

Н.С. Шидловский¹, канд.техн.наук, доц., А.А. Радомский², д-р мед. наук, проф., Ю.Н. Литун², асп.

¹ - НТУ Украины "Киевский политехнический институт", г.Киев, Украина;

² - Национальная медицинская академия последипломного образования имени П.Л.Шупика, г. Киев, Украина

БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ СИСТЕМ ОСТЕОСИНТЕЗА КОНЕЧНОСТЕЙ ЧЕЛОВЕКА ПРИ ДЕЙСТВИИ КРАТКОВРЕМЕННЫХ И ДЛИТЕЛЬНЫХ НАГРУЗОК

Розглядаються проблеми надійності апаратів, що фіксують складні переломи кінцівок, при дії фізіологічних навантажень. Як характеристику надійності, крім показників жорсткості при короткочасному деформуванні, запропоновано використати швидкість накопичення затриманих (залишкових) деформацій систем "кістка - апарат фіксації" при циклічному навантаженні.

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.

Принятые сокращения: ОДА - опорно - двигательный аппарат; СО - система остеосинтеза; МОС - металлостеосинтез; МБК - малоберцовая кость; ББК - большеберцовая кость; ДМС - дистальный межберцовый синдесмоз; ГСС - голеностопный сустав; АВФ - аппарат внешней фиксации.

Введение (состояние вопроса). Исследованиям систем остеосинтеза (СО) уделяется повышенное внимание, как со стороны 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. Недостаточно полно решена задача определения характеристик жесткости традиционных и новых СО с учетом различных биомеханических факторов (взаимного расположения частей опорно-двигательного аппарата (ОДА) человека, 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).

Переломы костей голени в 80% случаев сопровождаются переломами малоберцовой кости (МБК) [1]. При этом необходимость металлостеосинтеза (МОС) переломов МБК, совместно с повреждениями дистального межберцового синдесмоза (ДМС) практически не вызывает сомнений у специалистов [2-4]. В то же время вопросы о целесообразности МОС диафизарных переломов МБК, которые не сопровождаются повреждениями ДМС, остаются спорными.

Фиксация МБК является дискуссионной при внесуставных переломах дистального метафиза большеберцовой кости (ББК), особенно если линия перелома МБК находится выше ДМС. Хотя некоторые авторы рекомендуют стабилизировать все сопутствующие переломы МБК, большинство из них соглашается с тем, что фиксация должна быть выполнена только в случаях повреждения ДМС или суставной поверхности голеностопного сустава (ГСС) [5, 6].

Проведя ретроспективные исследования 157 пациентов с переломами костей голени, авторы [7] указали на то, что фиксация МБК при неповрежденном ДМС или ГСС на жесткость биомеханической системы "голень - стопа" и на результаты операционного лечения не влияла.

Некоторые экспериментальные модели переломов средней трети костей голени навели на мысль о том, что механическая стабильность ББК повышается при дополнительной фиксации МБК. Показано, что фиксация МБК пластиной увеличивает ротационную и осевую стабильность сочетанных переломов средней трети костей голени при использовании аппаратов внешней фиксации. Фиксация МБК увеличивает жесткость всей системы фиксации в 2.2 раза [8].

Проведенные биомеханические исследования жесткости системы "голень - стопа" при нарушении целостности МБК не продемонстрировали однозначных результатов [9-11].

Цель работы – разработать и апробировать методы измерения деформаций и взаимных перемещений, возникающих в процессе действия внешних нагрузок на нижние конечности человека при изменении положения стопы.

При этом необходимо предусмотреть возможность позиционирования стопы в различных анатомических положениях относительно голени (углы наклона и ротации) с одновременным действием длительных и циклически прикладываемых нагрузок. Метод обеспечит натурные испытания неповрежденных препаратов и объектов с

повреждениями костей или суставов. Все это создаст экспериментальную базу для проведения комплексных исследований СО нижних конечностей человека и для ответа на ряд поставленных выше вопросов.

