

ЛИТЕРАТУРА

1. Илизаров Г. А. Некоторые теоретические и клинические аспекты чрескостного остеосинтеза с позиции открытых нами общеприродных закономерностей // Клинико-теоретические аспекты и экспериментальное обоснование чрескостного остеосинтеза при дистракции костных и мягких тканей. Курган. 1986. С. 7–12.
2. Кудзаев К. У. Эстетическое удлинение нижних конечностей: Материалы международного конгресса «Травматология и ортопедия: современность и будущее». Москва, 2003. С. 97–98.
3. Малахов О. А., Кожевников О. В., Зотова Д. П., Салтыкова В. Г. Динамика развития периферического кровообращения при хирургической коррекции длины нижней конечности у детей и подростков // Вестник травматологии и ортопедии им. Н. Н. Приорова. 2006. № 1. С. 47–50.
4. Нелин Н. И., Вареник Н. Н., Ивашкин А. Н., Абрамов И. В. Восстановление механической оси нижней конечности при коррек-

ции посттравматических деформаций бедра и голени. 3-й Международный конгресс «Современные технологии в травматологии и ортопедии». Москва. 2006. С. 41.

5. Оганесян О. В., Степанов Г. А. Удлинение нижней конечности после реплантации // Вестник травматологии и ортопедии им. Н. Н. Приорова. 2006. № 3. С. 39–41.

A. I. AFAUNOV, A. A. AFAUNOV

THE SURGICAL TREATMENT A FEMUR AND TIBIA SHORTENING OF YOUNG MAN

In article describe difficult accident a femur and tibia shortening of young man. A shortening arise after osteomyelitis. A good result achieve.

**А. А. АФАУНОВ, В. Д. УСИКОВ,
А. И. АФАУНОВ, А. В. МИШАГИН, К. К. ТАХМАЗЯН**

ИЗУЧЕНИЕ ЛОКАЛЬНОЙ ПРОЧНОСТИ КОСТНОЙ ТКАНИ ТЕЛ ПОЗВОНКОВ В ЭКСПЕРИМЕНТЕ

*Кафедра ортопедии, травматологии и ВПХ
Кубанского государственного медицинского университета, г. Краснодар, Россия*

Внедрение в клиническую практику современных конструкций для коррекции и стабилизации позвоночника при травмах и заболеваниях позволило улучшить результаты лечения данной категории больных. Тем не менее отмечаемые случаи дестабилизации остеосинтеза, приводящие к потере достигнутой коррекции и отрицательным результатам лечения, требуют дальнейших исследований для выяснения причин данных осложнений и поиска путей их профилактики [11, 12].

Известно, что основными факторами, определяющими стабильность любого металлостеосинтеза, являются прочность, жёсткость и предел упругости костно-металлического блока [4, 8]. Мерой общей прочности является величина механической нагрузки, при которой начинается локальное разрушение исследуемой системы. Показатели жёсткости дают представление, насколько исследуемые образцы будут деформированы до начала разрушения. Мерой предела упругости в квазистатических условиях, при которых скорость увеличения нагрузки мала и не влияет на процессы разрушения, является величина нагрузки, при которой появляется остаточная деформация. Экспериментальные данные показали, что наиболее слабым местом при металлостеосинтезе позвоночника являются участки костной ткани, непосредственно контактирующие с металлической поверхностью конструкции для остеосинтеза [1, 2, 3, 10]. Очевидно, что чем выше прочность, жёсткость и предел упругости костной ткани в местах имплантации элементов фиксирующих конструкций в костный массив, тем выше стабильность остеосинтеза. Методика выполнения дорзальной стабилизации позвоночника транспедикулярными или ламинарными спинальными системами предусматривает имплантацию винтов или крючков в строго определённые анатомичес-

