

В.Н. Никитин

Пермский национальный исследовательский политехнический университет,
Пермь, Россия

ВЛИЯНИЕ БИОМЕХАНИЧЕСКОЙ НАГРУЗКИ НА УСИЛИЯ В ЗУБОЧЕЛЮСТНОЙ СИСТЕМЕ ЧЕЛОВЕКА

Рассматривается влияние неправильного прикуса, который является одним из показателей состояния зубочелюстной системы, на процессы и структуры всего организма в рамках концепции виртуального физиологического человека. Строится математическая модель влияния биомеханической нагрузки, возникающей в процессе смыкания верхней и нижней челюстей, на усилия жевательных мышц и реакцию височно-нижнечелюстного сустава, влияющих на усилия во всей зубочелюстной системе, с которой достаточно тесно связаны процессы дыхания, глотания и речь. Получены зависимости усилий мышц и реакции височно-нижнечелюстного сустава от угла наклона окклюзионной плоскости, характеризующей кривую смыкания зубов верхней и нижней челюстей. Перпендикулярно данной плоскости к области первого моляра приложено максимальное значение силы сжатия челюстей ввиду предположения, что нижняя челюсть в последнюю фазу закрывания рта подходит к верхней по дуге окружности.

Ключевые слова: зубочелюстная система человека, усилия жевательных мышц, реакция височно-нижнечелюстного сустава, угол наклона окклюзионной плоскости, виртуальный физиологический человек, сжатие челюстей.

V.N. Nikitin

Perm National Research Polytechnic University, Perm, Russian Federation

INFLUENCE OF BIOMECHANICAL LOAD ON EFFORTS IN THE HUMAN MAXILLOFACIAL SYSTEM

Influence of malocclusion is given. It is one of the indicators of the state of maxillofacial system. Malocclusion influences on processes and structure of the body on the whole. This influence is created according to the concept of the virtual physiological human. The mathematical model of the influence of biomechanical load is created. It is occurred during process of closing upper and lower jaws and this load influences on the efforts of the masticatory muscles and the temporomandibular joint reaction. They influence on efforts of the maxillofacial system. Processes of breathing, swallowing and speech are closely linked with the maxillofacial system. Dependences of muscle efforts and the temporomandibular joint reaction on the angle of inclination of the occlusal plane are obtained. This angle is characterized a curve of closing the teeth of the upper and lower jaws. Maximum value of compressive force of the jaws is applied perpendicular to the occlusal plane in the region of the first molar. It is the assumption that the lower jaw in the last phase of the closing of the jaws is coming to the upper jaw along the circular arc.

Keywords: human maxillofacial system, efforts of masticatory muscles, reaction of the temporomandibular joint, angle of inclination of the occlusal plane, virtual physiological human, closing of the jaws.

Введение

Неправильный прикус (отсутствие зубов, стираемость зубов, неправильное положение нижней челюсти по отношению в верхней (черепу)) ведет к изменению усилий жевательных мышц и реакции височно-нижнечелюстного сустава, а также всей зубочелюстной системы человека, которая влияет на процессы дыхания, глотания и речь, а также на многие системы и процессы организма в целом [1–8]. В рамках концепции виртуального физиологического человека выявлены процессы и системы организма, на которые влияют изменения зубочелюстной системы, и предложен алгоритм влияния изменений зубочелюстной системы на мозговое кровоснабжение [2]. На первом этапе этого алгоритма предполагается проследить влияние параметров прикуса на усилия в зубочелюстной системе [1, 9–11].

Цель работы – рассмотреть влияние биомеханического нагружения нижней челюсти (угла наклона окклюзионной плоскости) на усилия жевательных мышц и реакцию височно-нижнечелюстного сустава.

1. Материалы и методы

Объектом исследования является нижняя челюсть с приложенными к ней максимальной силой сжатия челюстей (максимальная величина силы, с которой человек способен сжать челюсти), усилиями жевательных мышц (точки приложения и направления (известны точки крепления мышц в верхней и нижней челюстях), реакциями височно-нижнечелюстных суставов (известны точки приложения реакций). Неизвестными же остаются величины усилий мышц [12–14] и реакции височно-нижнечелюстного сустава. В данной задаче рассматривается симметричный случай, т.е. сила сжатия приложена в плоскости симметрии нижней челюсти (среднесагиттальной плоскости) [10, 15–18].

