

УДК 616.728.2-089-77-053.9

Н.С. Шидловский, канд. техн. наук., доцент,

Национальный технический университет Украины "КПИ", г.Киев

E-mail: n_shidlovsky@ukr.net

МЕТОДЫ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ СИСТЕМ ФИКСАЦИИ, ПРИМЕНЯЕМЫХ ДЛЯ ЛЕЧЕНИЯ ПОВРЕЖДЕНИЙ КОНЕЧНОСТЕЙ ЧЕЛОВЕКА

Введение. Одной из задач травматологии и ортопедии является разработка новых и совершенствование известных методов лечения сложных переломов конечностей пострадавших. Как правило, при возникновении таких переломов применяют оперативное лечение, которое, в отличие от консервативного (не хирургического), является более эффективным. В некоторых, особо сложных случаях консервативное лечение вообще не может принести положительных результатов.

Для соединения отломков костей в настоящее время используют самые различные способы, выбор которых существенно зависит от места и характера перелома. Системы соединения отломков кости разделяются на устройства для внутренней фиксации, остающиеся в процессе лечения внутри тела человека, и аппараты внешней фиксации, размещающиеся снаружи. Последние соединены с костями пациента посредством стержней, проходящих через мягкие ткани.

Для соединения поврежденных частей кости чаще всего используют винты и пластины, а в качестве внешних аппаратов используют различные стержневые конструкции на основе спиц и пластин (например, аппараты Илизарова). В последнее время для скрепления отломков костей начато применение эндопротезов, ранее используемых исключительно для замены поврежденных суставов.

Используемая терминология. Учитывая разнообразие терминов, применяемых в литературе для обозначения систем крепления и их составных частей, в данном сообщении будем использовать терминологию, принятую в работе [1]:

- элемент фиксации (ЭФ) – единичная деталь (спица, стержень, винт, пластина, штанга и пр.), с помощью которой соединяются поврежденные части костей, или деталь, входящая в состав сборной конструкции;
- аппарат фиксации (АФ) – система, состоящая из основных деталей (стержни и пластины, несущие нагрузки) и вспомогательных элементов;
- стержневой аппарат внешней фиксации (СтАВФ) - система, основные несущие элементы которой расположены вне конечности человека;
- шарнирно-дистракционный аппарат (ШДА) - стержневой аппарат, закрепляемый в области сустава для создания длительных растягивающих усилий;
- скрепленную кость в совокупности с АФ или единичным ЭФ будем называть системой "аппарат – кость" (А-К) независимо от способа соединения.

Проблемы применения остеосинтеза. Несмотря на столь широкое использование указанных ЭФ и АФ, вопрос оптимизации конструкций, размеров и способов крепления АФ к конечностям пострадавшего остается не до конца решенным.

Это связано, прежде всего, с многообразием типов АФ, способов их закрепления и особенностями костных тканей. Отсутствие единых методик испытаний

также затрудняет разработку общих рекомендаций по выбору АФ для закрепления определенных типов переломов.

Одним из наиболее важных показателей надежности АФ и отдельных ЭФ является жесткость системы А-К при действии внешних нагрузок. Повышение жесткости закрепления травмированных костей уменьшает вероятность возникновения осложнений, ускоряет сращивание и, в конечном итоге, позитивно сказывается на процессе лечения и комфортности пациентов в процессе реабилитации. В связи с этим исследование характеристик жесткости АФ и ЭФ различных типов является одной из важных задач биомеханики.

Актуальность экспериментальных методов исследований. Применение расчетных методов в биомеханике и, в частности, при моделировании процессов деформирования систем А-К в значительной степени сдерживается отсутствием надежных экспериментальных данных о механических характеристиках костных тканей. Большинство данных получено при исследовании относительно больших образцов костного материала или целых костей. Применять эти данные для проведения расчетов, в которых необходима информация о механических характеристиках тела в точке (например, при использовании метода конечных элементов), на наш взгляд, можно, но с большой осторожностью.

До сих пор остается открытым вопрос о НДС костной ткани в месте контакта с ЭФ (спицами, винтами и шурупами, вводимых в кость). Деформации, возникающие в указанных местах, могут оказывать существенное влияние на жесткость системы А-К в целом.

