

О МЕТОДАХ ИССЛЕДОВАНИЯ СИСТЕМ ОСТЕОСИНТЕЗА КОНЕЧНОСТЕЙ ЧЕЛОВЕКА

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.

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.

Введение. Одной из задач травматологии и ортопедии является разработка новых и совершенствование известных методов лечения сложных переломов конечностей пострадавших [1 – 4 и др.]. Как правило, при возникновении таких переломов применяют оперативное лечение, которое, в отличие от консервативного (не хирургического), является более эффективным.

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.

В последнее время для скрепления отломков костей начато применение эндопротезов, ранее используемых исключительно для замены поврежденных суставов.

Учитывая разнообразие терминов, применяемых в литературе для обозначения систем крепления и их составных частей, в данном сообщении будем использовать терминологию, принятую в работах [5–6]:

- 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.

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.

В связи с этим исследование характеристик жесткости АФ и ЭФ различных типов является одной из важных задач биомеханики.

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

Применение экспериментальных методов обусловлено также необходимостью обязательной проверки расчетных методов на натуральных биологических объектах для подтверждения полученных результатов.

В наших предыдущих сообщениях [5 и др.] опубликованы данные 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. После моделирования переломов последние скреплялись различными ЭФ и 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.

Общая схема исследований. Испытания систем остеосинтеза конечностей человека проведены нами по единой схеме, изображенной на рис.1.

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	

Первый этап - анализ объектов (рис.2). На этом этапе самым главным является активное сотрудничество с хирургами – травматологами, которые определяют номенклатуру испытываемых объектов, направление и характер действующих нагрузок.

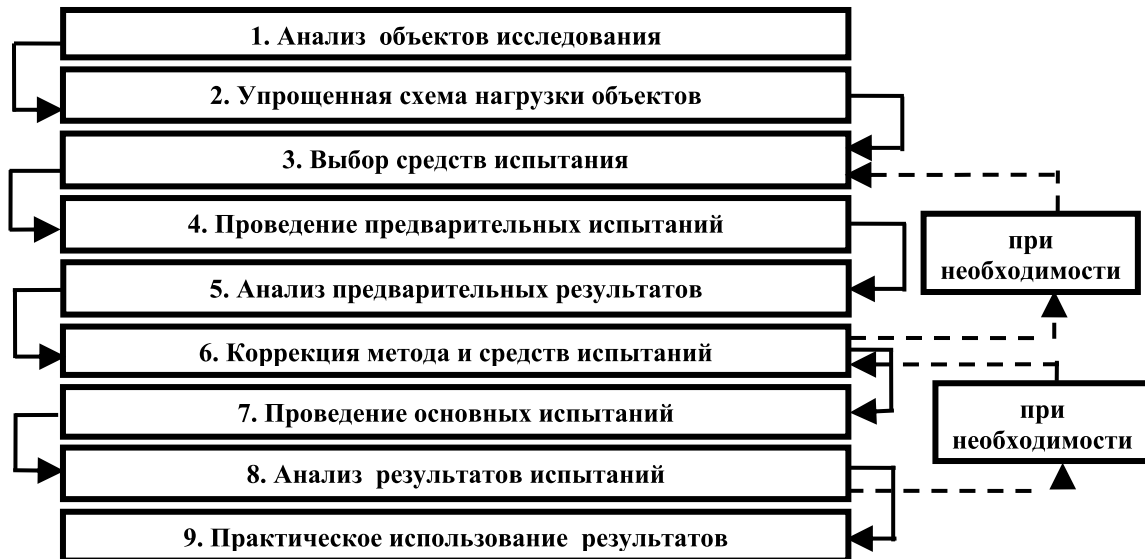


Рис. 1. Схема определения биомеханических характеристик систем остеосинтеза



Рис. 2. Анализ объектов исследования перед проведением испытаний

Второй, подготовительный, этап (рис.3) состоит в оценочном испытании при нагрузках, которые могут быть реализованы достаточно просто, без создания усложненных систем. На этом этапе мы не обращаем внимание на несовершенства упрощенного способа крепления объекта и на возможные значительные деформации, которые возникают в этом случае в месте крепления.

