

УДК 621:620.1.05 (031)

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

Национальный технический университет Украины "КПИ", г.Киев

Ю.Н. Литун, аспирант,

Национальная медицинская академия последипломного образования

им.П.Л.Шупика, г.Киев

Д.В. Ковалев, магистр,

Национальный технический университет Украины "КПИ", г.Киев

E-mail: n_shidlovsky@ukr.net

БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ОСОБЕННОСТЕЙ ДЕФОРМИРОВАНИЯ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ ЧЕЛОВЕКА ПОД ДЕЙСТВИЕМ ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ НАГРУЗОК С УЧЕТОМ АНАТОМИЧЕСКОГО ПОЗИЦИОНИРОВАНИЯ СТОПЫ

Описан метод и экспериментальное оборудование для проведения измерений деформационных характеристик нижних конечностей человека при действии осевых нагрузок. Проведены исследования развития деформаций препаратов с неповрежденной малоберцовой костью и после моделирования переломов. Рассмотрено влияние положения стопы относительно голени на стабильность голеностопного сустава при действии компрессионных нагрузок.

Ключевые слова: *биомеханика, нижние конечности, системы остеосинтеза, деформации.*

Введение (состояние вопроса). Совершенствование 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.

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).

Анализ последних исследований. Для решения проблемы оптимизации СО костей голени необходимо в первую очередь ответить на ряд вопросов, связанных с функционированием этих элементов ОДА с учетом их взаимодействия. Несмотря на многолетние исследования анатомов и клиницистов, даже такой, на первый взгляд, простой вопрос как определение основных анатомических функций малоберцовой кости (МБК) в настоящее время остается дискуссионным

[1]. Ряд исследований показывает, что основная функция МБК - статическая, а сама МБК служит только "замком", латеральной колонной для голеностопного сустава (ГСС) и местом прикрепления некоторых мышц стопы. Существуют также предположения, что основная функция малоберцовой кости - нагрузочная, а нарушение ее функции может возникнуть вследствие резекции [2, 3]. На основе литературных данных практически не возможно без проведения дополнительных экспериментальных исследований производить дальнейшие усовершенствования методов хирургического лечения нижних конечностей человека и оптимизировать конструкции средств фиксации переломов.

Цель работы – разработать и апробировать методы измерения деформаций и взаимных перемещений, возникающих в процессе действия внешних нагрузок на нижние конечности человека. При этом возможно позиционирование стопы в различных анатомических положениях относительно голени (углы наклона и ротации) с одновременным действием длительных и циклически прикладываемых нагрузок. Метод обеспечивает натурные испытания неповрежденных препаратов и объектов с повреждениями костей или суставов. Все это создаст экспериментальную базу для проведения комплексных исследований СО нижних конечностей человека.

Основные методические проблемы. Применявшиеся в предыдущих исследованиях системы нагрузки и измерения перемещений точек биопрепаратов [4-6] обладали рядом существенных недостатков.

1. Для каждого препарата необходимо изготавливать индивидуальные приспособления для проведения конкретного вида экспериментов. Так, для установки стопы (или другого анатомического элемента) в заданное положение разрабатывали специальные платформы или другие элементы крепления, что приводило к существенным затратам времени.

2. Измерение перемещений и деформаций производили с помощью индикаторов часового типа (ИЧ-10, 1МИГ и др.) или штангенциркулями с цифровой индикацией. Применение механических индикаторов не позволяло измерять перемещения нескольких точек препарата одновременно. Это связано с топографическими особенностями биопрепаратов и невозможностью одновременно устанавливать несколько индикаторов на объект исследований.

Визуальная регистрация показаний индикаторов, в свою очередь, приводит к потерям времени в эксперименте, снижает точность измерения, особенно при наличии вязкоупругих (временных) эффектов, сопровождающих процесс нагружения.

Использование для измерения перемещений штангенциркулей или микрометров приводит к весьма большим инструментальным ошибкам за счет неизбежных изменений положения измерителя при его мануальной фиксации.

3. Для регистрации кривых ползучести и релаксации усилий необходимо создавать довольно сложные системы измерений с обязательным наличием записывающего прибора. Последний обладает определенной инертностью, что приводит к существенным погрешностям, особенно в начальный период процесса.

