

УДК 621:620.1.05(31)

## Методы исследования деформационной надежности систем остеосинтеза конечностей человека

Н.С. Шидловский

Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт»

Обобщены и систематизированы методы определения биомеханических характеристик систем фиксации переломов костей и аппаратов, используемых для лечения поврежденных суставов. В качестве критериев качества приняты жесткости систем «кость - аппарат» в целом и взаимные смещения отломков костей.

**Ключевые слова:** биомеханика, нижние конечности, деформации, жесткость фиксации, остеосинтез, натурное моделирование.

Развитие методов оперативного лечения травм опорно-двигательного аппарата (ОДА) человека является одной из главных задач современной травматологии. Разработка и применение новых систем остеосинтеза (СО) обеспечивает надежную фиксацию переломов любой степени сложности [1-3 и др.].

Исследованиям СО уделяется самое пристальное внимание со стороны как хирургов - травматологов, так и специалистов в области экспериментальной механики. Тем не менее, остается не решенным ряд вопросов, связанных, в первую очередь, с выбором оптимальных СО для фиксации определенных типов переломов. Не достаточно полно решена задача определения характеристик жесткости традиционных и новых СО с учетом различных биомеханических факторов (взаимного расположения частей ОДА, характера действующих извне нагрузок и др.). Отсутствуют простые и надежные (и в то же время достаточно универсальные) системы, которые моделируют реальные нагрузки, действующие на ОДА, и одновременно измеряют деформации испытываемого препарата (взаимные смещения костей и фрагментов переломов).

**Цель работы:** разработка и апробация методики измерения деформаций и взаимных перемещений, возникающих в процессе действия внешних нагрузок на конечности человека; создание способа позиционирования стопы в различных анатомических положениях относительно голени (углы наклона и ротации) с одновременным действием длительных и циклически прикладываемых нагрузок; натурные испытания неповрежденных препаратов и объектов с повреждениями костей или суставов.

**Исследуемые объекты.** В наших экспериментах использовались анатомические препараты конечности

стей трупов людей, умерших от повреждений и заболеваний, не связанных с патологией опорно-двигательного аппарата [4]. После моделирования переломов последние скреплялись различными элементами фиксации (ЭФ) и аппаратами фиксации (АФ). Типы устройств фиксации переломов и шарнирно-дистракционных аппаратов приведены в табл.1. Выбор биологических объектов, ЭФ и АФ осуществляли хирурги, участвовавшие в исследованиях. При этом преимущество отдавалось практически наиболее важным и наименее исследованным системам.

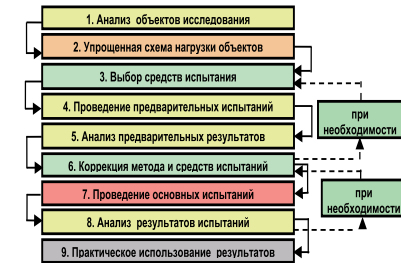


Рис. 1. Схема определения биомеханических характеристик систем остеосинтеза

Таблица 1.

Объекты исследования и их основные функции.

Тип АФ или ЭФ	Конструкция	Объект лечения	Функция АФ или ЭФ
Тип 1. Стержневые аппараты внешней фиксации	односторонние и двухсторонние, одноплоскостные и двухплоскостные	большеберцовые кости	консолидация переломов при воздействии дистракционных, компрессионных, изгибных и ротационных нагрузок
	с дугообразными штангами		
Тип 2. Элементы внутренней фиксации костей стопы	спицы Киришера	таранные и пяточные кости	консолидация переломов при воздействии дистракционных и компрессионных нагрузок
	самонарезаемые винты		
	зубчатые пластины		
Тип 3. Элементы внутренней фиксации с применением металлоостеосинтеза	угловая пластина	вертельная область бедренной кости	консолидация переломов при воздействии изгибных и компрессионных нагрузок
	фиксатор DHS		
	эндопротез		
Тип 4. Шарнирно - дистракционные аппараты	односторонний	проксимальные межфаланговые и пястно-фаланговые суставы пальцев	разгрузка суставов с сохранением их подвижности
	двухсторонний		
Тип 5. Шарнирно - дистракционные аппараты внешней фиксации		локтевые суставы	разгрузка суставов с сохранением их подвижности, фиксация костных отломков

**Испытательное оборудование.** Испытания систем остеосинтеза конечностей человека проведены нами по единой схеме, изображенной на рис.1.