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

Таблица 1

Анатомические положения и движения стопы		
Наименование положения	Анатомическая плоскость, в которой совершается движение	Характеристика движения
сгибание	сагиттальная – плоскость, делящая конечность на правую и левую половины	пальцы ног направлены вниз
разгибание (дорзифлексия)		пальцы ног направлены вверх
пронация	фронтальная – плоскость, делящая конечность на переднюю и заднюю половины	поворот стопы наружу, подошвы отворачиваются друг от друга, наружный край стопы поднимается
супинация		поворот стопы внутрь, подошвы направляются друг к другу, наружный край стопы опускается

Испытательное оборудование. Блок-схема установки для исследования биомеханических свойств нижних конечностей человека представлена на рис. 1. Система состоит из основных частей, взаимно связанных друг с другом.

Нагружающая система универсальной машины TIRA-test. Препараты нагружали перемещением подвижной траверсы с установленным на ней рабочим столом.

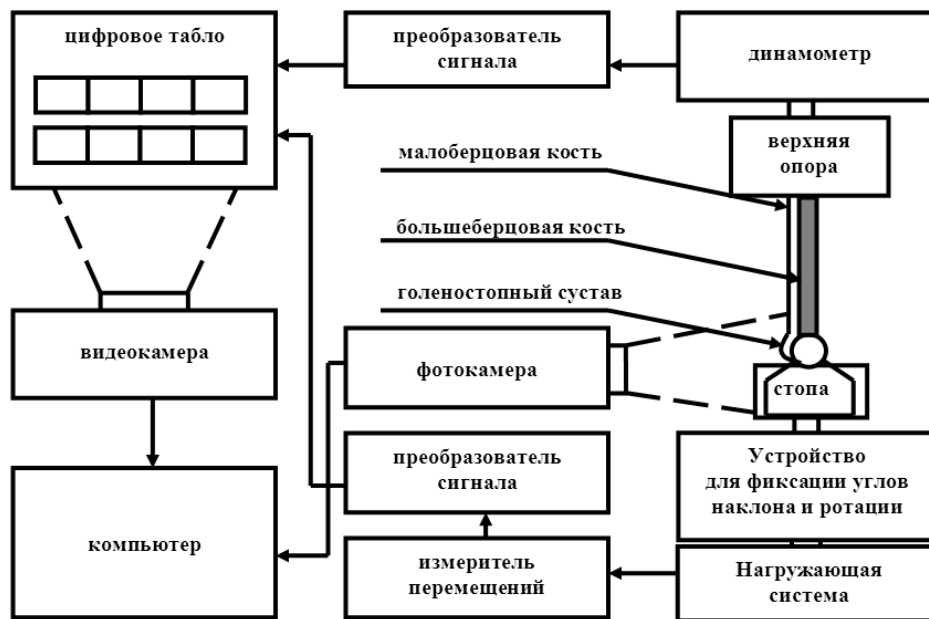


Рис. 1. Блок-схема системы для исследования биомеханических характеристик нижних конечностей

Используя различные модули, входящие в программное обеспечение испытательной машины, реализованы следующие режимы нагружения и деформирования (табл.2): сжатие препарата с заданной скоростью перемещения рабочего стола и запись диаграмм деформирования; сжатие до заданного уровня деформации и выдержка в таком состоянии для записи 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).

Фиксация угла наклона стопы. Для фиксации стопы в различных физиологических положениях (нейтральное, сгибание, разгибание, пронация, супинация) изготовлено приспособление, изображенное на рис. 2.

Для изменения угла наклона стопы использовали четыре стержня (5), которые неподвижно закреплены по краям нижней пластины (3) в вертикальном положении. Верхняя пластина (4) через шайбы с наклонными торцами опирается на гайки (6), размещенные на стержнях на разных уровнях. Угол наклона верхней пластины с закрепленной на ней стопой может изменяться в зависимости от положения опорных гаек.

Нижняя пластина прикреплена к подвижной платформе (2), которая при необходимости может перемещаться относительно рабочего стола испытательной машины в сагиттальной плоскости под действием изгибающих (горизонтальных) нагрузок. Все пластины изготовлены из листовой стали толщиной 3 мм.

