

МИНИСТЕРСТВО ЗДРАВООХРАНЕНИЯ УЗБЕКСКОЕ ССР
ТАШКЕНТСКИЙ ОРДЕНА ТРУДОВОГО КРАСНОГО ЗНАМЕНИ
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ ИНСТИТУТ

На правах рукописи
"Для служебного пользования"
УДК: 616.31-089.28:615.47

НИГМАТОВ РАХМАТУЛЛА
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ И ОЦЕНКА ЭФФЕКТИВНОСТИ ИОННО-
ПЛАЗМЕННОЙ ОБРАБОТКИ СТОМАТОЛОГИЧЕСКИХ БОРОВ
Стоматология - 14.00.21

Диссертация на соискание ученой степени кандидата медицинских наук

Научный руководитель:
доктор медицинских
наук, профессор С.А.ЗУФАРОВ
Консультант:
Член Корр.АН УзССР, профессор
Т.Д. РАДЖАБОВ ~

Ташкент - 1991 г.

О Г Л А В Л Е Н И Е

Введение

Глава I. Основные и функциональные характеристики стоматологических боров и современные методы повышения их качества /Обзор литературы/.

1.1. Клинико-функциональное состояние препарируемых зубов в зависимости от качества используемого стоматологического бора и режима препаровки.

1.2. Пути повышения качества стальных стоматологических боров.

1.3. Использование ионно-плазменной обработки для модификации физико-химических и механических свойств металлов и сплавов.

1.4. Основные выводы из обзора литературы и постановка задачи исследования.

Глава II. Выбор объектов исследования, описание используемых установок и основных клинико-экспериментальных методик.

2.1. Выбор объектов и материала исследования.

2.2. Использованные установки и методики ионной обработки стоматологических боров.

2.3. Методики и устройства для физико-химических испытаний.

2.4. Материал и методы клинических и медико-технических исследований.

2.5. Методика расчета экономического эффекта от улучшения качества стоматологического инструмента.

Глава III. Физико-химические свойства и экспериментальные характеристики стоматологических боров до и после ионной имплантации.

3.1. Микротвердость боров.

3.2. Износостойкость и режущая способность боров.

3.3. Коррозионная стойкость зубных боров.

3.4. Профилография поверхности стоматологических боров.

3.5. Микроскопическое изучение поверхности стоматологических боров.

Глава IV. Клиническая и Медико-техническая оценка эффективности ионной обработки стоматологических боров.

4.1. Медико-технические исследования,

4.1.1. Производительность стоматологических боров,

4.1.2. Термометрия зуба до и в процессе препарирования их разными борами.

4.1.3. Профилография препарированной поверхности зубов и зубных протезов.

4.1.4. Морфологические исследования препарированной поверхности твердых тканей зубов.

4.2. Клинические исследования.

4.2.1. Электрочувствительность зубов до и после их препаровки.

4.2.2. Результаты изучения трещин эмали зуба образуемых во время их препаровки.

4.2.3. Краевая проницаемость границы зуб-пломба.

4.2.4. Изучение затрат врачебного времени на препарирование зубов.

4.2.5. Расчет производительности труда врача-стоматолога

Глава V. Расчет ожидаемого экономического эффекта от совершенствования стоматологического бора и улучшения качества стоматологической помощи.

Обсуждение полученных результатов исследований.

Заключение и выводы.

Практические рекомендации.

Указатель литературы.

Приложение.

В В Е Д Е Н И Е

АКТУАЛЬНОСТЬ ПРОБЛЕМЫ. Одним из распространенных видов медицинской помощи является стоматологическая, где большинство манипуляций осуществляются при помощи стоматологических боров изготовленных из стали марки ХВ-5.

Стальные боры, широко применяемые в настоящее время в клинике, недостаточно эффективны, в связи с тем, что существующие конструкции стальных боров характеризуются низкими эксплуатационными параметрами. При препарировании твердых тканей зубов, стальные боры быстро притупляются, что приводит к резкому снижению их шлифующей способности со всеми вытекающими отсюда последствиями. При обработке даже одного зуба часто используется от одного до трех стальных боров, чем обуславливается потеря большого количества ценного инструмента из высококачественной стали.

В то же время эксплуатационные характеристики используемых твердосплавных боров в 6-8 раз выше по сравнению с обычными стальными борами. Однако, стоимость таких боров в 13,1 раз больше чем обычных стальных. Изготовление твердосплавных боров требует сложной технологии, оборудования и высокоценного /ЕОЛЬ-Храмсодержащего/ материала. Поэтому промышленный выпуск твердосплавных боров весьма ограничен, и составляет всего 3,3%.

В связи с этим, до настоящего времени не теряет актуальность вопрос о повышении износостойкости и других эксплуатационных и функциональных характеристик обычных стальных боров. Подсчитано, что даже относительно небольшое повышение стойкости и долговечности стоматологических боров дает возможность получить в народном хозяйстве значительный экономический эффект, а для

потребителей это равноценно увеличению количества выпускаемых инструментов.

Кроме того, использование износостойких стоматологических боров с высокими режущими свойствами в клинической стоматологии позволяет значительно снизить побочные воздействия процесса препаровки на обрабатываемые зубы и окружающие ткани с одной стороны, и повысить производительности труда стоматолога с другой/Д.

Учитывая это, для повышения стойкости обычных стальных боров, применялись различные методы упрочнения их рабочей части. Среди них нанесение микронных слоев износостойких карбидов, бори-дов и других интерметаллидов /А.Огволнцев, 1985; А.-А. Андреев и др. - JW9/i лазерное упрочнение /Г.А.-Степанова и др. ,1902; К.Н.Гера-сев, 1981; К.Коваленко,- и др. £982/, электрохимическое хромирова-ние/С.И.Шайгунова'и др.,1982/, микродуговое оксидирование /Г.А.Марков и др. ,1976/,- нитрирование и другие Г" ' / - V

Однако, указанные методы имеют ряд недостатков, в частности, электрохимические методы обработки являются экологически не-совершенными, нанесение износостойких покрытий не обеспечивает достаточно хорошую адгезию с подложкой. Технология карбидирования, оксидирования и лазерного упрочнения стоматологических боров еще не отработана,

В последнее время в целях упрочнения поверхности различных конструкционных металлических изделий и режущих инструментов • все более широкое применение находит методика ионной имплантации /ионная обработка?^ "При этой методике" обработки независимо от вещества шпона, в металл или в сплав металла можно внедрить атомы или

ионы любых элементов таблицы Менделеева. Изменяя примесный состав образцов с помощью имплантации ионов, можно существ-

венно изменять их свойства. Так что, можно создавать оригинальные сплавы и соединения с заданными характеристиками. Однако, это актуальное направление, широко используемое в промышленности, остается неапробированным для упрочнения поверхности и улучшения основных характеристик стоматологических стальных боров и других зубо-протезных конструкций.

Настоящее исследование посвящено разработке и оценке эффективности ионной обработки стоматологических стальных боров.

Целью настоящего исследования является изучение возможности использования и оценки эффективности методов ионной обработки для улучшения основных характеристик стальных боров.

Для достижения этой цели перед нами ставились следующие задачи:

- 1, Разработка способа и определение оптимальных режимов ионной обработки для эффективного и целенаправленного изменения качества стальных боров;

2. Сравнительные- экспериментальные исследования физико-химических и механических свойств /микротвердость, износостойкость коррозионная стойкость и микрошероховатость/ стоматологических боров до и после ионной имплантации;

- . 3. Сравнительные клинические и медико-технические исследования по оценке эффективности метода ионной обработки стальных боров:

- а/ Оптическая и сканирующая микроскопия и профилография препарированной поверхности твердых тканей зубов и обработанных зубных протезов;

- б/ Изучение влияния различных видов боров на повышение температуры препарированного зуба;

в/ Изучение влияния препарирования зубов борами опытных и контрольных образцов на электровозбудимость пульпы зубов;

. г/ изучение краевого прилегания пломб в полостях сформированных борами опытных и контрольных образцов;

д/ Определение производительности труда врача при препарировании зубов борами опытных и контрольных образцов.

4. Обоснование медицинской и социально-экономической целесообразности использования ионной обработки стальных боров.

Научная новизна работы заключается в следующем:

1. Впервые для повышения эксплуатационных и других характеристик стальных боров использована методика ионной имплантации с последовательной обработкой поверхности инструментов ионами аргона и азота;

2. Впервые проведены комплексные исследования физико-химических, медико-технических и функциональных свойств стальных боров до и после ионной обработки;

3. Определены оптимальные режимы ионной обработки стальных боров, позволяющие: достичь/,: максимального улучшения их эксплуатационных характеристик;

4. Новыми являются исследования поверхности стоматологических боров, препарированной поверхности твердой ткани зубов и зубных протезов с помощью сканирующей электронной микроскопии и профилометрии;

5. Впервые разработаны и использованы оригинальные методы оценки эксплуатационных характеристик стоматологических боров и термометрия при помощи термодатчика из сильно-компенсированного кремния.

На защиту выносятся:

1. Новая методика улучшения качественных характеристик стоматонических .стальных боров методом последовательной ионной имплантации аргона и азота;
2. Результаты экспериментальных исследований трибологических свойств стальных боров, подвергнутых последовательной ионной имплантации;
3. Результаты клинических и медико-технических исследований по оценке эффективности ибпользования ионной обработки стальных боров;
4. Медицинское и социально-экономическое обоснование целесообразности использования модифицированных боров обработанных методом ионной имплантации.

Практическая ценность работы заключается в том, что:

1. Последовательная имплантация ионов аргона иазота, позволяет увеличить микротвердость и износостойкость стальных боров в 2-3 раза, а коррозионную стойкость в 5-6 раз .. Это обеспечивает снижение потребности в стальных борах более чем в 5 раз.
2. Предлагаемая методика улучшает качественные характеристики стальных боров, обеспечивая увеличениг их режущей и шлифующей способности, сокращение времени препаровки зубов и зубных протезов, уменьшение побочных воздействий процесса **препароЕ**-ки,
3. Увеличение срока службы боров, их производительных характеристик обуславливает существенное повышение производительности и эффективности'труда врача-стоматолога.

Таким образом, предлагаемая методика имеет существенную медицинскую, социальную и экономическую ценность.

ПУБЛИКАЦИИ. По материалам диссертации опубликованы 18 научных статей; из них 1 авторское свидетельство на изобретение, 1 методические рекомендации и 6 удостоверений на рационализаторские предложения.

АПРОБАЦИЯ РАБОТЫ. Основные положения диссертационной работы доложены:

- 1.11а заседании Общества стоматологов и зубных врачей г. Ташкента' /май,1985,июнь,1989г./;
2. На итоговых научных конференциях ТашГосШ /апрель,1986; февраль,1987; март,1988/;
3. На втором съезде стоматологов Узбекистана /декабрь,1986/;
4. На научных заседаниях кафедры ортопедической стоматологии И ТашГосШ /1985,1986,1987,1988,1989гг./.

ОБЪЕМ И СТРУКТУРА ДИССЕРТАЦИИ. Диссертация состоит из введения, 5 глав и заключения с выводами, библиографического указателя, включающего в себя 131 наименование отечественной и 86 зарубежной литературы. 4 .. Работа изложена на {90 стр. машинописного текста, содержит 24 таблиц и 22 рисунков.

Полученные данные исследования статистически обработаны по методу Стьюдента-Фишера с использованием программы для микро-электронно-вычислительной машины, -) 0. > : - - - - H - - 5J

ГЛАВА I. ОСНОВНЫЕ И ФУНКЦИОНАЛЬНЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ СТОМАТОЛОГИЧЕСКИХ БОРОВ И СОВРЕМЕННЫЕ МЕТОДЫ ПОВЫШЕНИЯ ИХ КАЧЕСТВА /Обзор литературы/

I.10 Зависимость клинико-функционального состояния препарируемых зубов от качества используемого стоматологического бора и режима препаровки

В настоящее время все шире начали пользоваться борами различной формы и фасона в практической стоматологии, в том числе и в ортопедической стоматологии, Это связано с широким применением в ортопедической стоматологии избирательной пришлифовки зубов, изготовление штифтовых конструкций, культевых вкладок, микропротезов, полукоронок и металлокерамических коронок и мостовидных протезов, а также различных имплантатов.

(Поэтому в последние годы значительно возросли требования, предъявляемые к качеству препаровки различных частей зубов:

- препаровка на уровне эмали зуба, используемой обычно для избирательной пришлифовки зубов;
- препаровка одновременно на уровне эмали и дентина - при изготовлении пломб, вкладок и искусственных коронок;
- препаровка на уровне дентина и цемента корня зуба - при изготовлении различных конструкций штифтовых зубов;
- препаровка на уровне эмали, дентина, цемента и кости альвеолы - при изготовлении трансдентальных и эндодонто-альвеолярной имплантации;

- препаровка на уровне только кости при подготовке полости рта к зубному протезированию и при создании ложа для эндооссального имплантата.

Кроме того, область применения боров в ортопедической стоматологии намного шире таковой в других разделах стоматологии, в связи с необходимостью препаровки и обработки не только тканей зубов и кости, но и зубных протезов, изготавливаемых из различных материалов: пластмассы, сплавов неблагородных и благородных металлов, а также возрастание-) удельного веса зубопротезных конструкций из хромокобальтового сплава, которым отличается особо высокой прочностью.

От качества препарированной поверхности, его микроструктуры рельефа, от физических и других эффектов, возникающих при взаимодействии бора с препарируемой поверхностью, в значительной степени зависит эффективность лечебного и профилактического стоматологического воздействия, т.е. от микроструктуры и рельефа препарированной (обработанной) поверхности зависит степень адгезии и краевого прилегания пломбировочных материалов, используемых для устранения дефектов коронок зубов или для фиксации зубных протезов. Структура и рельеф препарируемой поверхности эмали при избирательной пришлифовке зубов, структура и рельеф пластмассовых, металлических конструкций для коррекции окклюзии и артикуляции зубных протезов определяют характер взаимодействия этих поверхностей с антагонизирующими естественными зубами, пломбами, протезами прилегающей слизистой оболочкой полости рта, и, наконец, взаимодействие с пищевыми продуктами.

^Препарирование зубов в 58-67\$ случаев сопровождается неприятными ощущениями и чувством боли, связанными с повышением температуры зуба и вибрацией, что небезразлично для зуба, тканей окружающих его и всего организма в целом (Д.Н.Днуиадуллаев, 1966, 1967 ; А.Н.Овчаренко, 1969 ; Г.Л.Саввиди, Л.Л.Волков, 1977 ;

1

В.М.Ризник, 1983). t

Увеличение степени давления инструмента за зуб, даже при значительном увеличении скорости его вращения, резко повышает температуру препарируемой ткани с соответствующей реакцией. (Б.П.Рпзник, 1983; V, G-Ifu№- ,1964; W- Horpe , 1965 и др.).

Если при давлении режущего инструмента в 15г и скорости вращения до 2500,00 об/мин.температура препарируемого зуба не превышает 30°0, то при давлении в 30 г и той же скорости она составляет 40-41°С, а при давлении в 50 г величина нагрева доходит до 53-54°Со Эти данные получены в услч применения высокооборотных турбинных ма^лл с ледяным и воздушным охлаждением (R A. Реубэ-ъ ,1952, 1958; Й.^ектеАалЛ, б. WatK^s,1965 ; ,1970; Agcfutekibd-, 1975 ; Е.Й.Магъёсых£ , &\$&4/eб&ou-, 1958 и др.). л?:: работе без охлаждения температура препарируемых зубов оказмвает ся выше, в среднем на 12-14°С (Т.С.Ыгабутдинов, 1962).

sЛГДругим осложнением, вызванным местным воздействием инструментов на зуб, является появление трещин, сколов и других повреждений эмали зубов. Большую роль в возникновении трещин игра-

ет качество бора и режим препаровки. В. Ritchey с соавт., (1957); С.В. Cameron, (1964, 1976); Е.Н. Maxwell и В.В. Brady (1978), С.Б. Иванова (1984) связывал и образование трещин при препарировании зубов с повышением температуры, вибрацией инструментов, давлением, оказываемым на зуб, и качеством самого инструмента. В дальнейшем, после пломбирования, количество трещин было увеличивается, так как изменения температуры в полости рта вызывают напряжение на границе эмали и зуба (А.Е. Зитвель, 1971, - Ягудис, 1981), (Г.П. Пахомов, 1976; Е.В. Боровский и Н.А. Леус, 1979; I. Lafbeluse-A с соавт., 1965; Б.Н. Даудуллаев, 1967; j^ - ^ - *ovu.f м AfauuutwL, 1973) считают, что трещины могут служить путями проникновения микроорганизмов, частиц пищи, слюны и кислоты внутрь твердых тканей и, следовательно, играют определенную роль в возникновении и развитии кариеса как первично, так и вторичного А

(Кроме того, трещины, возникающие по краям полости, могут способствовать рассасыванию фосфат-цемента, фиксирующего вкладку или отколу стенки зуба. Д

Манипуляция препарирования зубов под пломбу и под различные виды зуб протезов охватывает р ^' НОJ 202 "э...сгт::г вс т::а ни пулиги, ibpс хита и ларадонта в целом, вызывая подчас сдвиги и в других системах организма в целом (Е.И. Иказчикова, 19^6, 1957, А.П. Дегтярева, 1937, 1956, 1968; Э.Д. Бромберг, 1940; А.А. манина, 195^; И.; 1. Посталаки, 1974; К.А. Катаев, 1978 и др.)» >

/Известна еще одна закономерность, при которой по мере увеличения времени работы стоматологических стальных боров уменьшается их режущая

способность, следовательно, увеличивается степень побочного воздействия препаровки на зуб, |

Возможность снижения вредного воздействия препарирования многие авторы видят в совершенствовании методик и режима препарирования зубов, увеличении скорости вращения инструмента, уменьшении его качественного состава и режущих свойств. ;

Как отмечает ряд авторов (Q, ^{nn}n>f&, ,1951; Va*c W&d ,1956; FPeytob. ,1958; Е.Н.Болховитдинова, В.Г.Шахматов ,1960 ; Т.С.Шигабутдинов, 1962, 1974), препарирование зубов на скоростных бормашинах наиболее износостойкими и эффективными оказались твердосплавные и алмазные боры. В то же время препарирование зубов в идентичном режиме стальными борами сопровождается резкой болезненностью(R. fl/edo^c ,1959 ; И.У.МахсUTOва, 1962, f>^c^f^ с соавт. ,1965 ; Г.М.Базиян, Г.А. Новгородцев, 1968).Д

Причиной возникновения болезненности при применении стальных боров являются повышение температуры во время препарирования твердых тканей зуба (W. Лбpf*2- , с соавт., 1963, Моу РоСухит^ ,1963; К. Фс&ъ. ,1963 ; Т.С.Шигабутдинов, Ю.С.Менекеев, 1976 , Норра,1965 ; Т.С.Шигабутдинов, Х.С.Иаликеев, 1970).^

Алмазные инструменты, по сравнению со стальными и твердосплавными борами, имеют более высокие режущие свойства. В.Д. Шорин 1962; Qzl, bfoi&L ,1965). Однако, препарирование зубов на высоких скоростях с помощью алмазных инструментов не обязательно, отмечает Т.С.иигабутдинов

(1962), так как они вызывают заметный "разрыв" поверхности твердых тканей зуба, оставляя борозды до 85-90 мк.л

"Ю.К.Кузнецов (1959), Н.П.Гриценко (1968) указывают на свое-
образность воздействия разных боров: твердые ткани зубов во время
их препарирования. Особенно подчеркивается травматическое воздействие
стальных боров, г.сгорифг приводили к глубоким нарушениям целостности
эмали зуба. По данным этих авторов в эмали наблюдаются дефекты - изъёмы,
трещины, отколы, разрыхленные участки

стки, которые мешают плотному прилеганию пломбировочного материала к эмалевому краю и увеличивает краевую проницаемость. В то же время при препарировании кариозных полостей алмазными и твердосплавными борами, формируются более гладкие края эмали с меньшим количеством трещин, узур, расслоений, в результате чего обеспечивается более плотное прилегание пломбировочного материала к стенкам кариозной полости и резкое снижение степени краевой проницаемости (Ю.К.Кузнецов, 1955 ; Н.Н.Грищенко, 1968 ; *Boyd, Knight* .1969 ; С.Б.Иванова ,1984). }

Вид материала зубных боров и скорость их вращения являются главными факторами, влияющими на качество обработки тканей зубов, отмечает в своей работе А.С.Солнцев. Основными дефектами обработки твердой ткани зубов борами являются неоднородность и неравномерность стенок и дна сформированной полости. Неравномерность выявляется в виде выступов(пиков) и углублений стенок полости. Сколы на поверхности эмали возникают в форме раковин, выемок, расположенных неравномерно по площади обработки. Наибольшее число дефектов возникает при обработке стенок полости стальными борами, особенно при скорости вращения более 10000 об/мин. Применение твердосплавных и алмазных боров, повышение их скорости вращения резко улучшает качество обработки стенок полости. Твердосплавные боры целесообразно применять при 30000-250000 об/мин., а алмазные - 250000 об/мин.(А.С.Солнцев, 1985).

Оценивая характер осложнений, наблюдаемых при формировании и пломбировании кариозных полостей, В.И.Митина (1973) считает, что вторичный кариес возникает в результате нарушения целостности пломб, связанных не столько с механическими свойствами пломбировочного материала, сколько с качеством их краевого прилегания.

Несомненно, что на качество краевого прилегания пломбировочного материала влияют многочисленные факторы - ротовая жидкость, резкие температурные колебания, неправильно сформированные полости и другие (В.И.Митина, 1963 ; Д.Л.Каральник, П.А.Леус, Г.И.Чечина 1970, 1972, 1974, Р.Я.Леккер, А.С.Солнцев, 1976, Е.К.Леонтьев, Г.Г.Иванова и др., 1987 ; *O, vьle^, 0-xcip*, 1968; *Royoffho-uA^*, 1968 и др.).

Образование дефектов при формировании стенок кариозных полостей является одной из основных причин нарушения краевого прилегания пломб (Р.Я.Леккер, А.С.Солнцев, 1976). По мнению А.С.Солнцева (1985), испытанные пломбировочные материалы способны лишь в некоторой степени компенсировать дефекты обработки кариозных* полостей борами. Пломбы из силидонт-цемента и пластмассы "Норакрил-65" не обладают достаточной адгезией к стенкам полости как из-за их неоднородности, так и ряда других недостатков пломбировочных материалов, в результате чего в большинстве случаев краевая проницаемость доходит до дна полости. В то же время применение амальгам в определенной мере компенсирует недостатки формирования стенок полости борами, в результате чего краевая проницаемость отмечается чаще всего только в пределах эмали. Обработка полости улучшенными (ферробрированными) борами позволила в 2-5 раз повысить эффективность пломбирования.

(Г

^ Таким образом, процесс препаровки зубов оказывает определенное побочное воздействие на твердые ткани зуба и обуславливает возникновение в них определенных сдвигов по морфо-функциональным критериям.

Выраженность побочного эффекта и качественные характеристики состояния

препарированной поверхности зуба в значительной степени зависит от качества наиболее широко испо-

льзуемых в практике стоматологических боров»|

Низкие качественные характеристики стальных боров отрицательно отражаются на работе стоматолога: очень быстро изнашивается, не обеспечивают достаточную производительность труда, оказывают более выраженные побочные воздействия на систему зуб-па-радонт, а трещины, сколы и неровности, возникающие в эмале зуба при препаровке, существенно снижают качество лечебно-профилактической помощи. (

I*

[Наряду с этим, дороговизна и ограниченная доступность твердосплавных и алмазных боров также обуславливает актуальность проблемы по разработке методов улучшения основных эксплуатационных свойств наиболее доступных стальных стоматологических боров]

1.2. Пути повышения качества стальных стоматологических боров.

В настоящее время в практической стоматологии широко применяются следующие виды зубных боров: стальные, изготовленные из стали марки ХВ-5; твердосплавные, изготовленные из вольфрамско-державного сплава (ВК6М) и алмазные.

Стальные боры были предложены Деллабаром в 1820 году, которые не потеряли своего значения и до настоящего времени. В отличие от стальных, твердосплавные и алмазные боры появились гораздо позже. В 1932 году ^{РысP-B^} и ^{K-W4M*~fi} предложили способ изготовления алмазных инструментов путем нанесения алмазных зерен на металлическую основу (никель)

гальваническим путем(Цит. по *Мсъяеж^* ,1960).Твердосплавные боры появились в начале 50-х годов в Швеции и Америке. Такие боры в Союзе начали производить с 1958 года. В это яе вре-

мя в нашей стране был налажен выпуск скоростных и турбинных бормашин. (В.Д.Шорин, В.Ф.Чакин, 1964).

Режущая способность (острота), механическая и антикоррозионная стойкость являются основными критериями качества всех видов режущих инструментов (И.Ф.Набатов, С.З.Гольборг, 1949, Л.В.Подгурский, 1957),

по ГОСТу 22090-87 технические данные стальных боров таковы, что средний ресурс до списания составляет 2,5 минут.

По данным экспериментального исследования на износостойкость стальных боров, проведенных Т.С.Шагабудиновым и Х.С.Бенекеевым (1965), установлено, что период нормальной работы стального бора при обработке эмали зуба составляет менее минуты.

Качество боров зависит от числа режущих граней и формы рабочей поверхности (С.А.Некрасов, 1960; Е.С.Туркел, 1963, 1964; С.Б.Березин, Р.Зурквейф, 1968). Более высокими режущими свойствами, как указывают авторы, обладает геометрически правильная форма боров со значительной эксцентричностью зубов.

По Ренке М. (1963), режущая поверхность стальных боров после длительного их применения характеризуется наличием зазубрин и деформаций различной степени, что связано с низкой твердостью. Такая рабочая поверхность затрудняет препарирование твердых тканей зубов и вынуждает применять значительные усилия на инструмент во время работы.

Поэтому стальные боры, широко применяемые в клинике, обладают недостаточной медицинской и экономической эффективностью. Это выражается

в быстрой потере ими режущих свойств в некачественном препарировании тканей зубов. Это позволило А.С.Солнцеву

(1985) прийти к выводу о том, что применение стальных боров 22 медицинским и экономическим показателям целесообразно только в обработке дентина зуба. |

микроскопическая картина режущей поверхности твердосплавного бора после длительного их применения характеризовалась наличием микровыкрашиваний (M. Reiszick, R. Bunzhan, 1973).
-1кой характер деформации рабочей поверхности твердосплавных боров авторы связывают с хрупкостью сплава (БК 6М), из которого они изготовлены. \

Алмазные и твердосплавные боры, обладая высокими стойкостными качествами, предназначены в основном для скоростных и турбинного типа бормашины. Но при этом, необходимо отметить, что выпуск твердосплавных и алмазных боров ограничивается сложностью технологического процесса их изготовления (В.Г.Шахматов, 1962). Поэтому многими исследователями на протяжении десятилетий ставится вопрос о повышении стойкостных качеств обычных стальных боров. Известно, что стоматологические инструменты в процессе эксплуатации подвергаются воздействию значительных сжимающих и изнашивающих нагрузок, а в процессе их стерилизационной обработки - воздействию коррозионно-активных средств. Совместное действие этих факторов приводит к быстрому изнашиванию рабочих частей инструмента и к определенной потере их функциональных свойств. Очевидно, что увеличение длительности срока службы инструмента, например, в 3-4 раза было бы равноценно (равнозначно) росту его выпуска в 3-4 раза ;

Практически проблему повышения долговечности стоматологических боров можно решать совершенствуя материал и технологию его

оготовления или совершенствуя конструкцию инструмента.!

\ Опыт работы НПО "Мединструмент " и медико-инструментальных заводов показал, что одним из наиболее эффективных методов *увеличения долговечности медицинских инструментов является упрочнение их рабочих частей* (Г.П.Герасев,ГЭ81), При этом практика доказывает,что упрочнение рабочих частей инструментов не только повышает их износостойкость,но и значительно улучшает их функциональные свойства (СВ.Шамгунова и др. ,1982 ; Б.Ы.Рызник,1983 ; А.С.Солнцев, 1985 ; В.Х.Сабитов и др.,1979 , Г.И.Герасев,1981; 1.Н.Балхивитдинова, 1960; Г.А.Степанова и др. ,1982).2

Для упрочнения рабочих частей, наиболее нагруженные места инструмента можно изготовить из износостойких твердых сплавов, 1-й наносить на них покрытия из твердых сплавов, или, наконец, :-а нужных участках в материале, создавать поверхностные слои высокой износостойкости. Так, Е.А.Балхивитдинова (1960) рекомендует изготавливать головку и шейку зубных боров из твердосплавного материала, а хвостовик - из стали 20х13.

Присоединение хвостовика к твердосплавной заготовке осуществляется- пайкой.

На Казанском медикоинструментальном заводе начали изготавливать из твердого сплава только головку, соединение заготовки твердого сплава с хвостом по новой технологии осуществляется контактной сваркой, термический цикл которой оказывает меньшее(по сравнению с пайкой) отрицательное воздействие на износостойкость твердого сплава. По данным ЦНШС, ШСИ и других медицинских учреждений износостойкость боров новой конструкции возросла в 1,5-- раза.

В ВНИИМИ проводятся экспериментальные работы по повышению износостойкости стальных боров путем нанесения микронных слоев

износостойких карбидов, боридов и других интерметаллидов, а. также некоторых металлов и их сплавов. Эти слои приводят к -снижению коэффициента трения. Результаты технических испытаний, например ферроборированных боров, показали увеличение их износостойкости в 2-3 раза. (А.С.Солнцев, 1985). }

Сущность метода - ферроборирования заключается в нанесении порошкообразного твердого сплава (ферробора) на рабочую поверхность бывших в употреблении боров электроискровым методом, предложенным в 1948 году Е.А.Володиным. Применение износостойкост-ных твердосплавных и ферроборированных боров в клинике, по данным автора, позволяет повысить производительность труда стоматолога в 1,5 раза , чем обел отливается существенный медицинский и экономический эффект. Это позволяет считать, что совершенствование качества боров является важным звеном в практической стоматолог

Г ИИ.

ЦРабочие части стоматологических инструментов упрочняются также лазерным излучением (Г.А.Степанова, А.Б.ПоглJdНКО, Г.Г.Герасев, 1982 ; Г.П.Гкрасев, В.Л.Лутухнов и др., 1981; А.А.Жуков, Криштал и др. ; А.Н.Кокора, А.Н.Заря, Т.Е.Ермакова, 1973 ; З.С.Коваленко, В.С.Черненко,

Лазерный луч - это уникальный источник энергии, способный нагреть облучаемый участок детали до высоких температур за столь малое время, в течение которого тепло практически не успевает "растекаться". Нагревавши участок может быть при этом размягчен, рекристал#зован, расплавлен, наконец, его можно испарить. Дозируя тепловые нагрузки путем регулировки мощности и продол-

П.Ф.Головко,1982 ; Григорянц, Сафонов, 1988 ; Веденов, Гладуш,1985 ;
Григорьянц и др. ,1983)/J и др. ,1983).1

жительности лазерного облучения, можно обеспечить практически любой температурный режим и реализовать различные виды термообработки» Лазерный нагрев можно также использовать для поверхностной закалки и легирования металлов, для плавления и испарения с выбросом паров при резке и сверлении. Лазерные методы обеспечивают возможность дистанционной обработки, а также труднодоступных участков изделий, не загрязняя обрабатываемую поверхность. Единственным аналогом лазерного луча в этом аспекте является интенсивный электронный пучок. Лазерный луч имеет два важных преимущества: при его использовании не требуется вакуумирование обрабатываемой детали и не требуется создание мощной биологической защиты для обслуживающего персонала (Н.Басова, 1962, Григорьянц, Сафонов, 1988).

Исследованиями ряда авторов (В.П.Герасев, В.;/1.^атухнов, Г.А.Степанова, А.Н.Тимофеев, А.В.Погибенко ,1981; Г.А.Степанова и др., 1982) установлено, что после лазерной обработки твердость облученной поверхности исследуемых инструментов повышает-ся на 15-18\$, а износостойкость увеличивается, от 3 до 10 раз.

Наряду с отмеченными преимуществами лазерная технология обладает и рядом недостатков, главными из которых являются: сравнительно низкий КПД, высокая стоимость и недостаточная надежность мощных лазерных установок. Кроме того, Степанова Г.А. и др. ^1982) установили, что при облучении световым пятном лазера изделий из таких материалов, как углеродистые стали с мартенситной структурой, твердость облученного участка повышается, но за его пределами появляется отпущенная зона с меньшей твердостью, з сравнении с

исходной. Следовательно, технология упрочнения стоматологических боров лучами лазера еще не отработана.

Шамгунова С.А. и др. Д982/ предложили повысить износостойкость стальных боров путем электрохимического хромирования их поверхность.

Результаты исследования показали, что разработанный электролит хромирования, позволяет получить плотные хромовые покрытия, характеризующиеся повышенной стойкостью осажденного хрома, что в свою очередь повышает износостойкость боров. При этом средний ресурс до списания хромированных боров оказался в 3-6 раз больше, чем у обычных стальных боров, и составил 15-30 мин машинного врз мени.

Соснин Г.П. и Орда Б.Н. /1981/ разработали способ электролитического восстановления режущих свойств стоматологических боров, корневых сверл и инъекционных игл. Способ основан на эффекте анодного растворения основного металла в гальванической ванне применяемом для электрохимического травления или полирования поверхности металлических изделия.

При электрохимическое заточке режущего инструмента растворению преимущественно подвергается металл на боковых поверхностях режущих граней. Полагают, что данный эффект связан с явлениями пассивирования анода /Н.П.Федоров с соавт.,1957/.

После восстановления ре^ущих свойств боров их можно применять многократно и тем самым снизить расходы лечебных учреждений на их приобретение в 2-3 раза.

оксплуатационные характеристики корневых буравов и дрильЗсэров можно повысить и путем напыления на их поверхность специальных покрытий /Бинниченко .и.А.,1987/. Для згой цели был использован метод электроискрового нанесения покрытия на установке типа "ЕЛ*А", принцип работы которой основан на явлении переноса мате-

риала покрытия с одного электрода на другой. Покрытием служили сплав карбида,, вольфрама с кобальтом 234 и нитрид хрома. При этом режущая эффективность корневых буров после покрытия сплавом карбида вольфрама с кобальтом, по сравнению с зарубежными и непокрытыми образцами отечественного производства возросла в 3,3 раза, износостойкость в 15 раз, микротвердость - в 2 раза / Ю.А.Винниченко, 1987).

. Значительное улучшение функциональных свойств медицинских инструментов может быть достигнуто за счет армирования рабочих поверхностей этих изделий твердыми сплавами и износостойкими материалами. Анализ широко применяемых в промышленности технологических процессов армирования показывает, что преобладающую долю их объема составляют такие процессы, как пайка, наплавка, газоплазменное и детонационное и плазменное напыление. (Петрунин и др. ,1978, Антошин Е.В.,1974; Ю.С.Берисов и др. ,1978, А.П.Семанов, 1970; А.И.Зверев, 1972 и др.).