Эксперименты проводили с использованием универсальных испытательных машин серии TIRA-test. Растяжение, сжатие или изгиб препаратов осуществляли с применением различных программ, вводимых в микропроцессоры машин. Реализованы режимы кратковременного (однократного) нагружения и

циклического деформирования препаратов. Относительная ошибка измерений нагрузки не превышала 1% от измеряемой величины.

**Способы закрепление препаратов.**

**Способ 1. Закрепление винтовым захватом.** Для создания осевых растягивающих и сжимающих нагрузок был изготовлен специальный захват в виде полого ступенчатого цилиндра (рис.2а). В стенках цилиндра просверлены 6 отверстий для закручивания винтов с заостренными концами. Концы винтов



Рис. 2 — Захват в виде полого цилиндра для передачи на кость дистракционных, компрессионных и изгибных нагрузок (а); тарельчатая пластина для создания компрессионных нагрузок (б); препарат (большеберцовая кость с закрепленным стержневым аппаратом фиксации переломов), размещенный на рабочем столе испытательной машины (в)

при закручивании проникают в поверхностный слой кости и закрепляют ее. Верхняя часть захвата жестко прикреплена к динамометру испытательной машины.

При испытаниях на изгиб препарат горизонтально размещали на рабочем столе испытательной машины (рис.2в). Кость свободным торцом прикрепляли к вертикальной стойке, жестко связанной с подвижной траверсой. Нагрузку на свободный конец кости передавали через жесткий металлический стержень.

**Способ 2. Передача нагрузки через тарельчатую пластину.** Создания осевых сжимающих нагрузок производили с помощью тарельчатой пластины (рис.2б), которую с помощью самонарезных шурупов закрепляли на выровненном торце фрагмента кости. Усилия передавали через подвижный шарнир, который компенсировал возможную перпендикулярность между осью нагрузки и плоскостью торца фрагмента кости.

Для приложения компрессионных нагрузок при испытаниях ЭФ, предназначенных для закрепления переломов таранной и пяточной кости (ЭФ типа 2), нижнюю часть стопы жестко крепили на подвижном столе испытательной машины. Для проведения экспери-

ментов при различных углах наклона ступни между подвижным столом испытательной машины и стопой размещали устройство для фиксации углов, описанное ниже.

**Способ 3. Четырехточечное закрепление бедренной кости (рис.3).** Для фиксации указанных препаратов при действии изгибающих нагрузок были отформованы индивидуальные для каждой кости точечные опоры, которые изготавливали из костного цемента, применяемого в хирургических операциях. Последовательность изготовления точечных опор изображена на рис.3а - 3в. Опоры вместе с костью размещали между губками струбцины, жестко прикрепленной к рабочему столу испытательной машины (рис.3г).

**Способ 4. Опора на профилированную платформу (рис.4).** Для равномерного

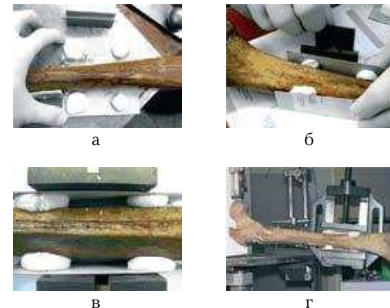


Рис. 3 — Последовательность изготовления точечных опор (а, б, в); бедренная кость, закрепленная на рабочем столе испытательной машины (г)

распределения сил между отростками бедренных костей при осевых компрессионных нагрузках для каждого препарата индивидуально были изготовлены опоры из костно-

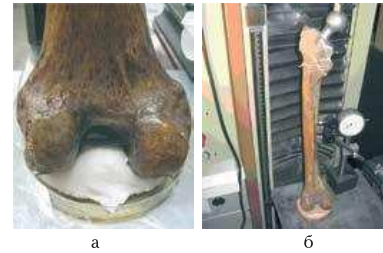


Рис. 4 — Формование нижней опоры для испытаний бедренной кости при компрессионных нагрузках (а); размещение препарата на рабочем столе испытательной машины (б)

го цемента, которые повторяли форму отростков (рис.4а).

После установки кости в вертикальном положении подготавливали поверхность, на которой будет формироваться опора. Кость, вертикально закрепленную в струбцине, помещали в цементную массу и выдерживали 5-8 мин. до затвердевания цемента.

