

туры тканей на их границах, например при переходе эмали в дентин, компактной костной пластинки в губчатую костную ткань и т. п.

Это подтверждает выдвинутое ранее положение о том, что модули упругости дентина и эмали корня зуба, внутренней кортикальной пластинки челюсти и губчатого вещества кости равны при определенных физиологических нагрузках, регулируемых нервными окончаниями пародонта. Только в этом случае нагрузка на эмаль зуба будет равномерно перераспределяться и гаситься в подлежащих и окружающих зуб тканях. Это предотвращает образование паразитарных, а затем и разрушающих напряжений и деформаций на границах между эмалью, дентином и другими структурами. Что касается коллагеновых волокон пародонта, то можно предположить, что материал, из

которого они состоят, по длине характеризуется переменным, плавно изменяющимся модулем упругости: в зонах взаимодействия волокон с цементом корня зуба и кортикальной пластинкой он принимает максимальные значения, а к середине длины уменьшается.

Исследование показало, что прочностные свойства твердых тканей зуба различаются в 7–10 раз, в то время как плотность этих тканей различается в 1,5–1,7 раза.

Список использованной литературы находится в руководствах: В.А. Загорский «Протезирование при полной адентии», «Частичные съемные и перекрывающие протезы»; Загорский В.А. и Т.Г. Робустова «Протезирование зубов на имплантатах»; Загорский В.А. «Окклюзия и артикуляция», «Перекрывающие протезы (overdentures)».

Поступила 11.09.12

© КОЛЛЕКТИВ АВТОРОВ, 2014

УДК 612.311.08

В.А. Загорский, И.М. Макеева, В.В. Загорский

ФУНКЦИОНИРОВАНИЕ ТВЕРДЫХ ТКАНЕЙ ЗУБА. ЧАСТЬ III

На основании результатов изучения физических и морфологических свойств (твердости и плотности) твердых тканей зуба рассмотрены вопросы передачи нагрузок от пищевого комка на твердые ткани зуба. Подобный подход позволяет судить об их совместной интеграции и работе в зубочелюстной системе.

Ключевые слова: эмаль; дентин; биомеханика; зубочелюстная система; напряжения; деформации.

V.A. Zagorskiy, I.M. Makeeva, V.V. Zagorskiy

FUNCTIONING OF THE HARD TISSUES OF THE TOOTH. PART III

Based on the study of physical and morphological quality (solidity and density) of hard dental tissues we consideres the problem of loads transfer from food lump to hard dental tissues. Thus it allows us to judge of their joint integration and work in maxillofacial system.

Key words: enamel; dentin; biomechanics; tooth-jaw system; stress; STRAIN.

В процессе онто- и филогенеза тканей зубочелюстной системы природой создан комплекс функционально ориентированных различных структурных элементов, позволяющий успешно пользоваться ими в течение многих лет.

При любой нагрузке в зубочелюстной системе включаются механизмы восприятия, перераспределения и компенсации напряжений и деформаций от эмали зуба до губчатого вещества челюстей и черепа. Нагрузка передается от кристаллов эмали гидроксипатита на призму, затем через дентиноэмалевую границу на дентин коронки и корня зуба, цемент корня, периодонт и костные структуры челюстей. На каждом морфологическом уровне действует новый оптимально устроенный механизм компенсации напряжений, не позволяющий разрушиться всей системе. Напряжения и деформации являются источником гомеостаза в зубочелюстной системе. Созданный природой набор белковых и минеральных компонентов зуба и окружающих его тканей, построенных особым образом, характеризуется многократным запасом прочности и ориентирован на работу в определенных пределах и регулируется нервно-мышечным аппаратом. Такое строение твердых тканей не позволяет при функциональной нагрузке на границах между отдельными

структурами твердых тканей зуба возникать и накапливаться паразитарным напряжениям, которые при определенных обстоятельствах могут привести к разрушению зубочелюстной системы.

