

Влияние механической нагрузки на ткани пародонта

Проф. А.Н. РЯХОВСКИЙ¹, проф. Н.К. ЛОГИНОВА, к.м.н. С.А. КОТЕНКО

Mechanical loading influence upon parodontal tissues

A.N. RYAKHOVSKY, N.K. LOGINOVA, S.A. KOTENKO

Центральный научно-исследовательский институт стоматологии и челюстно-лицевой хирургии, Москва

Ключевые слова: механическая нагрузка, пародонт.

Key words: mechanical loading, parodontal tissues.

Периодонтальные связки обеспечивают структурную, сенсорную и нутритивную поддержку нормальной функции жевания. Толщина периодонтальных связок пропорциональна испытываемым нагрузкам. Связки на 75% состоят из коллагеновых волокон, которые фиксируют зуб и адсорбируют приложенные к зубу силы, передавая их на альвеолярные отростки верхней и нижней челюстей и далее на весь череп. Периодонтальные связки имеют обильную сосудистую и нервную сеть, содержат проприорецепторы движения и пространственного положения, а также механорецепторы боли и давления.

По мнению большинства ученых [1, 24, 25, 39, 46], вязкоупругие свойства пародонта определяются способностью коллагеновых волокон и содержащихся в интерстициальной жидкости протеогликанов связывать и высвобождать воду. Согласно реологической модели Максвелла, разработанной S. Bien и H. Ayers в 1965 г. [13], в пародонте существуют 3 взаимодействующие жидкостные системы: 1-я — сосудистая, включающая кровеносные и лимфатические сосуды; 2-я — волокна и клетки пародонта; 3-я — интерстициальная жидкость, заполняющая пространство между клетками, волокнами, сосудами, зубом и костью. Протеогликаны, основной структурно-функциональной единицей которых являются гликозаминогликаны, образуют двухфазную среду с водой; их структура может меняться в зависимости от степени сжатия, что в свою очередь сказывается на макромеханических свойствах молекул [44]. Коллагеновые волокна обеспечивают упругие свойства периодонтальных связок при растяжении. Зависимость их деформации от напряжения приблизительно описывается кубической функцией $y=x^3$ (тогда как вязкий компонент — функцией кубического корня $y=x^{1/3}$) [55].

Согласно ранним исследованиям S. Bien [12], интерстициальная жидкость рассеивает часть сил, действующих на зуб. В начальную фазу нагрузки жидкость из внеклеточного пространства переходит в сосуды, и поведение пародонта зависит от сосудистого компонента ткани. Более поздние эксперименты *in vivo* с помощью лазерной

системы регистрации показали, что в начальной фазе смещения периодонтальные связки демонстрируют чисто эластические свойства [28]. Во второй фазе движение зуба обусловлено растягиванием коллагеновых волокон и констрикцией кровеносных сосудов периодонтальных связок [56], что соответствует вязкоупругому поведению [28].

В нескольких экспериментальных исследованиях смещение одно- и многокорневых зубов было описано 2 линейными участками [51, 52, 57, 58, 64]; при этом характер вязкоупругих свойств периодонтальных связок одно- и многокорневых зубов совпадает [64].

H. Muhlemann [45] описал смещение зуба при действии аксиальных сил 3 линейными компонентами, соответствующими начальной (0–1 N), промежуточной (1–15 N) и окончательной (>15N) составляющими. Такие же зависимости, но примерно с 10-кратной большей амплитудой смещения, были получены для горизонтальных нагрузок [47, 50].

K. Korber и E. Korber [34] выявили 4 фазы физиологической реакции пародонта на действие горизонтальной нагрузки. 1-я фаза обусловлена перераспределением внутрисосудистой жидкости и смещением содержимого пародонта. 2-я фаза характеризуется переориентацией периодонтальных волокон и их готовностью к напряжению. В то же время происходит компрессия содержимого пародонта, приводящая к более высокому давлению интерстициальной жидкости по сравнению с давлением в сосудах. В 3-й фазе возникает упругая деформация альвеолы и окружающей костной ткани. В 4-й фазе деформируется дентин зуба.

