

ДЕФОРМАЦИОННЫЕ СВОЙСТВА СТЕРЖНЕВЫХ АППАРАТОВ ВНЕШНЕЙ ФИКСАЦИИ

В статье представлена методика и описано оборудование для измерения биомеханических характеристик системы «кость – СтАВФ» с учетом действия кратковременных однократных и длительных циклических нагрузок. Проведен анализ результатов экспериментальных исследований деформационных свойств неповрежденной кости и костей с переломами в средней трети, фиксированной различными пространственными конструкциями СтАВФ, при сжатии, изгибе и кручении. Определены оптимальные, с точки зрения общей жесткости, конструкции СтАВФ.

Ключевые слова: стержневой аппарат внешней фиксации, деформационные свойства, циклические нагрузки.

ВВЕДЕНИЕ

Оптимизация механических и геометрических параметров стержневых аппаратов, которые используются для фиксации отломков костей после сложных переломов, представляется актуальной проблемой, разрешимой, на наш взгляд, только экспериментальным путём.

Стержневые аппараты внешней фиксации (СтАВФ) широко применяются при открытых (огнестрельных и неогнестрельных) переломах: у пострадавших с политравмой для первичной стабилизации костей; у пострадавших с переломами, сочетающимися с ожогами; для фиксации костей после остеотомий; для удлинения сегментов [1, 2, 3, 4].

В СтАВФ для закрепления имплантатов, введенных в костные отломки, используют зажимы стержней и штанги (трубки). Известно четыре вида пространственных конструкций СтАВФ, широко применяемых в клинической практике. Это односторонняя одноплоскостная конструкция, односторонняя двухплоскостная (дельтовидная), двусторонняя одноплоскостная и двусторонняя двухплоскостная (триангулярная) конструкции [1, 5, 6].

Одной из оптимальных с точки зрения простоты и быстроты наложения является односторонняя одноплоскостная конструкция, хотя она наименее стабильна во фронтальной плоскости [7].

В данной работе предпринята попытка изучить основные биомеханические параметры всех указанных выше конструкций аппаратов; в идентичных условиях сравнить их с параметрами разработанной конструкции СтАВФ с дугообразными штангами, который мы применяем в клинической практике.

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 [8, 9, 10, 11].

В своих 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.

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 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. Определить характеристики жесткости неповрежденных большеберцовых костей (ББК) и систем «ББК – СтАВФ» включая циклические режимы воздействия внешних нагрузок при сжатии, изгибе и кручении. Установить закономерности накопления остаточных («задержанных») деформаций в указанных системах.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Для исследований использовали системы «кость – аппарат», которая состояла из трупной, нефиксированной большеберцовой кости (ББК) и стержневого аппарата внешней фиксации (СтАВФ). На рис. 1 изображена блок-схема основных этапов исследований, краткое описание биологических объектов, особенности программ нагрузки, препаратов и характеристики, измеряемые и рассчитываемые в процессе испытаний.

Препараты большеберцовых костей.

Для экспериментального исследования использовали ББК людей, умерших от травм или заболеваний, не связанных с патологией опорно-двигательного аппарата. Средний возраст во время смерти составлял 45 ± 3.8 лет (от 38 до 68 лет). Кожа, подкожная клетчатка, мышцы и сухожилия были удалены с поверхности ББК. Препараты костей фиксировали с помощью 10% раствора формалина на протяжении 24 часов.

Каждый вид испытаний был представлен тремя образцами ББК.

Моделирование перелома и его фиксации. На ББК с помощью пилки Джигли проводили остеотомию – рассечение кости для моделирования простых поперечных переломов и сложных сегментарных переломов с промежуточным фрагментом. Между всеми отломками системы «аппарат – кость» создавался диастаз 10 мм для того, чтобы исключить влияние взаимодействия костных отломков на жесткость системы.

После этого выполняли остеосинтез с помощью СТАВФ различных пространственных конструкций с различными местами введения имплантантов в кость.

Конструкции СТАВФ. Для остеосинтеза ББК использовали СТАВФ с различными стержнями (имплантатами), изготовленными из нержавеющей стали марки 12Х18Н10Т: стержень Штемана с неполной метрической резьбой в средней части длиной 50 мм; стандартные винты Шанца длиной резьбы 50 мм.