Измерение деформаций объекта и определение наиболее "проблемных" мест на этом этапе желательно производить как можно более простыми средствами. Самое главное – это выбор реперных точек и их правильное размещение.

На рис.4 в качестве примера дана упрощенная схема испытаний малоберцовой кости на изгиб. На фотоснимках видно развитие (раскрытие) перелома, скрепленного фигурной пластиной. На основании такого упрощенного испытания делается вывод о рациональном размещении реперных точек. В качестве последних в данном случае использовали хирургические шурупы.

Способы закрепление препаратов. Следующий этап – выбор средств испытаний, в первую очередь - выбор способа крепления объекта, выбор устройства передачи нагрузки и выбор систем для измерения перемещений.

На основании проведенных экспериментальных работ, обобщая результаты исследований достаточно большого количества типов испытанных объектов, нами сформулированы основные требования к средствам закрепления систем А-К при испытаниях на изгиб, сжатие и кручение: 1. обеспечение малых деформации в местах крепления по сравнению с деформациями препарата; 2. стабильность величины деформаций в креплениях при многократных нагрузках; 3. возможность

контроля деформаций в месте контакта крепления с препаратом; 4. возможность позиционирования препарата при установке на испытательной машине; 5. малая масса, существенно меньшая массы препарата; 6. небольшие габариты (обеспечение доступа средств измерения перемещений к объектам).



Рис. 3. Схема упрощенного (оценочного) испытания.

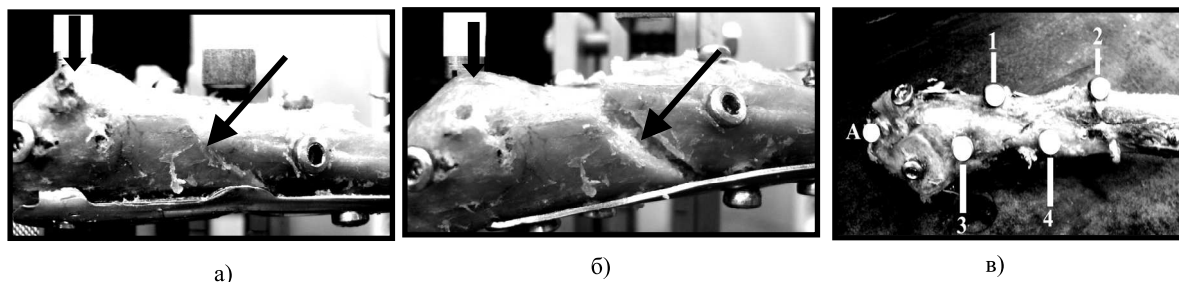


Рис. 4. Упрощенная схема нагрузки малоберцовой кости и предварительный анализ перемещений: а) действие малых нагрузок, появление смещений отломков; б) максимальная нагрузка, максимальное смещение отломков; в) размещение реперных точек. А - точка приложения нагрузки при изгибе и сжатии препарата.

В работе [6] подробно описаны способы закрепления, применяемые в наших исследованиях. Здесь кратко охарактеризуем каждый вид закрепления и укажем их основные преимущества и недостатки.

Способ 1. Закрепление винтовым захватом. Этот способ можно применяться при испытаниях бедренных и большеберцовых костей при растяжении сжатии и изгибе. При таком способе за счет регулировки винтов с конусными головками можно добиться малых деформаций в месте контакта. При многократных нагрузках этот способ показывает низкое качество закрепления ввиду расшатывания места контакта винтов с костью.

При испытаниях на изгиб препарат, закрепленный в захвате, горизонтально размещали на рабочем столе испытательной машины. Нагрузку прикладывали к свободному концу кости через жесткий металлический стержень вдоль вертикальной оси.

Способ 2. Передача нагрузки через тарельчатую пластину. Этот способ хорошо зарекомендовал

себя при испытаниях на сжатие большеберцовой кости с переломами, зафиксированными АФ типа 1 (табл.1). Для создания компрессионных (осевых сжимающих) нагрузок передачу усилий производили с помощью тарельчатой пластины, которую с помощью самонарезных шурупов закрепляли на выровненном торце фрагмента кости.

