

7. Никольский Б.П., ред. Новый справочник химика и технолога. Электродные процессы. Химическая кинетика и диффузия. Коллоидная химия. СПб: АНО НПО «Профессионал». 2004.
8. Платэ А.Н. Итоги науки и техники. М.: Химия; 1976.
9. Хисамов Р.С., Газизов А.А., Газизов А.Ш. Увеличение охвата продуктивных пластов воздействием. М.: ОАО ВНИИОЭНГ; 2003.
10. Андриевский Р.А. В кн.: Сборник научных трудов ИПМ АН УССР. Киев: Наукова думка; 1986: 138.
11. Королева М.Ю., Юртов Е.В. Химическая технология. 2005; 4: 15.
12. Лякишев Н.П., Алишов М.И., Добаткин С.В. Конверсия в машиностроении. 2002; 6 (55): 125.
13. Knoch H., Hunold K. *Keram. Z.* 1996; 1: 25.
14. Hausner H. *Techn. Mitt.* 1997; 5: 208.
15. Schwier G., Niefeld G. *Sprechsaal.* 1998; 31(3): 175.
16. Whalen T. *Ceram. Eng. Sci. Proc.* 1986; 7: 1135.

REFERENCES

1. Aamer A.S., Hasan F., Hameed A., Ahmed S. Biological degradation of plastics: A comprehensive review. *Biotechnol. Adv.* 2008; 26: 246–65.
2. Kawai F. Bacterial degradation of acrylic oligomers and polymers. *Appl. Microbiol. Biotechnol.* 1993; 39: 382–5.
3. Premaj R., Doble M. Biodegradation of polymers. *Ind. J. Biotechnol.* 2005; 4: 186–93.

4. Phadadze G.A. Morphological and biochemical aspects of biodegradation of polymers. Kiev: Naukova Dumka; 1986 (in Russian).
5. Howard G.T. Biodegradation of polyuretan a review. *Intemat. Biodeterior. Biodegrad.* 2002; 49: 245–52. in 1974; 118(1): 304–11.
6. Yagafarova G.G. Environmental biotechnology in oil and gas and refining industry. Proc. Allowance. Ufa: UGNTU; 2001 (in Russian).
7. Nikolsky B.P., red. The new directory chemist and technologist. Electrode processes. Chemical kinetics and diffusion. Colloid chemistry. St. Peterburg: Professional. 2004 (in Russian).
8. Plate A.N. Results of science and technology. Moscow: Khimiya; 1976 (in Russian).
9. Khisamov R.S., Gazizov A.A., Gazizov A.S. Increase the coverage of productive formations Exposure. Moscow; ОАО ВНИИОЭНГ; 2003 (in Russian).
10. Andrievskii R.A. Proc. scientific. IPM AN USSR. Kiev: Naukova Dumka; 1986: 138 (in Russian).
11. Koroleva M.Yu., Yurtov E.V. *Chem. technology.* 2005; 4: 15 (in Russian).
12. Lyakishev N.P., Alishev M.I., Dobatkin S.V. Conversion to engineering. 2002; 6 (55): 125 (in Russian).
13. Knoch H., Hunold K. *Keram. Z.* 1996; 1: 25.
14. Hausner H. *Techn. Mitt.* 1997; 5: 208.
15. Schwier G., Niefeld G. *Sprechsaal.* 1998; 31(3): 175.
16. Whalen T. *Ceram. Eng. Sci. Proc.* 1986; 7: 1135.

Поступила 24.11.13

© КОЛЛЕКТИВ АВТОРОВ, 2014

УДК 612.311.1.087

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

ПРОЧНОСТНЫЕ СВОЙСТВА ТВЕРДЫХ ТКАНЕЙ ЗУБОВ. ЧАСТЬ II

С помощью микротвердомера с шагом 0,22 мм на шлифах зубов в продольном и поперечном направлении измерена твердость эмали и дентина по Виккерсу. Представлены систематизированные сведения о твердых тканях зубов (ТТЗ), на основании которых создана математическая модель ТТЗ. С помощью этой модели будут представлены общие закономерности напряжений и деформаций ТТЗ при физиологических нагрузках.

Ключевые слова: твердые ткани зуба; эмаль; дентин; прочность; напряжения; математическая модель.

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

STRENGTH PROPERTIES OF THE HARD TISSUE OF TEETH. PART II

Using a constancy detecting apparatus (resolving capacity up to 0,22 mm) we measured microconstancy of hard dental tissues (Wickers) in longitudinal and transversal directions. Based on this data we created a mathematical model of hard dental tissues, which was used to represent general laws of tensions and deformations of hard dental tissues under physiological loads.

Key words: hard tissues of the tooth enamel; dentin; strength; voltage; mathematical model.