Использовали трубчатые штанги с внешним диаметром 12 мм и внутренним – 8 мм. Дугообразные штанги изготовлены с радиусом кривизны 85 мм и длиной 180 мм.

На рис. 2 на примере конструкции стержневого аппарата с дугообразными штангами, показаны геометрические размеры системы «аппарат – кость».

Испытательное оборудование и способы нагрузки. Нагрузку систем «ББК – СТАВФ» производили на универсальных испытательных машинах TIRA-test (рис. 3). Точность измерения прикладываемой нагрузки ± 0.1 Н, точность измерения перемещения подвижного захвата ± 0.01 мм при скорости перемещения активного захвата от 2.5 до 100 мм/мин.

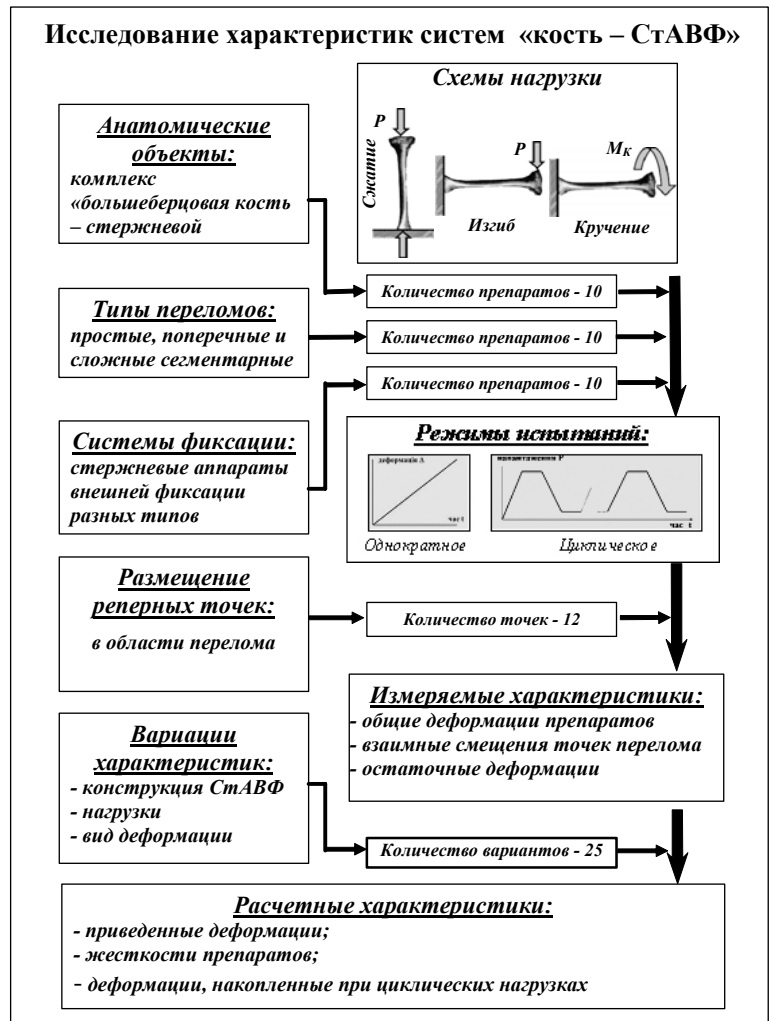


Рис. 1. Последовательность и основные характеристики процесса испытаний систем «кость – СТАВФ» под действием внешних нагрузок.

