

DOI:10.15593/RZhBiomeh/2017.1.04
УДК 531/534:[57+61]



УТОЧНЕНИЕ ПРИКУСА НА ОСНОВЕ БИОМЕХАНИЧЕСКОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ

В.М. Тверье, В.Н. Никитин, А.А.Кротких

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, andrei.krotkih@gmail.com

Аннотация. В данной работе на основе задачи управления коррекцией прикуса с учетом положения диска височно-нижнечелюстного сустава моделируется влияние положения нижней челюсти на усилия в жевательных мышцах и реакции височно-нижнечелюстных суставов. Получены зависимости усилий жевательных мышц и реакции височно-нижнечелюстных суставов при варьировании параметров прикуса в физиологическом диапазоне их нормальных значений при ограничениях на напряжения в теле нижней челюсти и диске височно-нижнечелюстного сустава. Разработана методика уточнения положения прикуса, параметры которого выбраны стоматологом, с анализом усилий жевательных мышц и реакции височно-нижнечелюстных суставов, а также анализом напряжений, возникающих в теле нижней челюсти и диске височно-нижнечелюстного сустава. Данные результаты позволяют дать рекомендации по уточнению выбранного стоматологом варианта коррекции прикуса с долгосрочным прогнозом возможности появления патологических изменений в зубочелюстной системе. Предложенная методика уточнений положения прикуса дополняет существующую методику коррекции количественными показателями, позволяющими уменьшить, по нашему мнению, количество повторных обращений и вероятность появления негативных последствий, связанных с изменением прикуса. В работе приведен пример использования данной уточняющей методики коррекции прикуса и проанализированы полученные результаты.

Ключевые слова: зубочелюстная система человека, коррекция прикуса, усилия жевательных мышц, реакция височно-нижнечелюстного сустава, суставной диск, методика коррекции.

ВВЕДЕНИЕ

В данной статье на конкретном примере приведены результаты реализации методики коррекции прикуса на основе биомеханического моделирования, учитывающей количественные показатели напряженности жевательных мышц [4, 6, 7, 11, 12, 17, 22, 25–27, 29–31] и ограничения на напряжения в теле нижней челюсти и диске височно-нижнечелюстного сустава [10]. Данная методика основана на задаче управления коррекцией прикуса, параметры которого выбраны стоматологом, в рамках физиологического диапазона нормальных значений его параметров [7, 16, 34]. При коррекции прикуса, связанной с потерей зубов, повышенной стираемостью зубов или травмами и переломами челюстей, стоматолог основывает свой выбор конкретных

© Тверье В.М., Никитин В.Н., Кротких А.А., 2017

Тверье Виктор Моисеевич, к.т.н., доцент кафедры теоретической механики и биомеханики, Пермь
Никитин Владислав Николаевич, старший преподаватель кафедры теоретической механики и биомеханики, Пермь

Кротких Андрей Александрович, студент кафедры теоретической механики и биомеханики, Пермь

значений параметров прикуса на методиках, учитывающих геометрические расчеты [33] и качественный анализ усилий поверхностных жевательных мышц, к которым есть непосредственный доступ [1, 16, 30, 32, 34].

Большинство данных поверхностных мышц относятся к крупным мышцам, создающим большую долю от силы сжатия челюстей, но количество этих мышц меньше чем тех, напряженность которых практически невозможно оценить [1, 16, 30, 32, 34], т.е. стоматолог работает в условиях недостатка информации о напряженности жевательных мышц.

В данной работе на основе задачи управления коррекцией прикуса проведен анализ методики уточнения варианта прикуса (рис. 1), выбранного стоматологом, с определением величин параметров прикуса, при которых обеспечивается наиболее равномерное вовлечение жевательных мышц по отношению к их максимально возможным значениям усилий мышц в процесс сжатия челюстей. Существующая методике включает в себя следующие пункты: 1) проведение визуального осмотра для оценки эстетических свойств и напряженности жевательных мышц; 2) анализ стоматологических параметров, анализируемых благодаря телерентгенографии и методикам ее расшифровки; 3) выбор параметров прикуса для конкретного пациента и коррекция прикуса благодаря временным конструкциям; 4) изменение назначенных величин параметров прикуса при появлении жалоб и болезненных ощущений путем изменения временной конструкции. Она была дополнена благодаря магнитно-резонансной томографии и биомеханическому моделированию, позволяющим получить индивидуальные параметры зубочелюстной системы (размеры и места крепления мышц, положение диска височно-нижнечелюстного сустава и т.д.) и объективизировать данную методику, вводя количественные оценки возникающих усилий [7, 10, 35, 36, 40].



