

МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ
ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

*95 років кафедри терапевтичної
стоматології Харківського національного
медичного університету*

*140 років з дня народження її засновника,
професора Є.М. Гофунга*



**ПИТАННЯ
ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЇ
ТА КЛІНІЧНОЇ СТОМАТОЛОГІЇ**

*Збірник наукових праць
Випуск 12*

**МАТЕРІАЛИ НАУКОВО-ПРАКТИЧНОЇ КОНФЕРЕНЦІЇ З
МІЖНАРОДНОЮ УЧАСТЮ
«ГОФУНГОВСЬКІ ЧИТАННЯ»,
ПРИСВЯЧЕНОЇ 95-РІЧЧЮ КАФЕДРИ ТЕРАПЕВТИЧНОЇ
СТОМАТОЛОГІЇ ХАРКІВСЬКОГО НАЦІОНАЛЬНОГО МЕДИЧНОГО
УНІВЕРСИТЕТУ ТА 140-РІЧЧЮ З ДНЯ НАРОДЖЕННЯ ЇЇ
ЗАСНОВНИКА, ПРОФЕСОРА Є.М. ГОФУНГА
Харків 6-7 жовтня 2016 р.**

Харків
2016

УДК 616.31 (081/082)

ББК 56.6

В 74

Редакційна колегія: проф. Є.М. Рябокони (відповідальний редактор), ас. Б.Г. Бурцев (відповідальний секретар.), проф. С.М. Григоров, проф. Г.Ф. Катурова, проф. Р.С. Назарян, доц. В.В. Ніконов, д.мед.н. О.І. Постолак (Молдова), проф. Г.П. Рузін, проф. І.І. Соколова, д.мед.н. І.В. Янішен, д.мед.н. Г. Янужис (Літва)

Рецензенти: професор А.В. Самойленко – зав. каф. терапевтичної стоматології ДЗ «Дніпропетровська медична академія МОЗ України»; професор В.І. Гризодуб – зав. каф. ортопедичної стоматології та ортодонції дорослих Харківської медичної академії післядипломної освіти МОЗ України.

В74 Питання експериментальної та клінічної стоматології: Зб. науч. праць. – Вип. 12. /Редкол.: Є.М. Рябокони (відп. ред.) та ін.; МОЗ України, Харк. нац. мед. ун-т. – Харків: ХНМУ, 2016. – 462 с.

Затверджений та рекомендований до видання Вченою радою Харківського національного медичного університету (протокол № 11 від 22.09.2016 р.)

Збірка наукових праць присвячена 95-річчю кафедри терапевтичної стоматології Харківського національного медичного університету та 140-річчю з дня народження її засновника, професора Є.М. Гофунга. У ній представлені матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю «Гофунговські читання», присвяченої 95-річчю кафедри терапевтичної стоматології Харківського національного медичного університету та 140-річчю з дня народження її засновника, професора Є.М. Гофунга (6-7 жовтня 2016 р.). Збірка включає останні результати наукових досліджень по актуальних проблемах стоматології та щелепно-лицьової хірургії з різних країн. У випуск включені праці фахівців, які виконані на кафедрах стоматологічного профілю та суміжних дисциплін медичних ВНЗ і установ післядипломної освіти лікарів, а також в практичній охороні здоров'я. У них відбиті експериментальні, теоретичні і клінічні питання сучасної стоматології та щелепно-лицьової хірургії. Представлені роботи з питань профілактики, діагностики, лікування і реабілітації стоматологічних захворювань у дорослих і дітей; педагогіки, історії стоматології, медичного краєзнавства та огляди літератури.

