

УДК 531/534: [57+61]

ДВУМЕРНАЯ КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНАЯ МОДЕЛЬ ДЛЯ ПРЕДСТАВЛЕНИЯ ДВИЖЕНИЯ ОТКРЫТИЯ ЧЕЛЮСТЕЙ. ПАРАМЕТРИЧЕСКОЕ ИЗУЧЕНИЕ МОДЕЛИРОВАНИЯ ПРУЖИННОЙ ЖЕСТКОСТИ ЗАДНЕЙ ДИСКОВОЙ СВЯЗКИ И КРЫЛОВИДНОЙ МЫШЦЫ. СРАВНЕНИЕ С МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНЫМ ОПИСАНИЕМ

М. Аун¹, М. Менар¹, Ю.И. Няшин², А. Рамос³, В.А. Лохов², Ж. Морлье^{1,4}, М. Сид¹

¹ Laboratoire de Mécanique Physique, CNRS UMR 5469 Université Bordeaux 1, 351 Cours de la Libération, 33405 TALENCE cedex Bordeaux, France, e-mail: mhamad-aoun@hotmail.com, michel.mesnard@u-bordeaux1.fr

Лаборатория механики и физики, Университет Бордо, Франция

² Кафедра теоретической механики Пермского национального исследовательского политехнического университета, Россия, 614990, Пермь, Комсомольский проспект, 29, e-mail: nyashin@inbox.ru

³ Department of Mechanical Engineering, University of Aveiro, 3810-193 Aveiro, Campo Universitário de Santiago, Portugal

Кафедра механической инженерии, Университет Авейру, Португалия

⁴ Laboratoire de Mouvement Adaptation Cognition, CNRS UMR 5227 Université Victor Segalen, 146 rue Léo Saignat, 33076 Bordeaux cedex, France

Лаборатория изучения адаптации движений, Университет Бордо, Франция

Аннотация. Двумерная конечно-элементная модель височно-нижнечелюстного сустава была разработана из магнитно-резонансного изображения для изучения функции задней дисковой связки и крыловидной мышцы во время движения открытия челюстей. Движение было задано путем наложения перемещений на два узла модели. Эти перемещения были измерены с помощью прибора трехмерного анализа. Задняя дисковая связка и крыловидная мышца были смоделированы линейными пружинами постоянной и переменной жесткости соответственно. Для того чтобы обеспечить моделирование перемещения диска, соответствующее реальному перемещению, положение диска на различных шагах моделирования было сравнено с положением, полученным с помощью магнитно-резонансного изображения при различных положениях между резцами. Разные значения жесткости пружин были также проверены, чтобы оценить их влияние на перемещение диска и распределение напряжений. Результаты показывают, что задняя дисковая связка влияет на положение диска, распределение напряжений и интенсивность напряжений в суставе. Однако интенсивность напряжений сильно не изменится, если не учитывать крыловидную мышцу.

Ключевые слова: биомеханика височно-нижнечелюстного сустава, положение диска, жесткость пружин, параметрическое изучение, крыловидная мышца, задняя дисковая связка.

© Аун М., Менар М., Няшин Ю.И., Рамос А., Лохов В.А., Морлье Ж., Сид М., 2012

Аун Мхамад, лектор и исследователь лаборатории механики и физики, Бордо

Менар Мишель, профессор, заведующий лабораторией механики и физики, Бордо

Няшин Юрий Иванович, д.т.н., профессор, заведующий кафедрой теоретической механики, Пермь

Рамос Антонио, ассистент профессора кафедры механической инженерии, Авейру

Лохов Валерий Александрович, к.ф.-м.н., доцент кафедры теоретической механики, Пермь

Морлье Жульен, ассистент профессора лаборатории изучения адаптации движений, Бордо

Сид Мариано, профессор лаборатории механики и физики, Бордо

ВВЕДЕНИЕ

Задняя дисковая связка, которая соединяет заднюю часть диска и височную кость, ограничивает перемещение диска вперед при движениях открытия челюстей. Что касается функции верхней продольной крыловидной мышцы, то в литературе имеются противоречия. Некоторые авторы поддерживают гипотезу о сокращении мышцы при открытии челюстей, чтобы удержать диск в положении между суставными поверхностями. Другие считают, что положение диска сохраняется только благодаря его связкам. Недавнее электромиографическое исследование, в котором положения электродов были проверены с помощью компьютерно-томографических изображений, показало, что эта мышца активна при движении открывания челюстей [8]. Авторы сделали вывод, что функция этой мышцы должна быть учтена. В действительности, возможно, это должно быть связано с перемещением диска.