Рис. 1. Методика коррекции прикуса, включающая уточнение параметров прикуса, выбранных стоматологом, на основе биомеханического моделирования [10]: НДС – напряженно-деформированное состояние; ВНЧС – височно-нижнечелюстной сустав

В существующей методике магнитно-резонансная томография используется два раза: 1) для анализа состояния диска височно-нижнечелюстного сустава передкоррекцией прикуса стоматологом (см. рис. 1, верхняя правая часть); 2) для получения положения диска височно-нижнечелюстного сустава и координат точек крепления жевательных мышц в случае параметров прикуса, выбранного стоматологом, и проведения биомеханического моделирования с целью его уточнения (см. рис. 1, нижняя правая часть).

МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

По рентгеновскому снимку пациента мужского пола 23 лет были получены геометрия нижней челюсти и суставной поверхности височной кости. Из литературы были взяты данные о точках крепления жевательных мышц, их поперечных сечениях и максимально возможных величинах усилий [38]. На основе задачи коррекции прикуса были получены усилия жевательных мышц и реакции височно-нижнечелюстных суставов, а также величины напряжений в теле нижней челюсти и диске височно-нижнечелюстного сустава при варьировании независимых параметров прикуса U , определяющих положение нижней челюсти относительно черепа, в рамках физиологического диапазона их нормальных значений [34] ($U \in \Pi_m$, где диапазон физиологической нормы представлен m -мерным параллелепипедом Π_m (при центральной окклюзии $m = 3$, а при отсутствии симметрии $m = 6$ [10])). Каждому набору параметров прикуса U из физиологического диапазона соответствует значение целевой функции M^* , которое соответствует набору усилий мышц, реакций височно-нижнечелюстных суставов и координат точек их приложения [10]:

$$\Phi = \min_{U \in \Pi_m} M^* \quad (1)$$

при ограничениях

$$\sigma_i < \sigma_{res}, \quad (2)$$

если

$$\exists \sigma_k < 0 \left(k = \overline{1,3} \right), \text{ то } \max(|\sigma_1|, |\sigma_2|, |\sigma_3|) < \sigma_{col}, \quad (3)$$

иначе $\sigma_i < \sigma_{des}$.

Здесь σ_i – интенсивность касательных напряжений; σ_{res} – максимальная интенсивность напряжений, при которых не наблюдается резорбция костной ткани в мышелке нижней челюсти ($\sigma_{res} = 50$ МПа [29, 39]); σ_{col} – максимальное допустимое значение напряжений, при которых еще не происходит схлопывание капилляров на краях диска височно-нижнечелюстного сустава ($\sigma_{col} = 4-10$ кПа [2]); σ_{des} – максимальная допустимая интенсивность напряжений в диске височно-нижнечелюстного сустава, при которой еще не происходит резорбции центральной зоны диска ($\sigma_{des} = 14,7-37,4$ МПа [35, 36, 40]).

Полученные значения целевой функции M^* позволяют представить их в качестве геометрического множества, где минимум характеризует то положение нижней челюсти, которое обеспечивает наиболее равномерное вовлечение жевательных мышц в процессе сжатия при условии выполнения ограничений на напряжения в теле нижней челюсти и диске височно-нижнечелюстного сустава. Усилия жевательных мышц при сжатии челюстей с максимальной силой определяются из решения задачи минимакса, рассмотренной в работах [6, 10, 31, 32].

РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

На рис. 2 представлены результаты телерентгенографии в виде контура нижней челюсти с отмеченными на ней реперными точками B , Pg , Me , Go , Xi , части контура верхней челюсти и черепа с реперными точками A , ANS , Or , Po , N . Данные точки позволяют построить прямые FH (франкфуртская горизонталь), ML (плоскость основания нижней челюсти), $ANS-Xi$, $Pg-Xi$, AN , BN .

