

Н.С. Шидловский¹, канд.техн.наук, доц., А.М. Лакша², канд.мед.наук, доц., Д.Ю. Шпак¹, канд.техн.наук, доц.,
1 - НТУ Украины "Киевский политехнический институт", г. Киев, Украина
2 - Украинская военно-медицинская академия, г. Киев, Украина

НАТУРНЫЕ ИСПЫТАНИЯ СИСТЕМ "БОЛЬШЕБЕРЦОВАЯ КОСТЬ С ПЕРЕЛОМОМ–СТЕРЖНЕВОЙ АППАРАТ ФИКСАЦИИ"

Представлен методика та опис обладнання для вимірювання біомеханічних характеристик системи "кістка - апарат фіксації" з урахуванням дії короткочасних одноразових та довготривалих, у тому числі циклічних, навантажень. Представлено аналіз результатів експериментальних досліджень деформаційних властивостей непошкодженої великогомілкової кістки та кістки з переломом в середній третині, що фіксована однобічним двуплосковим стрижневим апаратом, при стиску, згині та крученні.

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. Стержневые аппараты внешней фиксации (СтАВФ) широко используются при лечении пациентов с закрытыми и открытыми переломами, в том числе пострадавших с политравмами, для первичной стабилизации костных отломков, для фиксации костей после остеотомии и при повреждении сегментов конечностей [1, 2, 4, 5].

По мнению ряда авторов, основными биомеханическими критериями при оценке рациональности систем внешней фиксации являются максимальные взаимные перемещения отломков костей при действии функциональных нагрузок, а также показатели жесткости фиксации, которые устанавливаются по результатам экспериментального или компьютерного моделирования указанных систем [6, 7, 8, 9].

В своих предыдущих работах мы с помощью натуральных стендовых испытаний исследовали жесткости фиксации костных отломков длинных костей после различных видов остеосинтеза, в том числе при фиксации переломов при помощи СтАВФ [10].

На наш взгляд, критериями надежности систем фиксации переломов должны рассматриваться не только деформации, возникающие под действием кратковременных нагрузок, но и под влиянием длительных нагрузок, включая циклические.

В литературе практически отсутствуют работы, посвященные циклическим деформациям указанных объектов. Это, на наш взгляд, не дает возможности правильно оценить влияние естественных нагрузок, которые действуют на сегменты конечностей в раннем послеоперационном периоде и особенно во время дозированных нагрузок при реабилитации.

Цель исследований. По разработанной методике определить характеристики жесткости неповрежденных большеберцовых костей (ББК) и систем "ББК - СтАВФ" в реальных, включая циклические, режимах действия внешних нагрузок при сжатии, изгибе и кручении, а также установить закономерности накопления остаточных ("задержанных") деформаций в указанных системах.

Материалы методы. Препараты большеберцовых костей. Для экспериментального исследования использовали ББК людей, умерших от травм или заболеваний, не связанных с патологией опорно-двигательного аппарата. Остеотомию ББК выполняли с помощью пилки Джигли. Остеосинтез односторонним двухплоскостным СтАВФ (конструкция А. Попсуйшапки) производили по стандартной методике.

Способы нагружения и деформирования препаратов. Эксперименты по исследованию деформационной способности костей выполняли с помощью универсальной испытательной машины ТРАtest. Испытания препаратов проводили при скоростях перемещения от 2.5 до 100 мм/мин. В этих условиях нагрузки в исследованных объектах возрастали от 0 до максимальных значений за несколько секунд. Это, во-первых, дало возможность достаточно точно измерять возникающие перемещения точек систем и, во-вторых, за эти относительно короткие промежутки времени не возникали заметные вязко-упругие деформации костей, которые могли бы повлиять на общие результаты измерений.

Методика закрепления препаратов при испытаниях. Предварительно установлено, что изготовить универсальные, пригодные для испытаний различных типов костей, практически не возможно [10]. Это связано с индивидуальными формами костей, особенностями топографии их поверхностей и рядом других причин. Поэтому для размещения исследуемых препаратов на рабочем столе испытательной машины и надежной передаче усилия на динамометр, использовали опоры, изготавливаемые индивидуально для каждого образца.

Проксимальные и дистальные эпифизы ББК предварительно заливали специальной быстротвердеющей пластмассой (композиция акриловой группы холодного отверждения "Протакрил-М").