Эксперименты с использованием различных методов регистрации и математические расчеты с помощью модели конечных элементов показывают, что при горизонтальной нагрузке наибольшее напряжение испытывают связки пришеечной области [10, 28, 41, 62, 64]. Напряжение уменьшается в районе центра вращения зуба и несколько повышается по мере приближения к апексу, при этом оставаясь в 2–5 раз ниже, чем в пришеечной области. В окружающей связке костной ткани напряжение

оказывается меньше, чем в связках, по крайней мере в 35 раз [28].

При снижении высоты альвеол и сокращении площади периодонта величина напряжения при неизменной нагрузке увеличивается почти прямо пропорционально [29, 36] и соответственно уменьшается и адаптационно-компенсаторный потенциал опорного аппарата зуба.

Структурная и метаболическая стабильность периодонтальных связок и альвеолярной кости зависит от механической стимуляции этих тканей, вызываемой напряжениями сжатия и растяжения [7].

Этот принцип хорошо известен в ортопедии и называется законом Вольфа, который кратко формулируется фразой «форма следует за функцией» [6]. Еще в 1892 г. Ю. Вольф показал, что структура костной ткани зависит от характера и силы механического воздействия, и предложил теорию патогенеза деформации кости, обосновав правила лечения переломов и ранений костей.

В 60-е годы XX века Г. Фрост сформулировал теорию механостата, сравнив запуск процессов моделирования и резорбции кости с работой термостата, который включается на нагрев или охлаждение при достижении определенной температуры окружающей среды [20, 21]. Согласно его теории, существуют 4 интервала механической адаптации костной ткани: недостаточная нагрузка, физиологическая нагрузка, перегрузка и патологическая перегрузка. Так, для кортикальной ламеллярной кости молодого взрослого примата микродеформации ниже 50—100 μe^1 (что соответствует нагрузке 1—2 МПа, или 0,1 кг/мм²) приводят к активации процессов ремоделирования из-за недостаточности нагрузки. Минимально эффективное растяжение (*minimum effective strain* — MESm), необходимое для запуска моделирования костной ткани, составляет около 1000—1500 μe (нагрузка примерно в 20 МПа, или в 2 кг/мм²). Порог патологической перегрузки (MESp) составляет примерно 3000 μe (60 МПа, или 6 кг/мм²); при деформациях выше этой величины резорбция начинает превалировать над процессами моделирования [19].

В недавнем обзоре под названием «Новые данные по физиологии кости от 2003 г. и закон Вольфа для клиницистов» Г. Фрост [19] изложил свою теорию в свете новых представлений о метаболизме костной ткани и подчеркнул ее значение для ортодонтии и стоматологической имплантологии.

Следует отметить, что в последнее время в связи с широким распространением компьютерного моделирования, позволяющего довольно точно рассчитать нагрузки на костную ткань, закон Вольфа и теория Фроста все чаще цитируются и используются в стоматологической литературе как для расчетов ортодонтических нагрузок [15, 43], так и для биомеханической оптимизации зубных имплантатов [3—5, 22].

Периодонт в свою очередь не только служит средством передачи механической нагрузки с зуба на альвеолярный гребень, но и является активным участником моделирования костной ткани в ответ на силовое воздействие [42]. Эксперименты *in vitro* на периодонтальных связках позволили S. Kimoto и соавт. [31] прийти к выводу, что «клетки периодонтальных связок синтезируют и секретируют молекулы, служащие аутокринными и паракринными факторами, влияющими на ремоделирование кости и резорбцию корней, а уровень синтеза этих факторов меняется в зависимости от величины механической нагрузки».