Предмет исследования – зависимости величин усилий жевательных мышц и реакции височно-нижнечелюстного сустава от угла наклона окклюзионной плоскости, характеризующей смыкание зубов челюстей.

Для определения геометрии нижней челюсти применяются различные методы диагностики (ортопантомография, телерентгенография, компьютерная томография, магнитно-резонансная томография). В настоящее время наибольшую информацию о точках крепления мышц и приложения реакции височно-нижнечелюстного сустава позволяет получить магнитно-резонансная томография. В данной работе анатомическая информация о координатах точек крепления взята из соответствующей литературы (рис. 1) [18].

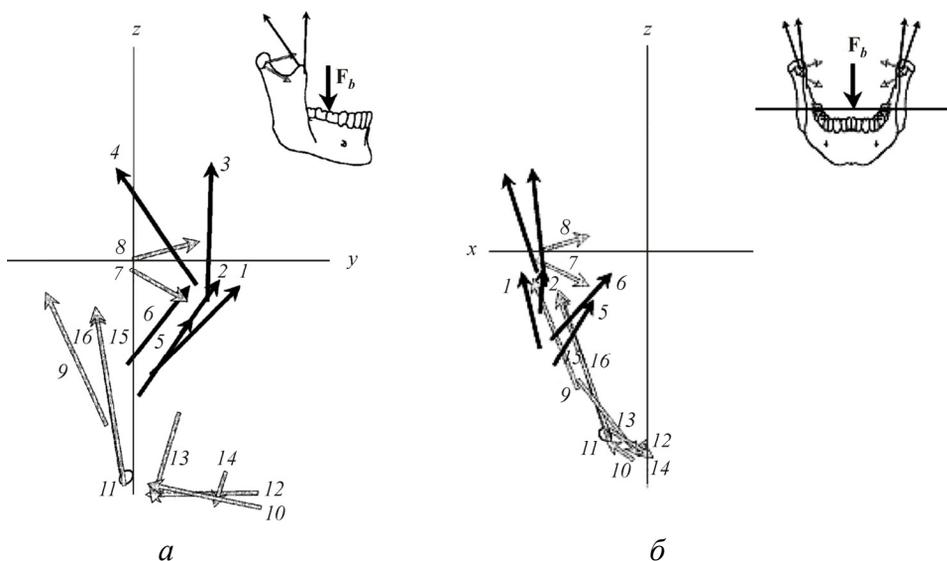


Рис. 1. Схема расположения поднимающих (черные стрелки) и опускающих (серые стрелки) нижнюю челюсть мышц, а также приложения силы сжатия челюстей F_b : *a* – сагиттальная плоскость; *б* – фронтальная плоскость [18]

Рассматривается процесс смыкания челюстей при максимальной силе сжатия, при котором нижняя челюсть находится в равновесии [9, 10, 15–17]. Для составления уравнений, описывающих статическое равновесие нижней челюсти, в качестве системы отсчета в данной работе была выбрана прямоугольная декартова система координат. Ось x направлена вперед в среднесагиттальной плоскости, перпендикулярно ей вправо направлена ось y . Ось z перпендикулярна осям x и y и направлена вертикально, т.е. перпендикулярно к окклюзионной плоскости верхних зубов. Окклюзионная плоскость определена как плоскость, проходящая через первый резец (I_1) и первый моляр (M_1) (см. рис. 1). Данная система отсчета наиболее часто

применяется при определении координат точек прикрепления мышц к черепу и была выбрана в ряде работ. Подход стоматологов отличается от подхода биомехаников тем, что за «точку отсчета» выбрана франкфуртская горизонталь и многие параметры, измеряемые стоматологами, отсчитываются от нее.

В данной работе автор оставил вышеизложенную систему координат, связанную с окклюзионной плоскостью (рис. 2). Следует упомянуть, что можно использовать и систему отсчета, применяемую стоматологами.

