

Т. Ф. Данилина, В. Н. Наумова,
А. В. Жидовинов

ЛИТЬЕ В ОРТОПЕДИЧЕСКОЙ СТОМАТОЛОГИИ



МИНИСТЕРСТВО ЗДРАВООХРАНЕНИЯ И СОЦИАЛЬНОГО РАЗВИТИЯ
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

ВОЛГОГРАДСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ
МЕДИЦИНСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ

Т. Ф. Данилина,
В. Н. Наумова,
А. В. Жидовинов

ЛИТЬЕ В ОРТОПЕДИЧЕСКОЙ СТОМАТОЛОГИИ



Волгоград
Издательство
ВолГМУ
2011

ББК 616.314-089.23

Д 46

Рецензенты:

доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой
общей стоматологии Российского университета дружбы народов
А. М. Аванесов;

доктор медицинских наук, профессор, заслуженный врач РФ,
заведующий кафедрой хирургической стоматологии и челюстно-лицевой
хирургии Саратовского государственного медицинского университета
А. В. Лещин

Печатается по решению Центральной методической комиссии
Волгоградского государственного медицинского университета

Данилина, Т. Ф.

Д 46

Литье в ортопедической стоматологии: Монография /
Т. Ф. Данилина, В. Н. Наумова, А. В. Жидовинов. — Волгоград:
Изд-во ВолгГМУ, 2011. — 132 с.

ISBN 978-5-9652-0157-0

Монография посвящена описанию этапов литья в ортопедической стоматологии. В работе представлены характеристики сплавов металлов, применяемых при литье деталей зубных протезов, изложена методика плавления сплавов металлов как в традиционных, так и в современных литейных аппаратах. Работа содержит анализ наиболее типичных ошибок, допускаемых на этапах литья в ортопедической стоматологии, систематизированы причины их возникновения и основные методы устранения.

Дополнительно введен раздел негативного воздействия сплавов металлов на состояние полости рта и организм пациента в целом.

Монография предназначена для студентов стоматологических факультетов медицинских вузов и колледжей, может быть использована врачами-интернами, клиническими ординаторами, будет полезна практическим врачам и зубным техникам.

ББК 616.314-089.23

© Волгоградский государственный
медицинский университет, 2011

© Издательство ВолгГМУ, 2011

ISBN 978-5-9652-0157-0

*Памяти
учителя и наставника
профессора В. Ю. Миликевича*

ВВЕДЕНИЕ

В настоящее время в ортопедической стоматологии большинство деталей зубных протезов изготавливаются методом литья. Это микропротезы, штифтово — культевые вкладки и промежуточная часть паяных мостовидных протезов, одиночные коронки и цельнолитые мостовидные протезы, каркасы комбинированных несъемных металлокерамических конструкций и бюгельных протезов. Изготовление современных и высокоточных конструкций требует от специалистов отличного знания как процесса литья, так и ошибок, наиболее часто допускаемых в литейной лаборатории.

Монография дает возможность познакомить читателя с процессом литья в ортопедической стоматологии, в частности с новыми основными и вспомогательными стоматологическими материалами (глава 2), современными методами и этапами литья (глава 3, 4), наиболее часто встречающимися ошибками на различных этапах литья (глава 5). В работе рассмотрены вопросы негативного воздействия стоматологических материалов ортопедических конструкций (глава 7), в том числе сплавов металлов на состояние полости рта и организм пациента в целом, что в настоящее время стало особо актуально в клинической практике. Коллектив авторов, ориентируясь на современные достижения стоматологии, стремился к ясному и последовательному изложению материала. В монографии представлены современные стоматологические материалы и технологии, использовалась литература последних лет, монографии, статьи, обзоры по работам отечественных и зарубежных фирм. Для лучшего восприятия материала каждая глава издания иллюстриро-

вана цветными и чёрно — белыми фотографиями, рисунками, таблицами, схемами. Всего представлено 88 иллюстраций.

Авторский коллектив надеется, что предлагаемая работа поможет зубным техникам в практической деятельности и значительно расширит знания в этой области студентов стоматологических факультетов ВУЗов и медицинских колледжей, врачей-интернов, клинических ординаторов и практических врачей.

Данная работа не претендует на полноту раскрытия данной темы. Авторский коллектив с большой признательностью учтёт все замечания и пожелания по настоящей работе.

ГЛАВА 1 ИСТОРИЯ ЗУБОПРОТЕЗНОГО ЛИТЬЯ

Изготовление зубных протезов методом литья имеет глубокую историю. Благодаря археологическим исследованиям известно, что первые зубные протезы существовали уже в VII—V веках до н.э. в Финикии и Этруссии (Скоков А. Д., 2003), утраченные передние зубы скрепляли с оставшимися зубами лигатурой.

Первым металлом, из которого стало возможно изготовление зубных протезов, было золото. В Древней Греции и Риме на базе хорошо развитого ювелирного искусства начали изготавливать зубные коронки, а затем и мостовидные протезы с использованием припоев. Более 2500 лет длилась монополия золота в стоматологии. Это было обусловлено следующими факторами. Во-первых, золото в природе находится в самородном состоянии и не нуждается в сложных технологических условиях, чтобы добыть его из руды, как это требует железо и ряд других металлов. Во-вторых, температура плавления золота всего 1050—1090 °С, оно легко может быть расплавлено даже на открытом пламени. Однако ввиду высокой стоимости исходных материалов протезирование на основе золота и его сплавов могли позволить себе только состоятельные пациенты. Широко используемые в настоящее время относительно недорогие сплавы на кобальто — и никельхромовой основах требовали сложной технологии плавления, разработанной гораздо позднее.

Впервые высоколегированные сплавы на основе железа, обладающие коррозионной устойчивостью, начали использоваться с середины XIX века. Областью их применения было машиностроение. Возникшая новая отрасль промышленности — автомобилестроение — потребовала создания новых сплавов металлов. Около 110 лет назад, в начале 1900 годов, для деталей двигателей внутреннего сгорания впервые были применены жаростойкие кобальтохромовые сплавы. Эти сплавы получили название «Stellite» за их яркость, блеск,

твёрдость. Они обладают чрезвычайно высокой коррозионной стойкостью, прочностью, в том числе в агрессивных средах и при высоких температурах.

С 1930 года XX века началось использование кобальтохромовых сплавов для изготовления зубных протезов. В стоматологической практике стеллит получил название «Vitallium» (от латинского «Vita» — жизнь). В 1969 году более 87 % всех стоматологических конструкций были отлиты из кобальтохромовых и никелехромовых сплавов.

ГЛАВА 2

МАТЕРИАЛЫ, ПРИМЕНЯЕМЫЕ В ПРОЦЕССЕ ЛИТЬЯ СПЛАВОВ МЕТАЛЛОВ

На стоматологическом рынке в настоящее время представлена такая огромная палитра современных средств и сплавов металлов для изготовления зубных протезов, что поднимается вопрос выбора материалов и технологии литья в каждом конкретном случае.

Для расходных материалов основное — это доступность, постоянное наличие на местном рынке, простота в работе, стабильность параметров.

В настоящий момент только стоматологических сплавов и палочковых масс представлено более 1000 наименований. Все они сопровождаются подробными руководствами по их использованию. Но, находясь в условиях рыночных отношений и жёсткой конкуренции, производитель часто завышает характеристики своей продукции, не указывая в аннотации непривлекательные моменты.

Для изготовления литых ортопедических конструкций применяются основные и вспомогательные материалы. К основным относятся сплавы металлов. К вспомогательным относятся материалы, используемые на этапах литья, это например восковые композиции и формовочные массы.

2.1. СПЛАВЫ МЕТАЛЛОВ

Сплав представляет собой смесь двух или нескольких металлов или металла и неметаллов. Сплав образуется посредством совместного сплавления компонентов, а также взаимодействия жидкого металла с жидкими и газообразными веществами. Компоненты при сплавлении в жидком состоянии могут обладать полной нерастворимостью, ограниченной растворимостью и полной растворимостью. При полной нерастворимости, жидкие компоненты расслаиваются и располагаются друг над другом в зави-

симости от плотности (как масло с водой). При ограниченной растворимости, наблюдается тот же эффект, но при этом между слоями присутствует слой, содержащий смесь компонентов, соответствующий растворимости первого компонента во втором и наоборот — второго компонента в первом. Например, никель растворяет до 2 % серебра, а серебро растворяет только 0,4 % никеля. При полной растворимости образуется абсолютно однородный расплав. Например, золото и медь растворяются в любых пропорциях. Однако не стоит забывать, что в расплаве могут также растворяться газы, а в технически чистых металлах могут присутствовать примеси, незначительное содержание которых может менять общее свойство расплава. Механическое и электромагнитное воздействие на расплав может существенно изменить результаты, при которых удается получать растворы и суспензии нерастворимых или частично растворимых компонентов. Для получения однородного сплава используют механический или индукционный перемес расплава.

Основными компонентами, присутствующими в сплавах для зубного протезирования, является хром, кобальт, никель. Суммарное количество их в сплаве достигает обычно около 90 %. Международный стандарт «Стоматологические литейные сплавы на металлической основе» — ISO 6871-01 устанавливает, что содержание хрома, кобальта и никеля в сплавах должно быть в сумме не менее 85 %. Эти элементы образуют основную фазу — матрицу сплава.

Хром, как основной составляющий компонент, входит в состав всех сплавов. Он обеспечивает коррозионную стойкость и прочность.

Кобальтохромовые стоматологические сплавы не должны содержать более 29 % хрома. При содержании хрома выше 30 % в сплаве образуется хрупкая сигма-фаза, что ухудшает его механические и литейные качества.

Никелехромовые сплавы обычно содержат меньшее содержание хрома — 23—25 % и обладают несколько меньшей химической стойкостью, чем кобальтохромовые сплавы.

Помимо свойств металлической матрицы, имеющей определенную кристаллическую решетку и тем самым определяющую

основные параметры механических свойств сплава, на механические свойства могут оказывать влияние дополнительное легирование такими элементами как молибден, вольфрам, ниобий, углерод, азот и пр. Эти элементы влияют как на свойства самой фазы — матрицы, так и стимулируют образование новых фаз.

Прочность КХС увеличивается при легировании 4 — 6 % молибденом и дополнительно 1—2 % ниобием в присутствии 0,2—0,3 % углерода. Никелехромовые сплавы могут содержать молибдена в 2 раза больше — до 11 %.

Изменение содержания углерода в кобальтохромовых и никелехромовых сплавах даже на несколько десятых процента сильно изменяет их свойства. При этом нужно иметь в виду следующее: обычно состав сплавов приводится в весовых процентах, а воздействие легирующих элементов на сплав следует сравнивать в атомных процентах. Разница между атомными и весовыми процентами может быть очень большой. Так в случае атомов углерода, которые имеют атомный вес 12, если сравнивать их влияние с воздействием на сплав атомов молибдена, атомный вес которого равен 96, следует умножить на обратную величину отношения их атомных весов, т.е. на $96/12 = 8$. Таким образом, увеличение на 0,2 вес. % углерода соответствует увеличению количества атомов углерода в сплаве на $8 \times 0,2 \% = 1,6 \%$. (А. Д. Скоков, 2003 г.)

Увеличение углерода на 0,2 % по сравнению с номинальным содержанием в кобальтохромовых сплавах приводит к тому, что сплав становится очень твердым и хрупким. Уменьшение углерода на 0,2 % приводит к ухудшению текучести и уменьшению предельной прочности на разрыв. Бюгельный протез из такого сплава может легко деформироваться.

Литейщик может изменить физические и литейные свойства имеющегося у него сплава. Иногда требуется увеличить прочность никелехромового сплава для изготовления протяженного мостовидного протеза с последующим нанесением керамического покрытия. В этом случае в никелехромовый сплав можно добавить 10—15 % бюгельного кобальтохромового сплава с большим содержанием углерода. Или наоборот, чтобы снизить твердость мостовидного

протеза из кобальтохромового сплава следует добавить 10—15 % никелехромового сплава, не содержащего углерод. Таким образом, в небольших модификациях, никелехромовые и кобальтохромовые сплавы могут изменять свои свойства.

Присутствие углерода в кобальтохромовых и в никелехромовых сплавах снижает температуру плавления и улучшает жидкотекучесть сплава. На свойства сплава действует присутствие кремния, марганца и азота. Все эти элементы добавляются для увеличения жидкотекучести и улучшения литейных свойств сплавов.

В настоящее время при изготовлении металлокерамических коронок и мостовидных протезов нашли широкое применение безуглеродистые кобальтохромовые сплавы. Западные фирмы выпускают сплавы близкие к составу классического сплава «Vitalium», но не содержащие углерода. В России выпускаются аналогичные сплавы «КХ-ДЕНТ» и «ЦЕЛИТ К».

Увеличение содержания кремния более 1 %, а азота более 0,1 % ухудшает пластичность сплава. Легирование бериллием или галлием резко снижает температуру плавления сплавов. Для никелехромовых сплавов легирование 1 % бериллия снижает температуру плавления почти на 100 °C.

