

# ФИЗИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ДЛЯ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОГО БИОМЕХАНИЧЕСКОГО ИССЛЕДОВАНИЯ ШЕЙНОГО ОТДЕЛА ПОЗВОНОЧНИКА

Канд. мед. наук А. Е. БАРЫШ, С. Р. МИХАЙЛОВ

PHYSICAL MODEL FOR EXPERIMENTAL BIOMECHANICAL STUDY OF THE CERVICAL SPINE

A. E. BARYSH, S. R. MIKHAILOV

*Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М. И. Ситенко АМН Украины,  
Харьков, Украина*

Детально описана разработанная автором физическая модель шейного отдела позвоночника, отражающая его анатомические, биомеханические и функциональные особенности. Модель позволяет исследовать характер распределения нагрузок в проекции переднего и заднего опорного комплекса позвоночных сегментов шейного отдела позвоночника в соответствии с его биомеханическими особенностями при различных режимах приложения внешней силы и после моделирования разнообразных вариантов спондилодеза на уровне фиксации и в смежных сегментах.

*Ключевые слова: физическая модель, шейный отдел позвоночника, экспериментальное биомеханическое исследование.*

The original physical model of the cervical spine representing its anatomical, biomechanical and functional features is described in detail. The model allows to study the character of the load distribution in the soft-tissue elements of the cervical spine in accordance with its biomechanical features in various regimens of use of external force and after modelling various variants of spondylodesis at the level of fixation and in the adjacent segments.

*Key words: physical model, cervical spine.*

Экспериментальные биомеханические исследования в ортопедии-травматологии являются весьма ценным инструментом для понимания механизмов некоторых патологических процессов или повреждений шейного отдела позвоночника (ШОП). Кроме того, они могут быть чрезвычайно полезными при решении целого ряда спорных вопросов, нередко встречающихся в клинической практике хирургии ШОП и связанных, в частности, с выбором оптимальных способов спондилодеза и устройств для их реализации [1]. В настоящее время основными и наиболее распространенными являются экспериментальные биомеханические исследования с помощью физических моделей [2, 3], анатомических препаратов ШОП человека [4], анатомических препаратов ШОП от лабораторных животных [5] и математического, в том числе и компьютерного, моделирования [6]. Каждый из этих вариантов имеет свои преимущества и недостатки. Так, препараты от лабораторных животных в силу своих анатомических особенностей значительно отличаются от препаратов ШОП человека, что в ряде случаев в определенной степени снижает информативность исследований с их помощью. При экспериментальных биомеханических исследованиях на анатомических препаратах ШОП человека может возникнуть немалое количество дискуссионных вопросов, обусловленных различиями между препаратами в зависимости от возраста, размеров, мине-

ральной плотности костной ткани, статистических расхождений в механической прочности при использовании тех или иных имплантатов и др. [7, 8].

В то же время практика использования физических моделей (ФМ) позвоночника достаточно известна и популярна в мире. М. М. Panjabi [1] полагает, что модели, сделанные из искусственных материалов и применяющиеся в тех исследованиях, где анатомия костных структур и физические свойства мягких тканей не имеют принципиального значения, вполне приемлемы для решения многих задач экспериментального биомеханического исследования. Например, широкое применение нашли так называемые «модели с утраченным позвонком» (missing-vertebra model) для изучения различных аспектов применения фиксирующих конструкций для позвоночника. В большинстве случаев, они состоят из двух блоков из полиэтилена высокой плотности, к которым крепятся такие конструкции [8, 9]. Но при всех их достоинствах подобные ФМ не дают реальной возможности изучить, например, роль различных элементов позвоночного двигательного сегмента (ПДС) в восприятии физиологических и разрушающих нагрузок на ШОП.

В современной научной литературе продолжается дискуссия о влиянии спондилодеза на уровне одного или нескольких ПДС на смежные с ним сегменты. Некоторые авторы утверждают, что в результате выполнения спондилодеза обязательно

возникает избыточная нагрузка на смежные, нестабилизированные ПДС [10, 11]. Следствием этого являются дегенеративные изменения в них, что может привести в последующем к возникновению и манифестации клинической симптоматики, нередко с неврологическими расстройствами, и необходимости повторных оперативных вмешательств. С другой стороны, ряд авторов высказывает противоположное мнение. Его суть состоит в том, что патологические изменения на уровне смежных ПДС происходят вследствие прогрессирования дегенеративных процессов, а не являются результатом собственно спондилодеза [12, 13]. Аналитический обзор первоисточников, содержащих информацию по этому вопросу, приводит к выводу, что степень выраженности дегенеративных изменений на смежных уровнях может зависеть как от состояния самих костных и мягкотканых элементов ПДС, так и от адекватного выбора способов спондилодеза, устройств для их осуществления, создания и соблюдения определенных технологий хирургического лечения заболеваний и повреждений ШОП. Однако данный вывод должен быть основан также и на фактическом материале, в том числе полученном в результате экспериментальных биомеханических исследований.