Анатомические положения стопы. Для однозначной идентификации положений стопы относительно костей голени воспользуемся терминологией, принятой в анатомии (таблица 1).

Таблица 1 – Анатомические положения и движения стопы

Наименование положения и обозначение движения на рисунке 1	Анатомическая плоскость, в которой совершается движение	Характеристика движения
подошвенное сгибание (а)	сагиттальная – плоскость, делящая конечность на правую и левую половины	пальцы ног направлены вниз
дорсальное сгибание, дорзифлексия (b)		пальцы ног направлены вверх
пронация (с)	фронтальная – плоскость, делящая конечность на переднюю и заднюю половины	поворот стопы наружу, подошвы отворачиваются друг от друга, наружный край стопы поднимается
супинация (d)		поворот стопы внутрь, подошвы направляются друг к другу, наружный край стопы опускается
эверсия (е)	горизонтальная – подошвенная плоскость (ротация):	ротация стопы наружу, большие пальцы стоп отдаляются
инверсия (f)		ротация стопы внутрь, большие пальцы стоп сближаются

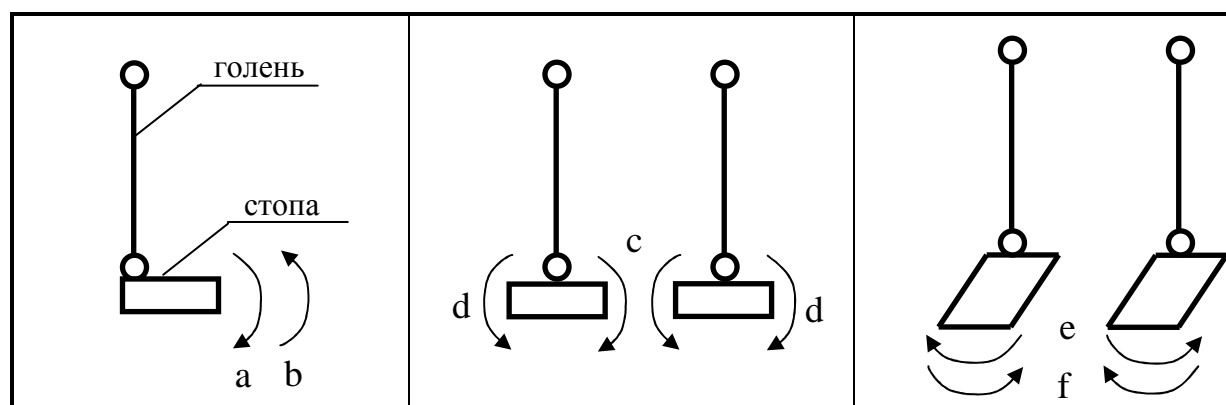


Рисунок 1 – Анатомические движения стопы относительно голени: а – подошвенное сгибание; б – дорсиальное сгибание; с – пронация; d – супинация; е – эверсия; f – инверсия

Испытательное оборудование. Блок-схема установки для исследования биомеханических свойств нижних конечностей человека представлена на рисунке 2. Система состоит из основных частей, взаимно связанных друг с другом.

1. Препарат, закрепленный на устройстве для фиксации угла наклона и ротации стопы. Подошва стопы с помощью медицинских шурупов прикреплена к верхней подвижной пластине, которая может изменять угол наклона относительно промежуточной пластины (рисунок 3).

Для изменения угла наклона служат четыре резьбовых стержня, неподвижно закрепленные по углам промежуточной пластины в вертикальном положении (рисунок 4). Верхняя пластина через шайбы с наклонными торцами опирается на гайки, расположенные на разных уровнях стержней. 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, если проксимальную часть большеберцовой кости закрепить неподвижно, то путем поворота промежуточной пластины можно установить необходимый угол эверсии или инверсии стопы в ГСС. При дальнейшей компрессионной нагрузке препарата этот угол сохраняется постоянным.