Образец вместе с изготовленной нижней опорой размещали в вертикальном положении между динамометром и рабочим столом испытательной машины (рис.4б) и производили испытания при сжимающих нагрузках.

**Способ 5. Передача растягивающей нагрузки через тяги.** Указанный способ использован для исследования деформаций, возникающих при растяжении межфаланговых и пястно-фаланговых суставов кисти, а также для исследования жесткости локтевых и голеностопных суставов, снабженных шарнирно - дистракционными аппаратами ШДА (табл.1, тип 4 и 5). В качестве примера на рис.5 изображена схема передачи нагрузок при испытаниях ШДА, применяемых для лечения суставов пальцев руки.

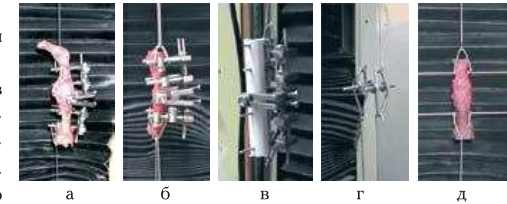


Рис. 5 — Аппарат односторонней фиксации, закрепленный на пястно-фаланговом суставе (а); аппарат двухсторонней фиксации, закрепленный на проксимальном межфаланговом суставе (б); жесткое тело с закрепленным на нем АФ (в); тяги с жесткими стержнями (г); пястно-фаланговый сустав с тягами (д)

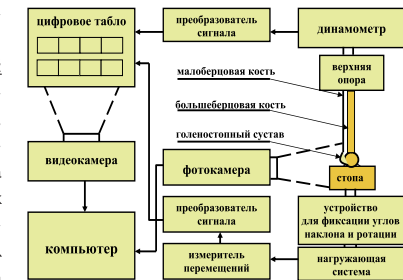


Рис. 6 — Блок-схема системы для исследования biomechanических характеристик нижних конечностей

верхней подвижной пластине, которая может изменять угол наклона относительно промежуточной пластины (рис. 7).



Рис. 7 — Различные положения стопы при испытаниях: а — нейтральное положение; б — подошвенное сгибание; в — дорсальное сгибание; г — супинация

Для изменения угла наклона служат четыре резьбовых стержня, неподвижно закрепленные по углам промежуточной пластины в вертикальном положении. Угол наклона верхней пластины и, соответственно наклон закрепленной стопы, можно изменять, регулируя высоту опорных гаек. Промежуточная пластина вместе со стопой может поворачиваться вокруг оси, закрепленной на нижней пластине. Заданный угол поворота фиксируется стопорными винтами, скрепляющими промежуточную и нижнюю пластину. Таким образом, описанное устройство позволяет испытывать нижнюю конечность человека при различных положениях стопы (табл.2): в нейтральном положении (рис.7а); в положении подошвенного сгибания и дорзифлексии

(рис.7б и 7в); в положении пронации или супинации (рис.7г); в положении эверсии или инверсии.

**Результаты испытаний.** *СтАВФ тупа 1.* На большеберцовых костях производили поперечную остеотомию (моделировали простые поперечные и сложные сегментарные переломы). После этого выполняли остеосинтез с помощью СтАВФ различных типов [5] с использованием стержней, изготовленных из нержавеющей стали.

Препарат располагали горизонтально на подвижном столе испытательной машины и подвергали изгибу. В процессе испытаний измеряли величины взаимных перемещений отломков кости. В табл.3 приведены величины модулей суммы векторов смещений костных отломков, по отношению к приложенной нагрузке.

*ЭФ тупа 2.* Фиксацию отломков производили спицами Киршнера, самонарезными полыми винтами (для таранной кости), специальными пяточными зубчатыми пластинами (для пяточной кости) и аппаратом Илизарова. Нагрузку на стопу передавали через большеберцовую кость и закрепленный на ней винтовой захват (способ 1). По результатам измерения перемещений реперных точек отломков таранной и пяточных костей были рассчитаны их удельные смещения (табл.3, раздел 2).

Таблица 2.

