

УДК 531;612.75;611.71,72;519.6

РАСЧЕТ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ ДВИГАТЕЛЬНОГО СЕГМЕНТА ПОЗВОНОЧНИКА ПРИ НАГРУЗКАХ

Чумаченко Е.Н., Логашина И.В.

Национальный исследовательский университет «Высшая школа экономики», Москва
E-mail: mmkaf@miem.edu.ru

Предложена математическая модель, позволяющая анализировать напряженно-деформированное состояние в элементах позвоночного столба при продольных и поперечных нагрузках, вызванных изменением гравитационного поля и/или действиями пилота высокоскоростного летательного аппарата в условиях пилотажной перегрузки. Разработан алгоритм решения, позволяющий учитывать изменение давления в межпозвоночном диске и форму фиброзного кольца при нагрузках, близких к критическим.

Компьютерная реализация поставленной задачи и расчеты напряженно-деформированного состояния сегмента позвоночника выполнены с помощью вычислительного комплекса SPLEN, разработанного фирмой КОММЕК Лтд.

Для анализа напряженно-деформированного состояния позвоночного сегмента были рассмотрены 2 варианта внешней нагрузки: нормальная и односторонняя с изгибающим моментом.

Были найдены предельно допустимые нагрузки на сегмент позвоночника, получена картина распределения интенсивности напряжений, средних напряжений, искажения сегментов позвоночника и поля параметров разрушения. Построенные компьютерные модели могут быть положены в основу разработки методики прогнозирования характерных травм позвоночника при различных вариантах экстремальных нагрузок и патологиях.

Ключевые слова: механика, биомеханика, математическое моделирование, позвоночник.

Авиакосмическая и экологическая медицина. 2014. Т. 48. № 5. С. 51–57.

Как с теоретической точки зрения, так и в целях обеспечения безопасности пилотируемых космических полетов (КП) важно знать о влиянии остеодистрофических изменений на прочность кости, в первую очередь губчатой. Проблемы регуляции кальциевого гомеостаза в организме, особенно в костной ткани, сохранили свою актуальность, так как приспособление человека к условиям невесомости сопровождается потерей костной массы [1]. После КП собак, а в дальнейшем и космонавтов обнаружили понижение степени минерализации костей скелета, связанное с потерей солей кальция из организма. Возникал отрицательный кальциевый баланс. Изучению этих важных проблем во многом

способствовали проведенные в Советском Союзе биологические эксперименты на специализированных биоспутниках серии «Космос», на борту которых находились крысы, черепахи и другие животные, а также растения. Результаты экспериментов позволили изучить и вскрыть многие важные стороны изменений обменных процессов, и в первую очередь кальциевого обмена, в условиях КП. Впоследствии был обобщен и систематизирован материал по изучению обменных процессов в костной ткани (включая особенности метаболизма различных отделов скелета, роль возрастного и других факторов) при экспериментальной гипокинезии в наземных условиях и при КП лабораторных животных на биоспутниках серии «Космос» и человека на космической орбитальной станции «Салют-1». Были получены данные о костных изменениях у космонавтов в условиях длительных КП [2]. На основе экспериментов, проведенных на крысах и черепахах, даны характеристики костных изменений различных отделов скелета и исследованы уровни соответствующих восстановительных реакций.

Аналогичные исследования проводили и за рубежом на клеточных структурах и животных (белые крысы, обезьяны) на биоспутниках «Бион-9–11», американской космической лаборатории SLS-2. Также выполнялись наземные исследования с моделированием гипокинезии [3].

Анатомические особенности позвоночника человека

Позвоночник у человека состоит из 32–34 позвонков, соединенных между собой межпозвоночными дисками. Позвонки в различных отделах позвоночника имеют свои отличительные анатомические и функциональные особенности.

Позвонки состоят из внутреннего губчатого (губчатая костная ткань, обеспечивающая прочность позвонков) и компактного внешнего вещества (кортикальная костная ткань). Губчатое вещество в центральной части имеет более пористую структуру, чем вблизи компактного внешнего вещества.