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.

Способ 3. Четырехточечное закрепление. Этот способ проверен при испытаниях на изгиб бедренной кости с элементами внутренней фиксации типа 3 (табл.1). Используются четыре опоры, изготавливаемые из костного цемента индивидуально для каждого препарата. Они располагаются попарно друг напротив друга, прижимаются струбциной, закрепленной на рабочем столе испытательной машины, и создают достаточно жесткое консольное закрепление. Нагрузка на систему ЭФ - кость передается через головку бедренной кости.

Способ 4. Опора на профилированную платформу. Этот способ также как и предыдущий апробирован при испытаниях бедренных костей с различными ЭФ (тип 3 в соответствии с табл.1). Опоры изготавливали индивидуально для каждого препарата из костного цемента. Образец при испытаниях располагали вертикально, сжимающую нагрузку передавали через головку бедренной кости или через эндопротез, фиксирующий перелом. Этот способ дает минимальную деформацию в местах контакта и показывает высокую стабильность при действии циклических нагрузок.

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 системами ШДА (табл.1, тип 4 и 5). В качестве примера на рис.5 изображена схема передачи нагрузок при испытаниях ШДА, применяемых для лечения суставов (1) пальцев руки.

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

В качестве тяг (4) использовали изогнутые стержни диаметром 2 мм, изготовленных из нержавеющей легированной стали, одним концом закрепляемые в захватах испытательной машины. В каждом испытании использовали четыре тяги, расположенные симметрично (рис.5). Этапы измерений этим способом описаны далее в разделе "результаты испытаний".

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.

Испытательное оборудование. Испытательные средства для исследования биомеханических систем А-К при испытаниях на изгиб, сжатие и кручение должны, на наш взгляд, удовлетворять следующим требованиям: 1. диапазон нагрузок до 2000 Н; 2. диапазон скоростей деформирования до 500 мм/мин; 3. возможность визуального контроля нагрузок и деформаций в процессе испытаний; 4. возможность реализовывать различные программы нагружения, включая циклически изменяющиеся нагрузки; 5. возможность позиционирования препарата при установке на испытательной машине; 6. малые деформации узлов нагружающего устройства при испытаниях; 7. возможность широкого обзора исследуемого объекта.

Практически все работы выполнены с помощью двух испытательных машин серии TIRA-test (производство Германии). Как показала многолетняя практика исследований в области биомеханики систем А-К, испытательные машины этой серии удовлетворяют практически всем приведенным выше требованиям. Нагружающая и измерительная системы машин позволяют записывать диаграммы деформирования при растяжении, сжатии и изгибе, производить циклическое деформирование образцов, регистрировать процессы релаксации напряжений и ползучести, производить измерение твердости костных тканей, осуществлять различные программы нагружения и деформирования.