Целью данной работы явилась разработка физической модели ШОП с учетом его биомеханических особенностей для исследования характера и особенностей распределения нагрузок в области переднего и заднего опорного комплекса ПДС при различных режимах нагружения и после моделирования разнообразных вариантов спондилодеза на уровне фиксации и в смежных сегментах.

Для проведения экспериментального биомеханического исследования в лаборатории биомеханики ИППС была разработана оригинальная ФМ ШОП. Согласно общепринятым положениям [14–16], ФМ принципиально должна приближаться по своим параметрам и свойствам к оригиналу, поэтому при ее создании исходили из следующих условий и поставили необходимые задачи:

Учитывая, что проводимые экспериментальные исследования касаются в первую очередь хирургии средне- и нижнешейного (субаксиального) отдела позвоночника, при разработке модели использовали 8 ПДС — от С2 до Th2, причем С2 и Th2 необходимы главным образом для фиксации и адекватного нагружения ФМ.

Модель должна имитировать основные опорные элементы ПДС — тела позвонков, межпозвоночные диски и суставные отростки в соответствии с анатомическими особенностями ШОП.

Для воссоздания подвижности ШОП в первом приближении необходимо наличие таких основных связочных элементов переднего и заднего опорного комплекса ПДС, как передняя продольная связка, желтая связка и надостистая связка.

Для максимального соответствия биомеханическим особенностям ШОП необходимо моделирование сагиттального контура данной ФМ в форме лордоза.

Модель должна обеспечивать подвижность в каждом ее ПДС в пределах, близких к естественным, а также позволять проводить исследования как в статике, так и в динамике.

С помощью данной ФМ должно быть возможно моделирование различных вариантов спондилодеза различной протяженности.

Исходя из этого, мы приняли допущение, что основными критериями подобия ФМ, имеющими наибольшее значение для данного исследования, являются площадь поверхности тела позвонка; площадь поверхности межпозвоночного диска; высота тела позвонка, высота межпозвоночного диска; площадь, форма и конгруэнтность суставных поверхностей дугоотростчатых суставов; расстояние от центра тела позвонка до центра дугоотростчатого сустава; проекционное расстояние от центра тела позвонка до центра дугоотростчатого сустава в сагиттальной плоскости; расстояние между центрами дугоотростчатых суставов. На основании данных специальной литературы [17, 18] для определения исходных геометрических параметров модели позвонка ФМ в систему координат введены две проекции шейного позвонка С5 (рис. 1).

На рисунке представлено изображение позвонка С5 в двух проекциях (в сагиттальной плоскости  $A_1$  и горизонтальной плоскости  $A_2$ ) и соответствующие проекции его модели (в сагиттальной плоскости  $B_1$  и горизонтальной плоскости  $B_2$ ). Были выведены необходимые параметры для шейного позвонка, а с целью получения простого подобия при создании ФМ ШОП принят единый масштаб с соответствующими обозначениями, где  $l$  — высота тела (модели) позвонка;  $d$  — диаметр описанной окружности тела (модели) позвонка в горизонтальной плоскости;  $a$  — расстояние между центрами (модели) дугоотростчатых суставов;  $b$  — расстояние от центра окружности до центра (модели) дугоотростчатых суставов;  $\beta$  — угловые взаимоотношения (моделей) дугоотростчатых суставов и тела позвонка в горизонтальной плоскости;  $\alpha$  — угол наклона модели тела позвонка для воссоздания шейного лордоза. Было принято, что остальные геометрические параметры не оказывают существенного влияния на проведение и результаты исследования. С помощью соотношений геометрических параметров натурального объекта и параметров ФМ были созданы масштабные критерии. Полученные коэффициенты соотношения этих масштабов позволяют объективно оценить результаты исследований с помощью данной ФМ ШОП.