В ряде экспериментов [37, 48, 53, 63] в периодонтальных связках обнаружены популяции клеток, демонстрирующих классические остеобластные свойства. В других публикациях [23, 30, 54] предполагается, что пародонт содержит субпопуляции клеток, которые могут либо подавлять, либо стимулировать минерализацию тканей, при этом число остеокластоподобных клеток в периодонтальных связках было выше в зонах компрессионных ортодонтических нагрузок, а в зонах растяжения их было достоверно меньше.

I. Binderman и соавт. [14] высказали гипотезу «снятия нагрузки» (*strain relaxation*), согласно которой резкое падение механической нагрузки на фибробласты, расположенные между коллагеновыми волокнами периодонтальных связок, служит основным триггером резорбции альвеолярной кости при пародонтите.

В опытах *in vitro* обнаружено, что организация коллагеновых волокон периодонтальных связок тесно связана с характеристиками внешних сил [33]. В ответ на механическую нагрузку в фибробластах происходит активация чувствительных к растяжению ионных каналов и повышение концентрации внутриклеточного кальция. Это приводит к изменениям процесса полимеризации актиновых волокон [49], фибробласты приобретают веретенообразную форму, а компоненты их цитоскелета (включая микротрубочки и актиновые филаменты) располагаются перпендикулярно направлению силы [16, 17]. Долговременные эффекты на механическую нагрузку могут включать стимуляцию деления клеток пародонта [32], усиление синтеза коллагена и фибронектина [26].

Кроме того, механическая нагрузка стимулирует синтез остеопротегерина в клетках пародонта [59], кальцийсвязывающего белка S100A4 и β -актина [18].

В экспериментах *in vitro* удалось продемонстрировать разнонаправленное действие нагрузки на метаболические процессы в периодонте. Остеобластоподобные клетки периодонтальных связок в ответ на силовое воздействие могут синтезировать цитокины, вызывающие резорбцию костной ткани. При этом незначительная деформация растяжения оказывает противовоспалительное действие, а сильная — провоспалительное и катаболическое [8]. Общим внутриклеточным сигнальным путем для торможения и активации провоспалительных генов оказывается ядерный фактор каппа-В (NF- κ B), участвующий в регуляции транскрипции этих генов. Сильная деформация клетки активирует интерлейкин-1 β (ИЛ-1 β), который вызывает деградацию NF- κ B, а слабая деформация действует как потенциальный антагонист ИЛ-1 β . Таким образом, инактивация ИЛ-1 β приводит к подавлению синтеза металлопротеиназ MMP-1, MMP-3 и ИЛ-1 β -зависимой циклооксигеназы-2 (играющих важную роль в деградации внеклеточного матрикса), блокирует ИЛ-1 β -зависимое торможение синтеза остеокальцина и щелочной фосфатазы [38].

Представленные данные подтверждают высказанное ранее мнение о том, что механическая нагрузка в пределах физиологических границ способствует нормализации обмена веществ, стимулирует процессы роста, развития и сохранения структуры тканей пародонта [2].

¹ Единицы микродеформации — *microstrain*; 100 единиц микродеформации соответствуют 0,1% растяжению или укорочению кости; перелом кости происходит при 25 000 μe , или 2,5% растяжении или укорочении кости [19].

Исходя из этого, многие специалисты считают целесообразным жесткое фиксирование подвижных зубов при удовлетворительной активности репаративных процессов в пародонте и рекомендуют при шинировании травмированных зубов сохранять физиологическую подвижность для ускоренного заживления периодонтальных связок [27, 60, 61]. Как показали экспериментальные исследования [9, 35, 39] на приматах, сохранение некоторой

подвижности зубов стимулирует регенерацию пародонта и препятствует дентоальвеолярному анкилозу; волокна периодонтальных связок при этом лучше организованы. В исследовании О. Ваусс и соавт. [11] при аутоотрансплантации третьих моляров у людей жесткая и продолжительная фиксация достоверно коррелировала с усилением анкилоза и некрозом пульпы.