Механические нагрузки, которым подвергается позвонок, стимулируют образование новых клеток. Усиление воздействий на позвонок обеспечивает ускоренное образование костного вещества с более

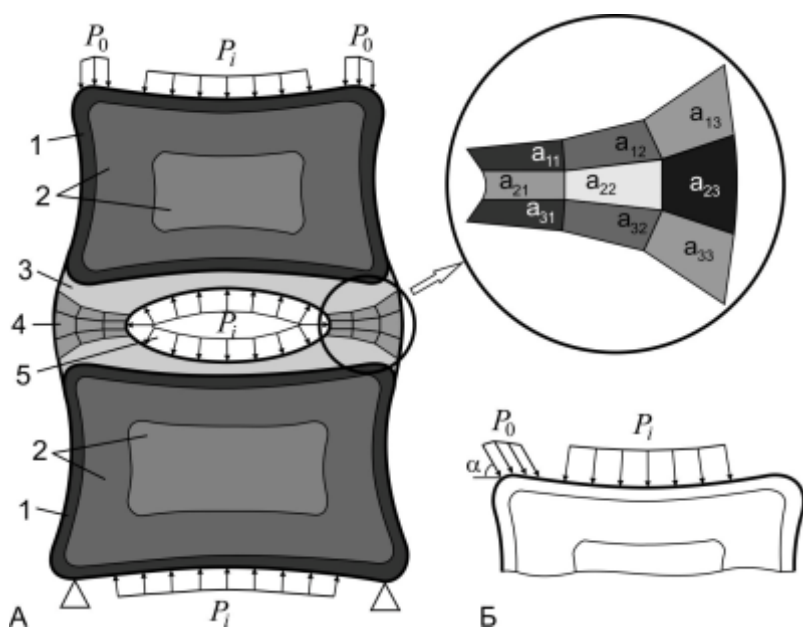


Рис. 1. Формализованная схема двухпозвоночного сегмента: А – с симметричной схемой нагружения; Б – с изгибающим моментом. 1 – кортикальная кость; 2 – губчатая костная ткань; 3 – гиалиновая пластинка; 4 – изотропные составляющие ортотропного фиброзного кольца; 5 – пульпозное ядро; P_i – внутридискосовое давление; P_0 – внешняя распределенная нагрузка

плотной костной субстанцией, и наоборот, уменьшение нагрузки вызывает ее распад.

Так, например, вынужденная в связи с болезнью обездвиженность или длительное пребывание в состоянии невесомости ведет к потере кальция и уменьшению плотности костных тканей, прежде всего губчатых. Одно из возможных последствий – размягчение костей скелета.

В связи с тем что в межпозвоночном диске разворачиваются основные патологические процессы, связанные с некоторыми заболеваниями позвоночника, остановимся на нем подробнее. Межпозвоночный диск состоит из фиброзного кольца, студенистого ядра и замыкательных пластинок, примыкающих непосредственно к телам позвонков. Фиброзное кольцо образовано концентрическими пластинками, состоящими из коллагеновых и эластиновых волокон, что определяет их высокую прочность, сочетающуюся с упругостью под воздействием нагрузки. Механические свойства фиброзного кольца не однородны и по толщине, и по радиусу.

Пульпозное ядро располагается в середине межпозвоночного диска. Оно играет в позвоночнике чрезвычайно важную роль – действует как пружина, буфер или шарнир, обеспечивающий движение позвоночника (сгибание, разгибание, наклон в стороны). Его деформирование сопровождается частичным массообменом между пульпозным ядром

и трабекулярным пространством. Ядро диска имеет уникальную молекулярную структуру, обеспечивающую всасывание жидкости, чтобы сохранять воду под давлением. Если поместить здоровое ядро диска в блюдце с водой, оно разбухнет и увеличится в 3 раза. Такая мощная всасывающая сила позволяет поддерживать высокое давление в ядре, и оно не сплющивается и не высыхает под действием постоянных нагрузок, как это произошло бы с обычной губкой. У молодого человека ядро диска состоит из воды почти на 90 %, но с возрастом оно хуже удерживает воду.

Одно из заболеваний позвоночника, возникающее при перегрузках – грыжа диска. Механизм возникновения грыжи диска заключается в разрыве, частичном разрушении фиброзного кольца, сопровождающимся выходом вещества пульпозного ядра за пределы диска. При разрыве полуокружности фиброзного кольца, обращенного в позвоночный канал, вещество пульпозного ядра выходит в него, что может приводить к компрессии нервных структур и последующим тяжелым заболеваниям.