Автори виражають подяку за допомогу в публікації збірки Харківський обласний осередок Асоціації стоматологів України (голова осередку – кандидат наук з держ. управління, доцент Н.М. Удовиченко)

УДК 616.31 (081/082)

ББК 56.6

© Харківський національний медичний університет, 2016

Сложная гистоархитектоника хода эмалевых призм обуславливает механическую прочность эмали зубов [1, 2, 11]. В процессе выполнения функции эмаль зубов подвергается внутренним напряжениям и деформациям, что обеспечивает ей механическую прочность и способствует адаптации к этим условиям. Нагрузка передается от кристаллов эмали гидроксиапатита на призму, затем через дентино-эмалевую границу на подлежащие морфологические структуры, обеспечивая тем самым компенсацию напряжений, не позволяющую разрушиться всей системе [3]. Это осуществляется за счет модуля упругости отдельных эмалевых призм, который зависит от ориентации кристаллов гидроксиапатита [8], наличия оболочки призм [12], плотности упаковки полос Гунтера Шредера в единице площади эмали [10].

Как видим, роль призм эмали в обеспечении гомеостаза ее механических свойств велика. Становится очевидным, что и ориентация самих призм должна влиять на особенности перераспределения напряжений в эмали при ее дефекте или после препарирования кариозных полостей.

Целью исследования явилось изучение напряжений в эмали при формировании эмалевого края кариозной полости с разным ходом призм.

Материал и методы. Исследование состояло из нескольких этапов. На первом строили объемные трехмерные твердотельные геометрические модели, отражающие строение интактного моляра нижней челюсти (контрольный образец), а также зубов с кариозными полостями I класса, восстановленных пломбами (исследуемый образец). В образцах формирование эмалевого края кариозной полости имитировали в трех вариантах: отвесные ящикообразные без скоса эмали, с внешним скосом, который пересекает призмы и внутренним скосом по ходу призм эмали. В качестве контроля служил интактный зуб. На основании рентгеновского снимка зуба с помощью компьютерной программы SolidWorks были построены твердотельные объемные модели отдельных компонентов системы «эмаль-реставрация». На втором этапе строили конечно-элементные модели, с помощью которых рассчитывали напряженность конструкции. Для этого их экспортировали в программный комплекс ANSYS Workbench 14.0. Необходимые сведения о физико-механических свойствах эмали, дентина и восстановительного материала (модуль Юнга, коэффициент Пуассона) для расчета напряженного состояния брали из открытых источников [5]. Количество конечных элементов и узлов определяли итеративно.

Для упрощения расчетов задавали следующие граничные условия: корневая часть исследуемой модели зуба жестко закреплена, все составляющие модели однородной структуры (изотропные), вертикальная однонаправленная нагрузка 100 МПа по центру зуба. Характеристику напряженного состояния и одновременный учет всех компонентов полей напряжений (нормальных и касательных) выражали через эквивалентные напряжения по Мизесу (von-Mises) в МПа.

Изучали напряжение в эмали интактного зуба, при сформированном крае эмали прямо отвесно, в виде обратного и прямого конуса.

Результаты и их обсуждение. В интактном зубе на жевательной поверхности напряжение в эмали топографически соответствует проекции фиссур моляров. Там возникает несколько полей напряжения, концентрически распространяющихся от максимальных значений в месте приложения нагрузки до минимальных к периметру от нее. Первое поле развивается в месте действия вертикальной нагрузки, напряжение максимальное - 74,2 МПа. Второе локализовано вокруг первого, прерывистое, доходит до основания скатов бугорков зубов, имеет меньшие значения напряжения - до 50 МПа. Показатели третьего поля, концентрически окаймляющего второе, уменьшаются до 25-30 МПа. Это напряжение распространяется по ходу фиссур к медиальному и дистальному валикам, вестибулярному и оральному краю окклюзионной поверхности, доходит до 1/3 высоты скатов бугорков. В области медиального и дистального края отмечаются отдельные очаги напряжения до 35 МПа. Четвертое поле напряжения равномерно окаймляет третье по всему периметру, распространяется до 1/2 высоты скатов бугорков и имеет самые низкие показатели - 10-20 МПа.

В зубах, где эмалевые края кариозной полости I класса сформированы отвесно, без скоса, призмы при препарировании все равно косо пересекаются, потому что в области фиссур они радиально расходятся от поверхности эмали вглубь. В зоне контакта реставрационного материала с краем эмали возникает наибольшее напряжение в ней – от 220,0 до 241,5 МПа, которое сохраняется и вокруг контакта (115,3-241,5 МПа). У основания скатов бугров напряжение в эмали снижается до 63,7-69,2 МПа. В нижней трети скатов вновь значения повышаются от 107,3 до 138,3, сохраняются в средней трети (115,3-138,3 МПа) и в верхней трети существенно снижаются (69,2-107,3), достигая минимального напряжения в области вершин бугров (53,7-69,2 МПа).