Рассмотрим, какими средствами решается задача функционирования твердых тканей зуба. Эмаль зуба, созданная природой, по механическим характеристикам превосходит многие металлы. Знание ее свойств, как и других тканей зубочелюстной системы, важно при разработке материалов и технологий лечения, направленных на восстановление дефектов зубов и зубных рядов.

В работах L. Silverstone (1973), L. Kerobal и G. Daculsi (1976), L. Silverstone и J. Wefel (1981), L. Silverstone и соавт. (1991) показано, что длина кристалла эмали доходит до 160 нм. При поперечном сечении эмали кристаллы представляют собой шестигульники с соотношением продольных и поперечных размеров 2:1. Авторы считают, что поперечные размеры кристаллов могут доходить до 35–40 нм. Сложность определения размера кристаллов состоит в том, что получить точный срез эмали относительно его продольной оси практически невозможно. При разрезе под небольшим углом искажается вид кристалла и исчезают его продольные границы. Таким

образом, исходя из поперечных и продольных размеров кристаллов, приведенных в работах L. Silverstone и соавт. (1991), на каждом квадратном миллиметре площади эмали зуба находится около 20 000 кристаллов, объединенных между собой и собранных в виде эмалевых призм, являющихся основной структурной минеральной единицей, которая строит эмаль. Призматической формой можно объяснить плотное прилегание кристаллов друг к другу и высокую твердость этого природного материала. Призмы начинаются от эмалево-дентинной границы и доходят до поверхности эмали. По ходу они образуют волнообразные или S-образные изгибы, создавая чередование пучков поперечно и продольно ориентированных призм. Часто призмы располагаются одна над другой либо смещены относительно друг друга, при этом одна призма перекрывает две нижележащие (Боровский Е.В. и Леонтьев В.К., 1991; рис. 1 на вклейке).

Эмалевая призма может состоять из десятков и сотен тысяч кристаллов гидроксиапатита. Эмалевые призмы, идущие от эмалево-дентинной границы к поверхности эмали, изгибаются в виде S-образной пружины с наклоном призм от 25 до 45° к длинной оси зуба, что позволяет им компенсировать напряжения уже в самой эмали, причем ее поверхностный слой более минерализован, вследствие чего он может противостоять не только физической нагрузке, но также действию термических и химических факторов (Боровский Е.В. и Позюкова И.С., 1985; Speirs R., 1959). В призмах кристаллы ориентированы по-разному. Так, если в центральной части призмы направление большинства кристаллов совпадает с направлением призмы, то по периферии кристаллы ориентированы под небольшим углом к поверхности призмы. Во многих случаях кристаллы, переплетаясь, переходят в соседние призмы. Подобная ориентация кристаллов и призм, а также прочное соединение их в эмали зуба позволяют достаточно легко противостоять не только вертикальной нагрузке, но и нагрузке, направленной под углом к поверхности зуба. Отдельно взятый кристалл может выдерживать нагрузку только в вертикальном направлении в силу своего строения. При нагрузке, действующей под углом, отдельно взятый кристалл может переломиться. Важную роль в компенсации нагрузки играет межкристаллическое и межпризменное гидратное вещество эмали, которое вместе с кристаллами образует высокоорганизованный минеральный гетерогенный композитный материал в виде разноминерализованных слоев толщиной 0,05 мм, по механическим свойствам превосходящий многие металлы.