ЛИТЕРАТУРА

1. *Гинали П.В.* Патогенетические механизмы нарушений амортизирующей функции пародонта в биомеханических системах зуб (имплантат) — челюсть и их практическое значение: Автореф. дис. ... д-ра мед. наук. М 2001;49.
2. *Каламкар Х.А.* Патогенез и принципы лечения функциональной перегрузки пародонта. *Стоматология* 1995;3:44—51.
3. *Корякин Г.Н.* Клинико-рентгенологическое и биомеханическое обоснование применения оссеоинтегрированных имплантатов у больных с потерей зубов: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. Н.Новгород 1997;197.
4. *Матвеева А.И., Гветадзе Р.Ш., Хачидзе К.Д., Захаров К.В.* Биомеханические подходы к протезированию в дентальной имплантологии. *Рос вестн дент имплантол* 2003;1:34—37.
5. *Матвейчук И.В.* Структурно-функциональная адаптация костной ткани как композита с учетом видовых, возрастных и функциональных особенностей: Автореф. дис. ... д-ра биол. наук. М 1998;49.
6. *Пикалюк В.С., Мостовой С.О.* Современные представления о биологии и функции костной ткани. *Таврич медико-биол вестн* 2006;9:3:1:186—194.
7. *Шварц А.Д.* Биомеханика и окклюзия зубов. М: Медицина 1994;203.
8. *Agarwal S., Long P., Seyedain A. et al.* A central role for the nuclear factor- κ B pathway in anti-inflammatory and proinflammatory actions of mechanical strain. *FASEB J* 2003;17:8:899—901.
9. *Anderson L., Lindskog S., Blomlof L. et al.* Effect of masticatory simulation on dentoalveolar ankylosis after experimental tooth replantation. *Endod Dent Traumatol* 1985;1:13—16.
10. *Asundi A., Kishen A.* A strain gauge and photoelastic analysis of in vivo strain and in vitro stress distribution in human dental supporting structures. *Arch Oral Biol* 2000;45:7:543—550.
11. *Bauss O., Schilke R., Fenske C. et al.* Autotransplantation of immature third molars: influence of different splinting methods and fixation periods. *Dent Traumatol* 2002;18:6:322—328.
12. *Bien S.M.* The mechanism of tooth movement: an investigative approach. *N Y J Dent* 1966;36:6:191—192.
13. *Bien S.M., Ayers H.D.* Responses of rat maxillary incisor to loads. *J Dent Res* 1965;44:5:17—520.
14. *Binderman I., Bahar H., Yaffe A.* Strain relaxation of fibroblasts in the marginal periodontium is the common trigger for alveolar bone resorption: A novel hypothesis. *J Periodontol* 2002;73:10:1210—1215.
15. *Cattaneo P.M., Dalstra M., Melsen B.* The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *J Dent Res* 2005;84:5:428—433.
16. *Chen X., Hu J., Ma J. et al.* Effects of tensile strain and loading time on the shape and cytoskeleton of the human periodontal ligament fibroblast measured by confocal laser scanning microscopy and immunity fluorescence technique. *Sheng Wu Yi Xue Gong Cheng Xue Za Zhi* 2003;20:3:439—442.
17. *Chiba M., Mitani H.* Cytoskeletal changes and the system of regulation of alkaline phosphatase activity in human periodontal ligament cells induced by mechanical stress. *Cell Biochem Funct* 2004;22:4:249—256.
18. *Duarte W.R., Mikuni-Takagaki Y., Kawase T. et al.* Effects of mechanical stress on the mRNA expression of S100A4 and cytoskeletal components by periodontal ligament cells. *J Med Dent Sci* 1999;46:3:117—122.
19. *Frost H.M.* A 2003 update of bone physiology and Wolff's law for clinicians. *Angle Orthodont* 2004;74:3—15.
20. *Frost H.M.* *Mathematical Elements of Lamellar Bone Remodelling.* CC Thomas: Springfield 1964;127.
21. *Frost H.M.* The mechanostat: a proposed pathogenetic mechanism of osteoporoses and the bone mass effects of mechanical and nonmechanical agents. *Bone Miner* 1987;2:73—85.