Твердые ткани зуба (эмаль и дентин) представляют собой белково-минеральный композитный материал. Из теории композитных конструкций, состоящих из нескольких материалов, характеризующихся различными модулями упругости, известно, что при их совместной работе на границе этих материалов могут возникать дополнительные напряжения за счет разницы строения и функционирования составляющих материалов. Постоянно действующие напряжения и деформации вызывают скапливание на их границах дополнительных напряжений, которые по мере работы конструкции переходят в паразитарные, а в последующем приводят к разрушению конструкции. Этого не происходит, если модули упругости различных материалов, составляющих ткани зубов, равны или совпадают между собой при определенных нагрузках.

Знание физических свойств твердых тканей зубов необходимо как для разработки материалов, восстанавливающих дефекты коронковых частей зубов, так

и для понимания механизмов работы и поражений, лежащих в основе течения заболевания твердых тканей. Рассматривая дентин и эмаль как достаточно однородные, но разные по своим свойствам совместно функционирующие материалы, следует отметить, что их совместная конструкция, состоящая из нескольких минеральных слоев с различной прочностью, является композиционной.

Представление о свойствах материала и особенностях его поведения при нагрузке дают следующие показатели: предел прочности, твердость, модуль упругости.

Предел прочности (обычно обозначают $\langle \sigma \rangle_{\text{вр}}$) – отношение максимального усилия, которое может выдержать образец, изготовленный из определенного материала, к его поперечному сечению. Он измеряется в паскалях (Па) или мегапаскалях (МПа).

Предел прочности материала однозначно связан с его твердостью. Твердость – это способность тела



Рис. 1. Приборы для определения прочностных характеристик твердых тканей зуба.

противодействовать проникновению в него других тел. Измеряя твердость, можно, не разрушая образец, определить предел прочности. Для исследования твердости материала зуба мы использовали специальный микротвердомер с алмазной призмой и последующей регистрацией микротвердости по Виккерсу (Hv). Твердомер позволяет определять прочностные характеристики в точках, отстоящих друг от друга на расстоянии 0,22 мм (рис. 1).

Модуль упругости при растяжении и сжатии представляет собой коэффициент, связывающий усилие, действующее на тело, и величину деформации, соответствующей ему. В качестве такого тела может быть использована как деталь машины, так и кость, входящая в состав скелета живого организма. Модуль упругости определяют с помощью экспериментальных методов: образец, изготовленный из исследуемого материала, сжимают или растягивают на специальной машине. При этом регистрируют усилие, действующее на образец, и изменение его размеров. Наиболее сложно определить модуль упругости веществ, из которых состоят элементы живых организмов: при исследовании одного и того же зуба в зависимости от возраста и состояния организма могут быть получены данные, существенно различающиеся. То же относится и к величине предела прочности. Модуль упругости измеряют в тех же единицах, что и напряжения (в Па). Чем выше значение модуля упругости, тем меньше деформируется образец при приложении к нему одного и того же усилия.

Для проведения анализа работы зуба нужно знать количественные прочностные характеристики материалов, из которых состоит зуб, прежде всего дентина и эмали, в связи с тем что эти показатели необходимы для создания математической модели, позволяющей определить внутренние силы, напряжения и деформации зуба и окружающих тканей при их нагрузке. В то же время они являются базовыми показателями при выборе материалов для лечения и протезирования зубов, поскольку их характеристики должны сочетаться с характеристиками дентина и эмали.

После выполнения предварительных исследова-

ний было установлено, что достаточно полные сведения об этих характеристиках можно получить, определив твердость веществ, из которых состоит зуб, в точках, расположенных на линиях, параллельных продольной оси зуба, и на линии, перпендикулярной им, наиболее приближенной к поверхности смыкания коронки зуба. В ряде случаев определение твердости проводили по нескольким параллельным траекториям. Расстояние между отдельными точками, в которых измеряли твердость, было принято равным 0,22 мм. Это минимальное значение шага, при котором результаты соседних замеров при внедрении измерительной призмы в материал не оказывают взаимного влияния. Подготовленные образцы зубов различных групп показаны на рис. 2 (см. вклейку).

Получаемые результаты являются в известном смысле интегральными, т. е. характеризуют твердость вещества зуба в зоне, соизмеримой с сечением призмы, – 0,22 мм, куда попадают и пространственный каркас белкового материала, и его минеральный наполнитель. Выбранный размер определяет также разрешающую способность метода. В проведенных нами исследованиях это означает, что изменение твердости в пределах этого шага зарегистрировать нельзя.