При осевой нагрузке на зуб кристаллы, образующие эмаль, плотно прижаты друг к другу боковыми поверхностями. Иными словами, на боковых поверхностях, как и в поперечном сечении кристаллов эмали, действуют сжимающие внутренние силы. Действие сил и морфологическое строение эмали направлены таким образом, что не позволяют эмали растрескиваться. Из анализа микростроения методом микро-рентгенографии зубов следует, что толщина эмали тем больше, чем больше сжимающие напряжения при нагружении зубов. Она максимальна в рабочей зоне (области бугорка и экватора моляра и режущей поверх-

ности резца) и плавно уменьшается в области шейки зуба (рис. 2 на вклейке). При этом нами определено, что плотность эмали в зоне окклюзионных контактов и экватора зуба на 30% меньше, чем в области шейки зуба, где определяется плотный гомогенный слой, что позволяет оптимально компенсировать сжимающую нагрузку. Оптимальной с точки зрения нагружения и системы крепления зуба в альвеоле является осевая сила. Ее приложению способствуют форма коронки и закругленный корень зуба. Резцы и клыки имеют заостренную форму, при которой усилия, развиваемые при жевании, прикладываются к верхней части по направлению к вертикальной оси зуба. Бугорки премоляров и моляров, если их рассматривать на вертикальном срезе (рис. 3 на вклейке), устроены аналогично режущей поверхности резцов и направлены под углом от 35 до 45° к вертикальной оси зуба. При размалывающих встречных движениях бугорки противоположных зубов верхней и нижней челюсти работают как резцы при откусывании пищи. Таким образом, конфигурация поверхностей смыкания коронковой части зубов обеспечивает перераспределение внешних сил и создание оптимальной картины их приложения по вертикальной оси зуба.

Эмаль устроена таким образом, что на ее поверхности расположен плотный гомогенный слой толщиной от 0,1 до 1,5 мм, выполненный из разноминерализованных, более плотных слоев кристаллических решеток апатитов толщиной до 0,05 мм, под которым находится более мягкий демпфер, а затем – дентин (рис. 4 на вклейке). Поверхностный плотный гомогенный слой эмали можно сравнить со льдом на поверхности пруда, который при определенной нагрузке может прогибаться, но не ломается. Сохранность эмали обеспечивают периодонтально-мышечные рефлексы, регулирующие нагрузки в полости рта. В основе их лежит генетически обусловленный механизм, который позволяет зубу как сформированной структуре активно противостоять нагрузкам, различающимся как по величине, так и по направлению. Нагрузки в итоге приводят к возникновению напряжений и деформаций в эмали, а затем в дентине и окружающих зуб тканях. Проведенные нами исследования показали, что для восприятия напряжений твердые ткани зуба организованы на ультра-, микро- и макроуровнях. Эмаль зуба представляет собой сложный гетерогенный композитный материал, способный противостоять любым нагрузкам, возникающим в процессе пережевывания пищи (рис. 5 на вклейке), степень организации эмали определяется функциональной нагрузкой. На наружной поверхности эмали толщиной от 0,1 до 1,5 мм находится плотный гомогенный слой, под которым располагается основной или базовый слой S-образно функционально ориентированных слоев разноминерализованных призм под углом от 20 до 45° относительно длинной оси зуба, компенсируя напряжения в эмали. Твердый слой эмали может прогнуться при значительной нагрузке в пределах 0,03–0,05%, менее минерализованный (базовый слой эмали) способен за счет разноминерализованных полос (линии Гюнтера–Шрегера) как принять, передать и компенсировать нагрузку в самой эмали, так и распределить ее на дентин.

Многие исследователи не рассматривали степень минерализации эмали с позиции биомеханики. Так, если бы эмаль была однородно минерализована на всю глубину (структурно организована), то она имела бы одинаковые механические и деформационные характеристики как самой эмали, так и дентина при передаче напряжений на дентин коронковой части зуба. Природа создала в самой эмали до 30 разноминерализованных слоев, а затем в дентине еще более мягкую разноминерализованную, в виде слоев, грубоволокнистую ткань, позволяющую перераспределять и компенсировать возникающие при пережевывании пищи напряжения и деформации как в эмали, так и в дентине. Это как при использовании сверла для пробивания железобетонных стен: готовится достаточно мягкое сверло, на конце которого незначительная по толщине победитовая или алмазная напайка. Такое сочетание позволяет экономить дорогостоящие материалы (алмаз, победит) и предотвращать процесс разрушения сверла, при этом все разрушающие напряжения и деформации, возникающие в алмазной или победитовой напайке на кончике сверла, гасятся в основной части сверла из мягкого материала. Так и в нашем случае: каждый прочный эмалевый кристалл размером $160 \times 40 \times 60$ нм со всех сторон окружен менее плотным, аморфным межкристаллическим материалом до 5 нм, позволяющим компенсировать напряжения в кристалле на ультрауровне. В свою очередь кристаллы организованы в призмы с межпризменным веществом. S-образная ориентация призм от дентиноэмалевой границы к гомогенному поверхностному слою эмали по направлению напряжений и деформаций, возникающих в эмали зуба под действием жевательной нагрузки (рис. 6 на вклейке).