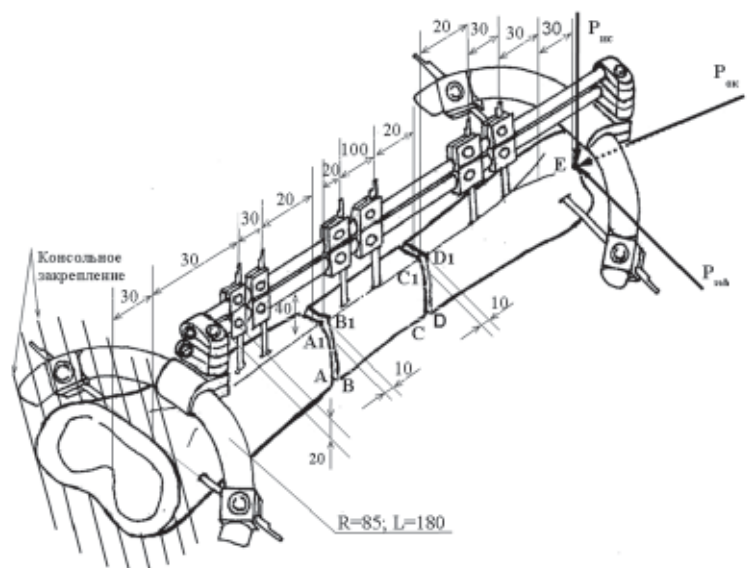


Рис. 2. Система «аппарат – кость» с моделью сегментарного перелома; $P_{ис}$ – изгибающая нагрузка, приложенная в сагиттальной плоскости; $P_{иф}$ – изгибающая нагрузка, приложенная во фронтальной плоскости; $P_{ок}$ – осевая компрессирующая нагрузка; R – радиус дугообразной штанги; L – длина дугообразной штанги.

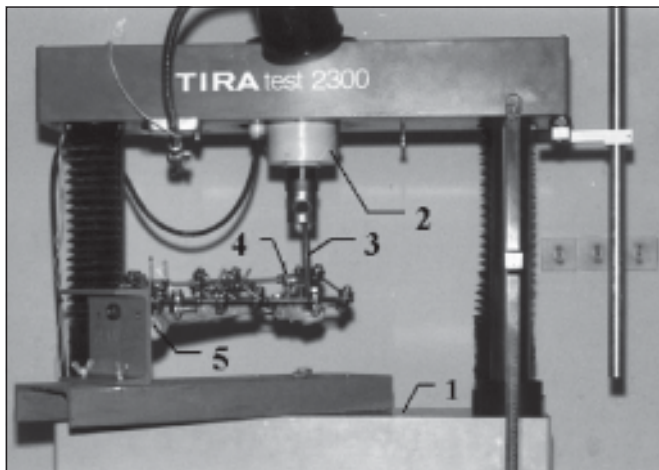


Рис. 3. Размещение системы «ББК – СтаВФ» в рабочей зоне испытательной машины при испытаниях на изгиб: 1 – подвижная траверса; 2 – динамометр; 3 – нагружающий стержень; 4 – система «ББК – СтаВФ»; 5 – устройство для жесткого закрепления кости.

Для испытаний на сжатие использовали универсальную машину TIRAtest 2151. Испытания при циклических осевых компрессионных нагрузках производили в автоматическом режиме. Для этого использовали микропроцессор К 8021. Перед испытаниями в него вводили следующие данные:

$$P_0 = 3 \text{ Н}; P = 450 \text{ Н}; \tau_1 = \tau_2 = 1 \text{ с},$$

где P_0 – минимальная сила сжатия, Н;
 P – максимальная сила сжатия, Н;
 τ_1 – время действия максимальной нагрузки, с;
 τ_2 – время действия минимальной нагрузки, с.

Для устранения дефектов, которые могут возникать в месте закрепления, перед измерением деформаций систему «ББК – СтаВФ» подвергали десятикратной нагрузке номинальным усилием с одновременной коррекцией затягивания винтов.

Испытания при изгибающих нагрузках. Объект исследования консолюно закрепляли в специальном жестком зажиме, который был установлен на подвижной траверсе испытательной установки. Траверса перемещалась в вертикальном направлении вверх таким образом, что стержень динамометра испытательной установки соприкасался со свободным концом кости.

Испытания при торсионных нагрузках. Образец одним концом жестко закрепляли в захвате установки на траверсе испытательной машины, к свободному концу кости жестко крепили металлический рычаг перпендикулярно оси кости. Крутящий момент создавали с помощью давления стержня динамометра на указанный рычаг. Для снятия изгибающих нагрузок свободный конец кости помещали в радиальный жестко фиксированный подшипник, который опирался на траверсу испытательной машины.