Полученные пластмассовые параллелепипеды с фиксированных в них костях обрабатывали до достижения параллельности поверхностей. Препараты крепили на рабочем столе испытательной машины (рис. 1 и 2).

Методика измерения деформаций. Выводы о надежности работы систем фиксации переломов делаются, как правило, на основании анализа взаимных перемещений точек костей под нагрузками. При этом часто возникают проблемы с размещением измерительного устройства и крепления его к объекту.

В процессе испытаний проводили фото- и видеосъемку препарата, включая реперные точки. В качестве реперных точек использовали свободные концы стальных спиц, введенные в кость вблизи мест крепления СтАВФ.

Выбор места размещения реперных точек зависит от характера перелома, конструкции аппарата фиксации и вида нагрузки. Эти точки размещали вблизи места перелома кости. Более конкретно их место размещения определяли после анализа предварительных экспериментов как место, где возникают наибольшие деформации препарата.

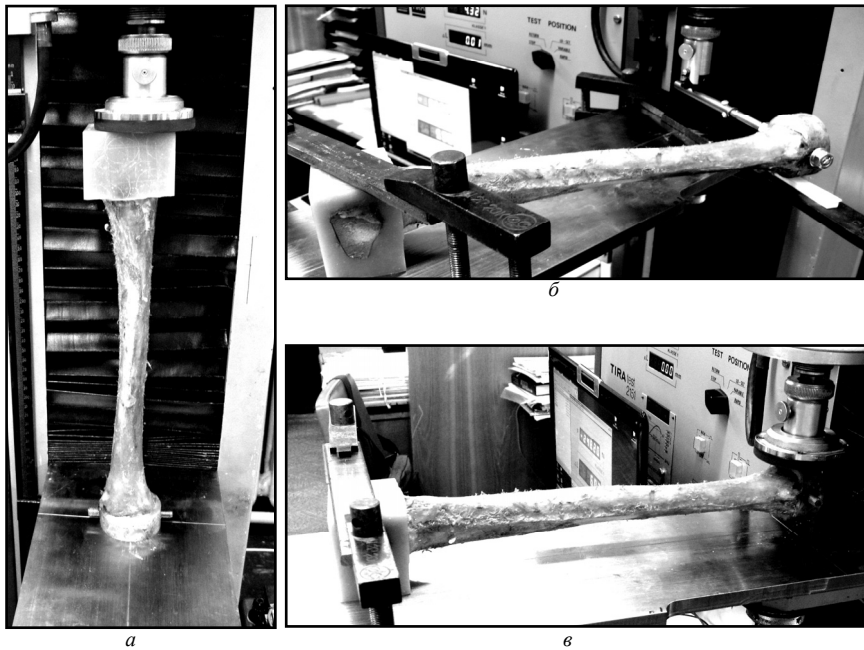


Рис. 1. Испытания неповрежденной ББК (препарат 01) при сжатии (а), кручении (б) и изгибе (в)

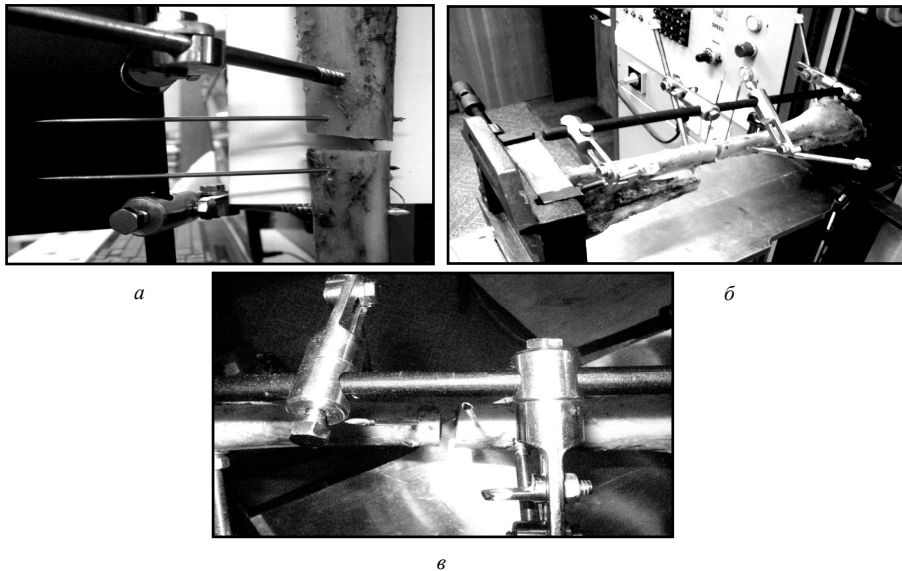


Рис. 2. Испытания ББК с переломом в средней трети, фиксированной односторонним двухплоскостным СтАВФ (препарат 02), при сжатии (а), изгибе (б) и кручении (в)