Природа не может быть расточительной, поэтому на относительно мягкий дентин коронки и корня зуба «надет» очень прочный эмалевый колпачок. Он образован из кристаллического белково-минерального гетерогенного композитного волокнистого материала с различными физическими характеристиками и химическим составом, обеспечивающим достаточную прочность всей конструкции при восприятии жевательной нагрузки. Переплетения эмалевых кристаллов и призм с заполнением промежутков между ними более мягким гидратным веществом и их волокнистой ориентацией в виде разноминерализованных слоев в соответствии с нагрузкой создают возможность активной компенсации напряжений как на ультра-, так и на микроуровнях. Характерен пример с веником: каждую веточку легко сломать, однако весь веник обладает высокой прочностью. Постепенное уменьшение содержания апатитов от наружной поверхности эмали к дентину с одновременным переплетением эмалевых кристаллов и призм в соответствии с нагрузкой позволяет компенсировать напряжения со значительно более твердых участков эмали на дентин коронковой части зуба, не позволяя всей системе тканей разрушиться.

Значительная роль в компенсации напряжений в твердых тканях зуба отводится белковой части эмали и дентина. Органическая составляющая, или матрица, эмали представлена веществом органической природы, содержащим белки и углеводы, в которых в процессе развития осаждаются кристаллы апатитов.

R. Sundstrom (1966) получил органическую часть эмали, которая в виде волокнистой ленты располагалась вдоль поверхности кристалла. F. Smals (1975), исследуя деминерализованное вещество эмали, установил, что органический компонент эмали окружает каждый кристалл в виде спирали. При этом автор отмечает, что кристалл растет внутри белковой спирали, которая программирует его рост. Все вместе органические спирали формируют тончайшую армирующую сетку эмали зуба, которая также активно участвует в компенсации напряжений.

Ю.А. Петрович и соавт. (1979) создали функционально-молекулярную модель строения эмали. В основе формирования и построения эмали, по мнению авторов, лежит белковая матрица, функциональной единицей которой является кальцийсвязывающий белок, способный в нейтральной среде осаждаться в присутствии ионов Са в виде нерастворимого комплекса с кальцием (Леонтьев В.К. и Десятниченко К.С., 1976), образующего трехмерную белковую структуру. В последующем внутри белковой матрицы происходит рост кристалла.

Таким образом, природой на ультра- и микроуровнях запрограммирован механизм компенсации напряжений в эмали зуба, при котором каждый очень прочный кристалл эмали размером до $160 \times 40 \times 60$ нм окружен тончайшей белковой армирующей сеткой органических структур, пронизывающей всю эмаль. Кроме того, каждый кристалл покрыт оболочкой из менее плотного гидратного вещества толщиной от 2 до 5 нм, что позволяет эмали зуба активно воспринимать и компенсировать напряжения на ультрауровне.