Сплавы, легированные бериллием или галлием, выпускаются многими фирмами в США. Однако работать с такими сплавами нужно с определенной осторожностью. Токсичны пары бериллия и галлия, выделяющиеся при выплавке этих сплавов, а так же металлическая абразивная пыль, неизбежно появляющаяся при обработке протеза техником. В настоящее время международный стандарт ISO 6871-01 не позволяет использовать сплавы с содержанием бериллия и галлия более 2 %. В Европе сплавы, содержащие бериллий и галлий, не производят.

Алюминий в никельсодержащих сплавах приводит к образованию соединения никеля и алюминия (Ni_3Al), что увеличивает прочность и твердость сплава.

В настоящее время для металлокерамических работ наряду с кобальтохромовыми сплавами широко применяются никелехромовые сплавы.

Прототипом этих сплавов явился жаростойкий сплав «НИХРОМ» — X_2ON_8O , использующийся в промышленности для изготовления нагревательных элементов. Для большей жесткости он легируется молибденом или ниобием, для улучшения литейных качеств — кремнием. Обычно, основной состав сплавов содержит 60—65 % никеля, 23—26 % хрома, 6—11 % молибдена и 1,5—2 % кремния.

Наиболее популярным из этих сплавов является сплав «WIRON 88» фирмы BEGO. В Российской Федерации выпускаются аналогичные сплавы: «DENTAL NSAvac», «НХ-ДЕНТ NSvac», «ЦЕЛИТ Н».

Особо следует отметить, что на коэффициент термического расширения кобальтохромовых и никелехромовых сплавов для металлокерамических работ сильно влияет присутствие железа. Его содержание не должно превышать 1,5 %. Больше количество железа резко увеличивает коэффициент расширения сплавов, и готовые металлокерамические работы начинают разрушаться. Технику-литейщику необходимо тщательно следить, чтобы отходы от железосодержащих сплавов, например, отходы в результате неочищенного тигеля от предыдущей плавки нержавеющей стали, не попали в сплав, предназначенный для металлокерамических работ.

На свойство отливки существенно влияют даже незначительные изменения состава сплава по углероду, азоту и кислороду, а так же технологические параметры плавки: температура расплава, время нахождения расплавленного металла в тигеле, материал тигеля, его температура, температура литейной формы, её геометрия и размеры. Для получения качественных литых стоматологических протезов необходим весьма строгий контроль над всем процессом плавления.

В то же время сплавы, применяемые для ортопедических целей, должны удовлетворять определенным требованиям:

1. Не оказывать токсического воздействия на организм.
2. Обладать высокой химической стойкостью к воздействию кислот, щелочей и растворов солей.
3. Обладать минимальной усадкой.
- 4) Легко подвергаться штамповке, литью, протяжке, паянию, полировке.

5) Иметь небольшой удельный вес.

6) Быть доступными и сравнительно недорогими

Общеизвестно, что чистые металлы в природе встречаются очень редко и мало соответствуют предъявляемым к ним требованиям. В ортопедической стоматологии в основном применяют сплавы металлов. Качество протеза в значительной степени зависит от свойств используемого сплава. Составляя различные сплавы (т. е. соединения двух и более металлов или соединения металла и неметалла) техники-литейщики стремятся получить материал с заданными свойствами. В настоящее время в стоматологии используется свыше 1000 сплавов металлов.

2.1.1. Классификация сплавов металлов

В стоматологической практике наиболее распространена классификация сплавов ISO 1989 г. Международными стандартами все сплавы металлов разделены на следующие группы:

1. Сплавы благородных металлов на основе золота.

2. Сплавы благородных металлов, содержащих 25—50 % золота или платины или других драгоценных металлов.

3. Сплавы неблагородных металлов (кобальтохромовый сплав, нержавеющая сталь, никелехромовый сплав).

4. Сплавы для металлокерамических конструкций:

а) с высоким содержанием золота (>75 %);

б) с высоким содержанием благородных металлов (золота и платины, золота и палладия >75 %);

в) на основе палладия (более 50 %);

г) на основе неблагородных металлов:

- кобальта (+ хром >25 %, молибден >2 %);

- никеля (+ хром >11 %, молибден >2 %).

В специальной литературе до последнего времени встречается лексическая подмена двух терминов — благородный металл и драгоценный металл, которые не являются синонимами: драгоценный указывает на стоимость металла, а благородный — относится к его химическим свойствам. Поэтому элементы золота и платина являются как благородными, так и драгоценными, палладий — благородный, но намного дешевле.

С целью систематизации всех сведений о современных сплавах металлов на кафедре пропедевтики стоматологических заболеваний ВолГМУ (2005 г.) применяется общая систематизация сплавов.

По составу:

- сплавы благородных металлов
 - сплавы на основе золота
 - золото — палладиевые сплавы
 - серебряно — палладиевые сплавы
 - платиновые сплавы
- сплавы неблагородных металлов
 - сплавы на основе железа, хрома и никеля (нержавеющая сталь)
 - кобальтохромовые сплавы
 - никелехромовые сплавы
 - сплавы титана
 - сплавы алюминия и бронзы
 - сплавы на основе свинца и олова

По механическим свойствам:

- сплавы низкой прочности, для отливок подвергающихся незначительным нагрузкам (вкладки)
- сплавы средней прочности, для отливок подвергающихся умеренной нагрузке (вкладки, фасетки)
- сплавы высокой прочности, для отливок подвергающихся большой нагрузке (фасетки, тонкие литые металлические каркасы, штифты, коронки и бюгельные протезы)
- сверхпрочные сплавы, для отливок подвергающихся большим нагрузкам и тонких в поперечном сечении (бюгельные протезы, каркасы съёмных протезов, кламмера, коронки, литые коронки и частично съёмные зубные протезы)

По назначению:

- сплавы для изготовления элементов съёмных зубных протезов — шинирующих аппаратов, дуг бюгельных протезов, кламмеров и т.д.
- сплавы для изготовления каркасов металлокерамических работ, коронок и «мостов» цельнолитых конструкций.

- сплавы для изготовления штампованных коронок и паянных мостовидных протезов.

По температуре плавления:

- с низкой температурой плавления: легкоплавкие сплавы, нержавеющая сталь.
- с высокой температурой плавления: кобальтохромовое, никелехромовое, выплав титана и др.

2.1.2. Сплавы благородных металлов

К благородным металлам относят восемь элементов Периодической системы: рутений (Ru), родий (Rh), палладий (Pd), осмий (Os), иридий (Ir), платину (Pt) (платиновая группа), а также золото (Au) и серебро (Ag). В табл. 1, 2 представлены основные физические и механические свойства указанных металлов.

Таблица 1

Основные физические характеристики благородных металлов

Свойство	Ag	Au	Ru	Os	Rh	Ir	Pd	Pt
Температура плавления $T_{пл}$, °C	1233	1336	2523	3300	2233	2716	1825	2042
Температура кипения $T_{кип}$, °C	2400	3150	4350	5300	3900	4850	3150	4100
Плотность ρ , 10^3 кг/м ³	10,49	19,32	12,45	22,61	12,41	22,65	12,02	21,45
Теплоемкость C_p , Дж/моль·град	1,7	3,2	0,2	—	0,3	0,4	0,9	1,5
Теплопроводность λ , Вт/(м·град)	1050	420	—	—	—	—	—	—
Температуропроводность $a \cdot 10^4$, м ² /с	309	48,30	1010	23,5	1080	406	52,6	29,8
Удельное электросопротивление $\rho \cdot 10^8$, Ом·м	1,6	2,4	2,3	—	—	—	2,5	10,6

Применение золота и серебра, как основного металла для изготовления зубных протезов, относится к периоду раннего зубопротезирования. Об этом говорят находки работ, изготовленных задолго до нашей эры, где золотую и серебряную проволоку использовали для подвешивания подвижных зубов к соседним устойчивым. В настоящее время в стоматологии используют золото, платину, палладий и серебро в виде сплавов (рис. 1).

Таблица 2

Механические характеристики благородных металлов технической чистоты в отожженном состоянии

Металл	HB	$\sigma_{0,2}$, МПа	$\sigma_{0,2}$, МПа	δ , %	ψ , %
Ru	200–300	500–600	350–400	3–10	2–3
Rh	100–130	400–560	70–100	8–15	20–25
Pd	38–46	180–200	50–70	25–35	80–85
Ag	24,5–25,0	140–160	20–25	40–50	80–95
Os	300–400	—	—	—	0
Ir	170–220	400–500	90–120	6–10	10–15
Pt	39–42	120–160	60–80	40–50	95–100
Au	22–25	120–130	10–25	45–50	90–95

Сплавы золота применяют для изготовления зубных протезов и шин. Чистое золото для указанных целей не применяют вследствие недостаточной его твердости. Широкое применение для целей зубного протезирования нашли серебряно — палладиевые сплавы: сплав Липеца с содержанием 50 % се-



Рис. 1. Сплав благородного металла

ребра и сплав Д. Н. Цитрина с содержанием 75 % серебра, 10 % палладия и 15 % золота. До конца XVIII века в зубопротезировании благородные металлы оставались единственными для изготовления зубных протезов, и только в конце XIX и начале XX века возникла тенденция замены благородных металлов на неблагородные. Профессором Курляндским В.Ю., инженером И. А. Андрищенко, И. А. Красносельским, Е. А. Ивановым (1968 г.) создана группа сплавов на основе золота, палладия и серебра с добавками других металлов, с заданными свойствами в зависимости от их назначения. Сплавы из благородных металлов отличаются высокими физико-химическими свойствами, стойкостью против износа и действия различных агрессивных сред, в том числе содержимого полости рта, не создают значительных микроотоков, не окрашивают десну, а не-

которые из них, как показали исследования, обладают олигодинамическим эффектом, т.е. предотвращают развитие микроорганизмов. Механизм этого эффекта заключается в том, что положительно заряженные ионы металлов адсорбируются отрицательно заряженной поверхностью бактерий и изменяют проницаемость цитоплазматической мембраны, что и приводит к нарушению питания и размножения бактерий. (С. И. Тихонова, 2004 г.). Многочисленные исследования показывают, что металлические зубные протезы несомненно оказывают влияние на флору десны у шейки зуба. Это влияние различно при разных сплавах. Флора на десне обнаруживается в небольшом количестве, если к ней прилегают сплавы золота, и обильная флора на десне, если к ней прилегает нержавеющая сталь. Таким образом, можно сделать вывод о том, что сплавы благородных металлов обладают множеством преимуществ над другими сплавами как в биологическом так и в функциональном плане.

Небольшое содержание в земной коре (10^{-5} — 10^{-8} %), сравнительно малые годовые объемы мирового производства (от десятков и сотен килограмм по осмию и рутению до десятков тонн по платине и до сотен тысяч тонн по золоту и серебру) и уникальные физико-химические свойства благородных металлов ставят их в отдельный ряд и определяют возможность использования в конструкциях в тех случаях, когда индивидуальные особенности организма не позволяют применять другие конструкционные материалы.

К особенностям применения благородных металлов в различных конструкциях следует отнести: относительную инертность при воздействии различных газовых и жидких химических сред, в том числе биологических, способность в большой степени сохранять геометрические размеры и свойства поверхности (при нагреве, в ряде случаев вплоть до предплавления температур); высокое сопротивление деформации и разрушению (при твердорастворном, дисперсионном и субструктурном упрочнениях); широкие технологические возможности при изготовлении ортопедических конструкций путем пластической деформации (платина, палладий, золото, серебро и сплавы на их основе) или литья (золото, серебро и их сплавы).

Таким образом, благородные металлы незаменимы в стоматологии на этапах изготовления ортопедических конструкций. Кроме того они находят широкое применение в химическом производстве, в кино- и фотоматериалах, в катализаторах на носителях, в электротехнике и электронике, в ювелирной промышленности и машиностроении,

Использование золота и серебра в стоматологии, ювелирных, культовых и других изделиях бытового назначения требует установления их пробности, характеризующей в метрической системе содержание основного благородного металла в одной тысяче граммов рассматриваемого материала. Например, 925-я проба для серебряного сплава означает, что в одном килограмме этого материала содержится 925 граммов серебра. Нелегированные благородные металлы характеризуются пробой в пределах от 999,0 до 999,99.

На практике наиболее распространены три системы проб: метрическая, каратная (США, Великобритания), золотниковая (историческая). Значения проб в разных системах приведены ниже (табл. 3).

Таблица 3

Системы проб и их значения

Метрическая	Каратная	Золотниковая
1000	24	96
958	23	92
875	21	84
750	18	72
583	14	56
375	9	36

Каратная система пробы основана на установлении в сплаве содержания благородного металла в каратах. Карат — мера содержания благородного металла в сплаве, равная $1/24$ массы сплава. Чистое золото соответствует 24 каратам.

Золотниковая система пробы основана на использовании русской дометрической меры массы (веса) — золотника, который содержит 96 долей. Чистое золото соответствует 96-й золотниковой пробе.

