

УДК 531/534:57+612.7

ВЛИЯНИЕ МОДЕЛИ ВОСПРИЯТИЯ НАГРУЗКИ, ДЕЙСТВУЮЩЕЙ НА ВИСОЧНО-НИЖНЕЧЕЛЮСТНОЙ СУСТАВ, В СВЯЗИ С ОТНОСИТЕЛЬНЫМ РАЗЛИЧИЕМ В РАЗМЕРАХ И РАСПОЛОЖЕНИИ МЫШЦЕЛКА И СУСТАВНОЙ ЯМКИ: СРАВНЕНИЕ ОТКЛОНЕНИЯ МЫШЦЕЛКА ВПЕРЕД И НАЗАД В ЗАВИСИМОСТИ ОТ ВЕЛИЧИНЫ УВЕЛИЧЕНИЯ МЫШЦЕЛКА

Т. Шимода*, С. Цуцуми***, С. Сумиоши*, Х. Ишикава**, Т. Хонда*

*Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Fukuoka Dental College, Fukuoka, Japan

**Department of Orthodontics, Fukuoka Dental College, Fukuoka, Japan

***Department of Medical Simulation Engineering, Institute for Frontier Medical Sciences, 53 Kawahara-cho, Shogoin, Sakuo-ku, Kyoto 606-8507, Japan, e-mail: tsutsumi@frontier.kyoto-u.ac.jp

*Стоматологический колледж, кафедра челюстно-лицевой хирургии, г. Фукуока, Япония

**Стоматологический колледж, кафедра ортодонтии, г. Фукуока, Япония

***Институт передовых медицинских наук, кафедра медицинского моделирования в инженерии, г. Киото, Япония

Аннотация. Было исследовано влияние различия в относительной величине мышцелка как фактора, вызывающего перемещение суставного диска височно-нижнечелюстного сустава. Для этого были использованы метод конечных элементов и анализ вычислительных результатов. Была создана конечно-элементная модель височно-нижнечелюстного сустава как двумерная модель с учетом эффектов смазки суставного диска. Стандартная математическая модель (*Standard*) была создана с учетом данных, полученных у здоровых субъектов с нормальным височно-нижнечелюстным суставом. В соответствии с различием в величине мышцелка для исследования были установлены две группы: первая группа состояла из математических моделей с относительным отклонением мышцелка назад (*Large I*, *Large II*), вторая группа включала математические модели с отклонением мышцелка вперед (*Big I*, *Big II*). Компенсация увеличенных напряжений в основном проводилась с помощью функциональных поверхностей сустава в соответствии с увеличением мышцелка. Кроме того, в исследовании было подтверждено, что имеет место изменение угла приложения нагрузки в направлении к поверхности сустава и диапазона напряжений нагрузки на суставном диске в зависимости от углового расположения нагрузки. Эти результаты свидетельствуют, что имеется тенденция выравнивания напряжений на поверхности сустава. Таким образом, исследование показало, что при увеличении относительной величины мышцелка концентрация напряжений на поверхности сустава уменьшается и при долговременном наблюдении вероятность появления перемещения суставного диска уменьшается.

Ключевые слова: височно-нижнечелюстной сустав, мышцелок, суставная ямка, суставной диск, метод конечных элементов, отклонение мышцелка, напряжения.

Введение

Известно, что предрасположенность к болезням височно-нижнечелюстного сустава больше у женщин, чем у мужчин, что связано с относительно меньшей величиной мышелка у женщин. Кроме того, наличие болезней височно-нижнечелюстного сустава не было идентифицировано или подтверждено у приматов, что связано с величиной мышелка в сравнении с отношением величин мышелка нижней челюсти и суставной ямки (это отношение больше у приматов). Эти факты касаются величин мышелков по их отношению у мужчин и женщин или у приматов и человека, причем при анализе до сих пор не учитывалось отклонение мышелков. Модели переноса нагрузки в височно-нижнечелюстном суставе зависят от состояния его морфологической структуры [1, 2]. Имеется большая вероятность, что различие в относительной величине мышелков влияет на возникновение болезней височно-нижнечелюстного сустава из-за перемещения суставных дисков [3, 6]. Однако объяснение и/или установление действительного влияния этого фактора до сих пор обсуждается. В данном исследовании было изучено механическое влияние разности относительных величин мышелков на модели восприятия нагрузки в сагиттальной плоскости с использованием метода конечных элементов и анализа компьютерного моделирования.

