

DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2016.1.04

УДК 531/534:[57+61]

РЕАЛИЗАЦИЯ МЕТОДИКИ КОРРЕКЦИИ ПРИКУСА ЧЕЛОВЕКА

В.Н. Никитин

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

Аннотация. В работе анализируется методика коррекции прикуса с учетом количественных показателей состояния зубочелюстной системы человека. На основании алгоритма коррекции прикуса с учетом физиологических диапазонов нормальных значений стоматологических параметров, определяющих положение прикуса, проведен анализ влияния этих параметров на усилия жевательных мышц и реакцию височно-нижнечелюстного сустава. При увеличении угла ANB , отвечающего за передне-заднее положение нижней челюсти относительно черепа, величины усилий жевательных мышц и реакции височно-нижнечелюстного сустава практически линейно возрастают. Почти аналогичная картина зависимостей величин усилий жевательных мышц и реакции височно-нижнечелюстного сустава характерна для угла жевательной эффективности DoA за исключением правой границы нормальных физиологических значений, при которых величина усилия в передней медиальной крыловидной мышце и величина реакции височно-нижнечелюстного сустава начинает уменьшаться. Установлено также, что при увеличении угла наклона нижней челюсти $FH-ML$ величины усилий жевательных мышц и реакция височно-нижнечелюстного сустава практически линейно убывают. В ходе анализа влияния точки приложения реакции височно-нижнечелюстного сустава, отвечающей за положение диска относительно суставных поверхностей мыщелка и височной кости, было получено, что при нахождении диска в физиологическом положении усилия жевательных мышц меняются незначительно, а при выходе из этого положения в переднее положение величины усилий в поверхностной и передней медиальной крыловидной мышцах, а также величина реакции височно-нижнечелюстного сустава резко начинают возрастать. Совместный учет влияния точки приложения реакции и стоматологических параметров в физиологических диапазонах их нормальных значений позволит, по мнению автора, уточнить прикус, выбранный стоматологом в рамках физиологических нормальных значений стоматологических параметров, чтобы при окончательной постановке прикуса ни одна из жевательных мышц не была перегружена по сравнению с другими, а также чтобы диск височно-нижнечелюстного сустава не был перегружен.

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

ВВЕДЕНИЕ

В данной статье приведены результаты реализации методики коррекции прикуса, учитывающей количественные показатели напряженности жевательных мышц [3, 5, 6, 10, 11, 16, 21, 24–26, 28–30]. Данная методика основана на задаче

управления коррекцией прикуса в рамках физиологического диапазона [6, 15, 33]. При коррекции прикуса, связанной с потерей зубов, повышенной стираемостью зубов, травмами и переломами челюстей, стоматолог опирается на свой опыт или использует методики, в основе которых заложены геометрические расчеты [32]. Прикус определяет нагружение всей нижней челюсти и височно-нижнечелюстных суставов [1, 7, 8, 11, 12, 13, 14, 39], поэтому необходимо биомеханическое сопровождение такой коррекции. Поставлена задача управления коррекцией прикуса, в которой при определяемых параметрах прикуса напряжения в дисках суставов и теле нижней челюсти не должны превышать заданных пределов для интенсивности напряжений [6, 9]. Напряжения и деформации в теле нижней челюсти и дисках определяются из решения двух задач теории упругости: для области нижней челюсти и области диска при центральной окклюзии при максимальном нагружении мышц. Точка приложения реакции сустава и положение диска в суставе определяются в нем по результатам магнитно-резонансной томографии [15, 20, 23, 33, 36]. Для определения напряженно-деформированного состояния челюстей и диска височно-нижнечелюстного сустава необходимо знать усилия в мышцах и реакцию височно-нижнечелюстного сустава, являющиеся граничными условиями для поставленных задач [9, 10]. Величины усилий мышц заведомо неизвестны [3, 25, 26, 29–31, 37, 38]. Усилия мышц определяются из решения задачи оптимизации, в которую входят уравнения статики нижней челюсти под действием заданной жевательной нагрузки и критерий оптимизации [9]. После вычисления усилий мышц и реакций в височно-нижнечелюстных суставах решается первоначальная задача определения напряженно-деформированного состояния нижней челюсти и диска [2, 17–19, 34–36]. Из сравнения напряжений с допустимыми вычисляются необходимые параметры [33], определяющие положение прикуса.