Для изготовления моделей позвонков были использованы твердые породы дерева, плотностные характеристики которых в определенной мере близки к таковым костной ткани, а их отличия не влияют существенно на результаты исследования. Так, согласно данным справочной литературы, удельная прочность сдвливания древесины дуба поперек волокна составляет  $E = 84,1 \times 10^6 \text{ Нм}^{-2}$ , в то время как удельная прочность сдвлива-

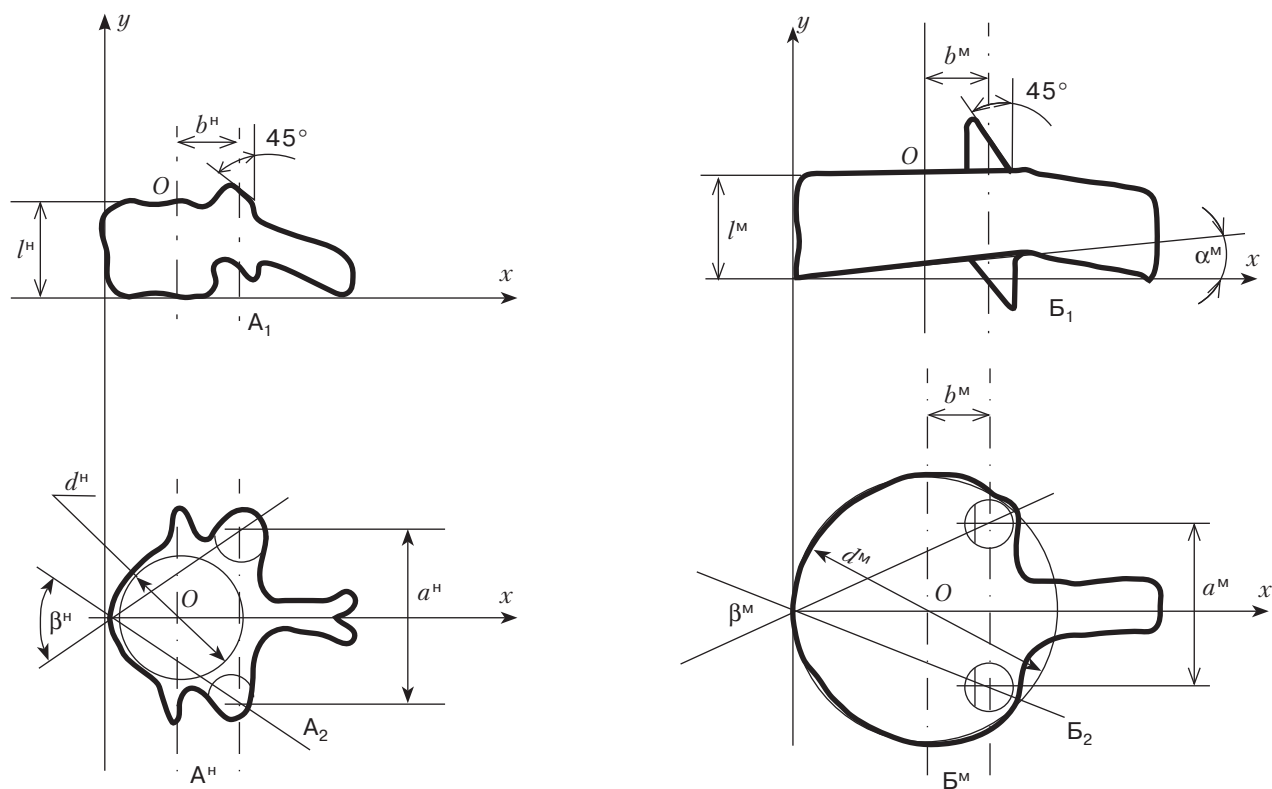


Рис. 1. Проекционные соотношения шейного позвонка С5 и его модели в сагиттальной и горизонтальной плоскости (пояснения в тексте)

ния тела третьего шейного позвонка составляет  $E = 70,0 \times 10^5 \text{ Нм}^{-2}$  [19, 20].

Модель межпозвонкового диска выполнена в виде упругого элемента из резины средней твердости, полученной в результате полимеризации каучука в специальных пресс-формах. Одновременно модель представляет собой четырехкамерный датчик барометрической системы регистрации нагружения (БСРН), разработанной в лаборатории биомеханики института (рис. 2, 3).

Барометрическая система содержит датчик, жидкостный манометр со шкалой ценной 1 мм и соединительные трубки. Датчик (см. рис. 3) в свою очередь содержит корпус 1, в котором расположены четыре отдельные камеры 2, каждая из которых имеет самостоятельный выход через металлические трубки 3 с наконечниками 5. Камеры перекрыты мембранами 4, способными с высокой чувствительностью реагировать на давление, возникающее в камерах и изменяющееся при деформациях корпуса датчика под влиянием внешнего нагружения. Каждая камера, соединенная с измерительными приборами, представляет собой самостоятельную, но взаимосвязанную с другими секцию измерения нагружения, приложенного к данному участку плоскости. Таким образом, датчик позволяет регистрировать степень нагружения в разных его отделах. Количественные характеристики нагружения изменялись при действии внешней силы