Метод измерения перемещений отломков кости в эксперименте с помощью цифровой фотосъемки отличается от известных тем, что при этом способе отсутствует контакт между измерительной аппаратурой и исследованным объектом, что не приводит к возникновению дополнительных деформаций, как, например, при взаимодействии индикаторов перемещений часового типа или штангенциркуля с поверхностью препаратов. Вышеуказанный метод

решает также задачу одновременного измерения перемещений биомеханической системы "кость - фиксатор перелома" в различных точках и плоскостях объекта.

Измерения осуществляются следующим образом (кратко метод описан в [10], здесь приводим более подробное изложение технической стороны измерения): на предметном столе испытательной машины закрепляли исследуемый образец с предварительно установленными на нем реперными стержнями и надежно фиксировали его с помощью съемных струбцин (рис. 2).

Реперные стержни размещали преимущественно во фронтальной и сагиттальной плоскостях, а количество их варьировали. На одинаковом с ними расстоянии от объектива фотокамеры размещали калиброванную плитку Иогансона с известными размерами. Устанавливали и фиксировали на предметном столе устройство для фотосъемки параллельно исследуемому образцу, стараясь по возможности разместить его так, чтобы все реперные точки находились в фокусе объектива и были центрированы. Препарат фотографировали и в дальнейшем это изображение использовали как контрольный недеформированный образец.

В дальнейшем исследуемый образец фотографировали в деформированных состояниях под действием нагрузок разной величины. Расчет перемещений производили таким образом:

1. Определяли масштабный коэффициент. Высота плитки Иогансона равнялась 5 мм. С помощью программы ACD See измеряли высоту плитки на фотоснимке в пикселях. Определяли количество миллиметров в одном пикселе (масштабный коэффициент) $M = h / n$,

где M - масштабный коэффициент, мм / пиксель;

h - высота плитки Иогансона, мм;

n - количество пикселей, соответствующее высоте плитки Иогансона;

2. При разных нагрузках измеряли взаимные смещения реперных точек в пикселях и переводили значения в миллиметры.

Расчет проводили по формуле $\Delta = \Delta^* \times M$, где Δ^* - смещения реперных точек в пикселях. По результатам измерения перемещений отдельных точек препарата рассчитывали величины их взаимных перемещений. Эти величины определяют 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 и горизонтальной плоскостей; ось Z образована пересечением фронтальной и горизонтальной плоскостей.

Задача определения суммарных перемещений каждой реперной точки препарата упрощается тем, что перемещения в направлениях, перпендикулярных плоскости действия нагрузки, в абсолютном большинстве случаев меньше перемещений в других направлениях.

Испытания препаратов при однократном нагружении проводили в ручном и автоматическом режимах работы машины TIRAtest-2151. Величину нагрузки контролировали с помощью датчика силы, вмонтированного в испытательную машину. Для записи диаграммы деформирования использовали специальную программу, которая выполнялась компьютером.

При испытаниях на сжатие препараты размещали вертикально с упором нижней части образца на рабочий стол испытательной машины (рис. 1а и 2а).

При испытаниях на изгиб (рис. 1в и 2б) препараты размещали горизонтально с жестким закреплением пластмассовой опоры, которая прикреплена к проксимальному эпифизу ББК. Нагрузку выполняли путем передачи усилия через стальной стержень диаметром 5 мм, который был жестко прикреплен к динамометру испытательной машины. Нагружение производили в сагиттальной плоскости ББК. Расстояние от точки приложения нагрузки до места закрепления препарата составляло 290 ± 10 мм.

Испытания на кручение (рис. 1б та 2в) осуществляли таким образом. К пластмассовой опоре, соединенной с дистальным эпифизом ББК, прикрепляли жесткий стальной стержень перпендикулярно к продольной оси кости. Длина стержня L (расстояние между продольной осью ББК и точкой приложения нагрузки P) составляла 150 мм. За счет приложения нагрузки к свободному концу стержня в кости с закрепленным на ней СтАВФ создавался крутящий момент $M_{кр} = P \times L$.