На рис. 1 и 2 приведены распределения интенсивностей напряжений в теле нижней челюсти и диске височно-нижнечелюстного сустава при физиологическом положении прикуса, полученных в программном пакете *Ansys*. Граничными условиями в задаче определения напряженно-деформированного состояния нижней челюсти являются усилия мышц и реакция височно-нижнечелюстного сустава, которые определяются благодаря решению минимаксной задачи [4, 9, 10]. В задаче об определении напряженно-деформированного состояния диска граничными условиями являются реакция височно-нижнечелюстного сустава и кинематические граничные условия на височной кости [17–19, 34–36].

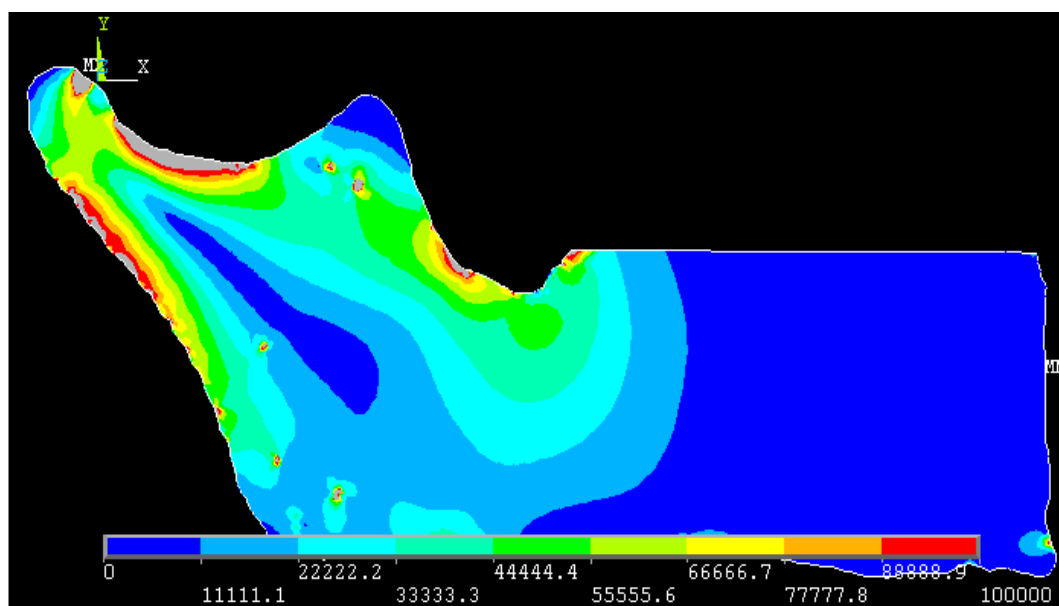


Рис. 1. Интенсивность напряжений в мышелке нижней челюсти, кПа

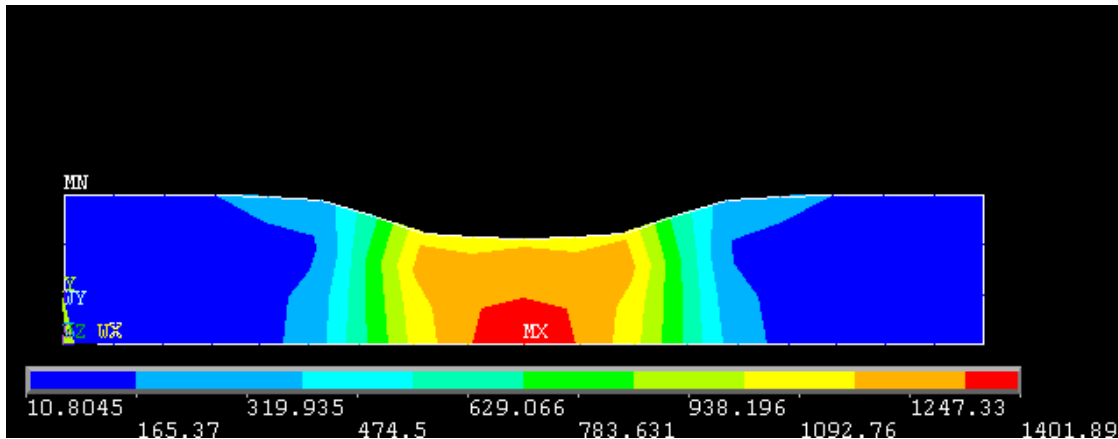


Рис. 2. Интенсивность напряжений в диске височно-нижнечелюстного сустава, кПа

Из результатов, представленных на рис. 1 и 2, можно сделать вывод о том, что напряжения в мышелке и диске височно-нижнечелюстного сустава при физиологическом положении не превышают предельных значений [17–19, 34–36].