Материалы и методы

1. Математическая модель. Для данного исследования была создана конечно-элементная двумерная (для сагиттальной плоскости) модель височно-нижнечелюстного сустава с учетом эффекта смазки суставного диска [7].

Данные для построения математических моделей были получены с помощью компьютерной томографии и из магнитно-резонансного изображения сагиттальной плоскости. При этом рассматривалась окклюзия здоровых субъектов с нормальным височно-нижнечелюстным суставом. Математическая модель сагиттальной плоскости была названа как модель *Standard*, были созданы две группы по исследованию отклонения мышелка, соответственно, назад и вперед. Изменения были отнесены к модели *Standard*, чтобы исследовать влияние относительной величины мышелка в соотношении нижнесуставной мышелок и суставная ямка. Суставные диски были расположены так, чтобы было возможно рассмотрение изменений в допустимом диапазоне внутри нижнечелюстной ямки, включая изменения для приспособления при изменении величины мышелка.

Во-первых, в группе математической модели расстояния между функциональными поверхностями сустава удерживаются постоянными при отклонении мышелка назад и изменении в величине мышелка, что приводит к необходимости аккомодации измененного по величине мышелка в суставной ямке. Поэтому математические модели были приспособлены к величине мышелка: модели *Standard*, *Large I* и *Large II* (1:1,125, 1,25, соответственно). Двумерные математические модели показаны на рис. 1.

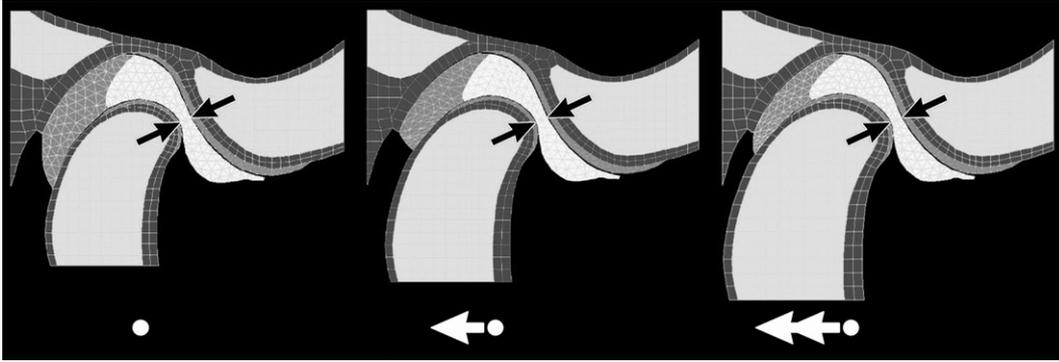


Рис. 1. Схематическая иллюстрация показывает три типа двумерных математических моделей отклонения мыщелка назад и изменения в величине мыщелка. Математические модели были построены по отношению к величине мыщелка: модели *Standard*, *Large I* и *Large II* (1:1,125, 1,25, соответственно)

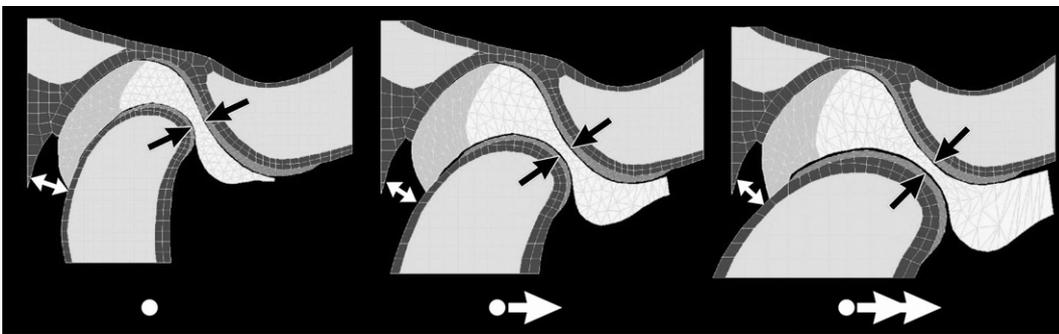


Рис. 2. Схематическая иллюстрация показывает три типа двумерных математических моделей отклонения мыщелка вперед и внутрь и изменения в величине мыщелка. Математические модели были построены по отношению к величине мыщелка: модели *Standard*, *Big I* и *Big II* (1:1,41 и 2, соответственно)

Во второй группе задняя поверхность мыщелка, наклоненная к задней поверхности нижнечелюстной суставной ямки, удерживалась на постоянном расстоянии и модель *Standard* была использована как базисная модель. Три математические модели были построены по отношению к модели *Standard*. Модель *Big I* имеет размер мыщелка в 1,41 раза больше, чем в модели *Standard*, а модель *Big II* в два раза больше (рис. 2).