Испытания при циклических нагрузках. В процессе ходьбы нижние конечности человека поддаются циклическим нагрузкам, поэтому изучение процессов накопления деформаций в биологических препаратах при действии таких нагрузок представляет определенный интерес. Нами проведены эксперименты при действии сжимающих, изгибных и крутильных нагрузках. При этом измерялись только общие деформации образцов (перемещения точек приложения нагрузки).

При испытаниях использовали специальную программу **Zyklische Belastung**, которая входит в комплект программного обеспечения машины TIRAtest. Программа управляет циклическими нагрузками с поддержанием заданных минимальных и максимальных за цикл значений силы на протяжении заданных промежутков времени. С помощью этой программы осуществляли циклическую нагрузку и разгрузку между двумя заданными значениями силы при количестве циклов до 50. На протяжении заданных времен τ_1 и τ_2 в образце поддерживалась минимальная P_{min} и максимальная P_{max} нагрузки. Возможные изменения сил при этом компенсировались автоматически. Во время работы с программой цифровой индикатор испытательной машины отмечал текущее число циклов нагрузки и величину перемещения подвижной траверсы (абсолютную деформацию образца).

Результаты и их обсуждение.

Результаты исследований при кратковременных однократных нагрузках. В процессе испытаний по вышеописанной методике построены диаграммы деформирования при сжатии, изгибе и кручении неповрежденных костей и систем "ББК с переломом - СтАВФ". Типичные диаграммы, полученные при сжатии препаратов со скоростью 2.5 мм/мин., изображены на рис.3.

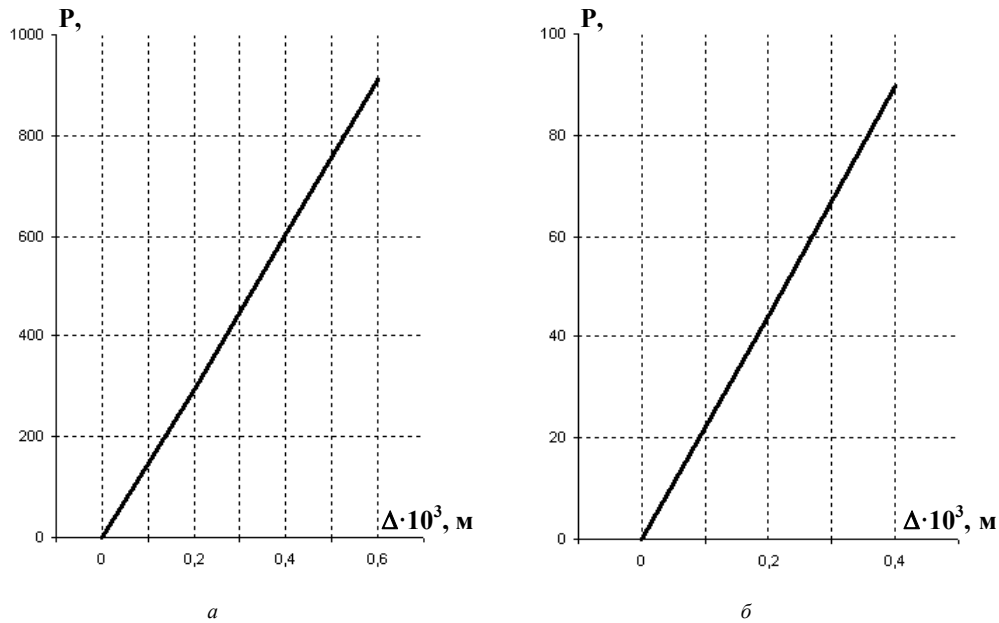


Рис. 3. Диаграммы деформирования неповрежденной ББК (а) и системы "ББК с переломом в средней части - СтАВФ" (б) при сжатии

Как видно из рисунка, в исследованном диапазоне нагрузок диаграммы имеют практически линейный характер. Поэтому упругие свойства ББК и систем "ББК - СтАВФ" могут быть охарактеризованы коэффициентами жесткости (прирост нагрузки, которая приложена к объекту испытаний, по отношению к соответствующему приросту деформации объекта в пределах линейного участка диаграммы деформирования) $C = P_{\max} / \Delta_p$,

где P_{\max} - максимальная нагрузка (Н), измеренная по диаграмме;

Δ_p - деформация (м), которая соответствует P_{\max} .

