

УДК 531/534: [57+61]

РЕАКЦИЯ ВИСОЧНО-НИЖНЕЧЕЛЮСТНОГО СУСТАВА И УСИЛИЯ ЖЕВАТЕЛЬНЫХ МЫШЦ

В.Н. Никитин¹, В.М. Тверье¹, Ю.И. Няшин¹, Л.Ф. Оборин²

¹ Кафедра теоретической механики и биомеханики Пермского национального исследовательского политехнического университета, Россия, 614990, Пермь, Комсомольский проспект, 29, e-mail: tverier_55@perm.ru, nikitinvladislav86@gmail.com, nyashin@inbox.ru

² Кафедра терапевтической стоматологии Пермской государственной медицинской академии имени акад. Е.А. Вагнера, Россия, 614990, Пермь, ул. Петропавловская, 26, e-mail: oborin.l.f.@gmail.com

Аннотация. Исследовано влияние точки приложения (точка на поверхности суставного мыщелка, определяемая как кратчайшее расстояние между суставными поверхностями височно-нижнечелюстного сустава) реакции в височно-нижнечелюстном суставе на ее величину, а также на величины усилий жевательных мышц. Одни и те же координаты точки приложения реакции могут получиться при различных положениях диска относительно суставных поверхностей. В данной работе получены следующие зависимости усилий мышц и реакции в височно-нижнечелюстном суставе: а) усилия в мышцах-поднимателях уменьшаются практически линейно по мере приближения точки приложения реакции к точке приложения силы кусания; б) усилия в мышцах-опускателях практически равны нулю; в) при симметричном нагружении проекции векторов реакций на ось, соединяющую центры мыщелков, равны нулю; г) величина реакции по мере приближения к нормальному положению точки приложения реакции (в норме находится в переднем отделе суставной щели) и точке приложения силы кусания (сила кусания приложена в плоскости симметрии нижней челюсти в области первых моляров) уменьшается, а затем вновь увеличивается, т.е. график зависимости имеет точку минимума; д) усилия в мышцах-выдвигателях (верхняя и нижняя наружные латерально-крыловидные мышцы) ведут себя более сложно: 1) усилие в верхней приблизительно равно константе по мере приближения к суставной ямке от слухового прохода, затем резко уменьшается почти до нуля, а потом вновь резко увеличивается после прохождения нормального положения диска; 2) усилие в нижней по мере приближения точки приложения реакции к точке приложения силы кусания начинает увеличиваться стремительно после прохождения нормального положения точки приложения реакции. Данные зависимости показывают, что верхняя и нижняя наружные латерально-крыловидные мышцы работают таким образом, чтобы височно-нижнечелюстной сустав мог выполнять свои функции, и предотвращают перегрузку диска, особенно при заднем и переднем положениях. Одним из выводов является то, что авторам удалось подтвердить утверждение о том, что величина реакции при правильном положении диска минимальна.

Ключевые слова: биомеханика височно-нижнечелюстного сустава, усилия жевательных мышц, реакция в височно-нижнечелюстном суставе, точка приложения реакции, смещение диска.

© Никитин В.Н., Тверье В.М., Няшин Ю.И., Оборин Л.Ф., 2014

Никитин Владислав Николаевич, старший преподаватель кафедры теоретической механики и биомеханики, Пермь

Тверье Виктор Моисеевич, к.т.н., доцент кафедры теоретической механики и биомеханики, Пермь

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

Оборин Леонид Фёдорович, к.м.н., доцент кафедры терапевтической стоматологии, Пермь

ВВЕДЕНИЕ

Применение современных рентгеновских методов диагностики зубочелюстной системы вошло уже в широкую практику. Наряду с ортопантомографией (получение панорамного снимка) и телерентгенографией (фронтальные и сагиттальные снимки) набирает популярность компьютерная томография, позволяющая получить трехмерную модель костных элементов (верхнюю и нижнюю челюсти), а также модель черепа в целом. Существенным недостатком рентгеновских методов является невозможность оценить состояние мягкотканых структур зубочелюстной системы (точки крепления и размеры мышц и связок и, что очень важно, положение диска височно-нижнечелюстного сустава).

Магнитно-резонансная томография в отличие от рентгеновских методов позволяет оценить вышеуказанные параметры, характеризующие мягкие структуры зубочелюстной системы.

В ходе коррекции прикуса стоматологи зачастую не обращают внимания на состояние височно-нижнечелюстного сустава, если он не проявляет каких-либо симптомов. Однако стоит помнить, что височно-нижнечелюстной сустав перераспределяет усилия в зубочелюстной системе при изменении костных или мягкотканых структур [7, 8, 10, 11, 12]. Диск височно-нижнечелюстного сустава очень мобилен ввиду того, что суставу необходимо выполнять различные движения: 1) ротацию (вращение при небольшом открывании рта); трансляцию (выдвижение нижней челюсти вперед с одновременным поворотом при широком открывании рта); 3) боковые (смещение нижней челюсти в стороны). При этом суставной диск скользит по суставному бугорку. Он может занимать различные положения: заднее (патология), верхнее (один из вариантов нормы), нормальное и переднее (патология) [16, 23, 24, 29, 31].

В литературе описано много задач на определение усилий мышц и реакций в височно-нижнечелюстном суставе при условии, что задано положение точки приложения реакции [20, 25–27, 39], а также решено много задач о напряженно-деформированном состоянии диска в различных положениях относительно суставных поверхностей [2, 3, 17–19, 21, 22, 35–38, 41, 42].

В данной работе авторы провели анализ влияния точки приложения реакции на величину самой реакции, а также усилий в жевательных мышцах.

В ранее опубликованных работах были определены усилия мышц при постоянном положении точки приложения реакции в височно-нижнечелюстном суставе [9, 28, 33]. Пользуясь этими же соотношениями, но добавляя к ним соотношения, позволяющие изменять координаты точки приложения реакции, авторы данной работы получили зависимости величины реакции в височно-нижнечелюстном суставе, а также величин усилий мышц в зависимости от индивидуальной геометрии суставного мышцелка.

Рассматривается изменение точки приложения реакции только в сагиттальной плоскости, в которой верхняя поверхность мышцелка в первом приближении напоминает дугу окружности.

Из литературы известно, что диск принимает форму суставной щели [1, 13, 24, 31]. Естественно предположить, что результирующая нагрузка находится в самом узком месте суставной щели [13–15, 27]. Тогда под точкой приложения реакции будем понимать точку диска на поверхности мышцелка в самом узком месте суставной щели.

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ТОЧКИ ПРИЛОЖЕНИЯ РЕАКЦИИ В ВИСОЧНО-НИЖНЕЧЕЛЮСТНОМ СУСТАВЕ

В височно-нижнечелюстном суставе суставные поверхности (суставная ямка и суставной бугорок височной кости с одной стороны и суставной мыщелок нижней челюсти с другой стороны) являются инконгруэнтными, т.е. не совпадают по форме.