Межклеточное вещество дентина состоит из кристаллов гидроксилатапата, характеризующегося значительными значениями плотности и твердости, обусловленными высокой степенью минерализации и необходимыми для компенсации напряжений, направленными от эмалевого колпачка на дентин коронковой части зуба, а затем и корня. В основе компенсаторного механизма в дентине лежат разноминерализованные кристаллы и коллагеновые фибриллы (волокна Корфа) в виде слоев толщиной от 0,05 до 0,5 мм, собранные в пучки и служащие линиями компенсации напряжений, которые можно сравнить с телебашней «Останкино», состоящей из бетонной оболочки с проходящими внутри нее предварительно напряженными (натянутыми) металлическими тросами, компенсирующими все напряжения, возникающие в бетонной оболочке, в нашем случае – эмали.

В процессе онто- и филогенеза твердых тканей зуба и окружающих его тканей природой был создан функционально ориентированный комплекс минеральных и белковых веществ, необходимый для противостояния физиологической нагрузке при пережевывании пищи. Функциональная ориентация эмали и дентина определяется уже на ультра- и микроуровнях кристаллов и призм эмали. Кроме того, в дентине функционально ориентированы коллагеновые волокна Корфа, выполняющие роль предварительно натянутых канатов, по которым идут максимальные напряжения в основном веществе коронки и корня зуба.

В строении твердых тканей зуба хорошо прослеживается механизм минерализации. Эмаль, которая

более чем на 95% состоит из минералов, в верхних слоях аморфна. По мере приближения к эмалево-дентинной границе минерализация эмали и ее плотность уменьшаются, что позволяет ей более активно компенсировать напряжения. Дентин коронковой части содержит до 72% минеральных веществ.

Созданный природой минеральный состав и морфологическая ориентация материалов, образующих твердые ткани зуба, сформировались под действием нагрузки на зубы – дробление и пережевывание пищи. При любой нагрузке от пищевого комка включается механизм компенсации напряжений и деформаций от эмали зуба до губчатого вещества челюстей и черепа. Нагрузка на зуб вызывает напряжения и деформации,

передаваемые от кристаллов эмали к призме, затем через дентиноэмалевую границу к дентину и т. д. На ультра-, микро- и макроуровнях включается новый механизм компенсации напряжений, что не позволяет разрушиться всей зубочелюстной системе. Такое строение твердых тканей зуба препятствует возникновению на границах между ними паразитарных, а в последующем разрушающих напряжений и сохраняет твердые ткани зуба в течение многих лет. Задача стоматолога – подобрать такой пломбирочный материал, который бы встраивался в сложившуюся систему и адекватно выполнял свою функцию.

Поступила 11.09.12

© КОЛЛЕКТИВ АВТОРОВ, 2014
УДК 616.314.13-076.5

Г.И. Рогожников¹, К.П. Казымов², В.А. Четвертных¹, Н.Б. Асташина¹, А.Е. Спиридонова¹, А.Г. Рогожников¹

МОРФОСТРУКТУРНЫЕ ИЗМЕНЕНИЯ ТВЕРДЫХ ТКАНЕЙ ЗУБОВ ПРИ РАЗЛИЧНОЙ СТЕПЕНИ СТИРАЕМОСТИ

¹ГБОУ ВПО «Пермская государственная медицинская академии им. акад. Е.А. Вагнера» Минздрава России, Пермь; ²ГБОУ ВПО «Пермский государственный национальный исследовательский университет», Пермь

Представлены результаты оценки морфологических изменений, формирующихся в твердых тканях зубов в различных стадиях повышенной стираемости зубов, с помощью электронной микроскопии и электронно-зондового микроанализа. Результаты исследования показали, что морфологически четкой грани между физиологической стираемостью и начальной степенью повышенной стираемости твердых тканей зубов не существует. При 2-й и 3-й степени стираемости достаточно быстро развиваются необратимые изменения структуры тканей зуба. Усредненные значения Ca/P-коэффициента в эмали всех образцов были меньше величины 1,67, характерной для стехиометрического гидроксиапатита, что подтверждает дефицит кальция в эмали с повышенной стираемостью.

Ключевые слова: повышенная стираемость зубов; электронная микроскопия; микронзондовый анализ; морфологическая структура тканей зуба.