На наш взгляд, непосредственное исследование натуральных объектов – это наиболее надежный в настоящее время способ исследования характеристик жесткости ЭФ и АФ при их взаимодействии с поврежденными конечностями человека. Применение экспериментальных методов обусловлено также необходимостью обязательной проверки расчетных методов на натуральных биологических объектах для подтверждения полученных результатов.

Цель публикации. В наших предыдущих сообщениях [1-6 и др.] опубликованы некоторые результаты натуральных испытаний различных систем остеосинтеза. В указанных статьях основное внимание уделялось анализу полученных результатов с точки зрения специалистов в области медицины. При этом методические особенности проведенных испытаний подробно не рассматривались.

Учитывая, что результаты испытаний биологических объектов в значительной мере зависят от выбранной методики и экспериментальных средств, считаем необходимым в данной публикации обобщить применяемые нами методы определения биомеханических характеристик систем А-К и более подробно описать стендовые испытания натуральных биологических объектов.

Описываемые методики исследования разработаны и апробированы в лаборатории биомеханических систем при кафедре Динамики, прочности машин и сопротивления материалов НТУУ "КПИ". Разработка методов и исследования осуществлены с участием хирургов Национального медицинского университета Украины, Украинской военно-медицинской академии и Института травматологии и ортопедии АМН Украины.

Исследуемые объекты. В наших экспериментах использовались анатомические препараты конечностей трупов людей, умерших от повреждений и заболеваний, не связанных с патологией опорно-двигательного аппарата. Возраст доноров находился в пределах от 36 до 67 лет. Консервацию препаратов производили замораживанием при температуре -18°C . Перед опытами все препараты размораживали в 0.9% растворе хлорида натрия в течение 24 часов при температуре $+37^{\circ}\text{C}$.

После моделирования переломов последние скреплялись различными ЭФ и АФ. Типы устройств фиксации переломов и шарнирно-дистракционных аппаратов приведены в таблице 1. Выбор биологических объектов, ЭФ и АФ осуществляли хирурги, участвовавшие в исследованиях. При этом предпочтение отдавалось практически наиболее важным и наименее исследованным системам.

Таблица 1 - Объекты исследования и их основные функции.

Тип АФ или ЭФ	Конструкция	Объект лечения	Функция, выполняемая 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 Киршнера	таранные и пяточные кости	консолидация переломов при воздействии дистракционных и компрессионных нагрузок
	самонарезные 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
		голеностопные суставы	

Испытательные установки. Эксперименты по исследованию деформационных свойств систем А-К проводили с использованием двух универсальных испытательных машин серии TIRAtest (Германия). Растяжение, сжатие или изгиб препаратов с постоянной скоростью деформирования осуществляли с применением различных программ, вводимых в микропроцессоры машин.

Были использованы сменные динамометры, с диапазонами измерения усилий 0...100 Н, 0...1 кН и 0...5 кН, что достаточно для исследований систем А-К лю-

бых конструкций. Относительная ошибка измерений нагрузки не превышает 1% от измеряемой величины.

Испытания систем А-К производили в диапазоне скоростей от 5 до 100 мм/мин. При этом нагрузки, прикладываемые к объектам, возрастали от нуля до максимальных значений за время от десятых долей секунды до нескольких секунд, что соответствует реальным условиям деформирования биологических объектов. При таких скоростях деформирования возможно достаточно точно измерять перемещения точек или записывать диаграммы деформирования систем.

Измерение деформаций. Общую деформацию системы А-К в точке приложения нагрузки измеряли датчиками перемещений, которые входят в состав испытательных машин серии TIRAtest. Точность измерения перемещений составляла 0.01мм.

Перемещения отдельных точек костных препаратов, АФ и ЭФ измеряли катетометром В-630 (цена деления 0.01 мм), отсчетным микроскопом МПБ-2 (0.05 мм), индикаторами часового типа ИЧ-10 (0.01 мм) или МИГ-1 (0.001 мм) и штангенциркулями с цифровой индикацией (0.01 мм). В качестве реперных точек использовали заостренные свободные концы коротких спиц, введенных в кость вблизи мест крепления АФ или ЭФ.