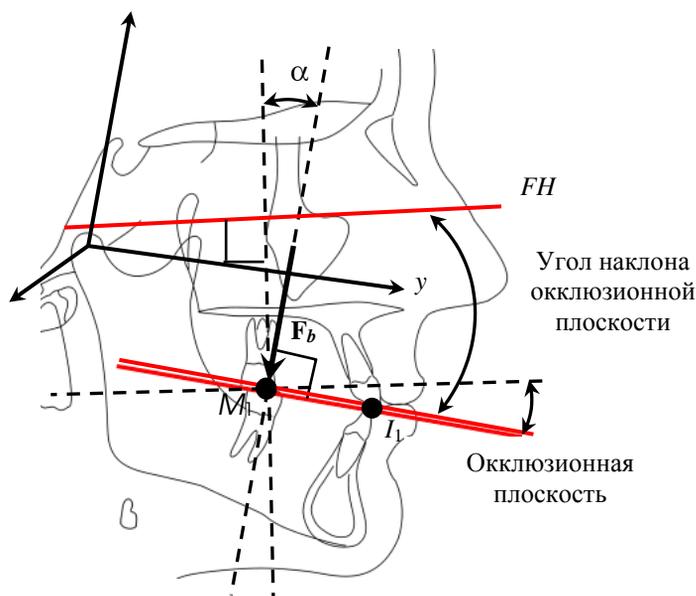


Рис. 2. Определение угла наклона окклюзионной плоскости: FH – франкфуртская горизонталь; F_b – сила сжатия челюстей; I_1 – точка смыкания центральных резцов; M_1 – точка смыкания первых моляров

К нижней челюсти приложены мышечные силы, сбалансированные силой сжатия (F_b) и суставными реакциями, которые возникают в правом и левом височно-нижнечелюстных суставах (R_j). Сила сжатия (F_b) приложена под углом 90° к окклюзионной плоскости. В качестве неизвестных переменных величин будут выступать мышечные силы и суставные реакции. В дальнейшем будем менять угол α от 0 до 15° (диапазон нормы от 4 до 12°) для моделирования изменения угла наклона окклюзионной плоскости по отношению к франкфуртской горизонтали [19]. Автор специально взял диапазон

шире, чем норма, чтобы учесть тот факт, что иногда угол наклона окклюзионной плоскости находится вне диапазона нормы.

Таким образом, поскольку 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; \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.

Шести уравнений статического равновесия нижней челюсти недостаточно, чтобы найти все неизвестные величины: мышечные силы и сопутствующие им суставные реакции. Таким образом, получена статически неопределенная задача.

Будем использовать путь раскрытия статической неопределенности системы уравнений для нахождения усилий в мышцах на основе оптимизации [9, 10, 15, 20–22].

В качестве критерия был использован критерий оптимизации, берущий за основу идею поиска минимального значения напряжения для мышцы с наибольшим напряжением, что приводит к наиболее равномерному возможному распределению усилий в группе мышц. Применимость и работоспособность данного критерия была подтверждена в работах [15, 22].

Идея критерия заключается в следующем. В случае, когда жевательная система развивает определенную по направлению (желаемую) силу сжатия, количество возможных вариантов вовлечения жевательных мышц в процесс сжатия ограничивается. Когда величина силы сжатия увеличивается, область возможных вариантов вовлечения каждой мышцы в создание данной силы уменьшается. Умень-

шение происходит из-за неспособности отдельных мышечных элементов производить силы, которые превышают максимальную мышечную силу данного элемента. Когда достигается максимальная сила сжатия, ограниченная область мышечных вовлечений сокращается до единственного варианта [10].

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

и функции $f_i(\mathbf{X}) = \frac{F_i}{F_{i, \max}}$, где $i \in [1, 2, \dots, N]$ и $F_{i, \max}$ – макси-

мальная мышечная сила i -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, $K = 37 \text{ Н} \cdot \text{см}^{-2}$ [15]; A_i – физиологическое поперечное сечение i -й мышцы.

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.

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

Решаемая задача может быть сформулирована следующим образом [10]:

найти

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

при ограничениях

$$\sum_{i=1}^N F_{ix} + \sum_{j=1}^2 R_{jx} + F_{bx} = 0,$$

$$\begin{aligned}
\sum_{i=1}^N F_{iy} + \sum_{j=1}^2 R_{jy} + F_{by} &= 0, \\
\sum_{i=1}^N F_{iz} + \sum_{j=1}^2 R_{jz} + F_{bz} &= 0, \\
\sum_{i=1}^N M_{ix} + \sum_{j=1}^2 M_{jx} + M_{bx} &= 0, \\
\sum_{i=1}^N M_{iy} + \sum_{j=1}^2 M_{jy} + M_{by} &= 0, \\
\sum_{i=1}^N M_{iz} + \sum_{j=1}^2 M_{jz} + M_{bz} &= 0, \\
0 \leq \mu &\leq 1, \\
F_i &\geq 0, \\
\frac{F_i}{F_{i, \max}} &\leq \mu,
\end{aligned} \tag{6}$$

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

В результате решения находятся мышечные усилия и реакции в суставах [9, 10, 15].