При сформированном крае эмали в виде обратного конуса пучки эмалевых призм срезаются по длиннику их хода, поэтому реставрационный материал контактирует с боковой поверхностью призм. В этих случаях в зоне контакта возникает наибольшее напряжение в поверхностной эмали (246,1-290,9 МПа), которое сохраняется и вокруг него (161,6-246,1 МПа). У основания скатов бугров оно рассеивается до 82,0-97,3 МПа и затем повышается в нижней трети скатов бугров (97,5-136,7). В средней, верхней трети скатов и на вершине бугров напряжение погашается до 54,7-82,0 МПа.

Наиболее благоприятное напряженное состояние в эмали возникает при формировании ее края в виде прямого конуса, когда призмы пересекаются поперечно своей осью. В месте контакта с реставрационным материалом в поверхностной эмали оно достигает пределов 121,6-162,1 МПа, постепенно снижаясь вокруг, у основания скатов, нижней, средней и верхней трети скатов бугров (81,1-121,6; 81,1-117,4; 70,4-121,6; 81,1-90,0; 70,4-81,1 МПа соответственно). Наименьшие значения напряжения отмечается в эмали на буграх зубов (40,5-81,1 МПа).

Таким образом, наибольшее напряжение возникает в эмали зуба, где зона контакта с реставрационным материалом представлена продольно расположенными призмами. Несколько меньшее напряжение - в эмали со скошенными призм-

мами. В эмалевом крае кариозной полости с поперечно или незначительно косо пересеченными призмами напряжение уменьшается в 1,5-2 раза. Интактная эмаль на поверхности имеет собственное напряжение в 1,6-3,3 раза меньшее от исследуемых образцов с разной ориентацией призм после препарирования.

Это обуславливается особенностями гистоструктуры эмалевых призм. Предполагается, что разное расположение кристаллов гидроксиапатита с различными углами наклона и трение между ними в призмах эмали ответственны за рассеивание напряжения [8]. Поэтому гораздо большее рассеивание энергии наблюдается в эмали с неравномерным расположением кристаллов [7]. Структура оболочек призм играет важную роль в определении механических свойств, а также локализованном разрушении эмали [9] и их наличие снижает напряжение в призмах [12]. На гашение возникшего напряжения в эмали оказывает влияние и плотность упаковки полос Гунтера-Шредера. Она выше в тех топографических зонах, где функциональные и окклюзионные нагрузки наиболее выражены (скаты и бугры боковых зубов) [10].

При наличии дефекта в зубе (кариозного или после препарирования) нарушается целостность всей этой структуры, обеспечивающей компенсаторно-приспособительные механизмы. Возникновение собственных напряжений в зубе после реставрации кариозных полостей приводит к образованию трещин дентина и эмали, нарушению краевого прилегания пломбы, рассасыванию и выпадению пломбирочного материала. После восстановления кариозной полости упругие характеристики реставрационного материала отличаются от упругих характеристик твердых тканей зуба, вокруг реставрации напряжения распределяются неравномерно, они концентрируются. В зоне контакта материала с краем эмали в ней возникают местные напряжения, более высокие по сравнению с номинальными [6].

Препарирование эмалевого края кариозной полости искусственно изменяет функциональное направление хода призм и, как следствие, изменяется рассеивание внутреннего естественного напряжения в них при окклюзионной нагрузке через реставрацию.

В интактном зубе первой механическое воздействие принимает на себя эмаль. Эмалевые призмы поверхностного слоя, лежащие вдоль поверхности эмали, уже частично распределяют нагрузку горизонтально. Далее часть нагрузки поглощают вертикально расположенные эмалевые призмы S-образной формы, сжимаясь подобно пружинам. Наконец, вдоль внутренней поверхности эмали призмы снова «ложатся» горизонтально, перераспределяя нагрузку вдоль эмалево-дентинного соединения [4].