Приведем алгоритм коррекции прикуса, назначенного стоматологом в рамках физиологического диапазона (рис. 3).

В предыдущей работе [10] было оценено влияние точки приложения реакции височно-нижнечелюстного сустава на усилия жевательных мышц и реакцию сустава. В качестве точки приложения бралась точка, принадлежащая поверхности мышелки и находящаяся в физиологическом положении [10].

Также стоит отметить, что в работах [10, 25, 30, 31] усилия жевательных мышц и реакция височно-нижнечелюстного сустава были определены при фиксированном положении нижней челюсти и при заданной максимально возможной для данного пациента (определяется по болевым ощущениям) вертикальной силе сжатия челюстей и точке ее приложения.

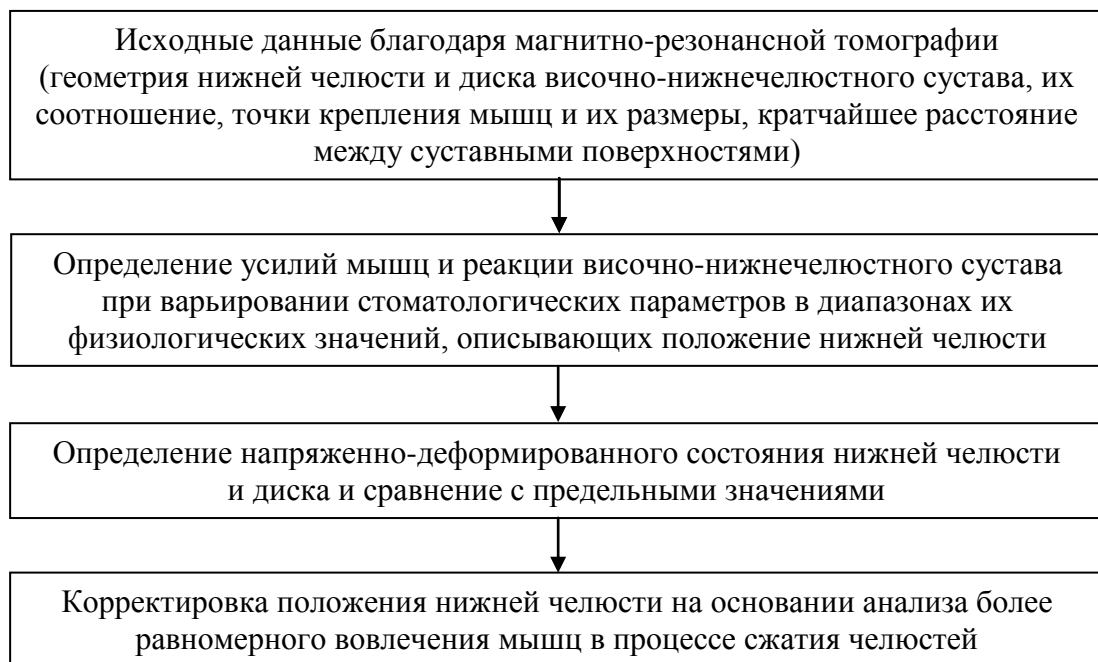


Рис. 3. Алгоритм коррекции прикуса, назначенного стоматологом

В работе [9] были найдены три независимых стоматологических параметра, определяющих положение нижней челюсти относительно черепа в сагиттальной плоскости при рассмотрении челюсти как абсолютно твердого тела при плоскопараллельном движении.