Выбор места размещения реперных точек зависит от характера перелома, конструкции АФ и вида прикладываемой нагрузки. Безусловно, эти точки должны размещаться возле места перелома кости, но более конкретно их место расположения может быть определено лишь после анализа предварительных экспериментов как место, где возникают наибольшие деформации.

По результатам измерения перемещений отдельных точек систем А-К рассчитывали величины их взаимных смещений. Эти величины определяли обычным сложением векторов перемещений в пространстве.

Систему координат выбирали таким образом: ось X совпадает с продольной осью кости; оси Y и Z перпендикулярны оси X; ось Y образована пересечением сагиттальной (делящей кость продольно на правую и левую половины) и горизонтальной (перпендикулярной продольной оси) плоскостей; ось Z образована пересечением фронтальной (делящей кость на переднюю и заднюю части) и горизонтальной плоскостей.

Задача определения суммарных перемещений каждой реперной точки системы А-К упрощается тем, что перемещения в направлении, перпендикулярном плоскости действия нагрузки, чаще всего малы по сравнению с перемещениями в других направлениях.

Способы закрепление препаратов. Как показала практика, одной из наиболее сложных проблем при экспериментальных исследованиях биомеханических систем является создание надежного контакта между элементами испытательного оборудования (нагружающие устройства, динамометры, измерители деформаций) и испытываемыми объектами. Это обусловлено в первую очередь несовершенством контакта металлических деталей с костной тканью.

Кратко охарактеризуем применяемые в наших исследованиях способы закрепления и испытания препаратов. Отметим при этом возможность использования для одного типа препарата нескольких способов закрепления, применение кото-

рых определяется видом прикладываемых нагрузок (растяжение, сжатие, изгиб или кручение).

Способ 1. Закрепление винтовым захватом.

Растяжение и сжатие большеберцовых костей. Для создания дистракционных (осевых растягивающих) и компрессионных (осевых сжимающих) нагрузок был изготовлен специальный захват в виде полого ступенчатого цилиндра (рисунок 1а). В стенках части цилиндра 1 большего диаметра, в которую вставляли кость, были просверлены 6 отверстий для закручивания винтов 2 с заостренными концами. Отверстия располагались в двух плоскостях, перпендикулярных к продольной оси захвата. Концы винтов при закручивании проникают в поверхностный слой кости 3 и закрепляют ее. Верхняя часть захвата 4 жестко прикреплена к динамометру 5 испытательной машины.