Существуют два типа суставов, которые можно отнести к инконгруэнтным:

1) суставная ямка больше, чем суставной бугорок (пример – височно-нижнечелюстной сустав);

2) суставная ямка меньше, чем суставной бугорок (пример – плечевой сустав).

В инконгруэнтных суставах особое значение имеет диск, который сглаживает геометрические различия суставных поверхностей и перераспределяет усилия.

Височно-нижнечелюстной сустав является одним из самых интересных суставов, так как в нем диск совершает значительные перемещения, позволяя суставу выполнять различные движения.

На сагитальном снимке суставную поверхность мыщелка можно аппроксимировать в первом приближении как дугу окружности.

Авторы рассматривают положение диска височно-нижнечелюстного сустава при сомкнутых челюстях. Диск при этом может занимать различные положения.

На рис. 1 представлено положение диска в норме и при патологии [30].

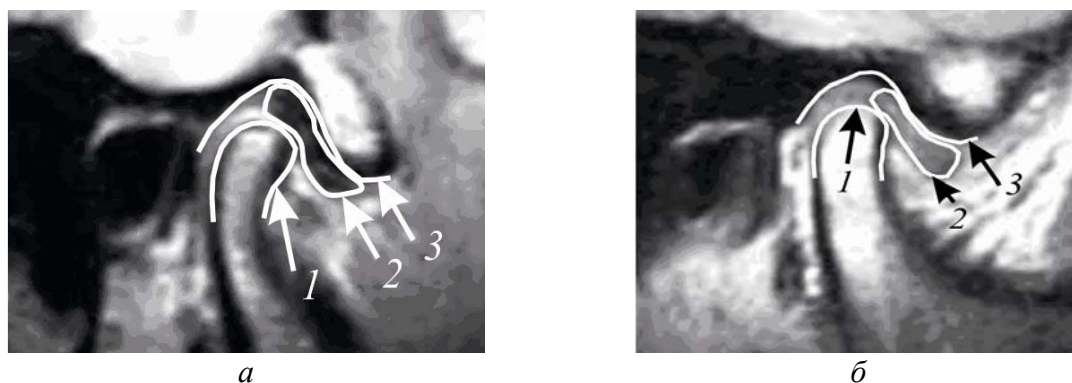


Рис. 1. Положение диска височно-нижнечелюстного сустава: *а* – норма; *б* – переднее смещение (патология) [30]; 1 – мыщелок; 2 – диск; 3 – суставная ямка и бугорок

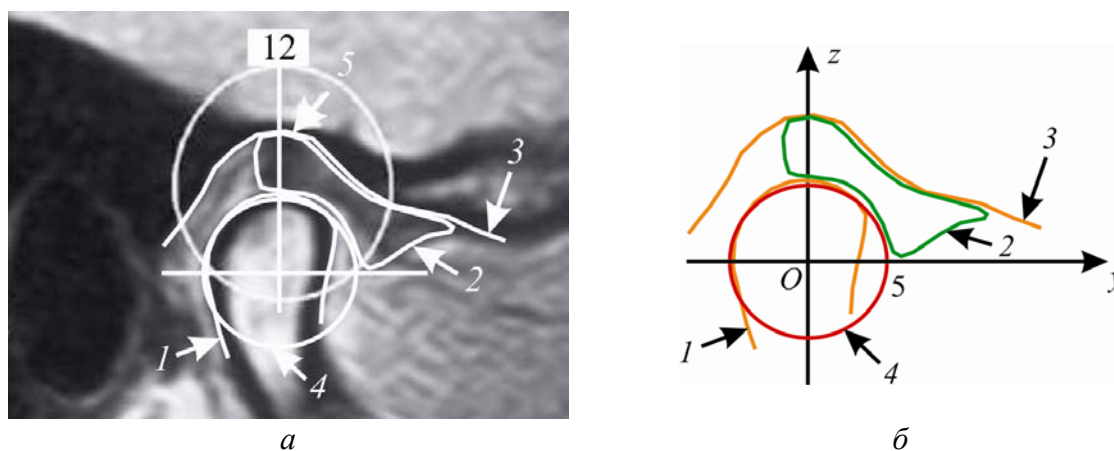


Рис. 2. Положение диска височно-нижнечелюстного сустава в норме на сагитальном снимке магнитно-резонансной томографии: 1 – суставная поверхность мыщелка; 2 – диск; 3 – суставной бугорок; 4 – окружность радиусом 5 мм [13], моделирующая в первом приближении поверхность суставного мыщелка [30]; 5 – суставная ямка

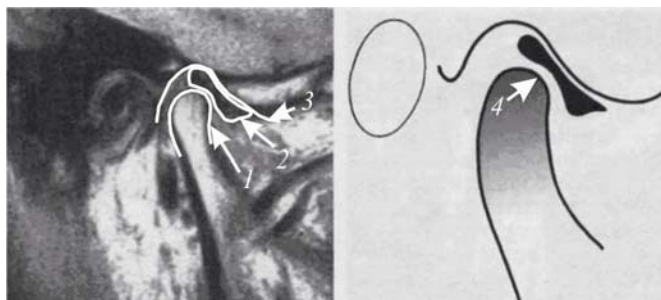


Рис. 3. Магнитно-резонансная томография височно-нижнечелюстного сустава в кососагиттальной проекции (проекция, выполняемая под углом к сагиттальной): 1 – мышцелок; 2 – диск; 3 – суставная ямка и бугорок; 4 – центральная зона диска и вектор жевательной нагрузки. Нормальное взаиморасположение суставных структур при центральной окклюзии [13]

В данной статье рассматриваются случаи, когда диск находится между суставными поверхностями. Верхняя (задняя) зона диска должна занимать положение приблизительно на 12 часах (рис. 2) [30].

На рис. 3 представлено направление жевательной нагрузки в норме при нормальном положении диска. Видно, что жевательная нагрузка прикладывается в норме в средней зоне диска и что линия действия жевательной нагрузки проходит через кратчайшее расстояние между суставными поверхностями [13, 15, 28]. Соответственно, реакция в височно-нижнечелюстном суставе будет направлена в противоположную сторону.

Рассмотрим случаи смещения диска и смещение точки приложения реакции по дуге окружности в I и II координатных четвертях (рис. 4).