G.I. Rogozhnikov, K.P. Kazymov, V.A. Chetvertnykh, N.B. Astashina, A.E. Spiridonova, A.G. Rogozhnikov

MORPHOSTRUCTURAL CHANGES OF HARD TISSUES OF TEETH WITH VARYING DEGREES OF ABRASION

¹Acad. E.A. Wagner State Educational Institution of Higher Professional Education «Perm, State Medical Academy. Russian Ministry of Health», Perm, ²State Educational Institution of Higher Professional Education «Perm State National Research University»

The article presents the results of morphological changes which are formed in tooth tissues at different stages of increased dental abrasion development. As a result of the conducted research, no morphologically distinct boundary between physiological abrasion and the early stage of increased hard tissues dental abrasion was determined. Irreversible changes in the structure of hard dental tissues and pulp take place at the second and the third stages. Averaged values of Ca / P-ratio of all the samples in the enamel is less than 1.67 of the stoichiometric hydroxyapatite characteristic that confirms calcium deficiency with increased abrasion of the enamel.

Key words: increased dental abrasion; electron microscopy; electron microprobe analysis; morphological structure of the dental tissues.

Введение

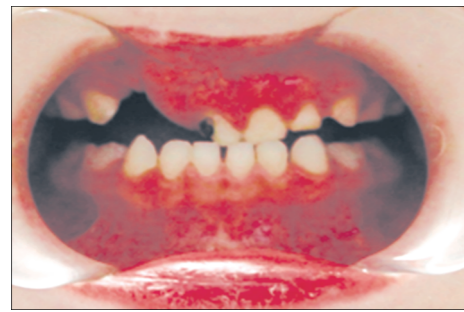
В настоящее время распространенность некариозных поражений зубов, возникающих после прорезывания, составляет от 64,4 до 72,9% [1]. Наиболее частыми причинами повышенной стираемости зубов являются морфологическая неполноценность, функциональная недостаточность твердых тканей зубов, перегрузка зубов, химическое воздействие, профессиональные вредности [2–4].

В современной литературе подробно описана клиническая картина повышенной стираемости твердых тканей зубов [1, 5–8], при этом определен инте-

рес специалистов вызывают возможности применения современных методов исследования для оценки морфофункционального состояния зубочелюстной системы при локализованной повышенной стираемости твердых тканей зубов.

Цель исследования – изучить наибольшие в морфологическом отношении изменения твердых тканей при повышенной стираемости зубов с помощью электронной микроскопии и электронно-зондового микроанализа.

Задачи исследования состояли в изучении изменения структуры твердых тканей зубов в зависимости



К ст. Стариковой и соавт.

Рис. 11. Соотношение челюстей пациентки В.



Рис. 13. Соотношение челюстей пациентки В. через год лечения.



Рис. 14. Пациентка В. через год начала ортодонтического лечения.

К ст. Ермака.



Рис. 1. Состояние полости рта больной Ф. до ортопедического лечения.



Рис. 2. Создание предварительного уступа на зубах верхней челюсти.



Рис. 3. Вид препарированных зубов нижней челюсти больной Ф. с окончательным уступом 135° выше уровня десны.



Рис. 4. Вид окончательных реставраций в полости рта больной Ф.

К ст. В.А. Загорского и соавт. Ч. II.



Рис. 2. Шлиф зуба, подготовленный к определению прочностных свойств.

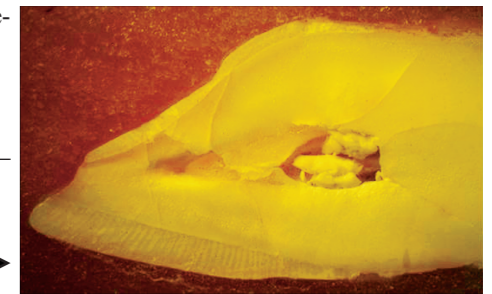


Рис. 1. Продольный шлиф коронковой части резца.