В настоящее время номенклатура марок армирующих материалов, обладающих повышенными твердостью, износостойкостью и коррозионной стойкостью, достаточно обширна.

Так например, фирма "Юнайтед Стейтс Стил" (США) рекомендует для износостойкой наплавки низколегированные порошковые сплавы на основе железа с добавками хрома (от 1,0 до 6,0%), молибдена (0,6-5,0%), вольфрама (до 6,4%), ванадия (до 2,0%) и углерода (0,5-0,8%), причем покрытия такого рода могут обеспечить весьма высокую поверхностную твердость - до $RRQ\ 63$, но не обладают достаточной коррозионной стойкостью, высоколегированные же твердые сплавы (с содержанием хрома до 30%, вольфрама до 12% и углерода до 2,5-4,0%) при более высокой коррозионной стойкости имеют

предел твердости не выше *ЕЯС* 58 (В.Х.Сабитов и др.,1979 ; внг. Зильсон Р.А.,1969).

Наиболее широко распространен в промышленности способ армирования, при котором твердосплавные пластины соединяют пайкой с основным металлом. В отечественном производстве медицинских инструментов армирование путем напайки твердосплавных пластин применяют, например, при изготовлении инструментов для снятия зубных отложений. Используют твердый сплав ВК 6М, материал основы деталь 30х13 или У7А. Пайку производят в ванне расплавленного припоя ПрМНЦн 68-4-2 или ПСр25.

Однако установлено, что у инструментов, армированных твердосплавными пластинами, наблюдается коррозия в переходной зоне, что возможно связано с явлениями отпуска в этой зоне в результате нагрева под пайку. Видимо, этими причинами и объясняется довольно ограниченное применение этого метода упрочнения в зарубежной практике.

Большие технологические возможности для нанесения износостойких и коррозионно-стойких покрытий представляет процесс детонации в газах. Детонационные покрытия обладают высокой плотностью и высокой прочностью сцепления с основным материалом. Эти свойства детонационных покрытий в сочетании с малым воздействием на структуру основного материала обеспечили детонационному процессу широкий диапазон применения, в том числе и для повышения стойкости режущих кромок. Так, фирма "Юнион Карбайд" рекомендует использовать этот процесс для упрочнения рабочих поверхностей хирургических ножниц, иглодержателей и других медицинских инструментов.

К недостаткам детонационного метода напыления можно отнести невозможность получения качественного покрытия на стенках глубоких отверстий и пазов, на нежестких изделиях и изделиях из мягких материалов (А.П.Семенов и др.,1977 ; анг.Стромберг, 1970).

Работы, проведенные до настоящего времени, по улучшению ре глщих свойств инсрументальных материалов, как правило, приводили :-: улучшению отдельных свойств материала при ухудшении других. _.:

^Вместе с тем, создание износостойких покрытий связано рядом :дожностей и недостатков. Это прежде всего обеспечение достаточней адгезии и химической однородности и равномерности толщины гткрытия. Нанесение покрытий на мелкие стоматологические инструменты, надо полагать, будет изменять геометрическую форму инструмента, что может отрицательно сказаться на их качественных харак-гэристиках. J>>

С этих позиций представляется интересным не нанесение допол- нительных покрытий, а упрочнение поверхностных слоев режущей кро: гл инструментов. В этом плане особый интерес представляет методика упрочнения поверхности металлических инструментов ионной обработкой. Технология таких методов обработки поверхности различных режущих инструментов считается достаточно разработанной и их внедрение в стоматологическую промышленность является наиболее

N
реальными. \
j

> .. Поэтому изучение эффективности методов ионной обработки для упрочнения рабочей поверхности стоматологических боров представляет большой теоретический и практический интерес.

* * \

1.3. Использование ионно-плазменной обработки для модификации физико-химических и механических свойств металлов и сплавов.

В последние годы большое внимание уделяется ионностимули-рованным методам нанесения различных покрытий на конструктивные

материалы в виде зубных протезов. К этим методам относятся: ионное осаждение, ионно-плазменное напыление, ионное перемешивание и т.д. - 1. Такие покрытия имеют ряд преимуществ перед покрытиями, полученными методами традиционной технологии, преимущества состоят в повышенной адгезии покрытий к подложке, высокой износо- и коррозионной стойкостью. Повышение адгезионной прочности с подложкой является основной целью ионной технологии нанесения покрытий. Повышение адгезии достигается за счет возникновения на границе раздела планки-подложки переходного слоя, образуемого перемешиванием материалов пленки и подложки. Особенно актуальной в последнее время является разработка различных способов получения нитридных покрытий на основе титана, при этом покрытия получаемые физическими методами (напыление, катодное распыление) и химическими, осаждением из газовой фазы нашли уже применение в промышленности. " " ;~

Так, например, в ЦНИИС с 1978 года проводятся исследования по внедрению в клинику ортопедической стоматологии ионно-плазменного метода покрытия зубных протезов нитридом титана, применяемого в промышленности для улучшения физико-химических свойств поверхности металлорежущих инструментов (..., Гусев С.П., 1981).

Токсикологические испытания подтвердили биологическую инертность Tc^{4+} . На основании исследований, проведенных потенциостатическим методом, установлена высокая антикоррозионная стойкость этого соединения к различным агрессивным средствам, ч (Гончаров А. И., Корнилов Ю., 1977; Рабинович Б. А., Хавин Э. Я., 1977).

Физико-механические испытания показали хорошие эксплуатационные характеристики образцов зубных протезов, покрытых нитридом титана.

В настоящее время разработана технология покрытия нитридом титана различных протезов и конструкций на широко распространенных установках "Булат" или "Пуск", в которых нанесение покрытия проводится на основе вакуумно-плазменного принципа. Под воздействием бомбардировки ионами титана в вакууме, а затем в атмосфере газообразного азота на поверхности нагретого электрическим током отрицательно заряженного изделия образуется покрытие в несколько микрометров, обладающее большой микротвердостью. Микротвердость поверхности протеза из хромоникелевого и хромокобальтового сплава достигает 3250-3780 кг/мм², в то время как без покрытия она составляет лишь 290-530 кг/мм², а твердость сплава на основе золота марки ЗлСрМ 900-40 составляет только лишь 82-213 кг/мм².

В последние годы в ортопедической стоматологии широко обсуждается вопрос о целесообразности покрытия зубных протезов износостойкими защитными покрытиями нитридом титана. Как указывает Э.Н.Василенко (1989), нитрид титановые покрытия не оказывают токсического и ингибирующего воздействия на ткани и микрофлору полости рта. Кроме того слой нитрида титана на поверхности протезов из нержавеющей стали играет изолирующую роль, исключая поступления составных элементов основы протезов в слюну и стабилизирует pH слюны полости рта. Покрытия повышают эффективность и качество протезов, а по эстетическим свойствам такие протезы не уступают протезам из золота.

Наряду с многочисленными положительными оценками целесообразности указанных нитрид титановых покрытий (Ю.П.Гусев и др., 1982, В.П.Панчоха и др., 1986; Б.А.Нарадов и др., 1986) имеются и существенные возражения (

Гаврилов, Копейкин и др.) против распространения этого метода в широкой ортопедической стоматологии-

15Ской практике.

Накоплен определенный опыт обработки крупных промышленных озжущих инструментов при помощи данного метода .для повышения их износостойкости (И.П.Бахарченко, 1982 ; Г .о. Протасевич и др., 1330). Однако, эта методика осталась неиспользованной для увеличения износостойкости стоматологических боров.

Наряду с этим, для обеспечения достаточной адгезии покрытия с подложкой требуется нагревание подложки до температуры 400-500 °C. К сожалению пределы таких температур могут привести к снижению прочности материала стального бора.)

В связи с этим актуальной является задача разработки новых, эффективных термической активации поверхности методов нанесения защитных покрытий на стальные сплавы, так как большинство стоматологических инструментов, особенно стоматологические боры и фрезы изготавливаются из стали марки ХВ 5, УА12, 20Х13 и др./

Кроме плазменного метода обработки материалов, в ионной технологии существует метод ионной имплантации. По этой методике обработки, независимо от вещества мишени, в металл, или сплав можно внедрить как атомы, так и ионы любых элементов таблицы Менделеева. Эта уникальная возможность широко используется в промышленности. Соответствующий технологический процесс получил название ионного легирования или имплантации ионов. Изменяя состав образцов с помощью имплантации ионов, можно существенно изменять их свойства. Этим методом можно создавать сплавы и соединения, которые принципиально нельзя получать тра-

дационными методами.—¹*

В таблице № I, приводятся преимущества и недостатки метода ионной имплантации « ,перед другими методами обработки.

Таблица III I

Свойства ионной имплантации

Преимущества	:	Недостатки
Z. Повышение предела растворимости в твердом теле. Получение сплавов независимо от диффузионных процессов. 3. Объемные свойства материала не затрагиваются. Низкотемпературный процесс. ∴ Отсутствие резкой границы раздела в системе имплантированный слой-металл. Высокая автоматизация и воспроизводства.		1. Линейно-направленный поток ионов. 2. Неглубокий уровень легирования. 3. Относительно дорогостоящее оборудование. 4. Небольшая производительность, в связи с ограниченным размером ионного пучка.

Пробеги высокоэнергетичных ионов в твердом теле характеризуется процессами взаимодействия их с атомами металла, находящихся в узлах кристаллической решетки. Каскад столкновений при этом создает радиационные дефекты: вакансии и межузельные атомы, а также объемные дефекты - дислокации и дислокационные петли.

, Величина концентрации внедренного в металл азота, а также форма профиля его распределения в металле, зависят как от режима имплантации, так и от свойств самих металлов. Важную роль при этом играют процессы радиационного дефектообразования. Изме-

Для режимы ионной имплантации можно в широких пределах изменять структуру имплантированных слоев и-тем самым целенаправленно создавать новые в эксплуатации поверхностные слои, обладающие широким спектром триботехнических свойств.

Трибологические свойства металлов - поверхностная микротвердость, износостойкость, коррозионная стойкость - во многих случаях, определяются степенью их легирования, структурой и фазовым составом. Не затрагивая всего объема металла, ионная имплантация металлов в значительной степени изменяет структуру и состав поверхностных и приповерхностных слоев, позволяет в широких пределах менять их поверхностные свойства. Выбирая оптимальные режимы ионной обработки металлов, можно исследовать влияние различных технологических факторов на структуру и свойства металлов, добиваясь повышения их эксплуатационных характеристик.

Как было сказано выше, контролируемое введение в твердое тело (металл) ионов может улучшать его поверхностные свойства. С практической точки зрения большой интерес среди активных ионов азота, образующих химические соединения с металлом, вызывает азот. При взаимодействии с металлом он образует новые фазы внедрения - азотистые нитриды, которые упрочняют металл. (Раджабов, Нигматов).

В последние годы с целью интенсификации процессов азотирования разрабатываются методы ионного азотирования, основанные на использовании безэлектродного высокочастотного тлеющего разряда (Арифов У.А., Раджабов Т.Д. и др., 1974; Абдулин И. И. и др., 1985). Внесение тлеющего разряда с ВЧ - тлеющим разрядом, путем наложения постоянного электрического поля между индуктором и обрабатываемой деталью; создает направленный поток ионов,

дополнительно: ионизированных в результате этого, и повышает эффективность азотирования.

Добавка в плазму обоих видов разрядов инертного газа, например аргона, в зависимости от его концентрации в азоте, по-разному сказывается на кинетике роста азотированных слоев. Так, содержание в смеси тлеющего разряда до 25% аргона, приводит к образованию Fe_2O_3

на стали, а повышение концентрации аргона до 50%, тормозит рост оксидов на сталях [31]. Введение 30-40% аргона в азот в плазме ВЧ-тлеющего разряда позволяет получить диффузионные азотированные слои оптимальной толщины [Арифов У. А., Раджабов Т. Д., 1974].

Работы последнего времени показывают, что облучение металлов только химически активными к ним, но и инертными газами, вызывает окисление упрочненных слоев. Однако, работ по совместному облучению ионами инертных газов и активных газов для модификации поверхностных свойств металлов недостаточно.

Вышеописанные уникальные возможности ионной технологии по упрочнению металлов нашли широкое применение в промышленности, но еще недостаточно внедрено в практическую медицину. Хотя очень большое количество медицинских инструментов, в частности, стоматологических: режущих и эндодонтических инструментов изготавливаются из стали, их трибологические свойства продолжают оставаться низкими.

В связи с этим, применение ионной технологии позволило бы качественно изменить свойства стальных инструментов, в частности, износостойкость.

Но в настоящее время работ, посвященных исследованию влияния ионной обработки, в том числе ионной имплантации на структуру и свойства стальных

стоматологических боров, а также получение нит-рттных покрытий на этих борах практически отсутствуют. В соот-

за.

ветствии с этим разработка более эффективного и направленного изменения поверхностных свойств стальных стоматологических боров на основе методов ионной технологии является актуальной и перспективной задачей.^

1.4. Основные выводы из обзора литературы и постановка задачи исследования

Проведенный анализ литературных источников позволяет сделать следующие основные выводы:

v ! I. На качество препаровки зубов под зубные протезы и форми-рование кариозных полостей влияют такие факторы как вид и качество стоматологических боров, скорость их вращения, сила давления, оказываемая на инструмент в момент препарирования. Совокупность действия вышеперечисленных факторов имеет большое значение, так как они приводят к различным осложнениям местного и общего характера^

^Качество стоматологических боров определяет характер микроструктуры препарированной поверхности твердых тканей зубов и протезов. Применение боров, изготовленных из различных видов материала, откладывает свой, только ему присущий рельеф /микроструктуру/ на поверхности зуба, особенно на эмали, что немаловажно для качества пломбирования и фиксации протезов.Д V
2. Среди зубных боров, выпускаемых промышленностью,стальные зубные боры обладают недостаточной медицинской и экономической эффективностью. Они имеют ограниченные эксплуатационные характеристики из-за недостаточной

прочности основного материала. Это обуславливает быструю потерю режущих и шлиссующих свойств бора, увеличение времени обработки зубов с вытекающими отсюда последствиями.

3. Дороговизна и недостаточная доступность твердосплавных и алмазных боров заставляет провести разработки методов повышения качества обычных стальных боров. В этом плане апробированы различные методы упрочнения рабочей части инструментов, однако использованные методы не нашли широкого применения из-за того, что наряду с улучшением одних ухудшаются другие характеристики инструментов, или же эти методы нецелесообразны с экономических, технических и других сторон.

4. Успехи ионной технологии последних лет представляют большой интерес. Весьма заманчива апробация методов ионной имплантации для улучшения поверхностных слоев режущей кромки стальных боров. Так как эта методика в отличие от ранее известных может обеспечить модификацию поверхностных слоев самого материала инструмента, практически не влияя на геометрию и размеры обрабатываемых конструкций. ~~тех~~ конструкций.]

Исходя из этого нами были поставлены следующие задачи исследования:

1. Разработка способа и определение оптимальных режимов ионной обработки для эффективного и целенаправленного изменения качества обычных стальных боров.

2. Сравнительные экспериментальные исследования основных характеристик стоматологических боров до и после ионной обработки.

3. Сравнительные клинические и медико-технические исследования по оценке эффективности метода ионной обработки стальных боров.

4. Обоснование медицинской и социально-экономической целесообразности использования ионной обработки стальных боров.

ГЛАВА П. ВЫБОР ОБЪЕКТОВ ИССЛЕДОВАНИЯ, СПИСАНИЕ ИСПОЛЬЗУЕМЫХ УСТАНОВОК И ОСНОВНЫХ КЛИНИКО-ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ МЕТОДИК.

2.1. Выбор объектов и материала исследования.

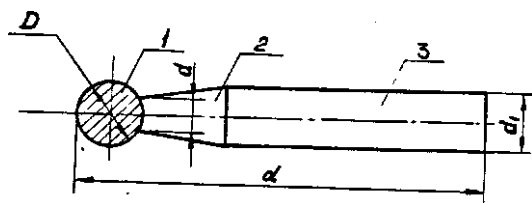
Настоящая работа включает в себе результаты комплекса клинических, медико-технических и экспериментально-технических исследований. Объектами исследования служили зубы пациентов, обратившихся за стоматологической помощью, а также удаленные зубы по ортопедическим и ортодонтическим показаниям, искусственные зубные протезы и пластинки из различных стоматологических материалов. В качестве исследуемых инструментов были использованы стальные, твердосплавные и модифицированные стальные боры для прямого и углового наконечника.

Рис. 1). В частности, были использованы: 1) шаровидные боры : косой непрерывной режущей кромкой типа-1, диаметром рабочей части $D = 1,6$ мм и 2,1 мм исполнения 3 I и № 3 из стали ХВ 5 (бор II-016- 1(3) ГОСТ 22090-87), также исполнения 5 и 7 из твердого сплава ВК6-М (бор II-016-5 (7) ГОСТ 2290-87); 2) колесовидные боры с косой непрерывной режущей кромкой типа 13, диаметром рабочей части $D = 1,4$ и 1,6 мм, исполнений № I и 3 из стали ХВ5 . бор 13-014-(016) - 1-(3) ГОСТ 22090-87) ; 3) фисеурные цилиндрические боры с прямой непрерывной режущей кромкой, типа 21, диаметром рабочей части $D = 1,4$ и 1,6 мм, исполнения 1,3 из стали ХВ5 .бор 21-014 (016) - I (3) ГОСТ 22090-87)5 4)

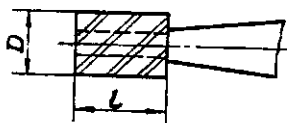
фиссурные цилиндрические боры с косой непрерывной режущей кромкой типа 22, диаметром рабочей части $D=1,4$ мм , 1,6 мм, исполнения К 5 и № 7 из гаер-

ТИПЫ ЗУБНЫХ БОРОВ

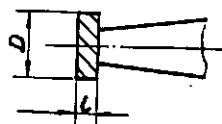
Тип fl



Тип 2Б



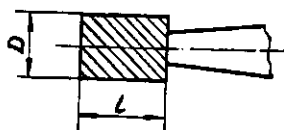
Тип 13



Тип 21



Тип 22



**1-рабочая часть; 2-шейка; 3 -
ХВОТОВИК.**

Рис. I. Типы зубных боров

зого сплава ВК5-М (бор 22-014 (016) - 5 (7) ГОСТ 22СЭ0-57) ; ;)
 фиссурные цилиндрические боры с прямой прерывистой режущей ттомкой типа
 23, диаметром рабочей части $D=1,4$ и $1,6$ мм, исполнения I и 3 из стали ХВ-5 (бор - 23-014(016) - I (3) ГОСТ 22090--?).

В зависимости от диаметра рабочей части число зубьев боров варьировало от 6 до 8. .2 \,

2.2. Использованные установки и методики ионной обработки стоматологических боров.

Экспериментальные исследования были направлены для выработ-
 оптимальной технологии обработки - ионной иплангации стомаго-тегических
 боров и оценки эффективности указанной обработки на гнеллуатационные
 характеристики последних. Кроме того, как метод сравнения мы производили
 оценку эффективности ионно-плазмен-нтго напыления бора ннтридом-титана.

Для осуществления ионной имплантации нами использовался ускоритель
 ионов типа " БИЗУЗПЕ-Лм"" с модернизацией, а нанесения нитрид титанового
 покрытия производилось методом конденсации тзществ из плазменной фазы в
 условиях ионной бомбардировки (КИБ) три помощи установки "5УЛАТ-3" или "
 ПУСК

Установка "ВИЗУВГ!П'-21.1" представляет собой упрощенный ускоритель
 ионов, конструкция которого представлена на рис. 2. Ускоритель включает в
 себя: ионный источник - 1, системы формирования ионного пучка - 2, системы
 ускорения - 3, приемную камеру с системой крепления образцов - 4, а также
 блоки питания :: управления. Приемная часть установки была
 переконструирована для возможности установки стоматологических боров и
 возможности равномерного облучения их режущей части.

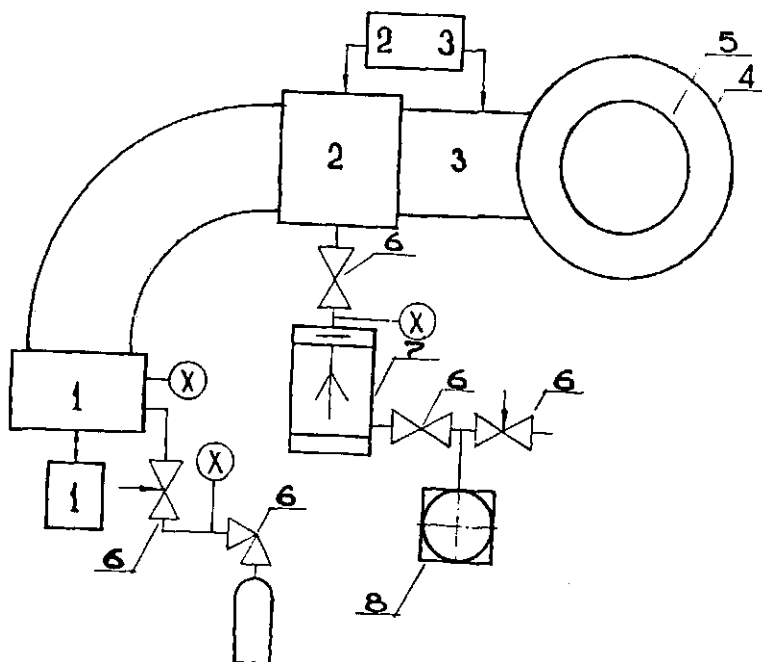


Рис.2. Блок-схема установки "Бизувий-2М"

I-ионный источник с блоком питания; 2-система формирования ионного потока; 3-система ускорения ионов; 4-рабочая камера;

5-карусель для крепления образцов;. 6-клапаны; 7-пароструйный насос;. 8-форвакуумный насос.

• Ионный источник представляет собой стандартный источник зияинга с горячим катодом, работающим при давлении рабочего за в камере $P=1,3-6,5 \times 10^{-6}$ Пасскалл. При напряжении катод-рпус 150-200 В и токе катода до 200 А, устанавливается и стабил! груется ток заряда в камере источника 0,5-2,0 А. Ионный ток из :очника вытягивается подачей напряжения порядка 10-20 кВ на ютрагирующий электрод, и подается далее в систему формирования :нного пучка, который представляет собой трехэлектродную линзу электроды сканирования. Сформированный ионный пучок затем пос-нзает в многосекционную металлокерамическую ускоренную колонну, 'зспечивающую равномерное падение потенциала ускорения до 150 кВ. :::емная камера представляет собой цилиндрическую вакуумную каме-",находящу-;л в специальном ограждении. Откачка вакуумной систе...м осуществляется форвакуумным и диффузионным насосами до давления не хуже :10~%А. Для регистрации ионного тока и дозы облучения в прием-й камере смонтирован цилиндр §арадея, соединенный с блоком парения дозы:счетчик дезы обеспечивает чувствительность до 0,1 л/импульс. Сепарация ионного потока осуществлялась по массам применением фильтра Вика, расположенного в системе формирования иного пучка, что позволило вытягивать из ионного источника од-родный ионный поток.

Ионная имплантация осуществлялась азотом, аргоном с сепара-:ей ионного пучка, которая приготавливалась в специальной камзол ока натекателей, и вводилась в камеру источника через (и-тры» Энергия ионов при облучении от $E=20$ кэВ дс $5=120$ кэЗ,лнсг-егь тока ионов от $C,5$ - до 5 мкА/см²» Облучение велось в ннг.-рзале потоков 10^{-10} ион/см² для аргона и 10^{-10} ион /см² для

азота. Оценочная температура поверхности образцов при имплантации не превышала 150°C .

Порядок проведения ионной имплантации в установке "Визувий-II" осуществлялось следующим образом:

1. Очищенный и обезжиренный латентный стальной бор (или партия боров) помещается в вакуумную камеру и производится откачка до давления 1×10^{-6} тор.

2. Включается ионный источник и производится бомбардировка ионами аргона, с разной энергией и дозой, после ионный источник выключается и камера откачивается до давления не менее 1×10^{-6} тор.

3. Вторично включается ионный источник и производится бомбардировка ионами азота с определенной энергией и дозой; *!*

4. Откачка до давления 1×10^{-6} тор, остывание образцов до комнатной температуры и извлечение образцов,.

Вакуумная установка "Булат-3" содержит вакуумную камеру/Рие, -^ : эрозийными ускорителями металлической плазмы и поворотным устройством, высоковакуумный и формовый насосы, систему подачи лигирующих газов, что дает возможность получать нитридные, парабидные и другие слои в покрытии. Скорость осаждения пленки за расстоянием 270 мм от испарителя до 40 мкм/час . Рабочее давление в камере 5×10^{-6} мм рт.ст.

Порядок проведения обработки в установках "Булат-3" следующий-

Тщательно промытые и очищенные от загрязнения стоматологические боры помещают в кассету и загружают в рабочую камеру, ко-

52.

Рис. 3. Общий вид установки "ПУСК".

После этого камера вакуумируется до 5×10^{-5} торр. В камеру газ, возбуждают тлеющий разряд, поверхность изделий подвергают бомбардировке ионами, дополнительно очищая ее и подготавливая к нанесению покрытий.

По окончании ионной очистки проводится дополнительное вакуумирование камеры и между катодом и анодом источника ускоренных ионов возбуждается низковольтный сильноточный дуговой разряд, обеспечивающий генерацию плазмы за счет эрозии катода. Ионы плазменного фокуса ионизируются под отрицательным потенциалом. Для получения покрытий сложного состава в камеру подается - активный газ (азот), и ионы наносимого материала вступают с ним в реакцию, образуя на поверхности изделия сложное по составу покрытие - нитрид титана.

Для установления оптимальных режимов обработки поверхности стальных боров с максимальным улучшением их физико-химических свойств, мы провели ряд серий опытов. При этом, в одних сериях - параметры варьировали дозы и энергии ионов облучаемого азота, - изменяя параметры ионов облучаемого аргона, а в других, наоборот, варьировали дозу и энергию облучения ионов аргона, оставляя без изменения параметры ионов азота. Во всех сериях опытов после ионной обработки модифицирования поверхности стальных боров исследовали на микротвердость, износостойкость, режущую способность, эрозионную стойкость, степень шероховатости самих боров до и после облучения.

Для оценки эффективности и сравнительного анализа свойств модифицированных боров ионной имплантацией, исследовались боры из "вида титана.

2.3. Методики и устройства для физико-химических испытаний.

2.3.1 Методы исследования микротвердости.

Метод исследования поверхностных слоев на микротвердость является одним из самых универсальных способов определения степени упрочнения и деформации при поверхностных слоях металлов сплавов.

Так, в частности, изменения микротвердости поверхностных слоев при различных нагрузках на индентор позволяет определять структуру напряженно-деформированных слоев металлов после поверхностной обработки.

С другой стороны, повышение микротвердости поверхностных слоев характеризуется их упрочнением после ионного облучения и является качественным показателем эффективности данного метода.

Измерение микротвердости (ГОСТ 3550-75) проводилось на стандартном приборе ПТМ-3. Прибор ПТМ-3 представляет собой микро-хоп, снабженный специальным предметным столиком и механизмом нагружения, в котором закрепляют алмазную пирамиду Виккерса.

Величина микротвердости определяется по эмпирической формуле;

$$H_v = \frac{1854 \times P}{J^2} \text{ кг/мм}^2 \quad (I)$$

где: P = нагрузка (КГ) ;

J = диагонали отпечатка (мм²).

В соответствии с поставленной задачей исследования, были проведены измерения микротвердости имплантированных слоев стальных образцов как на косых шлифтах при угле 40° , так и на поверхности при нагрузках на индентор $P = 10-150 \text{ г.}$

2.3.2. Методы исследования износостойкости и режущей способности.

Эффективным методом исследования степени упрочнения рабочей «аоти стоматологических боров является испытание металлов на износ, так как трение неизбежно во всех механических системах и вызывает значительное разрушение пар трения в результате износа, износостойкость поверхности - это степень сопротивления поверхности упруго-пластической деформации. При работе со стоматологическими борами происходит абразивный износ. Абразивный износ обусловлен внедрением твердого выступа одной поверхности в другую *ж* переносом срезанного материала в пространство между контакти-5,,нными поверхностями, то есть происходит переход от процесса ■попахивания поверхности, характерного для адгезионного износа, *ж* ее срезу.(*ЧЧ*). Износостойкость инструмента при этом ниже, для адгезионного износа и определяется как :

$$(J = G \cdot H/P \quad (2.)), \text{ гон : } O -$$

:шосостойкость ; H - твердость ;

C - функция, определяющая пластические характеристики материала,*

P - приложенная нагрузка. Износостойкость и производительность(режущая способность) с!нчных стальных и модифицированных боров нами определялись просверливанием искусственных металлических коронок и металлических пластинок, а также по количеству удаленной твердой ткани с/ба в течение определенного отрезка времени при скорости враще*ж* бора 3000 и 10000 об/мин, и с нагрузкой 0,5 кгс (4,9Н>. Про-зерливание осуществлялось при помощи наконечника описываемого алее и на предложенном нами оригинальном устройстве (рациона-лзаторское предложение *IB 732* Ташкентского Государственного медицинского института от 26 марта 1987 года авторы:

Нигматов Р., абилов Л. : "Устройство для исследования эксплуатационных характеристик(износостойкости и режущей способности)стоматологи-ских боров и фрез" г.

Разработанное нами устройство состоит из следующих основных частей (см. рис. 4). Установочной плиты (I), соединяющей эти узлы в одно целое; электродвигателя - 2(шлифомотор ШМ-1); нагрузочного устройства - 3, позволяющего изменять величину нагрузки на режущий инструмент под углом 30° относительно оси; концевика - 4, к которому прикрепляются исследуемые образцы (бобы и фрезы); столика - 5, на который закрепляют образцы материала.

Для моделирования металлических искусственных коронок и металлических конструкций бюгельных протезов на столике закрепляются пластинки из хромоникелевой и хромокобальтовой стали. Для фиксации экстрагированных зубов имеются специальные зажимные устройства,обхватывающие зуб со всех сторон.Для фиксации всех этих образцов материала, на столике имеются специальные пазы, с закрепляющими винтами - 6.

Устройство отличается тем,что в качестве электродвигателя применен зуботехнический шлифмотор, а нагрузка на режущий инструмент подается через нагрузочное устройство под углом 30° направлению бора, что позволяет контактировать наиболее остро

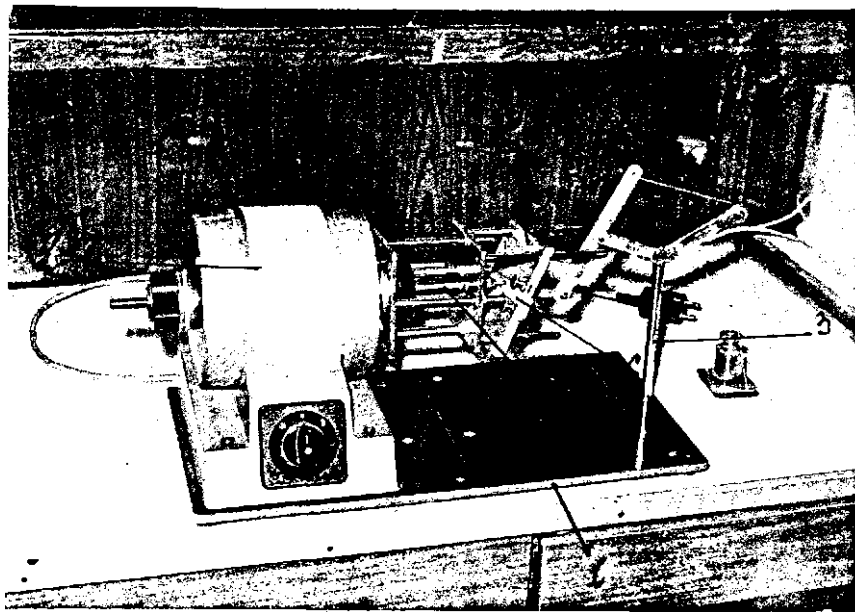


Рис. 4. Устройство для испытания эксплуатационных

ха огических боров / описание в тексте/.

ра

кт

ер

ис

ти

к

ст

о

м

ат

ол

выступающие режущие зубцы рабочей части инструмента с исследуемым материалом.

Для определения эффективности износа стоматологических боров, последние взвешивались до и после про сверления металлических коронок и пластинок на аналитических весах (ВЛР-200) с'точностью до 0,0005 г (5 m Ю"4) (ГОСТ - 24104-80).

Измерялись максимальные и минимальные диаметры рабочей части боров при помощи микрометра МК, модель 102, 0-25 мм ГОСТ ;507-78 с допустимой погрешностью +0,004 мм. расчет коэффициента износа проводился по формуле :

$$K = \frac{G_0 - G_1}{S \cdot P \cdot t} \quad (3)$$

K - коэффициент износа ;
 G_0 - вес стоматологического бора до опыта (мг) ;
 G_1 - вес стоматологического бора после опыта (мг) ;
 S - площадь рабочей части бора (мм²) ;
 P - нагрузка (кгс , Н) ;
 t - время (мин).

При опре: **ыни** режущей способности зубных боров проевер : мелись металлические пластинки, специально отлитые для этой **Т**;лп из хромоникелевой стали (толщина 2мм), и после завершения мтмта измерялась глубина просверления. Глубину просверления ме-тмиллесков пластинки измеряли при помощи микрометра часового : :та со специальным предложенным нами приспособлением (индпка-т:р часового типа с **ценен** деления 0,01 мм ГССТ-577-58)о?лс. 5.

Длл оценки стойкости зубных боров был выбран еще один показатель - производительность бора. Производительность - это коли-

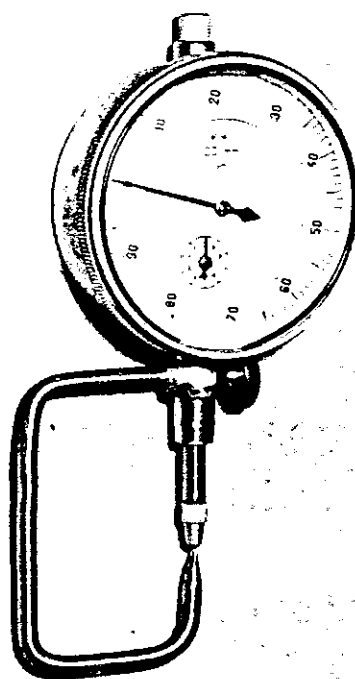


Рис. 5. Микрометр часового типа со специальным приспособлением.

ество удаляемой стружки за единицу времени работы бора. Для того обрабатываемые зубы взвешивались до и после препарирования обработки) и высчитывалась производительность инструмента по формуле:

$$Q = \frac{M_0 - M_1}{t}, \quad (4)$$

Q - производительность, мг/ мин.; M_0 - вес

зуба до опыта , мг ; M_1 - вес зуба после

опыта , мг ; - время обработки, мин.