Разработка математической модели позвоночника

Многообразие индивидуальностей, форм патологии позвоночника человека и условий воздействия ограничивает широкое использование результатов экспериментальных исследований в области клинической медицины; себестоимость исследований также высока. Поэтому биомеханическое и математическое моделирование на базе банка экспериментальных данных должно быть одним из путей решения проблем патогенеза вертебральной патологии.

Ввиду того что позвоночник и его сегменты являются исключительно сложными анатомическими образованиями, моделирование поведения элементов позвоночника при критических нагрузках возможно лишь в рамках численного анализа формализованной модели, например, с помощью метода конечных элементов. Математическая модель разрабатывалась совместно с А.И. Воложиным [1, 4]. Фронтальное сечение сегмента позвоночника из 2 позвонков приведено на рис. 1.

Представленная биомеханическая модель позвоночника построена при следующих допущениях:

- Сегмент позвоночника (см. рис. 1) является составной симметричной конструкцией (система позвонков и межпозвоночных дисков), в общем случае переменного сечения (вдоль позвоночного столба), опирающейся краями нижнего торца на

Модуль упругости (E) и коэффициент Пуассона (ν)

Материал	E , Па	ν	
Кортикальная костная ткань позвонка	1,61 · 10 ⁸	0,25	
Губчатая костная ткань (на контуре)	75 · 10 ⁶	0,45	
Губчатая костная ткань (в центре)	28,9 · 10 ⁶	0,44	
Гиалиновая пластинка диска	24,3 · 10 ⁶	0,4	
Девять изотропных составляющих ортотропного фиброзного кольца	a ₁₁ , a ₃₁	13,5 · 10 ⁶	0,44
	a ₁₂ , a ₃₂	17,3 · 10 ⁶	0,44
	a ₂₂	25,4 · 10 ⁶	0,44
	a ₂₃	34,9 · 10 ⁶	0,44
	a ₁₃ , a ₂₁ , a ₃₃	21,3 · 10 ⁶	0,44

жесткое основание (средняя часть нагружена давлением от пульпозного ядра) и находящейся под действием внешних сил. Взаимодействия позвоночника с продольными и поперечными связками, задней структурой и грудной клеткой не учитываются.

– Позвонки являются упругодеформируемым телом, ограниченным кортикальной костной пластинкой из изотропного компактного линейно-деформируемого материала. Пористость трабекулярного пространства максимальна в центральной части и стремится к минимуму в области, сопряженной с кортикальной костной пластинкой [5]. В модели губчатая костная ткань аппроксимируется как составная, с различными свойствами в центре и по контуру позвонка.

– Межпозвоночный диск – торообразное тело, жестко сочлененное с костной концевой пластинкой позвонка посредством линейного упругодеформируемого хрящевого слоя – замыкательной гиалиновой пластинки, переходящей в структуру фиброзного кольца. Предполагается, что по поверхности контакта с пульпозным ядром гиалиновая пластинка пронизана питательными каналами для обеспечения процесса диффузии после достижения предельного уровня внутри дискового давления [6].

– Фиброзное кольцо рассматривается как линейное ортотропное тело. В модели оно представлено как локально-изотропный тор, состоящий из 9 изотропных (3 x 3) колец (см. рис. 1, А).

– Пульпозное ядро, близкое по форме к эллипсоиду, считается идеальной, несжимаемой жидкостью, подчиняющейся гидростатическому закону. Давление пульпозного ядра зависит от величины внешней нагрузки и состояния костных тканей позвоночника.

– Предполагается, что внешняя нагрузка распределяется через окружающие сегмент позвонки таким образом, что основная ее часть приходится на внешний контур (см. рис. 1, А).

Для анализа напряженно-деформированного состояния позвоночного сегмента были рассмотрены 2 варианта внешней нагрузки: нормальная и односторонняя с изгибающим моментом (см. рис. 1 А, Б). Угол, под которым задается направление внешней нагрузки, может изменяться от 90 до 0°.

Упругие характеристики, принятые по данным работ [7, 8], приведены в таблице.

Математическая постановка задачи деформирования сегмента позвоночника

Математическая постановка задачи может быть сведена к следующей.