Так как височно-нижнечелюстной сустав трудно поддается контактному взаимодействию, то моделирование является хорошей альтернативой для нахождения его характеристик. Метод конечных элементов – это метод, который широко используется в исследованиях для моделирования движений и оценки распределения напряжений в височно-нижнечелюстном суставе. Многие модели были созданы в последнее время для моделирования движений открытия–закрытия челюстей [2, 5] и продольных движений [10] и для сравнения височно-нижнечелюстного сустава с нарушениями и без внутренних нарушений [9, 11]. *Devocht* и соавт. [4] использовали двумерную модель для моделирования движения открытия челюстей, чтобы понять механизм движения диска. Они использовали различные методы для моделирования связок диска и смогли сделать вывод, что для анализа движения диска нет надобности в моделировании его связок. В данной статье авторы накладывали перемещение на один узел, а силу на другой узел. Наверное, это привело к поступательному движению мышечка нижней челюсти. В рассматриваемой статье перемещения были наложены на два узла, что позволяет моделировать реальные движения. Моделирование было также сравнено с магнитно-резонансными образами, находимыми при различных степенях движения открытия челюстей.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Модель

Развитие этой модели было детально описано в другой работе [1] и будет только кратко обсуждаться здесь. Двумерная геометрия модели была получена из магнитно-резонансного изображения правого височно-нижнечелюстного сустава одного волонтера без патологии. Волонтер был выбран из предшествующего статистического исследования, в котором были выделены три группы различной кинематики [3, 7]. Он представляет группу, в которую входит большинство населения. Изображение было сделано в плоскости, перпендикулярной оси мышечка нижней челюсти, магнитно-резонансным томографом *Philips 1.5T* в больнице *Pellegrin*. Оно было выполнено с использованием программы *SATIA*, что позволило получить контуры мышечка нижней челюсти, суставного диска и височной поверхности. Разбиение было произведено с использованием программы *Samcef*. Оно содержало 2125 прямоугольных линейных элементов (рис. 1). Было также сделано более тонкое разбиение, чтобы исследовать сходимость разбиения. Упругие свойства были предположены для частей кости. Гиперупругий материал Муни–Ривлина был применен для суставного диска. Материальные константы суммированы в таблице.

Контакты между диском и костями были смоделированы с помощью контактных элементов, допускающих большие перемещения. Трение не учитывалось.