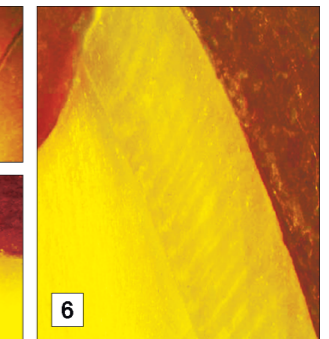
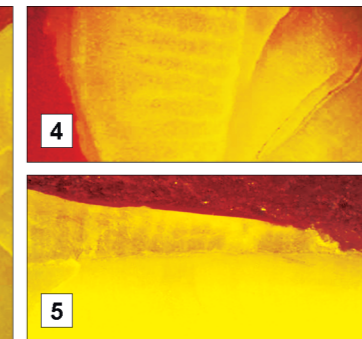
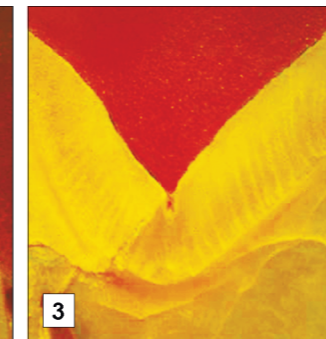
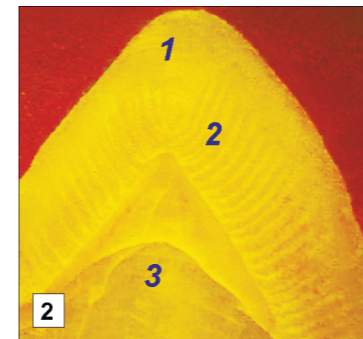


Рис. 2. Продольный шлиф в области бугорка премоляра.

1 – поверхностный гомогенный слой эмали; 2 – базовый слой эмали, представленный в виде чередующихся разноминерализованных функционально ориентированных слоев эмали; 3 – дентин.

Рис. 3. Продольный шлиф моляра.

Расположение гомогенного и базового слоев аналогично таковому в резце, что свидетельствует об однотипности их строения (см. рис. 1).

Рис. 4. Продольный шлиф моляра в области экватора.

Определяется значительный гомогенный слой с выраженными разноминерализованными слоями, отходящими от дентиноэмалевой границы перпендикулярно. Задача этих слоев – компенсировать сжимающие напряжения, не давая растрескиваться эмали при вертикальной нагрузке на зуб.

Рис. 5. Продольный шлиф в области пришеечной части резца.

Представлен гомогенный плотный темный слой эмали, задача которого состоит в компенсации сжимающих напряжений. Аналогичные картины в премолярах и молярах (см. рис. 1, 2).

Рис. 6. Продольный шлиф в области режущей поверхности резца.

Гомогенный слой менее выражен, базовый слой в виде разноминерализованных слоев направлен от дентиноэмалевой границы под углом до 45° для компенсации сжимающих напряжений в вертикальном направлении.

К ст. Медведева и соавт.

Рис. 3. Предполагаемая область рабочего операционного поля со стороны полости рта (а); вид раны со стороны полости рта после удаления зубов и обнаружения кистозного образования (б).

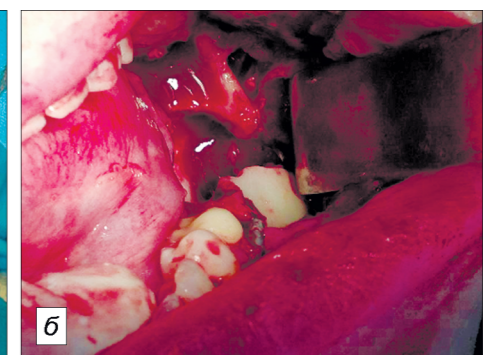


Рис. 4. Вид перелома из наружного доступа.



Рис. 5. Репозиция фрагментов нижней челюсти в правильное положение.