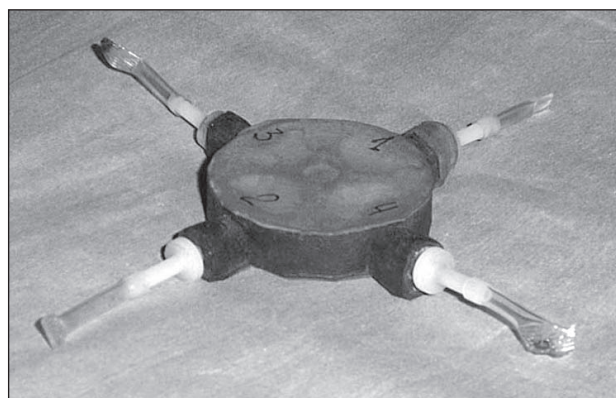


Рис. 2. Модель межпозвонкового диска (четырёхкамерный датчик БСРН)

на ФМ в зависимости от степени ее деформации и отображались на манометрах в мм вод. столба. Показания каждой секции регистрировали на отдельном бароманометре, что обеспечивает независимость поперечных расчетов. Все датчики БСРН были подвергнуты тарировке с оформлением соответствующих протоколов, на основании которых были построены тарировочные графики.

Модели межпозвонковых дисков были размещены в межпозвонковых промежутках таким образом, что секции 1 и 2 датчиков были

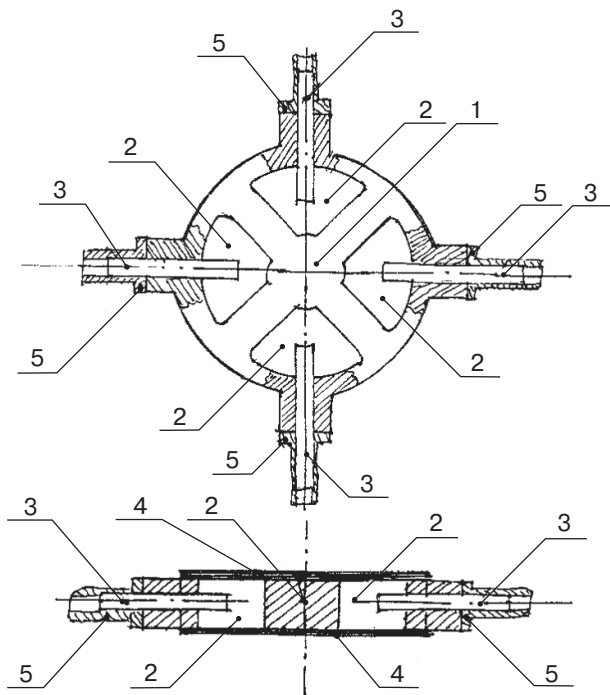


Рис. 3. Схематическое изображение датчика БСРН в двух проекциях (пояснения в тексте)

ориентированы в оси X (правосторонняя картезианская система координат) в соответствии с проекцией на горизонтальную плоскость основных элементов переднего и заднего опорного комплекса, согласно трехколонной теории строения позвоночника R. Louis [21]. В данном экспериментальном исследовании показатели секций 3 и 4 датчиков не регистрировали во избежание получения чрезмерно большого объема информации. Регистрации показаний датчиков БСРН в области заднего опорного комплекса (дугоотростчатых суставов) моделей ПДС ШОП придавали особое значение, так как, в отличие от дугоотростчатых суставов поясничного отдела позвоночника, в шейном отделе они играют более важную роль в распределении вертикальных нагрузок на ПДС. Впервые на это обратили внимание G. P. Pal, H. H. Sherk [22], которые установили, что 36% аксиальной нагрузки на ПДС С3–С6 передается через передний опорный комплекс, а 64% — через две колонны заднего опорного комплекса, по 32% на каждую.

Поскольку задачи настоящего исследования включали необходимость максимального приближения ФМ к натурному объекту, были созданы соответствующие условия для функционирования модели и обеспечения ее устойчивости в равновесном положении, независимо от прилагаемого осевого нагружения. Конструктивно разработанная нами ФМ обеспечивает эти условия, во-первых, за счет различия упругих свойств и специфики формы моделей тел позвонков, межпозвонковых дисков и их взаиморасположения, а во-вторых, благодаря наличию моделей связочного аппарата — нейлоновых лент, имитирующих перед-

нюю продольную, желтую и надостистую связки. По данным различных авторов, кривизна шейного лордоза составляет в среднем от 14,4 до 34° [23], нами же была избрана величина 20°. Сборка всех элементов ФМ ШОП с учетом необходимости создания эффекта внутреннего напряжения обеспечивает ее надежное равновесное положение.