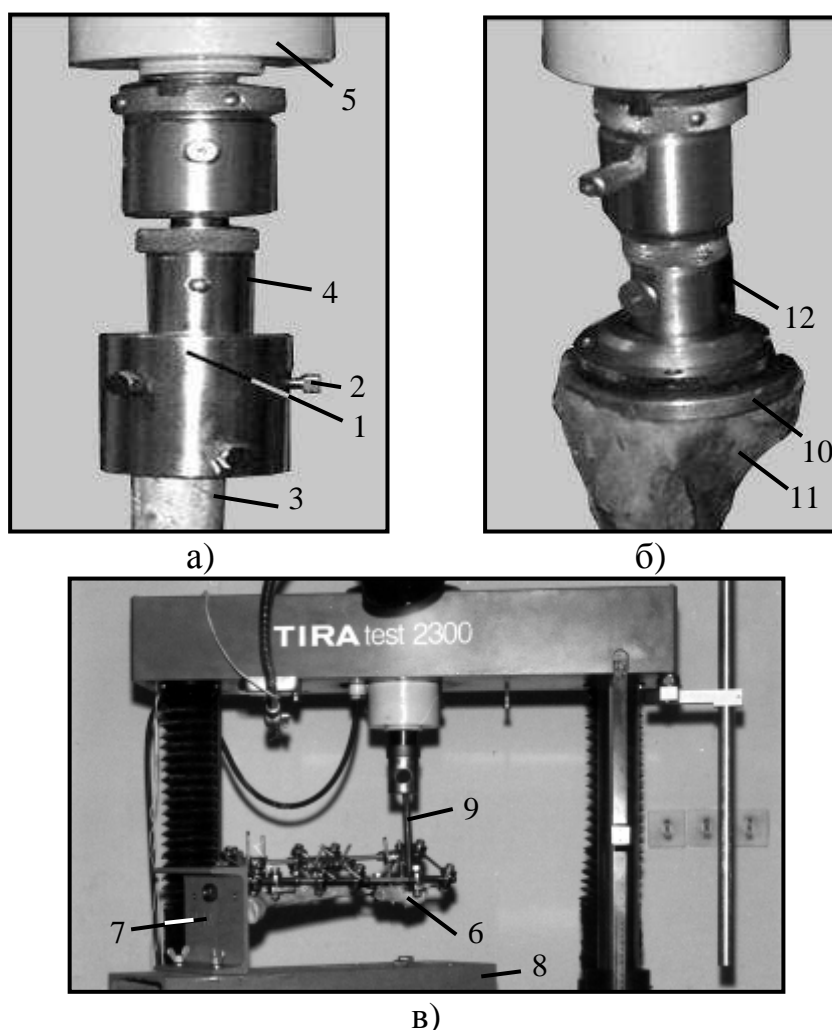


Рисунок 1 - Захват в виде полого цилиндра для передачи на кость дистракционных, компрессионных и изгибных нагрузок (а); тарельчатая пластина для создания компрессионных нагрузок (б); препарат (большеберцовая кость с закрепленным стержневым АФ), размещенный на рабочем столе испытательной машины (в).

Как показали предварительные эксперименты с использованием различных препаратов, при таком способе закрепления деформациями, возникающими в мес-

те закрепления, можно пренебречь по сравнению с деформациями самих образцов.

Изгиб большеберцовых костей. При испытаниях на изгиб препарат 6, закрепленный в захвате (рис.1а) горизонтально размещали на рабочем столе испытательной машины (рис.1в). стакан прикрепляли к вертикальной стойке 7, жестко связанной с подвижной траверсой 8. Нагрузку прикладывали к свободному концу кости через жесткий металлический стержень 9 вдоль осей Y или Z.

Способ 2. Передача нагрузки через тарельчатую пластину.

Сжатие большеберцовой кости. Для создания компрессионных (осевых сжимающих) нагрузок передачу усилий производили с помощью тарельчатой пластины 10 (рис.1б), которую с помощью самонарезных шурупов закрепляли на выровненном торце фрагмента кости 11. Усилия передавали через подвижный шарнир 12, который компенсировал возможную неперпендикулярность между осью нагрузки и плоскостью торца фрагмента кости.

Нагрузка костей стопы. Для приложения компрессионных нагрузок при испытаниях ЭФ, предназначенных для закрепления переломов таранной и пяточной костей (ЭФ типа 2), нижнюю часть стопы жестко крепили на подвижном столе испытательной машины. Для проведения экспериментов при различных углах наклона ступни между подвижным столом испытательной машины и подошвой стопы размещали наклонные платформы.

Способ 3. Четырехточечное закрепление.

Изгиб бедренной кости. Предварительными экспериментами установлено, что изготовление универсальных опор, надежно закрепляющих все испытываемые бедренные кости, невозможно. Это связано с индивидуальными формами поперечного сечения каждой кости. Опоры, которые надежно удерживают какую-либо одну кость при нагружении, не могут удержать другую кость.

Для фиксации указанных препаратов при действии изгибающих нагрузок были отформованы индивидуальные для каждой кости точечные опоры, которые изготавливали из костного цемента СЕМЕХ (Италия). Последовательность изготовления точечных опор изображена на рисунок 2(а - в).

Костный цемент с отвердителем перемешивали в пластиковом сосуде. После взаимной реакции смесь приобретает достаточную пластичность для создания опор любой формы. Приготовленную массу цемента делили на четыре равные части круглой формы и раскладывали на специальные шаблоны из плотной бумаги (рисунок 2а). Практика показала, что четырех опор достаточно для закрепления кости при испытаниях на изгиб.