В кариозной полости со сформированным эмалевым краем в виде обратного конуса, когда реставрационный материал контактирует с призмами по их боковой поверхности, механическая энергия передается на тело призм, где кристаллы гидроксиапатита расположены практически перпендикулярно к этой нагрузке и они не принимают участия в компенсации рассеивания напряжения. В данном случае вся концентрация напряжения возникает именно в зоне контакта боковой поверхности призмы с пломбирочным материалом.

Если край эмали сформирован с косо препарированными призмами, то

энергия напряжения, возникшего от одноосной окклюзионной нагрузки на пломбировочный материал, распределяется тангенциально к оси пересеченной призмы и дальнейшее гашение этого напряжения напоминает предыдущую ситуацию.

В случае поперечного пересечения призмы или близкое к нему, когда формируется эмалевый край кариозной полости I класса прямоконусно, одноосная окклюзионная нагрузка передает свою энергию по оси призмы и возникшее напряжение перераспределяется сначала на ориентированные вдоль призмы кристаллы гидроксиапатита, затем погашается межпризменным пространством (оболочкой призмы). В результате этого снижается напряжение в эмали, уменьшается ее деформация и предупреждается деструктивный процесс.

Выводы. Возникшее напряжение в эмали зуба при формировании кариозных полостей I класса по Блэку минимально при его попадании на физиологически ориентированный ход эмалевых призм, поперечно их оси. Это достигается формированием прямого конуса в эмалевом крае кариозной полости.

Литература. 1. Гемонов В.В. Гистоархитектоника эмали зубов человека / В. В. Гемонов, Г. В. Большаков, Б. Б. Цыренов // *Стоматология*. – 1998. – № 1. – С. 5-7. 2. Забуга В. І. Структурні особливості емалі та дентину зубів людини у віковому аспекті / Ю. І. Забуга, В. І. Струк, О. В. Біда // *Досягнення біології та медицини*. – 2012. – № 2(20). – С. 43-46. 3. Загорский В. А. Функционирование твердых тканей зуба. Часть III / В. А. Загорский, И. М. Макеева, В. В. Загорский // *Российский стоматологический журнал*. – 2014. – №1. – С. 12-15. 4. Радлинский С. Биомеханика зубов и реставраций / С. Радлинский // *ДентАрт*. – 2006. – № 2. – С. 42-48. 5. Ремизов С. М. Микромеханические характеристики реставрационных стоматологических материалов, эмали и дентина зубов человека / С. М. Ремизов // *Стоматология*. – 2001. – №4. – С. 28–32. 6. Трёхмерное математическое моделирование напряженно-деформированного состояния зуба и пломбы / Е. Ю. Шелковников, А. И. Кириллов, С. М. Ефремов, Т. Л. Рединова, А. А. Тимофеев, Т. Ю. Метелева // *Ползуновский альманах*. – 2014. – №2. – С. 54-58. 7. An B. Role of crystal arrangement on the mechanical performance of enamel / An B, Wang R, Zhang D. // *Acta Biomater*. – 2012. – Vol. 8(10). – P. 3784-3793. 8. Damage mechanisms in uniaxial compression of single enamel rods / An B., Wang R., Arola D., Zhang D. // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. – 2015. – Vol. 42. – P. 1-9. 9. Elastic modulus and stress-strain response of human enamel by nano-indentation / L. H. He, N. Fujisawa, M. V. Swain // *Biomaterials*. – 2006. – Vol. 27(24). – P. 4388–4398. 10. Hunter-schreger band patterns in human tooth enamel / Lynch C. D, O'Sullivan V. R., Dockery P., McGillycuddy C. T., Sloan A. J. // *J Anat*. – 2010. – Vol. 217(2). – P. 106-115. 11. Measurement of the microhardness and Young's modulus of human enamel and dentin using an indentation technique / N. Meredith, M. Sherriff, D.J. Setchell, S.A. Swanson // *Arch. Oral. Biol*. – 1996. – № 6. – P. 539-545. 12. Yoon Y. J. The reason why a sheath exists in enamel / Y. J. Yoon, I. -H. Kim, S.-Y. Han // *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*. – 2015. – Vol. 16(4). – P. 807-811.

