

Рогожникова Е.П.

УДК 616.14.17-002-07
DOI 10.25694/URMJ.2019.09.05

Сравнительный анализ подвижности зубов и контактных напряжений в системе «Зуб-пародонт» при интактном пародонте и пародонтите легкой степени тяжести

ФГБОУ ВО «Пермский государственный медицинский университет им. академика Е.А. Вагнера», г.Пермь

Rogozhnikova E. P.

Comparative analysis of teeth mobility and contact stresses in the "Teeth-periodontium" system an intact periodont and cronic generarized periodontitis

Резюме

Цель исследования: изучение подвижности зубов и контактных напряжений, возникающих в системе «зуб-пародонт», на фоне нормальной и сниженной высоты альвеолярной кости, при воздействии на зубы окклюзионных сил. Материалы и методы: в статье отражены результаты анализа трехмерной конечно-элементной модели зубов и пародонта, полученной путем обработки данных компьютерной томограммы левой половины нижней челюсти пациентки N в программе ANSYS. Результаты: резорбция костной ткани альвеолы на начальной стадии патологии пародонта приводит к увеличению подвижности зубов почти в три раза по сравнению физиологической нормой, а контактные напряжения на границе корень зуба – пародонт возрастают примерно на 10-20%. Выводы: возрастание нагрузки на ткани пародонтального комплекса определяется не максимальным смещением всего зуба в вертикальном или горизонтальном направлении, а только той части, которая контактирует с пародонтом. Эти смещения возрастают на 30-40 %, что свидетельствует о возникновении перегрузки тканей пародонта.

Ключевые слова: метод конечных элементов, подвижность зубов, геометрическая модель, пародонтит

Summary

Aim. Study of teeth mobility and contact stresses in the "tooth-periodont" system with normal and reduced height of alveolar bone, when occlusive forces on the teeth are exposed. Materials and methods. The article presents the results of a 3D final-element model «teeth-periodontium» analysis computed tomogram of left half mandible of patient N in the ANSYS programm. Results. Resorption of alveolar bone at the early stage of periodontal diseases leads to an increase in tooth mobility by almost three times compared to the physiological norm, and the contact stresses at the tooth root – periodontal interface increase by about 10-20%. Conclusions. The increase in the load on periodontal complex of tissues is determined not by maximal movement of the entire tooth, but only by the part that contacts with the periodontium. These movements increase by 30-40% what indicates the occurrence of overload of periodontal tissues.

Key words: final-element model, tooth mobility, geometric model, periodontitis

Введение

Пародонтальная связка и костная ткань альвеолы своей опорной функцией надежно защищают зуб от негативного воздействия окклюзионных нагрузок. Их уникальным свойством является способность адаптироваться к изменяющимся в течение жизни условиям окклюзии вследствие потери части зубов, ортопедического и ортодонтического лечения, а также ряда других факторов.

[1, 15]. Более того, физиологическая подвижность зубов, возникающая под воздействием окклюзионной нагрузки, оказывает благоприятное действие на ткани пародонтального комплекса [1], так как является неотъемлемой частью процесса их трофики.

Снижение высоты костной ткани альвеолы, вызванное воспалительным процессом при пародонтите, а также дефекты зубного ряда, приводящие к значитель-

ным морфологическим и функциональным изменениям в зубочелюстной системе за счет увеличения нагрузки на оставшиеся зубы, приводят к перегрузке пародонта и формированию вторичной травматической окклюзии. В результате воздействия чрезмерной нагрузки на зуб возникает окклюзионная травма, которая будет возрастать по мере прогрессирования процессов деструкции над регенерацией тканей пародонта. Увеличивающаяся травма выражается в расширении периодонтальной щели и нарастающей резорбции костной ткани альвеолярного отростка. Это ведет к увеличению перегрузки оставшихся опорных тканей, ускорению процесса разрушения и в конечном итоге к появлению подвижности и утрате зуба. С точки зрения механики описанный процесс можно характеризовать как потерю устойчивости динамического равновесия зуба [9, 10, 13].

Влияние окклюзионной нагрузки на ткани пародонтального комплекса и костную ткань альвеолы как в норме, так и в условиях прогрессирующего пародонтита было изучено в экспериментах на животных [12, 16], а затем и в ходе клинических исследований [2, 4, 5, 8].

В последнее время для анализа влияния сил, действующих на зубы и ткани пародонта, все чаще используются компьютерные модели, основанные на применении метода конечных элементов (МКЭ) [1,4,5,6,8,9,10,13,14,17]. Частотный конечно-элементный анализ системы «зуб-пародонт» позволяет оценить устойчивость равновесия этой системы [17].