Следующий этап – прижим незатвердевших опор к кости и их фиксация в этом положении в течение 5-8 минут (рисунок 2б и в). Затем опоры вместе с костью размещали между губками струбины, жестко прикрепленной к рабочему столу испытательной машины (рисунок 2г). Губки струбины могут взаимно поворачиваться на небольшой угол, что позволяет компенсировать непараллельность поверхностей кости.

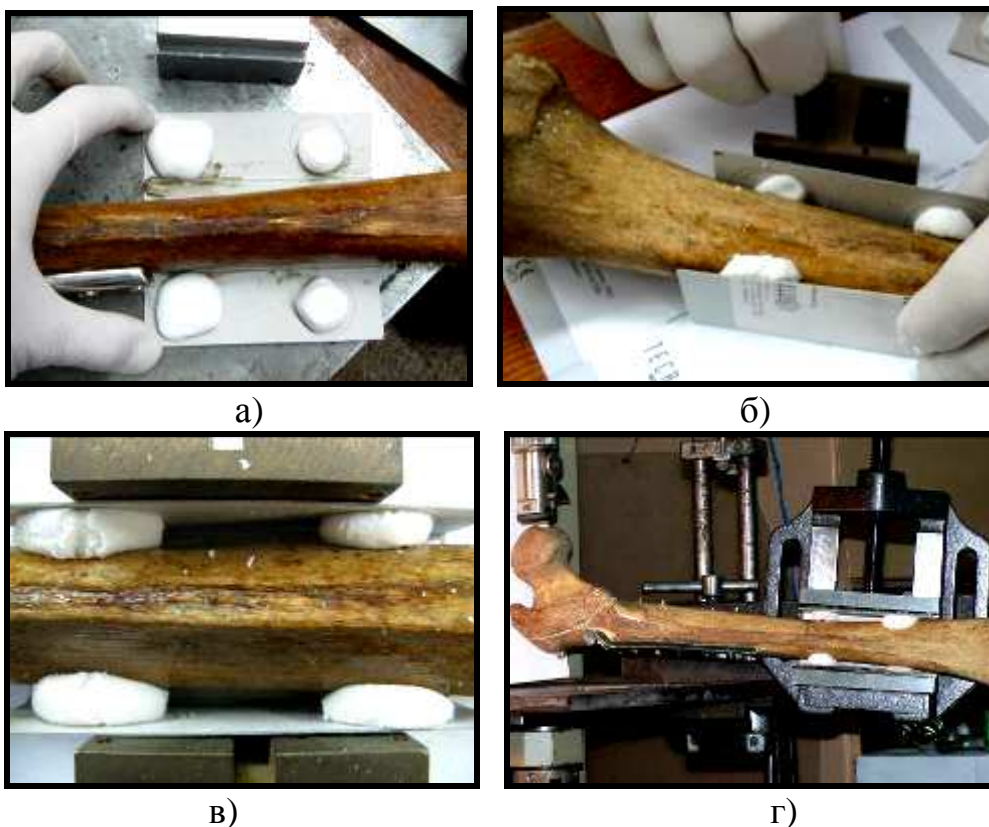


Рисунок 2 - Последовательность изготовления точечных опор (а, б, в); бедренная кость, закрепленная на рабочем столе испытательной машины (г).

Способ 4. Опора на профилированную платформу. Для равномерного распределения сил между отростками бедренных костей при осевых компрессионных нагрузках для каждого препарата индивидуально были изготовлены опоры из костного цемента, которые повторяли форму отростков (рисунок 3а). Перед изготовлением опоры кость устанавливали в вертикальное положение так, чтобы вертикальная линия проходила через верхнюю точку головки и через середину мышцелковой ямки дистального эпифиза кости.



Рисунок 3 - Формование нижней опоры для испытаний бедренной кости при компрессионных нагрузках (а); размещение препарата на рабочем столе испытательной машины (б).

После установки кости в вертикальном положении подготавливали поверхность, на которой будет формироваться опора. После замешивания цементной массы ею заполняли пластмассовую круглую емкость диаметром немногим больше размеров отростков нижней части кости. 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 (рисунок 3б) и производили испытания при компрессионных нагрузках.