3. Результаты и обсуждение

На рис. 3 приведены зависимости величин усилий мышц и реакции височно-нижнечелюстного сустава и ее проекций от значения угла наклона окклюзионной плоскости. Обратив внимание на реакцию, можно сказать, что ее величина лежит в диапазоне от 150 до 250 Н, что согласуется с другими исследованиями [5, 15, 23, 24].

На первый взгляд кажется, что при патологиях диска височно-нижнечелюстного сустава необходимо снизить величину реакции височно-нижнечелюстного сустава для его максимальной разгрузки. С другой стороны, нельзя забывать, что питание центральной зоны происходит за счет движения синовиальной жидкости в порах диска в процессе циклического нагружения [25, 26], при котором значение реакции должно быть достаточным для движения жидкости. Следовательно, нельзя сделать вывод, что реакцию височно-нижнечелюст-

ного сустава нужно уменьшать до минимальных значений при коррекции прикуса путем изменения угла наклона окклюзионной плоскости.

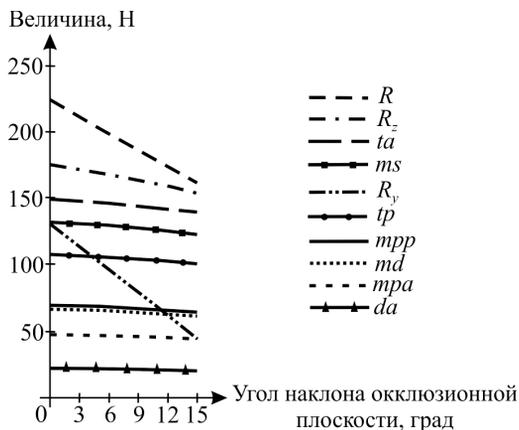


Рис. 3. Зависимости величин усилий мышц и реакции височно-нижнечелюстного сустава и ее проекций от значения угла наклона окклюзионной плоскости: R – реакция височно-нижнечелюстного сустава; R_z и R_y – величины проекций реакции височно-нижнечелюстного сустава на оси z и y соответственно; ta – передняя височная мышца; ms – поверхностная жевательная; tp – задняя височная; mpp – задняя медиальная крыловидная; md – глубокая жевательная; mpa – передняя медиальная крыловидная; da – передняя двубрюшная

Следует напомнить, что все полученные величины усилий мышц и реакции височно-нижнечелюстного сустава найдены при максимальном значении силы сжатия челюстей [10, 15, 16]. Таким образом, усилия в мышцах и реакция височно-нижнечелюстного сустава при нормальном процессе жевания и раздавливания пищи окажутся меньше, и тогда величины реакции обязательно надо учитывать, чтобы не нарушить питание диска путем его недогрузки или перегрузки.

Библиографический список

1. Анатомия и биомеханика зубочелюстной системы / под ред. Л.Л. Колесникова, С.Д. Арутюнова, И.Ю. Лебедеенко. – М.: Практическая медицина, 2007. – 224 с.
2. Тверье В.М., Няшин Ю.И., Никитин В.Н. Биомеханическая модель определения усилий мышц и связок в зубочелюстной систе-

ме человека // Российский журнал биомеханики. – 2013. – Т. 17, № 2. – С. 8–20.

3. Височно-нижнечелюстной сустав человека как элемент зубочелюстной системы: биомеханический анализ / Ю.И. Няшин, В.М. Тверье, В.А. Лохов, М. Менар // Российский журнал биомеханики. – 2009. – Т. 13, № 4. – С. 7–21.

4. Механическое давление как основа биомеханического моделирования зубочелюстной системы человека / В.М. Тверье, Ю.И. Няшин, В.Н. Никитин, Л.Ф. Оборин // Российский журнал биомеханики. – 2014. – Т. 18, № 1. – С. 24–35.

5. 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.

6. 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.

7. Биомеханический анализ развития и функционирования зубочелюстной системы человека / В.М. Тверье, Е.Ю. Симановская, Ю.И. Няшин, А.А. Киченко // Российский журнал биомеханики. – 2007. – Т. 11, № 4. – С. 84–104.

8. Хватова В.А. Клиническая гнатология. – М.: Медицина, 2005. – 296 с.