В данной статье автор намерен проанализировать влияние параметров, описывающих положение твердого тела при плоскопараллельном движении, выраженных через стоматологические параметры в физиологических диапазонах их нормальных значений, на усилия жевательных мышц и реакцию височно-нижнечелюстного сустава с учетом изменения точки приложения реакции.

ОПРЕДЕЛЕНИЕ УСИЛИЙ ЖЕВАТЕЛЬНЫХ МЫШЦ И РЕАКЦИИ ВИСОЧНО-НИЖНЕЧЕЛЮСТНОГО СУСТАВА

В работах [3, 25, 30, 31] проанализирована возможность и адекватность применения задачи минимакса для решения статически неопределенной задачи определения усилий жевательных мышц.

Исходные данные о координатах точек крепления мышц взяты из соответствующей литературы [38].

На рис. 4 приведены зависимости усилий жевательных мышц и реакции височно-нижнечелюстного сустава от параметров, описывающих положение твердого тела при плоскопараллельном движении, выраженных через стоматологические параметры в физиологических диапазонах их нормальных значений, при физиологическом положении точки приложения реакции [1, 15, 28]. Из результатов, представленных на рис. 4, можно сделать вывод о том, что при физиологических диапазонах нормальных значений параметров прикуса мышцы-открыватели не напряжены.

Анализируя данные рис. 4, *а*, можно сделать вывод, что при увеличении угла ANB , отвечающего за передне-заднее положение нижней челюсти относительно черепа, увеличиваются величины усилий всех мышц, которые напряжены, а также величина реакции височно-нижнечелюстного сустава (в данном случае величины углов DoA и $FH-ML$ соответствовали медианам их значений 43° и 20° соответственно).

Рис. 4, *б* показывает, что при увеличении угла жевательной эффективности DoA увеличиваются усилия всех мышц, которые напряжены, а также величина реакции височно-нижнечелюстного сустава (в данном случае значения углов ANB и $FH-ML$ соответствовали медианам их значений 2° и 20° соответственно). При этом при достижении правой границы диапазона изменения медиальная крыловидная мышца начинает выключаться из работы, а вслед за этим уменьшается величина проекции реакции на горизонтальную ось и всей реакции.

Рис. 4, *в* свидетельствует о том, что при увеличении угла наклона нижней челюсти $FH-ML$ уменьшаются величины усилий всех мышц, которые напряжены, а также величина реакции височно-нижнечелюстного сустава (в данном случае величины углов ANB и DoA соответствовали медианам их значений 2° и 43° соответственно).

Из рис. 4, *г* видно, что при смещении точки приложения в переднем направлении усилия в поверхностной жевательной мышце резко увеличиваются после прохождения физиологического положения точки приложения реакции, появляется горизонтальная составляющая реакции R_y , которая влияет на увеличение величины всей реакции височно-нижнечелюстного сустава (в данном случае поверхность мышечка была аппроксимирована как окружность с радиусом 5 мм и точка приложения реакции варьировалась при величине абсциссы u от -2 до 4 мм) [15].