Было учтено, что нагрузка в виде «чистого» сжатия или сгибания не дает представления о распределении реальных внутренних напряжений в ПДС, но может быть полезной для сравнительной оценки различных вариантов моделирования состояния позвоночника или различных видов фиксации. В связи с тем, что наиболее естественным для человека в процессе его жизнедеятельности является вертикальное положение, а любое хирургическое вмешательство в области ШОП по поводу его повреждений или заболеваний в свете современных концепций предусматривает максимально раннюю активизацию пациентов, нами была избрана физиологическая статическая вертикальная нагрузка (100 Н), приложенная к краиниальным отделам ФМ в области С2 в проекции его постоянного центра вращения.

Для решения поставленных в данном исследовании задач условия нагружения ФМ должны были максимально приближаться к естественным. Нагрузка на ШОП человека в вертикальном положении в статике определяется, прежде всего, гравитационной силой и весом вышележащих отделов его опорно-двигательной системы. С целью обеспечения этих условий было сконструировано и изготовлено специальное устройство для нагружения ФМ ШОП, схематическое изображение которого приведено на рис. 4. Оно дает возможность обеспечить нагружение ФМ величинами, близкими к физиологическим, а также варьировать их в зависимости от специфики поставленных задач. Стандартное положение ФМ воссоздавали за счет специального размещения горизонтальной балки устройства для нагружения модели. На балке расположен транспорт, обеспечивающий поддержание определенного положения модели и сохранение угла шейного лордоза на одном уровне. При нейтральном положении ФМ показатели нагружения подвели в исходное состояние, а на барометрах регистрировали их нулевое положение.

Общий вид разработанной нами ФМ ШОП в подготовленном для проведения экспериментальных исследований виде представлен на рис. 5.

Результаты исследований с помощью ФМ ШОП подвергали соответствующей статистической обработке по критерию Стьюдента с доверительной вероятностью  $\alpha = 0,95$  с их округлением согласно действующим правилам.

Результаты исследования количественных соотношений и характера распределения давления в секциях 1 и 2 датчиков БСРН после приложенной вертикальной осевой физиологической нагрузки к разработанной ФМ ШОП с учетом ее биомеханических особенностей отражены в диаграмме рис. 6.