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. Сгибание или разгибание 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

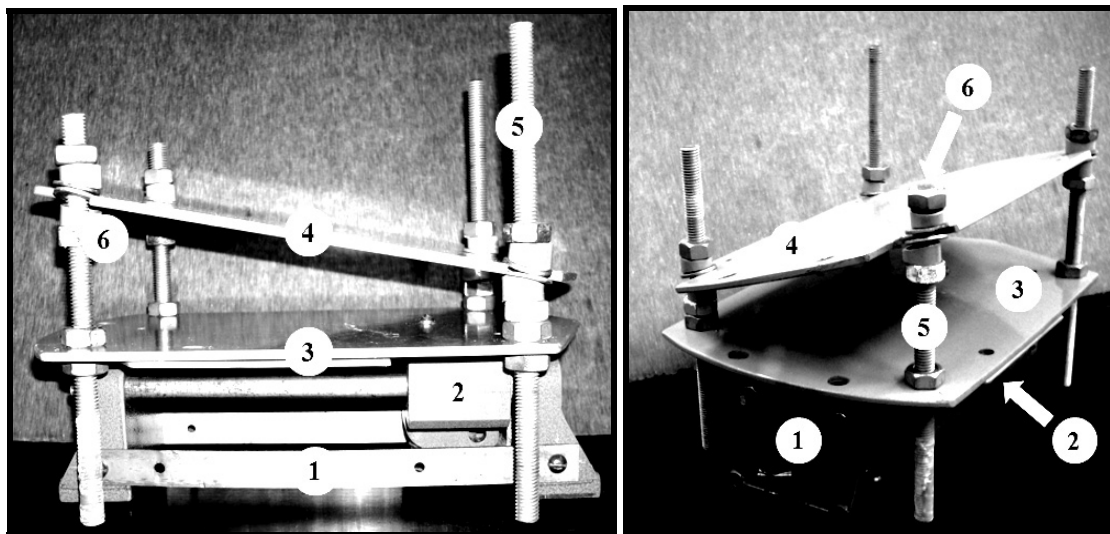


Рис. 2. Устройство для фиксации стопы в различных положениях: 1 - неподвижное основание; 2 - подвижная платформа (каретка с роликами); 3 - нижняя горизонтальная пластина; 4 - верхняя пластина для изменения угла наклона стопы; 5 - стержни для закрепления верхней пластины и стопы под заданным углом; 6 - гайки для упора и закрепления верхней пластины

Стопу прикрепляли к верхней пластине в трех точках, которые соответствуют физиологическим точкам нагрузки стопы: головка I плюсневой кости, головка V плюсневой кости и пяточный горб.

Подшва стопы с помощью медицинских шурупов прикреплена к верхней подвижной пластине, которая может изменять угол наклона относительно промежуточной пластины (рис. 3).

Таким образом, описанное устройство позволяет испытывать нижнюю конечность человека при различных положениях стопы (табл.1): в нейтральном положении (рис.3а), в положении сгибания или разгибания (рис.3б и 3в соответственно), в положении пронации или супинации (рис.3г и 3д соответственно). Закрепленный в таком положении голеностоп размещается на подвижном столе испытательной машины.

Верхняя опора. 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 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.