Испытания при осевых компрессионных нагрузках. Образец помещали между опорными площадками испытательной машины и нагружали сжимающими нагрузками, при этом динамометром машины измеряли сжимающее усилие, а измерителем деформации – взаимное смещение фрагментов кости.

Измерение линейных перемещений. На торцах отломков костей отмечали точки А, В, С, D, Е и А₁, В₁, С₁, D₁, при помощи которых измеряли вертикальные смещения и сближения (расхождения) между костными отломками при изгибающих нагрузках. Измерения перемещений производили, используя датчики деформаций испытательных машин TIRAtest-2300 и TIRAtest-2151, оптический катетометр В-630 с точностью ± 0.005 мм и индикатор часового типа ИЧ-10 с точностью ± 0.005 мм.

Измерение углов поворота. В процессе испытаний измеряли перемещение свободного конца рычага, угол поворота рассчитывали по формуле:

$$\phi = \arcsin (\Delta h / l_p),$$

где Δh – перемещение свободного конца рычага; l_p – длина рычага.

Крутящий момент $M = P \cdot l_p$, где P – усилие, прикладываемое к концу рычага.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЯ

Расчет жесткостей систем «ББК – СтаВФ».

Для определения жесткости конструкций систем аппарат-кость с различными пространственными конструкциями аппаратов при изгибающих и компрессионных нагрузках в качестве критерия, была выбрана сумма модулей векторов. Она характеризует жесткости исследуемых систем по относительному смещению костных отломков непосредственно в месте перелома (рис.4).

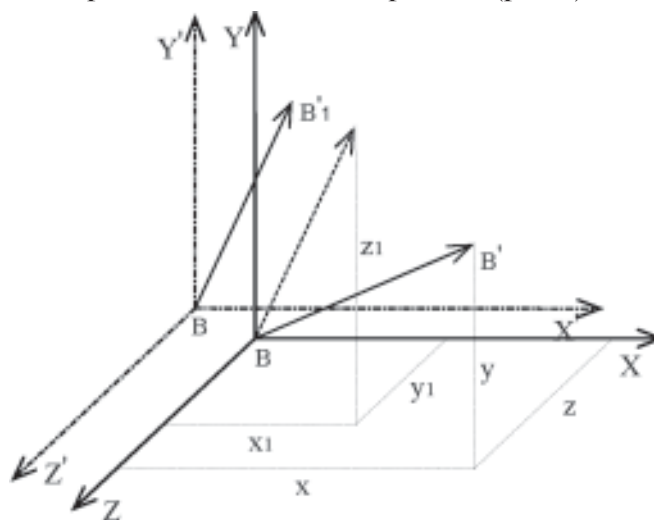


Рис. 4. Расположение векторов смещений относительно систем координат.

Модуль суммы векторов рассчитывали по формуле:

$$|\mathbf{R}| = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$$

где x, y, z – проекции вектора смещений на оси X, Y, Z (соответственно).

По результатам проведенных испытаний были определены такие обобщенные характеристики жесткости систем «БК – СтАВФ»:

- жесткость при изгибе C как отношение приложенной нагрузки к модулю максимального смещения отломков кости;
- жесткость при торсионной нагрузке C_T как отношение приложенного момента кручения к общему углу закручивания системы;
- жесткость при сжатии как отношение усилия сжатия к общему укорочению всей системы.

Анализ результатов. В табл. 1 и на рис. 5 отображает обобщенные результаты всех экспериментов. Обозначения схематично отображают вид поперечного сечения системы.

Для сравнения жесткостей пяти рассмотренных типов СтАВФ максимальная жесткость (двухсторонний одноплоскостной аппарат при изгибающих нагрузках та двухсторонний двухплоскостной аппарат при торсионных нагрузках) принята за сто процентов. Жесткости остальных систем «БК – СтАВФ» выражены в процентах от жесткости системы с указанным СтАВФ.