Вышеуказанные прямые позволяют получить три независимых стоматологических параметра, характеризующих положение нижней челюсти относительно черепа в плоском случае, т.е. жестко связанной с ней системой координат xOy (см. рис. 2). От трех независимых стоматологических параметров однозначно можно перейти к трем математическим (двум координатам полюса (x_C , y_C) и углу поворота φ вокруг полюса (положительное направление отсчета угла – по часовой стрелке)) [10]. В качестве полюса в данной работе выбран геометрический центр мыщелка (см. рис. 2) [16].

В стоматологической практике наклон окклюзионной плоскости, проходящей через точки I_1 и M_1 , характеризующие места контакта передних центральных резцов и первых моляров, меняется от 0 до 13° по отношению к франкфуртской горизонтали FH . Среднестатистическим значением является наклон в 9° [34].

Рассматривались три варианта прикуса:

1. Прикус, величины параметров которого выбраны стоматологом (линия 1, рис. 2), характеризуется углом наклона окклюзионной плоскости в 6° .

2. Уточненный вариант прикуса, величины параметров которого выбраны стоматологом (линия 2, рис. 2), характеризуется углом наклона окклюзионной плоскости в $7,8^\circ$.

3. Прикус, который характеризуется углом наклона окклюзионной плоскости 9° (среднестатистическое значение) (линия 3, рис. 2) [34].

Для всех вариантов прикуса вычислены величины усилий жевательных мышц и реакций височно-нижнечелюстных суставов, представленные на рис. 3.

Усилия мышц для уточненного варианта прикуса значительно уменьшились по сравнению с параметрами прикуса, выбранными стоматологом, а также меньше для случая со среднестатистическим значением угла наклона окклюзионной плоскости. Уточненный вариант прикуса характеризуется более сбалансированным вовлечением мышц в создание заданной максимальной силы сжатия челюстей. Величины полученных усилий мышц в уточненном варианте прикуса приближаются к прямо пропорциональной зависимости величины от площади поперечного сечения мышцы, что не противоречит литературным данным [29–32, 38]. Следует отметить, что уменьшились значения усилий подбородочно-подъязычной, передней челюстно-подъязычной, задней челюстно-подъязычной мышц, которые относятся к мышцам-открывателям и в норме должны работать только при открывании нижней челюсти [29, 34, 38].

На рис. 4 представлено изменение положения точки приложения реакции височно-нижнечелюстного сустава кзади на $\Delta \approx 1$ мм, а величина реакции уменьшилась на $4,5\%$ при изменении положения нижней челюсти кзади и вниз на 1 мм с поворотом по часовой стрелке, чтобы значение угла наклона окклюзионной плоскости увеличилось на $1,8^\circ$. На рис. 4 также показано положение диска височно-нижнечелюстного сустава относительно суставных поверхностей (мышцелка нижней челюсти и суставной ямки и бугорка височной кости) для данного пациента, полученное благодаря магнитно-резонансной томографии.

В ходе изменения положения нижней челюсти от варианта, выбранного стоматологом, к варианту, полученному благодаря биомеханическому моделированию, точка приложения реакции приблизилась к центральной зоне диска, которая и должна в норме принимать на себя наибольшую долю нагрузки [1, 16, 29–34].

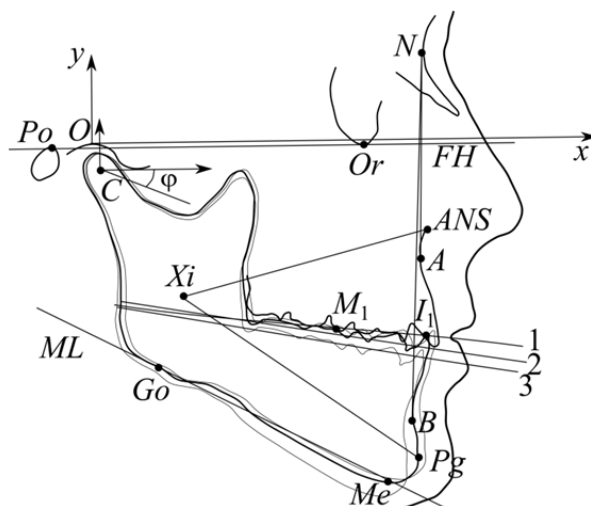


Рис. 2. Положение нижней челюсти, соответствующее прикусу, параметры которого выбраны стоматологом, определяемому рядом конкретных значений параметров с углом наклона окклюзионной плоскости: линия 1 – 6° (выбранный стоматологом вариант прикуса); линия 2 – $7,8^\circ$ (уточненный вариант); линия 3 – 9° (среднестатистический вариант)