22. *Genna F., Paganelli C., Salgarello S., Sapelli P.* Mechanical response of bone under short-term loading of a dental implant with an internal layer simulating the nonlinear behaviour of the periodontal ligament. *Comput Methods Biomech Biomed Eng* 2003;6:5—6:305—318.
23. *Giniger M.S., Norton L., Sousa S. et al.* A human periodontal ligament fibroblast clone releases a bone resorption inhibition factor in vitro. *J Dent Res* 1991;70:99—101.
24. *Grabec I., Grosej D.* Detection and prediction of tooth mobility during the periodontitis healing process. *Comput Methods Biomech Biomed Eng* 2003;6:5—6:319—328.
25. *Grodelj D., Grabec I.* Statistical modeling of tooth mobility after treating adult periodontitis. *Clin Oral Invest* 2002;6:28—38.
26. *Howard P.S., Kucich U., Taliwal R., Korostoff J.M.* Mechanical forces alter extracellular matrix synthesis by human periodontal ligament fibroblasts. *J Periodontol Res* 1998;33:500—508.
27. *Ingimarsson S., von Arx T.* A new splint technique in dental traumatology. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2002;112:12:1263—1273.
28. *Jones M.L., Hickman J., Middleton J. et al.* A Validated Finite Element Method Study of Orthodontic Tooth Movement in the Human Subject. *J Orthodont* 2001;28:1:29—38.
29. *Kalkwarf K.L., Krejci R.F., Pao Y.C.* Effect of apical root resorption on periodontal support. *J Prosthet Dent* 1986;56:317—319.
30. *Kawarizadeh A., Bourauel C., Zhang D. et al.* Correlation of stress and strain profiles and the distribution of osteoclastic cells induced by orthodontic loading in rat. *Eur J Oral Sci* 2004;112:2:140—147.
31. *Kimoto S., Matsuzawa M., Matsubara S. et al.* Cytokine secretion of periodontal ligament fibroblasts derived from human deciduous teeth: effect of mechanical stress on the secretion of transforming growth factor- β 1 and macrophage colony stimulating factor. *J Periodontol Res* 1999;34:5:235—243.
32. *Kletsas D., Basdra E.K., Papavassilou A.G.* Mechanical stress induces DNA synthesis in PDL fibroblasts by a mechanism unrelated to autocrine growth factor action. *FEBS Lett* 1998;430:358—362.
33. *Komatsu K., Yamazaki Y., Yamaguchi S., Chiba M.* Comparison of biomechanical properties of the incisor periodontal ligament among different species. *Anat Rec* 1998;250:408—417.
34. *Korber K., Korber E.* Kybernetisches model des parodontiums. *Parodontopathies* 1966;18:251—262.
35. *Kristerson L., Andearsen J.O.* The effect of splinting upon periodontal and pulpal healing after autotransplantation of mature and immature permanent incisors in monkeys. *Int J Oral Surg* 1983;12:239—249.
36. *Levander E., Malmgren O.* Long-term follow-up of maxillary incisors with severe apical root resorption. *Eur J Orthod* 2000;22:85—92.
37. *Lin W.L., McCulloch C.A., Cho M.I.* Differentiation of periodontal ligament fibroblasts into osteoblasts during socket healing after tooth extraction in the rat. *Anat Rec* 1994;240:492—506.
38. *Long P., Liu F., Piesco N.P. et al.* Signaling by mechanical strain involves transcriptional regulation of proinflammatory genes in human periodontal ligament cells in vitro. *Bone* 2002;30:4:547—552.
39. *Mandel U., Dalgaard P., Viidik A.* A biomechanical study of the human periodontal ligament. *J Biomechanics* 1986;19:637—645.
40. *Mandel U., Viidik A.* Effect of splinting on mechanical and histological properties of the healing periodontal ligament in the vervet monkey. *Arch Oral Biol* 1989;34:209—217.
41. *Mc Guinness N.J., Wilson A.N., Jones M.L., Middleton J.* A stress analysis of the periodontal ligament under various orthodontic loadings. *Eur J Orthod* 1991;13: 3:231—242.
42. *McCulloch C.A.G., Lekic P., McKee M.D.* Role of physical forces in regulating the form and function of the periodontal ligament. *Periodontology* 2000;24:56—72.