При увеличении размеров мыщелка расстояние между задней наклонной поверхностью и задней поверхностью суставной ямки и ширина пространства сустава удерживались постоянными; отклонение мыщелка наблюдалось в направлении вперед и внутрь.

Каждая группа состояла из трех моделей, включая модель *Standard*, поэтому общее число моделей для исследования напряжений было равно 5. Целью исследования было нахождение распределения напряжений в зависимости от изменения угла приложения нагрузки к мыщелку.

2. Аналитические условия. Для исследования были установлены клинические условия при окклюзии. Данные, полученные из анализа нижней челюсти в процессе окклюзии, были определены для конструирования модели *Standard*. Также были вычислены кинематические оси мыщелка в процессе смыкания. Определено отклонение нагрузки на мыщелок по направлению при окклюзии, получен угол приложения нагрузки, а именно угол $31,6^\circ$ по отношению к плоскости *FH* [8] (рис. 3). Кроме того, с помощью метода конечных элементов определена величина силы, вызывающей данное отклонение мыщелка, а именно 1 Н.

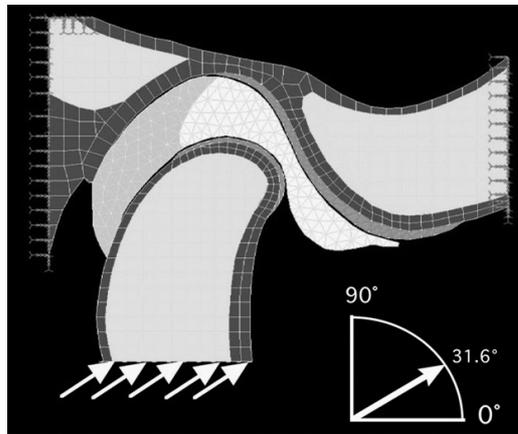


Рис. 3. Во всех математических моделях определено отклонение при окклюзии и угол приложения нагрузки, а именно $31,6^\circ$ по отношению к плоскости FH

Далее угол приложения нагрузки последовательно менялся от 0° до 90° и было вычислено распределение напряжений, приложенных к суставному диску в зависимости от угла и/или ширины угловой полоски. Были установлены контактные условия для поверхности сустава, коэффициент трения полагался равным $0,006$.

Нелинейный регрессионный анализ проводился с помощью компьютерной программы *COSMOS/M Ver.1,75 (S.R.A.C. Company)* и *P5-133XL* вычислительного алгоритма (*GATERWAY 2000 Germany*).

3. Оценка. Оценка напряженного состояния была сделана с помощью эквивалентных напряжений по Мизесу [9-12], рассчитанных через главные и касательные напряжения.

Результаты

1. Оценка моделей, описывающих отклонение мышелка назад в зависимости от величины увеличения мышелка. Сравнение моделей *Standard*, *Large I* и *Large II* при изменении угла приложения нагрузки показывает, что не было изменения в компенсации нагрузки, обнаруженной при анализе распределения напряжений на суставных поверхностях. Распределение напряжений наблюдалось при постоянной угловой ширине относительно величины нагрузки, действующей на суставной диск в направлении суставной поверхности. Напряжения не изменялись в диапазоне $0-50^\circ$ в модели *Standard* (рис. 4), $0-40^\circ$ – для модели *Large I* (рис. 5) и $0-35^\circ$ для модели *Large II* (рис. 6).

При отклонении мышелка назад с увеличенной величиной мышелка было обнаружено, что область распределения напряжений, действующих на суставной диск в направлении поверхностей сустава, сузилась. Но при увеличении величины мышелка подтвердилась тенденция к уменьшению концентрации напряжений в верхнелатеральной области мышелка, в утолщенном слое в задней области суставного диска и в самой глубинной области суставного диска.

Далее проводится сравнение распределений напряжений между моделями *Standard*, *Large I* и *Large II* при угле приложения нагрузки $31,6^\circ$. Показано и подтверждено, что абсолютные значения напряжений уменьшились на мышелке, поверхности сустава и внутри сустава (рис. 7). Имеется тенденция более выраженного уменьшения напряжений на мышелке, чем на поверхности сустава. Расстояние задней области суставного мышелка от ямки было постоянным во всех математических моделях.