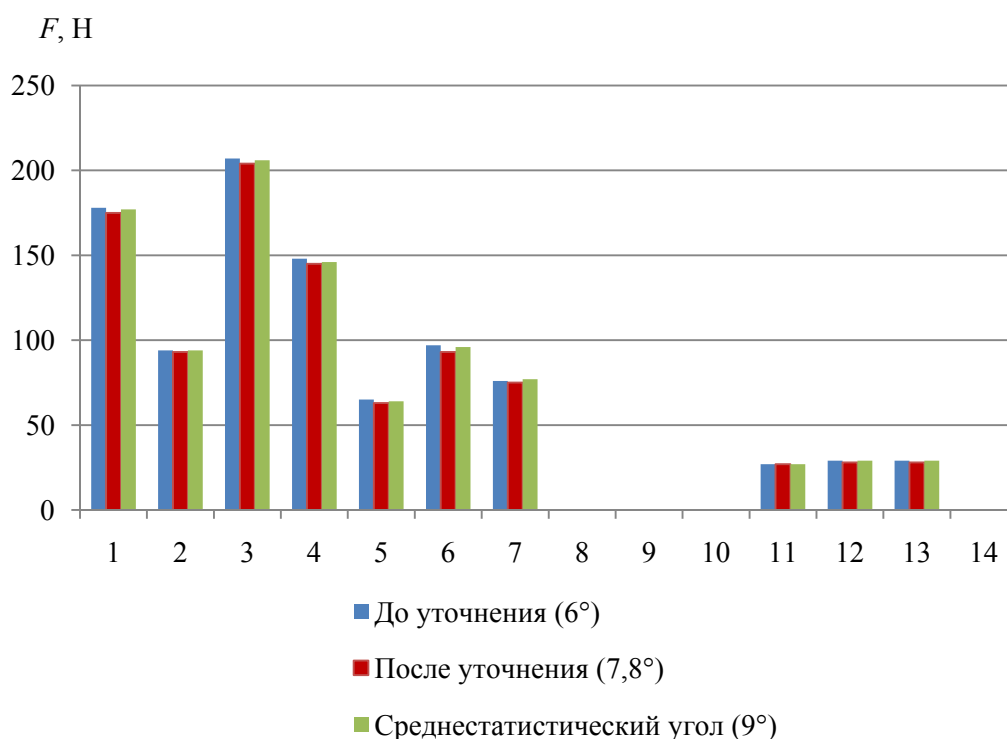


Рис. 3. Величины усилий жевательных мышц для прикуса, параметры которого выбраны стоматологом, и уточненного варианта: 1 – поверхностная жевательная; 2 – глубокая жевательная; 3 – передняя височная; 4 – задняя височная; 5 – передняя медиальная крыловидная; 6 – задняя медиальная крыловидная; 7 – наружная латеральная крыловидная; 8 – внутренняя латеральная крыловидная; 9 – передняя двубрюшная; 10 – задняя двубрюшная; 11 – подбородочно-подъязычная; 12 – передняя челюстно-подъязычная; 13 – задняя челюстно-подъязычная; 14 – шило-подъязычная [1, 14, 29]

