

МОДЕЛИРОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ВНУТРИБРЮШНОГО ДАВЛЕНИЯ НА НАГРУЖЕНИЕ ПОЗВОНОЧНОГО СТОЛБА

Туктамышев В.С., Безматерных В.В.

ФГБОУ ВПО «Пермский национальный исследовательский политехнический университет», Пермь, Россия (614990, г. Пермь, Комсомольский проспект, 29), e-mail: helpinvader@list.ru

В процессе поднятия и удержания тяжестей механические напряжения в элементах поясничного отдела позвоночного столба человека при некоторых условиях превышают критические значения, что неизбежно сопровождается повреждениями этих элементов. Данные перегрузки обусловлены сильной компрессией межпозвоночных дисков при чрезмерном сокращении волокон мышц, выпрямляющих позвоночник и стремящихся к сохранению естественного расположения позвонков. Наибольшие усилия при этом приходится на поясничный отдел позвоночника. Давление внутри полости живота способно изменить картину нагружения позвоночного столба. Это объясняется тем, что в процессе удержания и поднятия тяжестей внутрибрюшное давление создаёт дополнительный разгибающий момент, действующий на позвоночник. В представленной работе на основе модели изгиба криволинейного стержня проводится поиск математических зависимостей, определяющих воздействие внутрибрюшного давления на нагружение позвоночника. Полученные аналитические соотношения показывают снижение компрессионных нагрузок между позвоночными сегментами при наличии внутрибрюшного давления.

Ключевые слова: внутрибрюшное давление, нагружение позвоночника, биомеханическое моделирование.

MODELLING OF THE INFLUENCE OF ABDOMINAL PRESSURE ON THE LOADING OF SPINE

Tuktamyshev V.S., Bezmaternykh V.V.

Perm National Research Polytechnic University, Perm, Russia (614990, Perm, Komsomolsky st., 29), e-mail: helpinvader@list.ru

During the lifting and retaining tasks the mechanical stresses in the elements of the lumbar vertebral column of human under certain conditions exceed the critical value that is inevitably accompanied by damage to these items. These overloads caused by strong compression of the intervertebral discs in the excessive reduction of muscle fibers, straightening the spine and seeking to preserve the natural location of the vertebrae. The greatest efforts in this arise in the lumbar spine. This applies particularly to the lumbar spine. The pressure inside the abdomen can change the loading of the spinal column. This is because in the process of retention and weight lifting intra-abdominal pressure creates additional extensor moment acting on the spine. In this work, based on the model of bending the curved beam are searched mathematical relationships that determine the impact of intra-abdominal pressure loading on the spine. The analytical relations show a decrease compression loads between the vertebral segments at presence of intra-abdominal pressure.

Keywords: intra-abdominal pressure, loading of the spine, biomechanical modelling.

Введение

Позвоночник является самой сложной структурой опорно-двигательного аппарата человека. Сегменты (позвонки) позвоночного столба, образуя канал для спинного мозга, способны при этом двигаться друг относительно друга, что обеспечивается их сложным анатомическим строением. Определённые действия, совершаемые человеком в процессе жизнедеятельности, способны привести к перегрузкам элементов его позвоночника. К такого рода действиям можно отнести, например, удержание или поднятие тяжестей. Негативными последствиями перегрузок чаще всего оказываются боли в спине, остеохондроз и межпозвоночные грыжи [4, 6, 7, 9]. Наиболее уязвимой с этой точки зрения является нижняя часть поясничного отдела позвоночника.

Высокий уровень механических напряжений в межпозвоночных дисках обусловлен активностью спинных мышц [8, 10]. Наибольшую опасность в этом смысле представляет чрезмерное сокращение мышцы, выпрямляющей позвоночник (*m. erectorspinae* [1]), которая способствует поддержанию естественного расположения позвонков в случае действия на позвоночный столб сгибающих моментов. При удержании и поднятии тяжёлых грузов происходит сильное сокращение волокон *m. erectorspinae*, приводящее зачастую к возникновению повреждений в поясничной области позвоночника.

Первые упоминания о том, что внутрибрюшное давление уменьшает компрессию поясничных сегментов позвоночного столба, появились в научной литературе ещё в 1923 году [5]. Следует отметить, что внутрибрюшное давление – это взаимная компрессия внутрибрюшных масс и их давление на оболочку брюшной полости [2]. Литературный обзор, посвящённый определению роли внутрибрюшного давления в механизме разгрузки поясничного отдела позвоночника, приведён в работе [3].