9. Определение усилий, возникающих в жевательной системе человека / А.А. Киченко, А.Ю. Шумихин, В.М. Тверье, Ю.И. Няшин, Е.Ю. Симановская, А.Н. Еловицова // Российский журнал биомеханики. – 2004. – Т. 8, № 4. – С. 27–38.

10. Реакция височно-нижнечелюстного сустава и усилия жевательных мышц / В.Н. Никитин, В.М. Тверье, Ю.И. Няшин, Л.Ф. Оборин // Российский журнал биомеханики. – 2014. – Т. 18, № 2. – С. 194–207.

11. Чадова М., Галло Л.М. Подходит ли OpenSim для анализа жевательной системы? // Российский журнал биомеханики. – 2013. – Т. 17, № 3. – С. 64–81.

12. Koolstra J.H, van Eijden T.M. Biomechanical analysis of jaw-closing movements // J. Dent. Res. – 1995. – Vol. 74, № 9. – P. 1564–1570.

13. Koolstra J.H. Masticatory muscles. Part III. Biomechanics of the masticatory muscles // Ned. Tijdschr. Tandheelkd. – 1997. – Vol. 104, № 8. – P. 302–305 (in Dutch).

14. Nordin M., Franke V.H. Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System. – 3rd ed. – Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001. – 496 p.

15. A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces / J.H. Koolstra, T.M.G.J. Eijden van, W.A. Weijs, M. Naeije // Journal of Biomechanics. – 1988. – Vol. 21, № 7. – P. 563–576.

16. Osborn J.W. Features of human jaw design which maximize the bite force // Journal of Biomechanics. – 1996. – Vol. 29, № 5. – P. 589–595.

17. 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.

18. Eijden van 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.

19. Wolford L.M., Chemello P.D., Hilliard F. Occlusal plane alteration in orthognathic surgery. Part I: Effects on function and esthetics // Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. – 1994. – Vol. 106, № 3. – P. 304–316.

20. Зациорский В.М., Прилуцкий Б.И. Нахождение усилий мышц человека по заданному движению // Современные проблемы биомеханики. – 1992. – Вып. 7. – С. 81–123.

21. 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.

22. Pedotti A., Krishman V.V., Stark L. Optimization of muscle-force sequencing in human locomotion // Mathematical Biosciences. – 1978. – Vol. 38, № 1/2. – P. 57–76.

23. 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.

24. Throckmorton G.S. Quantitative calculations of temporomandibular joint reaction forces. Part II. The importance of the direction of the jaw muscle forces // *Journal of Biomechanics.* – 1985. – Vol. 18, № 6. – P. 453–461.

25. Barbenel J.C. The biomechanics of temporomandibular joint: a theoretical study // *Journal of Biomechanics.* – 1972. – Vol. 5, № 3. – P. 251–256.

26. Ingawalé S.M., Goswami T. Biomechanics of the temporomandibular joint // *Human Musculoskeletal Biomechanics* / ed. by T. Goswami. – Rijeka, 2012. – 244 p.

References

1. Anatomii i biomekhanika zubocheliustnoi sistemy [Anatomy and biomechanics of dentofacial systems]. Ed. L.L. Kolesnikov, S.D. Arutyunov, I.Y. Lebedenko. Moscow: Practical Medicine, 2007. 224 p.

2. Nyashin Y.I., Elovikova A.N., Korkodinov I.A., Nikitin V.N., Totmyanina A.V. The interaction of the dentofacial system with other systems of the human within the framework of the conception of virtual physiological human. *Russian Journal of Biomechanics*, 2011, vol. 15, no. 3, pp. 5-21.

3. Nyashin Y.I., Tverier V.M., Lokhov V.A., Mesnard M. Human temporomandibular joint as an element of the dentofacial system: biomechanical analysis. *Russian Journal of Biomechanics*, 2009, vol. 13, no. 4, pp. 7-20.

4. Tverier V.M., Nyashin Y.I., Nikitin V.N., Oborin L.Ph. Mechanical pressure as a basis for biomechanical modelling of the human dentofacial system. *Russian Journal of Biomechanics*, 2014, vol. 18, no. 1, pp. 19-29.

5. Tverier V.M., Simanovskaya E.Y., Nyashin Y.I. Atrophic syndrome related to the biomechanical pressure changes in the human maxillo-dental system. *Russian Journal of Biomechanics*, 2006, vol. 10, no. 1, pp. 9-14.