кие зоны позвонков [5, 6, 7]. Хирургическая техника выполнения остеосинтеза позвоночника большинством из известных систем вентральной стабилизации, наоборот, допускает имплантацию винтов в различные участки костного массива тел позвонков. Оптимальной с точки зрения стабильности остеосинтеза является имплантация винтов в участки тел позвонков, имеющие максимальную локальную прочность, жёсткость и предел упругости костной ткани. Однако, несмотря на достаточное количество публикаций, описывающих биомеханические свойства костных структур позвоночника [6, 8], мы не встретили работ, касающихся сравнительного изучения механических характеристик костной ткани из различных участков тел позвонков. Производители конструкций для вентральной стабилизации позвоночника рекомендуют места имплантации винтов, оптимальные только с точки зрения конструктивных особенностей конкретной спинальной системы [5], без учёта возможной неоднородности спонгиозного костного массива тела позвонка.

Целью данной работы являлось изучение прочности, жёсткости и предела упругости спонгиозной костной ткани в различных участках тел грудных и поясничных позвонков.

Материалы и методы

Исследования выполняли на 6 анатомических препаратах позвонков Th12 и L1. Изъятие препаратов проводили на секции у лиц 25–60-летнего возраста, доставляемых в судебно-медицинский морг в срок до 48 часов после смерти в соответствии с требованиями подготовки тканей экспериментальных животных и человека для биомеханических исследований [9]. Причины смерти в указанной

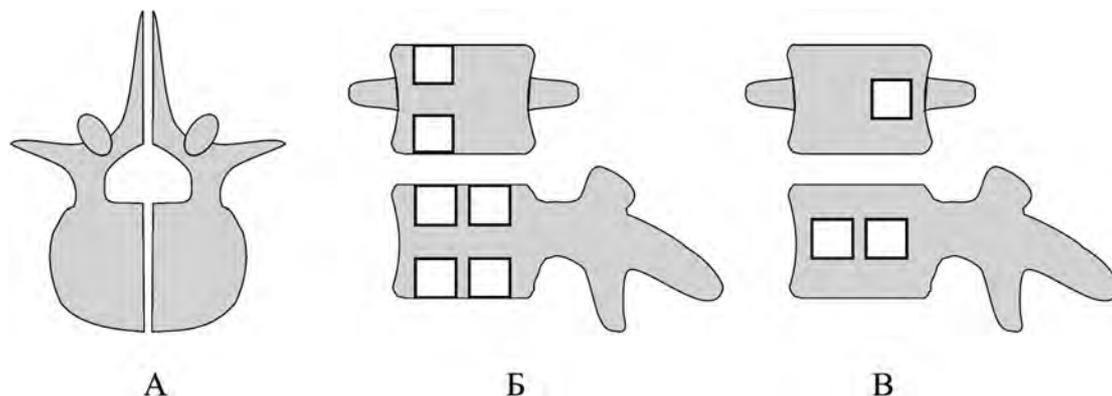


Рис. 1. Схема подготовки анатомических препаратов спонгиозной костной ткани тел позвонков для экспериментальных исследований:

- А – разделение позвонка на две симметричные части;
- Б – схема подготовки костных спонгиозных фрагментов в виде кубиков с гранью 1х1 см из участков тела позвонка, примыкающих к замыкающим пластинам;
- В – схема подготовки костных спонгиозных фрагментов в виде кубиков с гранью 1х1 см из центральных участков тела позвонка