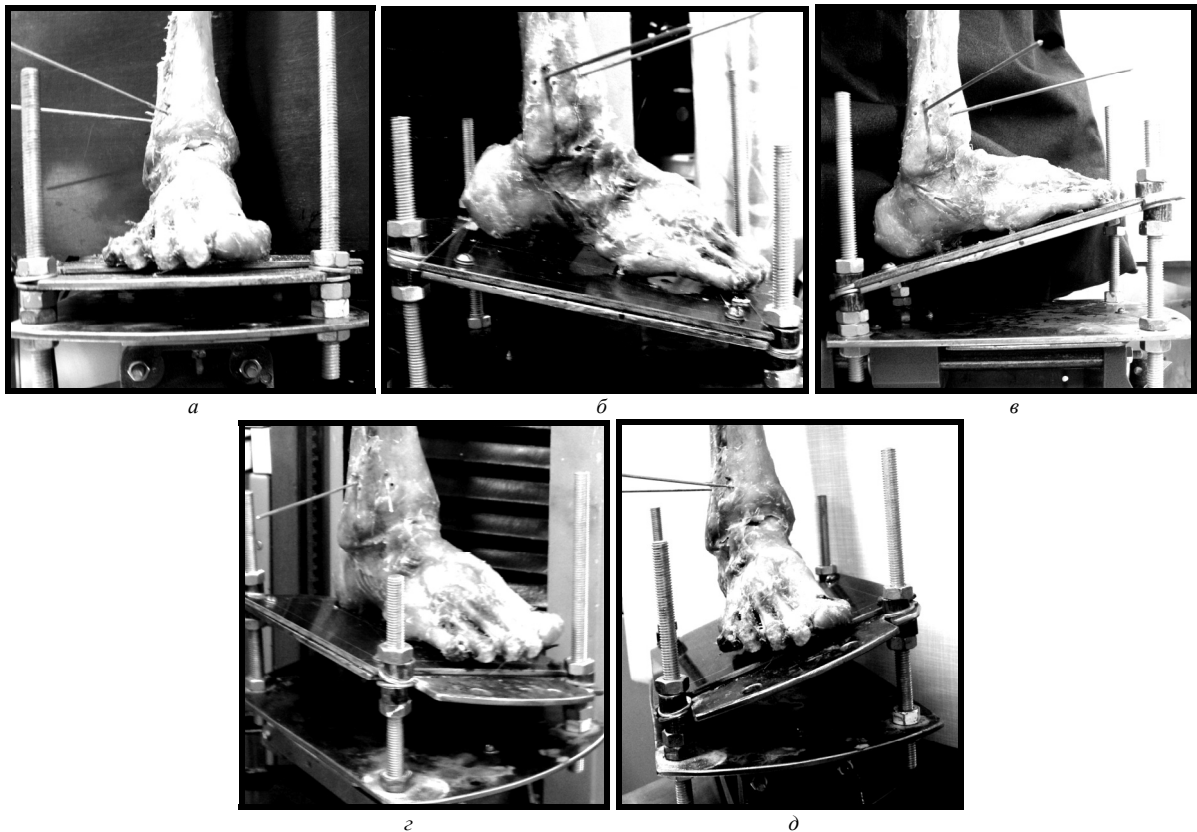


Рис. 3. Стопа, зафиксированная в различных положениях: *а* – нейтральное положение, *б* – подошвенное сгибание, *в* – дорсальное разгибание (дорзифлексия), *з* – пронация, *д* – супинация

Регистрация усилия и общей деформации препарата. Верхнюю опору препарата жестко прикрепляли к динамометру испытательной машины таким образом, чтобы при изменении углов наклона (рис.2 и 3) положение ББК и МБК не изменялось. Динамометр регистрировал величину сжимающего усилия и через преобразователь сигнала информация поступала на цифровое табло (рис.1 и 4а).

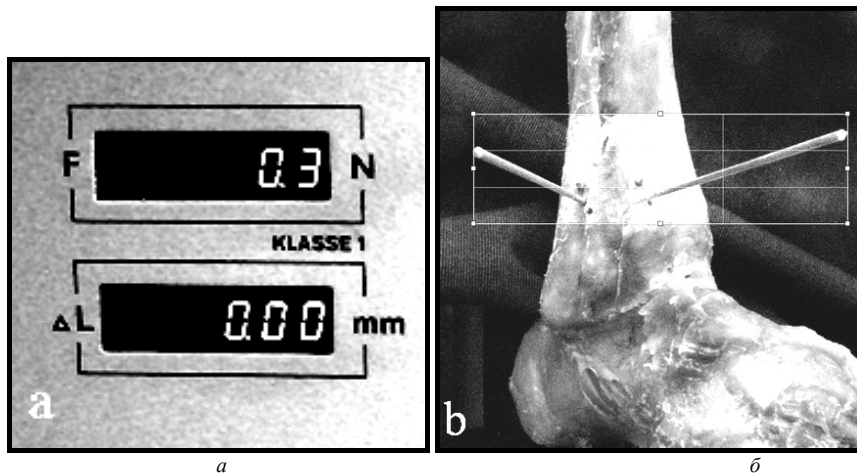


Рис. 4. Цифровая регистрация нагрузок и перемещений: *а* – цифровое табло; *б* – регистрация изменений расстояний между реперными элементами, закрепленными на препарате