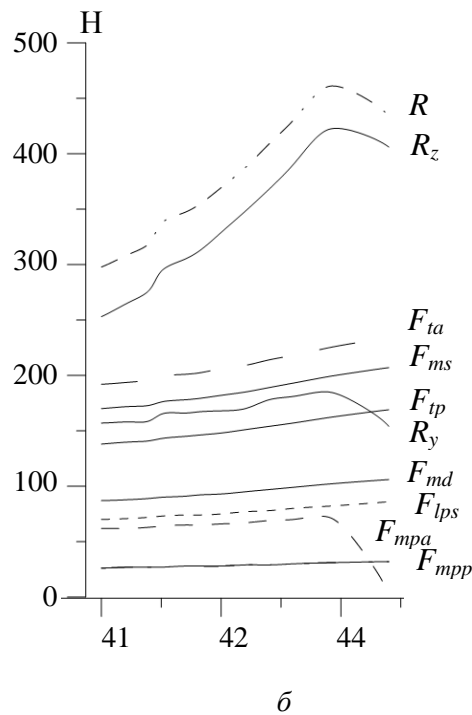
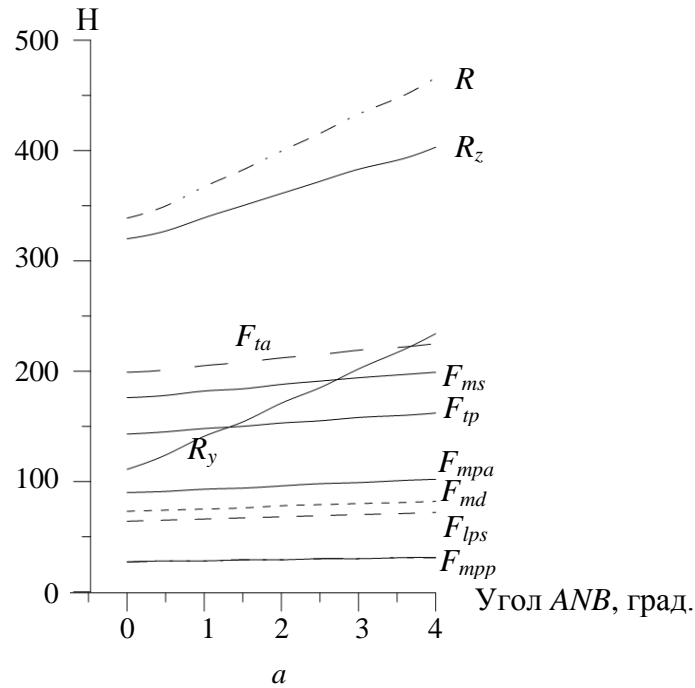
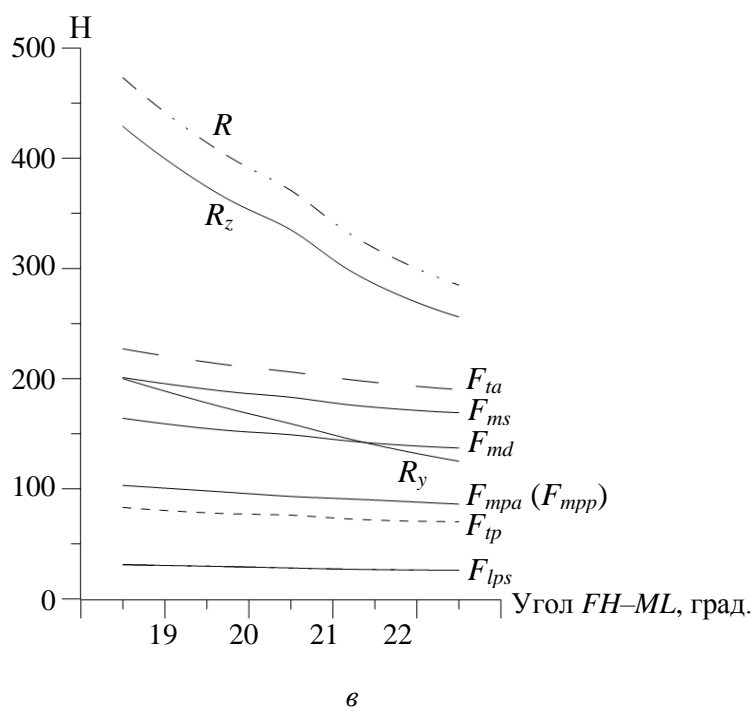
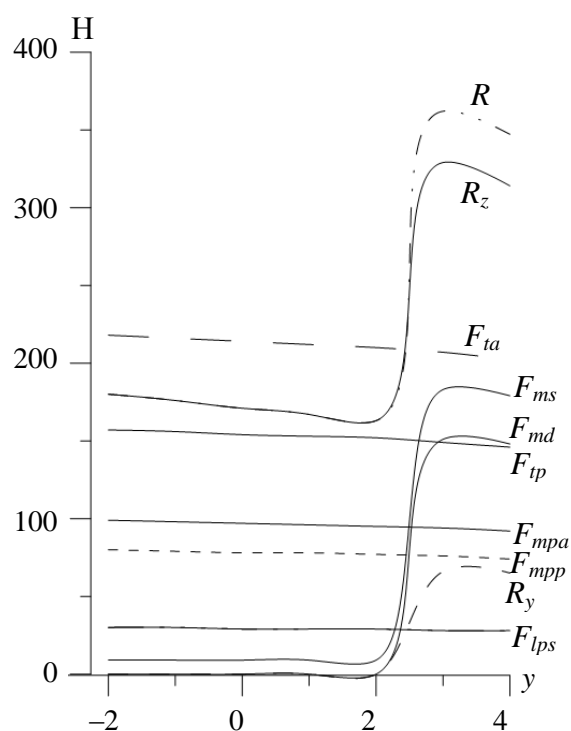