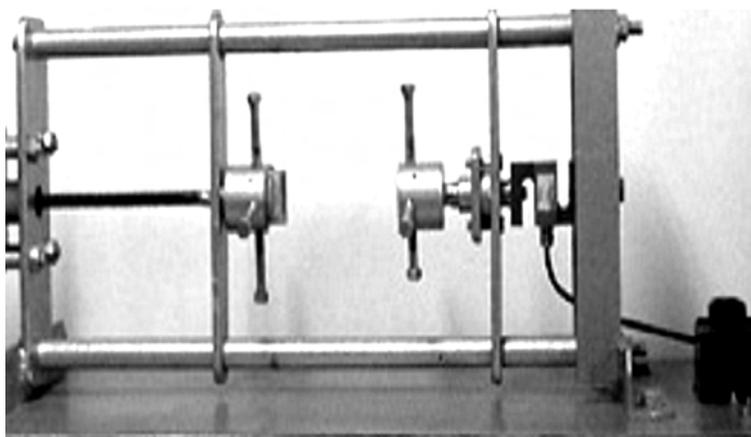


Рис. 2. Общий вид стационарного испытательного стенда ИСС Scaime ZF-500

группе не оказывали влияния на структуру тканей позвоночника.

В нашей работе определялись и сравнивались прочность, жёсткость и предел упругости спонгиозной костной ткани из центральных участков тел позвонков в проекции талии и из участков, примыкающих к замыкающим пластинам. Для этого каждый позвонок из изъятых на секции анатомических препаратов разделяли строго по срединной линии на симметричные правую и левую половины (рис. 1А). Из одной половины, из участков тела, примыкающих к замыкающим пластинам, с помощью осциляторной пилы и долота готовили костные фрагменты, включавшие только спонгиозную костную ткань и имевшие форму кубиков с гранью 1х1 см (рис. 1Б). Из второй половины каждого позвонка готовили аналогичные фрагменты, но изъятые из центральных отделов тела (рис. 1В).

Исследования были выполнены на базе экспериментальной лаборатории кафедры травматологии и ортопедии Ростовского государственного медицинского университета на стационарном испытательном стенде ИСС, снабжённом стандартизированным датчиком меха-

нических нагрузок Scaime ZF-500 (Франция) (рис. 2). Подготовленные к эксперименту препараты спонгиозной костной ткани тел позвонков располагали между активной и пассивной траверсами испытательного стенда с таким расчётом, чтобы направление вектора тестирующего силового воздействия на фрагменты тел позвонков во всех опытах было одинаковым и совпадало с вертикальной биомеханической осью позвоночного столба.

Расстояние между траверсами предварительно устанавливали в соответствии с размерами тестируемых препаратов. Скорость сближения траверсов была постоянной и составляла 0,55 мм в секунду. Во время сближения траверсов и соответствующего увеличения компрессионной деформации тестируемых препаратов измеряли нарастающую квазистатическую нагрузку с помощью датчика испытательного стенда, соединённого с пассивной траверсой и с аналогово-цифровым преобразователем. Предельная величина постепенно нарастающей тестирующей нагрузки ограничивалась общей прочностью исследуемых образцов. Разрушением исследуемого костного препарата считали момент резкого снижения сопротивления образца