В каждой из локально однородных односвязных подобластей, неоднородного многосвязного фрагмента позвоночника, должны выполняться:

– уравнения равновесия

$$\sigma_{ij,j}^I = 0 \quad , \quad (1)$$

– экспериментально установленные соотношения

$$\sigma_u^I = F^I(\varepsilon_u) \quad , \quad (2)$$

характеризующие физические инвариантные зависимости между интенсивностью напряжений и интенсивностью деформаций в костных тканях позвоночника;

– соотношения, связывающие компоненты тензора напряжений и деформаций:

$$\sigma_{ij}^I = K^I \cdot \Theta^I \cdot \delta_{ij} + \frac{2\sigma_u^I}{3\varepsilon_u^I} (\varepsilon_{ij}^I - \varepsilon^I \cdot \delta_{ij}) \quad , \quad (3)$$

где $\varepsilon = \frac{1}{3} \varepsilon_{ij} \cdot \delta_{ij} = \frac{\Theta}{3} \quad ,$

$$\varepsilon_u = \sqrt{\frac{2}{3}} \cdot \sqrt{(\varepsilon_{ij} - \varepsilon \delta_{ij})(\varepsilon_{ij} - \varepsilon \delta_{ij})} ;$$

K – коэффициент объемного сжатия;

δ_{ij} – дельта Кронекера;

– соотношения Коши

$$\varepsilon_{ij} = \frac{u_{i,j} + u_{j,i}}{2} . \quad (4)$$

В каждой точке смежных границ соседних подобластей I и J принимаются специальные условия для функций перемещения:

$$u_i^I(x_j) = u_i^J(x_j) , \quad (5)$$

обеспечивающие жесткое соединение костных тканей между собой и непрерывность поля деформаций при приложении нагрузки к моделируемому фрагменту челюсти.

Пусть сегмент позвоночника занимает объем V с внешней границей S в декартовой системе координат. Граница сегмента может быть разбита на 3 части, так что

$$S = S_\sigma \cup S_u \cup S_{u\sigma} .$$

На части границы S_σ действуют поверхност-

ные силы $\vec{P}_n = P_n \vec{k}_i$:

$$\sigma_{ij}(x_1, x_2, x_3) n_j |_{S_\sigma} = P_{n_i}(x_1, x_2, x_3) . \quad (6)$$

На части границы S_u заданы перемещения

$$\vec{u}^* = u_i^* \vec{k}_i ;$$

$$u_i(x_1, x_2, x_3) |_{S_u} = u_i^*(x_1, x_2, x_3) . \quad (7)$$

На части границы $S_{u\sigma}$ частично заданы оба вектора, \vec{P}_n и \vec{u}^* :

$$\sigma_{ij}(x_1, x_2, x_3) n_j |_{S_{u\sigma}} = P_{n_i}(x_1, x_2, x_3) ,$$

$$u_i(x_1, x_2, x_3) |_{S_{u\sigma}} = u_i^*(x_1, x_2, x_3) . \quad (8)$$

Искомыми величинами являются 3 функции перемещения:

$$u_1(x_1, x_2, x_3) , u_2(x_1, x_2, x_3) , u_3(x_1, x_2, x_3) .$$

Решение поставленной квазистатической краевой задачи осуществлено с применением одного из наиболее эффективных методов автоматизированного проектирования – методом конечных элементов (МКЭ). Для получения системы разрешающих уравнений относительно узловых перемещений используется принцип минимума полной энергии (принцип возможных изменений деформированного состояния). Один из способов реализации этого принципа состоит в задании произвольного (виртуального) перемещения и приравнивания внешней и внутренней работ, совершаемых различными силами и напряжениями на этом перемещении.

Зависимость модуля Юнга и коэффициента Пуассона от плотности губчатой кости определялась в соответствии с алгоритмом, приведенным в работе [4]. Относительную плотность ρ изменяли в диапазоне 0,3–1,0. Графики гипотетической зависимости модуля Юнга, предела упругости и модуля сдвига от плотности приведены на рис. 2.

Необходимо было определить, при каких критических нагрузках возможно возникновение в опорных костных тканях или в фиброзном кольце напряженно-деформированного состояния, приводящего к локальному разрушению, т.е. к травме и возможным клиническим осложнениям.