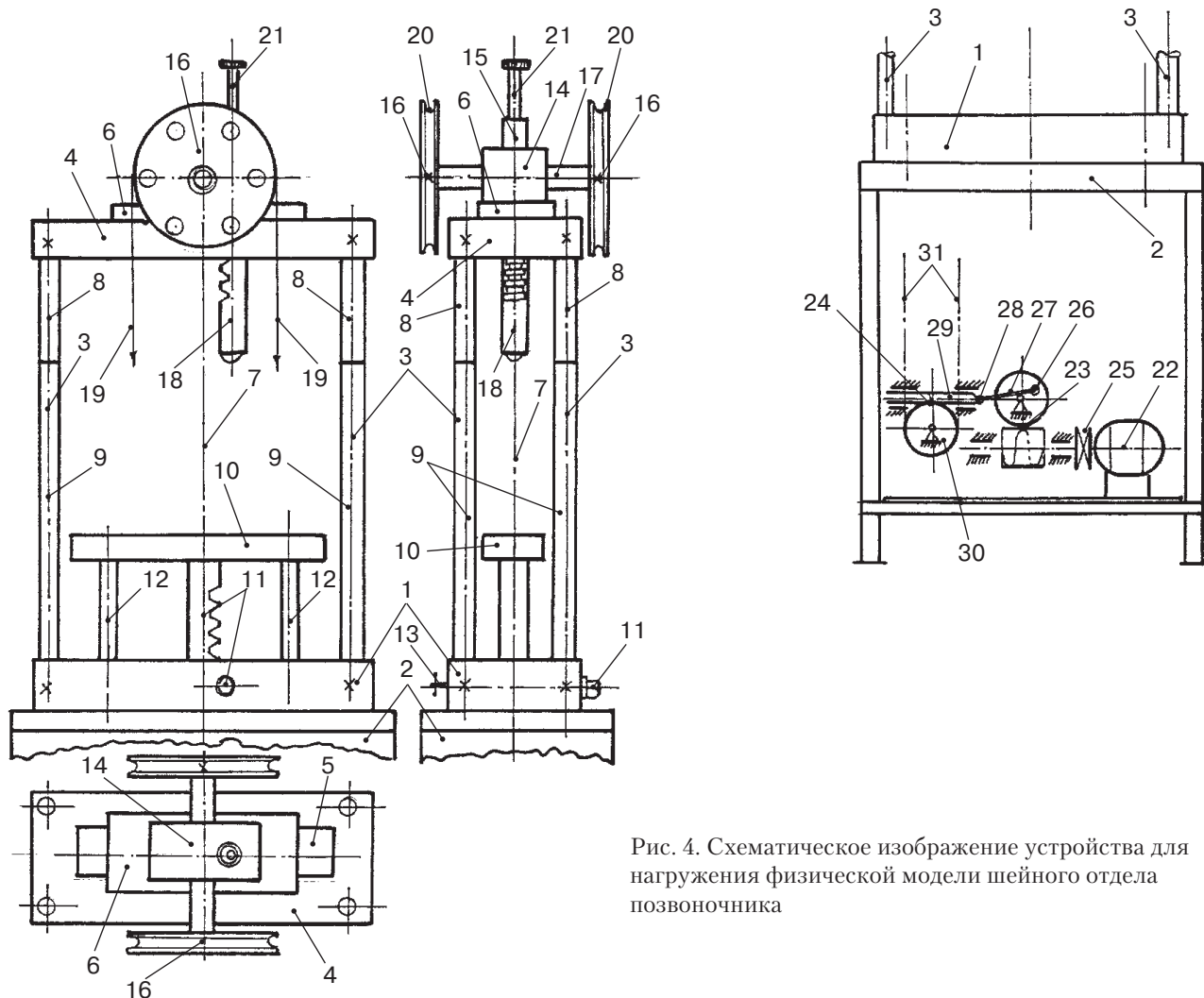


Рис. 4. Схематическое изображение устройства для нагружения физической модели шейного отдела позвоночника

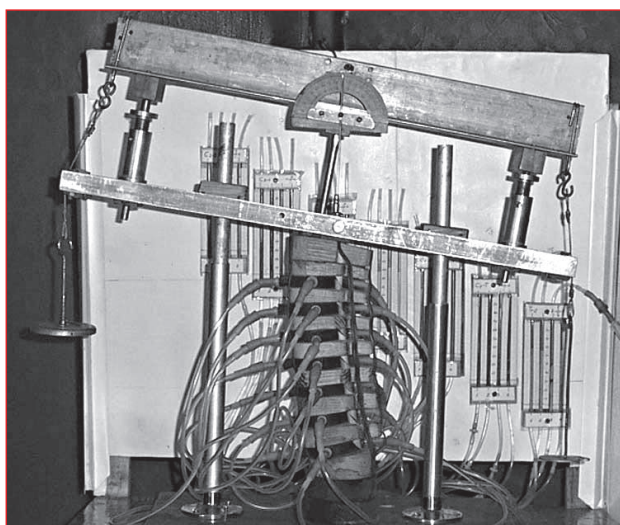


Рис. 5. Подготовленная для проведения экспериментальных биомеханических исследований физическая модель ШОП

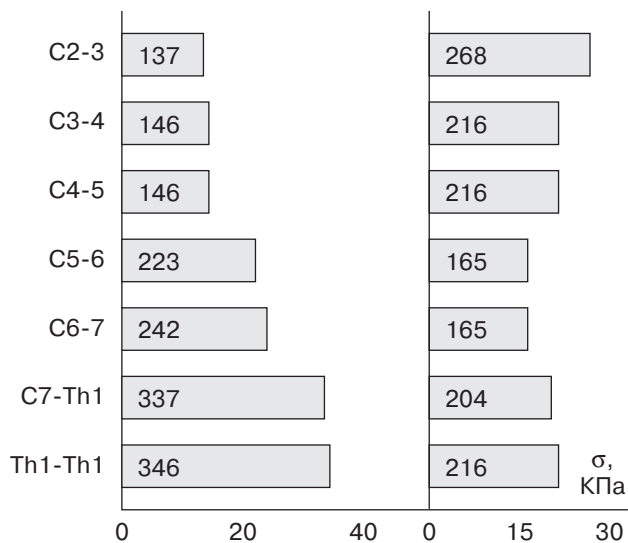


Рис. 6. Диаграмма распределения показаний секций 1 и 2 датчиков БСРН в разработанной ФМ ШОП в нейтральном положении при вертикальной осевой нагрузке  $P = 100 \text{ Н}$

Полученные нами данные определенным образом коррелируют с основными положениями трехколонной теории строения позвоночника R. Louis [21] и результатами исследований G. P. Pal, H. H. Sherk [22], а также могут служить своеобразной иллюстрацией анатомических особенностей ШОП в различных его отделах. Так, наиболее массивными костными структурами являются элементы заднего опорного комплекса C2, призванные играть ключевую роль в передаче вертикальных нагрузок от двухопорных сочленений C0/2 на трехопорные сочленения каудальнее C2, что находит отражение в балансе показаний секций 1 и 2 датчика БСРН на уровне C2–3 (см. рис. 6). При анализе данной диаграммы обращает также на себя внимание специфика распределения нагрузок на модель переднего и заднего опорного комплекса на протяжении C2/Th2 в кранио-каудальном направлении. Это может быть отражением особенностей сагиттального контура ШОП в форме лордоза и закономерного суммарного увеличения этих величин в проекции наиболее каудально расположенных моделях ПДС, как результата воздействия приложенной внешней силы и массы краниально расположенных ПДС. Реакция смежных ПДС может быть адекватно оценена после моделирования разнообразных вариантов спондилодеза на различных уровнях в дальнейших исследованиях.