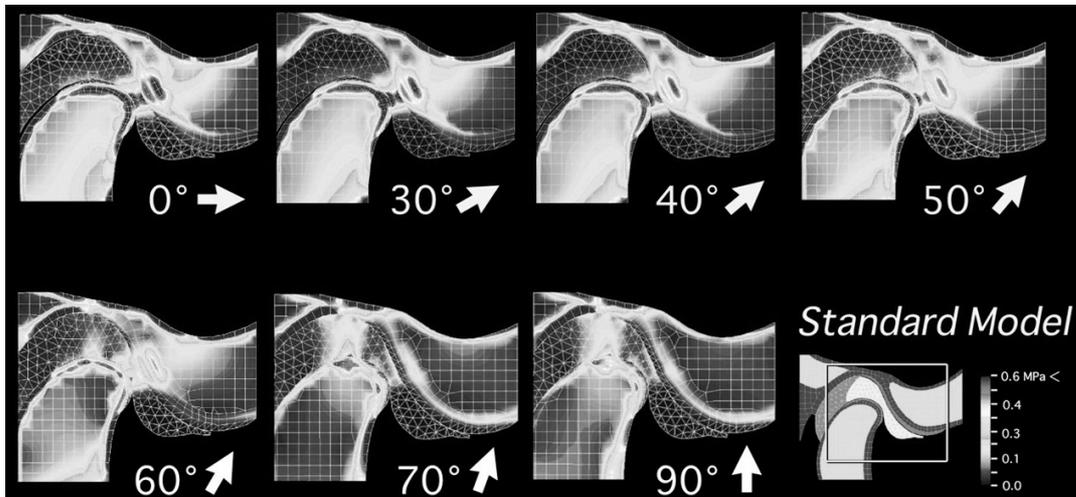


Рис. 4. Контурная карта распределения интенсивности напряжений по Мизесу для модели *Standard*. Фиксированная ширина распределения напряжений в этой контактной модели лежит в диапазоне нагрузки 0-50ϕ

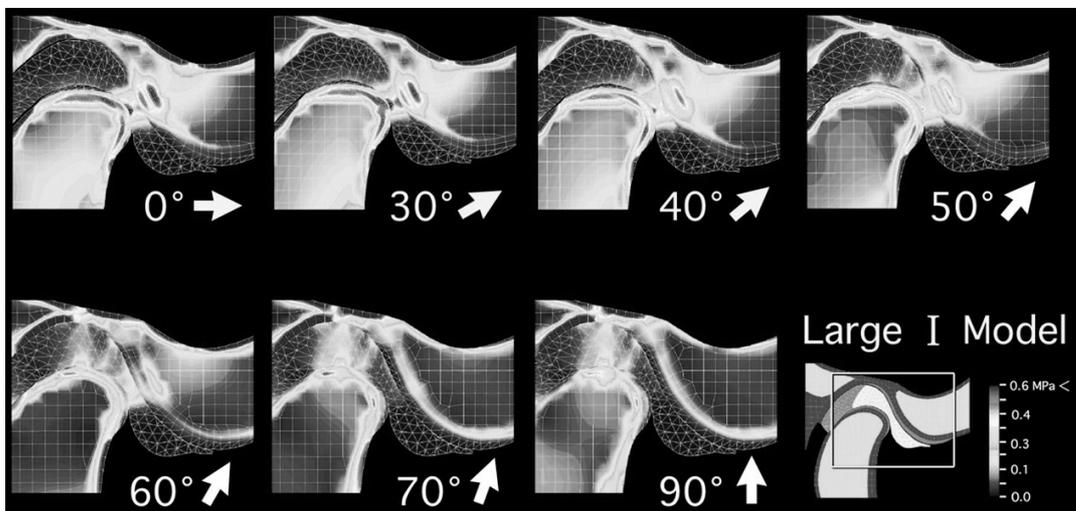


Рис. 5. Контурная карта распределения интенсивности напряжений по Мизесу для модели *Large I* при отклонении мыщелка назад. Фиксированная ширина распределения напряжений в этой контактной модели лежит в диапазоне нагрузки 0-40ϕ