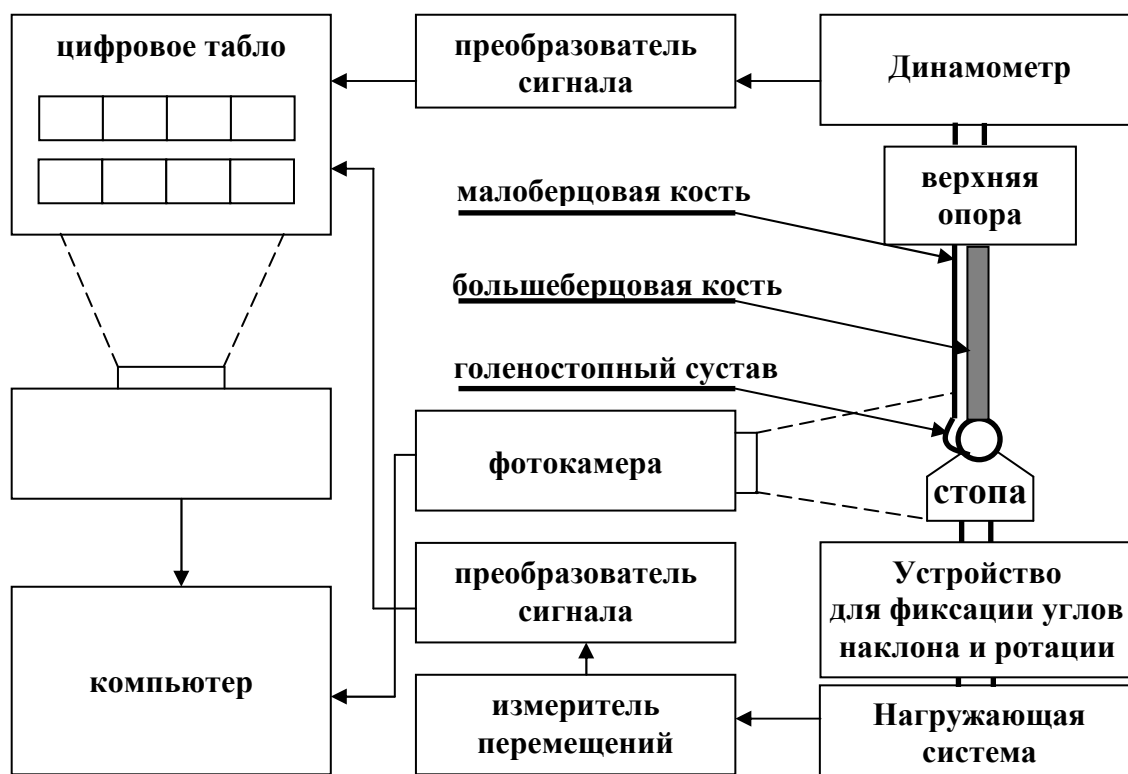


Рисунок 2 – Блок-схема системы для исследования биомеханических характеристик нижних конечностей

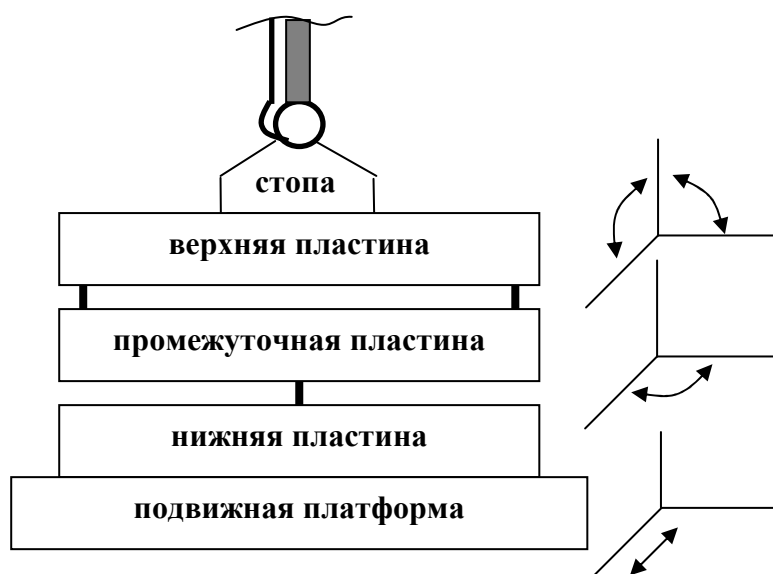


Рисунок 3 – Блок-схема устройства для фиксации углов наклона и ротации стопы

Нижняя пластина прикреплена к подвижной платформе (каретке с роликами), которая при необходимости может перемещаться относительно рабочего стола испытательной машины в сагиттальной плоскости испытываемой конечности под действием изгибающей нагрузки. Все три пластины изготовлены из листовой стали толщиной 3 мм.