Важной задачей комплексного лечения пародонтита, в частности его ортопедического этапа, является перераспределение функциональных нагрузок [1] и улучшение гемодинамики тканей пародонта путем использования не жестких шинирующих конструкций и сохранения подвижности зубов на уровне физиологической. Принципиален факт, свидетельствующий о том, что достаточно жесткое воздействие шинирующей конструкции на ткани пародонта может привести к отрицательной динамике патологического состояния. Таким образом, актуально определить границу между положительным и отрицательным воздействиями окклюзионной нагрузки, чтобы в ходе ортопедического лечения сохранить подвижность зубов, обеспечивающую стабильную гемодинамику. С этой целью в данной работе с помощью МКЭ, включенного в пакет ANSYS, исследована подвижность зубов и величина контактных напряжений в системе «зуб-пародонт» в норме и при пародонтите легкой степени тяжести.

Материалы и методы

Геометрические модели зубов и пародонтальная связка левой половины нижней челюсти (рис.1) были получены путем обработки данных конусно-лучевой компьютерной томограммы (КТ) пациентки с установленным диагнозом «хронический генерализованный пародонтит легкой степени тяжести».

С использованием полученных значений (табл.1) задавались высота костной ткани альвеолы в норме и при патологии.

В ходе исследований зарубежных ученых было выявлено, что с точки зрения механики периодонтальная связка представляет собой вязко-упругое тело [16,17]. Анализлируемые нами изменения в пародонте, вызванные окклюзионной нагрузкой при пародонтите, являются длительными, следовательно, эффектами вязкости можно пренебречь и считать пародонт упругим телом. Средний модуль упругости твердых тканей зуба в четыре раза больше модуля упругости пародонта, поэтому зубы и альвеолярную кость можно рассматривать как абсолютно твердые тела. Для удобства проведения численных расчетов предполагалось, что зуб является деформируемым упругим телом, а альвеолярная кость - абсолютно твердым. Принятые значения Модуля Юнга для пародонта составили 0.68 (МПа), коэффициент Пуассона - 0.49, для твердых тканей зуба Модуль Юнга приняли 20000 (МПа), коэффициент Пуассона - 0.3.

Влияние окклюзионных сил на подвижность зуба и его давление на пародонт анализировалось отдельно для вертикальных и горизонтальных составляющих. Вертикальные силы направлялись по оси зуба (рис.1), а горизонтальные - в вестибуло -оральном направлении (рис.1). Суммарную величину вертикальной нагрузки приняли равной 160 Н - среднестатистическому значению жевательной нагрузки в положении центральной окклюзии [4,5]. Ее распределение по отдельным зубам задавали с учетом отсутствия восьмых зубов в соответствии с работой Дударя О.И. [11]. Значения горизонтальных окклюзионных сил принимались равными половине значений вертикальных для жевательных зубов и трети значений - для фронтальных зубов на основании анализа формы кромки зубов [7].

Результаты и обсуждение

Расчеты выполнялись с помощью МКЭ, встроенного в пакет «ANSYS». Проведен анализ величины подвижности (смещения) зубов при воздействии вертикальных и горизонтальных окклюзионных сил [3], а также напряжений, возникающих на поверхности контакта корня зуба и пародонта. В табл. 2-3 представлены максимальные значения этих величин для четырех вариантов расчета.

Полученные данные позволяют сделать вывод, свидетельствующий, что наименьшие максимальные смещения зубов (13-47мкм) возникают в случае действия вертикальных сил при интактном пародонте. Горизонтальные силы увеличивают смещения в диапазоне от 1,4 до 1,7 раза. Снижение уровня альвеолярной кости при генерализованном пародонтите легкой степени тяжести приводит к возрастанию подвижности зубов в 1,6-1,7 раза при действии вертикальных сил и в 1,6-2,6 раза при действии горизонтальных сил.

Данные табл. 2-3 демонстрируют, что при нормальной высоте костной ткани максимальные контактные напряжения, вызываемые вертикальными силами (0,41-0,96 МПа), в случае действия горизонтальных сил незна-

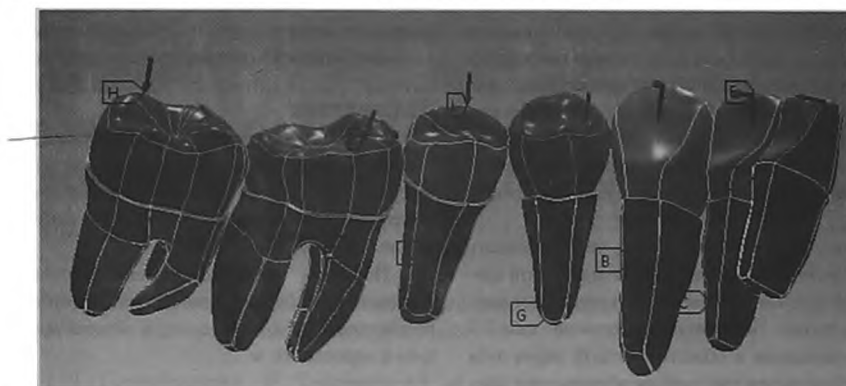


Рис.1 Геометрические модели зубов и периодонта левой половины нижней челюсти: H, I, J, E – области задания силовых граничных условий; F, G, B, C, D-области задания нулевого перемещения.