2.3.3. Методы исследования коррозионной стойкости.

Защита от коррозии представляет комплекс мероприятий, направленных на предотвращение и ингибирование коррозионных процессов, охранение и поддержание работоспособности инструментов в течение периода эксплуатации.

Степень коррозионной стойкости металла к воздействию агрессивной среды, то есть степень пассивности играет значительную роль в эксплуатационных характеристиках металла. Пассивация поверхности металла каким-либо методом снижает его поверхностную энергию и тем самым изменяет его трибологические свойства. Пассивация поверхности металла с помощью ионной технологии является наиболее современным; и перспективным, методом, обработки поверхности.

Исходя из этого, для нас представлял большой интерес, каким образом и в какой мере использованная нами методика модификации рабочей поверхности стальных боров отразится на их антикоррозийных характеристиках*

Для исследования коррозионной устойчивости стоматологических боров были отобраны в качестве контроля 20 стальных боров серийного производства, а также соответствующее количество боров этого типа, покрытых нитридом титана и столько же боров, обработанных ионной имплантацией.

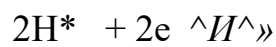
Стоматологические боры погружались в растворы»-¹\$ растворы}* поваренной соли, едкого натрия, соляной, уксусной, щавельной и лимонной кислоты, 2% раствор хлорамина и 3% раствор перекиси водорода (срок от 1 дня до 6 месяцев)с периодическим исследованием структурных изменений их поверхности. Кроме того,такие же образцы в количестве по 10 штук были подвергнуты 10-кратному воздействию суховоздушной стерилизации по общепринятой методике. Образцы были исследованы визуально и с помощью лупы.

Как известно,при коррозии происходит одновременно две реакции :

1. Анодная реакция (окисление) - металл отдает свои валентные электроны:



2. Катодная реакция (восстановление) - в которой за счет потребления валентных электронов происходит восстановление водорода:



В общем виде модель растворения металла имеет следующую схему:

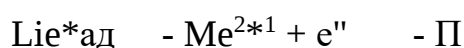
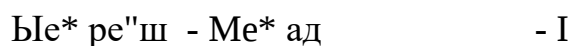


Схема представляет собой трехстадийный процесс растворения металла, при котором атом решетки металла переходит в адсорбированное состояние на поверхности (реакция I); далее происходит переход этих адсорбатов в катионы металла (реакция II) и переход их в раствор (реакция III). Важную роль в осуществлении этих реакций играет состояние поверхности металла, его поверхностная энергия. Выход различных дефектов на поверхность понижают поверхностную энергию, способствуя переходу атомов металла в положения в кристаллической решетки в раствор, тогда как поверхностные пленки химических соединений, связывая поверхностные атомы, повышают ее энергию.

Электрохимическое растворение металлов в электролитах приводит к тому, что в большинстве случаев у поверхности электрода возникает двойной электрический слой - поверхность металла приобретает заряд одного знака, а прилегающий слой раствора - противоположного. Возникающий при этом потенциал - ЭДС является главным параметром, определяющим скорость электрохимической реакции. Изменение разности потенциалов между электродами в электролите, в зависимости от изменения потенциала исследуемого электрода, будет характеризовать изменение скорости электрохимических реакций или коррозионного тока на исследуемом электроде:

где: E - есть разность потенциалов между электродом сравнения и исследуемым.

Методикой, позволяющей определить эту зависимость и основанная на измерении коррозионных токов в зависимости от изменения потенциала рабочего электрода, является потенциостатическая

методика исследования коррозионных процессов.

Потенциостатическая методика позволяет более полно оценить степень коррозионной стойкости поверхности боров и ее изменение после поверхностной модификации. Поэтому исследование коррозионной стойкости мы также осуществляли путем определения величины плотности тока коррозии на основе анодных поляризационных кривых, снятых в 3% растворе поваренной соли, а также путем стабилизации по ОСТ-64-I-7 2-7 2 при помощи потенциостата типа "П-5827".

На рис. 1 б. приведена схема потенциостатических испытаний, : использованием потенциостата типа "П- 5827".

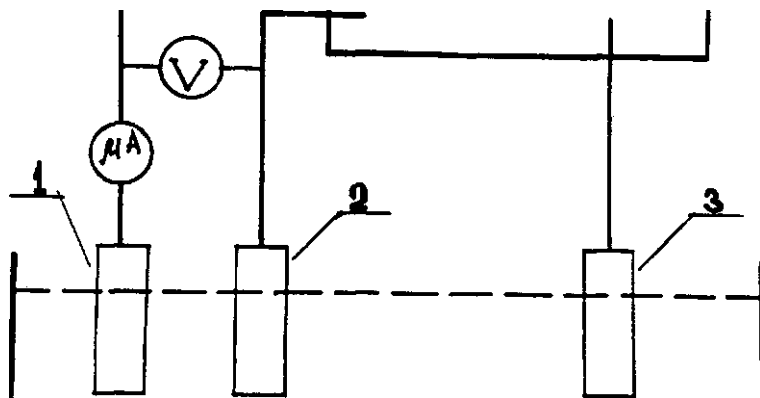
По этой методике исследуешь образец - рабочий электрод, помещается в специальную трехэлектродную электрохимическую ячейку. Подача потенциала на исследуемый (рабочий) электрод, осуществляется при помощи вводимого в ячейку вспомогательного электрода и измеряется относительно электрода сравнения. В качестве электрода сравнения использовался стандартный водородный электрод, имеющий нулевой потенциал. Запись кривой анодной поляризации осуществлялась на двухкоординатном самописце типа Н-30Б, с подачей на координату X потенциала развертки, а на Y-логарифма тока поляризации от рабочего электрода.

2.3.4. Методы визуального и инструментального изучения рельефа исследуемых поверхностей.

Задачей этих исследований являлась сравнительное изучение внутренней поверхности зубных боров, препарированной поверхности зубов и зубных протезов.

Материалом для изучения явились стальные,/а также твердосплав-гме боры и модифицированные боры после ионной обработки. Препаров-

П-582?



ЭЛЕКТРОХИМИЧЕСКАЯ ЯЧЕЙКА

Рис. 6, Схема потенциостатических измерений
потентостатом "11-5527"

1-рабочий электрод; 2-электрод
сравнения; 3-вспомогательный
электрод

у твердых тканей проводили в свежеснятых (по ортопедическим показаниям) зубах человека. Для исключения ошибок при сопоставлении полученных результатов, в основном не проводились зубы одной групповой принадлежности.

характеристика поверхности всех исследуемых объектов осуществлялась следующими методами:

1. Визуально .
2. С помощью лупы, стоматоскопа ОПН-178 и световой микроскопии при помощи микроскопа МБС-9 на отраженном свете с увеличением объекта до 80 раз.
3. С помощью сканирующей электронной микроскопии *Hitachi S-405A, scanning electron microscope*).
4. Профалографически с помощью профилометра типа "П-210". Визуальные и инструментальные методы оценки характеристик поверхности производились при изучении:
 - а) поверхности стоматологических образцов опытных и контрольных образцов, до и в процессе их эксплуатации;
 - б) поверхности эмали зубов до и в процессе их препаровки;
 - в) поверхность металлических и пластмассовых зубо-протезных конструкций до и в процессе их обработки.

При исследовании обращалось внимание на рельеф поверхности, наличие шероховатости, трещин, сколов, образования раковин или -плавок. Достаточно подробную информацию о рельефе дает микроскопия в отраженном свете, где изменяя угол падения света мы имели возможность получать и объемную характеристику отдельных элементов исследуемой поверхности.

Растровая электронная микроскопия проводилась при увеличении от $\times 100$ до $\times 20000$ раз. Подготовка образцов к электронно-микроскопическому исследованию заключалась в следующем:

1. Отбор материала для исследования и его фиксация в 2% растворе глутар-альдегида на нейтральном фосфатном буфере.
2. Обезвоживание образцов путем дегидратации в растворе цетона в возрастающей концентрации.
3. Высушивание. Высушивание проводили методом перехода критической точки в аппарате "НСР-2" с использованием закиси азота.
4. Поверхностное напыление золота. Кроме образцов стоматологических боров, все материалы подвергались поверхностному напылению слоя золота, в специальной установке для ионного напыления (3-3" Qbco, Япония).

Степень шероховатости режущей грани рабочей поверхности гематологических боров определялась с помощью профилометра типа "П-210", ощупыванием поверхности алмазной иглой (тип прибора: ГОСТ 95-04-60-П-Ю). При помощи профилометра определялась также **шероховатость** поверхности твердой ткани зуба после обработки с разными борами, в том числе модифицированными борами, для определения их функциональных свойств.

Эффективность протезирования и сроки пользования ими, их состояние в полости рта во многом зависит от качества шлифовки и заточки ортопедических конструкций. Вместе с тем, ассортимент режущих инструментов, имеющихся в распоряжении зубных техников врачей-стоматологов не всегда позволяет получать необходимое качество обработки готовых протезов.

В связи с этим, нами исследованы характеристики препарированной поверхности зубных протезов обработанных разными режущими - гетруменгами. Характеристики препарированной поверхности сплавов металлов,используемых для зубного протезирования изучалась на специальных отлитых заготовках кромо ник елевых пластинок размерами 50х20х2 мм после обработки их в стандартных условиях шаровидными и колесовидными борами(контрольных и опытных образ-лов).

Характеристика препарированной поверхности стоматологиче-:ких пластмасс изучалась на 34 стандартных пластмассовых зубах "Эстедент-02",производства Харьковского завода ТУ 64-2-264-87, -асон 12,из которых 5 контрольными, 29 опытными образцами. Обработке подвергались вестибулярные поверхности искусственных вубов» Все препарированные поверхности образцов подвергали тем лэ методам исследования,которые были использованы при исследо-:алии твердых тканей зубов.

Количественное распределение экспериментального материала ванной работы представлено в таблице 2..

2.4. Материал и методы клинических, медико-технических исследований.

Клиническое исследование проводилось у 112 больных обратившиеся в клинику ортопедической и терапевтической стоматологии і І ТашГосМИ , в возрасте от 16 до 70 лет (37 мужчин, 75 женщин) ;всего были препарированы (формированы) кариозные полости 144 зу-:зв пациентов.

При проведении общеклинических исследований обращалось химание на общее состояние организма^ на состояние зубов, на наличие зубных

отложений, налетов. Тщательному исследованию подвергались зубы до, в процессе и после препаровки разными

rituNi тн с'l'uMM'i'ti.iiii'niiic.itx.

^ S Вид зубных боров n/nj		Микротвер- дость		1 * j Износостой- кость		! Коррозионная стойкость		}Профилогра- фия поверх- ности..		!Электронно-! !сканирующая! !микроскопия!		Всего:	
		\ N! П \		!		п. ! /V		1 tu Л?		! ^ .!		^ ! V	
I.	Стальные	17	504	68	168	25	25	16	16		В 48	134	761
2.	Модифициро в анные	116	1236	114	314	44	44	34	34		15 90	323	1718
3.	Боры с T£/^ покрытием	17	504	70	170	23	23	19	19		10 60	139	776
4.	Твердосплавные	5	90	68	168			5	5		П 66	89	329
	В С Е Г О :	155	2334	320	820	92	92	74	74		44 264	685	3584

зидами боров.

Влияние эксплуатационных характеристик опытных и контрольных образцов 'боров на качество препаровки зубов изучали таким образом, чтобы исключить возможные вариации твердости и износостойкости зубов у различных индивидиумов. Поэтому нами подбирались в основном такие пациенты, которым было необходимо произ-одить препаровку на менее, чем на одной паре симметричных зубов, рн этом препаровку одних зубов производили опытными,а других, :нтрольными образцами боров.

Например : б!6, 717, 5!5, 4! 4 и т.д. на верхней или нижне! гаяюсти.

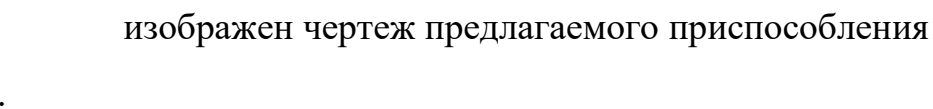
Методика стандартизации процесса препаровки и экспериментальных исследований боров.

На процесс препарирования зуба также оказывает существенное вннне С изикс-механические и геометрические свойства режущего инструмента. Учеств влияние всех параметров препарирования фактически невозможно, и поэтому ,ьи пользовались методикой Л.Круглика (1960),принимая во внимание наиболее типичное их очетание : тип **и** качество инструмента - **L**, частота вращения ~струмента - **Av** , давление инструмента на зуб - **p** , время препа-рования - **£** •

В процессе обработки конкретного зуба параметры **уь**, **P** , и: поддерживали практически неизменными, так как частота враще-::н инструмента всегда была 100С0 об/мин., время препарирования : всех опытах ограничивалось одним и тем же отрезком времени, давление **инструмента** регулировалось при помощи предложенного **i-Ji** наконечника,ограничивающего давление на препарируемый зуб

(рационализаторское предложение № IOG7 Ташкентского Государственного медицинского института от 8 февраля 1989 года авт.НИгнатов Р., Терехов В.В.-"Приспособление к прямому наконечнику, дозирующее давление инструмента на препарируемый зуб").

Приспособление к прямому наконечнику, отличается тем, что с целью регулирования и поддержания постоянного ~~давления~~ давления абразивного инструмента на препарируемый ~~зуб~~ зуб^выполнеда с тарированной Друниной и сцепным фрикционным устройством, имеющим специальную ~орму .для лучшего сцепления и центрирования валов»

На рис7.  изображен чертеж предлагаемого приспособления к наконечнику.

Сконструированное нами приспособление регулирует силу захвата фрикционной ~~...тфты~~ так, чтобы при заданном давлении ~~'рикционная~~ фрикционная передача не проскальзывала. При повышении давления, относительно заданного, происходит прсбуксо%ание (проскальзывание) фрикционной передачи между валом инструмента и валом хривода. Это приспособление позволяет избежать препарирование в большем, чем необходимо, давлением на зуб, обеспечивая тем самым безболезненный силовой и температурный режим препарирования.

Таким образом, параметры ~~il P~~ мы старались сделать наиболее идентичными, то есть стандартизированными.

Термометрические исследования .

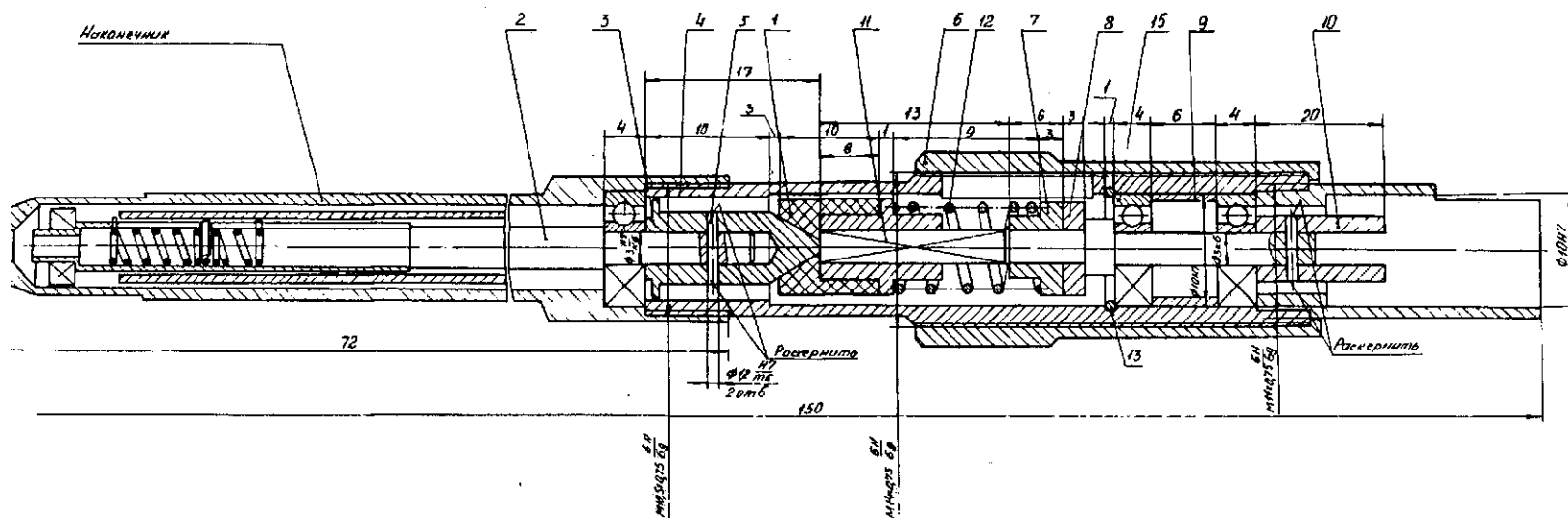
Для изучения степени нагревания твердых тканей зуба во время препарирования использован предложенный нами электронный термометр стоматологических - ЭТС-1(рационализаторское предложение № 1015 Ташкентского Государственного медицинского института

rtс, 7о ііраиОіі наконечник с приспособлением дознруюпш." давление инструмента па
иропарлруоглш* з,,б.

о

I-конус сщююн; 2-^ал нрпводмшп в движении инструмента; 0-регулировочная rail:vo;iO-
В-/ о^снечг^адля передачу момента и собствошюге СІСІТЛЮШЗЛ»

II-СВ'і'^LZa.^I и. ио,У !Г,;," іL-, С ;I?-ТарL ГОЪС П:ПЯ П)УГnT' ■ •



от 23 февраля 1989 года, авторы: Нигматов Р., Зуфаров С.А., Дамидов А. -

"Электронный термометр стоматологический" /Рис. & Л

Электронный термометр стоматологический изготовлен на базе пистолета для воздуха от стоматологической установки -УСУ-30, в- конец которого вмонтирован миниатюрный термодатчик, изготовленный из сильнокомпенсированного кремния, который до настоящего времени не был использован в медицинской промышленности. Термодатчик имеет размер $1,0 \times 1,0$ мм, от него идут два изолированных провода, проходящие через корпус пистолета. От рукоятки пистолета провода проходят через винилитовую трубку и подключаются к измерительной схеме. Измерительная схема состоит из микроамперметра, который градуирован на градусы по Цельсию от 0° до 100°C ,

Б основу действия электронного термометра положен эффект • зависимости сопротивления сильно-компенсированного кремния от температуры.

Основные технические данные термометра:

1. Погрешность измерений $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$,
2. Пределы измерений от 0° до 100°C ,
3. Бремя установления температуры - 15-20 сек.,
4. Напряжение источника питания - 9 В, о.

Потребная мощность - 10 Вт.

В ходе исследования выполнено 360- измерений температуры твердых тканей зубов, препарированных разными борами на 72 свежеекстрагированных зубах человека.

81.

Рис. 8. Электронный термометр стоматологический

Электродонтометрические исследования препарированных зубов.

С целью изучения жизнеспособности пульпы и порога болевой чувствительности зуба использована методика электродиагностики, по Л.Р.Рубину (1950, 1955).

Используя аппарат ЭШ-3 (Ту-64-1-1254-76) мы произвели 214 измерений порога чувствительности у 107 зубов, подлежащих препарированию до начала и непосредственно после манипуляции.

Изучение образования трещин эмали зуба во время препаровки.

Для определения частоты образования дефектов зубов во время их препаровки, нами обследованы 108 зубов пациентов, обратившихся за стоматологической помощью.

Из-за трудности стандартизации и регистрации образования трещин на твердых тканях зубов при различных формах их препаровки (препаровки под одиночные и опорные котики, под вкладку, хломбу, а также в зависимости от класса дефектов коронки зуба) мы стремились использовать этот показатель при относительно идентичных условиях обработки кариозных полостей под пломбы при дефектах коронки зуба I класса по Блэку.

Исследуемые зубы осматривались с применением внутриворотного освещения от универсальной стоматологической установки. Обнаружение дефектов зубов облегчалось иногда применением стоматологического исследования при помощи операционного микроскопа.

Перед осмотром поверхность зуба тщательно просушивалась сушателами, струей теплого воздуха или эфиром. После этого поверхность зуба осматривалась путем прижизненного окрашивания. Для этого поверхность зуба обрабатывалась 1% раствором метилинового синего, путем втирания намоченного, тампона в течение 2-3 минут.

Нами определялась вначале частота трещин до препарирования, в потом сразу после формирования полости обычными стальными и нами модифицированными борами.

Исследование краевого прилегания пломб

Все больные с пломбированными зубами нами были исследованы на краевое прилегание пломб к стенкам твердых тканей зубов. С этой целью использован электрометрический способ диагностики проницаемости пломб, предложенный З.К.Леонтьевым, Г.Г.Ивановой, Д.М.Стефанеевым (1935).

Этот метод основан на способности тканей зуба проводить электрический ток различной величины в зависимости от ширины щели на границе зуб-пломба при установлении надежного контакта между активной поверхностью электрода и исследуемой поверхностью зуба с помощью раствора электролита (1% раствор хлорида кальция). В качестве измерительного прибора был использован стандартный аппарат для электрообезболивания "Элоз-Г" (рис.9).

Всего обследовали 87 зубов у 71 человека которым после соответствующего формирования кариозных полостей были наложены пломбы из силдонта.

Рис. 5. Аппарат "Злоз-І" с электродами для

электрометрической диагностики краевой

проницаемости пломб

Методика изучения производительности труда врача-стоматолога.

С целью изучения производительности труда врача-стоматолога в клинике проводилось определение затрат врачебного времени на препарирование кариозных полостей при лечении кариеса (хронометраж Г.Л.Базаян, Г.А.Новгородцев, 1968; Р.Г.Синицын с соавт., 1974; Л.Д.Сорокина, 1974 и др.). Для создания идентичных условий при проведении хронометража брались одни и те же группы зубов как указано на стр. 5-8, на симметричных зубах. При помощи секундомера проводилось определение затрат врачебного времени момента начала препарирования до его окончания. Во всех случаях препарирование, скорость вращения инструмента и давление на инструмент были одинаковые.

Производительность труда врача-стоматолога определялась по формуле :

$$P = \frac{N_2}{N_1} \quad (2.5.)$$

где : N_1 - количество препарированных зубов обычными стальными борами в течение года ;

N_2 - количество препарированных зубов модифицированными борами в течение года.

В ходе клинического исследования выполнено у 134 зубов пациентов определение затрат врачебного времени на препарирование кариозных полостей при лечении среднего и глубокого кариеса.

В таблицах № 3 и 4. представлено количественное распределение клинического и медико-технического материала данной

.боты.

I J Ml il'fOi "Г I It llil HI Д l| l lU l'iH .!!■ ,1'llliM !' Mill t! t'lt W IH
H'l 1 1JMT11| >I\i\ .11 (

Вид зубных боров	!Кол-во ! обследо- •ванных больных	!Кол-во пренари- !рованных !зубов	!Электр- !Измерение' !одонтомет затраты !ние тре -! !рическое !врачебно-!щин твер-! !исследов. го времеы!дой ткани'мости з-в	51	64	51 57	208
Стальные	53	68	51	64	51 57	208	
Модифицированны	53		5G	70	42	228	
е					45		

BCET
O:

112

144

107

134

108

87

436

Вид зубных боров	—(—----- ir. ----- - j Производитель-j ность бора	Г С--- ----- j Термометрия наг-} рева твердой • ткани зуба	j Профилография j * " поверхности	j Электронно-ска- нирующая микро- скопия	—Г - ' -- ■ —Г— ■—■— Всего:									
	!кол-во !зубов	!кол-во !исслед.	!кол-во !зубов	!кол-во !исслед.	!кол-во !зубов	!кол-во !исслед.	!кол-во !зубов	!кол-во !исслед.	!кол-во !зубов	!кол-во !исслед.				
1. Стальные	25	75	24	120	12	12	8	48	69	255				
2. Модифициро- ванные	25	75	24	120	35	35	38	228	122	458				
3. Твердосплав- ные	25	75	24	120	22	17	22	17	14	14	84	84	85	301
4. Алмазные													31	101
Всего	75	225	72	360	86	86	74	444	307	III5				

Примечание:

- количество зубов

- количество исследований

Статистическая обработка полученных результатов исследования

Все материалы клинического и экспериментального исследования были подвергнуты статистической обработке по методу Стьюдента-- шлира*

Широкое распространение электронно-вычислительных машин (ЭВМ) различных типов создало благоприятные условия для внедрения средств и методов вычислительной математики в медицине. Использование этих средств позволяет экономить время, затрачиваемое исследователями на проведение статистической обработки результатов клинико-экспериментальных исследований (КЭИ).

Существующие методы статистической обработки КЭИ очень трудоемки, многоэтапны и для их применения необходимо абсолютные цифры переводить в десятичные логарифмы с последующим вычислением :среднего арифметического значения ($\bar{Y}$) , среднего квадратного :отклонения (σ), стандартной ошибки ($\sigma_{\bar{y}}$) и показателя точности

С целью облегчения и-ускорения . статистической обработки результатов исследований мы использовали метод обработки полученных, результатов исследований с помощью программы для микрокалькуляторов (ГЖ-52, Ж-56, Ш-61 и другие программируемые микрокалькуляторы) (Кадыров I.K. и др.,1987).

Обработка результатов КЭИ состоит из следующих этапов: I. Выбор алгоритма.

Подготовка микрокалькулятора к работе. 3. Составление и запись программы в память 331*. i . Введение исходных данных.

5. Получение результатов.

Выбранный нами алгоритм для составления программы представляет собой сумму четырех алгоритмов, т.е. : M - среднего арифметического ; σ - среднего квадратичного отклонения ; w - стандартном ошибки j показателя точности . I См. приложение 2).

2.5. методика расчета экономического эффекта от улучшения качества стоматологического ■ инструмента

Расчет экономической эффективности от совершенствования губного бора и улучшения качества оказания стоматологической помощи нами проводился на основании методических рекомендаций

A

-.2 комплексной оценке эффективности мероприятий,направленных на ускорение научно-технического прогресса, утвержденных постановлением ГКИТ СССР и Президиума АН СССР от 3 марта 1968 г, Z 60/52 по формуле (I):

$$Z_{\Gamma} = P - Z, \quad (I) \quad \Gamma \quad \Gamma$$

где : P_p - стоимостная оценка результатов мероприятия НТП,включающая основные и сопутствующие результаты на расчетный год

Z_r - затраты на реализацию мероприятия НТП за расчетный год.

Кроме экономического эффекта существует к социальный зф-*5пт, который выражается в облегчении п повышении производи-тзльности труда врача, стоимостная оценка которого осуществлл-
 тся с использованием формулы (2) методических рекомендаций:

де : P_p - стоимостная оценка социальных результатов
 мероприятия НТП в году Γ ;

R_r - величина отдельного результата (в натуральном измерении) с учетом
 масштаба его в году Γ ;

D_r - стоимостная оценка единицы отдельного результата **б** году Γ ;
 количество показателей,учитываемых при определении
 воздействия мероприятия на социальную среду.

Стоимостная оценка единицы отдельного результата в году почитывается
 по формуле (3) :

$$\Lambda = \kappa \quad (3),$$

те : Z_{cp} - средний уровень заработной платы з?. I на с ; Γ - число
 рабочих часов в год.

Величина отдельного результата (R_r) с учетом масштаба во в году, т.е.
 количество высвободившихся рабочих часов,исходя л коэффициента
 работающих 0,5 (без учета несовершеннолетних, гнсионеров, домохозяек)
 определяется по формуле (4) :

$$R_r = \kappa \cdot \text{£} \cdot \text{д£} \quad , (4)$$

те: K - коэффициент работающих (0,5) ;

- освобождение рабочего времени I больного, посещающего стоматологическую поликлинику;
- сокращение числа больных, посетивших поликлинику в год, при использовании усовершенствованной техники, инструмента.

Стоимость затрат на реализацию мероприятия НТП(Зг) за расчетный год осуществляется с использованием формулы (5) :

$$З_{г} = C_{м} \times Y, \quad (5)$$

где : $C_{м}$ - стоимость одного модифицированного стального бора, * $y^{1/1}$ - количество обработанных боров, используемых в стоматологической поликлинике. Стоимость обработки одного стального бора ($C_{м}$) высчитывалась по формуле (6):

$$C_{м} = \frac{C_{н} \times C_{т} + fK_{q} - C_{ап}}{K_{г}} \quad / \text{АЧ}$$

где : $K_{г}$ - годовой объем модифицированных стальных боров ; $C_{н}$ - стоимость нового стального бора - 4,5 коп. ; K_{0} - капитальные затраты на всю программу ионной

имплантации 3

$C_{\text{ап}}$ - стоимость аппарата для ионной имплантации;

- коэффициент повышения стойкостных качеств стального бора после ионной имплантации рабочей поверхности по отношению к новому стальному - 2,0
- количество лет необходимых для выведения средней стоимости одного модифицированного бора.

ГЛАВА III.

ФИЗЖО-ХИШНЕСКИЕ СВОЙСТВА И ЭКСПЛУАТАЦИОННЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ СТОМАТОЛОГИЧЕСКИХ БОРОВ • ДО И ПОСЛЕ ИОННОЙ МОДИФИКАЦИИ

Как уже указывалось, настоящее исследование было направлено на изучение возможности использования и оценки эффективности методов ионной технологии для улучшения физико-химических свойств и эксплуатационных характеристик стальных боров. При этом выбор оптимальных параметров ионной обработки основывался на степени улучшения основных характеристик стоматологических боров.

С этой целью мы испытывали ионную обработку стоматологических стальных боров в разных комбинациях, маневрируя дозу, энергию последовательность обработки ионами газов - аргона и азота.

Многочисленные наши исследования привели к убеждению, что обработка стоматологических боров только отдельными газами не приводят к желаемому увеличению их физико-химических и эксплуатационных характеристик. Учитывая данные ряда авторов [Х.Рисс, А.Бергштра, мы решили исследовать два вида газов - химически активный азот и инертный-аргон в разных комбинациях доз и энергии для изыскания оптимальных параметров обработки.

Степень улучшения физико-химических и эксплуатационных характеристик стоматологических боров мы определяли путем исследования их рабочей поверхности на микротвердость, износостойкость и коррозионную устойчивость, а также по характеру изменения микроструктуры поверхности.

3.1 МИКРОТВЕРДОСТЬ БОРОВ.

Для установления оптимальных режимов облучения стоматологи-еюких боров с целью их новерхностного упрочнения, нами были

ьоры с нитрид-
титановым по-
крытием

7

Ь

17 6 294

9a 90

Ои4

Твердос плавные

о 21

165

378

9a

ВСКГО:

° а

2В

2334

120

16

04U

334

сведены исследования в зависимости от дозы, энергии и вида ио-в.

Сравнительные измерения микротвердости проводились как на альных борах, облученных ионами, так и на борах с нанесением нитрид титановых покрытий.

Применение метода измерения микротвердости для анализа по-рхностных свойств модифицированных слоев металла, позволяет енить степень их упрочнения. Нами были исследованы образцы альных боров, изготовленных из марки ХВ-5, до и после имплан-рования ионов Ar и V^+ при плотности ионного тока $j, = 2 \text{ мкА/см}^2$. '•герения микротвердости "проводились в интервале нагрузок на -знтор $P=10-150 \text{ г}$, данная методика измерений позволяет полу-ть информацию о структуре напряженно-деформированных приповерх-етных слоев металла / $c Z M \$ut < bcfg, ^r u * t_f b. O. ^o Lo M S Son. , 1285 /$. иные о количестве исследованных стоматологических боров и тичестве измерений микротвердости, дающих представление об ъзме выполненной работы, представлены в таблице № 5>.

Бмикротвердость образцов из стальных боров, составляющих нг рольнуга группу /без какой-либо обработки/ находилась в пре-зах 720 до $900 \text{ кг}^{\wedge} \text{мм}^{\wedge}$ по всей толщине рабочей части образцов.

В таблице $^y M .$ представлены изменения микротвердости об-~цов, в за висимости от дозы и энергии ионной имплантации аргона взота.

Из таблицы 3.2 видно, что микротвердость образцов изменяется зависимости от энергии и дозы облучения ионами аргона и азота. , при энергий аргона меньше чем $E=75 \text{ кэВ}$ и дозы $D=10^{14}$, микро-рдость увеличивается незначительно, т.е. до $650-850 \text{ кгА; м}^2$.

Более высокие энергии $ГЫОО \text{ кэВ}$ аргона в дозе $D=10^{16} \text{ и/мм}^2$ -ичивают микротвердость такке не-существенно / $1220-1300 \text{ кгДм}^2/$, большую эффективность дали обработка при энергии аргона $E=75- \text{кэВ}$ и дозы $D=10^{14}-10^{15} \text{ и/см}^2$ при энергии $E=30-40 \text{ кэВ}$ и а $D=Ю^{17}-Ю^{18} \text{ и/см}^2$ увеличение мьявротвердости доходило до

Таблица 6

ывкротвордость сталышх боров в зависимости от доз и сШориш
последовательно.;" ценно;!: гплхлинтацнл аргона и азота

илараiaOTpb обработки				ихнкротвсрдость	
; 1-ал стадия обработки ионами ; аргона		; 2-ая стадия обработки ионами ' ; азота		; Н	
Д, 1,-	опоргпл : »	Доза ? Д- дон/сиг	Энергия кэ-Ъ t	Доза о Д-и он/ сыг	кг/шт
1 p	СО	1010	15	ю ¹⁵	650-700
2 o	75	■ ю ¹⁴	20		350-1300
Оo	90	Ю ¹⁵ .	30	5.10 ¹⁷	1360-1700
1» j. •	100	101G	40		1460-1970
Go	ПО	• 10 ^{lu}	,i Г; 1u	то 5*±0 ^{1н}	720-900

от. 1360 до 2000 кг/мм².

Ка рис.Ю. приведены значения микротвердости поверхности стоматологических боров, облученных вначале ионами аргона с различной энергией $E=10-100$ кэВ и в определенной дозе $D=10^{10}$ ион/см², и последующим облучением этой же поверхности ионами азота с $E=40$ кэВ и $D=10^{18}$ ион/см² - кривая 1, а также боров, облученных ионами аргона с $E=100$ кэВ и $D=10^{10}$ ион/см², с последующим облучением их ионами азота с $E=10-100$ кэВ и $D=10^{18}$ ион/см² - кривая 2. Данная зависимость позволяет определить режимы предварительного облучения поверхности боров при различных энергиях и дозах ионов аргона, так кривые 3 и 4 получены с поверхностей, облученных ионами аргона с $D \ll 10^{10}$ и $D=10^{10}$ ион/см² соответственно, при тех же режимах, что и кривая 1. Как видно из кривых 1,3,4 проведенных исследований, наибольшее изменение микротвердости наблюдается при предварительном облучении боров ионами аргона с $E=70-100$ кэВ и дозах $D=10^{10}-10^{11}$ ион/см², а затем ионами азота $E=40$ кэВ, $D=10^{18}$ ион/см² с $H=900$ до $H=1800$ кг/мм², т.е. более чем в два раза. Увеличение дозы облучения или энергии ионов не дает существенного увеличения микротвердости. Последующие облучения поверхности ионами азота /кривая 2/ в зависимости от энергии ионов также дает резкий подъем микротвердости в интервале энергии $E=30-40$ кэВ.