В Российской Федерации для ювелирных изделий из драгоценных металлов установлены следующие метрические пробы:

- платиновая — 950-я, 900-я, 850-я;
- золотая — 999-я, 958-я, 750-я, 585-я, 500-я, 375-я;
- серебряная — 999-я, 960-я, 925-я, 875-я, 830-я, 800-я;
- палладиевая — 850-я, 500-я.

На основе определения пробы рассматриваемых изделий или полуфабрикатов из благородных металлов осуществляется их клеймение уполномоченными Инспекциями пробного надзора.

Сплавы на основе золота и серебра для медицины и ювелирных производств должны удовлетворять медико-биологическим, эстетическим, технологическим и эксплуатационным требованиям. К последним относят коррозионную стойкость (инертность к внешней среде), твердость и износостойкость, а также прочностные свойства, определяющие стабильность формы и размеров изделий из благородных металлов.

Хорошее сопротивление коррозии и высокие механические свойства позволяют сохранить требуемые параметры (цвет, блеск и т. д.) сплавов благородных металлов.

Определяющее влияние на свойства изделий из сплавов благородных металлов оказывает их технологичность. Для достижения высокого качества в таких изделиях необходимо получение плотных (без пор) и химически однородных (в макро- и микрообъемах) мелкозернистых литых заготовок или слитков, способных деформироваться в высококачественные листовые или профильные полуфабрикаты с заданной структурой и высоким сопротивлением трещинообразованию при обработке давлением и пайке.

Чистое золото — мягкий металл. Для повышения упругости и твердости в его состав добавляются так называемые лигирующие металлы — медь, серебро, платина. Из всех металлов именно золото позволяет создать максимально натуральную эстетичную реставрационную конструкцию, являясь основой для керамического покрытия. Желтый цвет сплава металла придает покрывающей его керамике приятный оттенок, что максимально соответствует натуральным зубам. Кроме того, сплавы на основе благородных металлов не вызывают потемнение десневого края. «Опаловый эффект»

золотого колпачка имитирует отражение света от поверхности реставрационной конструкции, характерное для твердых тканей зубов. Все эти достоинства делают возможным и необходимым применение золотосодержащих сплавов в современной стоматологии.

Поскольку большинство других металлов тверже, чем золото, реставрации из данных материалов могут приводить к повышенной стираемости зубов — антагонистов. Твердость же сплавов золота сравнима с твердостью эмали естественного зуба. Золото и золотосодержащие сплавы легко полируются до высокого блеска, что позволяет создавать гладкие, ровные края, противостоящие микроподтеканию и возникновению кариеса в месте стыка с тканями зуба. Золото не подвержено окислению, окрашиванию и аккумуляции налета, что очень благоприятно для сохранения здоровья десен.

Благородные сплавы с высоким содержанием золота дают очень точные отливки. Реставрации на основе золотых сплавов в четыре раза долговечнее, чем конструкции из других металлов. Отлитые золотые реставрации имеют средний срок эксплуатации 18,5 лет, причем разбег времени, в течение которого требуется замена, колеблется от 5 до 41 года.

Сплав золота 900-й пробы используется при протезировании коронками и мостовидными протезами. Выпускается в виде дисков диаметром 18, 20, 23, 25 мм и блоков по 5 г. Содержит 90 % золота, 6 % меди и 4 % серебра. Температура плавления равна 1063 °С. Обладает пластичностью и вязкостью, легко поддается штамповке, вальцеванию, ковке, а также литью.

Сплав золота 750-й пробы применяется для каркасов дуговых (бюгельных) (рис. 2) протезов, кламмеров и вкладок. Содержит 75 % золота, по 8 % меди и серебра, 9 % платины. Обладает высокой упругостью и малой

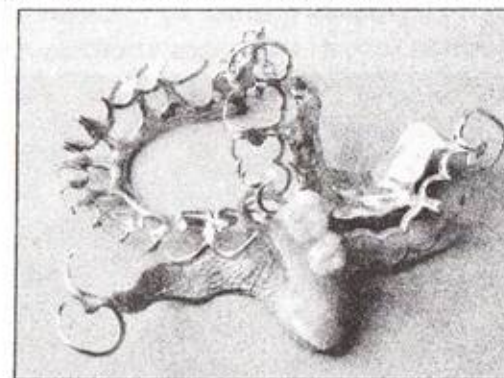


Рис. 2. Каркасы бюгельных протезов на основе золота

усадкой при литье. Эти качества приобретаются за счет добавления платины и увеличения количества меди. Сплав золота 750-й пробы служит припоем, при добавлении 5—12 % кадмия. Последний снижает температуру плавления припоя до 800 °С. Это дает возможность расплавлять его, не оплавляя основные детали протеза. Отбелом для золота служит соляная кислота (10—15 %).

Супер-ТЗ — сплав на основе золота (75 %), альтернатива золотому сплаву 900 пробы, отличается высокими прочностью и износостойкостью, обладает красивым жёлтым цветом. Назначение — литые и штампованные стоматологические конструкции (вкладки, коронки, мостовидные протезы с полимерными покрытиями или без них).

Сплав содержит 75 % золота, обладает красивым желтым цветом и соответствует III группе сплавов по международному стандарту ИСО 1562-84, интервал плавления сплава — 880—950 °С, твердость в литом состоянии — 1300—1450, после термообработки — 2000—2200 Н/мм², плотность — 15,5 г/см³, предел текучести 250 Н/мм², относительное удлинение — 20—25 %.

Анализ клинических испытаний и десятилетней практики применения сплава Супер-ТЗ подтверждает его высокие технологические и функциональные качества. НПК «Суперметалл» серийно производит сплав Супер-ТЗ в виде гранул, дисков и проволоки. СуперТЗ также применяется для изготовления из него игл для акупунктуры и модных среди молодежи зубных украшений «Стильдент».

Супер-КМ (рис. 3) — сплав на основе золота (85 %), альтернатива золотым сплавам известных мировых фирм, не уступает им



Рис. 3. Сплав КМ (Россия)

по физико-механическим и технологическим свойствам, адаптирован к широкой гамме керамических покрытий, имеет светло-жёлтый цвет. Назначение — вкладки, полукоронки, коронки, мостовидные протезы преимущественно с керамическим покрытием. Температура плав-

ления сплава 1115 °С, твердость сплава «Супер КМ» составляет 166 единиц по Виккерсу, что значительно превышает твердость сплава 900 пробы, но при этом ниже твердости эмали естественных зубов, предел текучести 250 Н/мм², относительное удлинение 15 %, коэффициент термического расширения при 20—600 °С равен $14,0 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$, плотность сплава «Супер КМ» составила 18,1 г/см³. Предназначен для изготовления каркасов металлокерамических протезов небольшой протяженности.

По результатам исследований клинического применения зубных протезов из сплава «Супер КМ» проведенных в МГМСУ, было показано, что все без исключения металлокерамические и цельнометаллические коронки и мостовидные протезы отличались очень высоким качеством. Не было выявлено рецессии, и воспаления десны в области опорных зубов в сравнении с зубами симметричной зоны. Количество зубного налета на протезах из сплава «Супер КМ» не отличалось от такового на естественных зубах. «Супер КМ» по параметрам физико-механических свойств, биосовместимости, технологичности ни в чем не уступает известным западным сплавам на основе благородных металлов для металлокерамики.

В настоящее время сплав «Супер КМ» разрешен к применению Минздравом РФ и серийно выпускается. Сплав «Супер КМ» с успехом применяется не только в клинике Московского Государственного Медико — стоматологического университета, но также в ряде частных и государственных клиник России.

V-Классик — сверхтвердый сплав (рис. 4) с высоким содержанием золота, разработан фирмой «Сандр и Мето» (Швейцария). Сплав не содержит галлия, кобальта, хрома, никеля и бериллия. Доля неблагородных металлов в сплаве не превышает 2 %. Сплав предназначен прежде всего для металло-



Рис. 4. Металлокерамический мостовидный протез на основе сплава V-Классик

керамических протезов. В связи с хорошим коэффициентом термического расширения он совместим с такими керамическими массами, как Биодент, Керамико, Дуцерам, Вита, Вивадент и др.

В России выпускается золото-палладиевый сплав *Суперпал* для металлокерамических зубных протезов. Состав сплава (60 % палладия, 10 % золота) защищен российским патентом, соответствует международным стандартам и обладает хорошими свойствами.

Фирма «Галеника» (Югославия) рекомендует использовать *М-Паладор* — сплав золота, палладия и серебра для несъемных протезов. Устойчив к воздействию химических элементов, не вступает в химические реакции в полости рта, не содержит в своем составе никель, бериллий и кадмий. Температура плавления составляет 1090 °С, плотность — 11,5 г/см³.

Фирмой «Дегусса» (Германия) разработаны надежные сверхтвердые золотопалладиевые сплавы *Стабилор-G* и *Стабилор-GL* для коронок и мостовидных протезов с уменьшенным содержанием золота. Они стабильны в полости рта, имеют высокую прочность и легко обрабатываются, в том числе и в аппарате для электролитической полировки.

Альтернативой сплавов благородных металлов для литых коронок и мостовидных протезов, в которых доля золота составляет 60 %, является не содержащий бериллия и никеля сплав неблагородных металлов *Санбёрст* (фирма «Уолрд Эллойз и Рефайнин», США). Этот сплав, кроме хороших литейных свойств, полностью соответствует цвету и физическим свойствам 60 % сплава золота.

Сплав ПД-250 содержит 24,5 % палладия, 72,1 % серебра. Выпускается в виде дисков диаметром 18, 20, 23, 25 мм и полос толщиной 0,3 мм.

Сплав ПД-190 включает 18,5 % палладия, 78 % серебра. Выпускается в виде дисков толщиной 1 мм при диаметре 8 и 12 мм и лент толщиной 0,5; 1,0 и 1,2 мм.

Сплав ПД-150 содержит 14,5 % палладия и 84,1 % серебра, а сплав ПД-140 — соответственно 13,5 % и 53,9 %.

Кроме серебра и палладия, перечисленные сплавы содержат небольшие количества легирующих элементов (цинк, медь), для улучшения литейных качеств в сплав добавляется золото.

По физико-механическим свойствам данные сплавы напоминают золото, но уступают им по коррозионной стойкости и темнеют в полости рта, особенно при кислой реакции слюны. Эти сплавы пластичные, ковкие. Применяются при протезировании вкладками, коронками и мостовидными протезами.

Паяние серебряно-палладиевых сплавов проводится золотым припоем. Отбелом служит 10-15 % раствор соляной кислоты.

Компанией «3М» (США) из эластичного сплава серебра и олова освоен выпуск стандартных временных коронок *Изо-Форм* для защиты моляров и премоляров после их препарирования. Такие коронки не только легко поддаются обработке, но также легко растягиваются и изменяют свою форму при сохранении прочности.

2.1.3. Сплавы неблагородных металлов

До конца XVIII века в зубопротезировании благородные металлы оставались единственным материалом для изготовления зубных протезов. В конце XVIII века и особенно в XIX веке возникла тенденция замены благородных металлов на неблагородные.

Первым в России заменить дорогостоящее золото неблагородными металлами для изготовления коронок предложил зубной врач А. И. Ковалев. На первом съезде дантистов в 1896 г. в Нижнем Новгороде А. И. Ковалев выступил с докладом «Металлические капсульные коронки», предложив для изготовления коронок алюминий. Однако это предложение не нашло сторонников, и металл не получил распространения в стоматологической практике.

Вскоре после Октябрьской революции, когда стали решаться вопросы зубопротезирования для широкого круга трудящегося населения, перед стоматологией стала задача найти такой материал или сплав для зубопротезирования, который мог бы заменить благородные металлы и тем способствовать его широкому внедрению в практику зубного протезирования. А. Клейтман с 1922 г., продолжая изыскания А. Ковалева, стал использовать алюминий для изготовления коронок, но, имея много недостатков, алюминий не нашёл широкого применения для целей зубопротезирования. Другими оригинальными сплавами, привлёкшими внимание, были сплавы на медной основе — рандольф и нейзильбер.

- стандартные гильзы, идущие на производство штампованных коронок двенадцати вариантов: 7х12 (диаметр-высота); 8х12; 9х11; 10х11; 11х11; 12х10; 12,5х10; 13,5х10; 14,5х9; 15,5х9; 16х9; 17х10 мм;
- кламмеры из проволоки круглого сечения (для фиксации частичных съемных пластиночных зубных протезов в полости рта) следующих основных размеров: 1х25 (диаметр х длина); 1х32; 1,2х25; 1,2х32 мм;
- эластичные нержавеющие матрицы для контурных пломб ЭН следующих размеров: 35х6х0,06 мм; 35х7,5х0,06 мм и 35х8х0,06 мм
- полоски (50х7х0,06 мм) металлические сепарационные, которые изготавливаются методом холодной штамповки из стальной нержавеющей термообработанной ленты, легко гнутся и не ломаются при изгибе до 120°.

Из нержавеющей стали **25X18H102C** фабричным способом изготавливаются:

- зубы стальные (боковые верхние и нижние) для паяных несъемных зубных протезов.
- каркасы стальные для мостовидных протезов с последующей их облицовкой полимером.