Способ 5. Передача растягивающей нагрузки через тяги.

Межфаланговые и пястно-фаланговые суставы кисти. В качестве примера на рисунке 4 изображена система передачи нагрузок при испытаниях ШДА, применяемых для лечения суставов пальцев руки.

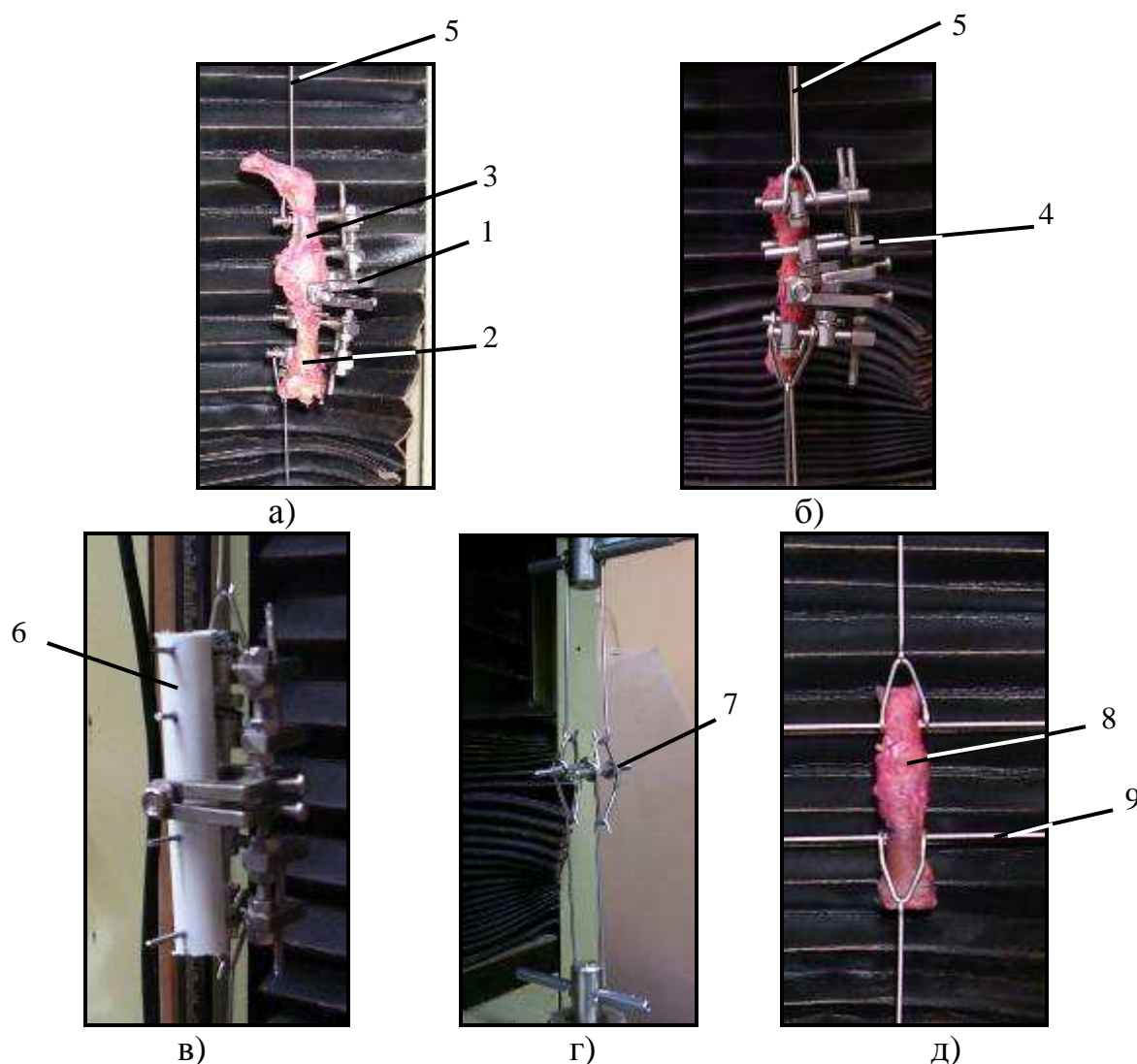


Рисунок 4 - Аппарат односторонней фиксации, закрепленный на пястно-фаланговом суставе (а); аппарат двухсторонней фиксации, закрепленный на проксимальном межфаланговом суставе (б); жесткое тело с закрепленным на нем АФ (в); тяги с жесткими стержнями (г); пястно-фаланговый сустав с тягами (д).