Величины, обратные величинам жесткости, характеризуют податливости препаратов (способность системы деформироваться под действием нагрузок). По рассчитанным жесткостям препаратов были определены их податливости (удельные деформации, м/Н), как величины, обратные жесткостям $\delta = 1/C$.

Эта характеристика отражает величину перемещения, которое возникает при нагрузке препарата силой 1 Н.

Аналогичные диаграммы получены при изгибе и кручении препаратов. Указанные диаграммы также имеют практически линейный характер в исследованных диапазонах нагрузок. Результаты измерений и расчетов указанных характеристик жесткости и деформируемости исследованных объектов при разных видах деформации приведены в табл. 1.

Данные таблицы указывают на значительное уменьшение жесткости препаратов при закреплении перелома исследуемым СтАВФ. Так, жесткость при сжатии уменьшается примерно в 60 - 70 раз, при изгибе - в 15 - 16 раз, а при кручении в 6 - 8 раз.

Таблица 1

Характеристики упругости препаратов при различных видах деформаций

Вид деформаций	$\Delta_p \cdot 10^3$, м	P_{\max} , Н	Жесткость $C \cdot 10^{-3}$, Н/м	Податливость $\delta \cdot 10^3$, м/Н
неповрежденная ББК				
Сжатие	0.6	904	1507	0.00066
Изгиб	6.0	251	41.8	0.02392
Кручение	9.0	82.4	9.16	0.10920
система "ББК - СтАВФ"				
Сжатие	4.0	90.0	22.5	0.044
Изгиб	20.0	52.5	2.63	0.381
Кручение	20.0	23.0	1.15	0.870

Отметим, что при моделировании перелома с диастазом (расстоянии между отломками) величиной 10 мм основную нагрузку несет на себе непосредственно СтАВФ, жесткость которого существенно меньше жесткости ББК. Поэтому характеристики жесткости системы "ББК с переломом - СтАВФ", полученные в этих экспериментах, фактически совпадают с характеристиками жесткости отдельного СтАВФ.

Результаты исследований при длительных циклических нагрузках. Была реализована такая программа циклического нагружения образцов:

- деформирование образцов со скоростью 2.5 мм/мин. (неповрежденная ББК при сжатии), 25 мм/мин. (неповрежденная ББК при изгибе, система "ББК - СтАВФ" при сжатии) и 100 мм/мин. (система "ББК - СтАВФ" при изгибе и кручении) до возникновения силы P_{\max} ;

- выдержка образца при этой нагрузке на протяжении 1с;

- разгрузка образца с той же скоростью до P_{\min} ;
 - выдержка образца при этой нагрузке на протяжении $1c$.
 После этого циклы повторялись. Максимальное количество циклов равнялось 50. запись деформаций производили на 1, 2, 3, 4, 5, 10, 20, 30, 40 и 50-м циклах.

Характеристика цикла нагружения и типичная кривая деформирования изображены на рис. 4. В процессе циклического нагружения измерялись деформации препаратов при нагрузках P_{\max} и P_{\min} . На рис. 4 использованы такие обозначения:

τ_n, τ_p – времена возрастания и уменьшения нагрузки, которые зависят от скорости нагружения;

Δ_1, Δ_i – перемещения точек приложения нагрузки препаратов после 1-го и i -го цикла (i изменяется от 2 до 50).

Процессы деформирования неповрежденной ББК и системы "ББК - СтАВФ" под действием циклических нагрузок сопровождаются развитием остаточных ("задержанных") деформаций.