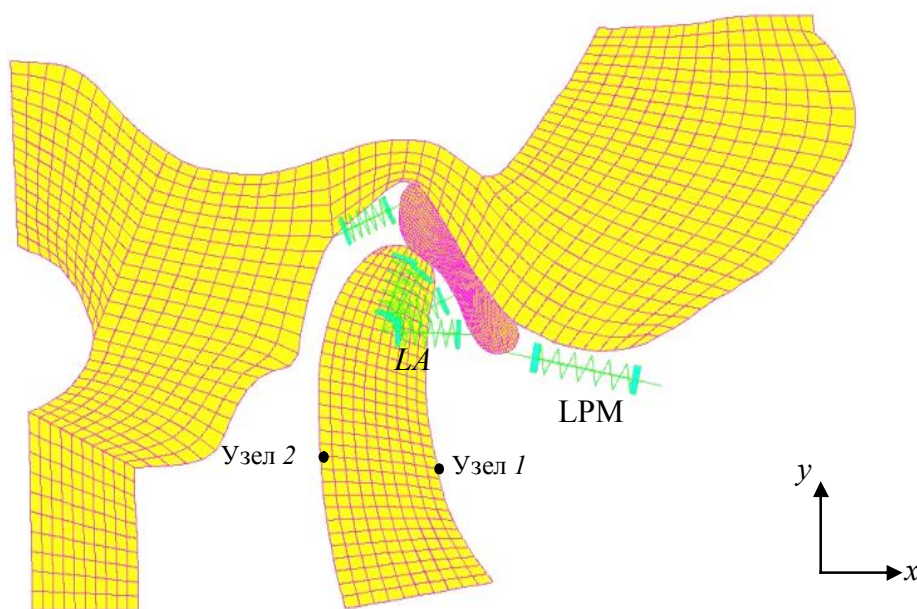


Рис. 1. Двумерная конечно-элементная модель

Характеристики структур

Структура	Параметр				
	E , МПа	ν	C_1 , МПа	C_2 , МПа	Источник
Кость	14000	0,3	–	–	[6]
Диск			27,9	–20,8	[7]

Моделирование движения открывания челюстей

Авторы описали движение, задавая перемещения двух узлов мышелка нижней челюсти. В действительности разработка двумерной модели делает невозможным наложить вращение вокруг оси, перпендикулярной плоскости. Перемещения были измерены у того же волонтера с помощью прибора трехмерного видеонализа, созданного ранее в лаборатории [6]. Единственное перемещение вдоль оси Oy было наложено на один из этих узлов так, чтобы не ограничить сегмент между узлами и обойти нежелательную концентрацию напряжений. Перемещения иллюстрируются на рис. 2. Статические вычисления были проведены для 20 малых шагов движения.

Как описано выше, движение диска управляется связками с костями. В этой модели были рассмотрены два вида связей: задняя дисковая связка соединяет заднюю часть с височной костью и латеральная связка соединяет периферию диска с нижнечелюстным мышелком. Эти две связки моделируются линейной пружиной с постоянной жесткостью, равной $0,2 \text{ Н} \cdot \text{мм}^{-1}$ [2]. Продольная крыловидная мышца, которая прикрепляется к передней части, моделировалась линейной пружиной с переменной жесткостью. Величина жесткости регулировалась, чтобы выдерживать увеличивающуюся силу на диск с начала движения до конца. Вычисленное перемещение диска было сравнено с его положениями, полученными с помощью магнитно-резонансного метода на каждом шаге 5 мм межрезцового отверстия.

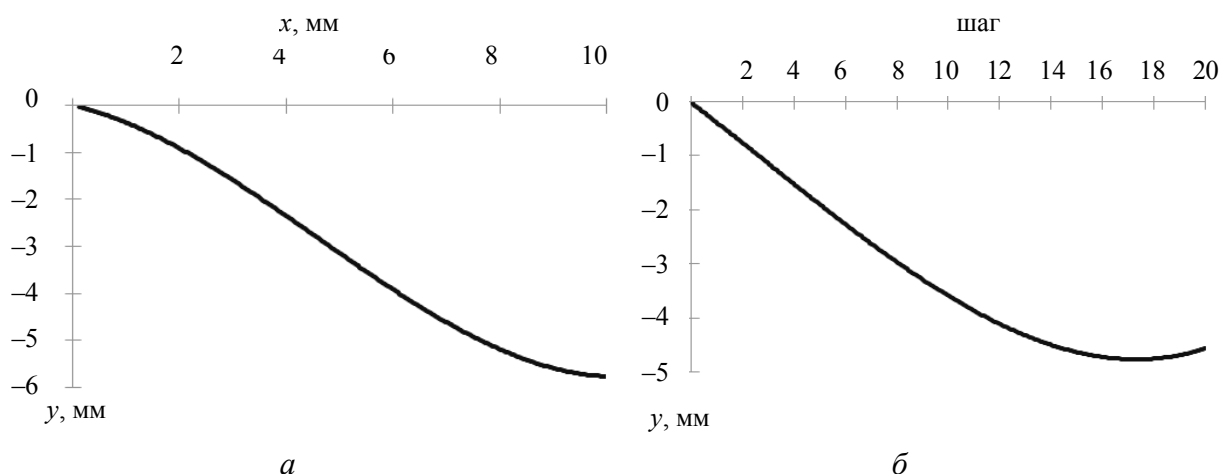


Рис 2. Перемещения, наложенные на узлы: *a* – сагитальное перемещение, наложенное на узел 1; *б* – *y*-перемещение, наложенное на узел 2