Кроме того, из этой стали делают проволоку диаметром от 0,6 до 2,0 мм. Фирма «ЗМ» (США) выпускает стандартные коронки из нержавеющей стали для постоянных моляров. Существует 6 размеров коронок (от 10,7 до 12,8 мм с шагом 0,4 мм). Набор содержит 24 или 96 коронок.

КОБАЛЬТОХРОМОВЫЕ СПЛАВЫ

Основу кобальтохромового сплава (КХС) составляет кобальт (66—67 %), обладающий высокими механическими качествами, а также хром (26—30 %), вводимый для придания сплаву твердости и повышения антикоррозийной стойкости. При содержании хрома свыше 30 % в сплаве образуется хрупкая фаза, что ухудшает механические свойства и литейные качества сплава. Никель (3—5 %) повышает пластичность, вязкость, ковкость сплава, улучшая тем самым его технологические свойства.

Согласно требованиям международного стандарта, содержание хрома, кобальта и никеля в сплавах должно быть в сумме не менее 85 %. Эти элементы образуют основную фазу — матрицу сплава.

Молибден (4—5,5 %) имеет большое значение для повышения прочности сплава за счет придания ему мелкозернистости. Марганец (0,5 %) увеличивает прочность, качество литья, понижает температуру плавления, способствует удалению токсичных сернистых соединений из сплава.

Многие фирмы США осуществляют легирование бериллием и галлием (2 %), но из-за их токсичности в Европе не производят сплавов данных металлов (Скоков А. Д., 1998). Присутствие углерода в кобальтохромовых сплавах снижает температуру плавления и улучшает жидкотекучесть сплава. Подобным действием обладает кремний и азот, в то же время увеличение кремния свыше 1 % и азота более 0,1 % ухудшает пластичность сплава.

При высокой температуре обжига керамических масс может произойти выделение углерода из сплава, который, внедряясь в керамику, влечет за собой появление в последней пузырей, что приводит к ослаблению металлокерамической связи.

В настоящее время безуглеродистые отечественные кобальто-хромовые сплавы **КХ-Дент** и **Целлит-К**, подобные классическому сплаву Виталлиум, находят широкое применение при протезировании металлокерамическими протезами.

Температура плавления КХС составляет 1458 °С. Механическая прочность сплавов хрома и кобальта в 2 раза выше таковой у сплавов золота. Минимальная величина предела прочности при растяжении, допускаемая спецификацией, составляет 61,7 кН/см² (6300 кгс/см²). Благодаря хорошим литейным и антикоррозийным свойствам сплав используется не только в ортопедической стоматологии для каркасов литых коронок, мостовидных и дуговых (бюгельных) протезов, съемных протезов с литыми базисами, но и в челюстно-лицевой хирургии при проведении остеосинтеза. Сплав КХС выпускается в виде цилиндрических заготовок.

Бюгодент CCS mac (мягкий) тождественен основному химическому составу отечественного сплава КХС (63 % кобальта, 28 %

хрома, 5 % молибдена). В отличие от КХС, выплавляется на чистых шихтовых материалах в высоком вакууме с узкими пределами отклонений составляющих компонентов.

Бюгодент CCN vac (нормальный) содержит 65 % кобальта, 28 % хрома и 5 % молибдена, а также повышенное содержание углерода и не имеет в своем составе никеля. Полностью соответствует медицинским стандартам европейских стран. Прочностные параметры высокие.

Основу сплава **Бюгодент CCN vac** (твердый) составляют кобальт (63 %), хром (30 %) и молибден (5 %). Сплав имеет максимальное содержание углерода — 0,5 %, дополнительно легирован ниобием (2 %) и не имеет в своем составе никеля. Обладает исключительно высокими упругими и прочностными параметрами.

Основу сплава **Бюгодент CCC vac** (медь) составляют кобальт (63 %), хром (30 %), молибден (5 %). Химический состав сплава включает в себя медь и повышенное содержание углерода — 0,4 %. В результате этого сплав обладает высокими упругими и прочностными свойствами. Наличие меди в сплаве облегчает полирование, а также проведение другой механической обработки протезов из него.

В состав сплава **Бюгодент CCL vac** (жидкий), кроме кобальта (65 %), хрома (28 %) и молибдена (5 %), введен бор и кремний. Этот сплав обладает высокой жидкотекучестью, сбалансированными свойствами, которые значительно превышают требования немецкого стандарта DIN 13912. Соответствует медицинским стандартам европейских стран.

Сплавы КХ-Дент предназначены для литых металлических каркасов с фарфоровыми облицовками. Окисная пленка, образующаяся на поверхности сплавов, позволяет наносить керамические или ситалловые покрытия с коэффициентом термического расширения (в интервале температур 25—500 °С) $13,5—14,2 \times 10^{-6}$.

КХ-Дент CN vac (нормальный) содержит 67 % кобальта, 27 % хрома и 4,5 % молибдена. Химический состав модификации CN vac близок к составу модификации CCS, но не содержит углерода и никеля. Это существенно улучшает его пластические характеристики и снижает твердость. Полностью соответствует медицинским стандартам европейских стран.

Сплав **КХ-Дент СБ vac** (Bondy) имеет следующий состав: 66,5 % кобальта, 27 % хрома, 5 % молибдена. Сплав обладает хорошим сочетанием литейных и механических свойств. Аналог сплава Бондиллой фирмы «Крупп» (Германия).

Стомикс — стойкий к коррозии кобальтохромовый сплав, предназначенный для каркасов дуговых (бюгельных) протезов и для облицовки керамикой. Сплав обладает хорошими литейными свойствами (повышенной жидкотекучестью, минимальной усадкой), хорошо обрабатывается стоматологическими абразивами, технологичен на всех этапах протезирования.

Стомикс имеет стабильную окисную пленку и термический коэффициент линейного расширения $14,2 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$ в интервале температур 25—500 °С, близкий к таковому у фарфоровых масс, что обеспечивает надежное соединение сплава с фарфоровыми массами. Рассматриваемый сплав имеет достаточную прочность (предел прочности свыше 700 Н/мм²; предел текучести свыше 500 Н/мм²), что исключает его деформацию и дает возможность создавать более тонкие, ажурные каркасы протезов.

НИКЕЛЕХРОМОВЫЕ СПЛАВЫ

Никелехромовые сплавы, в отличие от хромоникелевых сталей, не содержат углерода и широко применяются при изготовлении каркасов металлокерамических зубных протезов. К основным элементам относятся никель (60-65 %), хром (23-26 %), молибден (6—11 %) и кремний (1,5—2 %). Наиболее популярным из этих сплавов является **Вирон-99** фирмы «Бего» (Германия) (рис. 5).

Не содержащие бериллия и галлия сплавы **НХ-Дент** на никель — хромовой основе, применяющийся для изго-



Рис. 5. Wiron 99 (Германия)

товления качественных металлокерамических коронок и небольших мостовидных протезов обладают высокой твердостью и прочностью. Каркасы протезов из этого сплава легко обрабатываются.

Сплавы характеризуются хорошими литейными свойствами, имеют в своем составе рафинирующие добавки, что позволяет не только получать качественное литье в высокочастотных индукционных машинах, но и использовать до 30 % литников повторно в новых плавках.

Основные компоненты сплава *НХ-Дент NS vac* (мягкий) — никель (62 %), хром (25 %) и молибден (10 %). Он отличается высокой стабильностью формы и минимальной усадкой, что позволяет производить отливку мостовидных протезов большой протяженности в один прием. Аналог сплава Вирон-99 фирмы «Бего» (Германия).

Модификация сплава НХ-Дент NS vac имеет торговое название *НХ-Дент NL vac* (жидкий) и содержит 61 % никеля, 25 % хрома и 9,5 % молибдена. Этот сплав характеризуется хорошими литейными свойствами, позволяющими получать отливки с тонкими, ажурными стенками.

Современные сплавы типа *Дентон* разработаны взамен литейных нержавеющей сталей 12Х18Н9С и 20Х18Н9С2. Эти сплавы обладают существенно более высокой пластичностью и коррозионной стойкостью за счет того, что в их составе почти в 3 раза больше никеля и на 5 % больше хрома. Они имеют малую усадку и хорошую жидкотекучесть. Кроме того, очень податливы в механической обработке.

Сплавы на основе железа, никеля и хрома используются для литых одиночных коронок, литых коронок с пластмассовой облицовкой.

Сплав *Дентан D* содержит 52 % железа, 21 % никеля, 23 % хрома. Он обладает высокой пластичностью и коррозионной устойчивостью и имеет хорошие литейные свойства — небольшую усадку и хорошую жидкотекучесть.

Основу сплава *Дентан DM* составляют 44 % железа, 27 % никеля, 23 % хрома и 2 % молибдена. В состав сплава дополнительно введено 2 % молибдена, что повысило его прочность в срав-

нении с предыдущими сплавами, при сохранении того же уровня обрабатываемости, жидкотекучести и других технологических свойств.

Хорошо известна роль оксидной пленки, обуславливающей химическую связь между металлом и керамикой. Однако для некоторых никелехромовых сплавов наличие оксидной пленки может иметь отрицательное значение, поскольку при высокой температуре обжига окислы никеля и хрома растворяются в фарфоре, окрашивая его. Возрастание количества окиси хрома в фарфоре приводит к понижению его коэффициента термического расширения, что может явиться причиной откалывания керамики от металла.

Фирмой «Галеника» (Сербия) выпускается *Комахрам* — сплав кобальта, хрома и молибдена для каркасов съемных зубных протезов. Этот сплав не содержит никель и бериллий, обладает хорошими физико-химическими свойствами. Температура плавления его составляет 1535 °С, плотность сплава достигает 8,26 г/см³.

Фирма «Бергер» предлагает сплав из неблагородных металлов *Гуд Фит*, который имеет хорошие технологические свойства и безопасное применение. Материал не провоцирует электрохимические явления в полости рта.

СПЛАВЫ ТИТАНА

Сплавы титана обладают высокими технологическими и физико-механическими свойствами, а также токсикологической инертностью. Титан марки *BT-100* листовой используется для штампованных коронок (толщина 0,14—0,28 мм), штампованных базисов (0,35—0,4 мм) съемных протезов, каркасов титанокерамических протезов (Рогожников Г. И. и др., 1991; Суворина Е. В., 2001), имплантатов различных конструкций (рис. 6). Для имплантации применяется также сплав титана BT-6.

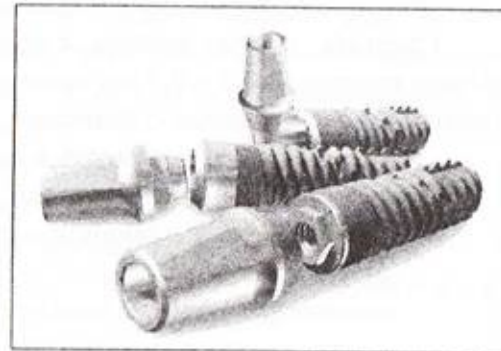


Рис. 6. Титановые имплантаты

Для создания литых коронок, мостовидных протезов, каркасов дуговых (бюгельных), шинирующих протезов, литых металлических базисов применяется литьевой титан *BT-5/L*. Температура плавления титанового сплава составляет 1640 °С.

В зарубежной специальной литературе (Т. Okabe, 2001) существует точка зрения, согласно которой титан и его сплавы выступают альтернативой золоту. При контакте с воздухом титан образует тонкий инертный слой оксида. К другим его достоинствам относятся низкая теплопроводность и способность соединяться с композиционными цементами и фарфором. Недостатком является трудность получения отливки, так как чистый титан плавится при 1668 °С и легко реагирует с традиционными формовочными массами и кислородом. Следовательно, он должен отливаться и спаиваться в специальных приборах в бескислородной среде (Трезубов В. Н., 2003 г.).

Разрабатываются сплавы титана с никелем, которые можно отливать традиционным методом (такой сплав выделяет очень мало ионов никеля и хорошо соединяется с фарфором). Зубной протез из титанового сплава легче протезов из любого другого металлического материала, пригодного для протезирования, обладает очень высокой коррозионной стойкостью и прочностью (Быкова М. В., 1999). Сплавы на основе титана обладают исключительным сочетанием физико-механических характеристик и уникальной биосовместимостью. Металлокерамические зубные протезы, изготовленные на основе титанового сплава, обладают высокой коррозионной стойкостью и прочностью (Лебеденко И. Ю., 2001).

Съемные зубные протезы с тонколистовыми титановыми базисами толщиной 0,3—0,7 мм имеют следующие основные преимущества перед протезами с базисами из других материалов:

- абсолютную инертность к тканям полости рта, что полностью исключает возможность аллергической реакции на никель и хром, входящие в состав металлических базисов из других сплавов;
- полное отсутствие токсического, термоизолирующего и аллергического воздействия, свойственного пластмассовым базисам;

- малую толщину и массу при достаточной жесткости базиса благодаря высокой удельной прочности титана;
- высокую точность воспроизведения мельчайших деталей рельефа протезного ложа, недостижимую для пластмассовых и литых базисов из других металлов;
- существенное облегчение в привыкании пациента к протезу, сохранение хорошей дикции и восприятия вкуса пищи.