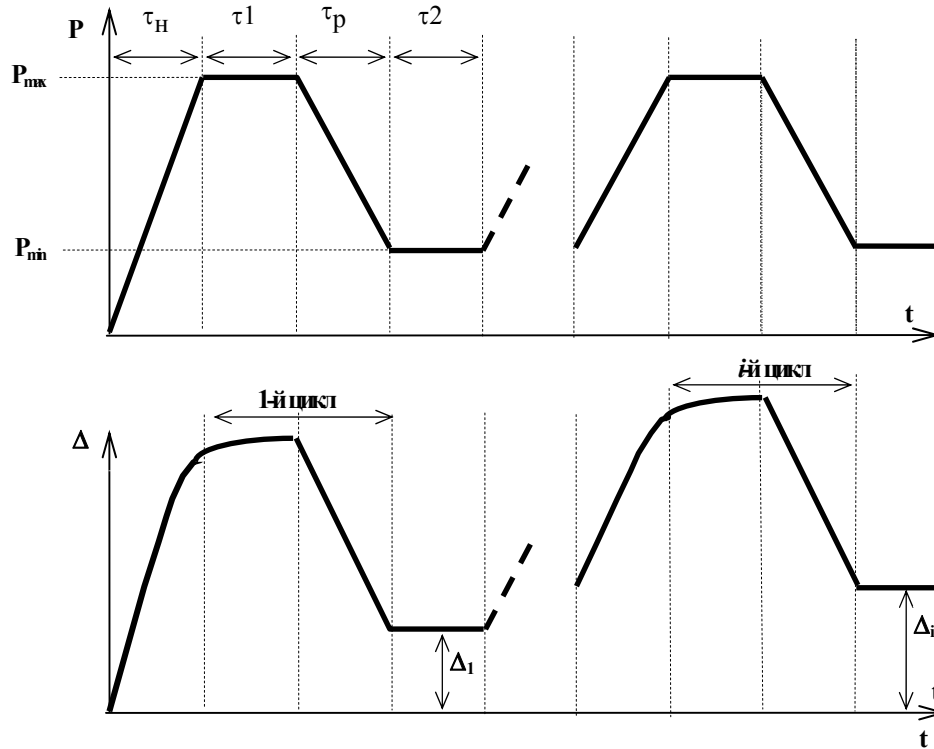


Рис. 4. Программа нагружения (а) и кривая циклического деформирования (б) препаратов

Указанные деформации возникают в процессе нагружения и выдержки при нагрузке P_{\max} в течение времени τ_1 и не успевают исчезнуть в процессе разгрузки и выдержки при нагрузке P_{\min} в течение времени τ_2 .

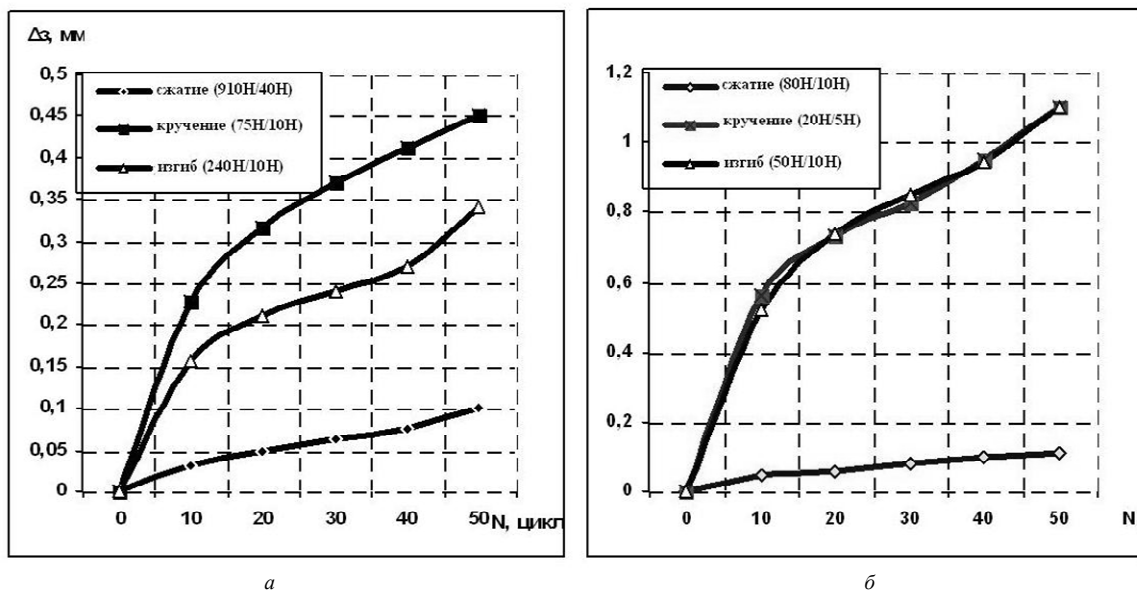


Рис. 5. Зависимости «задержанных» в неповрежденной ББК (а) и в системе «ББК-СтАВФ» (б)

"Задержанные" деформации на i -м цикле по сравнению с деформацией, которая возникла после однократного нагружения, рассчитывались как разность $\Delta_{i3} = \Delta_i - \Delta_1$.