В таблице 7. приведены результаты испытаний на микротвердость имплантированных слоев на борах в зависимости от энергии и дозы облучения ионами азота после облучения поверхности /предварительно обработана ионами аргона с $E=100$ кэВ при $D=10^{10}$ ион/см²/ из приведенной таблицы 3.3 видно, что по мере увеличения дозы и энергии облучения, микротвердость поверхности возрастает в 2-3 раза. Однако, уже при $E=50$ кэВ или дозах выше $D=10^{10}$ ион/см² наблюдается некоторое снижение прироста микротвердости.

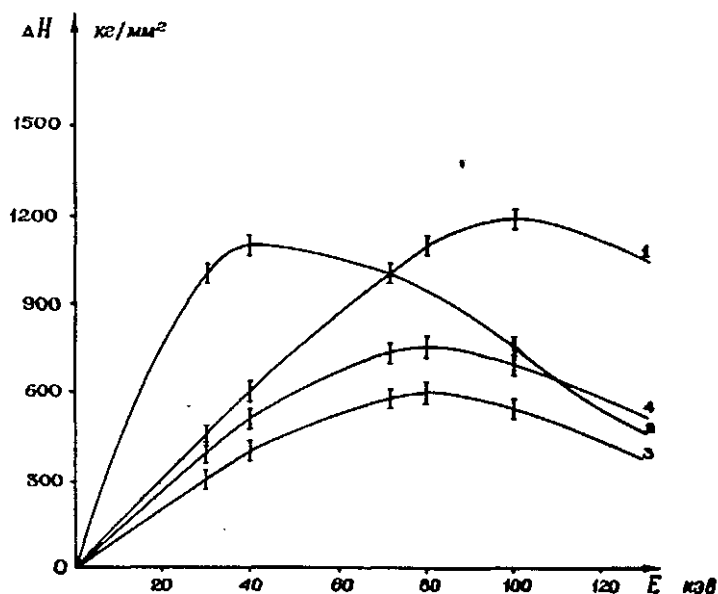


Рис. 10. Изменение микротвердости / Н/ стальных боров в зависимости от энергии ионной имплантации аргона и азота

кривая 1 -предварительная обработка ионами аргона в диапазоне энергии $E = 10-100$ кэВ и дозой $D = 10^{14}$ ион/см² с последующей обработкой ионами азота $E = 40$ кэВ и $D = 10^{10}$ ион/см²;

кривая 2 - $S = 100$ кэВ, $D = 10^{15}$ ион/см² и $E = 10-100$ кэВ, $D = 10^{18}$ ион/см²;

кривая 3 - $E = 10-100$ кэВ, $D = 10^{14}$ ион/см² и $E = 40$ кэВ, $D = 10^{16}$ ион/см²;

кривая 4 - $E = 10-100$ кэВ, $D = 10^{16}$ ион/см² и $E = 40$ кэВ, $D = 10^{14}$ ион/см².

таблица K I

Изменение поверхностное ьМиротъердостл II $ii:v/m,r)$ • 'j

сБо.латол огпчес:слх стальных боров и зависимости от дозы :з энергии азота

I

ГГ." ,

(предварительная обработка иона.ш аргона с iii-iOO кал и Д-10 noi/ci,^).

Г			I		
д—ae и! a	16 кэБ	: 20 i:3xj	X	40 кэБ	: а 0 к 3x3
- lo , , , *	CiVi : 740	: 705	.	795	: cJ4o : 850
- lw , y	- p	: 790	.	i?95	: 1005 : 910
			.		
±7.	905	: I2oQ	.	1од5	: 1675 : io20
			.		
±0XиП ee ^	/ 985	: •I4i0	.	Io50	: 1950 : 1410
	.		.		
- j. w,	iiLO	; ieou	.	1g65	i 1520 Io75
hpnivi знание; Исходи:			iLup; :ogtl CTceibiiiiX боров	11-720 Ki^ivB?,	

На рис. 1 представлены результаты испытаний на микротвердость поверхностных слоев боров в зависимости от дозы их облучения при постоянных значениях энергии бомбардирующих ионов для аргона $E=100\text{кэВ}$, для азота $E=40\text{кэВ}$. Предварительное облучение поверхности боров ионами аргона с $E_{\text{д.}}=10\text{кэВ}$ и последующее облучение их ионами азота с $E_{\text{д.}} \sim 40\text{кэВ}$ и дозе азота 10^{14}и/см^2 с ростом дозы облучения аргона выше $D=10^{15}\text{и/см}^2$ происходит спад прироста микротвердости /кривая 1/. В то же время подл

о

с слоев стальных боров с выходом на максимум до $K=2100\text{кг/мм}^2$ при $D=10^{15}\text{ион/см}^2$ /кривая 2/.

Для определения влияния ионного облучения на структуру и свойства приповерхностных слоев нами были проведены также исследования микротвердости слоев подвергнутых имплантации ионов как при различных нагрузках на индентор, так и на косых шлифах в зависимости от режимов ионной имплантации. На рис. 12. представлены результаты измерений микротвердости при различных: а) нагрузках на индентор прибора ШГГ-3 /микротвердомера/ на стоматологических стальных борах, облученных ионами аргона с $E=100\text{кэВ}$ и дозы $D=10^{14}\text{и/см}^2$ и $D=10^{15}\text{и/см}^2$ /кривые 1 и 2 соответственно/, а также на борах с нанесенными на них покрытиями из нитрида титана /кривая 3/. По оси абсцисс на рис. 3 отложены глубины вдавливания алмазной пирамиды при различных нагрузках на пирамиду, пересчитанные из величины диагонали отпечатка на исследуемом материале, согласно формуле расчета, предложенного Григоровичем В.К. /1976/.

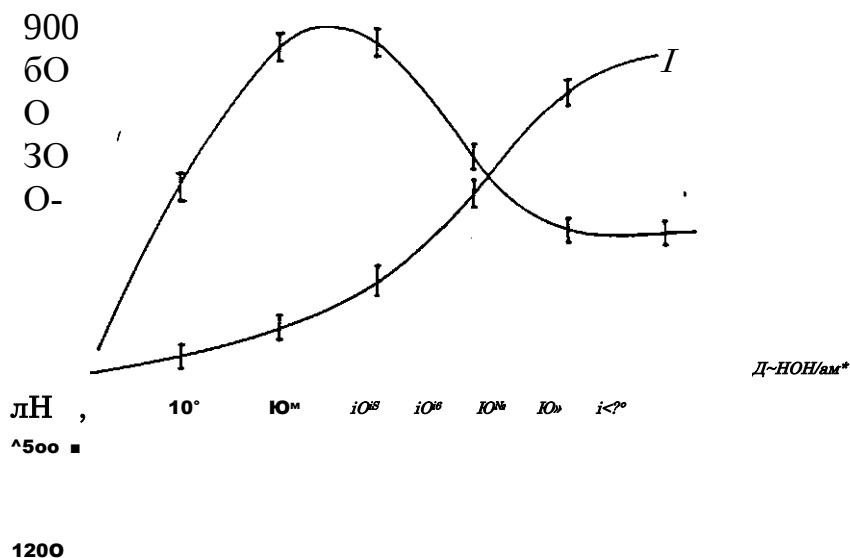


Рис. II, Изменение микротвердости / Н/ стальных боров в зависимости от дозы ионной имплантации аргона и азота

кривая I - $I = 100$ кэВ, $D = 10^{13} - 10^{18}$ ион/см² и $I = 40$ кэВ, $D = 10^{18} - 10^{19}$ ион/см²;

кривая 2 - $I = 100$ кэВ, $D = 10^{13} - 10^{18}$ ион/см² и $I = 40$ кэВ, $D = 10^{18} - 10^{19}$ ион/см².

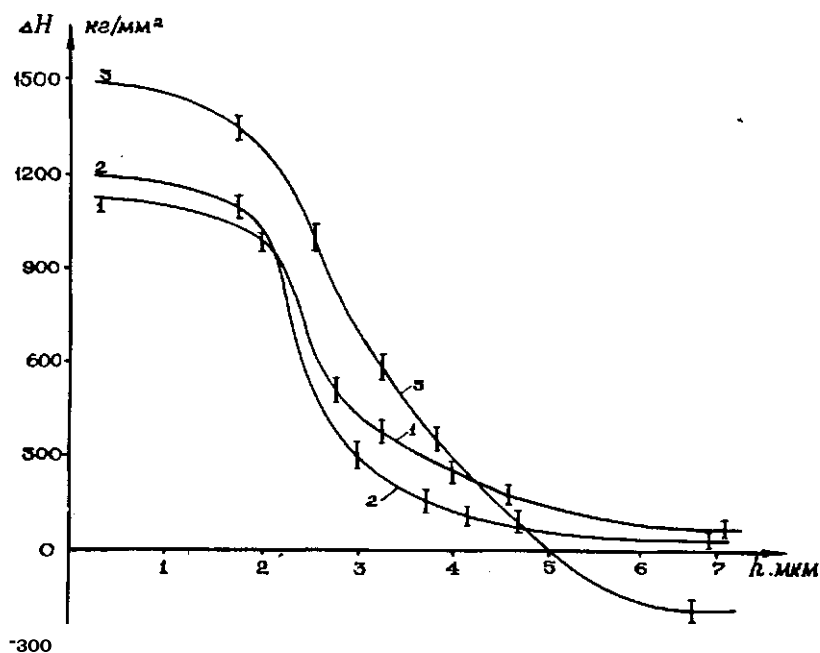


Рис.12. Изменение микротвердости $H/H^* - H$ / облученных стальных боров/1,2/ и" стальных боров с Т ■: v покрытием /3/ в зависимости от глубины внедрения пирамиды

кривая 1 - $E = 100$ кэВ, $L = 10^{16}$ ион/см² и $z = 40$ кэВ, $D = 10^{18}$ ион/см²;

кривая 2 - $E = 100$ кэВ, $D = 10^{17}$ ион/см² и $E = 40$ кэВ, $D = 10^{17}$ ион/см²;

кривая 3 - с ТВ// покрытием / = 5 мкм/.

где L - глубина вдавления d -
диагональ отпечатка.

С другой стороны, известно, что по величине изменения микротвердости можно оценивать степень напряженно-деформированного состояния приповерхностных слоев на облученных материалах [Бочвар, 1951]. Как видно из кривых на рис. 3 для боров, облученных по описываемой методике, при малых нагрузках на лядащтор определяется резкое повышение микротвердости, которое затем снижается до величин, равных исходной микротвердости. При этом на борах, облученных при малых дозах ионами аргона

наблюдается резкое снижение микротвердости в области глубин внедрения 3-4 мкм, тогда как повышение дозы облучения приводит к более плавному изменению микротвердости без такого снижения.

Поверхностная микротвердость боров с покрытиями из нитрида-титана превышает микротвердость имплантированных /модисиди-гованных/ боров. Но при этом с повышением нагрузки на индентор, т.е. при больших глубинах внедрения выше $L = 5$ мкм происходит существенное снижение микротвердости, даже до уровней ниже исходной величины.

Изменение глубины модификации

После ионной имплантации поверхности образцов, нам было интересно узнать, на какую же глубину происходит упрочнение [поверхности стальных боров, т.е. на толщину имплантации ионов ^{41}Ti же влуже нее, т.к. имплантирующие ионы внедряются в толщину до 1-2 мкм. Для этого нами исследованы микротвердости стальных боров по косому шлу $\alpha = 10^\circ$ Образцы

исследовались после ионной модификации поверхности ионами аргона с энергией $E=80-100 \text{ кэВ}$ и

дозой $D=10^{15} \text{ и/см}^2$ с последующим облучением ионами азота с энергией $E=40 \text{ кэВ}$ и дозой $D=10^{16} \text{ и/см}^2$ /рис. 3. Кривая 1f/. И после покрытия нитридом титана /кривая 2, рис. 13/. Измерения микротвердости начинали проводить с расстояния 2 мкм от обработанной поверхности. На рис. 4 представлены кривые относительного изменения микротвердости по глубине в зависимости от расстояния поверхности кяутри. Как видно из графика микротвердость образцов после облучения ионами повышается, а затем с $5-8 \text{ мкм}$ глубины начинает медленно спадать, оставаясь выше исходной до глубины $50-60 \text{ мкм}$, что более чем на порядок превышает глубину имплантации. По приведенным кривым можно оценить эффективную толщину модифицированного слоя; так как глубина имплантации гораздо меньше модифицированного слоя, то основной вклад /согласно Томпсон '., 1971; Быков В. л др., 1977/, в упрочнение металла на такую глубину дает радиационное деформационное упрочнение и радиационно-стимулируемые процессы, происходящие в процессе ионной имплантации. Приповерхностная микротвердость боров с покрытиями из нитрида титана существенно выше, чем для имплантированных слоев. $H_{0.05} = 1960 \text{ кг/мм}^2$, $H_{0.1} = 2200 \text{ кг/мм}^2$, но уже с $h = 5-6 \text{ мкм}$ происходит снижение или разупрочнение приповерхностных слоев, т.е. микротвердость ее становится ниже, чем исходная. Хотя в дальнейшем микротвердость незначительно возрастает а на глубинах выше $10-180 \text{ мкм}$ доходит до значений соответствующих исходному, не-обработанному бору.

Таким образом, исследование микротвердости модифицированных образцов стальных боров в зависимости от последовательности обработки ионами

аргона и азота, энергии и дозы ионно-имплантации; имплантат-2 позволяет определить и технологически оптимальные режимы ионной имплантации, и степень напряженно-деформированного состояния имплантированных слоев. При этом небольшой прирост микротвер-

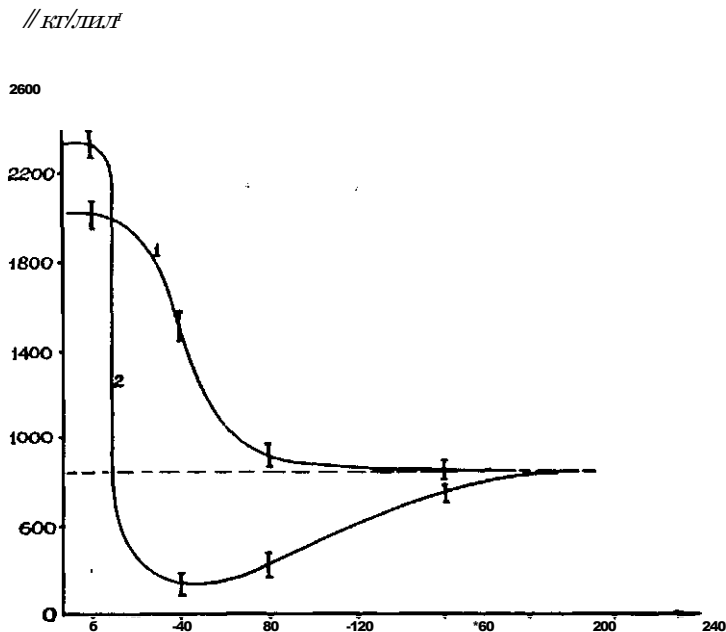


Рис 13, Изменение микротвердости обработанных стальных боров относительно контрольному образцу /пунктирная линия/ по косому шли

кривая 1 - микротвердость стальных боров обработанные методом ионной имплантации;

кривая 2 - микротвердость стальных боров с ионно-плазменным покрытием нитрида титана.

дости мы получили предварительный имплантацией аргона в режиме $E=80\text{--}100\text{ кэВ}$, при $D=10^{15}\text{ и/см}^2$ с последующей обработкой азотом с $E=40\text{ кэВ}$ и $D^{\text{ХО}}\text{ и/см}^2$. При всех режимах обработки наблюдается почти линейная зависимость поверхностной микротвердости от

ТР" О ТО

дозы имплантации азота в пределах от $D=10\text{--}$ ион/см^{*}, до $D=10^X$ ион/см².

Исследование микротвердости по косому шлифу показывает возрастание .поверхностной микротвердости до, 50-80' мкм глубины.

Испытание стальных боров на микротвердость после их нитрид титанового покрытия показало, что в пределах толщины покрытия микротвердость значительно выше, чем на борах, подвергнутых ионной имплантации. Однако, материал поддонки становится по микротвердости ниже, чем исходный, т.е. хотя покрытия из нитрида титана обладает высокой твердостью, материал подложки разу-прочняется по-видимому, в связи с отпуском термически закаленной стали.

3.2 ИЗНОСОСТОЙКОСТЬ И ТШУЛШ СПОСОБНОСТЬ БОРОВ

Изучение износа стоматологических стальных боров в зависимости от режима ионной имплантации

Наряду с микротвердостью большое практическое и теоретическое значение имеет износостойкость стоматологических боров. В связи : этим нами проведено изучение влияния последовательной ионной .^плантации сначала ионами аргона, затем ионами азота, а также влияния дозы и энергии обработки на износостойкость рабочей поверхности стоматологических стальных боровЕ.

Согласно рассматриваемой экспресс-методике испытаний на - НОсоcТоiiКОСТЬ были исследованы стоматологические боры с различ 2л конфигурацией режу чей части: колесовидные, шаровидные, ;Т.ас-урные,

изготовленные как из стали ХВ-5, так и твердосплавные из г!-6й1 /прототип/,
боры, обработанные ионными пучками и ионно-

п/п	Вид зубных боров	По времени сверления на износ				По количеству просверленных отверстий		В С Е Г О :		
		глубины сверления				По величине разреза металлической коронки				
		п	±	л	"	!	!		1	л1.
1.	Стальные	10	60	10	60	36	36	12	12	68 168
2.	Модифицированные	20	120	20	120	48	48	26	26	114 314
3.	Боры с T}.У покрытием	10	60	10	60	36	36	14	14	70 170
4.	Твердосплавные	10	60	10	60	36	36	12	12	68 168
	ВСЕГО:	50	300	50	300	156	156	64	64	320 820
	Примечание:	V - количество зубных боров								

V - количество измерений

co

плазменным напылением нитрида титана. Данные о количестве исследованных боров и количестве измерений износостойкости, дающих представление об объеме выполненной работы, представлены в таблице.

Испытания проводились следующим образом: для шаровидных боров - на металлической пластинке из хромник&яевой стали марки П5Н15, толщиной 0,23мм просверливались отверстия до его затупления. Для колесовидных и сассурных боров на такой пластинке делались разрезы, как бы воспроизводилось разрезание стальных коронок. При этом до и-после просверления опре-дел.йлся максимальный и минимальный диаметр рабочей головки бора.

Нами было изучено влияние энергии и дозы ионного облучения азотом стальных боров на их износостойкость. На рис14 и15 приведены результаты испытаний на износ в 'зависимости от энергии и в ~~зависимости от~~ дозы, имплантируемых ионов азота. При этом образцы предварительно обрабатывались ионами аргона с энер-

т с

гией $E=100\text{кэВ}$ и дозой $D=10$ ион/см[^]. Лз представленных кривых видно, что износостойкость имеет прямую корреляцию с изменениями микротвердости. То есть наибольшая износостойкость получается при аштлантациях, которая дает наибольшее увеличение МЕкроввердости /при энергий азота $E=20\text{-}40\text{кэВ}$ й дозы $D=10^{17}\text{-}10$ ион/см*-.

Поэтому дальнейшее исследование мы проводили при слрдудо-тих параметрах: предварительной имплантаций с энергией $E=X00\text{кэВ}$

тс; i 2

дозой $D=10$ »юнрм последующим облучением ионами азота с энергией $E=20\text{-}40\text{кэВ}$ и дозой $D=\Gamma 0^{17}\text{-}10^{18}$ ион/см².

В таблице9. • представлены сравнительные данные о количестве просверленных отверстий разными борами. При этом предварительное

облучение аргоном с энергией ЕКГОСкэВ и дозой $D=10^{15}$ ион/см², а затем
ионами азота с энергией $E=40$ кэВ и дозой $D=$

ManfflR П|мн'.||и||,!и.||||.Чicriit Tll(l li Лр.п.шШСиДШЮМ

сталь
ной
пласт

Вид стоматологического бора	1 Стальные бора					Термостойкие бора					Всего
	!	!	!	I	!	!	!	!			
	t					Р		»			
	к-во количеств					к-во количеств		к-во количеств			
	!борэв!	во от-	!бо—	!во от-	!j зерстий						
Шаровидные	12	Ю,3±0,8	24	25,6±2,7	^0,001						
Колесовидные	12	6,08±0,5	12	16,0il,4	<^ 0,001						
Финоорные	12	2...,0il,I	12	34,8*2,9	< 0,001						

инке разными видами стоматологических боров

к- КОЛ-ВО р
Р !во !отвер-!
|60-|СТИЙ I
ррв_ —

Исследованных боров

ВСЕГ
О

36

48

36

36

156

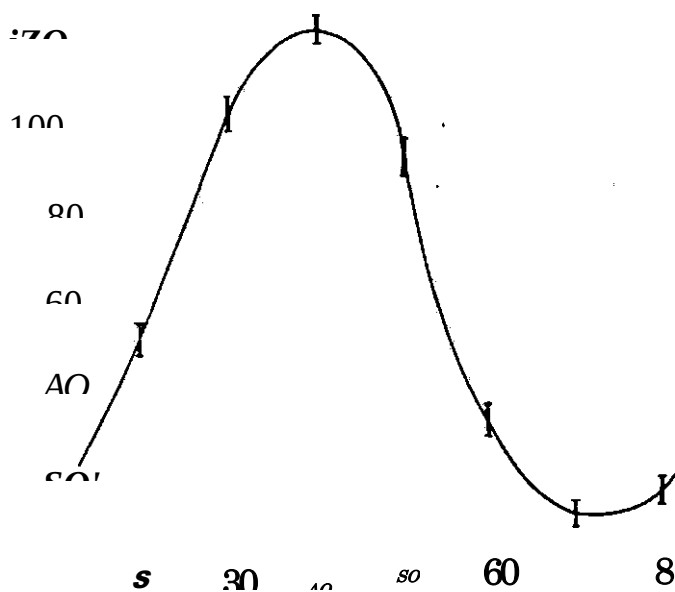


Рис. 14. Относительная износостойкость / ^/обработанных стальных боров в зависимости от энергии ионов азота /предварительная обработка ионами аргона с $E = 100$ кэВ, $D = 10^{13}$ ион/см² и $D = 10^X$ и/с

<4
Q
Л W
%

100

80

60

40

20

ион/см²*

1-Ю

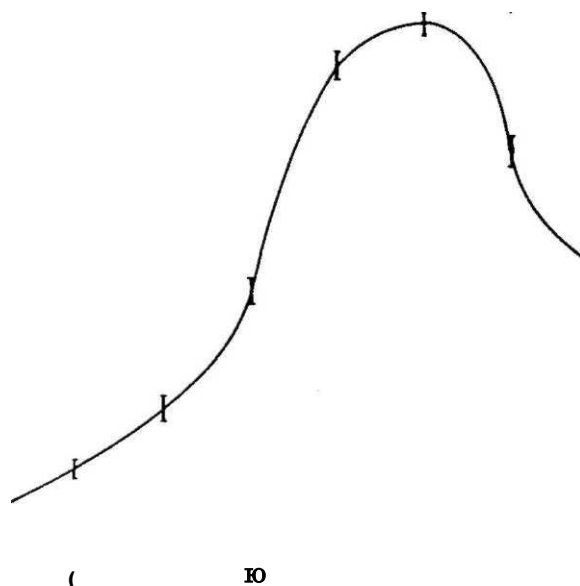


Рис. 15. Относительная износостойкость стальных боров в зависимости от дозы обработки ионами азота/предварительная обработка ионами аргона с $E = 100$ кэВ $D = 10^{10}$ ион/см² и $D = 40$ кэВ.

Ю^дон/см^д повышает долговечность боров в зависимости от гео-метрии режущей их части в 1,5-2,5 раза. Твердосплавные боры обладают достаточно большой износостойкостью и в 3-4 раза превышают долговечность необработанных стальных боров. Нанесение покрытий из нитрида титана не только не дает какого-либо повышения, но и снижает долговечность стальных боров.по сравнению с необработанными.

В таблице 10. приведены данные об испытаний боров на износ. При этом критерием оценки износа служили уменьшение максимальных и минимальных размеров рабочей головки бора до к после испытаний.

Исследования показали, что необработанными шаровидными борами можно сделать до 10 отверстий, а модифицированными - в 2,5 раза больше. При этом максимальные и минимальные диаметры контрольных боров уменьшились на более чем 0,24-0^г,25мм, тогда как диаметры модифицированных уменьшались всего в пределах Г,12-0,13 мм. Таким образом^увеличивавтся не только эксплуатационные характеристики во много раз после ионной обработки, но и уменьшается износ рабочей части инструмента. Такая же закономерность обнаружена при испытании колесовидных и фиссур-нах боров. Испытания боров с нитрид титановым покрытием в :бычных режимах обуславливали закономерное снижение эксплуатационных характеристик и повышался износ рабочей части инструмента в пределах до 20\$.

Л^д§2£ЛГ£_£Пособн^д

Оценка долговечности стоматологических боров проводилась во коэффициенту их истирания путем сверления отверстий в стали путем определения /ментальной пластинки из хромо-кислотостойкой стали

таи лица 20.

Сравнительные данные изменения размеров рабочей части боров до и
после испытании на износ

ворота отоматодоборы гических боров обработки свер-	!к-во lupoid вид	Диаметр жора - ^		г	■ ! Процент износа !к начальному,
		/o испытаний	! После испытаний	i	
J лен. !отв.	Д маД	! Д max ^t	Д м*«-	max ад м^^Д max	! „ , ! г
контроль	IU	,14	0,24	1	,27 19,46
larojjM.rjiie	o 8		U,25	1,70	
БпО/.'Л'л'Ш.	^	2,III	11,21	6	
'р. с П*/		1,66	12,82	, 1,73	
пбкр,		1,-95	а,12	9 1,20 0,27	
				9	
			0		
		1,00	,	0	
		1,49	1	,	
		1,90	3	2	
				9	
		1,98	5		
		1,39	,	1	
			7	6	

контроль	о	1,64	1,40	1,45	1,21	0,19	В,19	11,59	13,5?
иОЛСОО ВИД. 1 лодии !- циновки <;i;e * 16		1,6U	в	,	1,21				
о и f/ по ко.	4	J.G4	0	3	и 18,90	17,99			
		1,43'	,	1	1,14				
контроль :■			1	и					
	35		6	,	1,15				
1Сл^1и:щр.	16	1,42		,	1,15				
С Т»Г/ ПОКр.		1,44	U	2	1,04				
		1,38	,I	'					
		1,39	0	1,и4					
			1	0,11					
		1,23	0	0,074				3,36	
			0	0,121				16,8	
		1,19	,						
		1,25	U	U,19					
				7,69					
		1,44	0	10,45					
		1,33	1						
			1	4					
		1,32		,9					
			,	3					
		1,35	5	11					
		1,28	9	,1					
			й	1					

потери массы стоматологического бора. А по глубине обработки опр деляли режущую способность того или иного вида бора /таблица Л и А

Как'видно из таблицы П. ионная имплантация существенно повышает износостойкость стальных-боров и по стойкости приближает их к твердосплавным борам. Так, коэффициент истирания их уменьшается по сравнению с необлученными образцами до величин $\sigma_C = 0,0058 - 0,005$ против $\sigma = 0,0198 \pm 0.001$, хотя и не достя-гает еще величин $\sigma = 0,0031 - 0,004$ определенных для твердосплавных боров .которые являются *итпидолее* прочными и долговечными.

При этом мы видим, увеличение режущей способности стальных боров после их ионной имплантации глубина обработки металлической пластинки за 3 минуты работы доходит до $0,2431 + 0,003$ мм, против $0,197 - 0,005$ мм для обычных стальных бороЕ без ионной обработки.

Нанесение твердого покрытия нитрида титана ионно-плазмен-ным методом на стальные боры не дает улучшения износостойкости, а приводит к небольшом/ ухудшению, что видно по возросшему коэффициенту истирания до величин $\sigma_C = 0^675 - 0,006$ и по глубине обработки металлической пластинки, где она доходит лишь до $0,121 - 0,003$ мм, т.е. данное покрытие наоборот ухудшает долговечность и режущую способность стальных боров.

Для выяснения кинетики износа стальных боров после ионной обработки, исследовалась временная зависимость износостойкости их через определенное время обработки стальной пластинки /таблица 12 /. При этом параметры повышения износостойкости боров после ионной имплантации были во всех случаях статистически достоверными / P/ $0,05/$.

Сравнительные данные износостойкости и прочности стоматологических боров при сверлении шли стальной пластинки (режим сверления - 3 мин, нагрузка на инструмент - 4,9 Н).

Износостойкость бора по отношению к инструменту:	Потеря массы: лис-т (мг)	глубина сверления v (г.з.м)	и о эу^ице н т и с тира-' "пая (w)	
Ломовые бобы	0,219*0,0x0	0,197-0,1	0,0198*0, 0Gi	
OVcwIbllbiO OUpL C ЦОПНОИ	а^ота 0=4и	0,067*0,007	0,24o*0,008	0,0058*
Нi.iiLiaH't' иди е.. с.ргоиа JJ- iuQ icOxj, a=l0 ¹⁰ iiоii/cm** п	::оБ,Д-10 ^{Xo} ион/ом*			0,005

0,001

О'ТWibiiblC uCpLi C
 НИТРИД ТШTi.lHC.Lbu.-
 iiCHpL.i'liGi.1

0,020—
0,060

,Ы*0,00ч

0,0675*0,006

$<^{0,001}$

Твердошпгвные беры

0,037*3,00
5

0,203 0,003

0,0031*0,0004

0,001

**Сравнительные данные исследования износостойкости стоматологических боров
через определенное время сверления стальной пластинки**

! _ Стальные борщ_____ I Модифицированные боры I Боры с из стали 'Всего!Режим работы														
Время	t	K!	U	ос~.	!	!	7 - ,	,~	7	}	к~во			
(мин)!														
d I боров«давлен!частота														

(X
примечание: K й

-количество
исследованных
боров (шт.)у

-потеря массы зубного бора после-испытания (мг);

-коэффициент истирания

CD
F¹

Износостойкость образцов после предварительной обработки ионами аргона с энергией $E=100$ кэВ и дозой $D=1$ С лон/см , с последующей обработкой ионами азота с энергией $E=40$ кэВ и дозой $D=10$ / 2 ион/см в первые три минуты непрерывной препаровки превышает исходную износостойкость в 2,5-3 раза , а .-через 8-10 минут машинного времени работы остается повышенной в 1,2-1,5 раза. При покрытии нитрида титана уже через три минуты работы коэффициент износа увеличивается более, чем в три раза по сравнению с контрольным, что объясняется, на наш взгляд, недостаточной степенью адгезии нитрида титанового покрытия к режущим кромкам боров и их отслоением уже в первые минуты работы, а сама подложка при этом теряет прочностные характеристики, в связи с отпуском закаленной стали в процессе напыления.

Таким образом, проведенные исследования износостойкости и режущей способности стоматологических боров показали, что после эвапорирующей имплантации ионов аргона и азота при режиме обработки: для аргона $E=75-100$ кэВ и $D=10$ лон/см , для азота $E=40$ кэВ и $D=10$ ион/см является наиболее оптимальными для увеличения износостойкости и режущей способности стоматологических стальных боров.

3.3. КОРРОЗИОННАЯ СТОЙКОСТЬ ЗУБНЫХ БОРОВ.

Значительную роль в эксплуатационных характеристиках стоматологических зубных боров играет степень коррозионной стойкости его рабочей поверхности, т.е. степень их пассивности к воздействию среды при обработке, твердых тканей зубов в полости рта, при стерилизации и хранении. Пассивация поверхности боров как жидкими методами обработки снижает его поверхностную энергию и тем самым изменяют его трибологические свойства в средах

Коррозионная стойкость модифицированных нами стальных боров после ионной имплантации исследовалась в сравнении со стойкостью необработанных стальных боров и боров с покрытием TiN ,

Коррозионная стойкость образцов боров исследовались путем погружения в химически активные растворы /1% раствор поваренной соли, едкого натрия, соляной, уксусной, щавелевой и лимонной кислот, 2% раствор хлорамина и 3% раствор перекиси водорода/ на срок от одного до 6 месяцев. А также путем десятикратного воздействия суховоздушной стерилизации.

на

Эксперимент заканчивали, когда поверхности боров обнаруживались следы коррозии.

Образцы обрабатывались ионами аргона и азота с энергией $U=60-100 \text{ кэВ}$, $U=5-40 \text{ кэВ}$ и дозой $D=10^{13} - 10^{15} \text{ ион/см}^2$ и $D=10^{16} - 10^{19} \text{ ион/см}^2$.

Исследования показали, что модифицированные боры значительно повышают свою коррозионную стойкость по сравнению с необлученными борами. А боры, покрытые из TiN имели коррозионную стойкость в 10 раз больше, чем контрольные.

При исследовании стальных боров с погружением их в химически активные растворы выявили, что в контрольных образцах появились признаки коррозии, в виде точек и пятен /питтинговая коррозия/ в 1% растворе едкого натрия, соляной кислоты и 2% растворе хлорамина уже на десятый день выдержки. А к концу 30 дня появились симптомы коррозии во всех других активных растворах /1% раствор поваренной соли, едкого натрия, соляной, уксусной, щавелевой и лимонной кислот, 2% раствор хлорамина и 3% раствор перекиси водорода/. Опытные образцы с ионной имплантацией не проявляли признаки коррозии в течении 6 месяцев, после чего в отдельных растворах начинали появляться участки коррозии.

Необходимо отметить также и устойчивость к коррозии стальных - . боров с нитрид титановым покрытием.

Суховоздушная стерилизация, десятикратно проведенная в ходе исследования, не вызывала появления коррозионных изменений поверхности как контрольных, так и модифицированных образцов.

Применение электрохимических методов анализа коррозионной стойкости и степени пассивации их поверхности, позволяет более детально исследовать процессы коррозии на имплантированных борах. Коррозионная стойкость оценивалась в 3% растворе поваренной соли. /Стационарный потенциал электродной реакции в данном растворе 10 мВ/. В таблице приведены данные изменения коррозионного тока при потенциостатическом исследовании.

При исследовании коррозионной устойчивости путем определения величины плотности тока коррозии на основе анодных поляризационных кривых, было выявлено, что в контрольных образцах плотность тока коррозии была в среднем $6,8 \times 10^{-4} \text{ А/см}^2$, а у имплантированных образцах $1 \times 10^{-16} - 10^{-15} \text{ А/см}^2$. Это показывает увеличение в 4-5 раза коррозионной устойчивости стальных боров, подвергнутых ионной имплантации.

Таким образом, проведенные выше испытания модифицированных .1 энной имплантацией стальных боров показали, что коррозионная стойкость их увеличивается в несколько порядков по отношению к контрольным.

Таблица JJE3,,

Изменение коррозионного тока при потенциостатическом исследовании в растворе поваренной соли /потвнциаль на рабочем электроде 10 мВ/.