Изменение величины жесткости

Различные значения величины жесткости были изучены для оценки влияния этого фактора на модель. Это было сделано, чтобы лучше понять функцию задней дисковой связки и продольной крыловидной мышцы. Жесткость задней и передней пружин изменялась отдельно, т.е. жесткость передней пружины сохранялась неизменной, а жесткость задней пружины изменяли в пределах от $0,02$ до $1 \text{ Н} \cdot \text{мм}^{-1}$. Затем повторили эту процедуру для передней пружины, изменяя только максимальное значение линейной переменной жесткости от 0 до $2,5 \text{ Н} \cdot \text{мм}^{-1}$.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Отсчетная модель

Распределение напряжения по Мизесу для отсчетной модели показано на рис. 3 для последнего шага, т.е. при максимальном раскрытии челюстей. Напряжения концентрируются в промежуточной зоне диска. Этот результат соответствует результатам, известным из литературы [4, 9]. Рис. 4 показывает положения диска на различных стадиях отверстия из магнитно-резонансных изображений и расчетов.

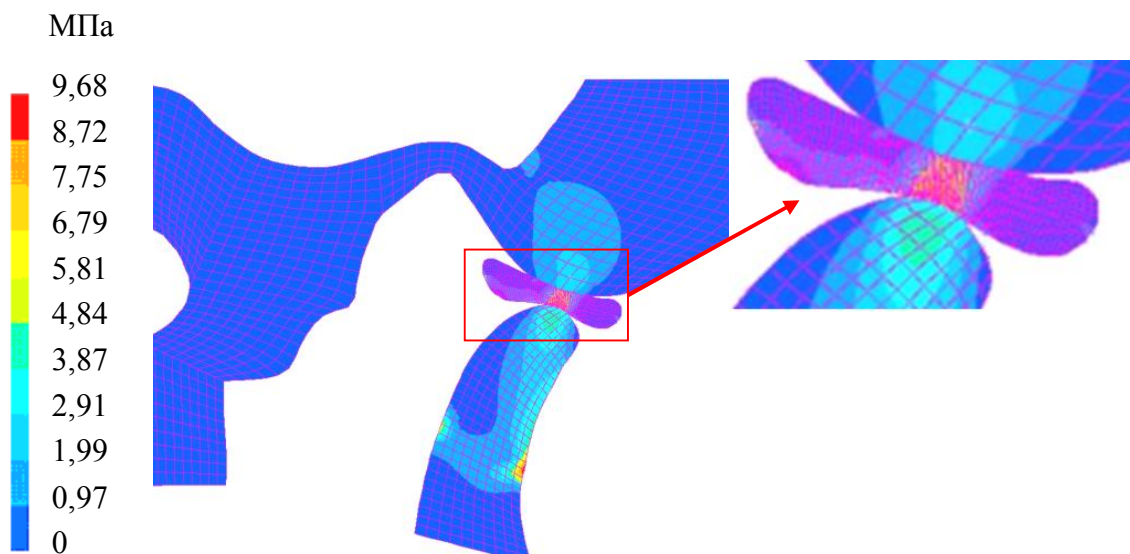


Рис. 3. Распределение напряжения по Мизесу при максимальном раскрытии

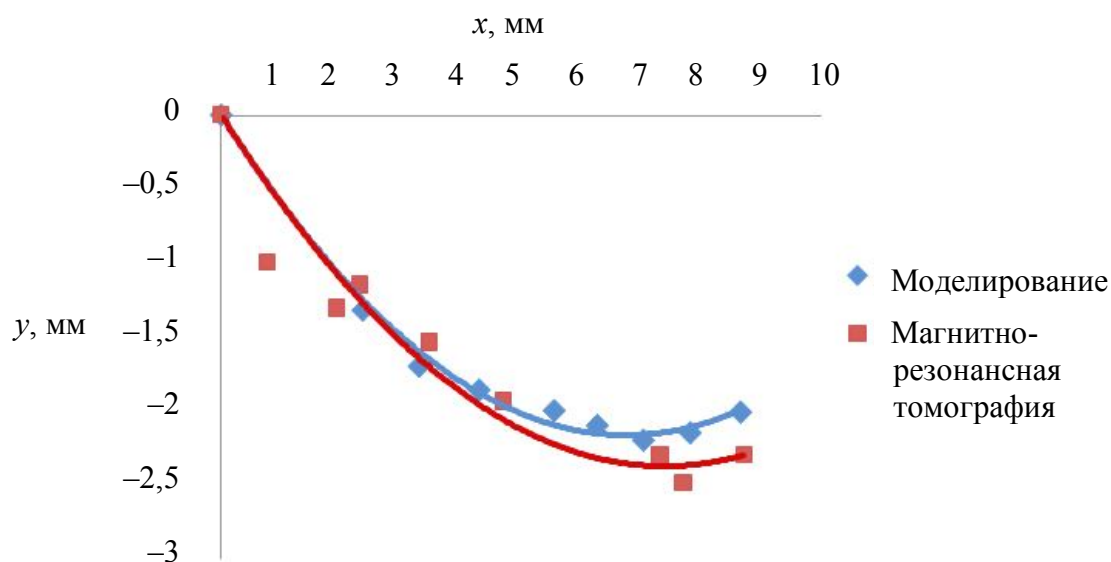


Рис. 4. Сравнение положения диска согласно расчету и по магнитно-резонансному методу

Положение диска было оценено координатами точки, расположенной на передней грани при различных шагах во время движения. Виды кривых соответствуют друг другу, но положения диска показывают, что сила, вызываемая передней пружиной в ранней фазе движения, достаточно высока.

Влияние жесткости задней пружины

Рис. 5 показывает положение диска при максимальном раскрытии при различных значениях жесткости задней пружины. Очевидно, что, когда жесткость меньше, положение диска сдвигается назад, и наоборот. Поэтому задняя связка диска ограничивает его перемещение вперед при движении открывания. Рис. 6 показывает изменение максимального напряжения по Мизесу соответственно различным значениям жесткости. Если пружину не учитывать или когда значение жесткости велико, значения напряжения велики.