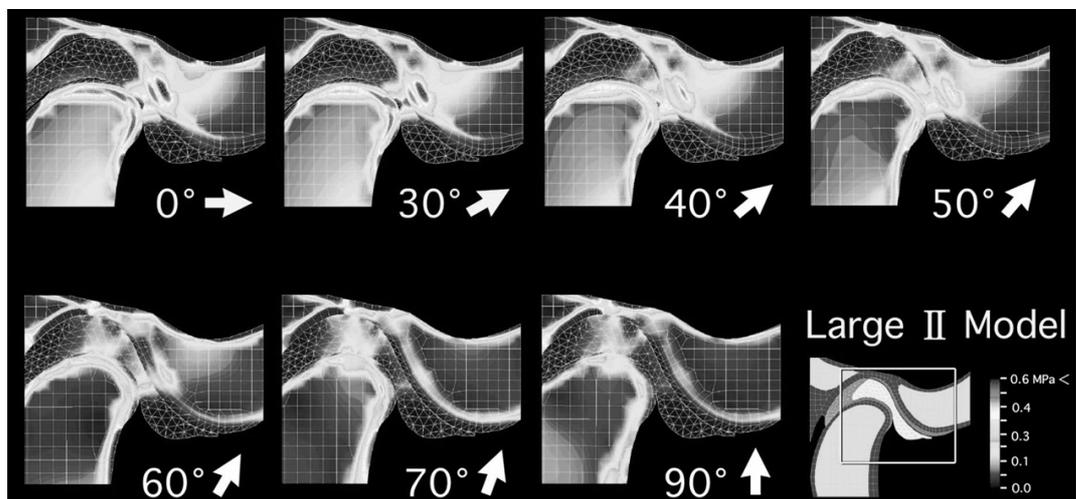


Рис. 6. Контурная карта распределения интенсивности напряжений по Мизесу для модели *Large II* при отклонении мыщелка назад. Фиксированная ширина распределения напряжений в этой контактной модели лежит в диапазоне нагрузки 0-35ϕ

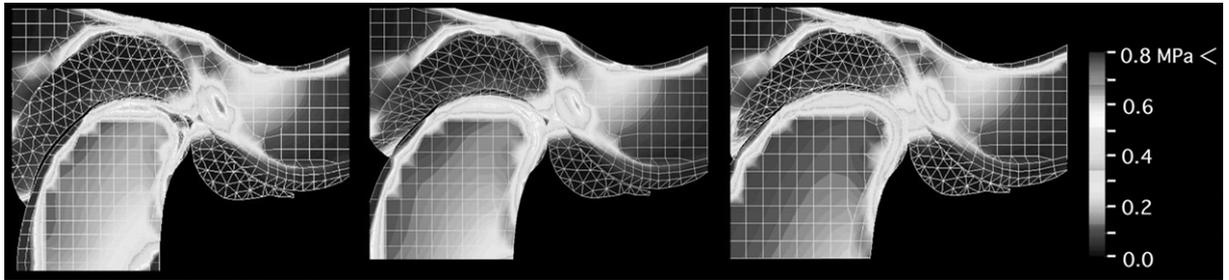


Рис. 7. Сравнение распределений напряжений между моделями *Standard*, *Large I* и *Large II* при угле приложения нагрузки 31,6°. Распределение напряжений подтверждает, что абсолютные значения напряжений уменьшаются на мыщелке, суставной поверхности выступа и суставном диске