Компьютерная реализация поставленной задачи и расчеты напряженно-деформированного

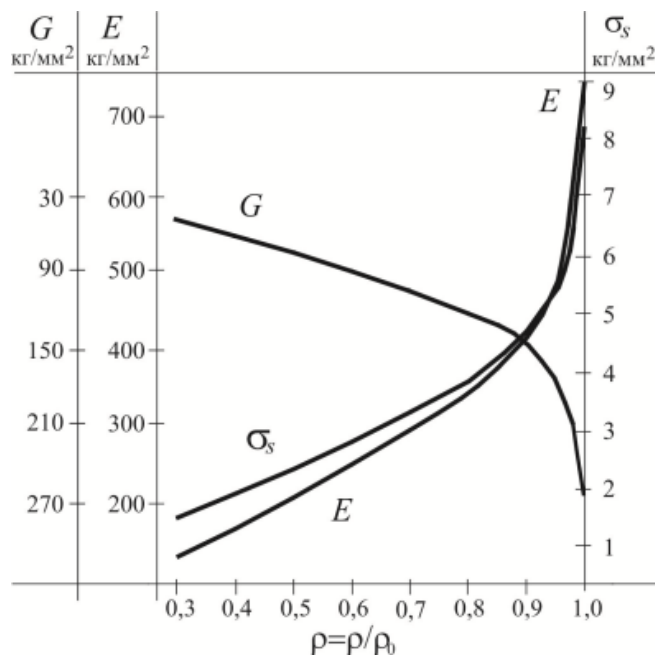


Рис. 2. Гипотетическая зависимость упругих модулей губчатой кости от ее относительной плотности

состояния сегмента позвоночника выполнены с помощью вычислительного комплекса SPLEN, разработанного фирмой КОММЕК Лтд., при участии ведущих ученых г. Москвы. При расчетах определялось минимальное значение распределенной нагрузки P_0 на рабочую поверхность позвонка, при которой в соответствующих элементах 2-позвоночного сегмента позвоночника возникают напряжения порядка предела упругости или показатель разрушения по критерию Шлейхара – Надаи [9] становится близким к единице.

Алгоритм учета массообмена между пульпозным ядром и трабекулярным пространством позвонка

Было принято, что изменение объема пульпозного ядра менее чем на 5 % не влечет за собой повышения внутреннего давления P_i .

При превышении этого порога величина P_i начинает возрастать по гидростатическому закону $P_i \cdot V = \text{const}$.

Алгоритм определения критических значений P_0 и соответствующих значений давления P_i выглядит следующим образом:

1. Задаются «пробные» значения внешней нагрузки P_0 и внутреннего давления P_i , заведомо не превышающие критические значения. Вычисляется объем пульпозного ядра V_0 .

2. Выполняется расчет напряженно-деформированного состояния сегмента позвоночника.

3. Если показатель разрушения по Шлейхеру – Надаи в любом участке сегмента позвоночника превышает 1,0 или в какой-то из подобластей достигнут предел упругости – осуществляется завершение расчета. Запоминаются полученные значения P_0 и P_i .

4. Вычисляется новый объем пульпозного ядра V_i .

5. Если относительное уменьшение объема пульпозного ядра больше или равно 0,05, то вычисляется новое значение давления в пульпозном ядре, равное $P_i \cdot V_0 / V_i$. Осуществляется переход к п. 2.

6. Если относительное уменьшение объема пульпозного ядра меньше 0,05, то увеличивается значение P_0 на некоторую малую величину и осуществляется переход к п. 2.

В ходе решения поставленной задачи были найдены предельно допустимые нагрузки на сегмент позвоночника, т.е. такие нагрузки, при которых еще не наступают необратимые деформации (разрушение, пластические деформации); зависимости между углами приложения силы и максимальной нагрузкой. Также была получена картина распределения интенсивности напряжений, средних напряжений, искажения сегментов позвоночника и поля параметров разрушения.

Для значения угла наклона «нормальной» нагрузки в 90° (вертикальное направление) результаты

расчетов приведены на рис. 3.

Максимум интенсивности напряжений приходится на область талии позвонков, а минимум – в центральной части, вдоль оси сегмента. При этом весь сегмент, за исключением участков гиалиновых пластин и костных тканей, располагающихся вблизи оси симметрии и пульпозного ядра, испытывает напряжение сжатия. Наиболее вероятная область начала разрушения сегмента позвоночника – внутренняя часть фиброзного кольца, в секторах, прилегающих к гиалиновым пластинкам.