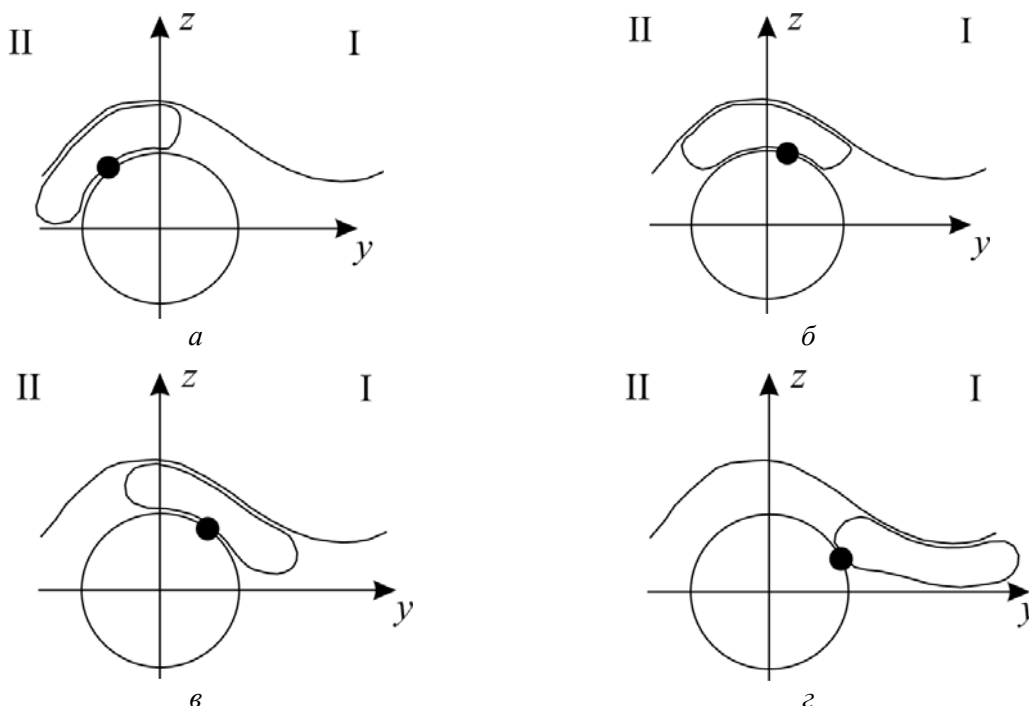


Рис. 4. Положение точки приложения реакции в височно-нижнечелюстном суставе: *a* – заднее (заднее смещение диска); *б* – верхнее (диск занимает верхнее пространство суставной щели) (при низкой высоте суставного бугорка является нормой); *в* – нормальное (диск занимает пространство в I четверти суставной щели) (при нормальной высоте суставного бугорка является нормой); *г* – переднее (переднее смещение диска)

На рис. 4, *а, з* представлено смещение диска назад и вперед соответственно (патология), а на рис. 4, *б, в* – положение диска в норме (при плоском бугорке случай *б* является нормой) [1, 13].

ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

В данной работе анализируется влияние точки приложения реакции в височно-нижнечелюстном суставе на величину реакции и величины усилий жевательных мышц, которые появляются в результате действия силы кусания на нижнюю челюсть в процессе смыкания челюстей.

Нижняя челюсть прикрепляется к черепу двумя синовиальными блоковидными височно-нижнечелюстными суставами, которые часто моделируются в виде идеальных сферических или цилиндрических шарниров. В модели, предложенной в данной работе, височно-нижнечелюстные суставы считаются идеальными сферическими шарнирами [6, 28].

Нижнюю челюсть приводят в движение жевательные мышцы, которые крепятся к костям черепа и нижней челюсти. Среди всех мышц, относящихся к движению нижней челюсти, можно выделить: 1) мышцы-подниматели (участвующие в процессе закрывания): а) поверхностная и глубокая жевательные, б) передняя и задняя височные, в) передняя и задняя медиальные крыловидные, г) наружная и внутренняя латеральные крыловидные (выдвижение нижней челюсти вперед); 2) мышцы-опускатели (участвующие в процессе открывания): а) передняя и задняя двубрюшные, б) подбородочно-подъязычная, в) передняя и задняя челюстно-подъязычные, г) шило-подъязычная [1, 13, 28].

На рис. 5 представлено расположение и направления действия мышц, участвующих в движении нижней челюсти. Координаты точек крепления можно взять из соответствующей литературы [40]. Рассматривается случай, когда мышцы являются взаимно независимыми.

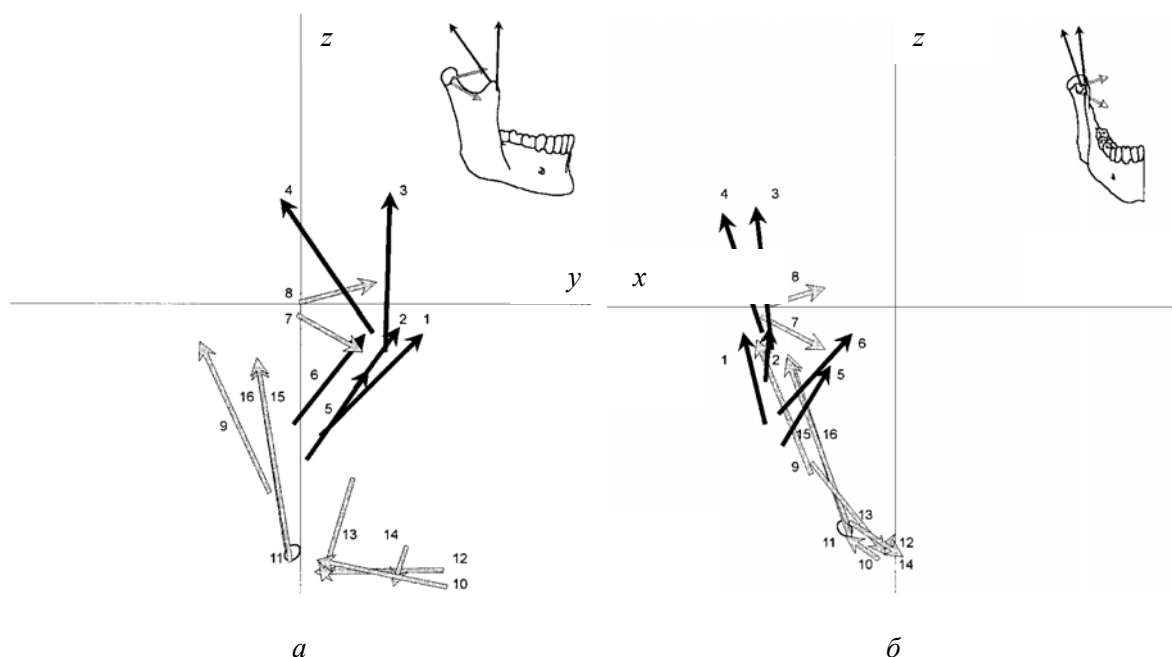


Рис. 5. Схема расположения поднимающих (черные стрелочки) и опускающих (белые стрелочки) нижнюю челюсть мышц: *а* – сагиттальная плоскость; *б* – фронтальная плоскость [40]

Для составления уравнений, описывающих статическое равновесие нижней челюсти, в качестве системы отсчета в данной работе выбирается прямоугольная декартова система координат. Ось x направлена вперед в среднесагиттальной плоскости, перпендикулярно ей вправо направлена ось y (принадлежит окклюзионной плоскости). Ось z перпендикулярна осям x и y и направлена вверх. Окклюзионная плоскость определена как плоскость, проходящая через первый резец (I_1) и первый моляр (M_1).