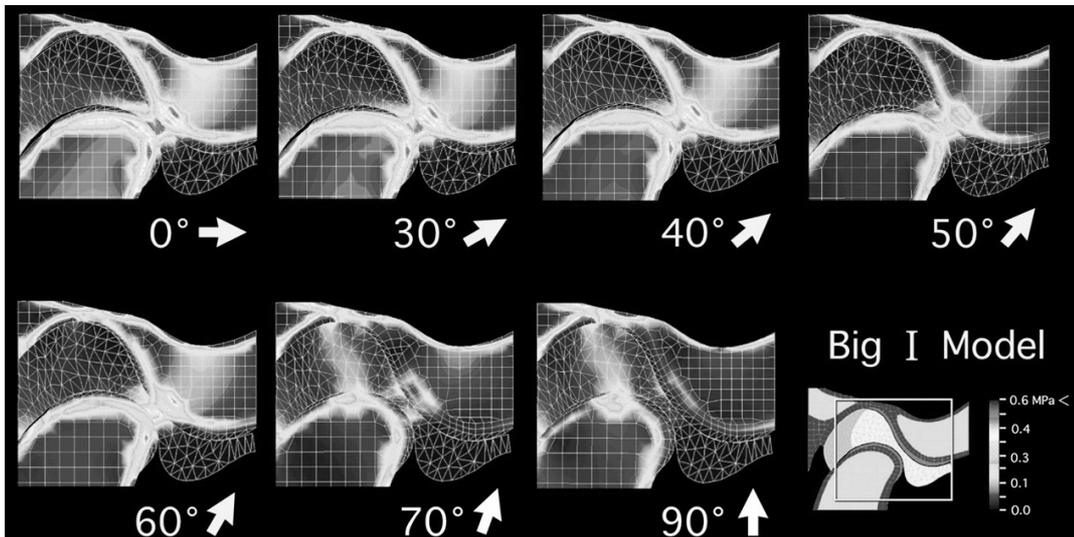


Рис. 8. Контурная карта распределения интенсивности напряжений по Мизесу для модели *Big I* при отклонении мыщелка вперед и внутрь. Фиксированная ширина распределения напряжений в этой контактной модели лежит в диапазоне нагрузки 0-60°

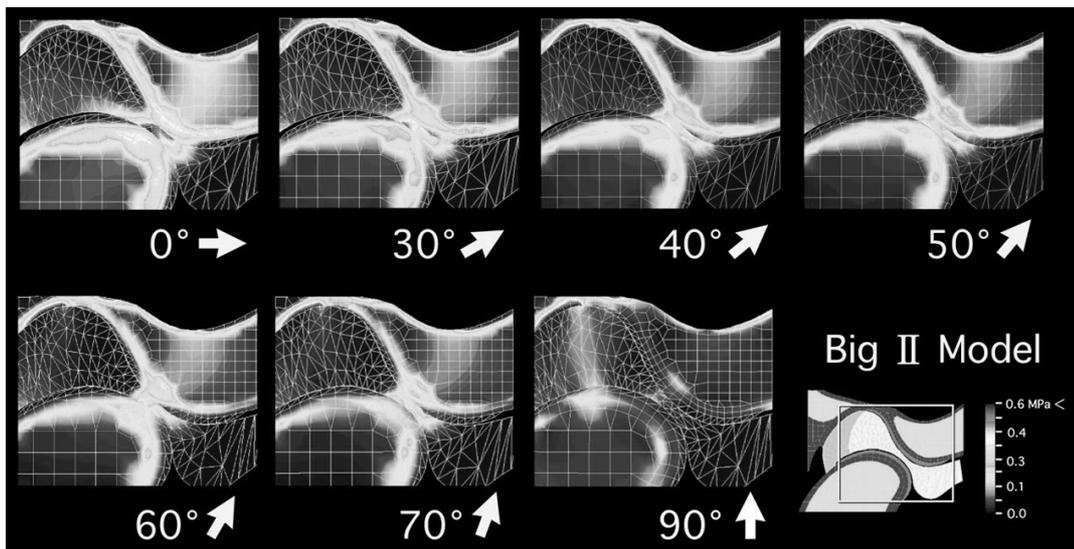


Рис. 9. Контурная карта распределения интенсивности напряжений по Мизесу для модели *Big II* при отклонении мыщелка вперед и внутрь. Фиксированная ширина распределения напряжений в этой контактной модели лежит в диапазоне нагрузки 0-70°

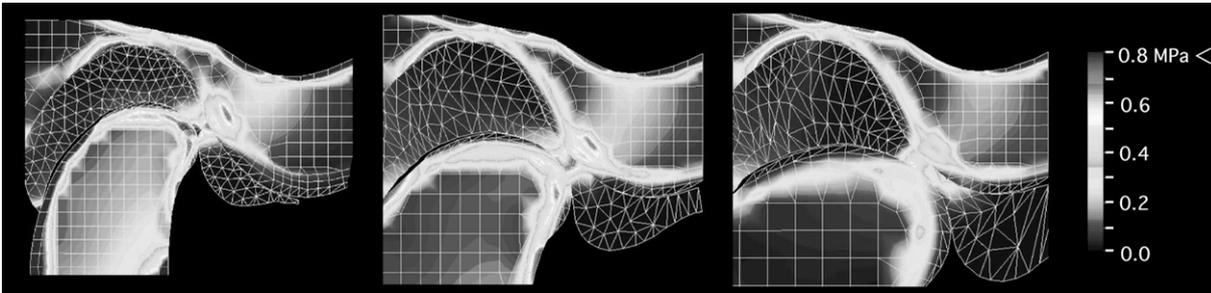


Рис. 10. Сравнение распределений напряжений между моделями *Standard*, *Big I* и *Big II* при угле приложения нагрузки $31,6^\circ$. Распределение напряжений подтверждает, что абсолютные значения напряжений уменьшаются на мыщелке, суставной поверхности выступа и суставном диске (как это ранее было отмечено при смещении мыщелка назад, см. рис. 7)

2. Оценка моделей, описывающих отклонение мыщелка вперед в зависимости от величины увеличения мыщелка. На модели *Big I* (рис. 8) область углов приложения нагрузки, где отклонение в распределении напряжений не было обнаружено, в сравнении с моделью *Standard*, где она была в диапазоне $0-50^\circ$, увеличилась до диапазона $0-60^\circ$. При углах, больших 60° , компенсация напряжений была отмечена в верхнелатеральной области мыщелка, хотя величина напряжений уменьшилась в сравнении с моделью *Standard*.