При уменьшении угла, под которым прилагается внешняя распределенная нагрузка, ее критические значения уменьшаются. Например, при угле равном 45° критические значения интенсивности напряжений уменьшаются на 61 %, а максимальные значения средних напряжений – на 28 и 67 %. Слабым звеном конструкции сегмента, с точки зрения прочности, по-прежнему остается внутренний сектор фиброзного кольца.

Нелинейная зависимость максимально допустимой симметричной нагрузки на сегмент позвоночника в зависимости от угла ее приложения приведена на рис. 4 (график 1). Она показывает, что отличия в значениях критических нагрузок могут достигать 20-кратных значений.

Второй тип прилагаемой нагрузки (см. рис. 1, Б), односторонней и создающей изгибающий момент, может имитировать некоторые физические действия пилота в условиях повышенной гравитации. Сами действия могут быть вызваны необходимостью обеспечения управления летательным аппаратом в экстремальных условиях.

В этом случае максимальные значения интенсивности напряжений приходятся на талию позвонков и фиброзное кольцо со стороны прилагаемой нагрузки. Эта сторона подвергается сжатию, в то время как другая сторона сегмента – растяжению. При углах приложения внешней распределенной нагрузки свыше 60° и меньше 30° опасным местом с точки зрения разрушения является, как и прежде, внутренняя часть фиброзного кольца. При углах от 30 до 60° опасности разрушения в большей степени подвергается внешняя часть фиброзного кольца со стороны приложения нагрузки. Зависимость предельных значений нагрузки от угла ее приложения показана на рис. 4 (график 2).

Следует отметить, что при приближении к вертикали кривая становится пологой, т.е. сегмент устойчив к небольшим отклонениям приложенной нагрузки от оси позвоночника. При распределенной односторонней, с изгибающим моментом нагрузке 4,9 кг/мм² критическая масса, воздействие которой может выдержать позвоночник, почти в 2 раза меньше, чем при нормальной распределенной нагрузке. То есть наличие изгибающего момента значительно повышает вероятность травмирования