Таблица 1. Средние размеры пародонтальной связки в норме и при генерализованном пародонтите легкой степени тяжести

номер зуба	1	2	3	4	5	6	7
норма (мм)	8.55	10.32	10.47	8.73	8.89	13.25	10.15
патология (мм)	6.62	8.7	7.47	6.67	7.69	8.6	8.97

Таблица 2. Смещение и напряжения под действием вертикальных и горизонтальных сил при интактном пародонте

Номер зуба	1	2	3	4	5	6	7
Показатели при воздействии вертикальных сил							
Общее максимальное смещение зуба (мкм)	30.6	28.7	46.5	26.0	14.8	8.6	4.1
Максимальное общее смещение на корне зуба (мкм)	24.1	21.5	38.0	22.1	13.4	7.7	3.6
Максимальное общее контактное напряжение на корне зуба (МПа)	0.594	0.431	0.960	0.578	0.405	0.350	0.160
Показатели при воздействии горизонтальных сил							
Общее максимальное смещение зуба (мкм)	37.9	36.3	82.3	37.7	17.5	7.3	5.6
Максимальное общее смещение на корне зуба (мкм)	34.3	16.0	39.0	28.3	7.5	5.0	2.4
Максимальное общее контактное напряжение на корне зуба (МПа)	0.746	0.169	0.827	0.406	0.180	0.150	0.210

Таблица 3. Смещения и напряжения под действием вертикальных и горизонтальных сил при снижении уровня костной ткани при пародонтите легкой степени тяжести

Номер зуба	1	2	3	4	5	6	7
Смещения и напряжения под действием вертикальных сил							
Общее максимальное смещение зуба (мкм)	49.9	38.3	63.9	42.5	20.6	8.9	4.2
Максимальное общее смещение на корне зуба (мкм)	30.2	25.0	45.0	29.4	16.5	8.8	4.1
Максимальное общее контактное напряжение на корне зуба (МПа)	0.651	0.457	1.04	0.645	0.487	0.802	0.170
Смещения и напряжения под действием горизонтальных сил							
Максимальное общее смещение на корне зуба (мкм)	83.5	62.2	132	119	47	12.0	10.7
Максимальное общее контактное напряжение на корне зуба (МПа)	54.4	25.0	46.0	45.2	19.2	7.5	4.1
Общее максимальное смещение зуба (мкм)	0.901	0.268	0.981	0.68	0.42	0.250	0.445

чительно убывают (0,18-0,83 МПа). Снижение высоты альвеолярной кости приводит к возрастанию контактных напряжений в 1,1 раза при действии вертикальных сил (0,46-1,04 МПа) и в 1,2 -1,5 раза при действии горизонтальных сил (0,27-0,98 МПа). Это свидетельствует о том, что при генерализованном пародонтите даже легкой степени тяжести уже возникает перегрузка периодонта зубов.

Полученные результаты показали, что оценивать максимальное смещение следует в области контакта корня зуба и пародонта, так как именно оно порождает максимальное контактное напряжение. Согласно табл.2-3 максимальные смещения в области контакта корня зуба и периодонта изменяются следующим образом: при нормальной высоте периодонта и вертикальных силах они лежат в пределах 13-38 мкм. При действии вертикальных сил они практически не увеличиваются (8-39 мкм). Снижение высоты альвеолярной кости вызывает увеличение этих смещений в 1,2-1,3 раза для вертикальных сил (17-45 мкм) и в 1,4-2 раза для горизонтальных сил (19-54 мкм). Таким образом, поведение максимального смещения в об-

ласти контакта корня зуба и периодонта коррелирует с поведением максимального контактного напряжения.

Заключение

С помощью пакета ANSYS получены результаты величины смещения зубов и напряжения в системе «зуб – периодонт» при нормальной и сниженной высотах альвеолярной кости при действии вертикальных и горизонтальных окклюзионных сил.