Что касается модели *Big II* (рис. 9), то ширина распределения напряжений, компенсируемая суставным диском в направлении к поверхности сустава, увеличивается до области $0-70^\circ$.

Сравнение распределения напряжений между моделями *Standard*, *Big I* и *Big II* при угле приложения нагрузки $31,6^\circ$ показывает, что при увеличении величины мыщелка величина напряжений уменьшилась у мыщелка, у поверхности сустава и в теле сустава, как это было ранее показано в моделях *Large I* и *Large II* (рис. 10).

Обсуждение

Появление болезней височно-нижнечелюстного сустава обсуждено с эпидемиологической точки зрения. Показано, что существует определенное различие в зависимости от пола и некоторая разность между левым и правым височно-нижнечелюстным суставом, причем 30-40% пациентов имеют перемещения суставного диска, примерно 30% имеют дегенеративные изменения в височно-нижнечелюстном суставе и ограничения подвижности сустава с появлением субъективных симптомов [3]. Разница в поле, как предполагается, лежит в величине анатомических морфологических элементов и конфигурации височно-нижнечелюстного сустава и вследствие этого в причинном факторе, влияющем на появление заболеваний височно-нижнечелюстного сустава из-за перемещения вперед суставного диска. Поэтому в данном исследовании с использованием метода конечных элементов было изучено влияние разности в относительной величине мыщелка.

В моделях отклонения мыщелка назад (модели *Large I* и *Large II*) с увеличенной величиной мыщелка наблюдения показывают, что имеет место увеличение области компенсации напряжений в суставном диске в направлении поверхности сустава, угол компенсации нагрузки за счет функционального давления сужается, что противоречит нашим представлениям. Увеличение относительной величины мыщелка приводит к смещению мыщелка назад. В моделях со смещением мыщелка вперед (модели *Big I* и *Big II*), где расстояние между задней поверхностью нижнечелюстного мыщелка и суставной ямкой поддерживается постоянным, увеличение в величине мыщелка

приводит к самопроизвольному отклонению мышелка вперед и нагрузка в основном компенсируется суставной поверхностью. Область компенсации напряжений на суставном диске увеличивается с тенденцией к уменьшению концентрации напряжений на поверхности сустава. Данное исследование показало, что предотвращение причинных факторов, вызывающих движение мышелка назад при увеличении величины мышелка, приводит к увеличению угла приложения нагрузки и стабильному распределению напряжений.

В моделях *Standard*, *Large I* и *Large II*, где расстояние между функциональными поверхностями сустава оставалось постоянным, отклонения в угле приложения нагрузки было сравнительно проанализировано по отношению к моделям *Standard*, *Big I* и *Big II*. Результаты показали, что различия в последней группе меньше и стабильность распределения напряжений обнаружила определенную тенденцию к уменьшению значений напряжений.

Из этих результатов видно, что компенсация концентрации напряжений на поверхности сустава находится в прямом соотношении с увеличением величины мышелка и эффектом компенсации напряжений. Кроме того, каждая модель отклонения мышелка при окклюзии, где достигается устойчивость в распределении напряжений, имеет сильное влияние от величины мышелка.

Результаты данного исследования показывают, что при увеличении относительной величины мышелка концентрация напряжений уменьшается на поверхности сустава, и это помогает в предотвращении болезней височно-нижнечелюстного сустава, вызванных перемещением суставного диска. Кроме того, проведенное исследование показало, что неблагоприятное влияние имеет место в модели восприятия нагрузки височно-нижнечелюстным суставом с отклонением мышелка назад. Как биомеханический результат данное исследование может служить для объяснения и обоснования гипотез о поведении сустава.