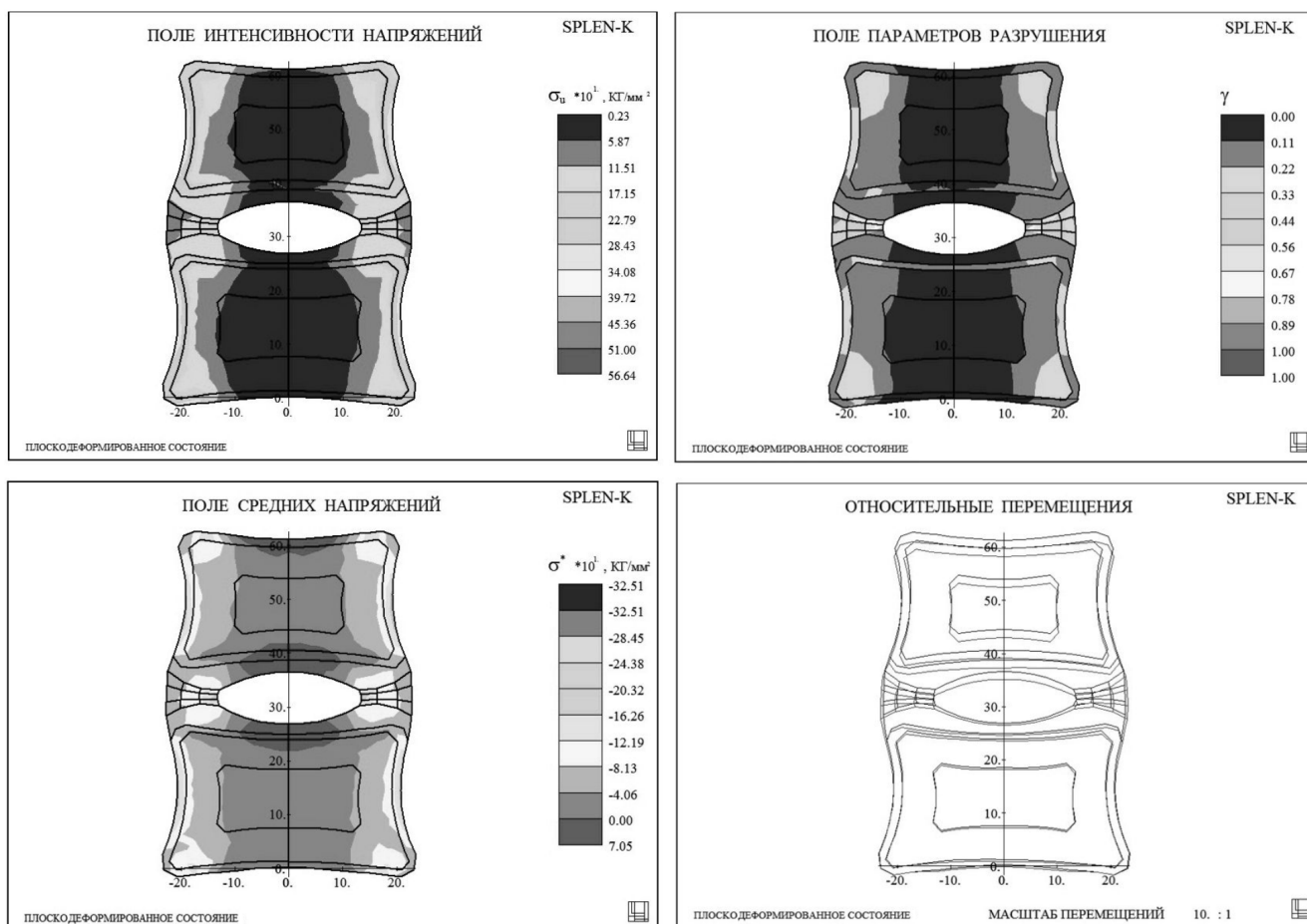


Рис. 3. Результаты расчетов для предельной нормальной нагрузки, приложенной под углом 90°

позвоночника и образования межпозвонковой грыжи в момент начала разрушения фиброзного кольца.

При большой потере кальция, вследствие, например, длительного пребывания в космосе, плотность губчатой костной ткани уменьшается и соответственно уменьшается значение модуля Юнга (см. рис. 2). Это существенно ухудшает прочностные показатели позвоночника. Например, предельная нормальная вертикальная нагрузка на позвоночник при относительной плотности 1,0 равна 4,11 кг/мм². При потере 10 % относительной плотности эта величина станет равной 2,47 кг/мм², при потере 20 % – 1,70 кг/мм², а при потере 50 % – 0,99 кг/мм².

Выводы

1. Предложена математическая модель, позволяющая анализировать напряженно-деформированное состояние в элементах позвоночного столба при продольных и изгибающих нагрузках, вызванных изменением гравитационного поля и/или функциональными действиями пилота высокоскоростного летательного аппарата.

2. Разработан алгоритм решения, позволяющий учитывать изменение давления в межпозвонковой полости и формы фиброзного кольца при нагрузках, близких к критическим.

3. Построенные компьютерные модели могут быть положены в основу разработки методики прогнозирования характерных травм позвоночника при различных вариантах экстремальных нагрузок и патологиях.

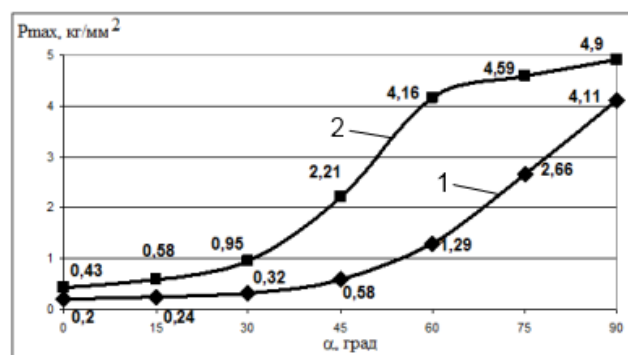


Рис. 4. График максимально допустимой нагрузки на сегмент позвоночника в зависимости от угла ее приложения: 1 – симметричная нагрузка; 2 – односторонняя с изгибающим моментом

Список литературы

1. Григорьев А.И., Воложин А.И., Ступаков Г.П. Минеральный обмен у человека в условиях измененной гравитации. Проблемы космической биологии. Т. 74. М., 1994.