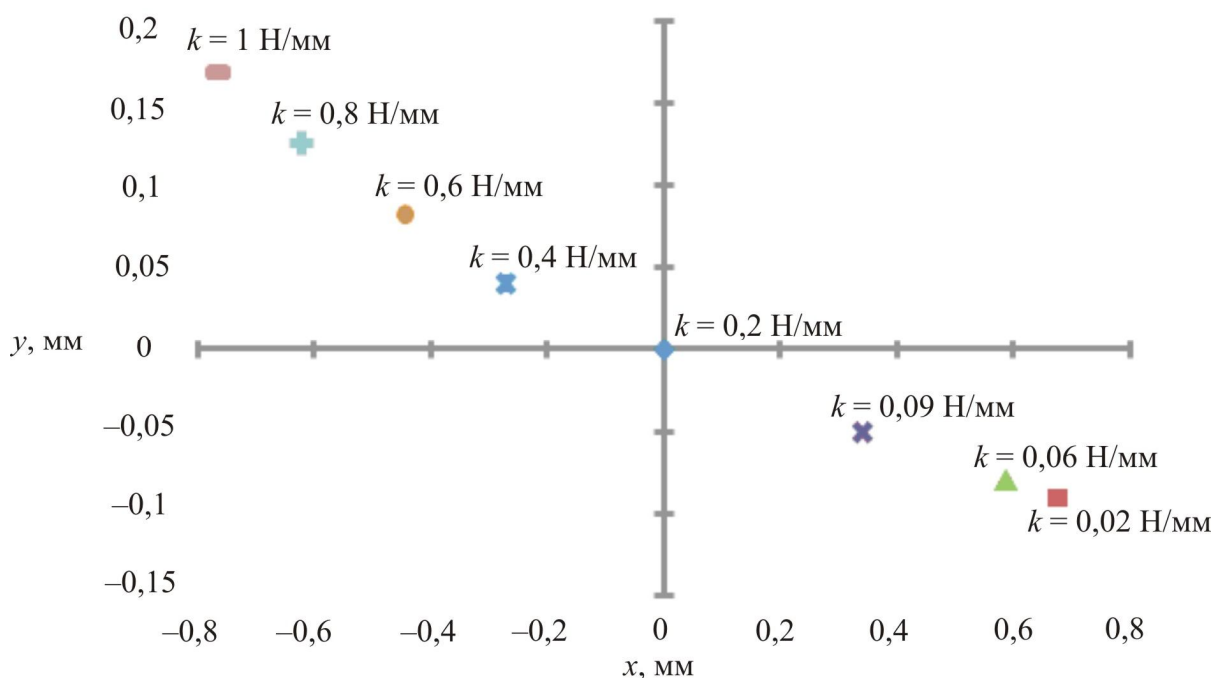


Рис. 5. Положение диска как функция жесткости задней пружины

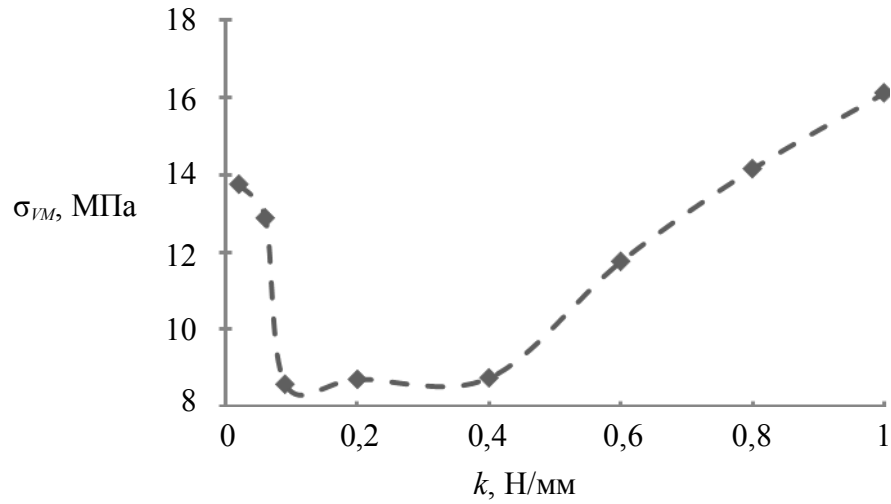


Рис. 6. Максимальное значение напряжения по Мизесу в диске как функция жесткости задней пружины

Влияние жесткости передней пружины

На рис. 7 представлено влияние изменения жесткости передней пружины на положение диска. Результаты показывают, что при увеличении жесткости диск смещается вперед. Это противоречит влиянию жесткости задней пружины, где при отсутствии пружины интенсивность напряжений не была больше. Однако при высокой жесткости пружины интенсивность напряжений увеличивается (рис. 8).