Зависимость "задержанных" деформаций от количества циклов (рис. 5) отображают собой монотонный процесс, который характеризуется постоянно возрастающей деформацией. При этом наиболее интенсивное накопление деформаций происходит на первых циклах.

Видно, что по достижению 50-ти циклов нагружения исследованные процессы не прекращаются, а при действии изгибающих и крутящих моментов в течение 30-50 циклов скорость накопления деформаций заметно возрастает.

Для проведения анализа закономерностей накопления деформаций в неповрежденной ББК и системы "ББК - СтАВФ" рассчитывали величины этих деформаций по отношению к максимальной за цикл нагрузки P_{max} (удельные задержанные деформации) $\delta_{i3} = \Delta_{i3} / P_{max}$.

В табл. 2 приведены значения указанных деформаций (м/Н) при сжатии, изгибе и кручении. Как видно из таблицы, наблюдается значительное увеличение "задержанных" деформаций в препарате с СтАВФ по сравнению с неповрежденной ББК при всех исследованных видах нагрузок. Деформации при изгибе и кручении значительно превышают деформации, измеренные при сжимающих нагрузках.

Таблица 2

Вид деформации	P_{max} , Н	P_{min} , Н	№№ циклов				
			2	5	10	20	50
неповрежденная большеберцовая кость							
сжатие	310	40	0.32	0.65	0.65	0.97	1.29
изгиб	80	10	1.21	2.44	4.88	4.88	7.32
кручение	25	10	4.00	12.0	20.0	24.0	40.0
система "ББК - СтАВФ"							
сжатие	80	10	2.50	5.00	6.25	7.50	12.5
изгиб	50	10	29.7	67.3	101	147	218
кручение	20	5	34.7	193	273	357	541

Наибольшая скорость накопления деформаций наблюдается при действии крутящих моментов (Δ_3 с 2-го по 50-й циклы возрастают в 10 и 16 раз при испытании неповрежденной ББК и системы "ББК - СтАВФ" соответственно). При действии сжимающих и изгибных нагрузок во всех исследованных препаратах указанные деформации возрастают соответственно в 4-5 и 6-7 раз.

Большую активность процессов накопления деформаций в системах "ББК - СтАВФ" при действии изгибающих и крутящих моментов по сравнению с действием сжимающих нагрузок можно объяснить тем, что в местах контакта стержней аппарата фиксации с костной тканью при изгибе и кручении возникает большая неравномерность напряженного состояния, чем при сжатии системы.

При действии на систему "ББК - СтАВФ" осевой силы стержни, закрепленные перпендикулярно продольной оси кости, создают преимущественно равномерно распределенные по длине стержня напряжения. При изгибе (в сагиттальной плоскости) и кручении (в поперечной к продольной оси плоскости) напряжения в местах контакта изменяются от максимального значения вблизи поверхности кости до минимального в средней ее части.

Действие больших напряжений в кортикальных слоях кости (при изгибе и кручении) увеличивает скорость накопления "задержанных" деформаций.

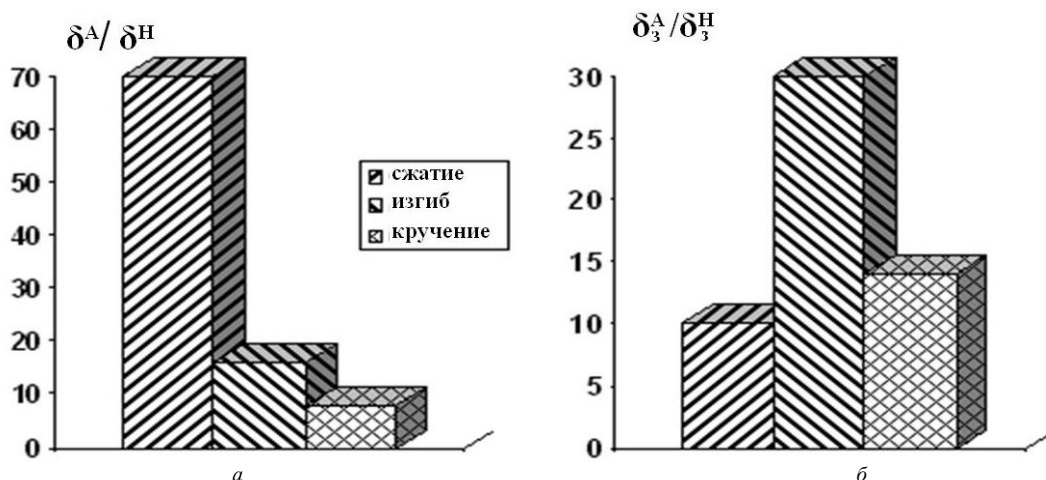


Рис. 6. Отношения деформаций системы «ББК-СтАВФ» () к деформациям неповрежденной ББК () при однократных (а) и циклических (б) нагрузках