Был период, когда в стоматологии получило распространение покрытие металлических протезов нитридом титана, придающее золотистый оттенок стали из КХС и изолирующее, по мнению авторов метода, линию паяния. Однако в современной стоматологии эта методика не актуальна по следующим причинам (Щербаков А. С., Гаврилов Е. И., 1998):

1) покрытие нитрид — титаном несъемных протезов базируется на старой технологии, т. е. штамповке и пайке;

2) протезы с нитрид — титановым покрытием не эстетичны. Сплавы золота тоже имеют недостатки эстетического характера. Но приверженность ортопедов-стоматологов к сплавам золота объясняется не их цветом, а технологичностью и значительной биологической инертностью;

3) клинические наблюдения показали, что нитрид — титановое покрытие стирается;

К этому можно добавить большое количество токсико-аллергических реакций организма пациентов на нитрид — титановое покрытие несъемных протезов (Лебедев К. А., Понякина А. В., 2010).

Сплавы титана используют для восстановления анатомической формы группы жевательных зубов посредством микропротезов — литых вкладок, которые обладают целым рядом положительных физико-биологических свойств.

Основным назначением литых титановых вкладок является:

- Восстановление анатомической формы зубов
- Предупреждение вторичного кариеса
- Сохранение на длительный период высоты коронки восстановленного зуба
- Предупреждение дентоальвеолярного удлинения по вертикали

- Обеспечение динамики правильного формирования зубных рядов и установление зубов в фиссурно — бугорковом контакте
- Нормализация процесса становления высоты прикуса
- Создание оптимальных соотношений между элементами височно- нижнечелюстного сустава
- Восстановление жевательной функции и, следовательно, стимуляция роста костей
- Повторяет часть жевательной поверхности зуба-антагониста, что обеспечивает равномерное распределение силовых нагрузок на периодонт во время функции
- Исключается необходимость повторного пломбирования

Тонкостенные титановые коронки отличаются специфическими характеристиками и занимают особое место в детской стоматологии:

- В 8—10 раз плотнее, чем обычная коронка, охватывает шейку зуба благодаря пружинящим свойствам, присущим тонкой заготовке и наличию придесневого эмалевого валика на временных зубах.
- Тонкостенная коронка заканчивается на уровне десневого края и не вызывает патологических изменений краевого пародонта.
- Технология изготовления такой коронки проще, благодаря лучшей податливости тонкой гильзы-заготовки во время штамповки.
- Не оказывает неблагоприятного воздействия на рассасывание корней временных зубов, на процесс внутрикостного развития коронок постоянных зубов.
- Восстановление анатомической высоты зуба при временном прикусе нормализует его высоту, что благоприятно сказывается на дальнейшем развитии челюстных костей и всего височно-нижнечелюстного сустава.
- Благоприятно сохраняет эмаль, при этом передает идеальную окклюзионную поверхность, обеспечивая зубу-антагонисту полноценное функционирование.
- Легкость снятия коронки.
- Биологическая инертность.

Функции протезирования тонкостенными коронками довольно многообразны — защитная, профилактическая, восстановительная, опорная и эстетическая. Существуют и специальные клинические показания к применению таких коронок. Показания к применению титановых коронок:

- На временные моляры со значительным истончением стенок зуба после лечения и пломбирования по поводу неосложненного кариеса.
- При локализации пломб на одной из двух апроксимальных поверхностей временных и постоянных моляров; пломб, захватывающих более 2/3 их высоты в пришеечной области.
- При системном некариозном поражении твердых тканей временных зубов у детей (гипоплазия, аплазия, дисплазия).
- При недостаточной минерализации твердых тканей зубов
- При длительном пользовании ортодонтическими и ортопедическими аппаратами.
- При травматических повреждениях зубов, альвеолярных отростков и челюстей.
- При замещении частичных и полных дефектов коронок зубов (кариес, травма, патологическая стираемость).

Упоминая важность применения именно титановых коронок, следует остановиться на таком стоматологическом заболевании твердых тканей зуба, как аплазия и гипоплазия эмали. Эти дефекты представляют собой пороки развития твердых тканей зуба и возникают в результате нарушения минерального и белкового обмена в организме плода или ребенка. Недоразвитие эмали — процесс необратимый и остается на весь период жизни. Поэтому наличие этих заболеваний является абсолютным показанием к применению тонкостенных титановых коронок.

Применяются тонкостенные титановые коронки в целях защиты временных моляров, учитывая их значимость для формирования зубочелюстной системы. Однако недостатком этой методики является то, что возможность фиксации коронки появляется только после полного прорезывания зуба, тогда как, например, применение для этих же профилактических мероприятий различных фиссурных герметиков и силантов становится возможным сразу же после прорезывания зуба.

Существуют также сплавы из других металлов — таких как алюминий, свинец, олово, но они не применяются для непосредственного изготовления ортопедических конструкций и являются вспомогательными.

2.2. ФОРМОВОЧНЫЕ МАТЕРИАЛЫ

Основными компонентами для формовочных масс служат огнеупорный мелкодисперсный порошок (наполнитель) и жидкость (связующее вещество).

Требования, предъявляемые к формовочным массам:

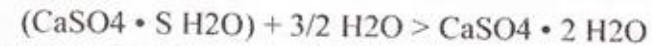
- Формовочная масса должна обладать высокой огнеупорностью — не менее 1500 °С;
- Обеспечивать точность литья, в том числе чёткую поверхность отлитой детали зубного протеза;
- Легко отделяться от отливки, не «пригорая» к ней;
- Затвердевать в течение 7—10 мин.;
- Обладать газопроницаемостью — для поглощения газов, образующихся при литье сплавов металлов;
- Иметь коэффициент термического расширения, достаточный для компенсации усадки затвердевающего металла.

При *твердении формовочной массы* литейная форма расширяется в пределах 0,4 %. Дополнительного расширения можно добиться, давая формовочной массе затвердеть в присутствии воды (*гигроскопическое расширение*). Это расширение варьирует от 1,2 до 2,2 %, и его можно контролировать. *Расширение восковой модели* возникает в жидкой формовочной массе, когда воск нагревается до температуры, при которой он моделировался. Тепло может выделяться от химической реакции в формовочной массе или от водяной бани, куда погружена опока. При нагревании формовочной массы в муфельной печи возникает *термическое расширение*.

В литейных лабораториях применяют **гипсовые, фосфатные и силикатные** формовочные массы.

Гипсовая формовочная масса состоит из 20—40 % *гипса* (связующий компонент) и *оксида кремния* (наполнитель). В случае

гипсовых паковочных масс речь идет о смеси модификаций SiO_2 со связующим — полугидратом сульфата кальция ($\text{CaSO}_4 \cdot \frac{1}{2} \text{H}_2\text{O}$) и незначительном количестве других добавок (хлорид натрия — NaCl , борная кислота — H_3BO_3). Затворяющей жидкостью служит вода. Схватывание паковочной массы происходит вследствие реакции между полугидратом сульфата кальция и водой с образованием дигидрата кальция:



В этом процессе порошок SiO_2 распределяется между образующимися кристаллами гипса, и паковочная масса затвердевает. Температура нагрева гипсовых паковочных масс обычно не превышает 750 °С, т.к. при более высокой температуре происходит разложение гипса. Поэтому их применяют в основном для литья благородных сплавов с низкой температурой плавления.

В последнее время гипсовые паковочные материалы применялись в лабораториях довольно ограниченно. Сегодня, в связи со стремительным развитием стоматологии и увеличением количества работ на основе благородных сплавов, они снова возрождаются. На фоне привлекательной цены, простоты обработки, длительности рабочего времени 8—9 минут только они позволяют получить шелковисто-гладкую поверхность и обеспечивать особую легкость распаковки отливок из благородных сплавов. Окись кремния обеспечивает массе необходимую величину усадочной деформации и теплостойкость. Приготовление гипсовой формовочной массы сопровождается увеличением объёма, что используется для компенсации усадки отливки. Например, усадка золотых сплавов, составляющая 1,25—1,3 % объёма, полностью компенсируется расширением формовочного материала. В смесь добавляют также 2—3 % *натрия хлорида* или *борной кислоты* — в качестве регуляторов скорости затвердевания и коэффициента термического расширения. Заменяется масса *на воде* при температуре 18—20 °С. Рекомендуемая температура разогревания формы подобного состава составляет 700—750 °С. Гипсовый формовочный материал применяют для литья изделий из золота, он непригоден для получения отливок из нержавеющей стали, поскольку при температуре плавления нержавеющей стали (1200—1600 °С) гипс разрушается.

Для отливки деталей повышенной точности применяют массу Силаур — 3Б; с целью получения более крупных деталей — Силаур—9. Подобные свойства и назначение имеет масса Кристобалит производства Швейцарии.

В качестве примера гипсовых формовочных материалов известна продукция фирмы «Спофа Дентал» (Чехия).

• Глория специаль — формовочная масса на основе *кварца и твёрдого гипса*, предназначенная для литья сплавов металлов, температура плавления которых не превышает 1000 °С. Материал имеет очень тонкую зернистость. В качестве жидкости используется *вода*. Продолжительность затвердевания около 20 мин. Кювету следует нагревать до 700 °С, при длительном нагреве свыше 800 °С возникает опасность изменения микрокристаллической структуры формовочной массы и как следствие искажения формы.

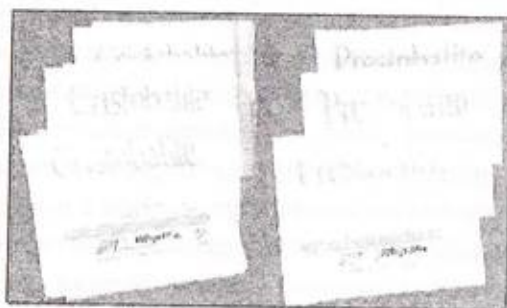


Рис. 7. Гипсовые формовочные массы «Cristobalite» и «Prestobalite» фирмы Whip Mix (США)

• Экспадента — формовочная масса для сплавов благородных металлов. Жидкость — *вода*, продолжительность затвердевания — 15 мин., продолжительность полного затвердевания — 2 часа. Состав массы предусмотрен с таким расчётом, чтобы в критическом температурном интервале между 200—300 °С не произошло внезапного изменения

объёма, что гарантирует компактность формы. Литьё отличается высокой точностью. Похожими свойствами обладает «Cristobalite», «Prestobalite» фирмы Whip Mix (США) (рис. 7).

Фосфатные формовочные материалы состоят из порошка (цинк-фосфатный цемент, молотый кварц, кристобалит, окись магния, гидрат окиси алюминия и др.) и жидкости (фосфорная кислота, вода и др.)

Эти материалы компенсируют усадку при охлаждении нержавеющей сталей. Схватывание фосфатных формовочных масс в зависимости от состава продолжается в среднем 15 мин.

• Силикан (Чехия) (рис. 8) — применяется для литья высокоплавких хромокобальтовых сплавов. В состав входит *фосфатный вяжущий материал, кварц и кристобалит*.

В качестве жидкости можно использовать *воду* в соотношении 1:1, но наиболее целесообразно применение *золь-кремневой кислоты*

(жидкость *Силисан*), т. к. в этом случае литейная форма компенсирует температурные изменения сплава. Применение золь способствует также повышению прочности формы. Замешивание массы рекомендуется производить миксером или на вибростоліке.

• Силикан — F применяется для получения отливок из высокоплавких сплавов. В состав входят чистые сорта *кварца* и жаростойкого вяжущего материала.

• Пауэр Кэст — тонкозернистый, свободный от углерода формовочный материал, создающий безопочным методом литьевую форму, не имеющую трещин. Выдерживает быстрый подъём температуры, легко разбивается, позволяет получить точные отливки с высокой чистотой поверхности. Жидкость для замешивания (входит в комплект) придаёт форме коэффициент термического расширения, соответствующий КТР сплавов неблагородных металлов. Оптимальная концентрация жидкости для безопочного метода литья должна составлять не более 80 %.

• Пауэр Кэст Ринглесс Систем — комплект материалов для бескольцевого литья. Кроме порошка и жидкости, в комплект входят кольца 4 размеров для быстрого удаления матрицы. Для замешивания требуется использование следующих материалов и оборудования: смеситель *Вакумиксер*, шпатель, мерный стаканчик, пластиковая опока и литниковая чаша, формовочный материал и жидкость для его замешивания. Для быстрого выгорания воска Пауэр Кэст опоку можно сразу поместить в горячую печь при температу-



Рис. 8. Фосфатная формовочная масса «Silikan» (Чехия)

ре 700—800 °С, затем поднять температуру до конечной величины и выдержать литевную форму в печи в течение 40 мин. Экономия времени при таком способе составляет приблизительно 80 мин. Литьё сплава производится с помощью кислородно — пропановой горелки или в индукционной печи. При использовании центробежной литейной установки число оборотов составляет 1—2 для отливки коронок и мостовидных протезов из золотого сплава; 2—3 — для золотых каркасов комбинированных мостовидных протезов; 3 — для палладиевых и сплавов неблагородных металлов. Для удаления формовочного материала необходимо его разбить и освободить металлический каркас для последующей пескоструйной очистки оксидом алюминия (50-60 мкм) или в ультразвуковой ванне.