Grigoriev A.I., Volozhin A.I., Stupakov G.P. Mineral metabolism in humans in altered gravity conditions. Problems of space biology. V. 74. Moscow, 1994.

2. Прохончуков А.А., Жижина Н.А., Тигранян Р.А. Гомеостаз костной ткани в норме и при экстремальном воздействии. Т. 49. М., 1984.

Prohonchukov A.A., Zhizhina N.A., Tigranian R.A. Bone homeostasis in normal and extreme exposure. V. 49. Moscow, 1984.

3. Родионова Н.В. Исследования по космобиологии в институте зоологии НАН Украины. Цитологические механизмы потери костной ткани при микрогравитации и гипокинезии // Вестн. зоологии. 2008. Т. 42. № 5. С. 387–401.

Rodionova N.V. Studies on space biology in the Institute of Zoology of NAS. Cytological mechanisms of bone loss in microgravity and hypokinesia // Vestnik zoologii. 2008. V. 42. № 5. P. 387–401.

4. Чумаченко Е.Н., Воложин А.И., Маркин В.А. Биомеханическая модель и методика расчета напряженно-деформированного состояния пародонтального комплекса нижней челюсти // Научно-технические технологии. 2001. № 1. Т. 2. С. 49–60.

Chumachenko E.N., Volozhin A.I., Markin V.A. Biomechanical model and method of calculation of the stress-strain state of the periodontal complex mandible // Naukoemkie tekhnologii. 2001. № 1. V. 2. P. 49–60.

5. Коллинз Р. Течение в пористых средах. М., 1974. Kollinz P. Flow in porous materials. Moscow, 1974.

6. Левченко С.К., Древаль О.Н., Ильин А.А. и др. Экспериментально-анатомическое исследование функциональной транспедикулярной стабилизации позвоночника // Вопр. нейрохирургии. 2011. № 1. С. 20–26.

Levchenko S.K., Dreval O.N., Ilyin A.A. et al. Experimental functional anatomical study of transpedicular stabilization of the spine // Voprosy neyrokhirurgii. 2011. № 1. P. 20–26.

7. Ступаков Г.П., Воложин А.И., Поляков А.Н. и др. Значение состояния минерального компонента кости для ее прочностных характеристик при гиподинамии // Механика композитных материалов. 1982. № 2. С. 315–321.

Stupakov G.P., Volozhin A.I., Polyakov A.N. et al. The status value of the mineral component of bone strength characteristics for its inactivity // Mekhanika kompozitnykh materialov. 1982. № 2. P. 315–321.

8. Belytschko T., Kulak R.F., Schultz A.B., Galante J.O. Finite element stress analysis of an intervertebral disc // J. Biomech. 1974. V. 7. № 3. P. 277–285.

9. Качанов Л.М. Основы механики разрушения. М., 1974.

Kachanov L.M. Fundamentals of Fracture Mechanics. Moscow, 1974.

CALCULATION OF THE STRAIN-DEFORMATION CONDITION OF THE SPINAL MOTOR SEGMENT DURING LOADING

Chumachenko E.N., Logashina I.V.

Aviakosmicheskaya i Ekologicheskaya Meditsina (Russia). 2014. V. 48. № 5. P. 51–57

A mathematical model is proposed to analyze the spinal strain-deformation condition resulting from axial and lateral g-loads generated by changes in the gravity field and/or pilot's maneuvering high-performance aircraft. The solution algorithm takes into account changes in the intervertebral disk pressure and the fibrous ring shape at the time of close-to-critical g values.

Calculation of the spinal strain-deformation condition was implemented by the instrumentality of computer system SPLEN (KOMMEK Ltd., Russia).

Analysis of the spinal strain-deformation condition was made for 2 types of external loads, i.e. normal and unilateral with a bending moment.

Maximum permissible loads on a spinal segment were evaluated, as well as distribution of strain intensity, mean strains, spinal deformation and destruction field was described. The constructed computer models could be used as a basis for developing a technique of predicting characteristic spinal injuries in consequence of specific extreme loads and pathologies.

Key words: mechanics, biomechanics, mathematical modeling, spinal column.

Поступила 30.06.2014