Результаты измерений микротвердости каждого зуба после компьютерной обработки были представлены в виде графиков (рис. 3), характеризующих каждый исследованный образец. При обработке результатов значения твердости, имевшие anomальные отклонения от аналогичных показателей в соседних точках, исключали и заменяли средними значениями для данного участка. Подобные отклонения обусловлены увеличенным содержанием кальция в отдельных зонах, размер которых составляет 0,2–0,3 мм. Такие включения не оказывают влияния на прочность зуба в целом. Исследования микрошлифов зубов показали, что в ряде зубов наблюдается измененный дентин значительной

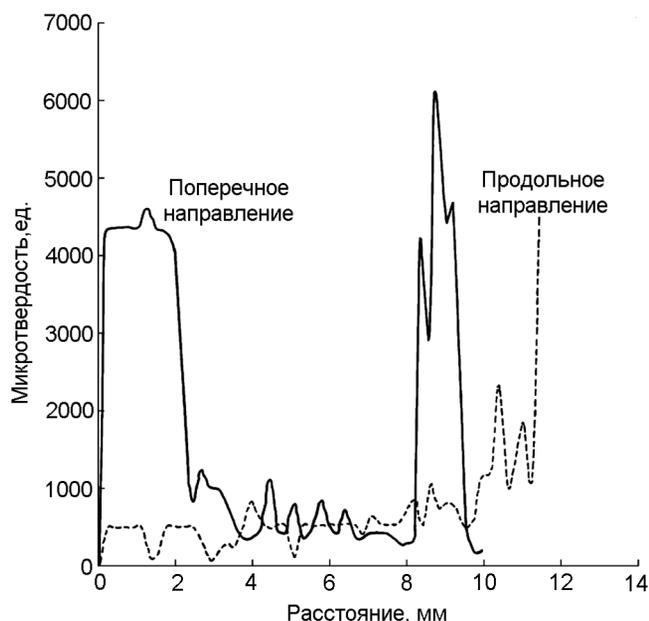


Рис. 3. Графики, характеризующие прочностные свойства твердых тканей зуба.

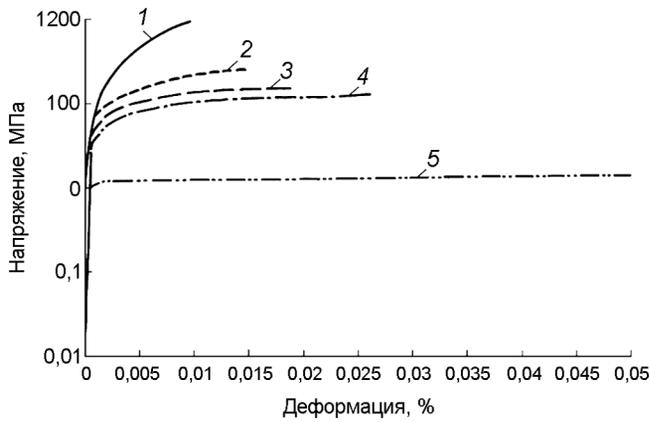


Рис. 4. Модули упругости твердых тканей зуба, эмали (1), дентина (2), кортикальной пластинки (3), губчатого вещества кости (4), периодонта (5) (зависимость напряжений от деформаций).

плотности в виде шарообразных включений неправильной формы размером до 0,5–0,8 мм. Кроме того, в области верхушечной части корня зуба обнаружено усиление прочностных свойств дентина. Однако при последующей статистической обработке нами не выявлено достоверных различий между прочностными свойствами корневой и верхушечной частей дентина. По-видимому, незначительное усиление прочностных свойств дентина в области верхушки зуба вызвано вертикальной нагрузкой при приеме пищи.

Статистическая обработка данных и анализ графиков показали, что для всех образцов характерно наличие как минимум двух участков, на которых значения твердости достоверно отличаются друг от друга и соответствуют твердости эмали и дентина. Значения твердости различаются примерно в 7–10 раз.

Таким образом, наиболее характерным графиком изменения твердости, а соответственно и прочности веществ, из которых образован зуб, является ступенчатая линия. Наибольший участок с малой высотой «ступени» (см. рис. 3) соответствует дентину (500–1000 ед. твердости), который скачкообразно переходит в ступень с высокой твердостью, соответствующей эмали (до 4000–4500 Нv). Характерно, что изменение твердости происходит резко, какого-либо промежуточного слоя не обнаружено. Результаты замеров микротвердости подтверждают данными, получаемыми при наблюдениях в микроскоп. При этом граница перехода от дентина к эмали резко выражена и не имеет переходных структур.

Характерно, что достаточно редко, примерно 3–5% от общего количества, встречаются образцы зубов, которые характеризуются пониженной твердостью и дентина, и эмали. При этом микротвердость дентина может составлять 100 Нv, а эмали – 500 Нv. Это является подтверждением того, что механические характеристики веществ, из которых состоит зуб, могут изменяться в широких пределах в зависимости от общего состояния организма. Подобное явление может быть объяснено уменьшением содержания кальция в организме.