Показано, что определяющей в оценке степени функциональной перегрузки периодонта зуба является не подвижность зуба, а смещения в области контакта корня зуба и периодонта. ■

Е.П. Рогожникова - аспирант кафедры ортопедической стоматологии ФГБОУ ВО «Пермский государственный медицинский университет им. академика Е.А. Вагнера». Автор, ответственный за переписку: Рогожникова Евгения Павловна, 614095 Пермский край, г. Пермь, ул. Капитана Гастелло, д.10 кв. 82, Тел. 89922300063, rogozhnikova_ep@mail.ru

Литература:

1. Абсахаров С.И., Алимовский А.В., Антоных М.М., Арутюнов А.С., Арутюнов С.Д., Асташина Н.Б., Бобринская И.Г., Брагин Е.А., Вагнер В.Д., Войтыряк И.В., Вязьмин А.Я., Глебова А.Э., Дзарова М.А., Дубова Л.В., Емельянова Т.В., Жолудев С.Е., Жулев Е.Н., Золотницкий И.В., Зорин Н.А., Ибрагимов Т.И. и др. *Ортопедическая стоматология. Национальное руководство* //М.: ГЭОТАР-медиа, 2016; 214-226, 452-461, 661-674(In Russian).
2. Босыхов СМ, Моселати АФ, Юревич КС. Моделирование напряженно-деформированного состояния периодонтальной связки при начальных перемещениях корня зуба. *Вестник БГУ. Сер.1* 2015; 1: 84-89(In Russian).
3. Клиниберг И., Джагер Р. Окклюзия и клиническая практика// МЕДпресс-информ, 2008 Москва; 123(In Russian).
4. Лахов В.А., Асташина Н.Б., Сергеева Е.С., Мерзляков А.Ф., Байдаров А.А. Сравнительная оценка уровня функциональных нагрузок, развивающихся в эмали зубов при использовании различных типов спортивных зубных шин // *Российский журнал биомеханики*.2017;2:211-217 (In Russian).
5. Лахов В.А., Кучумов А.Г., Мерзляков А.Ф., Асташина Н.Б., Ожгихина Е.С., Тротин В.А. Экспериментальное исследование материалов новой конструкции спортивной зубной шины // *Российский журнал биомеханики*. 2015;4: 409-420(In Russian).
6. Няшин Ю. И., Рогожников Г. И., Рогожников А. Г., Никитин В. Н., Асташина Н. Б. Биомеханический анализ зубных имплантатов из сплава титана и диоксида циркония 2012;1: 102-109(In Russian).
6. Ряховский АН, Хлопова АМ. Биомеханика шинирования зубов (обзор литературы). *Панорама ортопед. Стоматологии*. 2004; 1: 18-28(In Russian).
7. Тротин В.А., Лахов В.А., Старкова А.В., Асташина Н.Б. Биомеханический анализ мостовидного протеза для замещения дефектов зубного ряда, осложненных вторичными деформациями // *Российский журнал биомеханики*. 2015;2: 177-185(In Russian).
8. Begum MS, Dinesh MR, Tan KFH, Jairai V, Khalid KM, Singh VP. Construction of a three-dimensional finite element model of maxillary first molar and it's supporting structures. *J Pharm Bioallied Sci* 2015; 7(Suppl 2):443-450.
9. Chen YC, Tsai HH. Use of 3D finite element models to analyze the influence of alveolar bone height on tooth mobility and stress distribution. *J Dental Sci* 2011;6: 90-94.
10. Dudar OI, Kosterina IP, Mayorova LV, Fateeva NA. Distribution of Masticatory load over Dental arch during central occlusion. *Russ J Biomech* 2009; 13(3): 56-62
11. Ericsson I , Lindhe J Effect of long standing jiggling on experimental periodontitis in the beagle dog. *J Clin Periodontol* 1982;9: 497-503.
12. Geramy A, Faghihi S. Secondary trauma from occlusion: three-dimensional analysis using the finite element method. *Quintessence international*. 2004;November: 835-843.
13. Kalachev YS, Ralev RD, Iordanov P I. Finite element tension analysis of the supporting tissues of a maxillary canine. *Folia medica* 2001;43(1-2):105-108.
14. Nyashin MY, Pechenov VS, Rammerstorfer FG. Determination of optimal orthodontic forces. *Russ J Biomech*, 1997;1: 84-96.
15. Perrier M, Polson A. The effect of progressive and increasing tooth hypermobility on reduced but healthy periodontal supporting tissues. *J Periodontol* 1982;53: 152-157.
16. Su MZ, Chang HH, Chiang YC, Cheng JH, Fuh LJ, Wang CY, Lin CP Modeling viscoelastic behavior of periodontal ligament with nonlinear finite element analysis. *J Dent Sci* 2013; 8: 121-128.