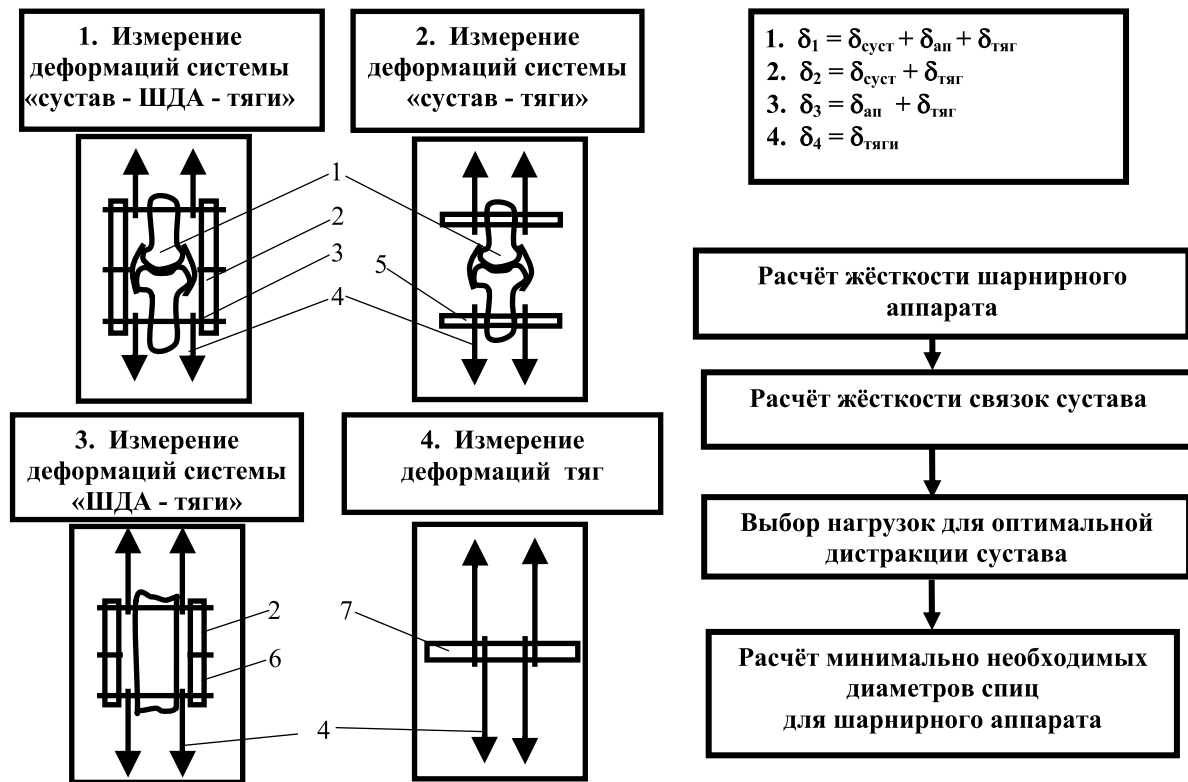


Рис. 5. Схема определения характеристик жесткости системы "сустав - ШДА".

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".

Одно из существенных достоинств указанных испытательных машин - это возможность монтажа различных объектов (натурных биомеханических систем, элементов крепления, механических и оптических индикаторов перемещения, фото- и вебкамер) на съемных платформах.

Широкий диапазон скоростей перемещений подвижной траверсы этих машин (0.5 ... 1000 мм/мин) позволяет производить испытания препаратов в режимах, соответствующих реальным условиям деформирования биологических объектов.

Измерение деформаций. Вывод о надежности работы систем фиксации переломов производится, как правило, на основе анализа взаимных перемещений точек кости при нагрузках. При этом часто возникают проблемы с размещением измерительного средства и крепления его к объекту испытаний. Здесь основную роль играют особенности поверхности кости и необходимость позиционирования датчика для измерения перемещения разных точек объекта.

При выборе способов измерения перемещений мы учитывали следующие требования. Средства измерения должны обеспечивать: 1. оперативность крепления к объекту; 2. простоту крепления; 3. малый вес (при креплении прибора непосредственно к испытываемому препарату); 4. малую инерционность; 5. возможность быстрой регистрации показаний в ручном и программированном режимах нагружения; 6. возможность оперативного позиционирования в процессе проведения испытаний. Желательно отсутствие непосредственного механического контакта прибора с исследуемым объектом.

В большинстве наших опытов для измерения деформаций (перемещений) использовали индикаторы часового типа ИЧ-10 (точность измерения 0.01 мм), МИГ-1 (0.001 мм), катетометр В-630 (точность не ниже 0.01 мм) и штангенциркуль с цифровой индикацией (0.01 мм). Все они в той или иной степени удовлетворяют перечисленным требованиям, однако каждый из этих приборов имеет ряд недостатков.

Индикаторы часового типа наряду с высокой надежностью и простотой в обращении обладают относительно большими размерами. Поэтому установка нескольких индикаторов для измерения перемещений ряда точек объекта одновременно затруднительна. Кроме того, ножка индикатора создает дополнительную нагрузку на образец, что может привести к искажению результатов.

Оптические приборы имеют большое преимущество – отсутствие контакта с препаратом при измерениях. В то же время эти приборы весьма неудобны в обращении, что существенно снижает оперативность регистрации показаний.