Таким образом, описанное устройство позволяет испытывать нижнюю конечность человека при различных положениях стопы (таблица 2):

- в нейтральном положении (рисунок 4а);
- в положении подошвенного сгибания и дорзифлексии (рисунок 4б и 4в);
- в положении пронации или супинации (рисунок 4г);
- в положении эверсии или инверсии.

Закрепленный в таком положении голеностоп размещается на подвижном столе испытательной машины TIRA-test 2151.



а)



б)



в)



г)

Рисунок 4 – Различные положения стопы при испытаниях: а – нейтральное положение;
б – подошвенное сгибание; в – дорсальное сгибание; г – супинация.

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 (голени). 2. Изгиб в сагиттальной плоскости.	1. Нейтральное. 2. Подошвенное или дорсальное сгибание на угол $\pm 30^{\circ}$. 3. Пронация на угол 15° или супинация на угол 30° . 4. Эверсия на угол 15° или инверсия на угол 20° . 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 видеокамерой с последующей расшифровкой.	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 видеокамерой или фотокамерой

2. Нагружающая система универсальной машины TIRAtest 2151. Нагрузку препарата осуществляли с помощью подвижной траверсы с установленным на ней рабочим столом. Используя различные модули, входящие в программное обеспечение испытательной машины, реализованы следующие режимы нагружения и деформирования (таблица 1):

- сжатие препарата с заданной скоростью перемещения рабочего стола для записи диаграмм деформирования;
- сжатие до заданного уровня деформации и выдержка в таком состоянии для снятия кривых релаксации усилий в препарате;
- ступенчатое сжатие для регистрации взаимных перемещений различных точек препарата;
- циклическое деформирование с поддержанием постоянных уровней максимального и минимального за цикл усилия в препарате для регистрации кривых циклической ползучести (изменение положения различных точек объекта во времени).

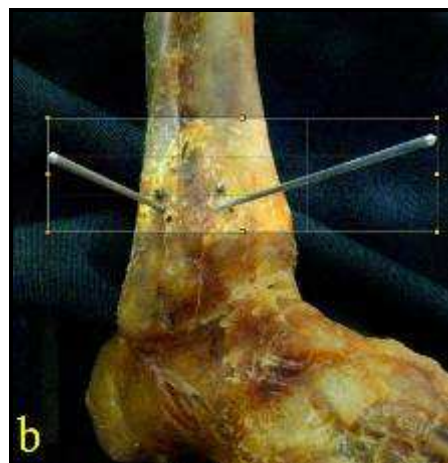
3. Верхняя опора и система измерения нагрузки.

Предварительными экспериментами установлено, что изготовление универсальных опор, подходящих для испытаний всех типов костей, практически невозможно. Это связано с индивидуальной формой кости, особенностями топографии ее поверхности и рядом других причин. Поэтому для крепления описываемых препаратов к динамометру испытательной машины использовали индивидуально изготавливаемые верхние опоры.

Верхний (проксимальный) эпифиз большеберцовой кости (ББК) с верхней частью МБК предварительно заливали самотвердеющей пластмассой ПРОТАКРИЛ – М (композиция акриловой группы холодного отверждения, применяемая для медицинского протезирования). Были изготовлены гипсовые емкости прямоугольной формы под размер эпифизов ББК, которые помещали в указанные формы и заливали пластмассой. Полимеризация пластмассы происходит за 25 - 30 минут.

После затвердевания между пластмассой и костью образовывался надежный контакт, что позволяло через сформированную пластмассовую опору передавать сжимающую нагрузку на препарат (рисунок 4).