Рис. 4. Влияние параметров в физиологическом диапазоне на усилия мышц и реакцию височно-нижнечелюстного сустава. Обозначения: F_{ms} – поверхностная жевательная; F_{md} – глубокая жевательная; F_{ia} – передняя височная; F_{tp} – задняя височная; F_{mpa} – передняя медиальная крыловидная; F_{mpp} – задняя медиальная крыловидная; F_{lps} – поверхностная латеральная крыловидная; R – реакция височно-нижнечелюстного сустава; R_y и R_z – величины проекций реакции височно-нижнечелюстного сустава на оси y (горизонтальная) и z (вертикальная) соответственно: a – угол ANB ; b – угол DoA ; v – угол $FH-ML$; z – точка приложения реакции



в



з

Рис. 4. Окончание

Из приведенных результатов видно, что более существенное влияние на изменение усилий жевательных мышц и реакции височно-нижнечелюстного сустава оказывает точка приложения реакции, но это не снижает значимости влияния значений стоматологических параметров в физиологических диапазонах их нормальных значений.

Выводы

В ходе анализа усилий жевательных мышц при изменении параметров прикуса в физиологическом диапазоне, отвечающих за его положение, и физиологическом положении диска височно-нижнечелюстного сустава было выявлено, что ни одна из мышц-открывателей не была нагружена. Таким образом, можно сделать вывод о том, что, устанавливая прикус в рамках физиологических значений параметров, стоматолог обеспечивает ненапряженность мышц-открывателей при сжатии челюстей. Это подтверждает количественно правильность используемой методики назначения положения прикуса стоматологами [33], но только при физиологическом положении диска височно-нижнечелюстного сустава.

В ходе анализа полученных зависимостей усилий мышц и реакции височно-нижнечелюстного сустава установлено, что при увеличении угла ANB и угла DoA усилия мышц и реакция практически линейно возрастают, а при увеличении угла $FH-ML$ и смещении точки приложения вперед (при переднем смещении диска) наблюдается уменьшение усилий мышц и реакции, но только до крайнего правого физиологического положения точки приложения (диска височно-нижнечелюстного сустава). Таким образом, можно сделать вывод, что зависимости усилий мышц и реакции височно-нижнечелюстного сустава при изменении угловых параметров имеют приблизительно линейный характер, а положение диска приводит к очень значительным изменениям величины реакции вне физиологического положения, т.е. влияет очень существенно.

Автор считает, что совместный учет влияния точки приложения реакции и стоматологических параметров в физиологических диапазонах их нормальных значений позволит уточнить прикус, выбранный стоматологом в рамках физиологических значений стоматологических параметров, чтобы при окончательной постановке прикуса ни одна из жевательных мышц не была перегружена по сравнению с другими.

Можно сделать вывод, что учет точки приложения реакции височно-нижнечелюстного сустава позволит оценить напряжения в диске, а также возможность схлопывания капилляров, вплетающихся в края диска и отвечающих за питание всего диска, а значит и за возникновение перегрузки диска, которая может привести к перфорации и разрыву диска.

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» и грант 16-38-00390 мол_а «Исследование закономерностей деформирования в условиях контактного взаимодействия через антифрикционные покрытия и прослойки с учетом трения по сопрягаемым поверхностям»).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Анатомия и биомеханика зубочелюстной системы / под ред. Л.Л. Колесникова, С.Д. Арутюнова, И.Ю. Лебедеенко. – М.: Практическая медицина, 2007. – 224 с.
2. 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.