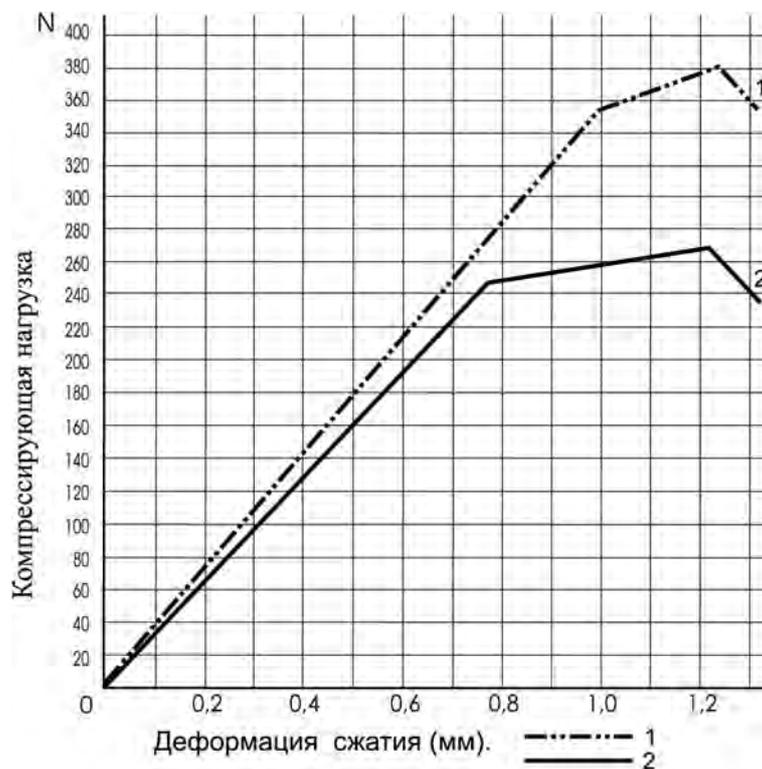


Рис. 3. Графики зависимости деформации сжатия тестируемых препаратов спонгиозной костной ткани тел позвонков от прикладываемой компрессирующей нагрузки: по оси абсцисс – величина прикладываемой нагрузки (в N), по оси ординат – деформация сжатия препаратов (в мм), линия 1 – деформация сжатия препаратов спонгиозной костной ткани из участков тел позвонков, прилегающих к замыкающим пластинам; линия 2 – деформация сжатия препаратов спонгиозной костной ткани центральных участков тел позвонков

дальнейшему сжатию, который определяли по началу прогрессивного нарастания деформации без адекватного увеличения нагрузки. Разрушение фиксировали датчиком испытательного стенда и контролировали визуально. Все полученные данные обрабатывались на персональном компьютере, интегрированном с испытательным стендом ИСС Scaime ZF-500. Запись параметров измерения зависимости деформации тестируемых препаратов от прикладываемой нагрузки с переводом полученных данных в электронный вариант осуществлялась автоматически и визуализировалась на экране монитора в виде диаграмм в координатах “прилагаемая нагрузка (N) – компрессионная деформация (мм)”.

По полученным диаграммам определялись относительная компрессионная деформация тестируемых костных препаратов (отношение абсолютного укорочения препарата под действием приложенной нагрузки к его первоначальной длине в процентном выражении) и динамика увеличения деформации препаратов под действием нарастающей нагрузки. Составлялись таблицы зависимости относительной компрессионной деформации тестируемых препаратов от прикладываемой механической нагрузки для последующего анализа, определения прочности, показателя жёсткости и предела упругости спонгиозной костной ткани в исследуемых участках тел позвонков. Прочность определялась по величине предельного напряжения (МПа) – отношения разрушающей нагрузки (в N) к площади поперечного сечения исследуемых костных препаратов (в МЗ). Показатели жёсткости вычисляли по отношению деформации исследуемых образцов к приложенной нагрузке. Предел упругости определяли по максимальному напряжению (МПа), при котором достигался предел пропорциональности исследуемых образцов костной ткани. Достижение предела пропорциональности фиксировали на диаграммах в момент изменения динамики увеличения деформации образцов костной ткани под действием нарастающей нагрузки в виде отклонения от прямопропорциональной зависимости.

Полученные величины прочности, показателей жёсткости и предела упругости исследуемых костных образцов из участков тела позвонка, прилежащих к замыкающим пластинам, принимали равными 100% и сопоставляли с соответствующими параметрами костных образцов из центральных участков тел тех же позвонков. При этом данное процентное сопоставление производили для каждого позвонка отдельно, что позволило сравнить отличия параметров прочности, жёсткости и предела упругости костной ткани различных отделов тел позвонков, а не эти параметры различных позвонков. Количественные характеристики результатов экспериментов подвергались статистической обработке с определением стандартной ошибки средних значений.