Мышечные силы (\mathbf{F}_i) сбалансированы силой кусания (\mathbf{F}_b) и суставными реакциями, которые возникают в правом и левом височно-нижнечелюстных суставах (\mathbf{R}_j). В данной работе считаются известными по величине, направлению и точке приложения статические нагрузки на нижнюю челюсть (силы кусания). В качестве неизвестных переменных величин выступают мышечные силы и суставные реакции.

Таким образом, так как все силовые факторы в жевательной системе являются скомпенсированными, имеет место статическое равновесие нижней челюсти. Условия статического равновесия можно записать в виде уравнений (1) и (2):

$$\sum_{i=1}^N \mathbf{F}_i + \sum_{j=1}^2 \mathbf{R}_j + \mathbf{F}_b = 0, \quad (1)$$

$$\sum_{i=1}^N \mathbf{M}_i + \sum_{j=1}^2 \mathbf{M}_j + \mathbf{M}_b = 0, \quad (2)$$

где N – число рассматриваемых мышц; N_1 – число рассматриваемых связок; \mathbf{R}_1 – реакция в правом височно-нижнечелюстном суставе; \mathbf{R}_2 – реакция в левом височно-нижнечелюстном суставе. Необходимо отметить, что поскольку направление суставных реакций в височно-нижнечелюстных суставах заранее неизвестно, то реакция в каждом суставе представляется в виде трех взаимно перпендикулярных базисных компонентов. Также следует отметить, что анатомическая информация, использованная при составлении уравнений (1), (2), должна быть взята из соответствующей литературы.

Данная система уравнений имеет единственное решение, когда число неизвестных переменных равно шести. Шести уравнений статического равновесия нижней челюсти недостаточно, чтобы найти все неизвестные величины: мышечные силы, усилия в связках и сопутствующие им суставные реакции. Таким образом, усилия в жевательной системе человека не могут быть просто описаны уравнениями статического равновесия; получена статически неопределенная задача, для которой обычными алгебраическими методами нельзя получить однозначное решение. Следовательно, необходимо сделать данную систему статически определимой. Для этого можно применять либо какие-нибудь методы снижения числа неизвестных до числа уравнений или определяющие соотношения, которые позволили бы повысить число уравнений до числа неизвестных системы, либо некоторые методы оптимизации для раскрытия статической неопределенности данной системы.

Будем использовать путь раскрытия статической неопределенности системы уравнений для нахождения усилий в мышцах на основе оптимизации. Метод оптимизации позволяет получить единственное решение системы без выравнивания числа уравнений и неизвестных или каких-либо других видоизменений системы. Оптимизация – это математический метод для решения статически неопределимых систем уравнений, где используется критерий оптимизации – целевая функция, которая подвергается набору ограничений. Целевая функция является математическим выражением; она описывает некоторое оптимальное состояние рассматриваемой

системы. Целевая функция подвергается минимизации или максимизации и подчиняется ряду ограничений в форме неравенств или равенств, которыми обычно являются уравнения статического равновесия системы.

Существует целый ряд целевых функций, с помощью которых производится решение статически избыточных систем уравнений [4, 15, 34]. Для зубочелюстной системы, по-видимому, наиболее подходящая целевая функция связана с отношением всех усилий мышц к их максимумам, которые они способны развить. Тогда целевая функция задачи позволяет сформулировать критерий как стремление к минимуму наибольшего из отношений усилий мышц к их максимумам [6, 9, 28, 32, 33]. Этот критерий основывается на том, что, когда жевательная система развивает определенную по направлению силу кусания, количество возможных вариантов вовлечения жевательных мышц в процесс кусания ограничивается. Когда величина силы кусания еще увеличивается, область возможных вариантов вовлечения каждой мышцы в создание данной силы уменьшается. Уменьшение происходит из-за неспособности отдельных мышечных элементов производить силы, которые превышают максимальную мышечную силу данного элемента. Когда достигается максимальная сила кусания, ограниченная область мышечных вовлечений сокращается до единственного варианта.

Определим вектор значений мышечных сил $\mathbf{X} = \{F_1, F_2, \dots, F_N\}$ и функции

$$f_i(\mathbf{X}) = \frac{F_i}{F_{i, \max}}, \text{ где } i \in [1, 2, \dots, N] \text{ и } F_{i, \max} - \text{максимальная мышечная сила } i\text{-й}$$

мышцы, которая определяется как

$$F_{i, \max} = KA_i, \quad (3)$$

где K – удельная мышечная сила, определенная экспериментально для того типа мышц, к которому относятся мышцы зубочелюстной системы, $K = 37 \text{ Н}\cdot\text{см}^{-2}$; A_i – физиологическое поперечное сечение i -й мышцы [28].

Определим множество Ω , образованное теми значениями \mathbf{X} , при которых выполняются уравнения равновесия (1) и (2). Тогда требуется найти точку $\mathbf{X}^* \in \Omega$ (значения усилий мышц), для которой

$$\max_{i \in [1, 2, \dots, N]} f_i(\mathbf{X}^*) = \min_{\mathbf{X} \in \Omega} \max_{i \in [1, 2, \dots, N]} f_i(\mathbf{X}). \quad (4)$$

Из вида целевой функции следует, что необходимо осуществлять поиск минимума среди континуума максимальных значений (задача на минимакс). Целевая функция для данной задачи является дискретной функцией номеров мышц. Но данная дискретная функция может быть преобразована в линейную целевую функцию (5) с N дополнительными линейными ограничениями (6) и (7).

Введем функцию $\mu(\mathbf{X}) = \max_{i \in [1, 2, \dots, N]} f_i(\mathbf{X})$. Очевидно, значение максимума принадлежит ограниченной области $0 \leq \mu \leq 1$. Тогда будем решать следующую задачу.

Найти такой вектор усилий \mathbf{X}^* , при котором достигается

$$\min_{\mathbf{X} \in \Omega} \mu(\mathbf{X}), \quad (5)$$

при ограничениях

$$f_i(\mathbf{X}) \leq \mu, \quad (6)$$

$$0 \leq \mu \leq 1, \quad (7)$$

где $i \in [1, 2, \dots, N]$.