- Вэст — Джи (Япония) — фосфатный паковочный материал, применяемый для любых сплавов металлов. Уменьшенная прочность этого материала позволяет после литья легко отделить отливку от формы. Расширение массы — регулируемое, может быть увеличено до 3,26 % за счёт изменения количества жидкости при замешивании.



Рис. 9. Фосфатная формовочная масса «Fujivest» (Япония)

- Фудживест Супер (Япония) (рис. 9) — фосфатный формовочный материал без содержания углерода. Применяется для литья всех видов сплавов. При работе с этим материалом могут использоваться как стандартные методы прогрева формы, так и специально разработанные для этого материала: Фудживест

может быть помещён прямо в нагретую печь при конечной температуре 800 ± 50 °С, что обеспечивает экономию времени до 2 часов. Такой быстрый прогрев не оказывает влияния на расширение и качество поверхности материала.

- Керамикор (Швейцария) — фосфатная масса для литья любых сплавов металлов.

- Альфакаст № 2 (Германия) — фосфатно-силикатная паковочная масса для литья золотых сплавов.

Силикатные формовочные массы отличаются высокой термостойкостью и прочностью. Кроме *гипса и фосфатов*, в качестве связующих здесь используются *кремниевые гели*. Из органических соединений кремния чаще применяется *тетраэтилорто-силикат*, который легко гидролизуетсся с образованием при прокаливании конечных продуктов в виде двуокиси кремния.

Вязущая жидкость силикатных формовочных масс состоит из смеси *этилового спирта, воды и концентрированной соляной кислоты*, куда постепенно, по каплям введён *этилсиликат*. В качестве порошка применяют *кварц, маршаллит, корунд, кристобалит* и др.

Силикатные формовочные массы отличаются высоким коэффициентом термического расширения. Оптимальное соотношение, обеспечивающее компенсацию усадки формы, составляет 30 г жидкости и 70 г порошка. Время схватывания материала 10—30 мин.

- Формолит служит для отливки зубов и деталей зубных протезов из нержавеющей стали. В комплект входит набор материалов: *молотый пылевидный кварц*, предназначенный для получения огнеупорных оболочек на восковых моделях, *песок формовочный, кислота борная* (наполнители).

- Аурит — масса формовочная огнеупорная для литья золотых сплавов. В состав смеси водят кристобалит и технический гипс. Замешивают на *воде* в соотношении 100 г порошка на 35—40 мл воды. Рекомендуется проводить смешивание на вибростоліке. Время схватывания обмазки — 10—15 мин. Термическое расширение при 700 °С составляет не менее 0,8 %.

- Сиолит — предназначена для получения огнеупорной литейной формы при литье каркасов съёмных и несъёмных протезов из высокотемпературных сплавов. Характеризуется высокими компенсационными и прочностными свойствами. Масса состоит из порошка и жидкости. Порошок — смесь кварцевого песка, фосфатов и периклаза. Жидкость — силиказоль. Порошок замешивается с жидкостью в резиновой колбе на вибростоліке в соотношении 100:18-20. Затем на вибростоліке устанавливают металлическую опоку с восковой заготовкой и проводят заполнение опоки формовочной смесью. Затвердевание происходит в интервале 10—30 мин. Через



Рис. 10. Силикатная формовочная масса Wirovest (Германия)



Рис. 11. Силикатная формовочная масса Wiroplus (Германия)



Рис. 12. Силикатная формовочная масса Deguvest HFG (Германия)

2 часа керамическая форма устанавливается в холодную муфельную печь. В интервале от 20 до 400 °С и от 600 до 800 °С подъем температуры можно производить с любой скоростью, в интервале от 400 до 600 °С. Скорость нагрева должна быть не менее 1 ч. При конечной температуре 800 °С литейную форму необходимо выдержать 40—60 мин. Затем проводится литье металла в готовую форму, а через 1 час после этого готовая деталь извлекается из опоки.

• Вировест (Германия) (рис. 10) — пакочная масса для бюгельного протезирования, возможны 2 варианта использования: замешивание на воде (твёрдость 140 Н/мм²) или замешивание с прилагаемой в комплекте жидкостью (твёрдость 180 Н/мм²).

• Вироплюс (Германия) (рис. 11) — более твёрдая масса (твёрдость 190 Н/мм²), рекомендуется для изготовления каркасов бюгельных протезов.

Дегувест HFG (рис. 12) — фосфатосодержащая точная формовочная масса фирмы «Дегусса» (Германия) для литья каркасов металлокерамических протезов из благородных сплавов металлов. Разводится специальной жидкостью, от концентрации которой зависит степень расширения.

Соотношение порошка и жидкости при замешивании составляет 100:14. Вре-

мя схватывания 12 мин., общее расширение от 1,2 до 2,0 %. Образуется гладкая поверхность отливок.

Формовочная масса подбирается индивидуально в зависимости от сплава, типа литейной установки и метода литья.

2.3. ВОСКИ, ПРИМЕНЯЕМЫЕ НА ЭТАПАХ ЛИТЬЯ СПЛАВОВ МЕТАЛЛОВ

Воски — одни из старейших материалов, применяемых при протезировании зубов в стоматологии. Например, пчелиный воск начали применять для снятия оттисков более 200 лет назад. В современной стоматологии восковые композиции нашли широкое применение во многих случаях. Их используют в качестве вспомогательных материалов при изготовлении вкладок, коронок, штифтов, мостовидных и съёмных протезов.

Стоматологические воски классифицируют в зависимости от назначения:

1) базисные — обладают высокой пластичностью, хорошо формуется в разогретом состоянии, хорошо обрабатываются инструментом, после легкого оплавления над пламенем горелки имеют гладкую поверхность, обладают небольшим остаточным напряжением при охлаждении, полностью и без остатка вымываются кипящей водой из гипсовых форм. Применяются для моделирования базисов съёмных протезов, ортодонтических аппаратов и индивидуальных ложек, изготовления восковых базисов с окклюзионными валиками (шаблонов) (рис. 13, 14);

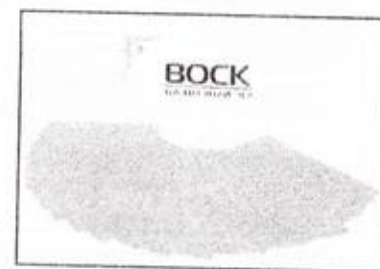


Рис. 13. Воск базисный — 02 фирмы «Стома» (Россия)



Рис. 14. Воск базисный фирмы «BEGO» (Германия)

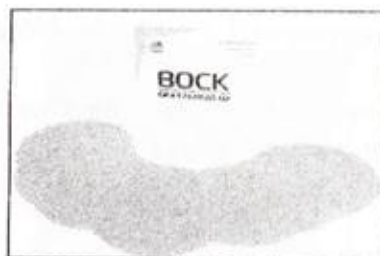


Рис. 15. Воск бюгельный — 02 фирмы «Стома» (Россия)



Рис. 16. Воск бюгельный фирмы «BEGO» (Германия)

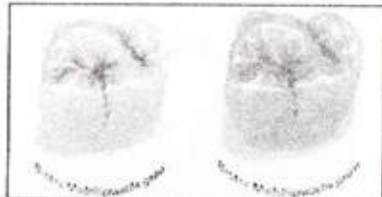


Рис. 17. Моделировочный воск фирмы «Biotec» (серый и зелёный) (Германия)

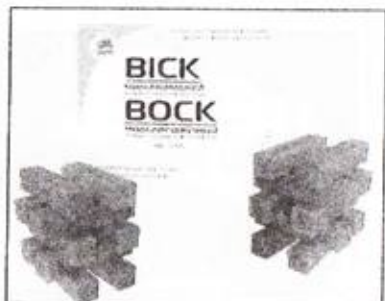


Рис. 18. Моделировочный воск фирмы «Стома» (Россия)

2) бюгельные — обладают большей, по сравнению с базисными восками, пластичностью; Применяются при моделировании каркасов бюгельных протезов (рис. 15, 16);

3) моделировочные для несъемных протезов и вкладок — отличаются малой тепловой усадкой и не меняют своих свойств при неоднократном расплавлении, фактически полностью выгорают в процессе подготовки формы к литью (зольность не превышает 0,05 %); В зависимости от конкретных видов моделировочных работ различают погружные, пришеечные моделировочные восковые композиции, воска для фрезерных работ (рис. 17, 18, 19);

а) погружной воск — разновидность моделировочных восков. Предназначен для изготовления восковых колпачков с равномерной толщиной стенок способом погружения, или «окунания» модели культи зуба в расплавленный воск (используя воскотопку) (рис. 20);

б) воск пришеечный — разновидность моделировочных восков, предназначен для уточнения контура шейки зуба при моделировании цельнолитых коронок, полукооронок, вкладок (рис. 21);

4) профильные (литниковые, литьевые) — легко соединяются с восковыми моделями, образуя прочное соединение, не вступающее в реакцию со связующими и огнеупорными массами,



Рис. 19. Воск моделировочный ЛАВАКС фирмы «Стома» (Россия) для изготовления штифтово — культевых вкладок прямым методом



Рис. 21. Моделировочный воск для пришеечной области фирмы «Biotec» (Германия)



Рис. 20. Погружной воск фирмы «BEGO» (Германия)



Рис. 22. Восковая проволока для литников фирмы «BEGO» (Германия)

выплавляются и сгорают без остатка при нахождении в муфельной печи; используются для создания литниково-питающей системы при литье металлических деталей зубных протезов (рис. 22). Различают следующие виды литниковых каналов:

- а) восковая проволока круглая
- б) восковая проволока квадратная
- в) стержни из тогуплавкого воска
- г) в виде плоских профилей
- д) готовые профили с «депо» металла

5) липкие (клеящие) — как правило, темного цвета (должны легко выделяться на светлых гипсовых материалах), обладают хорошей адгезией к металлу и пластмассам, необходимой прочностью, высокой температурой плавления. Применяются для соединения различных элементов конструкций зубных протезов (рис. 23).



Рис. 23. Воск липкий для зуботехнических работ фирмы «Стома» (Россия)

Для облегчения процесса моделировки и экономии времени используют восковые заготовки. Формы шаблонов предполагают изготовление индивидуальных кламмеров для каждой группы зубов (рис. 24).

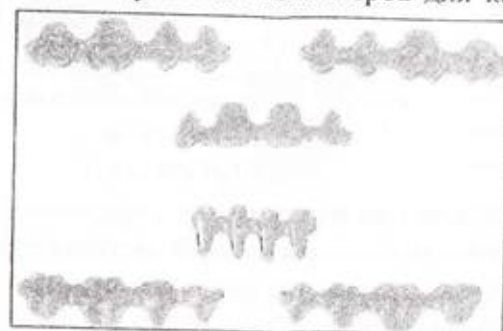


Рис. 25. Восковые заготовки

Так же выпускают готовые промежуточные звенья для изготовления фронтальных и боковых мостовидных протезов с последующей облицовкой пластмассой или керамикой (рис. 25). Понятно, что от качества восковой модели зависит качество и прежде всего точность отлитых зубных протезов. Поэтому так важны свойства восковых моделировочных материалов, обеспечивающие точность модели, не допускающие размерных изменений и искажений формы в процессе моделирования, проведения примерок и изготовления по восковой модели формы. К основным свойствам моделировочных восков, обеспечивающих необходимую точность моделей относятся:

- 1) малая усадка при охлаждении воска ($<0,1 - 0,15\%$ объемн./ 1°C в диапазоне от 90 до 0°C);
- 2) хорошая пластичность в интервале температур $41-55^{\circ}\text{C}$;

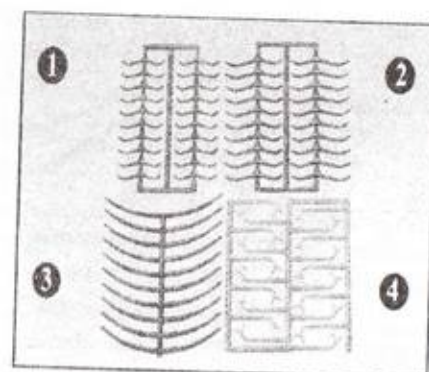


Рис. 24. Формы шаблонов кламмеров:

- 1 — для премоляров; 2 — для моляров;
3 — для круглых кламмеров;
4 — Бонихард кламмеры

- 3) достаточная твердость при температуре $37-40^{\circ}\text{C}$, обеспечивающая сохранность формы модели в условиях полости рта;
- 4) отсутствие липкости и расслоения в процессе обработки;
- 5) отсутствие заметной зольности, другими словами, исключение образования налета или нагара на стенках формы после выжигания восковой модели;
- 6) однородность при размягчении, отсутствие расслаивания;
- 7) исключение окрашивания гипсовой модели;
- 8) восковой слой должен держаться на модели и срачиваться с предварительно нанесенным слоем материала;
- 9) моделировочные воски должны быть окрашены в яркие контрастные цвета, облегчающие процесс моделирования.