Нарастающая компрессионная нагрузка, прикладываемая к подготовленным препаратам спонгиозной костной ткани из участков тел позвонков Th12 и L1, прилегающих к замыкающим пластинам, вызывала прогрессирующую компрессионную деформацию тестируемых образцов за счёт сминания спонгиозной структуры. Зависимость

Результаты

Нарастающая компрессионная нагрузка, прикладываемая к подготовленным препаратам спонгиозной костной ткани из участков тел позвонков Th12 и L1, прилегающих к замыкающим пластинам, вызывала прогрессирующую компрессионную деформацию тестируемых образцов за счёт сминания спонгиозной структуры. Зависимость

деформации от действующего усилия была близка к прямопропорциональной до нагрузки $350,6 \pm 92,6$ N, что соответствовало напряжению сжатия $3,506 \pm 0,926$ МПа. Компрессия препаратов при этом достигала $0,99 \pm 0,22$ мм, что составляло $9,92 \pm 2,2\%$ от исходной величины. В этом диапазоне нагрузки показатель жёсткости составлял $2,8\%$ относительной компрессионной деформации на 1 МПа. Дальнейшее усиление нагрузки сопровождалось более быстрым увеличением компрессионной деформации и отклонением от прямопропорциональной зависимости, что говорило о превышении предела упругости и появлении остаточной деформации. Нагрузка $380,73 \pm 131,3$ N вызывала напряжение сжатия в спонгиозной ткани препаратов $3,807$ МПа и провоцировала относительную компрессионную деформацию в среднем $12,2\%$, после чего происходило разрушение. Динамика увеличения деформации препаратов спонгиозной костной ткани тел позвонков из участков, прилегающих к замыкающим пластинам, под действием возрастающей компрессирующей нагрузки представлена на рис. 3 в виде графика (линия 1). По оси ординат – величина компрессирующего воздействия в N, по оси абсцисс – деформация в мм.

Нарастающая компрессионная нагрузка, прилагаемая к подготовленным препаратам спонгиозной костной ткани из центральных участков тел позвонков Th12 и L1, вызывала более быстро прогрессирующую компрессионную деформацию тестируемых образцов за счёт сминания спонгиозной структуры. Превышение предела упругости с появлением остаточной деформации происходило при нагрузке $247,45 \pm 97$ N, вызывающей напряжение сжатия $2,475 \pm 0,97$ МПа и относительную деформацию $7,72 \pm 4,85\%$. В этом диапазоне нагрузки показатель жёсткости составлял $3,1\%$ относительной компрессионной деформации на 1 МПа. Разрушение тестируемых препаратов из центральных участков тел позвонков происходило при напряжении сжатия $2,683 \pm 0,97$ МПа и относительной деформации в среднем $12,1\%$. Динамика увеличения деформации препаратов спонгиозной костной ткани из центральных участков тел позвонков под действием возрастающей компрессирующей нагрузки представлена на рис. 3 в виде графика (линия 2).

Обсуждение

Нами были сопоставлены прочность, показатели жёсткости и предел упругости спонгиозной костной ткани из центральных участков тел позвонков и участков, прилежащих к замыкающим пластинам. Сопоставление показало, что предел прочности спонгиозной костной ткани в различных отделах тел позвонков имеет существенные отличия. В центральных участках в проекции талии позвонка предел прочности костной ткани на $29,2 \pm 16,4\%$ ниже, чем в участках, примыкающих к замыкающим пластинам. Жёсткость спонгиозы центральных участков тел позвонков на $6,45\%$ ниже, чем у спонгиозы, прилегающей к замыкающим пластинам. Предел упругости костной ткани в центральных участках тел позвонков на $27,5 \pm 16,84\%$ меньше, чем у костной ткани в участках, прилегающих к замыкающим пластинам.

Полученные результаты могут иметь прикладное значение при разработке новых устройств для хирургической коррекции и стабилизации грудного и поясничного отделов позвоночника, а также изменить технические подходы при выполнении остеосинтеза позвоночника существующими вентральными спинальными системами. Имплантация элементов вентральной спинальной системы в субкортикальные участки тел позвонков, прилежащие к замыкающим пластинам, может существенно

повысить стабильность остеосинтеза позвоночника без каких-либо изменений в конструкции самого фиксатора.

Поступила 10.12.06 г.