Таким образом, от первоначальной дискретной задачи оптимизации с шестью ограничениями осуществляется переход к линейной задаче оптимизации, в которой целевая функция уравнения (5) должна быть минимизирована, удовлетворяя условиям $N + 6$ линейных ограничений уравнений (1), (2) и (6), (7) с двумя дополнительными условиями [9]:

1. Мышечная сила должна быть больше или равняться нулю. Данное ограничение обусловлено следующим обстоятельством: с точки зрения механики сухожильно-мышечные комплексы следует рассматривать как односторонние связи, так как они способны сопротивляться растяжению и, подобно гибким нитям, выключаются из работы при появлении в них сил осевого сжатия.

2. Можно использовать экспериментальные данные работы [28] о том, что суставные реакции по оси x должны действовать в заднем направлении; суставные реакции по оси z должны действовать в нижнем направлении. Данное ограничение может быть использовано, потому что при кусании наибольшее число мышц действует вперед и вверх, таким образом, суставная реакция должна противодействовать мышечным силам, чтобы поддерживать статическое равновесие. Это ограничение не является обязательным.

Целевая функция (5) ограничена сверху, а ограничения (1), (2) и (6) линейны. Поскольку переменные задачи заданы на пересечении замкнутого отрезка, плоскости и полуплоскости (выпуклые множества), то ввиду линейности ограничений, а значит, их непрерывности, область, заданная ограничениями, является выпуклой и замкнутой [5]. Такая задача является классической задачей линейного программирования и имеет единственное решение [5]. Поэтому задача может быть решена симплекс-методом для линейного программирования.

Окончательно решаемая задача может быть сформулирована следующим образом: найти

$$\min_{\mathbf{X} \in \Omega} \mu(\mathbf{X}) \quad (8)$$

при ограничениях

$$\begin{aligned} \sum_{i=1}^N F_{ix} + \sum_{j=1}^2 R_{jx} + F_{bx} &= 0, \\ \sum_{i=1}^N F_{iy} + \sum_{j=1}^2 R_{jy} + F_{by} &= 0, \\ \sum_{i=1}^N F_{iz} + \sum_{j=1}^2 R_{jz} + F_{bz} &= 0, \\ \sum_{i=1}^N M_{ix} + \sum_{j=1}^2 M_{jx} + M_{bx} &= 0, \\ \sum_{i=1}^N M_{iy} + \sum_{j=1}^2 M_{jy} + M_{by} &= 0, \\ \sum_{i=1}^N M_{iz} + \sum_{j=1}^2 M_{jz} + M_{bz} &= 0, \\ 0 \leq \mu &\leq 1, \\ F_i &\geq 0, \\ \frac{F_i}{F_{i, \max}} &\leq \mu, \end{aligned} \quad (9)$$

где $F_{i, \max} = KA_i$, $i = 1, \dots, N$.

В результате решения находятся мышечные усилия и реакции в суставах.

Далее варьируется точка приложения реакции (рассматриваются симметричные случаи смещения) и строятся зависимости величин реакции и усилий мышц от ее координат.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

В ходе решения задачи об определении усилий мышц и реакции в височно-нижнечелюстном суставе получены следующие зависимости, представленные на рис. 6–8:

1. График величины реакции в височно-нижнечелюстном суставе в зависимости от координаты точки приложения реакции имеет точку минимума (рис. 6), причем расположение этой точки совпадает с физиологическим положением середины границы контакта диска и мышелка (см. рис. 2, 3, 4, в).

2. При приближении точки контакта к точке приложения силы кусания усилия мышц практически линейно уменьшаются (см. рис. 7). Но усилия имеют место не во всех мышцах, а только в мышцах, ответственных за поднятие нижней челюсти вверх. Усилия в мышцах, отвечающих за опускание нижней челюсти, равны нулю.

3. При смещении диска назад, т.е. когда граница контакта диска и мышелка (точка приложения реакции) находится во второй координатной четверти (см. рис. 4, а), усилия мышц увеличиваются, а затем уменьшаются (см. рис. 7), а реакция увеличивается (см. рис. 6). Данное положение диска не является нормой, так как в таком положении основную нагрузку возьмет не диск, а связка, вплетающаяся в переднюю зону диска.

4. При смещении диска вперед, т.е. когда граница контакта диска и мышелка (точка приложения реакции) находится в первой координатной четверти (см. рис. 4, з) (похоже на первый случай), усилия мышц уменьшаются, а реакция увеличивается. Данное положение диска, как и для третьего случая, не является нормой, так как в таком положении основную нагрузку возьмет на себя не средняя зона диска (в норме) нагрузка приходится на среднюю зону (см. рис. 3), а задняя зона диска с заднедисковой связкой, которые уже не рассчитаны на такую нагрузку (см. рис. 4, з).

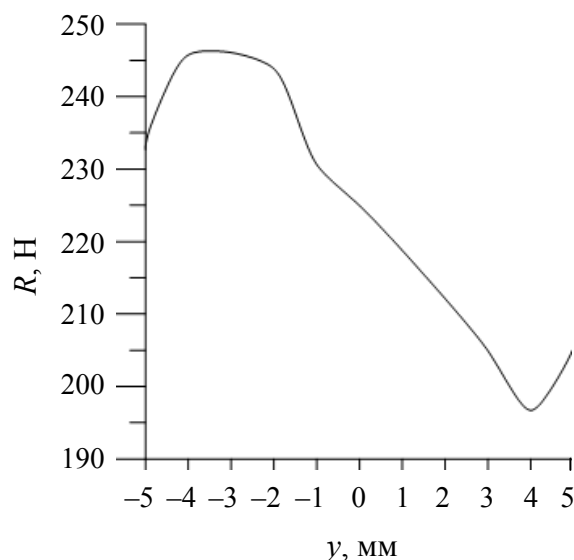


Рис. 6. Изменение величины реакции в височно-нижнечелюстном суставе при изменении координаты точки приложения реакции