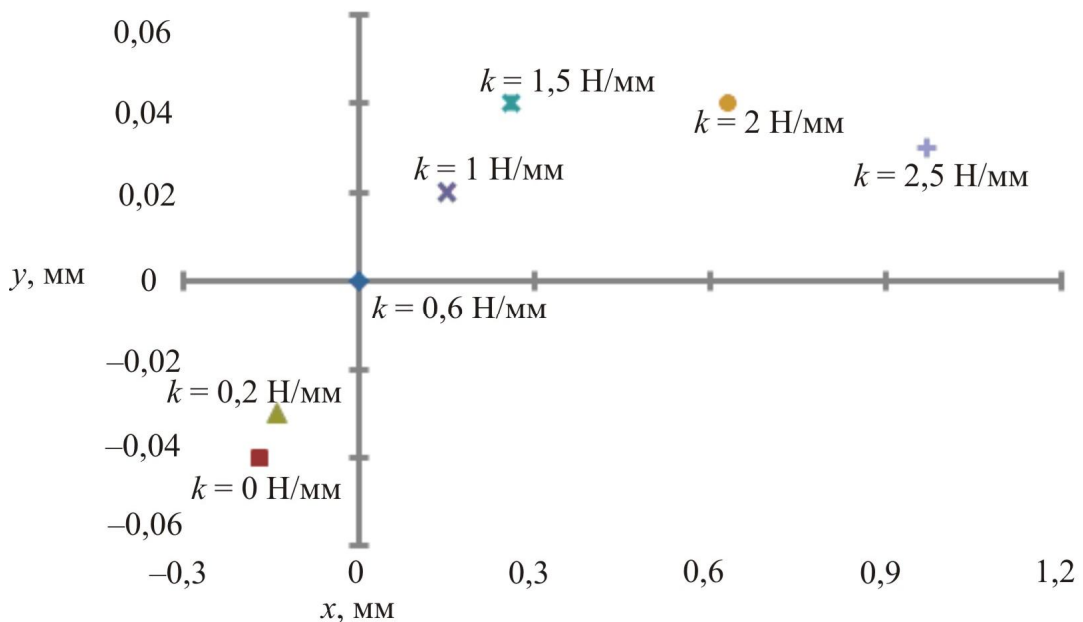


Рис. 7. Положение диска как функция жесткости передней пружины

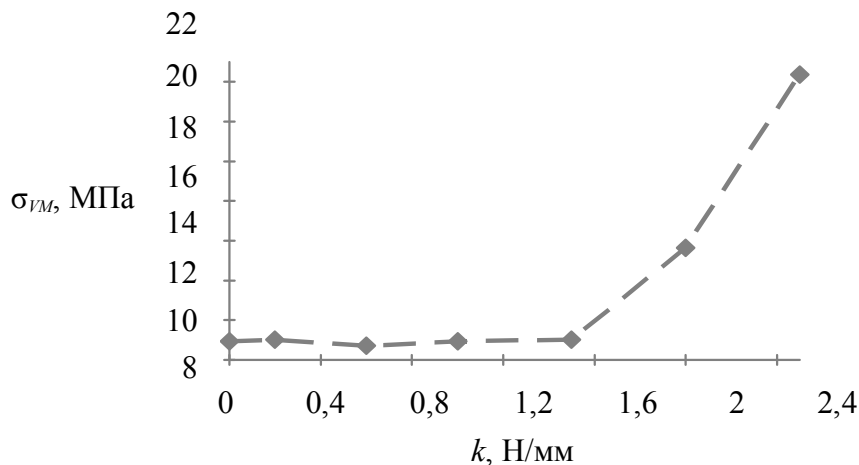


Рис. 8. Максимальное значение напряжения по Мизесу как функция жесткости передней пружины