Заключение

С помощью метода конечных элементов было исследовано влияние различий в относительной величине мышелка на перемещение суставного диска и появление заболеваний височно-нижнечелюстного сустава. При увеличенной величине мышелка диапазон контактной поверхности для компенсации напряжений на суставной диск в направлении поверхности сустава был увеличен, и вследствие этого уменьшалась концентрация напряжений. Вдобавок к этому, данное исследование показало, что при предотвращении причинных факторов, вызывающих смещение мышелка назад, и увеличении величины мышелка возникает увеличение угла приложения нагрузки и стабильность распределения напряжений. Из этих результатов очевидно, что величина и смещение мышелка вперед или назад имеют влияние на уменьшение нагрузки и модель восприимчивости височно-нижнечелюстного сустава.

Список литературы

1. *List T. and Dworkin S.F.* Comparing TMD diagnoses and clinical finding at Swedish and US TMD centers using research diagnostic criteria for temporomandibular disorders // *Journal of Orofacial Pain*. 1996. V. 10. P. 240-253.
2. *Lewitt S.R., McKinney M.W.* Validating the TMJ scale in a national sample of 10,000 patients: Demographic and epidemiologic characteristics // *Journal of Orofacial Pain*. 1994. V. 8. P. 25-35.
3. *Scherman P.* The condyle fossa relationship: A new look at the anatomy of the human TMJ. NY State // *Dent J*. 1987. V. 53. P. 25-29.

4. *Luder H.U.* Factors affecting degeneration in temporomandibular joints as assessed histologically // *Eur. J. Oral. Sci.* 2002. V. 110 (2). P. 106-113.
5. *Regling R.* Wolff's law and connective tissue regulation. De Gruyter. Berlin, 1992. P. 35-118.
6. *Nickel J.C. and McLachlan K.R.* In vitro measurement of the frictional properties of the temporomandibular joint disc // *Archs Oral Biol.* 1994. V. 39. P. 323-331.
7. *Baragar F.A. and Osborn J.W.* Efficiency as a predictor of human jaw design in the sagittal plane // *Journal of Biomechanics.* 1987. V. 20. P. 447-457.
8. *Koolstra J.H., van Eijden et al.* A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces // *Journal of Biomechanics.* 1988. V. 21. P. 563-576.
9. *Wood W.W. and Maeda Y.* Changes in shape induced by compressive loading of a simulated mandibular condyle // *J. Dent. Res.* 1989. P. 294.
10. *Chen J. and Xu L.* A finite element analysis of the human temporomandibular joint // *J. Biomech. Eng.* 1994. V. 116. P. 401-407.
11. *Chen J. and Akyuz U. et al.* Stress analysis of the human temporomandibular joint // *Med. Eng. Phys.* 1998. V. 20. P. 565-572.
12. *Devocht J.W., Goel V.K. et al.* Experimental validation of a finite element model of the temporomandibular joint // *J. Oral Maxillofac. Surg.* 2001. V. 59. P. 775-778.

INFLUENCES OF LOAD BEARING PATTERN ON THE TEMPOROMANDIBULAR JOINT CAUSED BY RELATIVE DIFFERENCE IN THE SIZE AND POSITION OF CONDYLE AND FOSSA: COMPARISON OF ANTERIOR AND POSTERIOR CONDYLAR DEVIATION IN INCREASED SIZE

T. Shimoda (Fukuoka, Japan), S. Tsutsumu (Kyoto, Japan), S. Sumiyoshi (Fukuoka, Japan), Ishikawa H. (Fukuoka, Japan), Honda (Fukuoka, Japan)

It was investigated the influence of the difference in relative condylar size of the temporomandibular joint as a causative factor of articular disc displacement utilizing the finite element method with computerized simulation analysis. The finite element model of the temporomandibular joint was fabricated as a two-dimensional model with consideration for the lubricating effects of the articular disc. The standard analytical model (Standard) was fabricated from the data obtained from healthy subjects with normal temporomandibular joint. In accordance to the difference in size of the condyle two groups were established for investigation: the first group consisted of analytical models with relative posterior condylar deviation (Large I, Large II) and the second group involved analytical models with anterior condylar deviation (Big I, Big II). Compensation of increased stress is mainly carried out by the functional articulation surfaces with respect to size increase of the condyle. Furthermore, the change in angle of load application in the direction to the articulation surface and the range of stress supported by the articular disc with respect to the amount of angular width of distribution are confirmed in our study. These findings suggested that there is a tendency that the stress applied on the articulation surface is dissipated during compensation. Our study demonstrated that with the increase in the relative size of the condyle the concentration of stress on the articulation surface decreases and that in the long-term follow-up probability in the occurrence of articular disc displacement decreases.

Key words: temporomandibular joint, condyle, fossa, articular disc, finite element method, condylar deviation, stress.

Получено 10 апреля 2003