Для воспроизведения физиологических нагрузок односторонний ШДА 1 крепили на сегменте, состоящем из пястной кости 2 и проксимальной фаланги 3. Двусторонний ШДА 4 был закреплен на сегменте, включающем проксимальную и среднюю фаланги. Аппараты закрепляли на фалангах и на пястной кости с помощью стальных спиц.

Локтевой и голеностопный суставы. Способ передачи нагрузок при испытаниях ШДА, применяемых для лечения локтевых и голеностопных суставов, принципиально не отличается от приведенного выше способа. Отличия заключаются только в размерах тяговых элементов, в величинах нагрузок и деформаций суставов (рисунок 5).



а)



б)

Рисунок 5 - Локтевой (а) и голеностопный суставы (б) с элементами фиксации при испытаниях.

Методики испытаний.

Закрепленные вышеописанными способами системы А-К подвергали деформированию и одновременно измеряли перемещения различных точек объектов. Результаты испытаний подробно описаны в работах [1 - 6] и в сокращенном виде приведены в таблице 2. Типы АФ обозначены в соответствии с таблицей 1.

В качестве основной характеристики систем А-К приняты удельные деформации (смещения) как отношения величин абсолютных перемещений характерных точек объекта к действующей нагрузке.

СТАВФ типа 1. На большеберцовых костях производили поперечную остеотомию (моделировали простые поперечные и сложные сегментарные переломы). После этого выполняли остеосинтез с помощью СТАВФ различных типов с использованием стержней, изготовленных из нержавеющей стали.

Один конец большеберцовой кости с закрепленным СТАВФ фиксировали способом 1 с помощью винтового захвата. Препарат располагали горизонтально на подвижном столе испытательной машины и подвергали изгибу. Нагрузку прикла-

дывали к свободному концу кости через стальной стержень, прикрепленный к динамометру машины.

Таблица 2 - 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 консолюдно закрепленной кости в сагиттальной плоскости, 20 ... 100 Н	3.45 / 2.35	поперечные переломы / сегментарные переломы
	односторонний двухплоскостной		1.86 / 1.18	
	двухсторонний одноплоскостной		0.89 / 0.86	
	двухсторонние 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
Голеностопный сустав			16.7 / 1.63	

В процессе испытаний измеряли величины взаимных перемещений отломков кости. В таблице 2 (раздел 1) приведены величины модулей суммы векторов смещений костных отломков, рассчитанных по способу [2], по отношению к приложенной нагрузке.

ЭФ типа 2. Переломы таранной (надпяточной) и пяточной костей моделировали путем поперечной остеотомии [3, 4]. Фиксацию отломков производили спица-

ми Киршнера, диаметром 2 мм, самонарезными полыми винтами (для таранной кости), специальными пяточными зубчатыми пластинами (для пяточной кости) и аппаратом Илизарова.

Препарат (стопу с ЭФ и частью большеберцовой кости) устанавливали вертикально на подвижной стол испытательной машины. Подошву стопы фиксировали струбцинами для предотвращения горизонтальных смещений. Нагрузку на стопу передавали через большеберцовую кость и закрепленный на ней винтовой захват (крепление способом 1). По результатам измерения перемещений реперных точек отломков таранной и пяточных костей были рассчитаны их удельные смещения (таблица 2, раздел 2).

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

Нагрузку прикладывали к головке бедренной кости (или к эндопротезу, который ее заменял) в плоскости Y_0X или вдоль продольной оси кости. В процессе испытаний измеряли суммарные перемещения точки приложения нагрузки и взаимные смещения отломков костей (таблица 2, раздел 3).

Системы А-К с ШДА типа 4. Анатомические препараты растягивали с помощью тяг диаметром 2 мм, изготовленных из нержавеющей легированной стали.