На основе результатов измерений твердости образцов были построены графики, характеризующие

изменения твердости и соответственно прочности (см. рис. 3). Эти измерения позволили определить прочностные показатели дентина и эмали, которые были использованы при построении прочностной математической модели зуба. Учитывая, что микротвердомер определяет прочность тканей с помощью устройства, имеющего форму призмы, мы определяли прочность твердых тканей зуба в продольном и поперечном направлениях (см. таблицу).

Полученные значения твердости в продольном и поперечном направлениях различаются, что обусловлено ориентированием каркаса минералов эмали и дентина в продольном направлении. Это определяется нагрузкой, необходимой для пережевывания пищи. Статистическая обработка показала, что вещества, из которых образованы твердые ткани зуба, обладают выраженными индивидуальными свойствами (коэффициент вариации в проведенных нами исследованиях составил 28,7%).

Результаты исследования прочностных характеристик веществ, формирующих зуб, в дальнейшем были использованы при анализе распределения внутренних сил, который предполагает обязательное знание этих величин.

При анализе функции зуба лучше всего оперировать величинами механических напряжений, возникающих в его тканях. В процессе нагружения зуба, особенно при взаимодействии его с твердыми предметами, т. е. при сосредоточенной нагрузке, в тканях зуба возникают напряжения, величина которых соизмерима с пределом прочности. При этом поверхностный слой – эмаль и дентин – «работают» в экстремальных, с точки зрения прочности, условиях.

Установлено, что величина модуля упругости при определении физических нагрузок постоянна для всех материалов, образующих зуб, и окружающих тканей. Это означает, что графики, характеризующие зависимость напряжений от деформаций, располагаются под одним и тем же углом – совпадают друг с другом на определенных участках при физиологических нагрузках (рис. 4). В то же время прочностные характеристики этих материалов существенно различаются и их разрушение происходит при разных напряжениях: связки периодонта разрушаются при напряжениях порядка 1 МПа, дентин – при 200 МПа, эмаль – при 1200 МПа. Это свойство приводит к тому, что при нагружении зуба и передаче нагрузки от него к костям черепа в системе материалов, образующих и удерживающих зуб, а также в местах переходов одного материала в другой не возникает дополнительных вредных (паразитных и разрушающих) напряжений. Если бы это явление имело место, то неизбежными были бы расслоение, образование трещин и иных дефектов струк-

Показатели твердости (в Нv) веществ, входящих в состав зуба

Показатель	Дентин	Эмаль
Микротвердость в продольном направлении	460,7±18,2	2150,8±24,8
Микротвердость в поперечном направлении	565,8±32,8	3470,2±17,4
Максимальное значение	1050	4700
Минимальное значение	100	500

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



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.

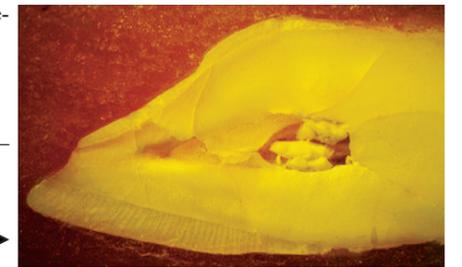


Рис. 1. Продольный шлиф коронковой части резца.

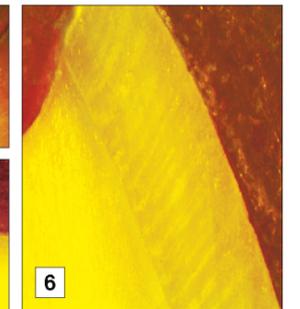
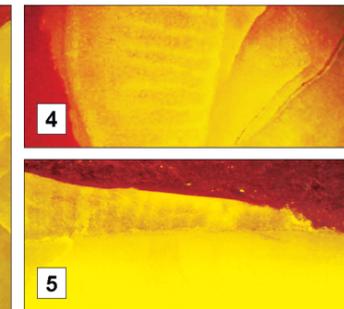
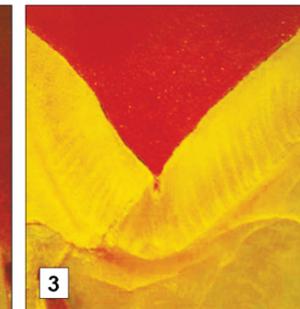
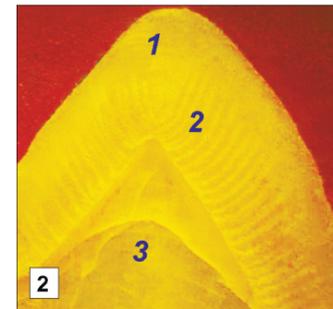


Рис. 2. Продольный шлиф в области бугорка премоляра.

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.