Влияние внутрибрюшного давления на напряжённое состояние позвоночного столба остаётся малоизученным. В данной работе проводится попытка установления взаимосвязи между внутрибрюшным давлением и внутренними усилиями, возникающими в позвоночнике при удержании в руках тяжёлого груза. Для достижения поставленной цели выбирается модель изгиба криволинейной балки.

Постановка задачи

Рассмотрим ситуацию, в которой человек, наклонившись, удерживает тяжёлый груз в руках (рис. 1, *a*). Для исследования влияния внутрибрюшного давления на нагружение

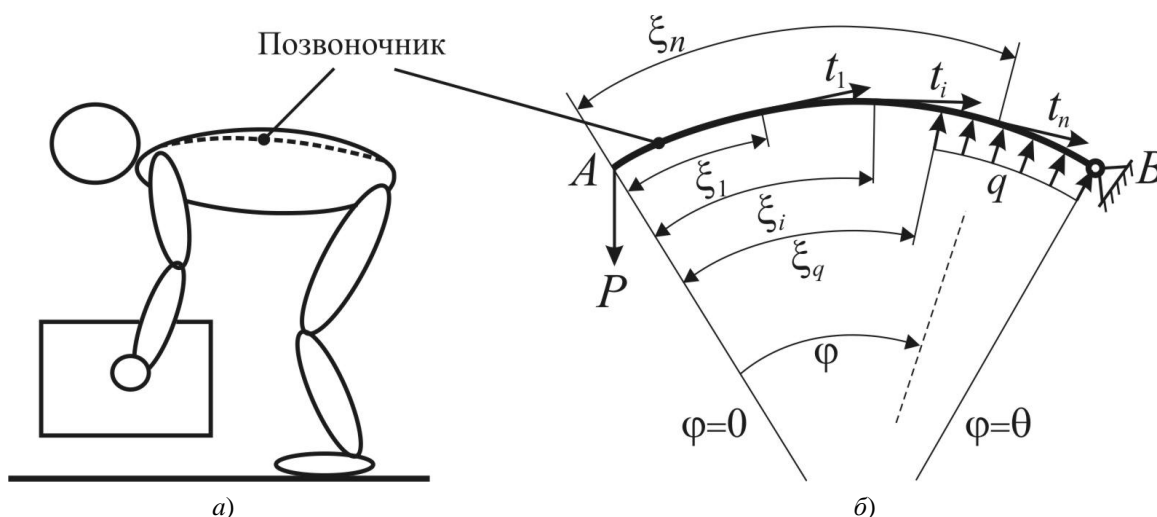


Рис. 1. Схематическое изображение удержания тяжести (*a*) и расчётная модель позвоночника (*б*)

элементов позвоночного столба в данном статическом положении требуется найти аналитические зависимости распределения изгибающих моментов и продольных сил по длине позвоночного столба.

При рассматриваемом наклоне туловища позвоночник представляет собой конструкцию, похожую на криволинейный стержень с постоянной кривизной. Поэтому для определения искомых зависимостей воспользуемся моделью изгиба криволинейной балки.

Представим, что балка имеет шарнирное закрепление в точке B . С позиции анатомии шарнир B моделирует соединение поясничного и крестцового отделов позвоночника, на которое приходится наибольшая нагрузка в процессе жизнедеятельности человека. Кривизна балки задана центральным углом θ (рис. 1, б) и радиусом кривизны R (на рис. 1, б не показан). Так как значение R является постоянной величиной, то решение поставленной задачи в полярной системе координат будет зависеть только от угла φ ($0 \leq \varphi \leq \theta$).

Множество мышечных волокон *m. erectorspinae*, распределяясь от тазовых костей вдоль всей длины позвоночника, имеют области крепления на каждом позвонке. Для приближения к реальной картине нагружения в рамках представленной биомеханической модели сложное многообразие мышечных усилий можно заменить набором касательных сил t_i , точки приложения которых определяются значениями углов ξ_i ($i = \overline{1, n}$), отсчитываемых от положения $\varphi = 0$. Кроме того, в расчётной схеме удерживаемый груз заменяется действующей на него силой тяжести P . Внутрибрюшное давление представляется в виде распределённой нагрузки с интенсивностью q . При этом известна область её распределения ($\xi_q \leq \varphi \leq \theta$), условно соответствующая поясничному отделу позвоночника (рис. 1, б).