6. Tverier V.M., Simanovskaya E.Y., Nyashin Y.I. Biomechanical pressure concomitant with the forming of the human dentoalveolar unit. *Russian Journal of Biomechanics*, 2005, vol. 9, no. 3, pp. 10-16.

7. Tverier V.M., Simanovskaya E.Y., Elovikova A.N., Nyashin Y.I., Kichenko A.A. Biomechanical examination of development and functioning of the human dentofacial system. *Russian Journal of Biomechanics*, 2007, vol. 11, no. 4, pp. 81-99.

8. Khvatova V.A. *Klinicheskaia gnatologiya* [Clinical gnatology]. Moscow: Meditsina, 2005. 296 p.

9. Kichenko A.A., Shumikhin A.Iu., Tverier V.M., Niashin Y.I., Simanovskaya E.Y., Elovicova A.N. [Determination of forces originating in the human masticatory system]. *Russian Journal of Biomechanics*, 2004, vol. 8, no. 4, pp. 26-36.

10. Nikitin V.N., Tverier V.M., Nyashin Y.I., Oborin L.Ph. The temporomandibular joint reaction and masticatory muscle tensions. *Russian Journal of Biomechanics*, 2014, vol. 18, no. 2, pp. 167-179.

11. Čadová M., Gallo L.M. Is *OpenSim* suitable for masticatory system analysis? *Russian Journal of Biomechanics*, 2013, vol. 17, no. 3, pp. 53-67.

12. Koolstra J.H., van Eijden T.M. Biomechanical analysis of jaw-closing movements. *J. Dent. Res.*, 1995, vol. 74, no. 9, pp. 1564-1570.

13. Koolstra J.H. Masticatory muscles. Part III. Biomechanics of the masticatory muscles. *Ned. Tijdschr. Tandheelkd.*, 1997, vol. 104, no. 8, pp. 302-305 (*in Dutch*).

14. Nordin M., Franke V.H. Basic biomechanics of the musculoskeletal system. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001. 496 p.

15. 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, no. 7, pp. 563-576.

16. Osborn J.W. Features of human jaw design which maximize the bite force. *Journal of Biomechanics*, 1996, vol. 29, no. 5, pp. 589-595.

17. 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, no. 8, pp. 599-612.

18. Eijden van 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, pp. 464-474.

19. Wolford L.M., Chemello P.D., Hilliard F. Occlusal plane alteration in orthognathic surgery--Part I: Effects on function and esthetics // *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, 1994, vol. 106, no. 3, pp. 304-316.

20. Zatsiorsky V.M., Prilutsky B.I. Nakhozhdenie usilii myshts cheloveka po zadannomu dvizheniiu [Determination of the human muscle tensions at given movement]. *Sovremennye problemy biomekhaniki*, 1992, vol. 7, pp. 81-123.

21. Tverier V.M., Nyashin Y.I., Nikitin V.N. Biomechanical model of determination of muscle and ligament forces in the human maxillo-facial system. *Russian Journal of Biomechanics*, 2013, vol. 17, no. 2, pp. 5-15.

22. Pedotti A., Krishnan V.V., Stark L. Optimization of muscle-force sequencing in human locomotion. *Mathematical Biosciences*, 1978, vol. 38, no. 1/2, pp. 57-76.

23. 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, no. 2, pp. 169-176.

24. 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, no. 6, pp. 453-461.

25. Barbenel J.C. The biomechanics of temporomandibular joint: a theoretical study. *Journal of Biomechanics*, 1972, vol. 5, no. 3, pp. 251-256.

26. Ingawalé S.M., Goswami T. Biomechanics of the temporomandibular joint. *Human Musculoskeletal Biomechanics*. Ed. by Dr. Tarun Goswami. Rijeka, Croatia, 2012. 244 p.

Об авторе

Никитин Владислав Николаевич (Пермь, Россия) – старший преподаватель кафедры теоретической механики и биомеханики Пермского национального исследовательского политехнического

университета (614990, г. Пермь, Комсомольский пр., 29, e-mail: vnikitin@pstu.ru).

About the author

Vladislav N. Nikitin (Perm, Russian Federation) – Senior Lecturer, Department of Theoretical Mechanics and Biomechanics, Perm National Research Polytechnic University (29, Komsomolsky av., Perm, 614990, Russian Federation, e-mail: vnikitin@pstu.ru).