дд зуб*,.,го бора !Энергия ионов!Лоза облучения ! Плотность тока,о
 ! /кэВ/ !/ ион/см / ! коррозии,/А/см /
 .ε*!д обработки _!

1снтрольные сталь-
 -,не соезы

-

-

б,ох 10 $\bar{A}/\text{cm}^0$

.едиооцированные
 ;сры

$E = 60 \text{ кэВ}$
 $V = 15 \text{ кэВ}$ - $D = 10^{16}$

$= IGtl^3$, $I(\Phi, \text{хис } V_{\text{см}} + 2$
 //-----//

-сдифицароваяные

$E \pm 75-$

$D = 10_{-4}$

т q xjq-I0

■:£_Ы~

$E = 20$

$D = 10^{17}$

15

;дИ'Хицированные

$E = 90$

$D = 10$

ТО

■"-»*

$E = 30$

$D = 10^{18}$

$1,5 \times 10^{-*}$.

$$\begin{array}{l}
 \text{диффундировавшие} \quad E = 100 \quad \text{и} \quad \bullet \quad \frac{10^{18}}{D} \quad 10 \times 10^{-18} \\
 \text{ионы} \quad E = 40 \quad D = 10^{18}
 \end{array}$$

LOO.

Предварительная имплантация ионами аргона повышает их

тс о

коррозионную стойкость с ростом дозы до $D = 10^X$ ион/см² в 4-5 раз, что возможно происходит либо за счет радиационного де-фвктообразования, либо за счет образования твердых раство-ров внедрения. Имплантация азота в металл с дозой $D = 10^8$ ион/см² очень хорошо защищает его поверхность от наводороживания.

3.4 Про\$илограсл1я поверхности стоматологических боров

Исследования 1С.А.Винниченко /1987/ свидетельсвует о том, что коррозионная устойчивость эндодонтических инструментов зависит не только от свойства материала, из которого они изготовлены, но и от степени гладкости их поверхности.

Преимущества ионной имплантации заключаются в том, что она сопровождается не только упрочнением рабочей поверхности стального бора, но

и сглаживанием мельчайших неровностей их поверхности за счет ионного распыления поверхности. Данные об объектах и количестве проведенных нами профилографических исследований приведены в таблице В 14. .

На рис .16.. приведены профилограммы с поверхности стальных боров до и после ионной имплантации, а также после покрытия нитрида титана на установке "Булат-3". Как видно ионная имплантация существенно снижает шероховатость обрабатываемой поверхности зубных боров в несколько порядков по отношению с контрольными, необработанными стальными борами. Снижение общего количества неровностей и сглаживание их высоты уменьшает общую площадь поверхности и количество мостиков сварки при контактировании стоматологических боров с препарируемыми материалами, т.е. наблюдается зависимость степени износостойкости и коррозионной стойкости от активности ионного распыления и сглаживания поверхности боров.

Поверхность препарированной области

	Поверхность боров	Твердая ткань зубов	оровые }совые зубы	Пластмас- кие зубные протезы	Металличес-зубы	ВСЕГ
I. Стальные	16	12	—	5	6	39
2. Модифицированные	• 34	35	14	12	10	105
3. Боры с Т^/v/* покрытием	19	—	—	5	5	29
4. Твердосплавные	5	22	г- О	5	5	42
5. Алмазные	—	17	10	7	5	39
ВСЕГО:	74	86	29	34	31	254

Вид зубных боров

Н О
И

#

Неповерхностная шероховатость нитридных покрытий намного выше, чем на обычных борах, что вызывает нарушение целостности покрытия при механическом взаимодействии с твердыми тканями зубов и зубными протезами.

Таким образом, ионная имплантация стоматологических боров существенно снижает шероховатость облучаемой поверхности за счет аспыления её ионным пучком. Это, по-видимому, является одной из причин улучшения функциональных свойств стальных боров /см. соответствующий раздел исследований/ модифицированных по нашему способу.

Поверхностная шероховатость боров с Ti-покрытием в данном случае оказывается намного выше, чем на обработанных борах. При этом следует отметить, что повышение шероховатости рабочей части бора снижает их функциональные качества и приводит к ухудшению основных характеристик самого инструмента при препарировании твердой ткани зубов.

3.5. Гирскопическое изучение поверхности стоматологических боров.

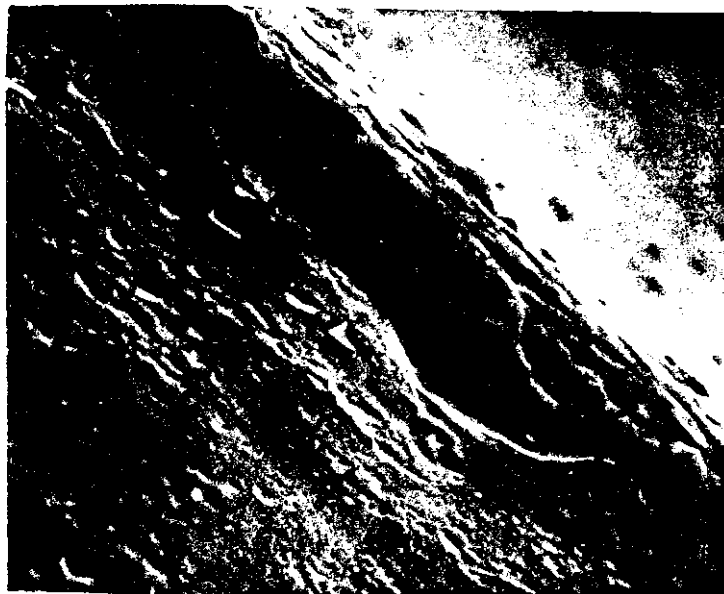
Наши исследования по изучению рабочей поверхности стоматологических боров с помощью сканирующей электронной микроскопии было направлено, на сравнении особенностей изменения микрорельефа поверхности после ионной имплантации аргона и азота с контрольными образцами, а также после нанесения нитрид титанового покрытия.

Количество стоматологических боров и количество исследований проведенные при помощи сканирующей электронной микроскопии представлены в таблице й 2. /см.стр.5Т /.

исследование рабочей поверхности /режущей кромки/ обычных стальных боров на малых увеличениях микроскопа показало мелкозернистость их структуры, а в больших увеличениях ясно прослеживаются наличие одиночных дефектов поверхности в виде каверн различной иормы и глубины. Б некоторых местах дефекты поверхности располагаются группами.

Вдоль оси режущей кромки отчетливо видны углубления в виде параллельных полос, очевидно, образовавшиеся в процессе заводского изготовления инструмента /Рис. Лё Г7а«б/

После нанесения на стальные боры нитрид титанового покрытия микрорельеф поверхности приобретает совершенно другую картину. На рабочей поверхности бора образуются неравномерно расположенные возвышения округлой и овальной формы, размером от 0,8 до 2,6 мкм. Появление указанных возвышений обусловлено технологией ионно-плазменной обработки стального бора нитридом титана, осажденные на облучаемую поверхность в виде крупных капель и молекул /Рис. №18а/.



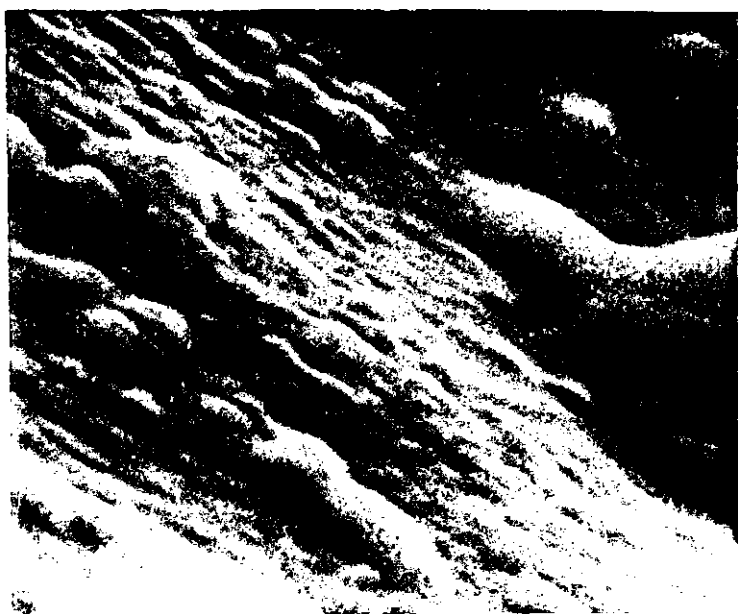
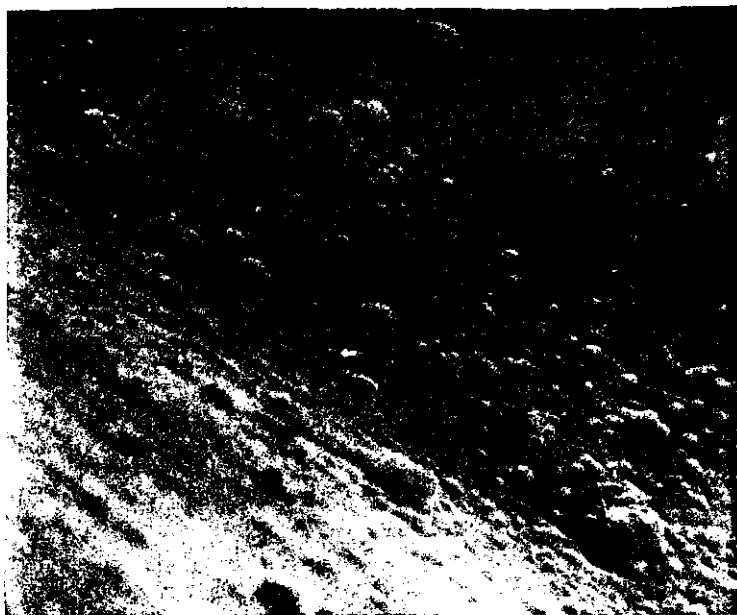


РиСо17 а, б. Структура стальных /контрольных/боров.

а-поверхность режущей кромки стального бора.СЭМ.Ув₀20С

б-поверхность хвостовой части стального бора. СОМ. Ув.10000.

LQ&.



РиСо18о Структура стальных боров с Tsl^2 покрытием.
поверхность режущей кромки. СЭМ.Ув.2000;,, б- поверхность
хвостовой части. СЭМ*Ув.10000.

Жеющиеся каверны на поверхности боров после нитрид **Титанового** покрытия приобретают и, орму в **Биде** кратерообразных углублений с округлыми краями, их глубина, как правило не превышает 2,3 мкм. лроме выпячивания и углубления на поверхности выявляются дефекты в форме блюдца незначительной глубины. Структура поверхности шейки и тела/хвостовика/ боров гладкая среднозернис-тая с незначительными дефектами о небольшими кратерообразными **углублек1'1Жй**/Рис.18 б,в/. "

макроскопическая картина поверхности стальных боров после ионнол имплантации дает следующие: структура поверхности гладкая с мелкозернистостью и немногочисленными выпячиваниями, значител: но меньшими по размерам чем таковые на поверхности боров с нитрид титановым покрытием. На поверхности кодиущированных боров реже встречаются дефекты в виде углубление кратерообразной <рор-:лы, их глубина как правило, незначительна, Б целом, микрорельеф режущей кромки боров более сглаженный я существенно отличается от поверхности обычных стальных боров без ионной обработки и тем более от поверхности боров с нитрийд титановым покрытием /Рис. Л 19 а,б/о

Таким образом, при ионно-плазменном покрытии нитрида титана микроструктура поверхности среднозернистая, в силу процесса напыления происходит конденсация напыляемого материала на дефектах поверхности в виде выпячивания. Указанные недостатки не проявляются при обработки рабочей поверхности стальных боров после лонной имплантации, что отличаются ровной и более гладкой режу-z &i. кромки стальных боров. Такое явление по видимому приводит к увеличению режуще» способности и коррозионной стойкости модифицированных боров после ионной имплантации.

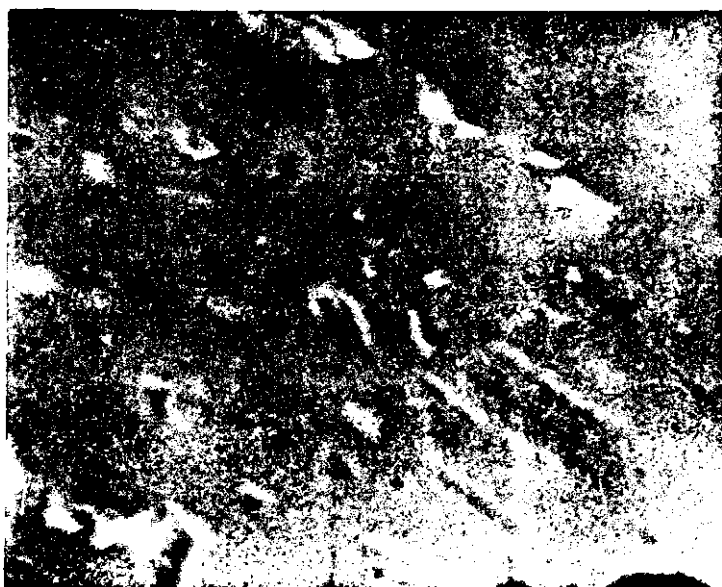
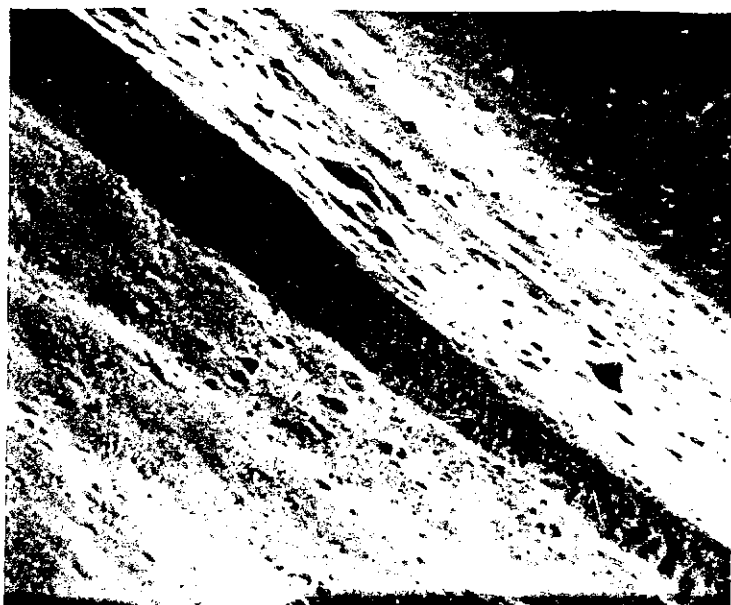


Рис.19. Структура стальных боров после ионной имплантации аргона и азота.
а- поверхность режущей кромки. СЭМ.Ув.1000; б- поверхность хвостовой части.
СЭМ.Ув.10000.

, ГЛАВА 1У. КЛИНИЧЕСКАЯ И МЕДИКО-ТЕХНИЧЕСКАЯ
ОЦЕНКА ШШШПОСТЖ ИОННОЙ
ОБРАБОТКИ СТОМАТОЛОГИЧЕСКИХ
БОРШ.

4.1. Медико-технические исследований.

С целью медико-технической оценки эффективности использования ионной имплантации (обработки) стальных боров, нами проведено исследование на 307 свежеекстрагированных зубах изучение производительности боров, температуры нагрева твердой ткани зуба во время их препаровки, микроскопические и профил©графические оценки препарированной поверхности зубов борами контроль- и опытных яхуообразцов. Всего произведено ШШ5 измёрений. Даннье о количественной характеристике медико-технического материала исследования представлены в таблице № Л. (см. стр. &S).

4.1.1. Производительность стоматологических бороз.

Результаты исследования на производительность стоматологических боров, проведенных на свежеекстрагированных зубах представлены в таблицей 15; Из таблицы видно, что за 60 сек., работы при постоянном давлении 500 г ' на препарируемый зуб, заводскими стальными шаровидными борами / шаровидные

боры типа II, диаметром рабочей части $D=1,6$ мм (бор. II-0I6-I) удалены $2,7 \pm 0,16$ мг эмали, через 120 сек. количество удаленной эмали уменьшилось вдвое ($1,30 \pm 0,13$ мг), а через 180 сек. оно стало минимальным и снизилось в 6-7 раз от первоначального ($0,44 \pm 0,05$ мг), что свидетельствует о постепенной потере режущей способности бора*. При дальнейшем препарировании удалено.

Износ эмали зуба происходит, в основном, за счет трения бора с твердой тканью зуба, а не за счет срезания.

Относительно быстрое притупление стального бора происходит за счет недостаточно высокой микротвердости основного металла /750-S00 кг/мм²/.

Ионная имплантация позволяет увеличить микротвердость таких же стальных боров до 1800-2000 кг/мм² и это отражается на режущей способности бора.

За 66 сек. работы количество удаленной эмали зуба такими модифицированными борами уже равнялось $3,41 \pm 0,21$ мг. Высокие показатели сохранились и через 180 сек. и равнялись $2,02 \pm 0,14$ мг. Это говорит о том, что режущая способность модифицированных боров сохраняется и через 180 сек. работы, и она почти в 5 раз выше таковых показателей необработанного стального бора.

Но вместе с тем надо отметить, что разработанная нами методика увеличения качества бора все же не позволяет достигнуть показателей твердосплавных боров.

Как показывают данные таблицы № 15 производительность боров за единицу времени

через 180 сек. работы производительность обычных стальных боров равна $1,47 - 0,11$ мг/мин, а производительность модифицированных боров за это время работы равна $2,79 - 0,16$ мг/мин. Повышение производительности

боров во всех группах является статистически достоверным / $P \leq 0,05$ /. При этом улучшение режущих свойств боров может увеличить производительность труда Врача, за счет сокращения времени препаровки зубов.

Таким образом, предложенная методика имплантации ионов на поверхностные слои стальных боров увеличивает их режущую способ-

СИУАТУ10П/14ЕСNиМ

Время пре- пари- ро- вания (сек)	Стальные босы			. Модифицированные босы				Твевдосплавные босы \				Всего: • кол. - : бо- ; ров ■	Режим рабо-: ты :Час- :"Давле.тота ние ^рана :ще-'зуб :ния ;гр. :
	[Кол и' 'чест! во : бо-' ров ;	'Кол-во удален- ' ном ;эмали зу- ;ба :(мг)	;Произво-' 'итель- ' .ность ! г(мг/мин)'	: <i>к!</i>	'Кол-во удален. ' эмали : зуба)мг! :	;произво : •дитель- ; ность : (мг/мин);	р ;	<i>К</i> \	,Кол-во удален. ' эмали ; зуба ; (мг) :	'Произвр- .дительн.' (мг/мин);	Р		
j : 2 . . 5	3	4		:	6	: 7	; 8	\ 9	; ю	: II	; 12 13	:	: 14 . 15

60 25 2,7+0,26 2,71+0,16 25 3,41+0,21 3,41+0,21 < 0,02 25 6,51+0,28 6,51+0,28 <0,001 75 500 3000

об/мин

120 25 1,30+0,13 1,99+0,15 25 2,93+0,16 3,17+0,18<0,00 1 25 7,10+0,33 6,81+0,29 ^0,001 75 500

180 25 0,44+0,06 1,47+0,11 25 2,01+0,14 2,79+0,16 <0,001 25 4,42+0,35 6,01+0,28 <Ъ,001 75 500

ВСЕГО: 75 4,4.1+0,34 1,47+0,11 75 8,36+0,48 2,79+0,16

75 18,03+0,84 6,01*0,28

225

МММ

ность как в ранние сроки использования, так и при длительных сроках. Это свидетельствует о том, что общая производительность бора увеличивается во много раз больше, чем отражают представленные в таблице цифры. Дело в том, что модифицированные боры кроме двухкратного увеличения общей производительности препаровки в течение трехминутной непрерывной работы сохраняют режущую способность, а контрольные образцы к этому времени полностью исчерпывают свои режущие свойства.

4.1.2, Термометрия зуба до и в процессе препарирования их разными борами

Основной задачей этого раздела исследования явилось изучение температурной реакции тканей зуба на препарирование разными стоматологическими борами.

Для сравнительной оценки степени нагрева твердых тканей зубов в зависимости от вида и качества применяемого бора нами проведены измерения температуры во время препарирования 72 све-жеэкстрагированных зубов.

Результаты 360 измерений температуры подвергнуты статистической обработке и приводится в сводной таблице № 16.

В этой же таблице представлены сравнительные данные по повышению температуры твердых тканей зубов во время препарирования стоматологическими борами.

Сравнение полученных данных позволило определить зависимость температурной реакции зубов от функциональных качеств • бора.

еокііі іоілодопапін а,уош ді а і лріціоіо іріпіріроьшн.іх.разными борами

Время! Стальные боры			jМодифицирован*бозд !Твердоспланные боры!Всего! _____			Режим работы		
препа!кол-во I темпера-			•'Кол-воIтемпера-! шол-во> темпера!Гкол-воДавление I частота			зуб вращения		
риров!измер.!тура на-			•!измер. !тура на-! Р !измер.!тура на! Р !измер!на			об/мин.		
)сек)! !Грева 1, _____			! !грева ! ! !грева- I ! ! f _{jx} \					
КГ С)			I 1({°C) ! ! ! СГС) ! ! ! W					
ю/ 24 3,26+.			24 П.І31	/0,001	24	3000 3000 3000 3000 3000		
		Q.20-.	0,20 -T					
30^ 24 6,92±			24 13,65±	/0,001	24			
		0,18*	0,22 7		и •			
60/ 24 П,47±0,33 -			120		120			
9С/ 24 15.84±			I.22i /0,001 72 500					
		0,22 ,	о; 13*					
120/ 24 21,79± •			3,22± /0,001 72 500 0,18*					
		0,34-«						
Всего: 120								
24 2,74+.	/0,05	24	5,34* /0,001 82 500 0,317					
		0,167	7,35± /0,001 72 500 0,347					
24 5,61±	/0,001	24	8,93+ /0,001 72 500 0,327					
		0,267						
24 8,18±	/0,001	24	360.....					
		0,26-						

∞

•

Увеличение., температуры препарируемой поверхности зуба при стандартизированном давлении бора зависит от длительности непрерывной препаровки и от вида зубного бора.

При использовании для препаровки зубов стальных боров выявилась большая разница температуры поверхности зуба между исходным и конечными данными. Из таблицы № 1 видно, что после первых 10 с работы стальными борами, температура твердой ткани зуба повышается на $3,25 \pm 0,20^{\circ}\text{C}$, а после 60 секундной работы температура повышается на $11,47 \pm 0,33^{\circ}\text{C}$ от исходной температуры поверхности зуба. К 120 сек. работы температура превышает первоначальную в 5-7 раз ($11,79 \pm 0,34^{\circ}\text{C}$).

В тех же условиях работы твердосплавными борами в течение первых 10 сек. температура зуба повышается на $1,22 \pm 0,13^{\circ}\text{C}$, при этом температура, постепенно повышаясь на исходе 120 сек. работы доходит всего до $8,93 \pm 0,32^{\circ}\text{C}$ нагревая, что в 3 раза меньше _такого показателя при работе со стальными борами.

Препарирование зубов нашими модифицированными борами (подзенытыми ионной имплантацией) показало промежуточный результат между твердосплавными и стальными борами, где после первых 10 сек. работ нагревание зуба было незначительно ниже, чем при работе со стальными борами ($2,7 \pm 0,16^{\circ}\text{C}$), но через 60 сек. работы наблюдалось резкое увеличение разницы в повышении температуры, то есть этот показатель становится в 1,5 раза меньше от нагревания зуба при препарировании обычными борами.

Повышенная температура при препаровке зубов в течение 10 и *олеес секунд для каждого вида испытанного бора статистически достоверна.

Сравнительная характеристика способности различных боров повышать температуру зубов при одинаковых условиях препарирования представлена графически на рис. №20.

Как свидетельствуют полученные данные, наименьшая температура на поверхности препарируемого зуба зафиксирована при препарировании зубов твердосплавными борами. Сравнительно не-большая температура фиксируется при препарировании зубов нашими модифицированными борами. Увеличение времени препарирования приводят к значительному перегреву тканей зубов, особенно при работе обычными стальными борами, увеличивая тем самым опасность осложнений.

^ Таким образом, имплантация ионов на поверхность стальных боров, "увеличивая их режущую способность и производительность, уменьшает повышение температуры зуба во время препаровки в 1,5-2 раза .:о сравнению с обычными стальными борами и тем самым способству-гт уменьшению побочного воздействия процесса препаровки. /

4. 1 .3. Профилография препарированной поверхности зубов и зубных протезов.

. От микроструктуры поверхности твердых тканей зубов,возникавшей после их препаровки борами в определенной степени зависит вачество оказываемой Стоматологической помощи.

Профилография является одним из наилучших методов определения качества препарированной поверхности твердой ткани зубов и г.'бных поотезов.

Препарированная борами поверхность зуба характеризуется различной степени микрошероховатостями в виде следов

С;ра,сколов твердой ткани, зазубрин, вырывов и других. Величина• ж
равномерность микрошероховатости определяет качество препаровки.

* па.

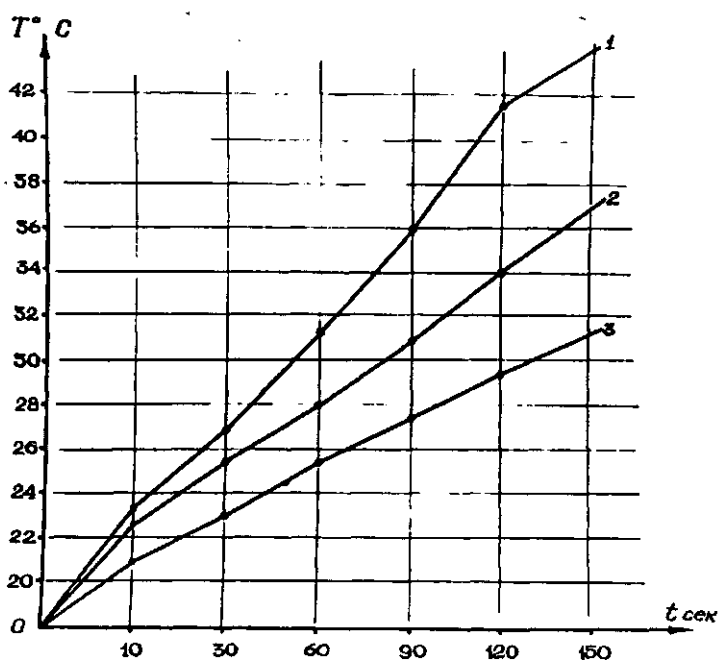


Рис. 20. Повышение температуры зубов во время пре-
парирования разными борами /давление на зуб 500
гр, скорость вращения бора 3000 об/мин /

- 1- стальные необработанные боры;
- 2- модифицированные боры с ионной имплантацией;
- 3- твердосплавные боры.

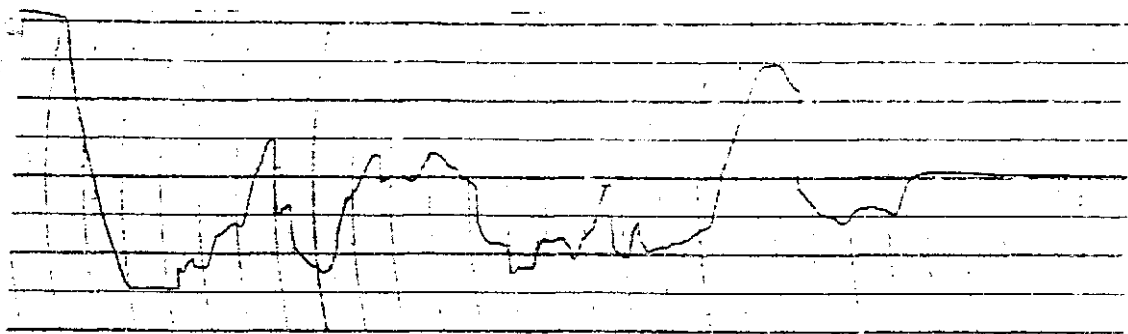
Препарированная обычными стальными борами поверхность твердых тканей зубов характеризуется шероховатостями с большим количеством высоких выступов, которые наглядно просматриваются на представленной ниже профилограмме /Рис. 21./. Такое состояние препарированной поверхности зуба мы наблюдали при использовании новых стальных боров.

Повышение микротвердости, износостойкости и режущей способности стальных боров после ионной обработки приводит к улучшению качественной характеристики поверхности препарированной эмали зуба. При этом количество зазубрин, выступов на поверхности меньше и по количеству, и по величине, чем при обработке зубов обычными стальными борами. Как показывает представленная профи-лограмма поверхность зуба препарированного модифицированными борами имеет более гладкие контуры /Рис. 22 •/»

Улучшение микрорельефа препарированной поверхности зуба обусловлено на наш взгляд и тем, что режущие кромки боров подвергнутых ионной бомбардировки значительно сглаживаются и заостряются.

Поверхность препарированная твердосплавными борами имеет наиболее равномерную микрошероховатость, с меньшим числом дефектов, зазубрин и вырывов твердой ткани зуба.

Таким образом, последовательная имплантация ионов аргона и азота в поверхностные слои стальных боров способствует улучшению качественных характеристик обработки зубов с вытекающими отсюда повышением конечного эффекта лечения.



гс«2i^ . Профилография поверхности, твердой ткани зуба после
препаровки стальник бором.

рис.22. . Профилография поверхности твердой ткани губа после
препаровки мошхитирсванннк бором.

В клинических исследованиях нами применены две разновидности стоматологических боров:

- обычные стальные ;
- модифицированные стальные боры .обработанные методом ионной имплантации.

Стальные боры с нитрид титановым покрытием в клинических исследованиях не использованы, поскольку на основании наших экспериментальных исследований установлено, что такое покрытие не способствует повышению износостойкости и режущей способности стальных боров.

Препарирование зубов выполнялось неизменно на одной и той же стоматологической установке УС-30 с установкой показателя скорости на 1000 об/мин. При этом давление зубных боров на поверхность зуба, выработанное, как мы полагаем, в процессе постоянного приема больных и одинаковое в известных пределах для данного врача, колебалось в пределах до 100 г в точке приложени я силы. Давление на поверхность зуба контролировали используя предложенный нами наконечник с ограничителем давления. Все зубы обработаны одним врачом в первой половине его рабочего дня.

Идентичные условия соблюдались во всех сериях исследований.

Цифровые материалы по методикам исследования сведены в таблице 1Б-2. (см. стр. 67).

Анализ полученных данных приводится соответственно по каждому использованному методу исследования.

4.2.1. Электрочувствительность зубов до и после их препаровки.

Как известно, на любое раздражение зуб (пульпа) реагирует по своему, изменяя свою чувствительность на раздражающий фактор. *То* время препаровки твердых тканей зубов, электровозбудимость обработанного зуба, пусть незначительно, но меняется. Причем имеется взаимосвязь этой чувствительности со степенью раздражающего действия процесса препаровки.

На этом основании становится возможным осуществлять оценку вида и качества стоматологических боров, если соблюден одинаковый режим препаровки.

Учитывая вышесказанное для оценки эффективности предложенного нами метода ионной обработки стальных боров мы произвели 214 измерений порога чувствительности у Ю? зубов, подлежащих препарированию до начала манипуляции и непосредственно после нее.

Проведенные клинические исследования показали, что даже при соблюдении одинакового режима препарирования разные боры оказывают разное влияние на электровозбудимость зубов.

В таблице № 18. представлен цифровой материал, полученный в ходе клинического исследования электровозбудимости 107 зубов до и после из препарирования опытными и контрольными борами.

Как видно из таблицы № 18 при работе с простыми стальными борами у 58,82% от всего количества обследованных зубов электро чувствительность не изменялась или увеличивалась после препаров :-: и максимум до 3 мкА, а у 41,18% - отмечена "реакция на токи от 4 до 17 мкА, ..

Среднее увеличение электро чувствительности тут же после препарирования зубов составило $3,43 \pm 0,29$ мкА. Различия в чувствительности

до и после их препарирования имеют высокое значение достоверности P 0,001).

Другую клиническую картину мы наблюдаем при препарирован::: зубов модифицированными ионной имплантациейбораши. При этом не-

ди и июли прииирпрошния.

t

Показатели электрометрии (в мкА)

!

ЖКол- I

Вид зубного бора

1иссле'»^{до}препари! сразу пос-јразница чув-
»nve- 5Р^{ов}а^{ни}я зу.'ле препари! ствительнос- J

$$\{ \text{МЫХ} \quad \text{зубов} \} \quad \text{Г} \sim \text{бп} \bar{\text{п}}.$$

Жирования зүгтй до и пос-
60b | ле препаровки

Р ! кол-во лиц, у ко-рых чувствительность не изменилась
! кол-во лиц, у которых чувст-
' пгтшши чч цч тррп члр!
менплась или из } изменилась !
менялась в пре- } больше чем на !
долах до 3 мкА \ 3 глкА

Итого:

I

Стальные бош

131 7,31±0,22 10.71+0,30 3,43+0,20 4,0,001 30----- 58,82\$ 21/—41,16\$

Модифицированные боры

50 6,59+ 0,27 8,40+ 0,29 1,09+0,20 <0,001 46----- 82,14\$ 10----- 17,86\$

M
CO

личество зубов, чувствительность которых не изменилась или увеличилась в пределах до 3 мкА гораздо больше (46 зубов или 82,14%). А количество зубов, чувствительность которых изменилась больше, чем на 3 мкА составило всего 17,86#. Среднее повышение электрочувствительности до и после их препарирования модифицированными борами составили $1,89 \pm 0,20$ мкА. Это почти в 1,5-2 раза меньше, чем при препаровке обычными стальными борами.

Таким образом, имплантация ионов в стальные боры улучшая режущую способность и сглаживая микрошероховатости их режущих кромок значительно снижает степень побочного воздействия на ткани зубов.

4.2.2. Результаты изучения трещин эмали зуба, образуемых во время их препаровки.

Для определения частоты образования дефектов зубов во время препаровки нами обследовано 108 зубов пациентов.

Из-за трудности стандартизации и регистрации образования трещин, сколов и других дефектов на твердых тканях зубов при различных формах их препаровки (препаровка под одиночные и опорные вкладки, под вкладку, пломбу, в зависимости от класса дефектов коронки зуба) мы стремились изучать этот показатель при относительно идентичных условиях, то есть при обработке кариозных полостей под пломбу только при дефектах коронки зуба I-II классов по Блеку.

Исследуемые зубы осматривались с применением внутривидеовидеосъемки от универсальной стоматологической установки. Обнаружение дефектов зубов облегчалось иногда применением стоматологического '—

следования при помощи операционного микроскопа. Перед осмотром поверхность зуба тщательно просушивалась сухими ватными тампонами

12.4.

струей теплого воздуха или эфира. После этого поверхность зуба исследовалась путем прижизненного окрашивания. Для этого поверхность зуба обрабатывалась 1% раствором метиленового синего, путем втирания его тампоном в течение 2-3 минут.