Аналитическое изучение специальной литературы свидетельствует о том, что разработанные и применяющиеся в мировой практике ФМ позвоночника представлены в подавляющем большинстве случаев моделями грудного или поясничного его отделов [7, 9]. Кроме того, основным их предназначением является тестирование стабилизирующего эффекта различных фиксирующих конструкций для позвоночника без возможности исследования особенностей состояния самих ПДС при том или ином варианте спондилодеза.

Прототипом данной ФМ ШОП стала впервые созданная в лаборатории института модель четырех ПДС (C2–C3–C4–C5–C6), использовавшаяся для экспериментальных биомеханических исследований, имевших целью обоснование заднего спондилодеза в хирургическом лечении поврежденного ШОП [24]. Она представляла собой модель с прямым сагиттальным контуром, состоявшую из соединенных между собой звеньев, имитирующих костные элементы ПДС и межпозвоночный диск. Модели тел позвонков и некоторые элементы заднего опорного комплекса были выполнены из твердых пород дерева, а двухкамерная модель межпозвоночного диска одновременно являлась также мембранным датчиком БСРН. Кроме того, были смоделированы передняя продольная, задняя продольная, желтая, межостистая и надостистая связки. Перечисленные конструктивные особенности данной ФМ ШОП определялись спецификой

задач этого экспериментального биомеханического исследования, что и позволило успешно его реализовать. С. А. Хмызов [25] в своей диссертационной работе проводил экспериментальные биомеханические исследования на физической модели поясничного отдела позвоночника L1/S1, также созданной в лаборатории биомеханики ИППС. Использованная в данном эксперименте ФМ была построена по тому же принципу, что и разработанная нами модель, т. е. состояла из моделей тел поясничных позвонков и межпозвоночных дисков, соединенных определенным образом как между собой, так и с БСРН. Разработанная нами ФМ ШОП отличается от описанных выше моделей по ряду принципиально важных признаков, основными из которых являются иное масштабирование моделей тел позвонков и позвонковых дисков; четырехкамерность модели межпозвоночного диска; специфическое его расположение в межпозвоночном промежутке; более точное моделирование костных элементов заднего опорного комплекса ШОП — суставных масс с выдержанными угловыми взаимоотношениями их суставных поверхностей и остистых отростков, моделирование таких связочных структур ПДС, как передняя продольная связка, желтая связка и надостистая связка, а также сохранение сагиттального контура данной модели в форме лордоза.

Таким образом, нами была разработана, изготовлена в выдержанном масштабе и апробирована ФМ ШОП, в определенном приближении отражающая его анатомические, биомеханические и функциональные особенности.

ФМ ШОП, построенная на основах теории подобия и теории размерностей с использованием законов моделирования и масштабности, содержит модели восьми ПДС от C2 до Th2, специальным образом соединенных с жидкостными манометрами БСРН. Разработанный четырехсекционный датчик, выполняющий функцию модели межпозвоночного диска и оттарированный соответствующим образом, позволяет регистрировать изменения величин нагружения в различных его отделах при приложении внешней силы с помощью устройства оригинальной конструкции.

Результаты экспериментального биомеханического исследования, полученные с помощью оригинальной методики в различных режимах нагружения и при моделировании разнообразных вариантов спондилодеза, могут быть объективно оценены с помощью математической обработки, соответствующим образом интерпретированы для клинической практики и использованы в дальнейших исследованиях.

Автор выражает благодарность сотрудникам лаборатории биомеханики ИППС им. проф. М. И. Ситенко АМН Украины за помощь в проведении данного исследования.