ДИСКУССИЯ

В данной статье было проведено параметрическое изучение с использованием пружины для представления связок и мышц. В действительности поведение задней дисковой связки нелинейное, хотя информация о реальном поведении до сих пор очень мала. Функция крыловидной мышцы была описана с помощью линейной пружины переменной жесткости в первом приближении. Результаты показывают, что положение диска и интенсивность напряжений мало изменяются в зависимости от того, учитывается эта мышца или нет. Эта статья является первым исследованием, где показана важность использования конечно-элементного моделирования и сравнения с магнитно-резонансным методом. В будущих исследованиях качество изображений должно быть улучшено, чтобы увеличить точность и оценить механические свойства задней дисковой связки. Такое моделирование будет давать лучшее представление о реальности и лучшее понимание механизма височно-нижнечелюстного сустава.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Aoun M., Mesnard M., Morlier J., Ramos M., Monéde-Hocquard L., Cid M. Elaboration and validation of a 2D finite element model of the temporomandibular joint using magnetic resonance images. Simulation of an open-close movement // Russian Journal of Biomechanics. – 2011. – Vol. 15, No. 1 (51). – P. 21–29.
2. Chen J., Akyuz U., Xu L., Pidaparti R.M.V. Stress analysis of the human temporomandibular joint // Medical Engineering & Physics. – 1998. – Vol. 20. – P. 565–572.
3. Coutant J.C., Mesnard M., Morlier J., Ballu A., Cid M. Discrimination of objective kinematic characters in temporomandibular joint displacements // Archives of Oral Biology. – 2008. – Vol. 53, No. 5. – P. 453–461.
4. Devocht J.W., Goel V.K., Zeitler D.L., Lew D. A study of the control of disc movement within the temporomandibular joint using the finite element technique // J. Oral and Maxillofac. Surg. – 1996. – Vol. 54. – P. 1431–1437.
5. Donzelli P.S., Gallo L.M., Spilker R.L., Palla S. Biphasic finite element simulation of the TMJ disc from in vivo kinematic and geometric measurements // Journal of Biomechanics. – 2004. – Vol. 37. – P. 1787–1791.
6. Mesnard M., Aoun M., Morlier J., Cid M., Ballu A. Validation of a protocol to characterize the temporomandibular joint kinematics // International Journal for Computational Vision and Biomechanics. – 2010. – Vol. 3, No. 1. – P. 25–32.
7. Mesnard M., Coutant J.C., Aoun M., Morlier J., Cid M., Caix P. Relationships between geometry and kinematic characteristics in the temporomandibular joint // Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Medical Engineering. – 2012. – Vol. 15, No. 4. – P. 393–400.
8. Murray G.M., Bhutada M., Peck Ch.C., Phanachet I., Sae-Lee D., Whittle T. The human lateral pterygoid muscle // Archives of Oral Biology. – 2007. – Vol. 52. – P. 377–380.

9. Pérez del Palomar A., Doblaré M. An accurate simulation model of anteriorly displaced TMJ discs with and without reduction // *Medical Engineering & Physics*. – 2007. – Vol. 29. – P. 216–226.
10. Pérez del Palomar A., Doblaré M. Finite element analysis of the temporomandibular joint during lateral excursions of the mandible // *Journal of Biomechanics*. – 2006. – Vol. 39. – P. 2153–2163.
11. Tanaka E., del Pozo R., Tanaka M., Asai D., Hirose M., Iwabe T., Tanne K. Three-dimensional finite element analysis of human temporomandibular joint with and without disc displacement during jaw opening // *Medical Engineering & Physics*. – 2004. – Vol. 26. – P. 503–511.

2D FINITE ELEMENT MODEL TO SIMULATE JAW OPENING MOVEMENT. PARAMETRIC STUDY OF SPRING'S STIFFNESS MODELLING THE RETRODISCAL LIGAMENT AND THE PTERYGOID MUSCLE. COMPARISON WITH THE MAGNETIC RESONANCE IMAGING DESCRIPTION

**M. Aoun, M. Mesnard (Bordeaux, France), Y.I. Nyashin (Perm, Russia),
A. Ramos (Aveiro, Portugal), V.A. Likhov (Perm, Russia), J. Morlier,
M. Cid (Bordeaux, France)**

A 2D finite element model of the temporomandibular joint was developed from the magnetic resonance image to study the function of the retrodiscal ligament and the pterygoid muscle during the jaw opening movement. Movement was simulated by imposing displacements on two nodes of the model. These displacements were measured by a 3D motion analysis device. The retrodiscal ligament and the pterygoid muscle were modelled by linear springs of constant stiffness and variable stiffness respectively. To ensure that the simulated displacement of the disk corresponded to the real displacement, disk positions at different steps of the simulation were compared with positions obtained with the magnetic resonance images at different interincisor distances. Different spring stiffness values were also tested in order to evaluate their influence on disk displacement and stress distribution. Results show that the retrodiscal ligament influences the position of the disk, the stress distribution and stress intensity in the joint. However, stress intensity was not much influenced when the pterygoid muscle was not modelled.

Key words: temporomandibular biomechanics, disk position, spring stiffness, parametric study, pterygoid muscle, retrodiscal ligament.

Получено 21 апреля 2012