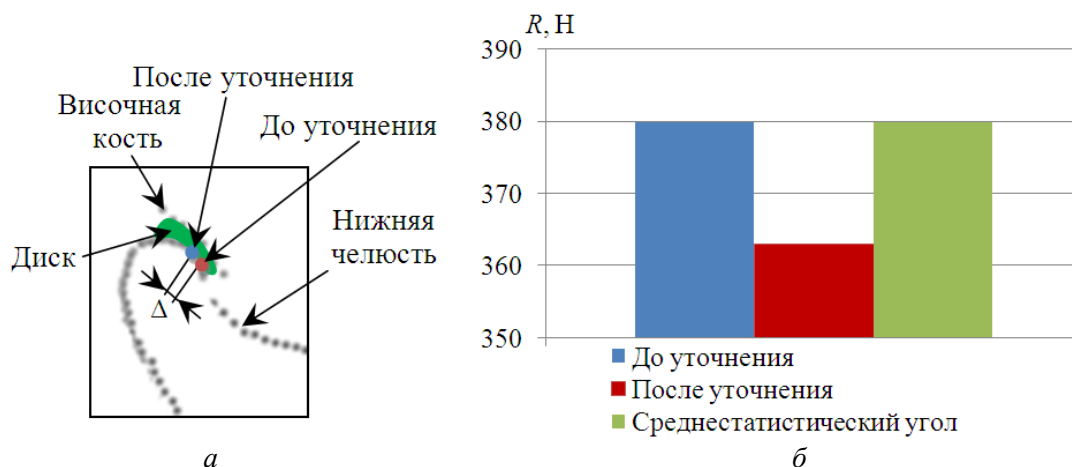


Рис. 4. Реакция височно-нижнечелюстного сустава: *a* – изменение точки приложения реакции; *б* – изменение величины реакции височно-нижнечелюстного сустава

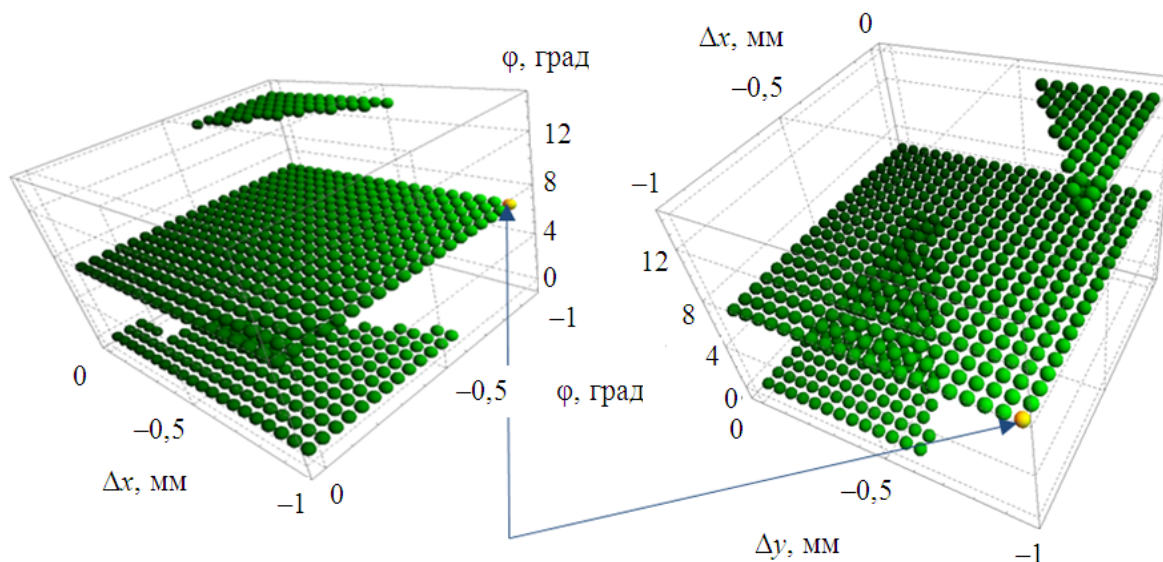


Рис. 5. Геометрический образ множества M^* , каждому значению которого соответствует вектор, включающий величины усилий жевательных мышц и реакций височно-нижнечелюстных суставов: Δx и Δy – смещения геометрического центра мышелка C вдоль осей (см. рис. 3), φ – угол между окклюзионной плоскостью и франкфуртской горизонталью (см. рис. 3) (желтым цветом выделено значение M^* , которому соответствует наиболее равномерное распределение усилий всех жевательных мышц)

На рис. 5 представлен геометрический образ множества M^* , каждому значению которого соответствует вектор, включающий величины усилий жевательных мышц и реакций височно-нижнечелюстных суставов. Желтым цветом выделено значение M^* , которому соответствует наиболее равномерное распределение усилий всех жевательных мышц по отношению к максимально возможным значениям, прямопропорциональным максимальным значениям площадей поперечных сечений [10, 25, 26, 30–32].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Получен уточненный вариант положения прикуса, параметры которого выбраны стоматологом. Согласно биомеханическому моделированию для данного пациента его необходимо изменить следующим образом: нижнюю челюсть следует сместить кзади и вниз на 1 мм с поворотом по часовой стрелке, чтобы значение угла наклона окклюзионной плоскости увеличилось на $1,8^\circ$ от начального значения 6° .