Сравнение деформаций при однократных и циклических нагрузках. Для большей наглядности сравнения полученных результатов рассчитаны отношения δ^A / δ^H и δ_3^A / δ_3^H . В этих соотношениях индексами "H" и "A" обозначены деформации неповрежденной ББК и деформаций система "ББК - СтАВФ" соответственно. Как и раньше, δ^A, δ^H - деформации при кратковременных однократных нагрузках, δ_3^A, δ_3^H - остаточные ("задержанные") деформации, которые накапливаются при циклических нагрузках. Результаты расчетов отражены на диаграммах (рис. 6).

Как видно из представленных диаграмм, при действии кратковременных однократных нагрузок более чувствительными к состоянию системы (наличие или отсутствие СтАВФ) являются деформации, возникающие при сжимающих нагрузках препаратов. В то же время при действии длительных циклических нагрузках наибольшая разница в деформациях проявляется при испытаниях на изгиб, а наименьшая - при испытаниях на сжатие.

Выводы. 1. Использование того или иного критерия деформационной надежности систем остеосинтеза (способность сопротивляться сжимающим, изгибным или крутящим нагрузкам) зависит от того, какие режимы физиологических нагрузок (кратковременные или длительные) ожидаются при использовании СтАВФ.

2. Для оценки надежности СтАВФ наиболее чувствительными к действию кратковременных однократных нагрузок являются данные испытаний препаратов на сжатие, а при действии циклических нагрузок - данные испытаний на кручение и изгиб.

Список литературы

1. Анкин Л.Н. Анкин Н.Л. Практика остеосинтеза и эндопротезирования. - Киев, 1994. - 300 с.
2. Непран Л.П. Шумило А.В. Применение чрескостного остеосинтеза при осложненной огнестрельной травме конечностей //Воен.- мед. журн.- 1991.- N 7. - С 25-27.
3. Попечителей Е.П., Романов С.В. Анализ числовых таблиц в биотехнических системах обработки экспериментальных данных. - Л.: Наука, - 148 с.
4. Попсуйшпапка О.К. Про розвиток компресійно - дистракційного остеосинтезу з використанням стержневих апаратів //Матеріали 12-го съезда травматологов-ортопедов України. - Киев, 1996. - С. 71-72.
5. Muller M., M. Allgower, R. Schneiderl, H. Willenegger Manual of internal Fixation. - Springer-Verlag 1990.- 750 p.
6. Ткачева А. В. Биомеханические системы внешней фиксации при лечении переломов большеберцовой кости: дис. кандидата физ.-мат. наук.: 01.02.08 / Ткачева Ангелина Владимировна. – Саратов. 2006. – 149 с.
7. Бардеев А. Ю. Биомеханические условия фиксации отломков при лечении полифокальных переломов костей голени методом чрескостного остеосинтеза А. Ю. Бардеев Новое в решении актуальных проблем травматологии и ортопедии сб. науч. трудов.– М., 2000.- 67-68.
8. Ткачева А. В. Биомеханическое исследование жесткости внешней фиксации при лечении переломов длинных костей с помощью аппарата чрескостного остеосинтеза А. В. Ткачева, О. В. Бейдик, К. К. Левченко Биомедицинские технологии и радиоэлектроника.– М., 2006.– С. 8-9.
9. Барабаш А. П. Сравнительная характеристика линейных перемещений отломков проксимального отдела Бедренной кости при чрескостной фиксации / А. П. Барабаш, А. Г. Русанов, О. А. Кауц – Саратовский научно-медицинский журнал, 2009, том 5, № 3, с. 399–403.
10. Шидловский Н.С. О методах исследования систем остеосинтеза конечностей человека // Вісник Національного технічного університету України "Київський політехнічний інститут", Серія Машинобудування. – К: 2010, – № 58. – С. 195-203.