ЛИТЕРАТУРА

1. Афаунов А. А. Стабильность травмированного позвоночника по отношению к изгибающим нагрузкам в условиях транспедикулярного остеосинтеза (экспериментальное исследование) // Афаунов А. А., Усиков В. Д., Афаунов А. И., Дунаев И. М. Вестник травматологии и ортопедии имени Н. Н. Приорова. 2004. № 3. С. 23–29.
2. Афаунов А. А. Стабильность травмированного позвоночника в условиях транспедикулярного остеосинтеза по отношению к сдвигающим нагрузкам // Афаунов А. А., Усиков В. Д., Афаунов А. И. и др. Кубанский научный медицинский вестник. 2004. № 5–6. С. 50–54.
3. Афаунов А. А. Изучение сравнительных показателей ротационной стабильности транспедикулярного остеосинтеза позвоночника в эксперименте // Афаунов А. А., Усиков В. Д., Афаунов А. И. и др. // Хирургия позвоночника. 2005. № 3. С. 25–32.
4. Барабаш А. П. Комбинированный напряжённый остеосинтез // А. П. Барабаш, Л. Н. Соломин, Благовещенск, 1992. 69 с.
5. Дулаев А. К. Закрытые повреждения позвоночника грудной и поясничной локализации / А. К. Дулаев, В. М. Шаповалов, Б. В. Гайдар, СПб: Морсар АВ, 2000. 143 с.
6. Лавруков А. М. Остеосинтез аппаратом внешней фиксации у больных с повреждениями и заболеваниями позвоночника / А. М. Лавруков, А. Б. Томилов, Екатеринбург: УрО РАН. 2002. 207 с.
7. Макаревич С. В. Спондилдез универсальным фиксатором грудного и поясничного отделов позвоночника: Пособие для врачей. Минск, 2001. 74 с.
8. Образцов И. Ф. Проблемы прочности в биомеханике / И. Ф. Образцов, И. С. Адамович, А. С. Барер и др. М.: Высшая школа, 1988. 311 с.
9. Сикилинда В. Д., Акопов В. И., Хлопонин П. А. и др. Подготовка тканей экспериментальных животных и человека для биомеханических и морфологических исследований: Методические рекомендации. Ростов-на-Дону – Санкт-Петербург. 2002. 42 с.
10. Усиков В. Д. Стабильность травмированного позвоночника в условиях транспедикулярного остеосинтеза по отношению к вертикальным нагрузкам // Усиков В. Д., Афаунов А. А., Афаунов А. И. и др. Травматология и ортопедия России. 2004. № 1. С. 24–28.
11. Knop C., Fabian H. F., Bastian L., Blauth M. Late results of thoracolumbar fractures after posterior instrumentation and transpedicular bone grafting // C. Knop, H. F. Fabian, L. Bastian, M. Blauth. Spine. 2001. Vol. 26, № 1. P. 88–99.
12. Resch H. Operative vs. konservative Behandlung von Frakturen des Thorakolumbalen Ubergangs / Resch H., Rabl M., Klampfer H. et al. Unfallchirurg. 2000. Bd. 103, H4. P. 281–288.

**A. A. AFAUNOV, V. D. USIKOV, A. I. AFAUNOV,
A. V. MISHAGIN, K. K. TAHMAGIAN**

THE EXPERIMENTAL STUDY OF THE LIMIT OF ELASTICITY OF BONE SUBSTANCE IN THE CENTRAL VERTEBRA SITES

The lead experimental researches have established, what there are differences of mechanical characteristics of bone substance in various sites of vertebra bodies. Durability of bone substance in the central vertebra sites on $29,2 \pm 16,4\%$ is less, than in the sites located near to closing plates. Rigidity of bone substance in the central vertebra sites on $6,45\%$ is less, than in the sites located near to closing plates. Limit of elasticity of bone substance in the central vertebra sites on $27,5 \pm 16,84\%$ is less, than in the sites located near to closing plates.