Результаты решения

Разложение действующих на балку сил по нормальным и касательным составляющим позволяет получить следующие зависимости для изгибающего момента и продольных сил вблизи шарнира B :

$$M = PR \left(\cos \frac{\theta}{2} \sin \varphi + 2 \sin \frac{\theta}{2} \sin^2 \frac{\varphi}{2} \right) - 2qR^2 \sin^2 \frac{\varphi - \xi_q}{2} - 2R \sum_{i=1}^n t_i \sin^2 \frac{\varphi - \xi_i}{2}, \quad (1)$$

$$N = -P \sin \left(\frac{\theta}{2} - \varphi \right) + \sum_{i=1}^n t_i \left(1 - 2 \sin^2 \frac{\varphi - \xi_i}{2} \right). \quad (2)$$

Для оценки влияния внутрибрюшного давления на компрессионные нагрузки между элементами позвоночного столба примем условие равенства между собой усилий, действующих со стороны мышечных волокон *m. erectorspinae*

$$t_i = t, \quad i = \overline{1, n},$$

что не противоречит физиологическим соображениям. С учётом последнего подстановка граничного условия $M(\varphi = \theta) = 0$ в уравнение (1) приведёт к следующему соотношению:

$$t = \frac{P \left(\cos \frac{\theta}{2} \sin \theta + 2 \sin^3 \frac{\theta}{2} \right) - 2qR \sin^2 \frac{\theta - \xi_q}{2}}{2 \sum_{i=1}^n \sin^2 \frac{\theta - \xi_i}{2}}.$$

Таким образом, продольная (по отношению к стержню) реакция в точке B (рис. 2) может быть найдена по формуле:

$$N_B = P \sin \left(\frac{\theta}{2} \right) + \frac{P \left(\cos \frac{\theta}{2} \sin \theta + 2 \sin^3 \frac{\theta}{2} \right) - 2qR \sin^2 \frac{\theta - \xi_q}{2}}{2 \sum_{i=1}^n \sin^2 \frac{\theta - \xi_i}{2}} \left(n - 2 \sum_{i=1}^n \sin^2 \frac{\theta - \xi_i}{2} \right). \quad (3)$$

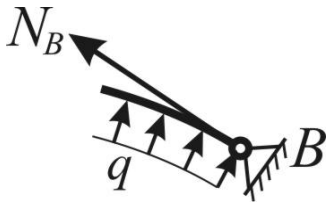


Рис. 2. Продольная реакция шарнира

Следует отметить, что в рассматриваемой задаче продольная реакция в шарнире B моделирует силу взаимодействия между последним (пятым) позвонком поясничного отдела позвоночника и крестцом. Иными словами, по величине силы N_B можно судить о компрессионных нагрузках в этом сегменте позвоночного столба.

Для количественного исследования соотношения (3), исходя из анатомо-физиологических соображений, необходимо задать параметры, от которых зависит реакция N_B . Предположим, что балка имеет длину $L = 0,7$ м, а её кривизна определяется углом $\theta = 20^\circ$. Тогда $R = (180^\circ \cdot L) / (\pi \cdot 20^\circ) = 2$ м. Количество n мышечных волокон, создающих усилия t_i ($i = \overline{1, n}$), можно определить по количеству позвонков, располагающихся на дуге AB . Если точка приложения силы P соответствует первому грудному позвонку, то $n = 17$ (12 грудных и 5 поясничных позвонков). Длину отрезка, к которому приложена распределённая нагрузка q , примем равной одной трети длины позвоночника (балки), т.е.

$$\theta - \xi_q = \frac{1}{3} \theta.$$

Пусть точкой приложения силы t_1 является точка A . Тогда, полагая расстояние между точками приложения усилий t_i ($i = \overline{1, n}$) равными между собой, входящий в формулу (3) ряд можно записать в следующем виде:

$$\sum_{i=1}^{17} \sin^2 \frac{\theta - \xi_i}{2} = \sin^2 \frac{\theta - \xi_1}{2} + \dots + \sin^2 \frac{\theta - \xi_{17}}{2}, \text{ где } \xi_i = (i-1) \cdot \frac{\theta}{n}, i = \overline{1, n}$$

Для выбранных параметров на рис. 3 представлена зависимость силы N_B от распределённой нагрузки при удержании десятикилограммового груза ($P = 980$ Н).