43. *Melsen B.* Tissue reaction to orthodontic tooth movement — a new paradigm. *Eur J Orthod* 2001;23:671—681.
44. *Mow V.C., Mak A.F., Lai W.M. et al.* Viscoelastic properties of proteoglycan subunits and aggregates in varying solution concentrations. *J Biomech* 1984;17: 238—325.
45. *Muhlemann H.R.* Periodontometry: A method for measuring tooth mobility. *Oral Surg* 1951;5:1220.
46. *Muhlemann H.R.* Tooth mobility. II. The role of interdental contact points and activation on tooth mobility. *J Periodontol* 1954;25:125—138.
47. *Muhlemann H.R.* Tooth mobility: a review of clinical aspects and research findings. *J Periodontol* 1967;38:6:Suppl:686—713.
48. *Nojima N., Kobayashi M., Shionome M. et al.* Fibroblastic cells derived from bovine periodontal ligaments have the phenotypes of osteoblasts. *J Periodontol Res* 1990;25:179—185.
49. *Pender N., McCulloch C.A.G.* Quantification of actin polymerization in two human fibroblast sub-types responding to mechanical stretching. *J Cell Sci* 1991;100:187—193.
50. *Picton D.C.A.* The effect of external force on the periodontium. *Biology of the periodontium*. Eds. A.H. Melcher et al. New York: Acad Press 1969.
51. *Pini M., Wiskott H.W.A., Scherrer S.S. et al.* Mechanical characterization of bovine periodontal ligament. *J Periodont Res* 2002;37:237—244.
52. *Poppe M., Bourauel C., Jäger A.* Determination of the material properties of the human periodontal ligament and the position of the centers of resistance in single-rooted teeth. *J Orofacial Orthopedics* 2002;64:358—370.
53. *Ramakrishnan P.R., Lin W.L., Sodek J., Cho M.I.* Synthesis of noncollagenous extracellular matrix proteins during development of mineralized nodules by rat periodontal ligament cells in vitro. *Calcif Tissue Int* 1995;57:52—59.
54. *Saito S., Rosol T.J., Saito M. et al.* Bone-resorbing activity and prostaglandin E produced by human periodontal ligament cells in vitro. *J Bone Miner Res* 1990;5:1013—1018.
55. *Sanctuary C.S., Wiskott A.H.W., Justiz J. et al.* In vitro time-dependent response of periodontal ligament to mechanical loading. *J Appl Physiol* 2005;99:2369—2378.
56. *Sasano T., Kuriwada S., Sanjo D. et al.* Acute response of periodontal ligament blood flow to external force application. *J Periodont Res* 1992;27:301—304.
57. *Siebers G.* The influence of the root geometry on initial tooth mobility: Thesis. Bonn: University 1999.
58. *Toms S.R., Lemons J.E., Bartolucci A.A., Eberhardt A.W.* Nonlinear stress-strain behavior of periodontal ligament under orthodontic loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;122:2:174—179.
59. *Tsuji K., Uno K., Zhang G.X., Tamura M.* Periodontal ligament cells under intermittent tensile stress regulate mRNA expression of osteoprotegerin and tissue inhibitor of matrix metalloproteinase-1 and -2. *J Bone Miner Metab* 2004;22:2:94—103.
60. *von Arx T.* Splinting of traumatized teeth with focus on adhesive techniques. *J Calif Dent Ass* 2005;33:5:409—414.
61. *von Arx T., Filippi A., Buser D.* Splinting of traumatized teeth with a new device: TTS (Titanium Trauma Splint). *Dent Traumatol* 2001;17:4:180—184.
62. *Wilson A.N., Middleton J., Jones M.L., Mc Guinness N.J.* The finite element analysis of stress in the periodontal ligament when subject to vertical orthodontic forces. *Br J Orthod* 1994;21:2:161—167.
63. *Yang Y.Q., Li X.T., Rabie A.B. et al.* Human periodontal ligament cells express osteoblastic phenotypes under intermittent force loading in vitro. *Front Biosci* 2006;11:776—781.
64. *Ziegler A., Keilig L., Kawarizadeh A. et al.* Numerical simulation of the biomechanical behaviour of multi-rooted teeth. *Eur J Orthodont* 2005;27:333—339.