Характеристики основных режимов испытаний препаратов

Режим нагружения препарата	Положение стопы	Характеристики режимов кратковременного деформирования	Характеристики режимов циклического нагружения
1. Сжатие вдоль продольной оси большеберцовой кости (голена). 2. Изгиб в сагитальной плоскости.	1. Нейтральное. 2. Подошвенное или дорсальное сгибание на угол $\pm 300$ . 3. Пронация на угол 150 или супинация на угол 300. 4. Эверсия на угол 150, инверсия на угол 200. 5. Комбинированное положение (сочетание положений 2, 3 и 4).	1. Скорость до 50 мм/мин. 2. Общая деформация препарата при сжатии до 3 мм, при изгибе до 10 мм. 3. Нагрузка до 1200 Н. Регистрация диаграмм графическая на принтере или видеоскамерой с последующей расшивкой.	1. Минимальные и максимальные за цикл нагрузки до 50 Н и до 800 Н соответственно. 2. Время выдержки препаратов при минимальной и максимальной за цикл нагрузках от 1 с и выше. 3 Число циклов до нескольких тысяч. Регистрация перемещений видеоскамерой или фотокамерой

Таблица 3

Деформационные характеристики различных систем А-К.

Анатомический препарат	Система фиксации	Вид деформирования и диапазон нагрузок	Удельная деформация $\times 10^3$ , мм/Н	Обозначения в предыдущей колонке
1. Стержневые аппараты внешней фиксации (тип 1)				
Большеберцовая кость	односторонний одноплоскостной	Изгиб консолю закрепленной кости в сагитальной плоскости, 20 ... 100 Н	3.45 / 2.35	поперечные переломы / сегментарные переломы
	односторонний двухплоскостной		1.86 / 1.18	
	двухсторонний одноплоскостной		0.89 / 0.86	
	двухсторонний двухплоскостной		1.48 / 2.87	
	с дугообразными штангами		1.92 / 1.62	
2. Элементы внутренней фиксации костей стопы (тип 2)				
Таранная кость	самонарезные винты	Сжатие, 100 ... 500 Н	1.70 / 4.12	нагрузка 100 Н / нагрузка 500 Н
	аппарат Илизарова		3.90 / 6.14	
	спицы Киршнера		6.00 / 10.5	
Пяточная кость	зубчатые пластины		6.40 / 9.34	
	аппарат Илизарова		12.8 / 12.0	
	спицы Киршнера	14.8 / 15.7		
3. Элементы внутренней фиксации с применением металлоостеосинтеза (тип 3)				
Бедренная кость	угловая пластина	Изгиб, 10 ... 50 Н	9.70 / 12.1	деформации системы А-К / смещения отломков
	фиксатор DHS		18.7 / 17.4	
	эндопротез		7.52 / 3.21	
4. Компрессионно-дистракционные шарнирные аппараты (тип 4)				
Межфаланговые суставы	аппарат с двухсторонней фиксацией	Растяжение, 20 ... 100 Н	14.0 / 22.9	деформации системы А-К / деформации суставов
Пястно-фаланговые суставы	аппарат с односторонней фиксацией		25.9 / 69.4	
5. Шарнирно - дистракционные аппараты внешней фиксации (тип 5)				
Локтевой сустав	стержневой аппарат	Растяжение, 20 ... 300 Н	26.2 / 8.21	деформации системы А-К / деформации АФ

*Системы А-К с ЭФ тупа 3.* На бедренных костях моделировали сложные переломы в вертельной области (вблизи бедренного сустава). Препараты фиксировали стандартными угловыми пластинами, фиксаторами типа DHS и эндопротезами. Препараты закрепляли на подвижном столе испытательной машины в горизонтальном (способ 3) или в вертикальном (способ 4) положениях.

*Системы А-К с ШДА тупа 4.* В соответствии со схемой, представленной на рис.8, испытания систем этого типа выполняли в 4 этапа.

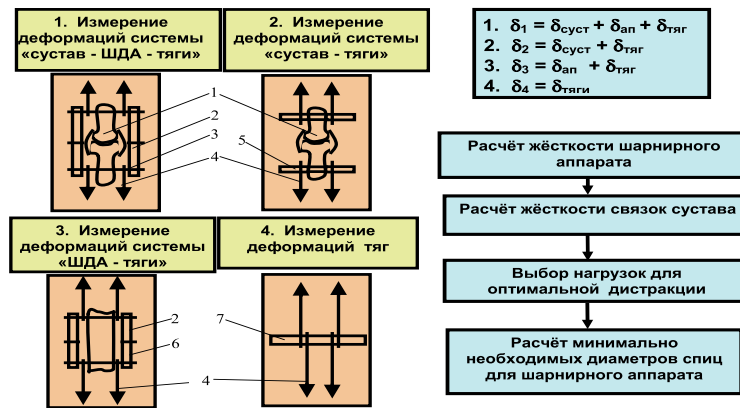


Рис. 8 – Схема определения характеристик жесткости системы «сустав - ШДА». 1 – сустав; 2 – ШДА; 3 – стальные спицы; 4 – тяги; 5 – стальные стержни для растяжения сустава; 6 – жесткое тело, заменяющее при испытаниях сустав; 7 – стальной стержень, заменяющий при испытаниях систему «сустав – ШДА»