На рис. 5Б кроме данных о жесткости при торсионных нагрузках отражена степень сохранения жесткость различных систем «БК – СтАВФ» при многократном (1000 циклов нагрузки) сжатии. На

■ поперечный перелом □ сегментарный перелом

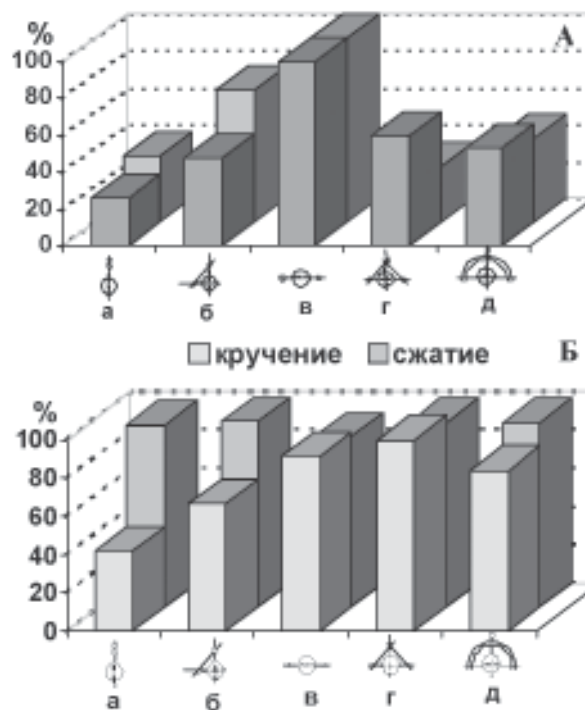


Рис. 5. Сравнение жесткостей систем «БК – СтАВФ» различных конструкций при изгибе (А), при кручении и сжатии (Б).

диаграмме (задний ряд на рис. 5Б) за 100% принята жесткость систем, измеренная на первом цикле нагружения.

Таким образом, наибольшей суммарной жесткостью при фиксации единичного поперечного перелома обладает СтАВФ типа «в». Приблизительно в два раза меньше жесткость у «БК – СтАВФ» типа «б», «г» и «д». Минимальной жесткостью обладает аппарат типа «а», на что указывает и другие авторы [4].



При действии торсионных нагрузок наилучшие характеристики жесткости показала триангулярная конструкция (тип «г»). Близкие к ней рамочная конструкция типа «в» и СтАВФ з дугообразными штангами «д».

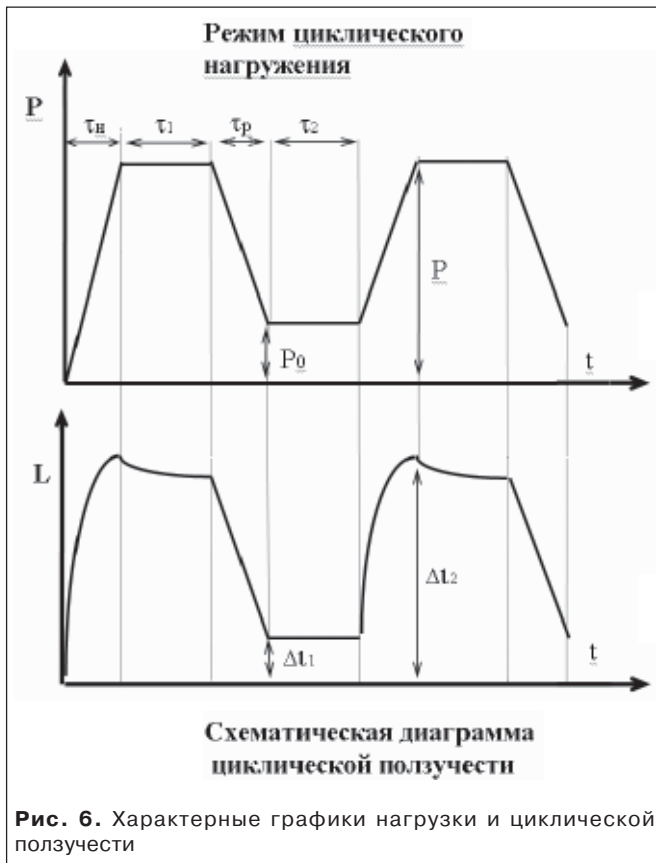
Под действием циклических нагрузок за тысячу циклов наибольшая потеря жесткости (приблизительно 11%) произошла в СтАВФ рамочной конструкции типа «в», наименьшая (3 – 4%) – в АФ типа «б», «г» та «д».