Smeyanov Y.V.

THE EFFECT OF THE ORIENTATION OF PRISMS OF CARIOUS CAVITY EDGE ON STRESS DISTRIBUTION IN ENAMEL

Sumy State University, Ukraine

Under the functional load on teeth the surface enamel is exposed to internal stresses and deformations. Further, the load is transmitted to the prisms, and then is redistributed to the morphological structure of the tooth. In carious enamel on the edge of defect with filling material the orientation of prisms change, which leads to disruption of the internal stress distribution.

The aim of the research was to study the stresses in enamel in the formation of the edge of carious cavity with a different course of prisms.

Methods. The finite element models were built with computer simulation. In the center of the test tooth it was simulated the vertical unidirectional load of 100 MPa. It was calculated the tension in the enamel of intact tooth when the edge of the enamel was formed in the form of direct and inverse cone. The characteristic of

the stress state was expressed by the von Mises equivalent stress in MPa.

Results. In intact teeth in the place of vertical load the maximum stress of enamel (74.2 MPa) occurs. In the contact zone of the restorative material with the edge of the enamel in teeth where the enamel edge of I class carious cavity are formed vertically without skew, the maximum stress from 220.0 to 241.5 MPa occurs. When the edge of the enamel is formed in the form of an inverted cone the beams of enamel prisms are cut at their course so the restorative material contacts with the side surface of prisms, the maximum stress in the surface enamel occurs in the contact zone (246.1-290.9 MPa). The most favourable state of stress in the enamel occurs in the formation of the edges in the form of direct cone, when prisms intersect transversely -121.6-162.1 MPa.

Conclusions. The lowest stress, in the tooth enamel in the formation of I class Black cavities, occurs under the load on the physiologically oriented course of enamel prisms, transversely to their axis. This is achieved by the formation of a direct cone in the enamel edge of carious cavity.

Keywords: tooth enamel, stress in enamel, carious cavity, enamel prisms, enamel histology, finite element method.

УДК 616.311.2 + 616.314.17 – 008.6] – 085.27/.28

Сулим Ю.В.

ЗАСТОСУВАННЯ АНТИМІКРОБНОЇ КОМПОЗИЦІЇ З ХОНДРОЇТИН-СУЛЬФАТОМ У ЛІКУВАННІ ПАРОДОНТИТІВ

Львівський національний медичний університет ім. Данила Галицького, Україна

Вивчення літератури з проблеми медикаментозного лікування захворювань пародонту свідчить, що переважна більшість препаратів, які використовуються в пародонтології – це антимікробні, протизапальні препарати, антисептики [1]. Однак, застосування вказаних засобів часто не досягає бажаного клінічного ефекту. Так, наприклад, більшість відомих, антибіотиків не виявляє виразної бактерицидної дії на макрофлору порожнини рота, або дає тільки тимчасовий ефект, що припиняється швидко після відміни препарату, а протизапальні засоби мають властивість гальмувати репаративні процеси в тканинах [2].

Домогтись усунення сторонніх впливів протимікробних препаратів можна шляхом зниження їх терапевтичних концентрацій з одночасним збільшенням часу контакту з тканиною а також використанням інгредієнтів, здатних стимулювати процеси репаративної регенерації сполучної тканини. Висока біологічна активність та клінічна ефективність лікарських засобів пролонгованої дії відзначена в цілій низці досліджень. Огляд фахової літератури останніх років з проблеми вдосконалення технологій лікування запальних захворювань пародонта та слизової оболонки, свідчить, що кількість публікацій, присвячених клінічному застосуванню нових лікарських форм для терапії цих захворювань значно зросла. Це у значній мірі зумовлено успіхами хімії полімерів і впровадженням якісно нового типу лікарських засобів – стоматологічних лікувальних гелів і плівок, пролонгація дії яких досягається іммобілізацією діючих речовин на різноманітних полімерних носіях. Ці засоби місцевої дії забезпечують локальне і рівномірне вивільнення діючої речовини з лікарської форми, створюючи її високу