4. Регистрация усилия и общей деформации препарата. Верхнюю опору препарата жестко прикрепляли к динамометру испытательной машины таким образом, чтобы при изменении углов наклона и ротации стопы положение ББК и МБК не изменялось (рисунки 2 и 4). Динамометр регистрировал величину сжимающего усилия и через преобразователь сигнала информация поступала на цифровое табло (рисунок 2 и 5а).



a)

б)

Рисунок 5 – Цифровая регистрация нагрузок и перемещений: а – регистрация показаний динамометра и датчика перемещений; б – регистрация изменений расстояний между реперными элементами, закрепленными на препарате

Перемещение рабочего стола испытательной машины с закрепленным устройством для фиксации углов наклона и ротации (суммарная деформация препарата и вспомогательных узлов установки) регистрировали измерителем перемещений, сигнал с которого через соответствующий преобразователь одновременно с сигналом с динамометра поступал на цифровое табло.

Существенным недостатком измерительной системы TIRAtest является отсутствие периферийных средств надежной записи динамических процессов с достаточной скоростью. Применение механических средств записи за счет их существенной инерции не дает возможности регистрировать начальные стадии процессов деформирования и, в частности, релаксационные процессы. В связи с этим предлагается использовать для записи указанных процессов видеокамеру 1,3 мрх портативного компьютера PS ASUS. Скорость записи составляла 384 Kbp/s. Дискретность записи значений силы и перемещения составляла 0.1 с. Регистрацию изменения усилий при исследовании релаксационных процессов производили в течении 300 с. В дальнейшем регистрацию сил выполняли визуально по показаниям цифрового табло.

5. Регистрация перемещений точек препарата.

Для измерения перемещений точек биологических объектов нами применен способ регистрации цифровой фотокамерой. Перед объектом на рабочем столе испытательной машины жестко закрепляли камеру CANON "POWER SHOT A720 IS". В процессе испытания производили фотосъемку препарата, включая реперные точки. Изображение в цифровом виде помещали в компьютер. Используя стандартную систему управления цифровым изображением ACDSsee, реперные точки совмещали с границами управляющей рамки и определяли высоту и ширину этой рамки в пикселях. Зная масштабный коэффициент (мм/пиксель), можно определить взаимное перемещение реперных точек в миллиметрах. Масштабные коэффициенты измеряли путем фотосъемки эталонной мерной плитки в аналогичных условиях.

На рисунке 5б приведен пример определения взаимного смещения точек малоберцовой и большеберцовой костей при сжатии препарата. На этом фото изображен участок ГСС, подвергнутого сжатию силой 800 Н. В качестве реперных элементов использовали стальные спицы (диаметр 2 мм) с остро заточенными концами. Спицы вставлены в предварительно просверленные в костях отверстия. На этом же фото изображена управляющая рамка, левая граница которой совмещена с реперным элементом, вставленным в МБК, а правая - с элементом ББК.

Предварительно произведено сравнение результатов, полученных описанным способом, с результатами измерения перемещений с помощью индикатора часового типа ИЧ-10. Расхождение составляет не более 2.7%.

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

Возможности системы. 1. Приложение компрессионных и изгибающих нагрузок в режимах жесткого и мягкого нагружений.

2. Исследование препаратов при компрессионных и изгибающих нагрузках с предварительной фиксацией стопы в различных положениях (подошвенное или дорсальное сгибание, пронация или супинация, эверсия или инверсия), включая комбинированные состояния с сочетанием перечисленных положений.

3. Запись диаграмм деформирования препаратов при кратковременном действии нагрузок.

4. Регистрация общей деформации препарата и перемещений его отдельных точек при действии внешних нагрузок, включая циклически прикладываемые (запись кривых ползучести).

5. Регистрация изменения усилий в препарате во времени в режимах статического и циклического деформирования (запись кривых релаксации).

Результаты испытаний. Для проверки работоспособности вышеописанной испытательной системы были проведены измерения жесткости голеностопа человека при действии компрессионных нагрузок. Особенности методики подготовки препаратов для испытаний описан в сообщении [4]. Все препараты испытаны на сжатие с неповрежденными МБК, после остеотомии верхней трети (далее В-3) и нижней трети (далее Н-3) МБК. Остеотомию производили под углом 90° к продольной оси МБК с помощью остеотома, применяемого в хирургии.