На рис. 6 изображены характерные графики циклического нагружения и кривые циклической ползучести.

Таблица 1

Обобщенные результаты натуральных биомеханических экспериментов

Конструкция аппарата	Условное обозначение конструкции аппарата (тип)	Модули суммарного вектора жесткости при изгибающих нагрузках, C (Н/мм)	Жёсткость на линейных участках деформации при торсионных нагрузках, C_T (Н-м/рад)
Односторонняя одноплоскостная	 ("а")	290	108.5
Односторонняя двухплоскостная	 ("б")	537	145.3
Двусторонняя одноплоскостная	 ("в")	1124	234.4
Двусторонняя двухплоскостная	 ("г")	675	256.4
С дугообразными штангами	 ("д")	521	214.3



Установлена линейная зависимость общего укорочения испытуемого объекта от числа циклов (испытания проводили до 1000 циклов). Наибольшая устойчивость выявлена у односторонней одноплоскостной конструкции и конструкции с дугообразными штангами: 2,63% и 3,96% потери жесткости на тысячном цикле.

При интегральной оценке жесткости различных конструкций стержневых СТАВФ в качестве критерия было взято смещение в дистальной точке кости. Это смещение возникало при одновременном действии трех взаимно перпендикулярных нагрузок (изгибающей в сагиттальной и фронтальной плоскостях и осевой компрессионной) величиной 100 Н.

Данные смещений представлены в векторной форме и подвергнуты обработке методами, изложенными в работе [13]. В результате проведенного анализа была установлена высокая корреляционная зависимость ($K=0.8$) между изгибными и торсионными жесткостями.

Интегральные жесткости СТАВФ в порядке убывания представлены следующим рядом: односторонний двухплоскостной, двусторонний одноплоскостной, с дугообразными штангами, двусторонний двухплоскостной и односторонний одноплоскостной. Приведенные соотношения сохраняются, если в качестве критериев использовать условные жесткости на линейных участках деформации, рассчитанные для промежуточных

сегментов кости; и для сближения (расхождения) отдельных точек отломков кости.

При торсионных и осевых компрессионных нагрузках (при сохранении их количества в каждом отломке) место введения стержней практически не влияет на жесткость системы «аппарат-кость».

Таким образом, в СТАВФ степень жесткости конструкции варьируется в широком диапазоне, зависит от количества стержней, их компоновки и конструкции аппарата.

ВЫВОДЫ

1. При фиксации простого поперечного перелома наибольшей суммарной жесткостью обладает двусторонняя одноплоскостная (рамочная) конструкция. Примерно в два раза меньше жесткость у двусторонней двухплоскостной (триангулярной) конструкции. Еще меньше жесткость у односторонней двухплоскостной (дельтовидной) конструкции. Самой минимальной жесткостью обладает односторонняя одноплоскостная конструкция аппарата.
2. Стабильность свойств конструкции аппарата с дугообразными штангами сопоставима с двусторонней двухплоскостной и односторонней двухплоскостной конструкциями.
3. При фиксации сегментарного перелома распределение суммарных жесткостей аппаратов в порядке убывания выглядит следующим образом: двусторонняя одноплоскостная конструкция, односторонняя двухплоскостная конструкция, конструкция с дугообразными штангами, односторонняя одноплоскостная конструкция и, наконец, двусторонняя двухплоскостная конструкция.
4. При воздействии торсионных нагрузок наилучшие характеристики жесткости показала триангулярная конструкция аппарата, сопоставима с ней, жесткость рамочной конструкции. На третьем месте конструкция аппарата с дугообразными штангами. Далее следуют дельтовидная и односторонняя одноплоскостная конструкции.
5. Конструкция аппарата с дугообразными штангами имеет существенные преимущества перед остальными и может быть рекомендован при лечении открытых переломов голени и бедра.
6. Жесткость исследованных типов конструкций следует учитывать при планировании оперативных вмешательств.