Литература

1. *Panjabi M. M.* Cervical spine models for biomechanical research // *Spine*.— 1998.— Vol. 23, № 24.— P. 2684–2700.
2. Biomechanical comparison of inside-outside screws, cables, and regular screws, using a sawbone model / Y. S. Calgar, F. Torun, T. G. Pait et al. // *Neurosurg. Rev.*— 2005.— Vol. 28, № 1.— P. 53–58.
3. The effects of hook pattern and kyphotic angulation on mechanical strength and apical rod strain in a long-segment posterior construct using a synthetic model / P. J. Belmont, D. W. Polly, B. W. Cunningham, W. R. Klemme // *Spine*.— 2001.— Vol. 26, № 6.— P. 627–635.
4. Biomechanical analysis of rigid stabilization techniques for three-column injury in the lower cervical spine / H. Bozkuz, C. P. Ames, R. H. Chamberlain et al. // *Spine*.— 2005.— Vol. 30, № 8.— P. 915–922.
5. Load sharing in Premier and Zephir anterior cervical plates / A. J. Rapoff, B. P. Conrad, W. M. Johnson et al. // *Spine*.— 2003.— Vol. 28, № 24.— P. 2648–2650.
6. Конечно-элементные модели для определения жесткости и прочности имплантатов из гидроксилалюминатной керамики / В. А. Радченко, В. М. Шимон, Н. А. Ткачук, А. П. Шманько // *Ортопед., травматол.*— 2002.— № 3.— С. 60–64.
7. Static and fatigue biomechanical properties of anterior thoracolumbar instrumentation systems: a synthetic testing model / Y. Kotani, B. W. Cunningham, L. M. Parker et al. // *Spine*.— 1999.— Vol. 24, № 14.— P. 1406–1413.
8. A plate-rod device for treatment of cervicothoracic disorders: comparison of mechanical testing with established cervical spine in vitro load testing data / A. R. Vaccaro, R. F. Conant, A. S. Hilibrand, T. J. Albert // *J. Spinal Disord.*— 2000.— Vol. 13, № 4.— P. 350–355.
9. Static and cyclical biomechanical analysis of pedicle screw spinal constructs / B. W. Cunningham, J. C. Sefter, Y. Shono, P. C. McAfee // *Spine*.— 1993.— Vol. 18, № 12.— P. 1677–1688.
10. Long-term results after anterior cervical fusion and osteosynthetic stabilization for fractures and/or dislocations of the cervical spine / J. Goffin, J. van Loon, F. van Calenberg, C. Plets // *J. Spin. Disord.*— 1995.— Vol. 8.— P. 500–508.
11. *McGrory B. J., Klassen R. A.* Arthrodesis of the cervical spine for fractures and dislocations in children and adolescents. A long-term follow-up study // *J. Bone Joint Surg.*— 1994.— Vol. 76-A.— P. 1606–1616.
12. Radiculopathy and myelopathy at segments adjacent to the site of a previous anterior cervical arthrodesis / A. S. Hilibrand, G. D. Carlson, M. A. Palumbo et al. // *J. Bone Joint Surg.*— 1999.— Vol. 81-A.— P. 511–528.
13. Does anterior plating of the cervical spine predispose to adjacent segment changes? / R. D. Rao, M. Wang, L. M. McGrady et al. // *Spine*.— 2005.— Vol. 30, № 24.— P. 2788–2792.
14. Теория подобия и размерностей: Моделирование / П. М. Алабужев, В. Б. Геронимус, Л. М. Минкевич, Б. А. Шеховцов.— М.: Высш. шк., 1968.— 354 с.
15. *Кирпичев М. В.* Теория подобия как основа эксперимента.— М.-Л.: Изд-во АН СССР, 1947.— 417 с.
16. Экспериментальная механика / Под ред. А. Кобаяси.— М.: Мир, 1990.— Кн. 2.— 552 с.
17. *Lang J.* Clinical anatomy of the cervical spine.— Stuttgart-N. Y.: Georg Thieme Verlag, 1993.— 192 p.
18. Cervical human vertebrae: quantitative three-dimensional anatomy of the middle and lower regions / M. M. Panjabi, J. Durancieu, V. Goel et al. // *Spine*.— 1991.— Vol. 16, № 8.— P. 861–869.
19. *Березовский В. А., Колосов Н. Н.* Биофизические характеристики тканей человека: Справочник.— К.: Наук. думка, 1990.— 224 с.
20. *Феодосьев В. И.* Сопротивление материалов.— М.: Наука, 1972.— 544 с.
21. *Louis R.* Stability and instability of the cervical spine // In: P. Kehr, A. Weidner eds. *Cervical spine I.*— Wien-N. Y.: Springer Verlag, 1987.— P. 21–27.
22. *Pal G. P., Sherk H. H.* The vertical stability of the cervical spine // *Spine*.— 1988.— Vol. 13, № 5.— P. 447–449.
23. *Dvo k J., Grob D.* Halswirbels ule: diagnostik und therapie.— Stuttgart-N. Y.: Georg Thieme, Verlag, 1999.— 258 p.
24. *Барыш А. Е.* Обоснование заднего спондилодеза в хирургическом лечении повреждений шейного отдела позвоночника: Дис. ... канд. мед. наук.— Харьков, 1997.— 202 с.
25. *Хмызов С. А.* Управляемый остеосинтез стержневыми системами в детской травматологии и ортопедии: Автореф. дис. ... д-ра мед. наук.— Харьков, 2004.— 36 с.

Поступила 09.02.2006