Как показали результаты таких исследований трещины эмали обнаружены и до препаровки у всех обследованных зубов с кариозными поражениями, подлежащих к пломбированию. Трещины, например, начинались от стенки кариозной полости и имели продольное, горизонтальное или косое направления. В начале, то есть в пограничных зонах кариозной полости, трещины были шире, а по мере удаления их от края полости, суживались, заканчиваясь на разном расстоянии от него.

При проведении исследований мы изучали общую частоту и другие характеристики дефектов эмали зубов до и после формирования кариозной полости.

Учитывая то обстоятельство, что трещины и другие дефекты эмали зуба могут возникать от разных причин, а именно как следствие :

- самого кариозного дефекта зуба ;
- процесса препаровки зубов ;
- качества бормашины ;
- конденсационных свойств пломбировочных материалов после их наложения ;
- в процессе формирования пломбы матрицами и во время припаковки вкладок ;

- во время коррекции окклюзии пломб и вкладок./Б.С.Иванова,198!

Поэтому, чтобы избежать ошибки в оценке причин и характера возникновения трещин,мы проводили исследования без наложения,или точнее до наложения пломбы, тем самым исключив другие причины,кроме функциональных качеств препарирующего бора.

От функциональных качеств бора зависит возникновение механических и температурных напряжений твердых тканей препарируемых зу-Зов,которые при определенных условиях вызывают образование трещин эмали зуба.

Стоматоскопические исследования с использованием прижизненного :крашивания раствором метилинового синего показали,что в процессе всепарирования зубов для формирования кариозных полостей обычные :ральные боры приводят к образованию новых трещин, а также расши- рению/увеличению/ старых.

Хотя мы старались стандартизировать размеры полостей,их не всегда удавалось сформировать со стенками равномерной толщины,. Б таких случаях дефекты чаще возникали на истонченной стенке.

Количество трещин,обусловленных процессом препаровки, отличаются большой вариабельностью, но все же можно отметить тенденцию увеличению дефектов при применении стального бора.Количество та-zx дефектов эмали у обследованных больных увеличивается- в среднем а 2,80- 0,19 штук. Такое количество дефектов зуба,по-видимому свя-ано с низкими функциональными характеристиками обычных стальных еров /Таблица Jfe 19. /.

Применение модифицированных боров, после ионной имплантации, тя препарирования зубов приводит к менее травматическому воздей-гвию на твердую ткань зуба.Препарированная поверхность становится начительно ровнее,а количество вновь образующихся трещин эмали ^эличивается в среднем

на 1,80- 0,14 штук, что в 1,5 раза меньше, при использовании обычных стальных боров.

Зтальные боры	51	4,0 + 0,21	6,8+0,29	3,5+0,17	2,8	+0,19	<0,001	23-48,10%	28—	51,90%
1Л одифи анные боры	57	5,3+0,20			1,9+0,14	<0,001	43—75,44\$	14 -----		24,56%

Характерно то, что при работе с обычными стальными борами у 45,10% / 23 зуба/ от всего количества обследованных зубов количество трещин после препаровки не изменилось или увеличилось до 2 штук, а у 54,90% /28 зубов/ образовалось от 3 до 7 трещин, тогда как при препарировании зубов модифицированными борами это соотношение было равно 75,44% и 22,56%, соответственно.

Кроме количественного различия наблюдается и качественное различие характеристик трещин эмали препарируемого зуба после применения разных боров. Так, при препарировании модифицированными борами характерно образование более слабых, трудно обнаруживаемых узких и коротких трещин, тогда как при использовании нами обычных стальных боров трещины были более широкими и длинными,,

Таким образом, модифицированные нами стальные боры после ионной имплантации имеют лучшие качественные отличия от обычных стальных боров, что выражается в меньшем образовании трещин и меньшей гравматичности препаровки твердых тканей зубов.

Количественные и качественные различия между дефектами эмали зуба после препаровки контрольными и опытными образцами связаны, на наш взгляд, со следующими причинами:

-во-первых, стальные боры обладают меньшими режущими свойствами и производительностью, в связи с чем они требуют большего времени трения и больше повышается температура препарируемого зуба, чем при использовании боров с имплантированными ионами аргона и ;юта;

-во-вторых, в отличие от обычных стальных, режущие кромки :дифицированных боров имеют сглаженные микрошероховатости и Idразуют меньшие вибрации и ударяющих моментов,приводящих к дефектообразованию.

4,2.3, Краевая проницаемость границы зуб-пломба.

В многочисленных работах, посвященных изучению краевой проницаемости границы зуб-пломба, недостаточно уделяется внимание характеру прилегания пломбировочных материалов в зависимости от состояния микроструктуры поверхности твердых тканей зубов обработанных разными борами.

Нами проведено исследование по определению краевой проницаемости границы зуб-пломба для оценки эффективности клинического применения стальных боров с ионной имплантацией.

У 71 пацентов краевую проницаемость границы зуб-пломба изучали на 87, зубах через 1,5-2 часа после наложения пломбы. Все сформированные полости пломбировались одним и тем же пломбировочным материалом - силидонт цементом.

Краевую проницаемость границы зуб-пломба исследовали сле-дующим образом: Пломбированный зуб обкладывали ватными валикам: тщательно протирали спиртом, сухими ватными шариками, затем высушивали эфиром или струей теплого воздуха в течение I минуты. После этого активный электрод измерительного прибора "Элоз-І" прикладывали к границе зуб-пломба и по шкале отмечали данные электровозбудимости этого участка. Пассивный электрод находился в преддверии полости рта на середине переходной складке на нижней челюсти.

Электропроводимость данного участка зуба на границе зуб-пломба без нанесения раствора электролита была равна нулю, что свидетельствовало о отсутствии достаточного контакта между активной поверхностью электрода и микрощелью на границе зуб-пломба. Затем на исследуемый участок зуба наносили микрокаплю 10% раствора хлорида кальция, и измеряли силу тока при погруженном активного электрода в данном растворе.

Клинические исследования проведенные у 35 человек пломбированных 42 зубов после формирования их кариозных полостей обычными стальными борами показали, что сила тока которая появляется при наложении электрода на границу зуб-пломба в среднем была равна $5,14^{+0,21}$ мкА, Такие же исследования, проведенные у 36 больных на 45 зубах, пломбированных после формирования полости зуба модифицированными борами. показали, что сила тока проницаемости у них в среднем была равна $3,69 \pm 0,20$ мкА. Эти данные свидетельствуют об улучшения показателя краевого прилегания пломбы к тканям зуба в 1,4 раза. Причем эта разница статистически достоверна / 0,001 /.

Исходя из утверждения В.К.Леонтьева /1985/ о том, что показатели силы тока проницаемости больше чем 7 мкА свидетельствуют о скрытых дефектах из-за больших микрошероховатостей препарированной поверхности зуба, можно заключить, что у 23,81% исследованных зубов после формирования кариозной полости обычными стальными борами и 6,67% зубов после формирования их модифицированными борами качество адгезии пломбировочного материала была не удовлетворительной/см. Таблица Jfe 20/.

Таким образом, от качества того или иного стоматологического бора зависит величина краевой проницаемости границы зуб-пломба. Модифицированные нами стальные боры после ионной обработки, их рабочей поверхности позволяют

достигнуть лучшее краевое прилегание и адгезии пломбировочного материала. Улучшение краевого прилегания пломбы обусловлены тем, что модифицированные боры

Таблица 2-0.

СРАВНИТЕЛЬНЫЕ ПОКАЗАТЕЛИ КРАЕВОЙ
ПРОНИЦАЕМОСТИ ГРАНИЦЫ ЗУБ-ШЮМБА ЧЕРЕЗ 2
ЧАСА ПОСЛЕ ШЮМБИРОВАНИЯ

Вид зубного бора	! количест-! кол-во {во j _____ ^ обслед'исслед. больных J зубов _____		Краевая^проницае		!Показатели тока ме* JПоказатели тока более		!_>нее_7_мкА_____ j _____ J?JQ&,,_ _____											
	средние {показатели (тока (мкА)		мощь^рда __ ж _ ^ ^															
	35	36	42	5,14+0,21	45													
Стальные																		
Модифицированн	71		3,69	4р.20	87		0,05		74		93,23+3,75		13		23,81+6,57			
ые ВСЕГО:																6,67+3,75		

И
СО
О

позволяют создавать стенки формируемых полостей в зубе с лучшими характеристиками микрорельефа, чем обычные стальные боры.

4.2.4. Изучение затрат врачебного времени на препарирование зубов.

Бремя обработки **зубоЕ** целиком зависит от режущих свойств инструментов, топографии препарируемых зубов, их размеров. Кроме того, время, затрачиваемое на препарирование одного зуба, может увеличиваться в связи с повышенной чувствительностью зубов и появлением болевых ощущений, которые вынуждают врача вести более щадящую обработку зуба. Тем не менее, режущая способность боров может быть оценена на основании сравнительного анализа данных хронометража процесса препарирования зубов.

Хронометраж выполнен с учетом индивидуальных особенностей каждого больного и выраженности **болеЕой** реакции препарируемых зубов, в связи с чем среднее время, затраченное на обработку того или иного зуба, не может явиться исходным для выработки режима препарирования. Б то же время, для сравнения режущих свойств стоматологических боров эти данные могут иметь большое значение.

Хронометраж времени препарирования зубов мы стремились проводить в относительно идентичных параметрах при I классе дефектов коронковой части зубов по Блэку.

Результаты исследования показали, что время затрачиваемое на препарирование сравнительно идентичных полостей при использовании модифицированных нами боров в 1,3 раза меньше затрат времени, которое⁴ затрачивается при препаровке обычными стальными борами.

Причем этот показатель имел весьма существенные индивидуальные вариации, связанные, по-видимому, индивидуальными особенностями структурной организации и твердости ткани зубов. Так например, препаровка идентичных полостей обычными стальными борами почти у более 35/ {препарованных зубов занимала более 2 минут, в то время как модифицированные боры у более 50\$ препарированных зубов в среднем требовали 1,5 минуты.

В таблице \$21. представлена Зреі.іі препарирования кариозных полостей при лечении неусложненного кариеса. Из данных таблицы обращает внимание снижение времени препарирования кариозных полостей стальными борами после их ионной обработки.

Если время препарирования кариозных полостей обычными стальными борами составляет в среднем $114,5 \pm 3,71$ сек., а модифицированными борами - $88,5 \pm 3,25$ сек. с ? 0,001.

Время препарирования твердых тканей зубов, в зависимости от нозологических форм кариеса, характеризующие различную степень, поражения последних бывает неодинаковым. Так например, при лечении среднего кариеса с применением модифицированного бора, время препарирования в среднем составляет $75,8 \pm 2,90$ сек., а для обычных стальных боров - $99,2 \pm 2,97$ сек. для стального бора без сб-

Средние затраты времени на препарирование кариозных полостей при
лечении зубов стальными и модифицированными борами.

Клинические формы кариеса с т а л ь н ы е	$M \pm m.$	<u>моди</u> <u>фиц</u> <u>иров</u> <u>анни</u> <u>ые</u>	$M \pm УП.$	I	! ВСЕГ О \	
кол-во препа- рированных полостей (Лостей	!	кол-во препа- рирова нных ПО! Лостей	j			
Средний	42 22	99,167+2,97	46 24	76,761+2,90	^0,001	88 46
Глубокий	G4	129,813+4,45	70	100,375+3,60 в	^0,001	134
ИТОГ		в среднем: " 114,49+3,71		среднем: '88,568+3,25	<d,dui	
О						

M

работки наиболее высокий процент $54,76 \pm 7,345$ » приходится на время от 90 до 120 сек., в то время как для модифицированных боров в $54,35 \pm 7,34^{\wedge}$ случаях наблюдается в пределах от 60 до 90 **секшем**, табл.Л 22..).

Такая разница затрат времени объясняется тем, что стальные боры после ионной обработки приобретают высокие износостойкие и режущие качества, за счет которых и повышается их производительность. Как было показано в экспериментальной части настоящей работы, производительность модифицированных боров в 2-3 раза выше, по сравнению с обычными стальными борами.

При лечении глубокого кариеса обычными стальными и модифицированными борами отмечается такая же неравномерность затрат врачебного времени. Время препарирования кариозных полостей при глубоком кариесе составляет в среднем $129,8 \pm 4,45$ сек. при

применении стальных боров и $100,4 \pm 3,60$ сек. для модифицированных ($P < 0,001$). Для стального бора наиболее высокий процент $59,09 \pm 10,4852$ приходится на время от 120 до 150 сек., в то время как для модифицированных боров - в $54,17 \pm 10,17^{\wedge}$ случаях наблюдается в пределах от 90 до 120 сек.

Таким образом, затраты времени на препарирования кариозных полостей при лечении средней и глубокой форм кариеса с применением обычных стальных и модифицированных ионной обработкой боров неоднозначны. Повышение физико-химических, механических, метаболитических и

морфологических характеристик бора после „-плантации ионов обеспечивает существенное снижение затрат времени стоматолога на препаровку зубов.

Оришито больше данные затрат врачебного времени на препарирование кариозных полостей стальными борами до и после ионной обработки.

fКОЛ-ВО препарированных полостей

(сек.) !при 1 Гпри Г 'сред! п1 !при! ' {среднем! глубоком
!глубо| нем ! ка | % ' {Всего} % !сред! |карисесе'карисесе
/о ком т<-я! {риесе! | нем !карисесе'карисесе
! кари j ! кари j ! ! ?
, 'есе.1 I ! I ' Jесе j

{кол-во
препарированных полостей j модифицированными
борами

«Глубоко! Всего!» {ком

```
% !карие J Joe      !
```

до 59					9 19,57 ^y +5,85			9 12,86+ 4,007
60-89	13 30,95+ .7,137	2 9,09+ 6,137	15 23,44+ 5,30 ,	25 54,35+ 7,347	7 29,17 + 9,28	32 45,71+ 5,957		
90-119	23 54,76+ 7,687	4 18,18+ 8,227	27 42,18+ s,r/7	II 23,91+ 6.297	13 "54,17 ±10,17	24 34,29+ 0,677		
120-149	0 11,91+ 5,ш,	13 59,09+ 10,487	18 28.13+ 5,62 7	I 2,17+ от ■~I ^m	4 * 16,66 + 7,61	5 7,14+ 3,087		
Хои n более	I 2,38+ 2,357	3 13,64+ 7,327	4 6,25+ 3,03~	-	-	-		
BC£T0:	42	22	64	46	24	70		

Модель

4.2.5. Расчет производительности труда врача-стоматолога

Затрата врачебного времени является одним из основных показателей, характеризующих производительность труда врача-стоматолога.

При этом производительность труда врача-стоматолога с применением обычных стальных и модифицированных боров можно определять по следующим показателям:

- по количеству препарированных кариозных полостей врачом-стоматологом в течение рабочего дня ;
- по времени, истраченному на иссечение твердых тканей зубов в течение рабочего дня (А.С.Солнцев, 1985).

При высчитывании производительности труда врача, нами использован годовой лечебный отчет кафедры и поликлиники терапевтической стоматологии 15 I ТамГос.,3 за 1968 год. По данным годового отчета за 1968 год врачами запломбированы 29473 зуба. 2 то врем: одним врачом-стоматологом было запломбировало в среднем 1955 зубов за отчетный год (из расчета на 15 врачебных должностей в поликлинике) $29473 : 15 = 1965$. По расчету согласно нашей предложенной формулы за день - 5,5 часа своего рабочего дня врач формирует :

$$KJ = \frac{\text{---}}{25C} - \underline{1966} = 8 \text{ кариозных полостей, \%}$$

где: *yij* - количество препарированных кариозных полостей в течение одного рабочего дня ;

jf - количество препарированных кариозных полостей м: в течение года на приеме врача-стоматолога;

"§) - количество рабочих дней в году.

Время препарирования кариозных полостей в случае применения стального бора составляет:

$= ft - i - 77 \quad - 8.165 = 1320 \text{ сек.}$, а для модифицированных бороз:

$$= \Gamma_{bl} \cdot \gamma_{\gamma} = 8.131 \cdot 1048 \text{ сек.},$$

где: $t_{yr' trj} \sim$ время препарирования 8 кариозных полостей с применением стальных и модифицированных боров ;

γ_u - количество препарированных кариозных полостей в течение рабочего дня ; $T_j, T_{\gamma p}$ - максимальное время, установленное в процессе хронометража, на препарирование кариозных полостей с применением стальных (T_t) и модифицированных (T^{γ}) боров.

После применения модифицированных боров, разница в затратах времени составит.:

$$T = \pm - 1220 - 948 = 272 \text{ сек.}$$

За 272 сек. врач дополнительно сможет препарировать до:

$$n_2 = T : T_0 = 272 : 121 = 2 \text{ кариозных полостей. } 1 \text{ Р}$$

Врач-стоматолог в течение рабочего дня в таких случаях с применением модифицированных боров, может препарировать до 10 кариозных полостей:

$u_i = y_i^{\gamma} + fag = 8 + 2 = 10$ кариозных полостей. В течение года количество препарированных кариозных полостей составит:

$jf_0 = \sqrt{B''} L = 10 \times 25C = 25CC$ кариозных полостей.

В результате чего производительность врача-стоматолога повышается в ;

$$P = \frac{\Delta}{\Delta} = \frac{2500}{1500} = 1,3 \text{ паза.}$$

Таким образом, проведенные исследования свидетельствуют о том, что предлагаемая нами модификация стальных бороз методом ионной имплантации, способствует увеличению производительности врача по препаровке зубов $\wedge 1,3$ раза со всеми вытекающими отсюда последствиями, в том числе и повышением/производительности труда врача-стоматолога и снижение*уровня дискомфорта пациента, обычно испытываемых при продолжительной препаровке'зубов.

ГЛАВА У. РАСЧЕТ (БИДАЖСГО ЭКОНОМИЧЕСКОГО Эѐ^ЕКТА ОТ СОВЕРШЕНСТВ СБ АЛИЯ СТОИ1АТ(ЖСГНЧЕСКОГО БОРА 3 УЛУЧШЕНИЯ КАЧЕСТВА СТСШТШОГИЧЕСКШ ПШОЦл.

Экономический эффект от использования новых видов медицинской техники в сфере производства медицинских услуг сводится к минимизации среднегодовых затрат живого и общественного труда на выполнение единицы работ или услуг по профилактике, диагностике, лечению и обслуживанию пациентов. По данным И.А.Бикгаги-рова (1960) приводятся следующие основные пути изучения экономического эффекта от использования новой медицинской техники в процессе деятельности медицинских работников: повышение произво дительности труда медицинских работников и

интенсификация лечения. Интенсификация лечения возникает как следствие сокращения сроков лечения.

Повышение производительности труда в здравоохранении означает экономию времени на производство единицы услуг или работ. В системе здравоохранения определенные виды работ по профилактике, диагностике и лечению нормированы, т.е. определены нормативы трудовых, материальных и финансовых затрат на производство единицы услуг. В этих случаях проведенные затраты на оказание услуг или проведение единицы работ могут быть заменены нормативами затрат.

Кроме экономического эффекта, существует социально-экономический эффект. Он представляет собой органическое единство таких составляющих, как: 1) медицинский эффект - совершенствование диагностики и лечения больных; 2) социальный эффект - облегчение и повышение производительности труда врача; 3) экономический эффект - снижение трудовых, материальных и энергетических затрат (Ю.Н. Депутатов, 1979).

Для определения экономического эффекта от использования разработанной нами методики обработки стоматологических боров, необходимо было определить:

во-первых, сколько проводится в среднем препарирование зубов в течение года по отдельной стоматологической поликлинике и одним врачом;

во-вторых, какое количество стальных боров расходуется врачом в течение года;

в-третьих, определить среднюю стоимость одного модифицированного стального бора.

В результате использованной нами ионной имплантации стоматологических стальных боров механическая стойкость их (твердость, износостойкость, долговечность) увеличивается в 2-2,5 раза, кор- ■ розиокая стойкость в 4-5 раз, а функциональные свойства улучшаются в 1,5- 2 раза.

По данным годового отчета кафедры и поликлиники терапевтической стоматологии В I ТалГосмИ за 1988 год препарированы и пломбированы 29475 зуба (из расчета Хэ^рачебного штата) за 558С5 посещений . Для этого количества препарированных зубов необходимо было израсходовать 47157 штук обычных стальных боров.

Расчет количества израсходованных стальных боров проводился следующим образом: по статистическим данным кафедры и поликлиники терапевтической стоматологии 3 I (зав.хаф. проф. ЗШШмВ З.А.) в *сОр* случаях кариес протекает с осложнением, а в 10)-> случаях-без осложнений. Для препарирования кариозных зубов с осложнением расходуется до 2 штук стальных боров, а для пре

парирования кариозной полости протекающего без осложнения расходуется I стальной бор.

В этом случае расчет необходимого количества расходуемых стальных боров- на примере, избранной нами поликлиники, рассчитать

зается следующим образом: $N = N_I + N_2$,

где: N - необходимое количество боров j
 N_I - необходимое количество боров для
 N_2 - необходимое количество боров для

N_2 осложнением ; количество боров необходимых для
 препарирования кариозных зубов без осложнений.

$$N = \left(\frac{29473 \times 30 \cdot 3}{100} \right) + \left(\frac{29473 \times 70 \cdot 1}{100} \right) = 47157$$

$N = 47157$ шт. обычных стальных боров.

Таким образом, для препарирования 29473 зубов по поликлинической терапевтической стоматологии необходимо было расходовать 47157 шт. обычных стальных боров.

В связи с увеличением износостойкости и функциональных свойств стальных боров после ионной имплантации в 2-2,5 раза расход на препарирование 29473 зубов соответственно уменьшается в 2 или 2,5 раза, то есть, даже при уменьшении затрат боров в два раза, то для препарирования 29473 зубов расходуется уже не 47157, а всего 23578 штук модифицированных боров.

Это чрезвычайно заниженный расчет. Если бы мы брали во внимание значительное удлинение срока применения модифицированных боров, указанное число расхода боров было бы значительно меньшим.

Исходные данные для определения стоимости ионной обработки одного стального боса поедставлены в таблице ?323 .

Таблица If- 23.

Исходные данные для определения стоимости обработки

Π Π	Показателе	$i^{\wedge f}$	Единицы : измерен.	Данные	Обоснование
1	2	3	4	5	6
т. а.	Коэффициент загрузки аппарата для ионной имплантации			0,65	ТО 1790000 к установке "Бизузий-2".
2.	Стоимость аппарата	С ап	руб.	20000	Номенклатурный справочник* к заявке -5-6. ,1963г.
о.	Годовой фонд работы аппарата	Г рата	час	1562	Табель-календарь на 1939г.
- .	Количество обработанных часов работы аппарата *	Г*боров за Г	штук	500	Расчетные данные

парата

Зп руб. 1320

одного стального бора
Заработная плата обслужи-
вающего установку в течение
года Г из расчета одной
врачебной ставки).

Затраты на электроэнергия,
(потребляемая мощность -9
квт 7час, 9х2 коп=18 коп. 18
х1562=281,16 руб.

Текущий ремонт установки
(Щз от ■ стоимости)

Стои о
мость сталь
сырья ного
для боса.
обра- Е
ботки

Стои
мость
одног
о
новог

Ст Сс С_т

е" данные

0,045 Заявка-
;ния заказ на 19d9r.Д
282н
н Ры
е
2.ССп
л
0a10н
о ас
чев тн
о ы
г ео да
н
о нт ы
д е.
ел
аРа
л сч
е етч н
е ыеб да
н нн
о ыег
о Эк
У спч ер
р им
е ене та-
жль
; ны

руб.

руб. руб. руб.

Таким образом,, капитальные затраты на всю программу по модификации путем имплантации ионноВ в стальные бору составят:

$$V_{\text{с ап}} + \text{°Г} + \text{³} + \text{° с} + \text{° п} = \\ = 20000 + 2000 + 232 + 10 + 1320 = 23612$$

$$K_3 = 23512 \text{ руб.}$$

Следовательно, средняя стоимость обработки одного бора на первый год эксплуатации установки можно рассчитать по формуле;

$$л * я.$$

При этом $л$ -годовой объем обрабатываемых боров рассчитывается по формуле:

$$Y = j f_x \cdot T$$

где: Y_T - количество обработанных боров за 1 час работы аппарата j

T - годовой фонд работы аппарата.

В таком случае годовой объем обрабатываемых боров будет равен:

$y = 500 \cdot 1561 = 781000$; $j f = 781000$ штук. При этом средняя стоимость обработки одного стального бора будет равна :

$$C_{\text{од}} = \left(\frac{781000 \cdot 4,5}{781000 \cdot 2} \right) + \frac{(23612 \cdot 20000)}{781000} : 1 = 2,25 \text{ коп.}$$

$$C_{\text{ог}} = 2,25 \text{ коп.}$$

При этом на второй год эксплуатации установки стоимость обработки одного оЧ-ра "удет y -тис 1,10 коп. $(2,25 : j)$, а на $г > тп!$:

... . $p \cdot 7$; -л - (■ 2.2 S

В связи с тем, что новые стальные бору подвергаются ионной обработке, стоимость одного модифицированного бора определяется совокупностью двух компонентов стоимостью обработки одного сталь

го бора (2,25 коп) и стоимостью одного нового стального бора (4,5#коп).
Поэтому стоимость модифицированного бора (С_м)будет равна 6,75 коп.(
2,25+4,50).

Расчет ожидаемого экономического эффекта от модификации сто-
•патологического бора и исходные данные для его расчета представлены в
таблице &24;-~

Таблица 24, Расчет
экономического эффекта и исходные данные для расчета

исходные данные		для расчета экономического эффекта				
пп :	Наименование	Сбозна.	Единицы	Данные	Обоснование	чения
	показателей	измер.	:	:		
I :	2	:	3 :	4 :	5 :	6

час.

Освобождение рабочего времени I больного, посещающего стоматодогическ. поликлинику, при условии, что средняя продолжительность лечения зуба составляет 2 дня (посещение) и затрата времени на одно посещение * 2,5 часа (с учетом транспортных по-ездов ($2 \times 2,5 =$ 5 * час.)		5,0	Экспертная оценка
Среднемесячный уровень заработной платы * работаю- щих (рабочих и служащих)		л руб.	217,0 (Аргументы и такты) , Л1, 1988г. % 4
»5 О •	Средний уровень заработ- ной платы" за 1 час (.число ¹ рабочих часов-2095).	А ной ру3,	1,24 Табель-календарь на 1989г.
Сокращение числа больных, $\dot{p}$ по с ит и в л их поликлинику в $\dot{c}$ год (558C0-(558C0:1,2> = 9300.		чел.	9300 Статистические данные поликли- ники
Коэффициент работающий		К -	0,5 временные мете- дическпр

и	?	!	6
»	о	:	час, 23250 Расчетные данные
Кол-во высвободившихся рабочих часов, исходя из коэффициента работающих -0,5 (без учета несовершеннолетних, пенсионеров, домохозяек) $5 * 0,5 * 930 = 23250$		T5 x i	руб 28830 Расчетные данные
Стоимостная оценка социального результата от сокращения числа Иольных (данные представляем в формуле \$ 2)			руб. 0,0450 Заявка-заказ на 1989г. на аппараты, оборудование, инструменты
Стоимость одного нового стального бора			руб. 0,0225 Данные сектора ионной технол. ЦПКТБ НП АН УзССР.
Стоимость обработки одного бора.			руб. 0,0575 Расчетные данные
Стоимость I модифицированного стального бора, $C, = C_{II} + C = 0,0225 + 0,045 = 0,0675$		м	шт. 23578 Расчетные данные
Кол-во обработанных боров, ис-пользуемых в поликлинике		Jf	руб. 1591,52 Расчетные данные
Затраты на обработку боров $3, = C_m \times I = 0,0675 \times 23578 = 1591,52$		3Г 1	руб. 27238,48 Расчетные данные
Г М 1 7			
Годовой экономический эффект от использования обработанных боров: а) в расчете на данную поликлинику: $d_2 = p_2 - 3 \Gamma$			руб. 1815,9 Расчетные данные
б) в расчете на одного врача-стоматолога $\Delta \pm = 92^{1/2}$			
(ит-к о л - в о в р а ч е й - с т о м а т о л о г о в в данной" поликлинике /Г=15)			

Из расчета видно, что годовой экономический эффект от использования обработанных боров только на одного врача-стоматолога составляет 1815,9 руб.

Если произвести расчет экономического эффекта "гоиатолсгических поликлиниках в масштабе города или республики ::елом, то он окажется достаточно большим.

Поэтому применение мс длф ицнр с ваных стальных боров методом :антации ионюв' в стоматологической практике полезен не только L-едицл некой, но и с экономической точки зрения.

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ ИССЛЕДОВАНИЯ

В связи с расширением области применения стоматологических боров возросла необходимость обеспечения врачей-стоматологов разными высококачественными борами. В настоящее время боры различной формы и фасона все шире начали использовать кроме терапевтической стоматологии и в практике ортопедической стоматологии.

Но существующие конструкции отечественных стальных боров имеют ограниченные эксплуатационные характеристики. При препарировании даже твердых тканей зубов стальные боры быстро притупляются, из-за малой твердости и износостойкости стали ХВ-5, из которой ОНІ изготовлены. При притуплении боров резко снижается их шлифующая .функция,ухудшается качественная характеристика препарируемой поверхности зубов. Все это снижает эффективность лечения.

Увеличение качества стальных боров и их режущих .свойств в кль нической стоматологии позволили бы значительно снизить побочные злияния процесса препаровки на зубы и окружающие ткани с одной стороны, и повысить производительность труда стоматолога — с другой.

/Д.Н.Джумадилаев,1966,1967/.

Подсчитано, что даже относительно небольшое повышение стойкости и долговечности массовых медицинских инструментов,к которым относятся и стальные боры,дает возможность получить в народном хозяйстве значительный экономический эффект,а для потребителей это равноценно увеличению количества

выпускаемых инструментов. Поэтому проблема улучшения качества стальных боров весьма, актуальна.

В настоящей работе нами предпринята попытка использования новейших методов ионной технологии, а именно, метод имплантации **ЗОНОВ** в поверхностные слои стальных боров для повышения их эксплуатационных характеристик. Известно, что при определенных режимах обработки имплантация ионов позволяет существенно повысить прочность и износостойкость поверхностных слоев различных конструкционных металлов без процессов нанесения покрытия и не изменяя их геометрических параметров.

Наши совместные с сотрудниками института Электроники АН УзССР исследования показали, что ионная бомбардировка поверхности стоматологических боров в целях улучшения их качества только ионами аргона или азота не привели к желаемому эффекту, так как бомбардировка аргона приводит только к дефектообразованию, амортизации поверхности, ее распылению и образованию твердых и псевдоразрывов внедрения и замещения, а бомбардировка только азотом приводит к процессу ионного азотирования. Процесс ионного азотирования очень сильно зависит от состояния поверхности, ее структуры и состава. Без предварительной обработки аргоном процесс ионного азотирования идет менее эффективно. Только проведение обработки в две стадии позволяет получить поверхность с высокими физико-механическими и медико-биологическими свойствами.

Согласно данным (Раднабоз и др.) ионы аргона обладают достаточно большой массой и в кристаллической решетке металла могут образовывать достаточно большее количество дефектов в виде вакансий. В то же время аргон является инертным газом и он не вступает в химическое

взаимодействие с металлом, то есть первая стадия ионной имплантации аргоном подготавливает поверхность к последующему процессу, так называемого ионного азотирования. В результате вторая стадия обработки ионами азота приводит к литом:спвно--У процессу ионного азотирования. На поверхностном и приповерхностном слоях образуются высокопрочные нитриды металла типа

Как описано выше, возможности использования методов ионной обработки для упрочнения поверхности стоматологических боров и других инструментов, изготовленных из стали ХВ-5, не апробированы.

Поисковые исследования в этом направлении нами были начаты еще в 1980 году и к 1983 году были накоплены данные о полезных возможностях этого метода (ионной имплантации) для упрочнения рабочей поверхности боров.

Ориентируясь на изменения микротвердости, износо- и коррозионной стойкости стальных боров мы искали наиболее оптимально 120 .
 ние энергии бомбардировки в пределах от 20 кэВ для ионов аргона и от 20 до 80 кэВ для бомбардировки ионов азота. Эмпирическим подбором определялась доза для аргона от $D = 1 \text{ C}^{-\text{C}}$ до $D = 10^{15} \text{ пен/с} \cdot \text{г}^?$ и для ионов азота от $d = 10^{14} \text{ до } D = 1 \text{ C}^* \cdot \text{г}^{\text{ТЛ}} \cdot \text{см}^{\text{ТО}} \%$

В подборе указанных энергии и доз мы ориентировались на результаты исследования (Осубк. *fas-fLua* Арлфов 7, А., Раджабов Т.Д., 1974; С.Багдасарян, 1968 и др.), которые получили достаточно эффективные результаты на конструкционных металлах, используя эти параметры обработки.

Однако, из-за того, что стоматологические боры как по материалу, так и по своим размерам и геометрическим характеристикам

существенно отличаются от известных в литературе, нам пришлось подбирать специфических, для стальных боров/ параметров- зернпи л дозы ионной имплантации. Леи этом оптимальные параметры бембар- :нробрхп для последовательней лплмнглл;::: ионов аргона и азота : пр е дел с ны на. л: методом сочетания различных энергий ::с::сз аргс- ■:сз при постоянной энергии бс...барп.:рsv:m: берез ионами '.сета :: наоборот. Б результате этих исследований было установлено, что оптимальным диапазоном энергии для ионов аргона явился 80-100 кэВ. Ниже 80 кэВ дефектообразование идет недостаточно эффективно, а выше 100 кэВ происходит большое распыление и внедрение аргона, что является нежелательным.

Наилучшей оказалась в исследованных параметрах доза для аргона $L = 10^{10}$ ион/см². Доза менее 10^{10} ион/см² ионов аргона вызывает интенсивное дефектообразование, а дозы более 10^{10} ион/см² - чрезмерно увеличивают количество внедренного аргона.

Оптимальным диапазоном энергии для имплантации ионов азота оказался 40 кэВ, а дозой - $L = 10^{10}$ ион/см²

Таким образом, поставленная нами цель достигается тем, что стоматологические стальные боры обрабатываются газовыми ионами в 2 стадии:

- I стадия - обработка ломами аргона с энергией 80-100 кэВ и дозой 10^{10} ионов/ см² ;
- 2 стадия - последующая обработка ионами азота с энергией 40 кэВ и дозой 10^{10} ионов/см².

Используемый нами метод определения микротвердости позволяет достаточно точно регистрировать наличие радиационных дефектов в металлах. Поэтому наши данные (см.рис.1 и 2) о том,

что с ростом облучения ионов аргона сжимается микротвердость
 стальных боров можно расценивать как появление в поверхностных
 слоях металла радиационных дефектов снижающих его прочность, то
 есть здесь возможно образование микропор в результате сегрегации
 дефектов. Микротвердость стального бора существенно возрастает
 с ростом дозы облучения. Однако с уменьшением дозы
 облучения она снижается. При дозах выше $\Phi = 10^{20}$ н/см² напротив, происходит

снижение микротвердости поверхности, что также можно объяснить как следствие накопления радиационных дефектов в поверхностных слоях металла.