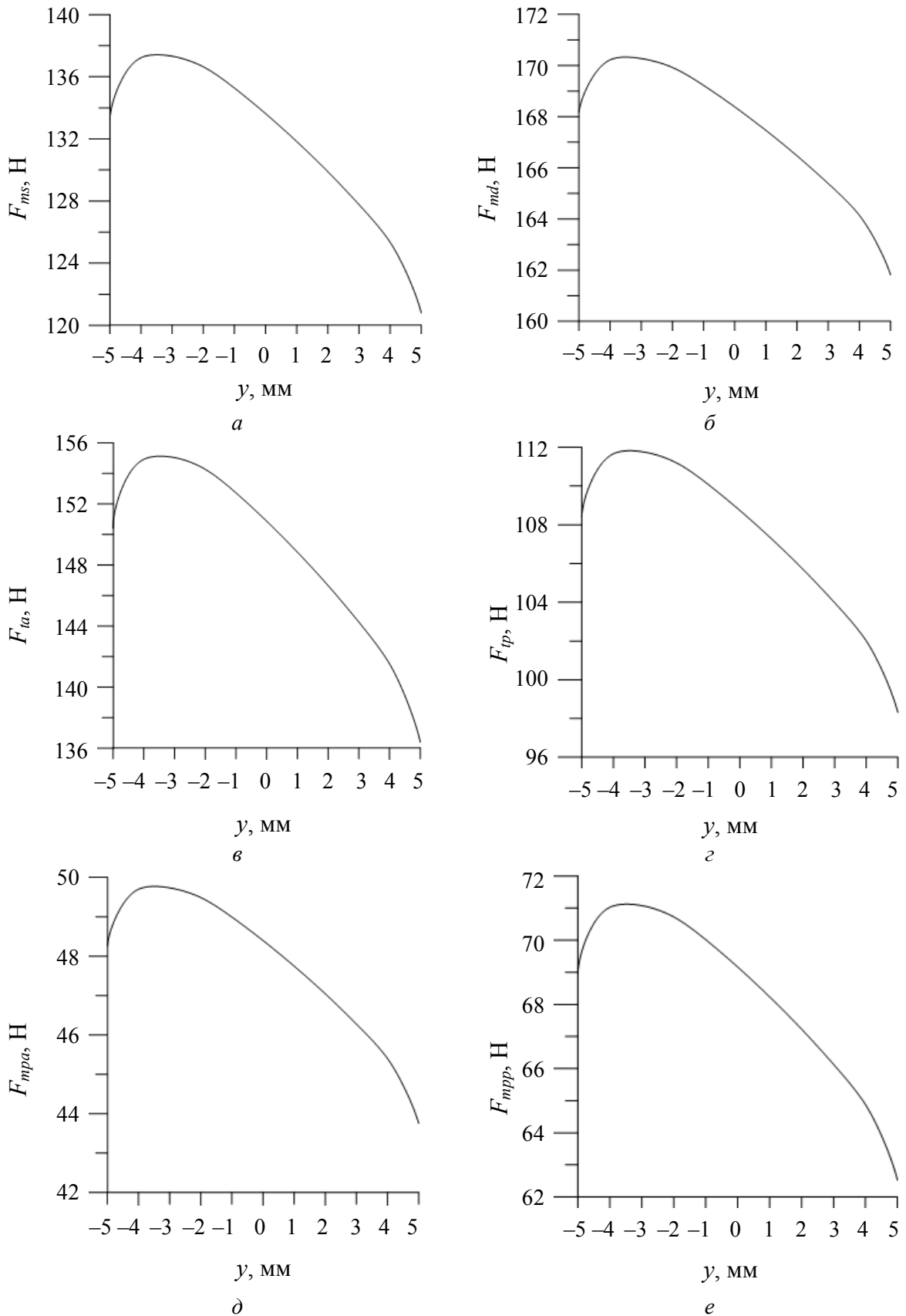


Рис. 7. Зависимости усилий мышц от координат точки приложения реакции: *a* – поверхностная жевательная F_{ms} ; *б* – глубокая жевательная F_{md} ; *в* – передняя височная F_{va} ; *г* – задняя височная F_{vp} ; *д* – передняя медиальная крыловидная F_{mvra} ; *е* – задняя медиальная крыловидная F_{mvpp}

Усилия в открывающих нижнюю челюсть мышцах, а также проекции реакций в правом и левом височно-нижнечелюстных суставах на ось x равны нулю, так как авторы рассматривали центральную окклюзию (рассматривается симметричный случай – сила кусания лежит в плоскости симметрии yOz).

Наиболее интересные зависимости усилий мышц от координаты точки приложения реакций получены в верхней и нижней латерально-крыловидных мышцах, отвечающих за смещение диска относительно мыщелка и движение самого мыщелка соответственно.

На рис. 8, *а* видно, что верхняя латерально-крыловидная мышца в диапазоне от -1 до 4 мм практически не напряжена, т.е. усилие в ней равно нулю. Если средняя зона диска будет располагаться в этом диапазоне, то диск не будет испытывать растягивающих напряжений от латерально-крыловидной мышцы уже вдобавок к тем, что он испытывает при сжатии в процессе смыкания челюстей. Усилие в нижней латерально-крыловидной мышце равно нулю до тех пор, пока координата точки приложения не превысит координату $y = 4$ мм. Этот факт можно объяснить тем, что мышце нет необходимости поддерживать мыщелок в правильном положении, достаточно других более крупных мышц.

На рис. 8, *б* видно, что верхняя латерально-крыловидная мышца в диапазоне от -5 до -1 мм и от 4 до 5 мм сильно напряжена. Это объясняется тем, что в первом случае мышца стремится вытянуть и поставить диск в правильное положение, а во втором случае мышца сильно напряжена ввиду того, что верхняя и нижняя латерально-крыловидные мышцы стремятся прижать мыщелок к суставной поверхности височной кости, чтобы можно было контролировать движения нижней челюсти и избежать выдавливания диска из суставной щели.

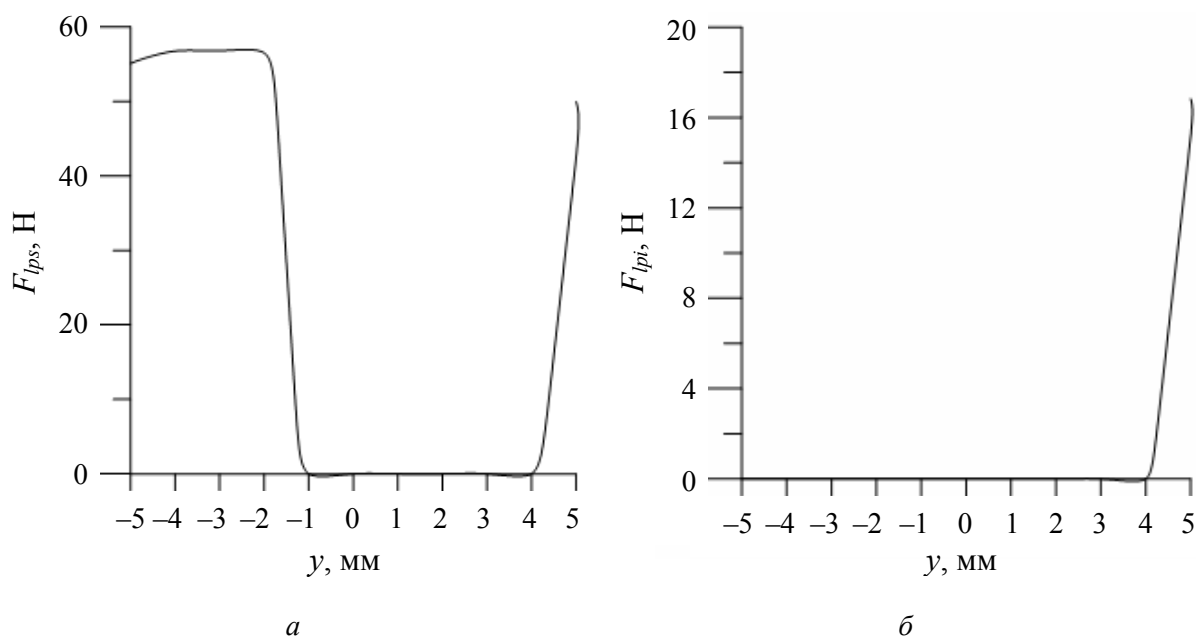


Рис. 8. Зависимости усилий латерально-крыловидных мышц от координат точки приложения реакции: *а* – верхняя F_{lps} ; *б* – нижняя F_{lpi}

Выводы

Особенностью данной работы является то, что проанализировано влияние точки приложения реакции, моделирующей положение диска, в височно-нижнечелюстном суставе на величину самой реакции и усилия мышц.