**Этап 1.** Испытание на растяжение с записью диаграммы деформирования всей системы «сустав - ШДА - тяги». После испытания по диаграммам деформирования определяли удельную деформацию системы (податливость) как отношение абсолютной деформации к величине нагрузки в пределах линейного участка. При этом общая деформация всей системы  $\delta_1$  является суммой деформаций ее составляющих частей.

**Этап 2.** Деформации системы «сустав – тяга»  $\delta_2$  определяли отдельно, закрепляя биологический объект на жестких стальных стержнях, продетых сквозь фаланги на расстоянии 10–12 мм от суставов.

**Этап 3.** Для определения суммарной деформации системы «ШДА – тяги»  $\delta_3$  биологический препарат заменяли жестким телом, в качестве которого использовали металлопластиковую трубку. Закрепление ШДА на жестком теле производили аналогично закреплению на биологическом препарате.

**Этап 4.** Для определения деформации тяг  $\delta_4$  препарат (сустав – ШДА) заменяли стальными стержнями диаметром 8 мм, деформации которых можно считать пренебрежимо малыми по сравнению с деформациями препарата.

Деформации суставов и ШДА определяли путем вычитания деформаций тяг  $\delta_4$  из деформаций  $\delta_2$  и  $\delta_3$  соответственно.

**Системы А-К с ШДА типа 5.** Этапы испытаний и методика разделения деформаций ШДА, применяемых для локтевых и голеностопных суставов, аналогичны описанным выше этапам и методике. Результаты измерений деформаций приведены в таблице 3 (раздел 5).

**Выводы. 1.** Разработанная методика исследований и созданная испытательная система позволяет достаточно просто и оперативно изучать закономерности деформирования нижних конечностей человека при

действию постоянных и циклически изменяющихся нагрузок.

**2.** Конструкция установки позволяет в процессе проведения экспериментов позиционировать стопы в пределах физиологических углов сгибания и поворота относительно голеностопного сустава. Система цифровой синхронной регистрации нагрузок и перемещений позволяет исследовать процессы релаксации напряжений и изменение деформаций во времени.

**3.** Описанные методики и средства испытаний являются достаточно универсальными и могут применяться, например, для оценки качества систем остеосинтеза, используемых для фиксации переломов конечностей человека.

#### Литература

1. Анкин Л.Н. Практическая травматология. Европейские стандарты диагностики и лечения. / Анкин Л.Н., Анкин Н.Л. – М.: Книга-плюс, 2002. – 480 с.
2. 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.
3. Haidukewych G.J. Hip arthroplasty for salvage of failed treatment of intertrochanteric hip fractures. / Haidukewych G.J., Berry D.J. – Journal of Bone and Joint Surgery America. – 2003. – May. – 85-A(5). – P. 899-904.
4. 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 НТУ України «Київський політехнічний інститут». Сер. Машиностроєння. – К, 2008. – № 54. – С. 51-62.
5. Шидловський Н.С. Параметри жорсткості стержневих апаратів фіксації / Шидловський Н.С., Лакша А.М.,

Лакша А.А. // Вісник Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут», Серія Машинобудівання, – К: 2010, – № 59. – С. 31-34.

#### Методи дослідження деформаційної надійності систем остеосинтезу кінцівок людини

М.С. Шидловський

Узагальнено та систематизовано методики визначення біомеханічних характеристик систем фіксації переломів кісток та апаратів, що використовуються для лікування пошкоджень суглобів. За критерії якості 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 deformation reliability of the system of osteosynthesis of person's lower extremities

N. Shidlovskiy

The methods for determination of the mechanical characteristics of the fixation systems, used for bone fractures fixation and treatment of the joint injuries were generalized and systematized. The stiffness of the bone-apparatus system was considered as the main criterion of quality as well as mutual dislocations of the bone fragments.

**Keywords:** biomechanics, lower extremity, deformation, stiffness of fixation, osteosynthesis, full-scale simulation