В основе биомеханического моделирования лежала задача коррекции прикуса с ограничениями на напряжения в теле нижней челюсти и диске височно-нижнечелюстного сустава. Задача коррекции была основана на предположении наиболее равномерного вовлечения жевательных мышц по отношению к их максимально возможным значениям усилий мышц в процесс сжатия челюстей. Таким образом, в работе:

1. Представлен уточненный вариант положения нижней челюсти на основе биомеханического моделирования.

2. Представлен геометрический образ множества M , характеризующий наиболее равномерное вовлечение жевательных мышц по отношению к их максимально возможным усилиям в процессе сжатия челюстей, каждому значению которого соответствует определенный набор параметров прикуса из физиологического диапазона, усилий жевательных мышц и реакций височно-нижнечелюстных суставов.

Выводы

1. В рамках задачи управления коррекцией прикуса было получено уточненное положение нижней челюсти. Оно характеризуется наиболее равномерным вовлечением жевательных мышц по отношению к максимально возможным значениям усилий в процесс сжатия челюстей.

2. Представлена реализация методики уточнения положения нижней челюсти, выбранного стоматологом, которая, по мнению авторов, позволит уменьшить количество повторных обращений за дополнительными коррекциями и вероятность появления негативных последствий, связанных с коррекцией прикуса.

3. Авторы считают, что совместный учет положения диска височно-нижнечелюстного сустава и стоматологических параметров в физиологическом диапазоне их нормальных значений позволит сделать так, чтобы при окончательной постановке прикуса одна из жевательных мышц не была перегружена по сравнению с другими при условии, что усилия в теле нижней челюсти и диске височно-нижнечелюстного сустава не превышают заданных предельных значений.

Благодарности

Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ (грант № 15-01-04884-а «Биомеханическое моделирование формирования и развития трабекулярной костной ткани в различных отделах скелета человека в норме и при патологии»).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Анатомия и биомеханика зубочелюстной системы / под ред. Л.Л. Колесникова, С.Д. Арутюнова, И.Ю. Лебедева. – М.: Практическая медицина, 2007. – 224 с.
2. Астахов Н.А., Гофунг Е.М., Катц А.Я. Ортопедическая стоматология. – М. Медгиз, 1940. – 380 с.
3. Аун М., Менар М., Морлье Ж., Рамос А., Монед-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.

4. Зациорский 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. Никитин В.Н. Методика коррекции прикуса зубочелюстной системы человека на основе биомеханического моделирования // *Материалы XI Всероссийского съезда по фундаментальным проблемам теоретической и прикладной механики*, 20–24 августа 2015. – Казань, 2015. – С. 2775–2777.
8. 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.
9. Тверье В.М. Биомеханическое моделирование онтогенеза зубочелюстной системы человека // *Материалы XI Всероссийского съезда по фундаментальным проблемам теоретической и прикладной механики*, 20–24 августа 2015. – Казань, 2015. – С. 3684–3686.
10. Тверье В.М., Никитин В.Н. Задача коррекции прикуса в зубочелюстной системе человека // *Российский журнал биомеханики*. – 2015. – Т. 19, № 4. – С. 344–358.
11. 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.
12. 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.
13. 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.
14. 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.
15. Тверье В.М., Симановская Е.Ю., Еловицова А.Н., Няшин Ю.И., Киченко А.А. Биомеханический анализ развития и функционирования зубочелюстной системы человека // *Российский журнал биомеханики*. – 2007. – Т. 11, № 4. – С. 84–104.
16. Хватова В.А. Клиническая гнатология. – М.: Медицина, 2005. – 296 с.
17. Barbenel J.C. The biomechanics of temporomandibular joint: a theoretical study // *Journal of Biomechanics*. – 1972. – Vol. 5, № 3. – P. 251–256.
18. Chen J., Akyuz U., Xu L., Pidaparti R.M.V. Stress analysis of the human temporomandibular joint // *Med. Eng. Phys.* – 1998. – Vol. 20. – P. 565–572.
19. Chen J., Xu L. A finite element analysis of the human temporomandibular joint // *J. Biomech. Eng.* – 1994. – Vol. 116. – P. 401–407.
20. 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.
21. 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.
22. Ingawalé S.M., Goswami T. Biomechanics of the temporomandibular joint // *Human Musculoskeletal Biomechanics* / ed. by T. Goswami. – Rijeka, 2012. – 244 p.
23. 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.
24. Kinniburgh R.D., Major P.W., Nebbe B., West K., Glover K.E. Osseous morphology and spatial relationships of the temporomandibular joint: comparisons of normal and anterior disc positions // *Angle Orthodontist*. – 2000. – Vol. 70, № 1. – P. 70–80.
25. Koolstra J.H., van Eijden T.M. Combined finite-element and rigid-body analysis of human jaw joint dynamics // *Journal of Biomechanics*. – 2005. – Vol. 38. – P. 2431–2439.