Рассмотрен случай центральной окклюзии при заданной силе кусания и точке ее приложения, в которой определяются усилия мышц и реакция в височно-нижнечелюстном суставе, и сделаны следующие выводы:

1. При приближении точки контакта к точке приложения силы кусания усилия в мышцах-поднимателях практически линейно уменьшаются, а в мышцах-опускателях равны нулю.

2. График зависимости реакции от координаты точки приложения реакции имеет точку минимума, и расположение этой точки совпадает с физиологическим положением середины границы контакта диска и мышелка [1, 15, 24, 26, 28, 31].

3. В норме усилия в верхней и нижней латерально-крыловидных мышцах практически равны нулю, так как диск занимает правильное положение благодаря суставным связкам, а мышелок – благодаря правильному смыканию зубов.

4. Полученные результаты говорят о том, что при смещении диска вперед [23, 29, 30, 35] смещается и точка приложения реакции, а самое главное, что не центральная зона, а задняя зона и связка, вплетающаяся в нее, берут на себя основную нагрузку, на которую они не рассчитаны.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Анатомия и биомеханика зубочелюстной системы / под ред. Л.Л. Колесникова, С.Д. Арутюнова, И.Ю. Лебеденко. – М.: Практическая медицина, 2007. – 224 с.
2. Аун М., Менар М., Морлье Ж., Рамос А., Монеде-Хокуард Л., Сид М. Разработка и проверка двумерной конечно-элементной модели височно-нижнечелюстного сустава при помощи магнитно-резонансного исследования: моделирование движения открытия и закрытия челюстей // Российский журнал биомеханики. – 2011. – Т. 15, № 1. – С. 23–32.
3. Аун М., Менар М., Няшин Ю.И., Рамос А., Лохов В.А., Морлье Ж., Сид М. 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 // Российский журнал биомеханики. – 2012. – Т. 16, № 2. – С. 30–37.
4. Заиорский В.М., Прилуцкий Б.И. Нахождение усилий мышц человека по заданному движению // Современные проблемы биомеханики. – 1992. – Вып. 7. – С. 81–123.
5. Карманов В.Г. Математическое программирование. – М.: Наука, 1975. – 272 с.
6. Киченко А.А., Шумихин А.Ю., Тверье В.М., Няшин Ю.И., Симановская Е.Ю., Еловицова А.Н. Определение усилий, возникающих в жевательной системе человека // Российский журнал биомеханики. – 2004. – Т. 8, № 4. – С. 27–38.
7. Няшин Ю.И., Тверье В.М., Лохов В.А., Менар М. Височно-нижнечелюстной сустав человека как элемент зубочелюстной системы: биомеханический анализ // Российский журнал биомеханики. – 2009. – Т. 13, № 4. – С. 7–21.
8. Тверье В.М., Няшин Ю.И., Никитин В.Н., Оборин Л.Ф. Механическое давление как основа биомеханического моделирования зубочелюстной системы человека // Российский журнал биомеханики. – 2014. – Т. 18, № 1. – С. 24–35.
9. Тверье В.М., Няшин Ю.И., Никитин В.Н. Биомеханическая модель определения усилий мышц и связок в зубочелюстной системе человека // Российский журнал биомеханики. – 2013. – Т. 17, № 2. – С. 8–20.
10. Тверье В.М., Симановская Е.Ю., Няшин Ю.И. Атрофический синдром, связанный с изменениями биомеханического давления в зубочелюстной системе человека // Российский журнал биомеханики. – 2006. – Т. 10, № 1. – С. 9–14.
11. Тверье В.М., Симановская Е.Ю., Няшин Ю.И. Биомеханическое давление, сопутствующее формированию зубоальвеолярного блока у человека // Российский журнал биомеханики. – 2005. – Т. 9, № 3. – С. 9–15.
12. Тверье В.М., Симановская Е.Ю., Няшин Ю.И., Киченко А.А. Биомеханический анализ развития и функционирования зубочелюстной системы человека // Российский журнал биомеханики. – 2007. – Т. 11, № 4. – С. 84–104.
13. Хватова В.А. Клиническая гнатология. – М.: Медицина, 2005. – 296 с.
14. Чадова М., Галло Л.М. Подходит ли *OpenSim* для анализа жевательной системы? // Российский журнал биомеханики. – 2013. – Т. 17, № 3. – С. 64–81.