Штангенциркуль с цифровой индикацией можно использовать только в предварительных (оценочных) испытаниях. Это связано с невозможностью его стационарного закрепления на объекте или на рабочем столе испытательной машины. При ручном измерении возникает повышенный разброс результатов измерений.

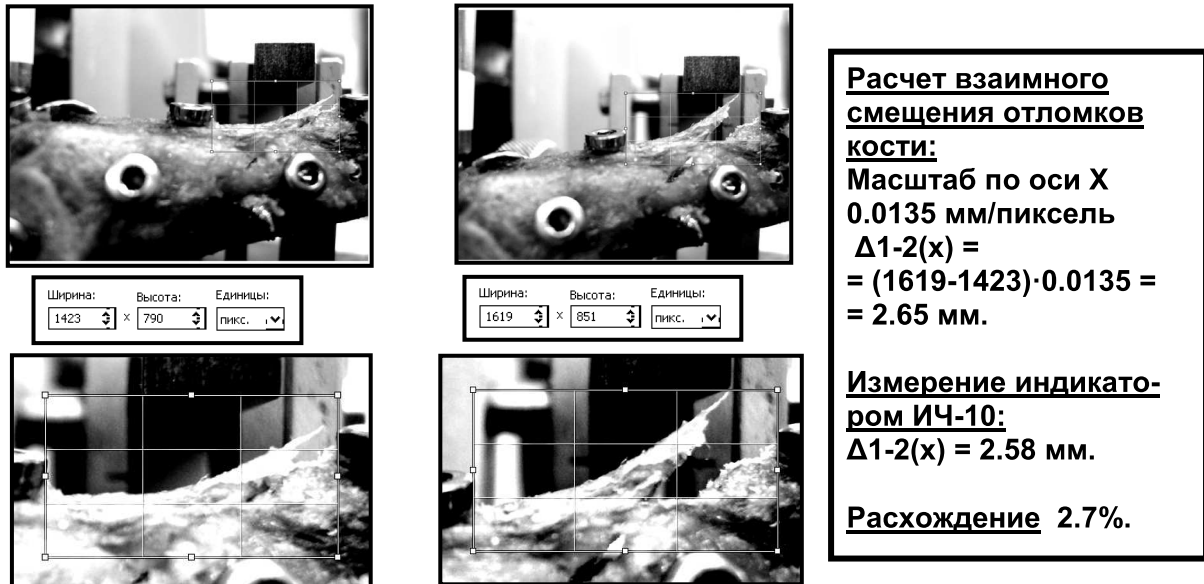


Рис. 6. Измерение перемещений отломков кости с помощью цифровой фотокамеры.

В последнее время нами применяются способы регистрации перемещений точек биологических объектов с помощью цифровых фото- и видеокамер. Перед объектом на рабочем столе испытательной машины жестко закрепляли камеру. В процессе испытания производили фото- или видеосъемку препарата, включая реперные точки. Изображение в цифровом виде помещали в компьютер. Используя стандартную систему управления цифровым изображением, реперные точки совмещали с границами управляющей рамки и определяли высоту и ширину этой рамки. Зная масштабный коэффициент, можно определить взаимное перемещение реперных точек в миллиметрах. Масштаб определяли путем съемки эталонной мерной плитки в аналогичных условиях.

На рис.6 приведен пример определения взаимного смещения отломков малоберцовой кости при изгибе. На этом рисунке, на фото справа изображена ненагруженная малоберцовая кость, на фото слева - та же кость при изгибающей нагрузке 50 Н (изгибающий момент 1.3 Н·м). На фото сверху - объект с реперными точками (медицинские шурупы), на фото внизу - управляющая рамка. Верхняя граница рамки совмещена с эталонной мерной плиткой, нижняя - с одной из реперных точек.

Приведены результаты сравнения с измерением этого же перемещения индикатором часового типа. Расхождение составляет несколько процентов, что вполне приемлемо для подобного рода измерений.