Основные из перечисленных требований введены в раздел «Технические требования» проекта национального стандарта ГОСТ Р для воска зуботехнического моделировочного, соответствующего международному стандарту № 1561 «Dental casting Wax». Свойства восков, обеспечивающие их способность к моделированию, хорошую пластичность и достаточную твердость в определенных температурных интервалах, установлены в стандартах в виде норм показателей текучести (табл. 4), а показатель зольности данных восков по требованиям стандартов не должен превышать величину $0,1\%$. Воск для вкладок типа I — твердый, и его применяют для изготовления вкладок прямым методом. Воск типа II мягкий, и его используют для изготовления восковых вкладок непрямым или косвенным методом на моделях.

Таблица 4

Нормы для показателя текучести для моделировочных восков при определённой температуре (нормы проекта ГОСТ Р ИСО 1561)

ТЕМПЕРАТУРА, $^{\circ}\text{C}$	ПОКАЗАТЕЛЬ ТЕКУЧЕСТИ, %			
	ТИП 1		ТИП 2	
	не менее	не более	не менее	не более
30,0	—	1,0	—	—
37,0	—	—	—	0,1
40,0	50,0	—	—	20,0
45,0	70,0	90,0	70,0	90,0

В зависимости от конкретного назначения изменяется состав зуботехнического воска, а точнее восковой композиции. Но независимо от этого основой моделировочных материалов служат воски — органические полимеры, состоящие из углеводов и их производных (например, эфиров и спиртов). Средняя молекулярная масса восков колеблется от 400 до 4000, что существенно ниже молекулярной массы акриловых полимеров. Стоматологические воски представляют собой смеси натуральных (например, парафина, пчелиного, карнаубского, спермацетового восков, церезина) и синтетических восков, а также природных полимеров (например, даммаровой смолы), с добавлением масел и жиров (например, стеариновой кислоты), камеди (гуммиарабика) и красителей.

Натуральные воски могут иметь минеральное (продукты переработки нефти), растительное и животное происхождение. Парафин — это относительно мягкий воск с низкой температурой плавления (от 50 до 70 °C). Этот минеральный воск получают из очищенной сырой нефти, его используют в восковых композициях для вкладок и для моделирования мостовидных зубных протезов. При обработке парафин расслаивается и не дает гладкой блестящей поверхности, добавка к парафину даммаровой смолы исключает его расслаивание и растрескивание, увеличивает плотность, упругость и придает композиции гладкую блестящую поверхность.

Пчелиный воск отличается хрупкостью, он плавится в диапазоне температур от 60 до 70 °C. Этот воск получают из продуктов жизнедеятельности пчел — сот, его добавляют в состав многих восков, которым он придает необходимую текучесть при температуре полости рта. Для уменьшения текучести, придания поверхности блеска вводится в оптимальном количестве карнаубский воск, но избыток его может приводить к коагуляции — выпадению хлопьев при плавлении смеси. Карнаубский воск — воск растительного происхождения, который добывают из карнаубских пальм, он имеет высокую твердость, жесткость. Плавится карнаубский воск при более высоких температурах (от 65 до 90 °C). Его добавляют к парафину, чтобы повысить его жесткость и температуру плавления. В современных зуботехнических восках карнаубский воск частично заменяют синтетическими восками.

Синтетические воски имеют определенную температуру плавления и их смешивают с натуральными восками. Примером синтетического воска является низкомолекулярный полиэтилен. Свойства природных восков в большой степени зависят от источника их получения, это учитывается разработчиками и производителями зуботехнических восковых композиций. В отличие от них синтетические воски более однородны по составу.

Микрокристаллические воски плавятся при более высоких температурах (от 65 до 90 °C) и их добавляют для регулирования температурных областей, в которых восковые композиции размягчаются и плавятся. С их помощью снижают напряжения, которые возникают в воске при охлаждении. Микрокристаллические воски получают из нефти.

Окраска восков различными жировыми красителями (красный, синий, зеленый, желтый, розовый) облегчает моделировку на белом фоне модели и часто определяет назначение воска.

Свойства зуботехнических восков зависят не только от состава, но и от технологии изготовления. При несовершенной технологии или ее нарушении получают воски с напряжениями и большой релаксацией. Создание восков со стабильными свойствами (по показателям пластичности, температуры плавления, текучести и др.) значительно затруднено вследствие того, что компоненты — природные воски — не имеют строго постоянного качественного и количественного состава. Это приводит к тому, что сплавление восков в определенных пропорциях часто не обеспечивает воспроизводимости свойств композиции. Использование синтетических восков со стабильными характеристиками в качестве компонентов позволяет до некоторой степени решить эту проблему.

Интересным и относительно недавним новшеством является создание моделировочных материалов, в составе которых воски отсутствуют. Их часто называют моделировочными пластмассами. Для изготовления моделей литых металлических протезов, керамических конструкций и высокоточных прецизионных аттачменов можно использовать моделировочные материалы из светоотверждаемых полимеров (например Triad VLC, Palavit GLC). Эти материалы выпускаются в виде паст или жидкостей высокой и низкой вязкости, основой их состава является диуретановый мета-

крилатный олигомер, в который вводят от 40 % до 55 % полимерного наполнителя.

Полимерные моделировочные материалы характеризуются более высокой прочностью и стабильностью из-за низкой текучести по сравнению с традиционными восками, хорошей размерной точностью и способностью выгорать без остатка. Сравнение краевого прилегания коронок, изготовленных по моделям из моделировочной пластмассы и вкладочного воска, показало их идентичное качество.

Модель изготавливается из полимерного моделировочного материала путем последовательного нанесения слоев по 3—5 мм, которые отверждают в световой камере или с помощью ручного светоотверждающего аппарата. Полимер полностью выжигается из формы перед литьем при выдержки формы при температуре 690 °С в течение 45 минут.

В состав восков могут входить как кристаллические, так и аморфные компоненты, каждый из которых характеризуется своим массово-молекулярным распределением. Поэтому воски плавятся в очень широком температурном диапазоне, а не при одной определенной температуре.

Воски имеют самый высокий коэффициент термического расширения по сравнению с любым другим материалом. Высокий коэффициент термического расширения — это один из недостатков этих моделировочных материалов, обусловленный самой полимерной природой воска. В результате могут возникнуть значительные размерные изменения отливок и плохая фиксация литых протезов, если бы не применялась технология компенсации размерных изменений с помощью расширения формовочных материалов, а также другими способами, например, применением компенсационных лаков. Суммарная усадка воска при его охлаждении от температуры плавления, когда воск находится в жидком состоянии, до комнатной, при которой воск становится твердым, может достигнуть такой значительной величины, как 0,4 %, в которую входит усадка при затвердевании и усадка, вызванная охлаждением до комнатной температуры уже затвердевшего воска.

Текучесть воска в твердом состоянии определяет его способность к деформации под действием слабых сил (табл. 4). Такое свойство иначе называется ползучестью. При повышении температуры и увели-

чении силы текучесть повышается. При температуре близкой к температуре размягчения воск может течь под собственным весом. В жидком расплавленном состоянии текучесть воска характеризуется показателем вязкости, а в твердом — является мерой пластической деформации за определенный период времени. Для вкладочного воска типа I необходима текучесть, чтобы точно воспроизвести рельеф препарированной полости зуба. Однако, при охлаждении до комнатной температуры текучесть восковой вкладки должна быть минимальной, чтобы свести к минимуму искажения полученной модели.

Частично воски проявляют упругие свойства и способность возвращаться к исходной форме после снятия деформирующей нагрузки. Прямая восковая полоска, согнутая наподобие хомута, способна самопроизвольно медленно выпрямляться при комнатной температуре. Искажения могут возникать из-за действия остаточных напряжений, возникших из-за неравномерного нагрева воска. Существует два способа снизить до минимума искажения восковых моделей.

Первый заключается в том, что воск для технологии прямого моделирования, например, вкладки, должен быть предварительно равномерно прогрет при температуре 50 °С в течение 15 минут.

Второй — восковую модель следует быстро заливать формовочным материалом. Жесткие стенки формы из отвердевшего формовочного материала сжимают образец и снижают степень искажений, которые могут возникнуть в нем из-за действия восстанавливающих и остаточных напряжений. Кроме того, если невозможно залить восковую модель формовочным материалом немедленно после изготовления, то ее следует хранить при пониженной температуре. Это объясняется тем, что упругое восстановление замедляется при низкой температуре. Но следует помнить — если восковая модель хранилась в холодильнике, ее надо выдержать перед заливкой формовочным материалом, чтобы она прогрелась до комнатной температуры. Важно, чтобы после выжигания восковой модели, при применении технологии литья по выплавляемым моделям, в форме не было остатков моделировочного материала, золы. Этот остаток будет мешать получению качественной отливки с совершенными, полностью воспроизведенными краями. Именно поэтому стандарты для моделировочных материалов включают норму для показателя зольности.

Таблица 5

**Примеры зуботехнических восков, предназначенных
для моделирования несъемных зубных протезов
различных конструкций**

НАИМЕНОВАНИЕ, ФИРМА-ПРОИЗВОДИТЕЛЬ, СТРАНА	ФОРМА ВЫПУСКА	НАЗНАЧЕНИЕ
Воск моделировочный ОАО «Медполимер», С.-Петербург, Россия	Брусочки синего цвета, масса 60 г	Для моделирования коронок, фасеток, штифтовых зубов, промежуточных единиц мостовидных протезов
Воск профильный ОАО «Медполимер», С. Петербург, Россия	Восковая проволока и лента различных диаметров и толщин	Для моделирования бюгельных протезов
Воск моделировочный Предприятие «Радуга-Р», Воронеж, Россия	Конус контрастного цвета, отличающегося от цвета слепка, оболочек рта, масса 40 г	Для вкладок, коронок, литых клиннеров, дуг и каркасов бюгельных и мостовидных протезов для литых по выплавляемым моделям
Воск погружной Предприятие «Радуга-Р», Воронеж, Россия	Гризулы, масса 150 г	Для изготовления восковых копировок с равномерной толщиной стенок способом погружения
Воск прищепный Предприятие «Радуга-Р», Воронеж, Россия	Конус, масса 40 г	Для уточнения цвета зуба при моделировании цельнокоронки коронок и каркасов мостовидных протезов
Восковая нить Предприятие «Радуга-Р», Воронеж, Россия	Проволока, намотанная на катушку 4-х размеров зеленого цвета 2, 2,5, 3, 4 мм	Для создания литниковых каналов системы при отливке протезов из металлических сплавов
Воск моделировочный Ладакс АО «Стомат», Украина	Палочки зеленого цвета, общей массой 20 г	Для моделирования коронок, комбинированных коронок, металлопластмассовых фасеток, штифтовых зубов, полукоронок, вкладок непрямым методом
Воск моделировочный для мостовидных протезов АО «Стомат», Украина	Восковые палочки синего цвета, 20 шт., общей массой 55 г	Для моделирования промежуточных звеньев мостовидных протезов
Комплект восков моделировочных Модевакс АО «Стомат», Украина	Восковые палочки разного цвета массой 60 г Воск красный — низкой твердости, $T_{пл} = 55^\circ\text{C}$; воск синий — средней твердости, $T_{пл} = 56^\circ\text{C}$; воск зеленый — твердый, $T_{пл} = 57^\circ\text{C}$	Для моделирования цельнокоронки протезов; красный воск для моделирования прищепной части протеза и коронок, синий — для промежуточной части протеза, зеленый — для моделирования коронок
Воск бюгельный-62 АО «Стомат», Украина	Набор пластинок двух размеров общей массой — 100 г	Для создания промежуточных пространств при моделировании каркасов бюгельных протезов
Воск профильный Восколит-93 АО «Стомат», Украина	Набор восковых палочек зеленого цвета общей массой 65 г	Для моделирования каркасов бюгельных протезов
Воск литевой Восколит АО «Стомат», Украина	Восковые цилиндрические палочки массой 150 г Восколит-1 — палочки гибкие при 20–30 $^\circ\text{C}$; Восколит-2 — жесткие	Для создания литниковых каналов системы при отливке металлических элементов зубных протезов; Восколит-1 — при отливке на отнуларной модели; Восколит-2 — вне модели
Воск Ферриодент твердый-62 АО «Стомат», Украина	Пластины воска общей массой 140 г	Для моделирования цельнокоронки бюгельных протезов
Воск Geo Avantgarde моделировочный «Reinfert», Германия	Блоки разных цветов и прозрачности, массой 25 г	Для моделирования несъемных мостовидных протезов
Воск Geo прищепный «Reinfert», Германия	Блок красного цвета, прозрачный, массой 25 г	Для моделирования прищепной области цельнокоронки коронок
Восковая проволока «Reinfert», Германия	Проволока диаметром от 1,5 до 5 мм, общей массой 250 г	Для создания литниковой системы при отливке протезов из металлических сплавов

В настоящее время существует мнение, что работа техника с восковыми материалами при моделировании с использованием открытого пламени требует от него большого опыта и богатой интуиции для получения моделей высокого качества. Если техник не обладает таким опытом, то существует опасность перегрева моделировочного воска, разрушения ряда существенных компонентов состава восковой композиции, при этом усадка при охлаждении может значительно увеличиться. В связи с этим представляет интерес применение электрошпателей для изготовления восковых моделей, позволяющие соблюдать точные температурные параметры для моделировочных восков каждого типа. Некоторые фирмы, выпускающие электрошпатели, снабжают их набором инструментов для моделирования, а иногда и восками, специально предназначенными для работы с электрошпателем.