3. Зацюрский В.М., Прилуцкий Б.И. Нахождение усилий мышц человека по заданному движению // *Современные проблемы биомеханики*. – 1992. – Вып. 7. – С. 81–123.
4. Карманов В.Г. Математическое программирование. – М.: Наука, 1975. – 272 с.
5. 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.
6. 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.
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. 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.
9. Тверье В.М., Никитин В.Н. Задача коррекции прикуса в зубочелюстной системе человека // *Российский журнал биомеханики*. – 2015. – Т. 19, № 4. – С. 344–358.
10. 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.
11. 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.
12. 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.
13. 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.
14. 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.
15. Хватова В.А. Клиническая гнатология. – М.: Медицина, 2005. – 296 с.
16. Barbenel J.C. The biomechanics of temporomandibular joint: a theoretical study // *Journal of Biomechanics*. – 1972. – Vol. 5, № 3. – P. 251–256.
17. 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.
18. Chen J., Xu L. A finite element analysis of the human temporomandibular joint // *J. Biomech. Eng.* – 1994. – Vol. 116. – P. 401–407.
19. 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.
20. 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.
21. Ingawalé S.M., Goswami T. Biomechanics of the temporomandibular joint // *Human Musculoskeletal Biomechanics* / ed. by T. Goswami. – Rijeka, 2012. – 244 p.
22. 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.
23. 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.
24. 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.
25. 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.

26. Laboissière R., Ostry D.J., Feldman A.G. The control of multimuscule systems: human jaw and hyoid movements // *Biol. Cybern.* – 1996. – Vol. 74. – P. 373–384.
27. 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.
28. Nordin M., Franke V.H. Basic biomechanics of the musculoskeletal system. – 3rd ed. – Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001. – 496 p.
29. Osborn J.W. Features of human jaw design which maximize the bite force // *Journal of Biomechanics.* – 1996. – Vol. 29, № 5. – P. 589–595.
30. 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.
31. 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.
32. 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.
33. Slavicek R. The masticatory organ: funktionen and dysfunktionen. – Klosterneuburg: GAMMA Medizinisch-wissenschaftliche Fortbildungs-GmbH, 2002. – 543 p.
34. 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 // *Med. Eng. Phys.* – 2004. – Vol. 26. – P. 503–511.
35. 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 // *J. Oral Rehab.* – 2000. – Vol. 27. – P. 754–759.
36. Tanaka E., Rodrigo D.P., Tanaka M., Kawaguchi A., Shibasaki T., Tanne K. Stress analysis in the TMJ during jaw opening by use of a three-dimensional finite element model based on magnetic resonance images // *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* – 2001. – Vol. 30. – P. 421–430.
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.

REALIZATION OF PROCEDURE OF OCCLUSION CORRECTION OF THE HUMAN

V.N. Nikitin (Perm, Russia)

Procedure of occlusion correction is analyzed in this paper. This procedure takes into account the quantitative indicators of human maxillofacial system. The analysis of influence of dental parameters on efforts of masticatory muscles and the temporomandibular joint reaction is based on the algorithm of occlusion correction and normal physiological ranges of these parameters. They define the position of occlusion. The values of efforts of masticatory muscles and the temporomandibular joint reaction are almost linearly increased at increasing angle ANB . This angle responsible for the front rear of the mandible relatively the skull. Almost similar situation of dependences of efforts of masticatory muscles and the temporomandibular joint reaction is typical for angle of masticatory efficiency DoA . The exception consists in values of effort of medial pterygoid muscle and the temporomandibular joint reaction: they begin to decrease at approaching the right border of normal physiological values. It also obtained that values of efforts of masticatory muscles and the temporomandibular joint reaction almost linearly decrease at increasing of

inclination angle $FH-ML$ of the mandible. During the analysis of the influence of point of application of the temporomandibular joint reaction, it was found that efforts of masticatory muscles vary slightly in the case of physiological state of the disc. This point responsible for position of the disc relative to the articular surfaces of the condyle and the fossa and tubercle of the temporal bone. Values of efforts of superficial masseter and medial pterygoid muscle and the temporomandibular joint reaction begin to increase sharply at exit from this physiological position in the front position. Author believes that collaborative account of influence of application point of the reaction and the physiological ranges of normal values of dental parameters will allow us to clarify occlusion assigned by dentist within the physiological normal ranges of dental parameters. This account will correct occlusion in the final statement, so that none of masticatory muscles is not overloaded compared with other muscles, as well as the temporomandibular joint disc is not overloaded.

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

Получено 27 февраля 2016