Нам обнаружено, что микротвердость растет пропорционально с ростом дозы облучения ионов аргона до $D = 10^{19}$ ион/см² и для азота до $D = 10^{20}$ ион/см². То есть наблюдается корреляция между внедренными ионами и микротвердостью поверхности стальных боров.

Ионная имплантация за счет внедрения в металл ионов газа приводит к появлению в приповерхностных слоях избыточных внутренних напряжений, пропорциональных величине концентрации имплантированных ионов и смещенных атомов.

Нами углубленные исследования влияния различных доз и энергии ионной бомбардировки стальных боров показали, что именно эти энергии, дозы и последовательность имплантации ионов позволяет получить наибольшее повышение микротвердости в 2-2,2 раза, то есть, если исходная микротвердость стальных боров была $H = 75 \text{ С-3 СС хг/мм}^2$, то после ионной имплантации увеличилась до $H = 180-1960 \text{ хг/мм}^2$. Эти данные вполне согласуются с данными (Волков А.А. и др., 1966; Кирсанов В.З. и др., 1965; Шамтунов Е.С. и др., 1982; Хирвоинна Д.С., 1965), и в то же время показывает, что ионная имплантация в избранных нами режимах достаточно эффективно повышает микротвердость и стали марки ХЗ-5, из которого изготавливаются обычные стальные боровы.

Учитывая большое значение с теоретической и практической позиции, мы впервые решили изучить микротвердость не только поверхности боров, но и в более глубоких слоях в теле бора. Результаты этих оригинальных для стоматологии исследований, проведенных на косых шлифах боров, показали", что различные энергии и дозы имплантации имеют различные показатели глубины /модификации/ повышения микротвердости.

Избранные нами режимы ионной имплантации вызывают значительное увеличение, глубины упрочнения поверхностных слоев,, постепенно и плавно снижающиеся от поверхности к центру толщи бора. Примечательно то, что микротвердость боров после бомбардировки ионами в избранном режиме повышается на поверхности до $H=1960 \text{ кг/мм}^2$ а затем, с 5-8 мкм глубины начинает медленно спадать, оставаясь выше исходной до глубины 50-80 мкм, и следовательно, модифицированный слой более чем на порядок превышает глубину имплантации ионов.

Согласно данным /Томпско М., Быков В. и др.1971/ такое явление наблюдалось и при имплантации в различные конструкционные металлы, что по их мнению, связано с дефектообразованиями и радиационно-стимулирующими процессами, происходящими в значительно отдаленных участках от имплантированных ионов.

Нет сомнения в том, что чем глубже модифицируется структура стального бора, тем большей, надо ожидать, будет его износостойкость.

Испытание стальных боров на микротвердость после их нитрид титанового покрытия показало, что в пределах толщины покрытия микротвердость значительно выше чем на борах, подвергнутых ионной имплантации. Однако, материал подложки становится по твердости ниже, чем

исходный, то есть, хотя покрытия из нитрида титана обладают высокой твердостью, материал подложки разупрочняется, следовательно, в связи с отпуском термически закаленной стали Г-5. А для стали ХБ-5 используемых для изготовления стокато-стических боров, температура отпуска не превышает значения

■200-250°C. Для предотвращения сильного нагрева поверхности, не обходило снижать скорость роста титановой пленки с тщательным контролем условий и параметров нанесения, что будет увеличивать время обработки и *требует* более сложных устройств для дозированного введения в рабочий объем требуемого реакционного газа и его очистки от примесей (кислорода, углерода), а также контроля температуры поверхности.

Ионная имплантация в данном случае имеет ряд преимуществ: контролируемый ввод примеси в металл, отсутствие нагрева поверхности при обработке, сохранение первоначальных размеров изделия, снижение шероховатости поверхности.

Одно!; из основных характеристик стоматологических боров является его износостойкость, определяющая время его поверхности пластической деформации и разрушения. Эта характеристика непосредственно связана с поверхностной микротвердостью, структурой приповерхностных слоев, пределом текучести, а также состоянием поверхности, то есть степенью ее шероховатости и химической пассивности.

Наши испытания показали почти линейный рост износостойкости обычных стальных боров по мере увеличения энергии (аргона до $E=100$ кэВ и азота $E=40$ кэВ) и дозы (аргона до $D=10^{15}$ ион/см² и азота $D=10^{15}$ ион/см²) ионной их бомбардировки, почти идентично изменениям микротвердости борсв.

Дальнейшее повышение энергии и дозы бомбардировки ионов способствовало ухудшению износостойкости боров (с...стр. 90

По улучшению износостойкости наиболее перспективными методами имплантации ионов оказался лев для согона эяэгли от 80 до 100

ТА

9

кэВ и доза от 10^{18} до 10^{19} ион/см², для азота энергия от 20 до 40 кэВ и доза от 10^{18} до 10^{19} ион/см² соответственно. В указанных диапазонах в зависимости от геометрии режущей части бора износостойкость увеличилась в 1,5 до 2,5 раза. При этом показатели износостойкости нами боры приближаются к таковым показателям твердосплавных боров.

Стальные боры покрытые нитридом титана не только не дают каких-либо повышений, а даже снижают износостойкость стальных боров по сравнению с необработанными.

Например, если параболными борами удавалось в пластинки из стандартной гильзы просверлить 10 отверстий, то после имплантации ионов уже 25-26 отверстий, при этом максимальный и минимальный диаметры необработанных стальных боров уменьшились более, чем на 0,24-0,25 мм, а модифицированные лишь на 0,12-0,13 мм., то есть коэффициент истирания уменьшается с $K_{\text{сх}} = 0,09 \pm 0,01$ до $K_{\text{сх}} = 0,005 \pm 0,001$. Нитрид титановым покрытием этот показатель ухудшается до $K_{\text{сх}} = 0,0121 \pm 0,001$.

Выясняя кинетику износа стальных боров мы установили, что модифицированные стальные боры в первые три минуты непрерывной обработки снижают исходную износостойкость в 2,5-3 раза и через 8-10 минут машинного времени уже в пределах 1,2-1,5 раза. Эти показатели соответствуют таковым изменениям „твёрдости в различных уровнях поверхностных слоев бора.

модифицированные боры становятся не только долговечными, но и показывают лучшие режущие показатели. Так глубина сверления толстой стальной пластинки из хромо-никелевой стали модернизированным стальным бором возрастает за три минуты непрерывно ...ашплго времен: с 0,197 + 0,05 мм до 0,243 + 0,03 мм.

Таким образом, найденные нами режимы имплантации позволяют значительно увеличить возможности использования таких боров в зубо-технических целях и должны дать существенное улучшение препаровки естественных зубов.

Повышение коррозионной стойкости стоматологических боров с имплантированными ионами в агрессивных растворах указывает на эффективность применения ионной имплантации для пассивации поверхностных слоев металлов и повышения индифферентности их к организму человека.

Испытание коррозионной стойкости обычных стальных боров при выдержке в различных агрессивных растворах показало, что видимые на глаз признаки коррозии появляются начиная с 10 дней экспозиции в растворах едкого натрия, соляной кислоты и хлорамина, а в последующие сроки и в других растворах.

Первые признаки коррозии на модифицированных борах появляются не ранее, чем через 5 месяцев выдержки, т.е. есть коррозионная стойкость повышается от 6 до 18 и более раз в различных растворах.

Однако, проверяя эти результаты методом потенциостатометрии, нами было выявлено, что плотность тока коррозии при испытании контрольных образцов в 3% растворе поваренной соли равнялась в среднем

6,8xЮ~жА/см., а опытных боров 1x10 - 10" А/см . Следовательно
но патенциометрически ^коррозионная стойкость стальных
боров повышается после имплантации ионов в 4-5 раз. Обнаруженная
разница величин коррозии определенная двумя различными методами
свидетельствует, что визуальное изучение признаков коррозии не в
достаточной мере точно.

- Существенную роль в снижении коррозии после имплантации
могут играть радиационные дефекты или твердые растворы аргона,
в виде внедрения либо замещения.

Немаловажное значение мы придаем и сглаживанию микрошеро-
ховатостей поверхности бора за счет ионного распыления. Это равноценно
уменьшению общей площади поверхности бора, следовательно, поверхности
коррозии.

Таким образом, наши экспериментальные исследования по изучению
измерения микротвердости, износостойкости, режущей способности и
коррозионной стойкости при различных режимах, энергии и дозы ионной
имплантации и их взаимосочетаний показали, что предварительная
имплантация ионов аргона, с энергией $E=80-100$ кэВ и дозой $D=10^{18}$ ион/см², с
последующей имплантацией ионов

то р
азота с энергией $E=40$ кэВ и дозой $D=10^{18}$ ион/см² является наиболее
оптимальным режимом улучшения всех основных свойств стоматологических
боров.

Хотя многие из известных методов обработки /Г.А.Марков, 1978,
С.Шамгунова и др., 1982; Н.П.Герасев, и др., 1981; Г.А.Степанова и др., 1982;
К.Коваленко и др., 1982; А.С.Солнцев, 1985 и др./ улучшая одни свойства боров,
часто ухудшают другие, наши экспериментальные исследования не могли

выявить ухудшения каких-либо изученных свойств модифицированного бора, если был четко выдержан вышеназванный режим обработки.

Основываясь на хороших результатах наших экспериментальных исследований мы решили оценить эффективность использования модифицированных боров в клинических условиях. В этих целях приняв во внимание опыт проведения подобных работ /А.С.Солнцев, 1985, Ю.Круглик,1983, Ю.Резнык,1983,С.Иванова,1984, Т.Шига

бутдинов и др., 1965 и др./ наши клинические исследования складывались из определения производительности процесса препаровки зубов, термометрических исследований препарируемого зуба, изучения макро- и микроструктуры препарированной поверхности, дефектообразования и трещины эмали зуба, изучения электровозбудимости зубов до и после препаровки, краевого прилегания пломбы, определения затрат врачебного времени на препарирование зубов и кроме того, впервые нами изучена сканирующая электронная микроскопия структуры поверхности препарированных зубов.

Медико-технические исследования по определению производительности стоматологических боров' показали преимущество ионно обработанных стальных боров над необработанными. Так, например, при работе с модифицированными борами через 180 сек непрерывной работы производительность бора была равна $2,79 \pm 0,16$ мг/мин, в то время как, при работе с обычными необработанными стальными борами этот показатель равен $1,47 \pm 0,1$ мг/мин. Следовательно, режущая способность модифицированных боров после трехминутной непрерывной работы еще сохраняется и производительность его в 2 раза выше необработанного стального бора, которые к этому времени полностью исчерпывают свои режущие свойства.

Как известно, температура препарируемой поверхности зуба увеличивается', с удлинением непрерывного времени и режима препаровки , а ■ также от вида и качества бора. При этом увеличение температуры зуба во время препарирования при работе со стальными борами значительно выше, чем при работе с модифицированными борами. Примечательно то, что с

удлинением времени препаровки зубов указанная разница возрастает

/см.таблиц.№ { в: 16 } / _ ,

Итак, если в первые 10 сек препарозкл новыми стальными борами температура от исходного возрастает до $3,26 \pm 0,20^{\circ}\text{C}$, то модифицированные боры увеличивают температуру до $2,74 \pm 0,16^{\circ}\text{C}$, то есть ниже на 1,2 раза, через 60 сек. работы на 1,5 раза, а через 120 сек. - на 1,7 раза.

Увеличение времени препарирования приводит к значительному перегреву зубных тканей, особенно при работе стальными борами, увеличивая тем самым вероятность нанесения термической травмы пульпе при несоблюдении режима препаровки. Возможность термической травмы при использовании модифицированных боров существенно уменьшается»

В основе снижения термического эффекта при работе с модифицированными борами, на наш взгляд, лежит то, что они обладая высокими режущими и износостойкими свойствами, дают соответственно высокую производительность, то есть нагреваемые ткани зуба, при соприкосновении бора быстро с охлаждаются, не успев передать большую часть возникающей температуры в окружающую ткань.

Учитывая существенную роль микроструктуры препарированной поверхности зуба при пломбировании и протезировании зубов (D.K. "У-

Boyd

Knight, 1969 ;

Знецов, 1959, Н.П.Гриценко, 1966 ;

С.Б.Иванова, 1934 ; А. С. Солнцев, 1965 ; Б. П. ... и др., 1973 ;

З.К.Леонтьев и др., 1907, и др.), мы решили изучить влияет ли имплантация

ионов на функциональные качества рабочей поверхности стальных борез, а это в свою очередь на качестве препарированной поверхности зубов.

Исследования проводились нами после препаровки твердым тканей зубов при помощи сканирующей электронной микроскопии и прсфплс-

Электронно-микроскопические и профилометрические исследования поверхности самих боров и препарированной поверхности зубов и зубных протезов этими борами, показали, что имплантация ионов аргона и азона вызывает значительное снижение микрошероховатости по сравнению с необработанными.

Препарированная обычными стальными борами поверхность твердых тканей зубов характеризуется шероховатостями с большим количеством выступов.

Повышение твердости, износостойкости и режущей способности стальных боров после ионной обработки приведет к улучшению качественной характеристики поверхности препарированной эмали зуба. При этом: количество зазубрин, выступов образуются на поверхности меньше и по количеству, и по величине, чем при обработке зубов обычными стальными борами.

Улучшение микрошероховатости препарированной поверхности зуба обусловлено тем, что режущие кромки боров, подвергнутых ионной бомбардировке, значительно сглаживаются и заостряются, а эти в свою очередь создают меньше вибрации и ударяющих моментов, обуславливающих дефектообразование. Последние, по-видимому, лежат в

основе снижения степени побочного воздействия процессе препаровки зубов модифицированными борами.

Сходные и особо наглядные данные получены нами впервые при помощи сканирующего электронного микроскопа. При этом препарированная поверхность эмали и дентина имеет различную поверхностную структуру. У одампированные боры на поверхности как эмали, так и дентина оставляют лучшую структурную характеристику.

Специально проведенные клинические исследования, с целью выявления трещин и других повреждений эмали по краю сформированной полости опытными и контрольными образцами боров показали, что модифицированные боры образуют в значительной степени меньше трещин, чем при препаровке обычными стальными борами. Для препарирования модифицированными борами характерно образование более слабых, трудно обнаруживаемых узких и коротких трещин, тогда как при использовании обычных стальных боров трещины были более широкими и длинными.

^Результаты наших исследований подтверждают мысль о том, что от функциональных качеств бора зависит возникновение механических и температурных напряжений твердых тканей зубов, и чем больше таких напряжений, тем больше условий для образования трещин эмали зубов. Модифицированные боры, как было указано выше, вызывают менее значительные механические и температурные напряжения.'

Последнее, по-видимому, лежит в основе снижения степени побочного воздействия процесса препаровки зубов модифицированными борами. На это указывает и то, что после формирования кариозных полостей модифицированными борами электрочувствительность зубов более чем в 1,5 раза остается выше таковых при препаровке обычными стальными борами.

Определенную роль в увеличении побочных воздействий процесса препаровки играет и повышение температуры зубов^Х.С.Шигабут-дино,и др.,1976; Д.Н.Джумадилаев,1966,1967,1989; А.Н.Овчаренко, 1969; Г.А.Саввиди,Л.А.Волков,1977; Б.М.Ризнык,1983/.

Как было указано ранее, обычные стальные боры вызывают в I," раза большее повышение температуры, чем модифицированные. Это соответствует в наших исследованиях таким же изменениям электро-чувствительности зуб ов.

При работе с простыми стальными борами у 58,82% от всего количества обследованных зубов электрочувствительность не изменялась или увеличивалась после препаровки максимум до 1 мкА, а у 41,18 % реагировали на токи от 4 до 17 мкА. Средние увеличения электрочувствительности туг же после препаровки зубов составили $s,4S + 0,29$ мкА. Различия в чувствительности до л после их препарирования

имеет высокое значение достоверности. (?/p,C01) Другую клиническую картину мы наблюдаем при препарировании зубов модифицированными ионией имплантатами. При этом количество зубов, чувствительность которых не изменялась или увеличилась в пределах до 5 мкА гораздо больше (46 зубов или 2,14%). А количество зубов, чувствительность которых изменилась больше, чем на 5 мкА составило всего 17,06,5. Среднее повышение электрочувствительности до и после их препарирования составило: $1,89 \pm 0,20$ мкА. Это почти в 1,5-2 раза меньше чем при препаровке обычных стальных борам.

Таким образом, имплантация ионов в стальные боры улучшает режущую способность и сглаживая микрошероховатости их режущих кромок значительно снижает степень побочного воздействия на ткани зубов.

Особенности микроструктуры препарированной стенки зубов, наличие трещин и других дефектов эмали зуба, по нашему мнению не могут не отразиться на краевом прилегании, то есть на герметичности закрытия полости зуба. Поэтому, воспользуясь специальной разработкой М.С. Лентьева и др. (1985), изучали краевую проницаемость границы зуб-пломба через 1,5-2 часа после пломбирования кариозных полостей, сформированных контрольными и опытными образцами боров. Результаты этих исследований показали, что в кариозных полостях, препарированных модифицированными борам, обеспечивается хорошее прилегание пломбировочного материала, благодаря чему резко улучшается краевая проницаемость: с 5,14-0,21 мкА при формировании кариозных полостей

обычными стальными борами до 3,69- 0,20 мкА при формирования кариозных полостей модифицированными борами, что в 1,4 раза лучше / P/_ 0,001/.

Улучшение краевого прилегания пломбы обусловлено тем, что модифицированные боры формируют препарируемые поверхности зубов с лучшими характеристиками микрорельефа. А при формировании полостей обычными стальными борами их стенки, как показали профило-графические и микроскопические исследования, имеют более выраженный неоднородный микрорельеф, характеризующийся многочисленными шероховатостями и достаточно глубокими изъятиями. А края эмали зуба имеют большее числа трещин и дефектов, в которые пломбировочный материал, обычно обладающий малой текучестью, не проникает и не заполняет эти изъятия. Вследствие этого герметичность прилегания пломбировочного материала не обеспечивается. Модифицированные же боры при препаровке создают микрорельеф с лучшими характеристиками, меньшей глубиной изъятий и высотой выступов шероховатости. Соответственно этому уменьшается краевая проницаемость для электрического тока, что свидетельствует о более полноценной адгезии пломбировочного материала со стенками полости, чем при формировании полости обычными стальными борами.

Результаты этих исследований; имеют принципиально Зольное практическое значение в плане прогнозирования и предотвращения вторичного кариеса.

Исходя из этого следует, что окончательное формирование препарируемых поверхностей зубов должно быть осуществлено борами, которые оставляют лучшую микрорельефную характеристику.

/зств все предпосылки рассчитывать на то, что предлагаемая нами модификация стальных боров путем ионной обработки их рабочей поверхности, -..омет способствовать значительному сокращению втсончных разпулений твердых тканей зубов после их плсмблроза-ни или протезирован:!'Л,

Изучение затрат врачебного времени на препарирование зубов выполненное с учетом индивидуальных особенностей каждого больно го, может и..хеть значение в оценке режущих свойств стс-ыагслоги-ческх борсв. З хсде этих исследований нами .установлено, что обычные стальные боры обладают низкой режущей способностью, чем стальные боры модифицированные ионной имплантацией. При этом затраты ьрачебного времени на препарирование зубов при использовании модифицированных боров направлены в сторону снижения и **позволяют** в 1,3 раза повысить производительность труда Ерачаствотою.! ога.

[Таким образом, предложенная нами методика последовательной И имплантации ионов аргона и азота с определенной энергии: л дезой бомбардировки существенно увеличивает мнкретвердсеть, повышает износостойкость и режущую способность, обеспечивает высокую устойчивость к коррозии. При этом ь процессе обработки бора улучшается микроструктура его поверхности. Обработка (лрепаровка/ зубов с модифицированными борами обуславливает увеличению производительности врача, сокращая время прелровки. Уменьшается побочное воздействие процесса препаровки, при этом меньше повышается температура твердой ткани зуба, его электрочувстЕи-тельность, намного меньше образуются повреждения препарируемой эмали зуба. Препарированная поверхность имеет лучшие

характеристики микрорельефа, в связи с чем обеспечивается лучшее прилегание и адгезии пломбировочного цемента к зубу.д

Все перечисленное обуславливает улучшения качества стоматологического лечения, увеличивает производительность труда врача-стоматолога, сокращает сроки потери времени на лечение пациента, во многом снижает потребности в стальных борах и в конечном итоге, внедрение этого метода обработки /ионно-плазменной обработки/ стальных боров в практику, будет обеспечивать существенный экономический и социальный эффект.

Таким образом, совокупность результатов проведенных исследований и их анализ позволяет сделать нам следующие основные

Е К В О Д Ы

1.Итогом имплантации ионов аргона и азота, можно производить целенаправленные изменения основных физических, химических, функциональных и эксплуатационных характеристик стальных стоматологических боров. Характер этих изменений находится в зависимости от энергии и дозы облучения ионами аргона и азота, а также от последовательности их имплантации.

2.Среди изученных параметров воздействия наиболее оптимальным сдвиг основных характеристик стальных боров констатируется

.при поел --звательной илшлантмдии сначала ионами аргона при энергии E-80-100 кэБ и дозе $D=10^{15}$ ион/см², а затем ионами азота при энергии E=40 кэБ и дозе $D=10^{15}$ ион/см².

3. Микротвердость поверхности стальных боров после последовательной имплантации ионов аргона и азота возрастает с 676- 22, кг/мм до

206.9_T 62,1 кг/мм[~]. Причем глубина повышения микротвердости или глубина модификации при этом составляет 50-80 мкм.

4. Способ последовательной имплантации ионов аргона и азота позволяет значительно увеличить износостойкость и режущую способность стальных боров: при препаровке стальных пластинок констатируется трехкратное увеличение их износостойкости, а при препаровке твердых тканей зубов отмечается 4-5 кратное возрастание износостойкости и режущей способности.

5. Потенциометрические исследования- показали, что последовательное облучение стальных боров ионами аргона и азота позволяет повысить их коррозионную стойкость в 4-5 раза.

6. Ионная обработка стальных боров приводит к сглаживанию микрорельефа их рабочей поверхности за счет уменьшения числа и величины профилографически выявляемых пиков.

7. Модифицированные боры обеспечивают уменьшение побочного воздействия процесса препаровки зубов, что выражается снижением степени нагрева твердых тканей зубов и уменьшением частоты возникновения трещин и других дефектов в эмали зуба.

8. Препарированная модифицированными борами поверхность зуба микроскопически и пробилографически имеет лучшие клинические характеристики в сравнении с таковой, препарированной обычными стальными борами. Это в свою очередь обеспечивает лучшую адгезию пломбировочного материала и снижение электропроницаемости на границе зуб-пломба.

9. Использование модифицированных боров для препаровки твердых тканей зубов обеспечивает повышение производительности труда врача-стоматолога в 1,3 раза.

ПРАКТИЧЕСКИЕ *ШОШ£M\$Ж*.

Проведенные экспериментальные, медико-технические и клинические исследования позволяют нагл сформировать для практической-стоматологии следующие рекомендации:

- Ионная обработка стальных боров позволяет при минимальных затратах значительно повысить эффективность лечения зубов;

Г

- /для снижения термической травмы, а также частоты возник-новения трещин и других дефектов в твердых тканях зубов рекомендуем ограничить использование обычных стальных боров с переходом на широкое применение твердосплавных и модифицированных /напри-мер с ионной обработкой/ боров;

1

- широко использовать ^ научно-практической деятельности методы проболографии, электронной сканирующей микроскопии и электрометрии для определения характера краевого-прилегания пломб и для объективной оценки качества стоматологических режущих инструментов.

Л И Т Е Р А Т У Р А

1. Абдуллин И.Ш., Багаутдинов А.Г., Ибрагимов Г.И. Повышение качества поверхности медицинских инструментов из титановых сплавов.

//L"ед.техника.- 1988.- ■> 2.- С27-29.

2. Аброян И.А., Андронов А.Н., Титов А.И. Физические основы электронной и ионной технологии.- М.- 1984.- 518 с.
3. Анищик В.ш"., Понарядоз В.В., Сыценко А.Ф. Изменение микротвердости инструментальных сталей при имплантации ионов бора.
// Всесоюзн.конф. Ионно-лучевая модификация материалов: Тез. докл. г.Каунас- Каунас, 1989.- С. 106.
4. Арифов У.А., Раджабов Т.Д. Сорбционные процессы при взаимодействии заряженных частиц с поверхностью.- Ташкент: Фан, 1974.- 172 с.
5. Атлас сканирующей" электронной микроскопии клеток, тканей и органов / Под ред. О.В.Зслковой, З.А.Шахламова, А.А. Миронова.-М.: Медицина, 1987,- 464 с.
6. Бабад-Захрянин А,А.,Кузнецов Г.Д. Радпационно-стингулиро-занная химико-термическая обработка.- м.: Энергоатомиздат, 1982.- 95 с.
7. Бабилус К., Табулявичюс С. Ионно-плазменное осаждение нитрида титана , // Всесоюз. конф. Ионно-лучевая модификация материалов : Тез. докл. г.Каунас.- Каунас,1969.- С.170.
6. Багдасарян А.С. Модификация физико-химических свойств титана и его сплавов методами ионного азотирования: Автореф. тис ... канд. физико-математических наук.- Т., 1983.- 21 с.
9. Багдасарян А.С , Мавлянов Р., Радмабов Т.Д. Влияние ионной имплантации на коррозионное поведение никеля. // Тезисы XIX Всесоюзной конф.по эмиссионной электронике: -Т.,1984.-0.128.
10. Багдасарян А.С, Раджабов Т.Д. Упрочение металлов при ионной имплантации. // Всесоюзн.конф. Ионно-лучевая модификация материалов: Тез. докл. г.Каунас.- Каунас, 1989.- 0.99.

11. Базиян Г.1., Новгородцев Г,А, Хронометраж как способ объективного изучения взаимосвязи принципов организации и уровня технического оснащения с производительностью труда врача-стоматолога. // Основы научного планирования стоматологической помощи»-М.,1968.- С. 132-147.
12. Биктатиров И.А. К оценке сравнительной экономической эффективности новой медицинской техники // Мед.техника.- 1980.-7?3.-0.43-17.
13. Бирюкова Р.Н. Статистика в клинических исследованиях.-м.,1964.- 132 с.
14. ЗолхоЕитдинова О.11.Твердосплавные медицинские боры //...— медицинская промышленность.- 1960.- ?) 7.- С.50-54.
15. Большаков Г.Б. Термометрия и термохронометрия препарированных зубов: Автореф. дне. ... канд. мед.наук.- ,1972.-18с.
16. Большаков Г.Б. Пути решения проблемы препарирования зубов // Ум Бсесоюзн. съезд стоматологов: Тезисы докл.- Волгоград.-...,1967.- Т.1.- С.122-123.
17. Боровский Е.З.,Леус П.А. Кариес зубов.- ,1979г- 150с.
18. Бочвар А.А. Исследование микротвердости поверхностных деформированных слоев// Труды совещания по микротвердости г.Москва, 21-23 ноября, 1951г.- М. :Из-во АН СССРД951.- С.57-56.
19. Буянкина Р.Г. Сравнительная оценка краевой проницаемости неметаллических пломб спектромвтричеекпм методой.- Омск,1986.-10 с. - До П.в НПО "Союзмедиюм" 16 марта 1989, .7 I722I.
20. Вайс СИ.Терапевтическая стоматология.- II. .-медицина, 1965.- 147 с.

21. Василенко Э.Н. Клишгко-лабораторная методика изготовления зубных протезов с нитрид - титановым покрытием и их медико-биологическое исследование: Автореф. дис. ... канд. мед. наук.-Киев, 1989.- 16 с.
22. Верхотуров А.Д., Лука И. П. • Технология электроискрового легирования металлических поверхностей.- Киев, 1982.- 235 с.
23. Бинишченко Д.А. Особенности эндодонтического лечения моляров: Автореф. дис ... канд. мед. наук,- Л., 1957.- 18 с.
24. Волков А.А., Колли В.А., Конапленко В.П. Напряженное состояние в поверхностном слое материала облученные ионами гелия У Ловех2ЮСтъ.- 1986.- Г? I,- С112-115.
25. Геллер В.А., Рахштадт А.Г. Материаловедение.- П.: ...эта; лургия, 1984.- 353 с.
26. Герасев Г.П. Упрочнение стоматологических инструментов // Мед.техника.- Л., 1969.- 5.- С.38-40.
27. Гожая Л.Д., Руденко Н.Р. Исследование изнашивания стоматологических материалов // Стоматология.- 1986.- № I.- С. 13-18
28. Гончар А.П., Корнилов И. И. 53. Справочник по химии.- Киев: высшая школа, 1977.- 275 с.
29. Григоров А.П., Дорсднов А.А., Киселев П.Д. Некоторые физические основы установил "ПУСК-77-1" для нанесения оксидных покрытий // Технология автомобилестроения.- 1978.- № 1.- С 10-15 *
30. Григорович В.К. Твердость и микротвердость металлов.- : Наука, 1976.- 230 с

31. Григорянц А.Г., Сафонов А.Н. Основы лазерного термоупрочнения сплавов.- и.: Лазерная техника и технология, 1988.- 160с
32. Гриценко Н.П. Сравнительная характеристика качества препарирования кариозных полостей различными борами // Вопросы терапевтической стоматологии детского возраста.- Киев, 1968.- С. 171-173.
33. Грошпек Е.М., Голованова Т.А., Голобокий И.К. Исследование электрических характеристик тканей зуба для ранней диагностики кариеса зубов // Стоматология.- 1976.- № 1.- С.19-22.
34. Гуманский Г.А., Ходасевич В.В. Изменение параметра кристаллической решетки никеля, облученного ионами аргона // Изв. БССР сер. физ. энерг. наук.- 1986.- № 4.- С.43-47.
35. Гурий Н.А. Растровая электронная микроскопия твердых тканей зуба // Стоматология •- 1976.- Т.55, № 6.- С.70-77.
36. Гусева И.И. Ионная имплантация в металлы // Поверхность.-П., 1962.- № 4.- С.45-50.
37. Депутатов Ю.Н. Социально-экономическая эффективность применения средств механизации труда младшего и среднего медицинского персонала // мед.техника.- 1979.- III. ~ С.38-40.
38. Дехтярева З.И. Болевая чувствительность зуба и пути ее снижения в клинике терапевтической стоматологии: Автореф. дис ... канд.мед.наук.- Л., 1968.- 16 с.

39. Джумадиллаев Д.И. Влияние препаровки на ткани зуба человека // Теория и практика ортопедической стоматологии.- Казань, 1967.- Т.20.- С.293-301.
40. Джумадиллаев Д.Н. Функциональное состояние симпатико-адреналиновой системы у больных с пороками сердца при препарировании зубов // Стоматология.- 1989.- №2.- С.73. .
41. Диасамидзе Э.ш., Заславский С.А., Влияние облучения аргона на микротвердость молибдена // Вопросы атомной науки и техники. Сер. Физ. рад. повр. и рад, материаловедение.- 1985'- Т.37,
42. Достанко А.П., Грушецкий С.В., Кисилевский Л.П. Плазменная металлизация в вакууме.- Минск; Наука и техника, 1983.- 279с.
43. Жаров Н.А., Геворкян А.В. Физико-механические свойства многослойных защитных нитридных покрытий // Республиканская научно-практическая межинститутская конф. молодых ученых медиков.- Харьков, 1985.- Ч.1.- С.29.
44. Живкова Л.А., Тарасов Ю.А. Технология и характеристика слоев многослойного покрытия зубных протезов // УМ Всесоюз. съезд стоматологов: Тез. докл. 30 сентября - 2 октября 1987 г., г. Зояго-град.- м., 1967.- С.158-159.
45. Зеленский Б.Ф., Рекова Л.П. Влияние ионной имплантации на окисление металлов // Диагностика поверхности ионными пучками.- Донецк, 1980.- С.167-176.

46. Зубные протезы из неблагородных сплавов с многослойными композиционными покрытиями/ В.П.Панчоха, Л.А.ЛиЕкова, Э.Н.За-силенко, В.С. Пленяников // Стоматология.- 1988.- *Ы*, - С.55-50.
47. Зуфаров СА., Хабблов Л.,Нигматов Р. Способ улучше-ния физико-механических и медпко-бпологичесских характеристик металлических зубных протезов ионно-пязменяой обработкой // Клиническая стоматология.- Ташкент,1966.- С.83-87.
48. Зуфаров СЛ., Хабилов Л.-,Нигматов Р. И о ян о~пл а змеиная обработка в ортопедической стоматологии // Кед.журнал Узбекистана.- 1987. - 1> 4.- С.27-29.
49. Иванова Г.Г., Леонтьев В.К.,Стефанеев Д.И. Споаб диагнс стики кариеса *Ас. № П83С64* // Балл. Из об. И. : 1986,- £37.-СЛ2Ъ.
50. Иванова 8., Дюлгерова В. Скенираца электронно микроскопия на емайлна ловърхност преди и след третиране с флуорен гел // Стоматология.- 1987.- 69.- йб«- С.3-6.
51. Иванова СБ. Частота трещин эмали зубов человека // Стоматология.- 1984.- 3 5.- С.10-12.
52. Иванова СБ. Влияние давления режущего инструмента и охлаждения на температурное напряжение в зубах при препарировании // Стоматология .- 19о7.- V?.2.- С20-22.
53. Иванова СБ., Лотов З.И., Суворов В.А. Устройство для определения физико-механическхх характеристик твердых тканей зубов.А/с.й 1084636 //Бюлл.йзоб.- м.,1964.- jU3.-С.137.

54. Измайлов А.Х., Биктагиров И.А., Альмеев Н.Г. Сценка эффективности новой медицинской техники (на примере инструментов для стоматологии) // Нед.техника.- 1968.- № 1,- С20-25.
55. Износостойкое покрытие из нитрида титана как заменитель золота (Ю.П.Гусев, м.Н.Акольева, А.Г. Федоренко, С.А.Дурдыев ///Неотложные проблемы стоматологии, Труды ЦНИИ стоматологии .- П.,1982.- Т.П.- С. 185-186.
56. Ионная имплантация (Под ред.Дж.К.Хирвоупа , - м . с
Металлургия,1985.- 382 с.
- 57.- Исследование эффективности защитных свойств вакуумно-плазменного покрытия нитридом титана металлических мостовидных зубных протезов / В.А.Богацкий, И.П.Беляев, В.Н.Русанюк и др.. // Препринт ЦНИИ атоминформ., МЗ-1-87.- м. :ЦИ.АТОМинформ,1987.-24 с.
58. Кабатоз Ю.Ф.,Гольберг С.З. О твердости медицинских инструментов // Кед.промышленность.- М.,1970.- 0.125^130.
59. Кадыров Х.К.,Иербаев Н.Ш.,Тургунов Л.Т. Статистическая обработка на ЭВМ /Методические рекомендации .- Ташкент, 1987.-15 с,
60. Каминский А.М.,Гороленко А.В. Методика изучения затрат времени при лечении кариеса // Проблемы терапевтической стоматологии.- ... ,1970.- С.128-130.
61. Каминский Л.С. Статистическая обработка лабораторных и клинических данные. Применение статистики в научной и практической работе врача. - 2-е изд. - Медицина, 1964.- 252 с.