Для определения деформационных характеристик систем А-К типа 4 (таблица 2, раздел 4) верхнюю часть препарата прикрепляли к динамометру испытательной машины, а нижнюю часть – к ее подвижной траверсе (рисунок 4а, б). Перед испытанием в системе А-К с присоединенными тягами 5 создавали предварительную растягивающую нагрузку 10 Н для снятия возможных неровностей тяг и устранения люфтов в нагружающей системе.

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 (биологический объект – АФ – тяги) является суммой деформаций указанных частей системы.

Для определения суммарной деформации АФ и системы тяг биологический препарат заменяли жестким телом, в качестве которого использовали металлопластиковую трубку 6 (рисунок 4в). Средний диаметр и толщина алюминиевого слоя трубки составляли 14 и 1.2 мм соответственно. Закрепление АФ на жестком теле производили аналогично креплению на биологическом препарате. В дальнейшем из суммарной деформации всей системы (биологический объект – АФ – тяги) вычитали деформацию системы с закрепленным жестким телом и, таким образом, определяли деформацию АФ с тягами.

Для определения деформации тяг препарат (биологический объект – АФ) заменяли стальными стержнями 7 диаметром 8 мм (рисунок 4г), деформации которых можно считать пренебрежимо малыми по сравнению с деформациями препарата.

Из суммарной деформации системы "жесткое тело – АФ" вычитали деформацию тяг и, таким образом, определяли собственную деформацию АФ.

Деформации системы "сустав – тяга" определяли отдельно, закрепляя биологический объект 8 на спицах 9, продетых сквозь фаланги на расстоянии 10-12 мм от суставов (рисунок 4д). Вычитая из деформации указанной системы деформацию тяг, полученную ранее, получали собственную деформацию суставов.

Примененная методика последовательного разделения деформаций позволила в дальнейшем устанавливать соотношения между деформациями АФ и межфаланговых суставов для определения пределов дозированного разведения суставных поверхностей с помощью ШДА для профилактики разрушения связочного аппарата верхних конечностей пациентов.

Системы А-К с ШДА типа 5. Этапы испытаний и методика разделения деформаций ШДА [5,6], применяемых для локтевых и голеностопных суставов, аналогичны описанным выше этапам и методике. Результаты измерений деформаций приведены в таблице 2 (раздел 5).

Библиографический список

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

2. Шидловский Н.С., Шпак Д.Е., Лакша А.М. Методы биомеханических испытаний стержневых аппаратов внешней фиксации. // Надежность и долговечность механизмов, элементов конструкций и биомеханических систем. Материалы международной научно-технической конференции. – Севастополь, 5-8 сентября 2006. – С. 196–198.

3. Нікітін П.В., Лакша А.М., Шидловський М.С. Визначення та порівняння жорсткості фіксації перелому таранної кістки при використанні різних методик різних методик остеосинтезу (експериментальне дослідження). // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2004, №4. – С. 44–49.

4. Нікітін П.В., Лакша А.М., Шидловський М.С. Натурне дослідження жорсткості різних типів оперативної фіксації п'яткової кістки при внутрішньосуглобових переломах (експериментальне дослідження). // Літопис травматології та ортопедії. – 2004, № 1–2. – С. 16–20.

5. Шидловський М.С., Шпак Д.Ю., Лакша А.М., Бур'янов О.А. Біомеханічні особливості шарнірно-дистракційних систем зовнішньої фіксації для відновлення функцій плече-ліктьового суглоба. // Надёжность и долговечность механизмов, элементов конструкций и биомеханических систем. Материалы международной научно-технической конференции. – Севастополь, 5-8 сентября 2005. – С. 208-211.

6. Бур'янов О.А., Лакша А.М., Шидловський М.С., Шпак Д.Ю. Методичні підходи до розробки шарнірно-дистракційних систем зовнішньої фіксації для відновлення функцій ліктьового суглоба. // Проблеми військової охорони здоров'я. Збірник наукових праць Української Військово-медичної академії. Вип.17. – Київ. – 2006. – С. 458–467.