Список авторефератов докторских и кандидатских диссертаций, поступивших в ФГУ «ЦНИИС и ЧЛХ Росмедтехнологий» в IV квартале 2009 г. Начало на с. 36

Терапевтическая стоматология

Никулина О.М. Применение обогащенной тромбоцитами плазмы, с остеопластическим материалом, в комплексном лечении пародонтита (экспериментально-клиническое исследование): Автореф. дис. ... канд. мед. наук. М 2009;24 с.

Северина Т.В. Эффективность применения поляризованного света в комплексном лечении хронического рецидивирующего стоматита и парестезии слизистой оболочки рта: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. Краснодар 2009;23 с.

СклярOVA О.И. Комплексная оценка состояния полости рта у детей с сахарным диабетом 1-го типа: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. Нижний Новгород 2009;24 с.

Скорова А.В. Клинико-лабораторная диагностика и лечение окклюзионных нарушений при воспалительных заболеваниях пародонта: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. М 2009;22 с.

Соснина Ю.С. Влияние окклюзионных факторов на формирование воспалительных локализованных процессов в тканях пародонта: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. Ст-Петербург 2009;21 с.

Таиров В.В. Клинико-экспериментальное обоснование применения современных стоматологических препаратов при лечении пульпита методом витальной ампутации: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. Краснодар 2009;21 с.

Тиунова Н.В. Оптимизация комплексного лечения красного плоского лишая слизистой оболочки полости рта: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. Нижний Новгород 2009;23 с.

Урясьева Э.В. Сравнительная клинико-цитологическая характеристика течения воспалительных процессов в пародонте на фоне травматической окклюзии: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. Ставрополь 2009;20 с.

Фарвазова Л.А. Клинико-экспериментальное обоснование применения препарата люцерны посевной в комплексном лечении хронического генерализованного пародонтита: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. Пермь 2009;22 с.

Хачатурян Э.Э. Клинико-патологическое обоснование применения биоактивного препарата «Фторapatит» в качестве лечебной прокладки при лечении кариеса дентина (клинико-экспериментальное исследование): Автореф. дис. ... канд. мед. наук. М 2009;21 с.

Черепанов А.Ю. Клинико-лабораторная оценка эффективности нового способа лечения хронического верхушечного пародонтита: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. Пермь 2009;21 с.

Шарапудинова М.Г. Эффективность комплексного лечения пародонтита с применением антибиотиков по результатам теста индивидуальной чувствительности микрофлоры: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. Махачкала 2009;23 с.

Янова Н.А. Экспериментально-клиническое обоснование применения радиохирургии и местной озонотерапии в комплексном лечении больных с предраковыми заболеваниями слизистой оболочки полости рта: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. Нижний Новгород 2009;22 с.

Продолжение на с. 82