62. Каральник Д.М. Влияние слюны на краевую проницаемость пломб // Стоматология.- 1972.- Г? I,- С.7-9.

63. Каральник Д.М., Чечина Г.Н., Леус П.А. Радиоизотопное исследование плотности краевого прилегания отечественных пломбировочных материалов к стенкам кариозных полостей зубов // Стоматология .- 1971.fr:> 5.- С.26-29.

54. К еле Г. Коррозия металлов,,-М.; Металлургия, 19с4.-4ССс.

55. Кирсанов В.В.,Трушин 13.В., Суворов А.А. Процессы радиационного дефектообразозаннл в металлах.- М.: Знергоатомлздат, 1985.- 272 с

66. Коваленко А.Ф., Барава Г.1.1. Термометрия в клинике ортопедической стоматологии // Стоматология .- 1985.- Г? 2.- С.78-79.

67. Копейкин З.Н., Журили Н.Б., Подкорытов Ю.м. Современные принципы препарирования твердых тканей зубов под искусственные коронки // У ill Бсесоюзн. съезд стоматологов: Тез. докл. 30 сентября - 2 октября 1987 г., г. Волгоград.- Л.,1967.- Т.1.- С.182-184.

68. Кордияк А.Ю. Методы поверхностной обработки металлов. Возможности и результаты применения в ортопедической стоматологии.- Львов, 1968.- 16 е.- Рукопись Дел, в НПО Союзмединйорм 9 января 1989, м 16904.

69. Коронковая твердосплавная пила / Т.Д.Рочеза, Р.Г.Назарова, Л.А.Шаронова, Х.С.менекеев // Мед.техника .- 1983.- Г? 3*г С.54-55.

70. Косов З.М., Миронов М.Л. Упрочнение лезвий зуботехнических ножниц лагерьной обработкой // мед.техника.- 1988,- Р I,- С19-20.
71. Крачелвский И.В. Трение и износ-м.: Машиностроение,-1968.- 480 с
72. Круглих Ю.Н. Приспособление, ограничивающее давление абразивного инструмента на зуб во время препарирования // Здравоохранение Белоруссии.- 1981,- JJ 9.- С.63.
73. Круглик Ю.Н. Параметры нагрева твердых тканей зуба во время препарирования // Здрав сохранение Белоруссии.'- 1983.- М9.-
74. Кузнецов Ю.К. Состолнле края кариозной полости после препарирования различными инструментами // Стоматология .- 1959.-3 3.- С.18-19.
75. Лазерное упрочнение медицинских инструментов / Г.А.Степанова, Г.П. Герасев, Е.м.Матухнов и др. // Новости мед.техники.' М.,1981.- !■> 4.- С.20-22.
75. Леонтьев Б.К.,Иванова Г.Г.,Буянкпна Р.Г.Электрометрическая диагностика краевой проницаемости пломб и вторичного кариеса // Стоматология.- 1967,- .7 3.- С.4-7.
77. Леонтьев Б.К., Иванов А.И., Иванова Г.Г. Устройство для диагностики лорашенпл твердых тканей зуба // Изобретательство и рационализация в медицине,- Омск,1988.- С.17-18.

78. Лобупов 5.А. Современные системы ионной имплантации // Обзоры по зарубежной электроники.- 1992.- № 2.- 44 с.

79. Максимов 3.К., Марченко Л.5. Повышение износостойкости замимного микрохирургического инструментария электроискровым легированием // Мед. техника.- 1988.- № 2.- С.21-24.

80. Маликов К.С.К методике изготовления коронок с титановым покрытием // Клиническая стоматология.- Ташкент,1982.- С.22-25.

81. А.А.Алиев и А.А.Алиев «А. микроскопическая анатомия корня зуба. Атлас- Ташкент:-Медицина, 1988.- 112 с.

82. Марков Б.П., Рубцов Е.1.,Олшанский 3.5. Профилактика осложнений, связанных с препарированием зубов под искусственные коронки // Основные стоматологические заболевания.- М.,1961.- № 9.— 7 С»

83. Материаловедение в стоматологии/ М.М.Гергер, М.А.Налаев, Д.М.Каральник и др.:Мод ред. А.Н.Рыбакова. - М.: Медицина, 1987.- 280 с.

84. методика электрохимических исследований влияния агрессивных сред на коррозионную стойкость медицинского инструмента / С.Н. Богомолова, К.З.Гордошник, Л.З.Герасимов, Б.А.Баринич// Мед.техника.- 1984.- № 5.- С45-48.

85. Миронов П.М., Аверьянов В.И. Повышение стойкости микрохирургических инструментов упрочнением их рабочих частей // Мед. Техника.- 1988.- № 2.- С.24-26.

86. Иитина В.Л. Краевое прилегание пломб из быстротвердеющих пластмасс и других пломбировочных материалов // Стоматология.- 1963.- Л 5.- С.71-74.
87. Многослойные защитные нитридные покрытия на металлические зубные протезы / М.А.Наладов, А.А.Андрэзв, А.Л. Сапожников и др.// Стоматология.- 1986.- № 5.- С.53-54,
88. Модифицирование и легирование поверхности лазерными, ионными и электронными пучками. Под ред.Дм.М.Поута и др.- Л.: Машиностроение,1987.- 54 с.
89. Назаретова СЛ., Мпроненко Б Л. Температура зубов и ее изменение при некоторых ортопедических манипуляциях // Совершенствование стоматологической помощи сельскому населению.-Ставрополь,'1983.- С1С4-ICS.
90. Нигматов Р. Способ улучшения качества стоматологических инструментов ионно-плазменной обработкой // Материалы 2 съезда стоматологов Узбекистана.- Ташкент,1985.- С.217-218.
91. Лкгматсв Р. Способ снижения коррозии сплавов,применяемых в практике ортопедической стоматологии // Проблемы стоматологии .- Ташкент, 1987.- С33-4С.
92. Нигматов Р., Хабиева ОЕ Л. Клиническая оценка стоматологических инструментов после ионно-плазменной обработки //материалы научной конф. стоматологов " г.Ташкенте- Ташкент: Медицина, 1989.- С.201-205.
93. Нитрид титана в ортопедической стоматологии / Ю.П.Гусев, м.И.Акольева, А.Г.Федоренко и др. // Стоматология»- 1986.- Л5.-С.47-49.

94. Свчарекко А.П. Некоторые показатели реакции организма человека на препаровку зубов // Проблемы ортопедической стоматологии.- Киев: Здоровье, 1969.- 33.- С.11-13.
95. Опыт нанесения плазменно-детанационных покрытий из сплавов на основе алюминидов никеля на рабочие части медицинских инструментов / В.Ы.Хатухноз, Т.Д.Лмырева, Г.Л.Алтарева и др. //Мед. техника.- 1984.- 1934,- },? 6.- С.34-41.
96. Организация работы стоматологических учреждений по использованию в медицинской практике металлических зубных протезов с многослойными композиционными покрытиями / методические рекомендации / К.С.Маликов, Л.Хабилов, Р. Нигмагов- и др. -Ташкент, 1986.- 34 с.
97. Основные нормативные материалы по стоматологии / В.А.Епишев, С.П.Юркова, А.А.Зуфаров и др.- Ташкент, 1988.- 127 с.
98. Пахомов Г.Н. Первичная профилактика в стоматологии.-Х. Медицина, 1982.- 148 с,
99. Пеккер Р.Л., Солнцев А.С. Зависимость краевой прочности от микроструктуры стенок кариозной полости после препарирования // Тр. м Всероссийского съезда стоматологов.- Волгоград.-1976.- С.ШС9-213.
100. Повышение износостойкости зубных боров хромированием / С.В.Шамгунова, Л.Е.Вайнер, Л.А.Сорокина, В.м.Щеголева // Мед. техника.- 1982.- Т. 3.- С.28-30.
201. Повышение коррозионной стойкости медицинских инструментов из хромистых сталей маргенситного класса при электрохимическом

полировании./В.К. Чирков, А.С.Тилалина, В.Е.Ермакова и др. // Мед.техника.- 1983.- У?5.- с.44-47.

102. Подгурский Д.В. Улучшение термической обработки зубных бсров // Мед.лпромышленность СССР.- М.,1957.- Ш.- С.44-50.

IS3. Польдер Г., Ыайсснер Ф, Основы тренил и изнашивания/ Пер. с нем. О.Н.Озерского, В.Н.Пальянова, Под ред. М.Н.Добычина.-ы. Машиностроение ,1984.- 264 с.

104. Попоз В.Ф., Горин Ю.Н. Процессы и установки электронно-ионной технологии.- М. .Высшая школа.- 1988,- 255 с

105. Постолаки И.Л. Экспериментальные данные о последствии глубокого препарирования зубов поц искусственные коронки на организм // Здравоохранение.- Кишинев, 19оС- 3 2.- С.25-27.

106. Пранявичюс Л./Л. ,Дудонис Ю. Модификация свойств твердых тел ионными пучками.- Вильнюс: Мокслае, 1980.- 240 с.

107. Профилактика и лечение болезней зубов и пародояга //Под ред. Г.Д.Овруцкогс- Казань: Медицина,1988.- 151 с

108. Пути повышения качества металлических зубных протезов нитрид-титановым покрытием / В.А.Богацкий, М.П.Беляев, А.А.Ан-реев, В.П. Русанюк // Стоматология.- 1988.- J) 5.- С.52-54.

IS9. Рабинович Б.А., Хавпн З.Я.Краткий химический справочч-гк.- Л.:Химия, 1977,- 104 с.

110. Раджабоз Т.Д. Пассивация поверхности металлов в результате ионного внедрения // Взаимодействие атомных частиц с твердым телом .- Минск,1978.- Ч.2.- С.65-71.

111. Раджабов Т.Д., Назаров А.М. Исследование коррозионных свойств пленок иттрия и гольмия, имплантированных ионами аргона // Всесоюзная конф. Ионно-лучевая модификация материалов: Тез. докл. (16-17 мая 1989 г.) г.Каунас- Каунас, 1989.- С.89. f
112. Радиоизотопное исследование качества фиксации коронок / Д.м.Каральник, Г.Н.Чечина, Д.Г.Севосгьянов, Н.А.Нечаенко //Стоматология .- 1985.- Ъ 3.- С.14-16.
113. Райчев Л. Йояно нигриране на образци от стоматологич-ни сплави / предварительно съобщение // Стоматология.- 1965.-Т.67,- Ъ I,- С.24-28.
114. Распыление твердых тел ионной бомбардировкой/ Под редак. Р.М.Верила.- М. :Мир,1984,- Ч.Т.- 340 с
115. Распыление твердых тел ионной бомбардировкой / Под ред. Р.М.Берима.- м.:Мир,1965,- 4.2.- 387 с.
116. Ремизов СМ. Микротвердость эмали, дентина и цемента зубов человека в норме, при кариесе и альвеолярной пиорее: Автореф. дис. ... канд.мед. наук.- М.,1965.- 16 с.
117. Решзов СМ. Шероховатость поверхности эмали зубов человека // Стоматология.- 19Ъ5.- 3 5.- С.5-5.
116. Ризык Б.М. Исследование величины шероховатости обработанной под коронку поверхности зуба в зависимости от вида применяемого абразива //Актуальные вопросы стоматологии.- Полтава,-1981.- СІС6.
119. Ризнык Б.М. Разработка абразивного инструментария с учетом термомеханических свойств твердых тканей зуба: Дне. ... канд.мед.наук.- Полтава,1963.- 124 с;

110. Риссел Х., Руге Л. Ионная имплантация.- 1.1. :Наука.-1983.- 360 с.

121. Ройтман М.П. Проблемы экономики здравоохранения на современном этапе // Сов.здравоохранение.- 1982.- 3 2.- С.3-Г7.

122. Рочева Т.Д. , Бадеев Б.А. Дуснутдинов Ф.Ш. Стальные боры повышенной стойкости // Разработка и технология производства медицинских инструментов: науч, тр. ВНИЖП.- П.,1986,- С.27-30.

123. Рубин Л.Р. Электроодонтодиагностика // Стоматология.-1950.- й I.- С.3-14.

124. Рябчикова 1.1.П. ,Костин В.И. Исследование процесса токарной обработки заготовок стальных боров // Новости мед.техники.-1981.- 5 4.- С.20-22.

125. Саввиди Г.Л., Волков Л.Л. Опыт обезболивания при препарировании зубов под несъемные протезы // Стоматология .- 1977.-№1.- С.75-76.

126. Синицын Р.Г. ,Сорокина А.Д., Карпинский А.М. Изучение затрат времени на лечение молочных и постоянных зубов у организованных контингентов детского населения // Проблемы терапевтической стоматологии.- Киев, 1974.- №9.- С.59-51.

127. Солнцев А.С. Сравнительные данные затрат времени на препарирование кариозных полостей стальными и ферроборлрозанними боррами // Человек, среда, здоровье.- Кемерово,1976 - С.49-55.

128» Солнцев А.С, К вопросу об экономической целесообразности внедрения ферроборированных бороз в стоматологическую практику // Профилактика, диагностика и лечение заболеваний человека.-Кемерово,1980.- С.162-165.

129. Солнцев А.С. Влияние вида зубных боров, скорости вращения и нагрузки на качество формирования и пломбирования кариозных полостей; Лисе. ... канд.мед.наук.- Красноярск,- 1985.- 143 с.

ISO. Солнцев А.С , Леонтьев Б.К. Влияние вида зубных боров, скорости вращения и нагрузки на качество препарирования стенок полости // Стоматология .- 1979.- 3 I.- С.14-16.

131. Солнцев А.С , Леонтьев В.К. Сравнительная характеристика краевого прилегания пломбировочных материалов к стенкам полости в зависимости от способа ее обработки.- Красноярск,- 1989.- II с. - Рукописи Деп.в НПО Союзмединформ. 30 мая 1939, ;>17353.

132. Сорокина Л.Д. Анализ затрат времени на лечение неосложненного кариеса при плановом обслуживании детского населения // Стоматология.- 1974.- №1.- С.74-76.

133. Соснин Г.П., Орда З.Н. Устройства для восстановления режущих свойств стоматологического инструментария электролитическим способом // Здравоохранение Белоруссии.- 1981.- 1?-7.- С 67 -68.

134. Способ обработки стоматологических боров. А/с. 1Ш44423 / Т.Д.Радмабов ,С.А.Зуфаров, Р.Н.Нпгматов и др.// Бюлл. изобр.- ;;;,1975.- т. - с202.

125. Степанова Г.А.ПогпбоНко А.Б., Герасев Г.П.. Оптимальный коэффициент покрытия световых пятен при лазерном упрочнении медицинских инструментов // ~;ед.техника_~ 1982.- j2.- С26-35.

LSI.

136. Томпсон М_е Дефекты и радиационные повреждения в металлах .- П. з Мир,1971.- 368 с.

137. Тышкевич В.М'. Влияние ионной бомбардировки на коррозионную стойкость арык о .железа // Докл.Ан УССР,- 1981.- 36.-С.96-98.

138. Тюрин Б. Три тысячи градусов микродуги // Знание - сила.- 1979.- 3 II.- С.32-34.

139. Улучшение физико-механических свойств стоматологических боров ионно-плазменной обработкой (С.А.Зуфаров, Т.Д.Раджабов, Л.Хабилов, Р.Нигматов // Развитие народного здравоохранения и медицинской науки в Узбекской ССР.- Ташкент,1964,- С.101-103.

140. Упрочнение деталей лучом лазера / В.С.Коваленко, ПЛ.Головко, Г.В.Меркулов, А. Л.Стрлжак.- Киев: Техника,1962.- 130 с.

НІ. Упрочнение рабочих элементов медицинских инструментов /В.Х.Сабитов, М.В.Левин, В.М.Матухнов, Г.П.Герасев //Мед.техника.- 1979.- 3 4.- С.39-43.

142. Урбах Б.Ю. Статистический анализ в биологических и медицинских исследованиях.- М.: Медицина,1975,- 295 с.

143. #едоров Н.П., Грихелис С.Я. Электрохимическое травление, полирование и оксидирование металлов.- М., 1957.- 187 с.

144. Хабилов Л . , Нигматов Р. Поверхностное упрочнение стоматологических инструментов и зубных протезов// УШ Зсесоюза.съезд стоматологов: Тез.докл. 30 сентября - 2 октября 1987, г.Волгоград,- У.,1967.- Т.І?С.270-271.

145. Махмагов В.Г. Конструкция твердосплавных зубных боров и [технология их изготовления// ...ед.промышленность СССР.- 1962.- 35.-0.20-24.

146. Шигабутдинов Т.С. Реакция пульпы на препаровку зуба при помощи турбо^шины // Теория и практика ортопедической стоматологии.- Казань, 1967.- Т.20.- С.316-323.

147. Шигабутдинов Т.С , Меяекеев Х.С. Экспериментальное изучение стойкости зубных боров // Мед.промышленность СССР.- 1965.-

Ъ Q _ П ИТ-ЛИ

148. Шигабутдинов Т.С , Меяекеев Х.С, Биарслонов Р.ь. Сравнительная оценка стойкости отечественных и зарубежных зубных боров // Актуальные вопросы ортопедической стоматологии.- Казань, 1969.- Т.27.- С.249-255.

149. Пигабутдинов Т.С , Хасанов Р., Иенекеев Х.С Экспериментальное исследование повышения температуры пульпы в процессе препарирования зубов // Актуальные вопросы ортопедической стоматологии.- Казань ,1969,- Т.27.- С104-Н1.

150. Менерд Су.'Влияние имплантации ионов на трение и износ металлов // Проблемы трения и смазки. Тр.американского общества инженеров-механиков.- Мир,1960.- Т.105. - Г? 2.- С.32-34.

151. 'Морян В .Д.Экспериментально-клинические исследования применения турбинных бормашин в стоматологии.- Дис. ... канд.мед. наук. - М.,1964.- 164 с.

152. Щербаков А.С , Иванова СБ. Роль температурных напряжений в развитии трещин эмали и дентина // Стоматология.- 1988.-

- 154» Adriaens P.A., de Boever J. Struktur des Dentins is Rasterelektroennmikroskop: Konsequenzen fur Klinik //Stomatol. DDR.-1981.-Bd 31,Nu.10.-S.736-753.
- 155 . Alpin W., Sorenson P.M., Cantwell H. Methods for measuring temperature changes in the tooth during reseterative procedures //J.Dent.Res.- 1 9 6 3 . -Vol.42,No.4.-P.925-933.
- 156 . A new ion-coating surface treatment of alloys for dental adhesive resins /T.Tanaka, M.Hirano, M.Kawahara et al. //J. dent.Res.-1988.-Vol.67,No.11.-P.1376-1380.
- 157 . Anolo T. Reexamination of cariogenesis in relation to the ^distribution of enamel* lamellae on crowns of human teeth // J.Nihon Univ.School Dent.-1981.-Vol.23,No.2.-P.79-91•
- 158 . Anttila A., Kainonen J. Nitrogen implanted metals //J. Appl.Phys.-1985.-Vol.57,No.4 . -P.1423-1425.
- 1 5 9 . Bapna M.S., Mueller H.J. Corrosion of dental burs in sterilizing and disinfecting solutions //J.Prosthet.Dent.-1988₀-Vol.59,No.4.-P.503-511.
- 160 . Berthold K., Binus W. Neure Gesichtspunkte bei der Ka-vitatengestaltung //Stomatol.DDR.-1986.-Bd 36,Nu.2.-S.96-105.
- 161 . Biologische Prufung und klinische Bewertung von Kompo-sit-Ftillungen /I.Hoyer, P.Gttingler, F.Krehan et al. //Dtsch.zahn-erztl.Z.-1989.-Bd 44,Nu.2.-S.100-105.
- 162 . Blahova L.,- Neumann M. Histological pulp changes after preparation of a jacket-crown //Quintess.Inter.-1973»-Vol.4,No.5» -P. 23-27.
- 163 . Boyde A., Knight P.J. The ute et seamateg kleetren mie-reecepy in clinical dental research //Brit.Cent.J.-1969»-Vol.127, No.7.-P.313-322.
- 1 6 4 . Braly B.V., Kaxwell E.H. Potential for tooth fracture in restorative dentistry //J.Prosth.Dent.-1981.-Vol.45,N0.4 . -p.411-414.
165. Bullard R.H., Leinfelder K.F., Russell CM. Effect of coeficient of thermal expansion on microleakage //J.Amer.dent. Ass.-1988.-Vol. 116, No.7.-S.871-874.
166. Cameron CE. Cracked-tooth ayndromo //J.Amer.Dent.Ass.-1964.-Vol.68,No ..3.¹?. 405-411 .
- 167- Cameron C.E. The cracked tooth syndrome: additional finding //J.Amer.Dent.Ass.-1976.-Vol.93,No.9.-P.971-978.

168. Clayton C.R. Modification of metallic corrosion by ion implantation //Nucl.Inst.Meth.-1981.-Vol.182/183.-P.865-873.

169. De Nucci D.J., Mader C.L. Scanning electron microscopic evaluation of several resharping techniques //J.Periodontol.-1983.-Vol.54,No.10.-P.618-620.

170. Dobies K., Mann K. .Badania porownawcze odpornosci na korozje stopow na osnowie niklu (Ni-Cr) //Rotet.stomatol.-1988. -Vol.38,No.3. -P.97-103.

171* The economics of dentistry //Amer.J.Orthodont.-1986.-Vol.90,No.1.-P.78-80.

172. Effects of sputtered metal oxide films on the ceramic-to-metal bond /J.T.Bullard, R.E.Dili, V.A.Marker, E.V.Payne // J.Prosthet.Dent.-1985.-Vol.54,No.6.-P.776-778.

173» The effects of surface roughness and surface area on the retention of crowns luted with zinc phosphate cement /M.Dar-veniza, K.E.Basford, J.Meek, L.Stevaens //Austr.dent.J.-1987.-Vol.32,No.6.-P.446-457•

174. Erturk R., Heuvel H.K. Adhesien and structure of TiN urg coating //Th.Sol.Films.-1987.-Vol.153.-P.133-147.

175» Fracture strenght of human teeth with cavity preparations /J.Mondelli, L.Steagall, A.Ishikiriama et al. //J.Prosth.f Dent.-1980.-Vol.43,No.4.-P.419-422.

176. Fuhr K. Vergleichende Untersuchungen tber die Tempera-

II o .

c

turverhaltnisse beim sahnaratlichen Behren und Schleifen //Dtsch. Zahnarztl. Z.-1963.-Bd 18.-S.986.

177» Garacci G., Eramo S. Il danno pulpare da surriscaldamento in conservativa //Bent.Cadmos.-1986.-T.54,No.54.-P.15-53.

178. Geis-Gerstorfer J., Sauer K.H., Weber H. In-vitro-Kor-rosionsuntersuchingen zum Massenverlust von Nichtedelmetallegie-rungen //Dtsch.Zahnarztl.Z.-1986.-Bd 41,Nu.5.-S.519-524.

179. Gettleman L., Renz E. Hardness profiles of steel hand dental instruments, and possible rehardening methods //Quintess. Intern.-1981.-Vol.12,Ho.2.-P.223-230.

180. Goering A.C., Mueninghoff L.A. Management of the endo-dontically treated tooth. Pt I.Concept for restorative designs /J.Prosth.Dent.-1983.-Vo1.49,No.3.-P <340-3 45.

181. Goode P.D., Baumud I.J.L. The influence of ion implantation parameters on the surface modification of steels //Nucl. Instr.Meth.-1981.-Vol.189.-P.161-168.

- 182 . Greener E.H., Lindenmeyer R.S. Bur geometry and its relationship to cutting //J.Dent.;Rea.-1968.-Vol.47.-P.87-97.
- 183 . Grigule U. Versuche tber die Temperaturerhtthung beim Sahren und Schleifen von Zahuen //Stoma.-1964.-Vol.17,No.3.-P.247-260.
- 184 . Grttnder U., Strub J.R. Die Problematic der Temperatur-erhbung beim Bearbeiten des Knochens mit rotierenden Instrumen-ten- eine Literaturlibersicht //Schweiz.Mschr.Zahnmed.-1986.-Bd 96,Nu.8,-S.956-969.
- 185 . Hansen E.K. Effect of cavity deph and application technique on marginal addaptation of resins in dentin cavities //J.Dent.Res.-1986.-Vol.65,No.11.-P.1319-1321.
- 186 . Hoffmann A.W. The development of the dental drill (I). //Quintess.Intern.-1981.-Vol.12,No.6.-P.645-653.
- 187 . Holmes L. The fractured tooth //Quintess.Intern.-1983. -Vol.14,Ho.1.-P.15-18.
- 188 . Hoppe W.F. Experimentelie Untersuchungen uher den Ab-rieb und die TemperaturverSnderungen in der Zahnhartsubstans bei der Preparation mit dem EMDA-Luftmotor, unter Anwendung verschie-dener Fras-und Schleifinstrumente und unterschiedlicher Ktthlmit-tel //Dtsch.Zahnarztebl.-1965.-Bd 19,Nu.3.-P.66-72.
- 189* Howell P.G.T. Assessment of a bur designed for removal of metal restorations //Brit.dent.J.-1984.-Vol.156,No.2-P.58-60.
- 190 . Ibsen R.L. A rapid method for diagnosis of cracked teeth //Quintess.Intern.-1978.-Vol.9,No.10.-P.21-23.
- 191 . Improvement of the tatiquc lifetine of steel implanted with N* atten heat treatment /Luo Guiyun, Kon Shiming, Zhen Guo, Ciang, Wang Sixiang //Vacuum.-1989.-Vol.39,No.2-4.-P.279-280.
- 192 . Laetzsch E., Pfau S., Lunk A. Goldfabrige metallische Beschichtung prothetischer Therapiemittel //Stomatol.DDR.-1984.-Bd 34,Nu.5.-P.291-292.
- 193» Lammie G.A. A compartion of the cutting efficiner and heat production of tungaten carbide and sveel burs //Brit. dent. J.-1951.-Vol.1,No.90.-P.251-259.
- 194 . Li Yi, Ye Weiyi, Wanf Weijing. The nuchanical and corrosi on behavior of iron implanted with N+ //Vacuum.-1989.-Vol.39,No. 2-4.-P.263-3266.

195 . Lloyd B.A., McGinley III.B., Brown W.S. Thermal stress in teeth //J.Dent.Res.-1978.-Vol.57,No.4.-P.571-582.

196 . Marinello C, Lttthy H., Scharer P. Influence of heat treatment of the surface texture of an etched cast nickel-chromium base alloy: An evaluation by profilometric records //J.Pros-thet.Dent.-1986.-Vol.56,No.4.-P.431-435.

197. Maxwell E.H., Braly G.Y. Incomplete tooth fractures: prediction and prevention //J.Dent.Abstr.-1978.-Vol.123,No.3.-P. 135-136.

198 . Mitchell S.P., Alan S. Characterization of wear of tungsten carbide burs //J.Amer.dent.Ass.-1979.-Vol.99,No.5.-P.831-833•

199 . Marrant G.A. The development and application of modern methods in cavity preparation //Brit.dent.J.-1960.-Vol.109,No.4 .

0
-P.114-120.

200 . Nelsen R., Nelsen A. The part of the tooth and the dentist's modern perspective tooth preparation //J.Amer.dent.Ass.-1959.-Vol.58.-P.1-15.

201 . Nitrogen implantation in tungsten carbides /D.Treheux, P.Guiraldeno, Y.Dubois, G.Fantozzi //Mater.Sci.-1986.-Vol.21,N0. 5.-P.1814-1818.

202 . Noack M.J. Quantitative Ptllungstrandanalyse von Fron-tzahnkompositen im Rasterelektronenmikroskop nach thermischer Wechselbelastung //Dtsch.Zahnarzt1.Z.-1988.-Bd 43, Nu. 40 -S.295-299

203 . North Bel U.Y. Analisi delle strimente a flamante o sao impiaganelle altissime velocita //Dent.Cadnos.-1965.-T.33, Nu.7.-P.965-970.

204 . O'Brien V.J., Craig R.G., Peyton F.A. Capillary perst-ration aronau a hydroxyhebia filling material //J.Prosth.Dent I I -Vol.19,No.4.-P.399-405.

205 . Panayotov N.P. Definition surengthesa and raicrostrnrT ^> re changes metals irradiated by neutron with energy 14 JleV z j use microherdness //J.Nucl.Mat.-1982.-Vol.108/109.-P.456-453.

206 . Peyton P.A. Temperature rise and cutting efficiencj of rotating instruments //N.Y.J.Dent.-1952.-Vol.18.-P.439-45 C.

- 207 . Peyton P.A. Effectiveness of water coolants with rotary cutting instruments
//J.Amer.Dent.Ass.-1958.-Vol.56.-P.664-675.
- 208 . Pines M.S., Schulman A. Characterization of wear of tungsten carbide burs
//J.Amer.dent.Ass.-1979.-Vol.99,No.5.-P. 831-833.
- 209 . Polman-Mooy A. Temperatureous sungen in Zahnarutsubs-tans bein normal, hoch und hOchalttourigen Schleifen //Dtsch. Zahnarzl.Z.-1963.-Bd 18.-S.130.
- 210. Pratten D.H., Johnson G.H. An evaluation of finishing instruments for an anterior and a posterior composite //J.Prosth. Dent.-1988.-Vol.60,No.2.-P.154-158.
- 211 . Price R.B., Sutow E.J. Micrographic and profilometric evaluation of the finish produced by diamond and tungsten carbide finishing burs on enamel and dentin //J.Prosthet.Dent. - 1 988.-Vol.60,No.3.-P.311-3H.
- 212 . Ranan A., Naike G., Choudhurg A. Corrosion characteristics of plasma sprayed TiN and Tic coating in salt water //Cor. Sci.-1985.-Vol.25.-P.105-115.
- 213.. Ravn L.J. Follow-up study of permanent incisors with enamel fractures as a result of an acute trauma //Scand J.Dent. Res.-1981.-Vol.89, No.3.-P. 213-2-17.
- 214 . Reisbick M.H., Bunshah R.F. Wear characteristics of burs //J.Dent.Res.-1973.-Vol.52,No.5.-P.1138-1146.
- 215 . Riethe R. Preparation und Pulpa //Dtsch.Zahnarzl.Z.-1969.-Bd 24,Nu.13.-S.695-704.
- 216 . Robinson P.B., Mooze B.K., Swartz M.L. The effect on microleakage of interchanging dentine adhesives in two composite resin systems in vitro //Brit.dent.J.-1988.-Vol.1 6 4 , NO. 3 . -P.77-79
- 217 . Roydhouse R.N. Penetration around the margine of res-teration: 2. Nature and significance //J.Canad.Dent.Ass.-1968.-Vol.34,No.1.-P.21-28.
- 218 . Salik Yoshua. Ion beam nitriding of steels //J.Appl. Phis.-1984.-No.4.-P. 1325-^33-
- 219 . Schaller H.-G., Klaiber B., Trunk Th. Untersuchungen zur Randschlubqualitat von Amalgamfttllengen //Dtsch.Zahn&rzt. Z.-1988.-Vol.43,Ho.8.-P.854-859.
- 220 . Schroeder A., Opitz S. Verschleiss von diamantschlei-fem und hartmatallfinierem //Dtsch.Zahnarzl.Z.-1987.-Vol.42, Nu.6.-S.557-559.
- 221 . Schuchard A.A. Surface temperature response by rise of air coolant in restorative procedures //J.Amer.dent.Ass.-1967 •-Vol.75,No.5.-P.1188-1193.

222. Schuchard A.A., Watkins E.C. Comparative efficiency of rotary cutting instruments //J.Prosthet.Dent.-1965.-Vol.15, No.5.-P.908-923.

223» Scinner E.W., Phillips E.W. Science of dental materials - Philadelphia: W.B.Sanders, Co.,1960.

224. Scinner E.W., Lindemeyer R.S. Mechanics with cutting with rotary dental instruments, unpublished report submitted to the office of the Surgeon Contral Research and Development Division. Annual Report, 1963 -

225. Silvestry A.S. The undiagnosed split-root syndrome // J.Amer.Dent.Ass.-1976.-Vol.92,No.5.-P.930-935.

226. Sioshansi P. Surface modification by industrial components by ion implantation //Nucl.Instr.Meth.in Phys,Res.-1989.-Vol.37/38.-P.667-671 •

227. Srovnani ekonomoie prace klasiclymia vysa koobratkovy-mi pri preparaol /L.Enyba, J.Kolovrat, J.Obstadalova et al. // Kavut.Prakt.eubui Lek.-1965•-T.13, No.3.-S.79-82.

228. Stoll P., Krekeller G., Martin H. Die Temperaturentwick-lung bei der Kronenstumpfp preparation //Dtsch.Zahnarzl.Z.-1988.-Bd 43,Nu.9.-S.966-970.

229. Straede C.A. Practical applications of ion implantation of surfaces //Wear.-1989.-Vol.130.-P.113-122.

230. Sundgren J.M., Johansson B.O. Structi.."
es of TiN coating //Thin.Sol.Films.-1985.-No.126.-i ■..

231. Swanson M.L., Howe L.M., Jocman J.A. Bati - location of IT
In Fe //Nucl.Instr.Meth.-1985.-Vol.718.-P.85-" .

232. Valli J., Molarius J.M., Korhonen A.S. The effect of nitrogen content on the critical normal force in scrath testing of Ti-N films //Th.Sol.Films.-1987.-Vol.154.-P.351-360.

233. Van Dijken J.W.V., Horstedt P. Marginal adaptation of composite resin restorations placed with or without intermediat low-viscous resin. An SEM investigation //Acta odontol.Scand.-1987.-Vol .45, No. 2*-P. 115-123.

234. Van Y/ad CD. High speed rotary instruments in separation dentistry review of literature. //J.Amer.dent.Ass.-1956.-Vol. 53,No. 3.-P.298-304.

235. Watkins E.C. The cutting effectiveness of rotary instruments in a turbine handpiece //J.Prosthet.Dent.-1970.-Vol.24 No.2.-P.181-164.

236. Thite K.C., Svare ; .', Taylor T.D. A potentiostatic study of the corrosion behavior of anodized and nonanodized aluminum alloy //J.Prosthet.Dent.-1985.-Vol.53,No.6.-P.815-819.

237. Whittaker D.K., Kneale M.J. The dentin-pulp interface in human teeth. A scanning electron microscope study // Brit .dent. J.-1979.-Vol.117,No.2.-P.43-46.

238. Viedersich H. Kinetic processes during ion bombardment //Blue 1. Instr. Leth. - 1955. - To 1.7/ S. -P. 1-10.