Измерены сжимающие нагрузки P , которые необходимо приложить к проксимальному эпифизу ББК для того, чтобы суммарные осевые деформации Δ системы "голень - голеностопный сустав - стопа" составили 1, 2 и 3 мм. Рассчитаны жесткости системы C (Н/мм) как отношение нагрузки P к перемещению Δ . Результаты приведены в таблице 3, где в каждой ячейке верхние значения соответствуют деформации 1 мм, средние и нижние значения - 2 и 3 мм.

Таблица 3 – Результаты измерений жесткости препарата при сжатии

Положение стопы	Жесткость С, Н/мм		
	Неповрежденная МБК	Остеотомия верхней трети МБК (В-1)	Остеотомия нижней трети МБК (Н-1)
Нейтральное	219	361	185
	282	347	335
	319	370	409
Подошвенное сгибание на угол 15°	166	152	137
	196	171	209
	208	262	290
Дорзифлексия на угол 15°	341	411	328
	448	462	448
	756	516	488
Пронация на угол 15°	284	419	408
	305	481	474
	300	424	461
Супинация на угол 15°	105	329	329
	108	378	363
	155	412	395

Установлены следующие закономерности деформирования ГСС с неповрежденными и поврежденными МБК при действии сжимающих нагрузок.

1. С увеличением нагрузки жесткости всех исследованных препаратов возрастают. Это объясняется тем, что неповрежденная МБК при малых нагрузках удерживает ГСС в "разведенном", подпружиненном состоянии. При небольших нагрузках такая система обладает меньшей жесткостью, а с увеличением сжимающей силы эффект действия МБК прекращается, основную нагрузку несет ББК, что приводит к увеличению жесткости системы. При увеличении общей деформации голеностопа от 1 до 3 мм жесткости увеличиваются от 6-7% (неповрежденная МБК, ступня в положении пронации) до 110-120% (неповрежденная МБК, ступня в положении дорзофлексии; остеотомия МБК типа Н-3, ступня в нейтральном положении и при подошвенном сгибании).

2. Наименьшая жесткость наблюдаются у препаратов с неповрежденной МБК при подошвенном сгибании и супинации, а также у препаратов с остеотомией типа В-3 и Н-3 при подошвенном сгибании.

3. Наибольшая жесткость наблюдаются у препаратов с неповрежденной МБК в положении дорзифлексии и у препаратов с остеотомией типа В-3 и Н-3 в положении дорзифлексии и пронации.

4. Остеотомия МБК в большинстве положений стопы увеличивает компрессионную жесткость препарата. Поврежденная МБК не несет продольной нагрузки, эффект подпружинивания исчезает, всю нагрузку несет ББК.

Измерены взаимные смещения и взаимные углы поворота МБК и ББК в области ГСС при продольном деформировании системы "голень - голеностопный сустав - стопа" на величину $\Delta = 1-3$ мм.

При указанных уровнях общей деформации препарата с неповрежденными МБК и ББК при нейтральном положении стопы величины взаимных смещений и углов поворота находятся в пределах погрешности эксперимента (0 ... 0.02 мм, 0 ... $1 \cdot 10^{-3}$ град.).

Остеотомия МБК в определенной степени увеличивает взаимные смещения костей в области ГСС. Так, в препарате с положением стопы "подошвенное сгибание" взаимное смещение МБК и ББК находится в пределах 0.8-1.0 мм. В меньшей степени взаимное смещение происходит в положении дорзифлексии, пронации и супинации (от 0.34 до 0.69 мм).

Выводы и перспективы дальнейших исследований.

1. Разработанная методика исследований и созданная испытательная система позволяет достаточно просто и оперативно изучать закономерности деформирования нижних конечностей человека при действии постоянных и циклически изменяющихся нагрузках.

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.

4. Полученные результаты испытаний препаратов показали, что стабильность костей голени в существенной степени зависит от уровня прикладываемых осевых нагрузок, положения стопы относительно костей голени и степени повреждений малоберцовой кости.