Весьма существенным преимуществом этого способа является возможность регистрации временных процессов, например развитие деформаций при действии длительных нагрузок, включая циклически изменяющиеся (имитация ходьбы).

Результаты испытаний описаны в работах [5, 6] и в сокращенном виде приведены в табл.2. Типы АФ обозначены в соответствии с табл.1.

В качестве основной характеристики систем А-К приняты удельные деформации (смещения) как отношения величин абсолютных перемещений 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 с помощью винтового захвата (закрепление способом 1). Препарат располагали горизонтально на подвижном столе испытательной машины и подвергали изгибу. Нагрузку прикладывали к свободному концу кости через стальной стержень, прикрепленный к динамометру машины. В процессе испытаний измеряли величины взаимных перемещений отломков кости. В табл.2 (раздел 1) приведены величины модулей суммы векторов смещений костных отломков, рассчитанных по способу [6], по отношению к приложенной нагрузке (удельная деформация).

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 консольно 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	
	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)				
Большеберцовая 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	

ЭФ типа 2. Фиксацию отломков производили спицами 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 подвижный стол испытательной машины. Нагрузку на стопу передавали через большеберцовую кость и закрепленный на ней винтовой захват (закрепление способом 1). По результатам измерения перемещений реперных точек отломков таранной и пяточных костей были рассчитаны их удельные смещения (табл.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. Препараты закрепляли на подвижном столе испытательной машины в горизонтальном (способ 3) или в вертикальном (способ 4) положениях. Нагрузку прикладывали к головке бедренной кости (или к эндопротезу, который ее заменял) в плоскости YoX или вдоль продольной оси кости. В процессе испытаний измеряли суммарные перемещения точки приложения нагрузки и взаимные смещения отломков костей (табл.2, раздел 3).

Системы А-К с ШДА типа 4. В соответствии со схемой, представленной на рис.5, испытания систем этого типа выполняли в 4 этапа.

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 δ_1 является суммой деформаций ее составляющих частей.

Этап 2. Деформации системы "сустав – тяга" δ_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" δ_3 биологический препарат заменяли жестким телом, в качестве которого использовали металлопластиковую трубку. Средний диаметр и толщина алюминиевого слоя трубки составляли 14 и 1.2 мм соответственно. Закрепление ШДА на жестком теле производили аналогично закреплению на биологическом препарате.

Этап 4. Для определения деформации тяг δ_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 δ_4 из деформаций δ_2 и δ_3 соответственно.

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 табл.2 (раздел 5).

Заключение. 1. Клинические исследования указанных систем А-К достаточно хорошо подтверждают результаты биомеханических испытаний, что дает право рекомендовать описанные выше методы для оперативной оценки качества новых АФ и ЭФ переломов конечностей.

2. Разработанные методы исследования систем остеосинтеза конечностей являются достаточно универсальными и могут применяться, например, для оценки качества систем фиксации переломов челюсти человека.

3. Применение цифровой фото- и видеосъемки при исследованиях механических, в том числе реологических, свойств систем А-К является, на наш взгляд, наиболее перспективным методом исследований механики травмированных конечностей и других биомеханических систем.

Список литературы

1. Анкин Л.Н. Практика остеосинтеза и эндопротезирования. / Анкин Л.Н., Анкин Н.Л. – Киев: Производственное издание. 1994. – 302с.
2. Анкин Л.Н. Практическая травматология. Европейские стандарты диагностики и лечения. / Анкин Л.Н., Анкин Н.Л. – М.: Книга-плюс, 2002. – 480 с.
3. 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.
4. Haidukewych G.J., Berry D.J. – *Journal of Bone and Joint Surgery America*. – 2003. – May. – 85-A(5). – P. 899-904.
5. 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.
6. Шидловський М.С. Методи експериментальних досліджень систем фіксації, що використовуються для лікування пошкоджень кісток та суглобів / Шидловський М.С., Лакша А.М., Бур'янов О.А. // Динаміка, надійність і довговічність механічних і біомеханічних систем і елементів їх конструкцій. Матеріали міжнародної науково-технічної конференції. – Севастополь, 8-11 вересня 2009. – С. 88–96.