ЛИТЕРАТУРА

1. Анкин Л.Н., Анкин Н.Л. Практика остеосинтеза и эндопротезирования. – Киев, 1994. – 300 с.
2. Непран Л.П., Шумило А.В. Применение чрезкостного остеосинтеза при осложненной огнестрельной травме конечностей //Воен.-мед.журн.- 1991.- N 7. – С 25 – 27.
3. Попсуйшапка О.К. Про розвиток компресійно-дистракційного остеосинтезу з використанням стержневих апаратів //Матеріали 12-го съезда травматологов-ортопедов України. – Киев, 1996. – С. 71 – 72.
4. Muller M., Algoter M., Schneider R., Willenegger H., Manual of internal Fixation. Springer Verlag. Berlin – New-York – Heidelberg. 1990 – 750 p.
5. Herholzer G., Ruedi Th., Algoter M., et all. Manual on the AO/ASIF Tubular external fixator. – Springer-Verlag 1985. – 100 p.
6. Egkher E., Martinek H., Wieike B., How to increase the stability of external fixation units. Mechanical tests and theoretical studies //Arch. Orthop. Traumat. Surg. – 1980. – Vol. 96, P. 35 – 43.
7. McCoy M.T., Briggs B.T., Chao E.Y.: A comparative study of external fixators based on bone fracture stiffness. Proceedings of the 26th Annual Orthopedic Research Society, Atlanta 1980.
8. 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.
9. Бардеев А. Ю. Биомеханические условия фиксации отломков при лечении полифокальных переломов костей голени методом чрезкостного остеосинтеза А. Ю. Бардеев Новое в решении актуальных проблем травматологии и ортопедии сб. науч. трудов.– М., 2000.- 67-68.
10. Ткачева А. В. Биомеханическое исследование жесткости внешней фиксации при лечении переломов длинных костей с помощью аппарата чрезкостного остеосинтеза А. В. Ткачева, О. В. Бейдик, К. К. Левченко Биомедицинские технологии и радиоэлектроника.– М., 2006.– С. 8-9.
11. Барабаш А. П. Сравнительная характеристика линейных перемещений отломков проксимального отдела бедренной кости при чрезкостной фиксации / А. П. Барабаш, А. Г. Русанов, О. А. Кауц – Саратовский научно-медицинский журнал, 2009, том 5, № 3, с. 399–403.
12. Анкин Л.Н., Анкин Н.Л. Аппарат внешней фиксации с полыми стержнями // Бюллетень научно- производственного общества “Эндост”. – Киев, 1992. – 27 с.
13. Попечителей Е. П. Анализ числовых таблиц в биотехнических системах обработки экспериментальных данных / Е. П. Попечителей, С. В. Романов; АН СССР. Отд-ние физиологии. – Л. : Наука, 1985. – 148 с.

А. М. Лакша

Деформаційні властивості стрижневих апаратів зовнішньої фіксації

У статті представлена методика і описано обладнання для вимірювання біомеханічних характеристик системи “кістка – СТАВФ” з урахуванням дії короткочасних одно-разових та тривалих циклічних навантажень. Проведено аналіз результатів експериментальних досліджень деформаційних властивостей неушкодженої кістки і кісток з переломами в середній третині, фіксованої різними просторовими конструкціями СТАВФ, при стисненні, вигині і крученні. Визначено оптимальні, з точки зору загальної жорсткості, конструкції СТАВФ.
Ключові слова: стрижневий апарат зовнішньої фіксації, деформаційні властивості, циклічні навантаження.

A. M. Laksha

Deformation properties bar external fixation devices

The paper presents a methodology and described equipment to measure the biomechanical characteristics of the system “bone – BEFD” taking into account the action of short-term and long-term single cyclic loads. The analysis of the results of experimental studies of deformation properties of the intact bone and bone fractures in the middle third, fixed different spatial structures BEFD, compression, bending and torsion. The optimum in terms of the total hardness, design BEFD.
Keywords: rod apparatus of external fixation, deformation properties, cyclic loading.