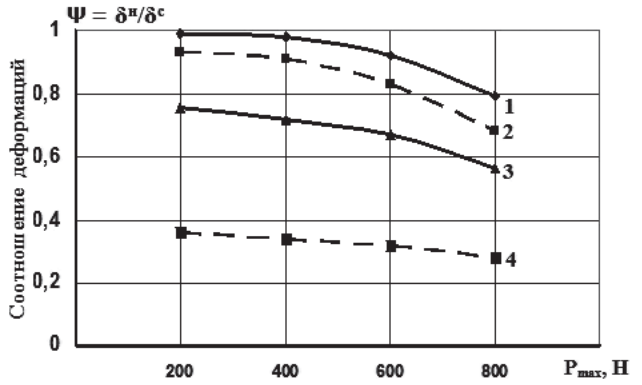

Рис. 7. Отношения ψ удельных деформаций неповрежденной бедренной кости к удельным деформациям системы "бедренная кость – эндопротез" (кривые 1 и 2) и системы "бедренная кость – фиксирующая пластина" (кривые 3 и 4). Сплошные линии – кратковременное изменение нагрузки, пунктирные – циклическое нагружение.

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

Податливость (удельная осевая деформация) неповреждённой бедренной кости практически не зависит от количества циклов нагружения и уровня приложенного усилия и находится в диапазоне $(1.42 – 1.44)\cdot10^{-3}$ 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 "бедренная кость – эндопротез" до уровня нагрузок 400-600 Н практически не отличается от скорости для неповреждённой кости. В препаратах, фиксированных пластинами, скорость увеличения остаточных деформаций больше в 5-6 раз по сравнению с препаратами, которые скреплены фиксирующим эндопротезом.

Результаты, полученные при изгибе и кручении бедренной кости с системой ОС. Наблюдается значительное увеличение деформаций в препаратах с системами фиксации переломов по сравнению с неповрежденной костью при всех исследованных видах внешних нагрузок. Деформации при изгибе и кручении значительно превышают деформации, которые измерены при компрессионных нагрузках.

Установлено, что при действии кратковременных однократных нагрузок более чувствительными к состоянию системы ОС являются деформации, которые возникают при компрессионных нагрузках препаратов. В то же время при действии длительных циклических нагрузок наибольшая разница в деформациях проявляется при испытаниях на изгиб, а наименьшая – при сжатии.

Заключение

1. Выбор наиболее подходящего критерия деформационной надежности систем остеосинтеза (способность сопротивляться компрессионным, изгибным или ротационным нагрузкам) зависит от того, какие режимы физиологических нагрузок (кратковременные или длительные) ожидаются при использовании конкретной системы ОС.

2. Для оценки надежности систем ОС бедренной кости наиболее чувствительными к действию кратковременных однократных нагрузок являются данные испытаний препаратов на сжатие, а к действию циклических нагрузок – данные испытаний на кручение и изгиб.

3. Дальнейшая работа по разработке и усовершенствованию критериев деформационной надежности систем ОС, на наш взгляд, должна включать:

– обобщение критериев (1) и (2) с учетом состояния костной ткани в месте контакта конечности с элементами системы ОС;
– использование в указанных критериях наряду с общей деформацией объекта взаимные перемещения отломков кости, как фактор наиболее информативный с физиологической точки зрения;
– унификация режимов испытаний для обеспечения возможности сравнения результатов, полученных при исследовании разных биомеханических объектов.

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. Verma, 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. Шидловский 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. Шидловский Н.С. Параметры жесткости стержневых аппаратов фиксации / Н.С.Шидловский, 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 стрижньових систем фіксації велико-гомілкової 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 // Біомедична інженерія, – 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.Сатишев // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2011, – № 1 (68). – С. 68-73.
15. Шидловский Н.С. Влияние режимов циклических нагрузок на развитие деформаций в поврежденных бедренных костях с системами фиксации переломов / Н.С.Шидловский, Д.Е.Шпак, Д.В.Ковалёв // Вісник Національного технічного університету України "Київський політехнічний інститут", Серія Машинобудування, – К: 2011, – № 63. – С. 118-122.
16. Уманский Э.С. Прочность и надежность магнитных лент / Э.С.Уманский, В.В.Крючков, Н.С.Шидловский – К.: Лыбидь, 1990. –168 с.

Резюме

Шидловський М. С.

Критерії деформаційної надійності систем остеосинтезу

Представлені результати експериментальних досліджень де формування систем фіксації, застосовуваних для лікування хворих з переломами кінцівок. Проведено аналіз різних способів і дані практичні рекомендації з вибору оптимальних типів апаратів фіксації переломів. Критеріями якості вибрані жорсткість системи "кістка – апарат" в цілому і взаємні переміщення відламків кістки.

Ключові слова: *біомеханіка, кістки нижніх кінцівок, деформації, жорсткість фіксації, остеосинтез, натурне моделювання.*

Summary

Shydlowskey M.S

Criteria deformation reliability of osteosynthesis

The results of experimental studies where the formation of fixed systems is developed, used to treat patients with bone fractures. An analysis data and different methods of practical advice on choosing the best types of vehicles Fixation of fractures. The criteria selected as the system stiffness "bone – the device" in general and interaction capacious moving fragments of bone.

Key words: *biomechanical, bones of the lower limbs, deformity, rigidity of the fixation, osteosynthesis, natural modeling.*