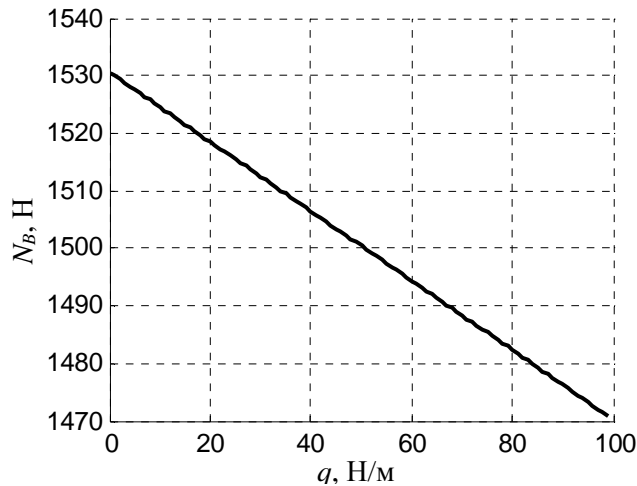


Рис. 3. Зависимость реакции в шарнире В от распределённой нагрузки

На приведённом рисунке наблюдается уменьшение продольной реакции в шарнире при увеличении q . Это вызвано тем, что наличие распределённой нагрузки ведёт к снижению значений усилий, создаваемых мышечными волокнами для уравнивания сгибающего момента от силы P (см. формулу (1)). Уменьшение мышечной активности, в свою очередь, способствует уменьшению продольных сил, возникающих в балке (см. формулу (2)). Таким образом, рассматриваемая модель объясняет снижение компрессионных нагрузок между элементами позвоночника при наличии внутрибрюшного давления.

Заключение

Влияние внутрибрюшного давления на состояние позвоночного столба описывается в большом количестве теоретических и экспериментальных исследований. Все эти исследования приходят к выводу о том, что давление в полости живота, кратковременно увеличиваемое в процессе поднятия тяжестей, может предотвратить травмы поясничного отдела позвоночного столба. Однако взаимосвязь между внутрибрюшным давлением и нагрузками, действующими на позвоночник, остаётся малоизученной. В представленной работе эта взаимосвязь изучается с помощью модели изгиба криволинейной балки. Полученные аналитические зависимости показывают, что внутрибрюшное давление приводит к уменьшению продольных сил, возникающих в позвоночном столбе при удержании тяжёлых грузов.

Список литературы

1. Синельников Р.Д. Атлас анатомии человека. В 3 т. Т. 1. – М.: Медгиз, 1963. – 477 с.

2. Туктамышев В.С., Кучумов А.Г., Няшин Ю.И., Самарцев В.А., Касатова Е.Ю. Внутривнутрибрюшное давление человека // Российский журнал биомеханики. – 2013. – Т. 17, № 1. – С. 22–31.
3. Туктамышев В.С., Соломатина Н.В. Влияние внутривнутрибрюшного давления на состояние поясничного отдела позвоночника // Фундаментальные исследования. – 2013. – № 8. – С. 77–81.
4. Hoogendoorn W.E., Bongers P.M., de Vet H.C., Douwes M., Koes B.W., Miedema M.C., Ariëns G.A., Bouter L.M. Flexion and rotation of the trunk and lifting at work are risk factors for low back pain: results of a prospective cohort study // Spine. – 2000. – Vol. 25, № 23. – P. 3087–3092.
5. Keith A. Man's posture: its evolution and disorders. Lecture IV. The adaptation of abdomen and its viscera to the orthograde posture // British Medical Journal. – 1923. – Vol. 21, № 1. – P. 587–590.
6. Marras W.S., Davis K.G., Ferguson S.A., Lucas B.R., Gupta P. Spine loading characteristics of patients with low back pain compared with asymptomatic individuals // Spine. – 2001. – Vol. 26, № 23. – P. 2566–2574.
7. Marras W.S., Lavender S.A., Leugans S.E., Rajulu S.L., Allread W.G., Fathallah F.A., Ferguson S.A. The role of dynamic three-dimensional trunk motion in occupationally related low back disorders: the effects of work-place factors, trunk position, and trunk motion characteristics on risk of injury // Spine. – 1993. – Vol. 18, № 5. – P. 617–628.
8. Ortengren R., Andersson G.B., Nachemson A.L. Studies of relationships between lumbar disc pressure, myoelectric back muscle activity, and intra-abdominal (intra-gastric) pressure // Spine. – 1981. – Vol. 6, № 1. – P. 513–520.
9. Punnett L., Fine L.J., Keyserling W.M., Herrin G.D., Chaffin D.B. Back disorders and nonneutral trunk postures of automobile assembly workers // Scandinavian Journal of Work Environment and Health. – 1991. – Vol. 17, № 5. – P. 337–346.
10. Takahashi I., Kikuchi S., Sato K., Sato N. Mechanical load of the lumbar spine during forward bending motion of the trunk—a biomechanical study // Spine. – 2006. – Vol. 31, № 1. – P. 18–23.

Рецензенты:

Акулич Ю.В., д.ф.-м.н., профессор кафедры теоретической механики, ФГБОУ ВПО «Пермский национальный исследовательский политехнический университет», г. Пермь.

Кротов Л.Н., д.ф.-м.н., доцент, зав. кафедрой прикладной физики, ФГБОУ ВПО «Пермский национальный исследовательский политехнический университет», г. Пермь.