26. Koolstra J.H., van Eijden T.M.G.J. A method to predict muscle control in the kinematically and mechanically indeterminate human masticatory system // *J. Biomech.* – 2001. – Vol. 34. – P. 1179–1188.
27. Laboissière R., Ostry D.J., Feldman A.G. The control of multimuscle systems: human jaw and hyoid movements // *Biol. Cybern.* – 1996. – Vol. 74. – P. 373–384.
28. 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.
29. Nordin M., Franke V.H. Basic biomechanics of the musculoskeletal system. – 3rd ed. – Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001. – 496 p.
30. Osborn J.W. Features of human jaw design which maximize the bite force // *Journal of Biomechanics.* – 1996. – Vol. 29, № 5. – P. 589–595.
31. 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.
32. 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.
33. 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.
34. Slavicek R. The masticatory organ: funktionen and dysfunktionen. – Klosterneuburg: GAMMA Medizinisch-wissenschaftliche Fortbildungs-GmbH, 2002. – 543 p.
35. Teng S.Y., Xu Y.H. Biomechanical properties and collagen fiber orientation of TMJ discs in dogs: part 1. Gross anatomy and collagen fiber orientation of the discs // *J. Craniomandib. Disord. Facial & Oral Pain.* – 1991. – Vol. 5. – P. 28–34.
36. Teng S.Y., Xu Y.H., Cheng M.H., Li Y. Biomechanical properties and collagen fiber orientation of TMJ discs in dogs: part 2. Tensile mechanical properties of the discs // *J. Craniomandib. Disord. Facial & Oral Pain.* – 1991. – Vol. 5. – P. 107–114.
37. 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.
38. 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.
39. van Essen N.L., Anderson I.A., Hunter P.J., Carman J.B., Clarke R.D., Pullan A.J. Anatomically based modelling of the human skull and jaw // *Cells Tissues Organs.* – 2005. – Vol. 180. – P. 44–53. DOI: 10.1159/000086198.
40. Winkelstein B.A. Orthopaedic Biomechanics. – Boca Raton: CRC Press, 2012. – 639 p.

OCCLUSION CORRECTION BASED ON BIOMECHANICAL MODELLING

V.M. Tverier, V.N. Nikitin, A.A. Krotkikh(Perm, Russia)

In this paper, influence of the position of the mandible on efforts of masticatory muscles and the temporomandibular joint reactions is modeled based on the problem of occlusion correction taking into account position of the temporomandibular joint discs. Efforts of masticatory muscles and temporomandibular joint reactions at varying occlusion parameters into the physiological range of normal values and restrictions on the stresses into the mandible and the temporomandibular joint discs based on the problem of occlusion correction are obtained. Method of clarifying of the occlusion position of assigned by dentist including analysis of efforts of masticatory muscles and the temporomandibular joint reactions and also with analysis of stresses resulting into the mandible and the temporomandibular joint discs are discussed. These results provide guidance to clarify the occlusion correction selected by dentist with long-term forecast of possible appearance of pathological changes into maxillofacial system. The proposed procedure of refinement

of occlusion position complements existing method of occlusion correction by quantitative parameters. In our opinion, they are available to reduce number of repeated requests for additional corrections and reduce the probability of negative consequences associated with the occlusion correction. Example of using this method specifying the occlusion correction and analysis of the results are included in this paper.

Key words: human maxillofacial system, occlusion correction, efforts of masticatory muscles, temporomandibular joint reactions, articular disc, procedure of correction.

Получено 22 декабря 2016