Усовершенствование систем остеосинтеза непосредственно связано с расширением базы экспериментальных данных о деформационных характеристиках поврежденных конечностей с различными способами закрепления переломов. Основными задачами для решения данной проблемы, на наш взгляд, являются:

– испытания препаратов при действии внешних нагрузок различного характера (кратковременные и длительные, статические и быстроизменяющиеся, в том числе циклические);

– дальнейшие испытания препаратов при моделировании деформаций сжатия, изгиба и кручения, а также при сочетании этих деформаций;

– получение статистически подтвержденных данных о развитии линейных и угловых деформаций препаратов, включая взаимные смещения отломков;

– установление корреляционных связей между механическими свойствами костной ткани и биомеханическими характеристиками (в основном, параметрами жесткости фиксации) поврежденных конечностей.

Разработка и создание новых методов оперативной диагностики в современной хирургии развитие математического моделирования в биомеханике в известной степени сдерживается отсутствием надежных экспериментальных данных. Поэтому продолжение исследований по вопросам, затронутым в данной публикации, считаем достаточно обоснованным.

Библиографический список

1. Dynamic function of the fibula. Gait analysis evaluation of three different parts of the shank after fibulectomy: proximal, middle and distal / M. Bozkurt, G. Yavuzer, E. Tonuk [et al.] // Arch orthop trauma surg. – 2005. – № 125. – P. 713–720.
2. Distal fibular length needed for ankle stability / E. Uchiyama , D. Suzuki , H. Kura [et al.] // Foot ankle int. – 2006. – Vol. 27, № 3. – P. 185–189.
3. Kumar A. Effect of fibular plate fixation on rotational stability of simulated distal tibial fractures treated with intramedullary nailing / A. Kumar, S. J. Charlebois, E. L. Cain [et al] // Journal of bone and joint surgery. – 2003. – № 85. – P. 604–608.
4. Шидловський М.С. Дослідження деформаційних характеристик систем фіксації, що використовуються при лікуванні пошкоджень кісток та суглобів / М.С. Шидловський, А.М. Лакша, О.А. Бур'янов // Вестник НТУУ України "КПИ". Сер. Машиностроение. – К. 2008. – № 54. – С. 51-62.
5. Шидловский Н.С. О методах исследования систем остеосинтеза конечностей человека // Вісник НТУУ України "КПИ". Сер. Машинобудування. – К, 2010, – № 58. – С. 195-203.
6. Шидловський Н.С. Механічні дослідження різних способів з'єднання переломів вертлюгової ділянки стегнової кістки людини / М.С. Шидловський, Л.М. Юрійчук, Д.Ю. Шпак // Вісник НТУ України "КПИ" Сер. Машинобудування. – К. 2010. – № 59. – С. 271-276.

Шидловський М.С., Літун Ю.М., Ковальов Д.В. БІОМЕХАНІЧНІ ДОСЛІДЖЕННЯ ОСОБЛИВОСТЕЙ ДЕФОРМУВАННЯ НИЖНІХ КІНЦІВОК ЛЮДИНИ ПІД ДІЄЮ ФУНКЦІОНАЛЬНИХ НАВАНТАЖЕНЬ З УРАХУВАННЯМ АНАТОМІЧНОГО ПОЗИЦІЮВАННЯ СТОПИ. Описано метод і експериментальне устаткування для проведення вимірів деформаційних характеристик нижніх кінцівок людини при дії осьових навантажень. Проведені дослідження розвитку деформації препаратів з непошкодженою малогомілковою кісткою та після моделювання переломів. Розглянуто вплив положення стопи відносно гомілки на стабільність надп'яtkово-гомілкового суглоба при дії компресійних навантажень.

Ключові слова: біомеханіка, нижні кінцівки, системи остеосинтезу, деформації.

Shidlovskiy N.S., Litun Y.N., Kovalev D.V. BIOMECHANICAL RESEARCHES OF DEFORMATION FEATURES OF THE LOWER EXTREMITIES RIGHTS BY FUNCTIONAL LOADS IN VIEW OF ANATOMIC FOOT POSITIONING. The method and experimental equipment for measuring deformation characteristics of the lower extremities of a person under the influence of axial loads. Investigations of strain preparations with an intact fibula and after simulation of fractures. The effect of foot position on the tibia on the stability of the ankle joint under the action of compressive loads.

Key words: biomechanics, lower extremity, of osteosynthesis, deformation.