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 видеоканере 1,3 трх 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.

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. В процессе испытания производили фотосъемку препарата, включая реперные точки. Изображение в цифровом виде помещали в компьютер. Используя стандартную систему управления цифровым изображением ACDSee, 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. Масштабные коэффициенты измеряли путем фотосъемки эталонной мерной плитки в аналогичных условиях.

На рис. 4 приведен пример определения взаимного смещения точек МБК и ББК костей при сжатии препарата. На рис. 4б изображен участок ГСС, подвергнутого сжатию. 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. 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 (сгибание или разгибание, 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. Проведены измерения жесткости голеностопа человека при действии компрессионных нагрузок. Особенности методики подготовки препаратов для испытаний описаны в сообщении [12].

После испытаний неповрежденной системы "ББК - МБК - стопа" производили остеотомию (рассечение) МБК на уровнях средней и нижней трети. Исследования проводили при аналогичных условиях. На следующем этапе выполняли резекцию (удаление) средней трети МБК длиной 100 мм, что соответствовало 22% от ее общей длины. При резекции средней и нижней третей эта величина составляла 180 мм (40%) и заканчивалась на 10 мм выше ДМС (рис. 5).

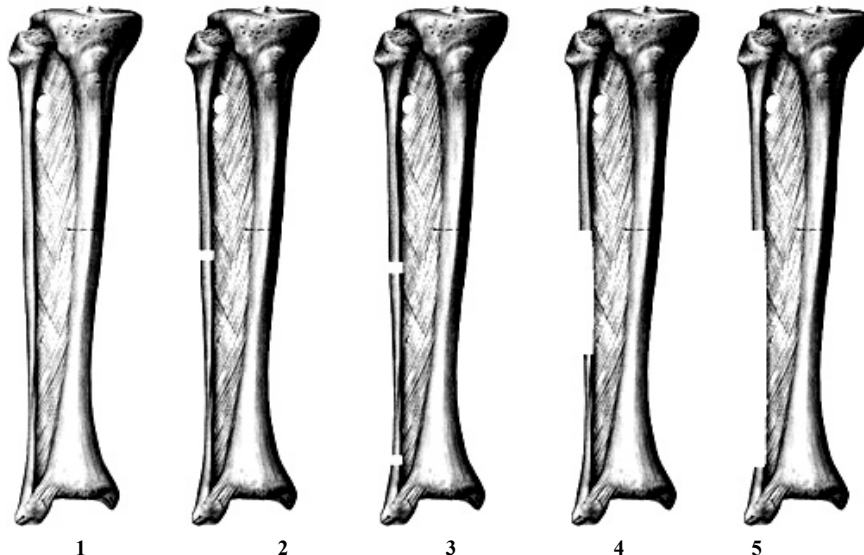


Рис. 5. Уровни остеотомии и резекции МБК при исследовании стабильности ГСС: 1 – неповрежденная МБК; 2 – остеотомия в средней трети; 3 – остеотомия на 10 мм выше ДМС; 4 – резекция средней трети МБК длиной 100 мм; 5 – резекция средней и нижней третей МБК длиной 180 мм

Все препараты испытаны на сжатие с неповрежденными МБК, после остеотомии средней трети (далее С-3), а также средней и нижней третей (далее СН-3) МБК. Остеотомию производили под углом 90° к продольной оси МБК.

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 табл.3, где в каждой ячейке верхние значения соответствуют деформации 1 мм, средние и нижние значения - 2 и 3мм.