15. Barbenel J.C. The biomechanics of temporomandibular joint: a theoretical study // *Journal of Biomechanics*. – 1972. – Vol. 5, № 3. – P. 251–256.
16. Bisi M.A., Chaves K.D.B., Puricelli E., Ponzoni D., Martins E.A. Relationship between sounds and disc displacement of the temporomandibular joint using magnetic resonance imaging // *Revista Odonto Ciência*. – 2010. – Vol. 25, Iss. 1. – P. 37–41.
17. Chen J., Akyuz U., Xu L., Pidaparti R.M. Stress analysis of the human temporomandibular joint // *Med. Eng. Phys.* – 1998. – Vol. 20, № 8. – P. 565–572.
18. Chen J., Xu L. A finite element analysis of the human temporomandibular joint // *J. Biomech. Eng.* – 1994. – Vol. 116, № 4. – P. 401–407.
19. 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.
20. Ferrario V.F., Sforza C. Biomechanical model of the human mandible in unilateral clench: distribution of temporomandibular joint reaction forces between working and balancing sides // *J. Prosthet. Dent.* – 1994. – Vol. 72, № 2. – P. 169–176.
21. Fričová M., Horák Z., Konvičková S. Modelling of temporomandibular joint and FEM analysis // *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. – 2006. – Vol. 8, № 1. – P. 35–43.
22. Gröning F., Fagan M., O'Higgins P. Modeling the human mandible under masticatory loads: which input variables are important? // *Anat. Rec. (Hoboken)*. – 2012. – Vol. 295, № 5. – P. 853–863. doi: 10.1002/ar.22455.
23. Hyoun-Suk Ahn, Su-Beom Cho, Kwang-Joon Koh. Positional and morphologic changes of the temporomandibular joint disc using magnetic resonance imaging // *Korean Journal of Oral and Maxillofacial Radiology*. – 2001. – Vol. 31. – P. 235–240.
24. Ingawalé S.M., Goswami T. Biomechanics of the temporomandibular joint // *Human Musculoskeletal Biomechanics* / ed. by T. Goswami. – Rijeka, 2012. – 244 p.
25. Iwasaki L.R., Crosby M.J., Gonzalez Y., McCall W.D., Marx D.B., Ohrbach R., Nickel J.C. Temporomandibular joint loads in subjects with and without disc displacement // *Orthopedic Reviews*. – 2009. – Vol. 1. – P. 90–93.
26. Koolstra J.H., van Eijden T.M. Biomechanical analysis of jaw-closing movements // *J. Dent. Res.* – 1995. – Vol. 74, № 9. – P. 1564–1570.
27. Koolstra J.H. Masticatory muscles. Part III. Biomechanics of the masticatory muscles // *Ned. Tijdschr. Tandheelkd.* – 1997. – Vol. 104, № 8. – P. 302–305 (*in Dutch*).
28. Koolstra J.H., van Eijden T.M.G.J., Weijs W.A., Naeije M. A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces // *Journal of Biomechanics*. – 1988. – Vol. 21, № 7. – P. 563–576.
29. Manfredini D., Basso D., Arboretti R., Guarda-Nardini L. Association between magnetic resonance signs of temporomandibular joint effusion and disk displacement // *Oral. Surg. Oral. Med. Oral. Pathol. Oral. Radiol. Endod.* – 2009. – Vol. 107. – P. 266–271.
30. Mello C.F. Jr., Saito O.C., Guimarães Filho H.A. Sonographic evaluation of temporomandibular joint internal disorders // *Radiol. Bras.* – 2011. – Vol. 44, № 6. – P. 355–359.
31. Nordin M., Franke V.H. *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. – 3rd ed. – Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001. – 496 p.
32. Osborn J.W. Features of human jaw design which maximize the bite force // *Journal of Biomechanics*. – 1996. – Vol. 29, № 5. – P. 589–595.
33. Osborn J.W., Baragar F.A. Predicted pattern of human muscle activity during clenching derived from a computer assisted model: symmetric vertical bite forces // *Journal of Biomechanics*. – 1985. – Vol. 18, № 8. – P. 599–612.
34. Pedotti A., Krishnan V.V., Stark L. Optimization of muscle-force sequencing in human locomotion // *Mathematical Biosciences*. – 1978. – Vol. 38, № 1/2. – P. 57–76.
35. Pérez del Palomar A., Doblaré M. An accurate simulation model of anteriorly displaced TMJ discs with and without reduction // *Med. Eng. Phys.* – 2007. – Vol. 29, № 2. – P. 216–226.
36. Pérez del Palomar A., Doblaré M. Anterior displacement of the TMJ disk: repositioning of the disk using a Mitek system. A 3D finite element study // *J. Biomech. Eng.* – 2006. – Vol. 128, № 5. – P. 663–673.
37. Tanaka E., Rodrigo D.P., Miyawaki Y., Lee K., Yamaguchi K., Tanne K. Stress distribution in the temporomandibular joint affected by anterior disc displacement: a three-dimensional analytic approach with the finite-element method // *Journal of Oral Rehabilitation*. – 2000. – Vol. 27. – P. 754–759.
38. Tanaka E., Tanne K., Sakuda M. A three-dimensional finite element model of the mandible including the TMJ and its application to stress analysis in the TMJ during clenching // *Med. Eng. Phys.* – 1994. – Vol. 16, № 4. – P. 316–322.
39. Throckmorton G.S. Quantitative calculations of temporomandibular joint reaction forces. Part II. The importance of the direction of the jaw muscle forces // *J. Biomech.* – 1985. – Vol. 18, № 6. – P. 453–461.

40. van Eijden T.M.G.J., Korfage J.A.M., Brugman P. Architecture of the human jaw-closing and jaw-opening muscles // *The Anatomical Record*. – 1997. – Vol. 248. – P. 464–474.
41. Xu J., Guo C., Liu C.K., Liang Y.Q., Tan X.Y., Rong Q.G., Hu M. Analysis of human mandible and temporomandibular joint using three-dimensional finite element method under different mechanical models // *Zhonghua Yi Xue Za Zhi*. – 2013. – Vol. 93, № 38. – P. 3054–3056 (*in Chinese*).
42. Zhang M., Ono T., Chen Y., Lv X., Wu S., Song H., Zhao R., Wang Y. Effects of condylar elastic properties to temporomandibular joint stress // *J. Biomed. Biotechnol.* – 2009. – P. 509848. doi: 10.1155/2009/509848.

THE TEMPOROMANDIBULAR JOINT REACTION AND MASTICATORY MUSCLE TENSIONS

V.N. Nikitin, V.M. Tverier, Y.I. Nyashin, L.Ph. Oborin (Perm, Russia)

In this work, the influence of the point of application of the temporomandibular joint reaction (the point on the surface of the articular condyle, which is defined as the shortest distance between the articular surfaces of the temporomandibular joint) on its value as well as on the values of masticatory muscle tensions is considered. The same reaction point coordinates can correspond to different positions of the disk relative to the articular surfaces. In this paper, the following relations for muscle tensions and reactions in the temporomandibular joint are obtained: a) jaw-closing muscle tensions decrease almost linearly during approach to the point of application of the reaction and the point of application of bite force; b) jaw-opening muscle tensions are equal to zero practically; c) projections of reactions on the axis connecting the centres of the condyles are equal to zero under symmetrical bite loading; d) the value of the reaction decreases, when point of application of reaction approaches the normal position of reaction point (it is located in the anterior part of the joint space in norm) and the point of application of force biting (biting force is applied in the plane of symmetry of the mandible in region of the first molars). Then, value of the reaction increases again, i.e. plot of value of the reaction has minimum; e) dependences of values of tensions in the muscles of displaced jaw (the inferior and superior lateral pterygoid muscles) are very interesting: 1) the superior lateral pterygoid muscle tension is equal to constant approximately during movement from the external acoustic meatus to the glenoid fossa, decreases to zero sharply almost, and then it increases sharply after the passage of the normal position of the point of application of the reaction; 2) the inferior lateral pterygoid muscle tension increases sharply after the passage of the normal position of the point of application of the reaction. These dependences demonstrate that the inferior and superior lateral pterygoid muscles work so that the temporomandibular joint can perform its functions and the disk does not experience overloading, especially in the anterior and posterior positions. One of the conclusions is that we can able to confirm the statement that the value of the reaction at the normal position is minimal.

Key words: biomechanics of the temporomandibular joint, masticatory muscle tensions, the temporomandibular joint reaction, point of application of the reaction, dislocation of the disk.

Получено 12 июня 2014