Таблица 3

Положение стопы	Жесткость C , Н/мм		
	Неповрежденная МБК	Остеотомия С-3	Остеотомия СН-3
Нейтральное	219	361	185
	282	347	335
	319	370	409
Подошвенное сгибание на угол 15^0	166	152	137
	196	171	209
	208	262	290
Дорзифлексия на угол 15^0	341	411	328
	448	462	448
	756	516	488
Пронация на угол 15^0	284	419	408
	305	481	474
	300	424	461
Сушинация на угол 15^0	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 разгибания; остеотомия МБК типа Н-3, ступня в нейтральном положении и при сгибании).

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

3. Наибольшая жесткость наблюдаются у препаратов с неповрежденной МБК в положении дорзифлексии и у препаратов с остеотомией типа С-3 и СН-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 ($0 \dots 0.02$ мм, $0 \dots 1 \cdot 10^{-3}$ град.).

Остеотомия МБК в определенной степени увеличивает взаимные смещения костей в области ГСС. Так, в препарате со стопой в положении сгибания взаимное смещение МБК и ББК находится в пределах 0.8-1.0 мм. В меньшей степени взаимное смещение происходит в положении разгибания, пронации и супинации (от 0.34 до 0.69 мм).

Выводы. 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.

Список литературы

1. Илларионов В. В. Анатомо-физиологические особенности голени и их роль в возникновении, течении и заживлении двойных переломов (обзор литературы) / В. В. Илларионов, Н. Н. Шпаченко, Д. И. Давыдов // Травма. – 2009. – Т. 10, – № 1. – С. 94-101.
2. Особенности остеосинтеза у больных с переломами дистального метаэпифиза большеберцовой кости / В. А. Каплун, В. А. Копысова, А. Н. Брижко и др. // Травматология и ортопедия России. – 2009. – Т. 4, № 54. – С. 100-104.
3. Традиционный и малоинвазивный остеосинтез в травматологии / Г. В. Гайко, Л. Н. Анкин, Н. Л. Анкин и др. // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2000. – №2. – С. 73-76.
4. Donatto K. C. Ankle fractures and syndesmosis injuries / K. C. Donatto // Orthopedic clinics of north America. – 2001. – Vol. 32, № 1. – P. 79-90.
5. Distal fibular length needed for ankle stability / E. Uchiyama , D. Suzuki , H. Kura et al. // Foot & ankle international. – 2006. – Vol. 27, № 3. – P. 185-189.
6. Im G. I. Distal metaphyseal fractures of tibia: a prospective randomized trial of closed reduction and intramedullary nail versus open reduction and plate and screws fixation / G. I. Im, S. K. Tae // The journal of trauma. – 2005. – Vol. 59, № 5. – P. 1219-1223.
7. Whorton A. M. The role of fixation of the fibula in open fractures of the tibial shaft with fractures of the ipsilateral fibula: indications and outcomes / A. M. Whorton, M. B. Henley // Orthopedics. – 1998. – Vol. 21, № 10. – P. 1101-1105.
8. Its potential value as an adjunct to external fixation of the tibia / K. M. Morrison, N. A. Ebraheim, S. R. Southworth et al. // Clinical orthopaedics and related research. – 1991. – № 266. – P. 209-213.
9. The role of fibular fixation in combined fractures of the tibia and fibula: a biomechanical investigation. / T. G. Weber, R. M. Harrington, M.B. Henley [et al.] // Journal of orthopaedic trauma. – 1997. – Vol. 11, № 3. – P. 206-211.
10. Varsalona R. Distal tibial metaphyseal fractures: the role of fibular fixation / R. Varsalona, G. T. Liu // Strategies in trauma and limb reconstruction. – 2006. – № 1. – P. 42-50.
11. Weber T. G. The role of fibular fixation in combined fractures of the tibia and fibula: a biomechanical investigation / T. G. Weber, R. M. Harrington, M. B. Henley // Journal of orthopaedic trauma. – 1997. – Vol. 11, № 3. – P. 206-211.
12. 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.