Стоматологические воски выпускаются как российскими так и зарубежными производителями в самой разнообразной форме: в виде блоков или в массе, в виде заготовок различной, в том числе и анатомической формы. Литые воски могут поступать на рынок в виде листов, стержней, в виде восковой проволоки для литниковой системы, а также в массе. Выпускаются также заготовки в виде определенных элементов несъемных зубных протезов, элементов частичных съемных и бюгельных протезов (табл. 5).

ГЛАВА 3

ТЕХНОЛОГИЯ ЛИТЬЯ В ОРТОПЕДИЧЕСКОЙ СТОМАТОЛОГИИ

Литьё — это процесс производства фасонных отливок путём заполнения жидким металлом заранее приготовленных форм, в которых металл затвердевает.

В ортопедической стоматологии требования к точности отлитых конструкций особенно высоки: точность — не менее 0,25 % номинала, качество литья определяет успех всего лечения, даёт возможность получить зубной протез, отвечающий всем требованиям современной стоматологии. Высокоточное литьё — это не только продукт дорогой литейной установки, не показатель мастерства одного врача, техника или инженера — литейщика. Это целый комплекс спланированных, совместных их действий, опирающихся на строгое соблюдение методики технологического процесса, знание законов физики, химии, биомеханики, материаловедения. Это оснащённость клиники и лаборатории оборудованием и материалами, дающими возможность достичь намеченной цели.

3.1. МЕТОДЫ ЛИТЬЯ

Для получения металлических деталей посредством литья используют следующие методы:

1. Метод литья по выплавляемым моделям из моделировочного воска в формах из огнеупорного материала.
2. Метод литья по выплавляемым моделям на огнеупорных моделях, помещённых в формы из огнеупорного материала.

3.2. ЭТАПЫ ЛИТЬЯ

После создания восковой репродукции зубного протеза современное литьё включает следующие этапы:

1. Установка литникообразующих штифтов и создание литниковой системы.
2. Создание огнеупорного облицовочного слоя.
3. Формовка моделей огнеупорной массой в муфеле.
4. Выплавление воска.
5. Сушка и обжиг формы.
6. Плавка сплава.
7. Литьё сплава.
8. Освобождение деталей зубных протезов от огнеупорной массы и литниковой системы.

При литье в ортопедической стоматологии крайне важно предотвратить усадку сплавов и восковых композиций. Все восковые композиции и сплавы металлов при переходе из жидкого состояния в твёрдое дают усадку. Усадка восковых композиций колеблется от 0,5 до 2 % объёма, у различных сплавов металлов следующая:

- Нержавеющая сталь даёт усадку до 1,25 % первоначального объёма (до 2,2 % у толстостенных изделий).
- Золотые сплавы — до 1,25 % (несколько меньше усадка у сплавов золота с платиной)
- Серебряно-палладиевые сплавы — до 2 %.

Для уменьшения усадки восковых композиций в них вводят карнаубский и монтанный воски, стараются моделировать детали не из расплавленного воска, а из размягчённого. Усадку сплавов компенсируют с помощью специальных компенсационных формовочных масс, имеющих двойной коэффициент расширения:

- 1) расширение в процессе затвердевания — до 1 %;
- 2) расширение при нагревании до 0,75 % (что свойственно всем телам).

Можно использовать компенсационный лак для покрытия гипсовых штампов. С помощью растворителя можно индивидуально регулировать текучесть, в результате чего образуется равномерная толщина слоя лак и гладкая поверхность. Лак хорошо держится на гипсовых поверхностях. Например, у лака Pico-Fit (рис. 26) имеются 4 цвета: серый, зелёный, красный, голубой. Цвета следует комбинировать. Сначала нанести серебряный лак, дать ему просохнуть. Затем наносится золотой лак. Общая толщина слоя у неразбавлен-

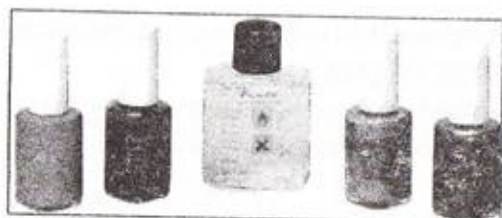


Рис. 26. Компенсационный лак Pico-Fit (Германия)

ного лака около 14—20 микрон. Участки помех становятся видимыми благодаря смещению серебряного лака, не повреждая при этом модель. Pico-Fit красный даёт хороший контраст на гипсе любого цвета. Толщина слоя у неразбавленного лака около 12—15 микрон. Pico-Fit голубой обеспечивает сильный контраст на гипсе большинства цветов. Толщина слоя у неразбавленного лака около 12—15 микрон. Перед нанесением лака отпрепарированную границу можно закрепить секундным клеем Liquicof. За счёт этого поверхность будет устойчивой к механическим и термическим нагрузкам. Тонкие участки штампа также сохраняются.

Чем лучше уравнивается процент усадки восковых композиций и сплавов металлов расширением формовочных масс и компенсационным лаком, тем точнее и качественнее литье.

3.2.1. Моделирование и установка литникообразующих штифтов, создание литниковой системы

Литниковая система (рис. 27) представляет собой каналы, по которым расплавленный металл подводится к восковым деталям зубных протезов. Она создается путем подвода к будущей отливке (рис. 28) литникообразующих штифтов (рис. 29а, 29б), которые могут быть металлические, восковые или металлические, дополненные восковыми. Построение литниковой системы в точном литье по выплавляемым моделям определяется следующими принципами:

- Все участки отливки должны находиться в равных условиях при литье.
- Все толстостенные участки отливки должны иметь дополнительное депо жидкого металла для устранения усадочных раковин, рыхлости и пористости в металле.
- К тонким участкам отливок должен быть подведен наиболее горячий металл.



Рис. 27. Литниковая система

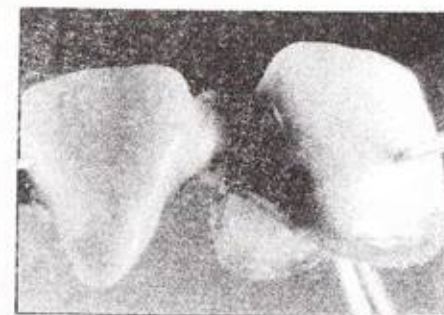
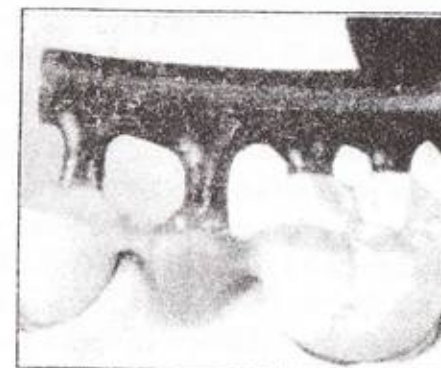


Рис. 28. Смоделированная деталь



а



б

Рис. 29. Установка литникообразующих штифтов

Общеизвестно, что длина и диаметр литевого канала, его направление и расположение имеют огромное значение для получения качественного литья.

Направление литевых каналов должно соответствовать направлению полого пространства, чтобы расплавленному металлу не приходилось резко менять направление. Расплавленный металл по возможности должен течь от широких участков к тонким. Если деталь имеет несколько толстостенных участков, связанных посредством тонкостенных, то каждый толстостенный участок должен иметь свой литевой канал (литникообразующий штифт). Толщина литникообразующего штифта колеблется от 1,5 мм до 3—4 мм и прямопропорциональна толщине и протяженности детали зубного протеза.

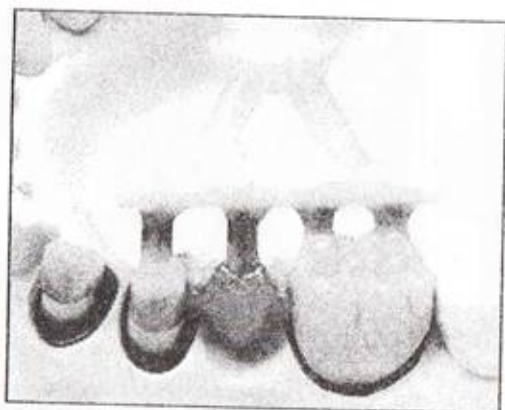


Рис. 30. Установка литников на каркасы

Когда приходится отливать сразу много деталей приблизительно одного и того же объема, штифты устанавливают следующим образом: на центральный металлический штифт диаметром 3—4 мм в разных направлениях «елочкой» приклеивают восковые штифты диаметром 1,5—2 мм и длиной 0,5 см, затем к каждому восковому штифту подводят смодели-

рованную деталь (рис. 30) и слабо разогретым шпателем, расплавляя воск штифта (а не модели), приклеивают к восковому штифту.

Восковые штифты устанавливают в случае литья на огнеупорных моделях и в дополнение к металлическим штифтам; эти штифты удобны тем, что они могут быть подведены к любому участку детали и под любым углом, в то время как металлический штифт в эти участки подвести нельзя из-за невозможности его удаления перед отливкой из затвердевшей формовочной массы. Если отливают деталь сложной конфигурации, разнотолщинную по протяженности (каркасы бюгельных протезов), то восковые литникообразующие штифты устанавливают не прямые, а несколько закрученные. Такое расположение литников препятствует деформации отливаемой детали при затвердевании металла и охлаждении кофеты.

После установки литниковой системы приступают к созданию литейной формы.

3.2.2. Нанесение огнеупорного облицовочного слоя

Литейные формы изготавливают из формовочных смесей, в состав которых входят гипс, огнеупорные (маршаллит, корунд, кварц) и связующие вещества, или специальные огнеупорные массы.

Формы в точном литье делают двухслойными. Внутренний слой формы называется облицовочным. Он непосредственно соприкасается с расплавленным металлом, поэтому к нему предъявля-

ются жесткие требования: он должен быть высокоогнеупорным, прочным, газопроницаемым и точно копировать модель.

Назначение наружной части формы — упрочить облицовочный слой, но требования к ней предъявляются аналогичные: газопроницаемость, прочность, огнеупорность.

Все облицовочные материалы в точном литье по выплавляемым моделям состоят из порошка — наполнителя и жидкости — связующего компонента.

В качестве наполнителя для облицовочного слоя формы применяют огнеупорные материалы, представляющие собой мелкодисперсный порошок (огнеупорность не менее 1580 °С):

- маршаллит (мелкий помол природного кварцита SiO или чистого кварцевого песка);
- корунд (окись алюминия);
- электрокорунд;
- плавленный кварц.

Все вышеперечисленные материалы не обладают пластичностью, поэтому в состав облицовочных масс вводят связующие компоненты — высокомолекулярные кремнистые соединения этилсиликат и жидкое стекло.

Этилсиликат — сложное кремнийорганическое соединение. Смешанное с наполнителем, оно покрывает модель тонкой эластичной пленкой, которая после высыхания приобретает необходимую механическую прочность и высокую огнеупорность при весьма чистой поверхности.

Жидкое стекло состоит из окисей щелочных металлов и кремнезема с содержанием последнего 28—34 %.

Раствор составляют в следующих объемных соотношениях: жидкого стекла — 32 %, 7%-го раствора соляной кислоты — 8 %, дистиллированной воды — 60 %. Выпавшая творожистая масса постепенно сама растворяется в течение 24 часов.

Составы облицовочного слоя со связующим компонентом на основе этилсиликата:

1) Облицовочный слой со связующим этилсиликатом, растворенным в спирте: 1 часть гидролизованного этилсиликата, 2 части маршаллита;

2) Облицовочный слой со связующим этилсиликатом, растворенным в ацетоне: 30 % этилсиликата, 70 % маршаллита.

Процесс изготовления облицовочного слоя состоит в следующем. Техник берет рукой модель за литниковую систему и погружает в сосуд с подготовленной смесью наполнителя и связующего вещества. Для нанесения первого слоя блок погружают в сосуд 3—6 раз. После последнего погружения излишкам смеси дают стечь с блока, для чего его поворачивают над сосудом. Смесью должна равномерно покрывать все участки деталей. Как только излишек массы стечет с моделей, быстро и аккуратно обсыпают модель сухим кварцевым песком для того, чтобы закрепить нанесенную облицовку и предупредить ее стекание с отдельных участков.

Сушка облицовочного слоя проводится при температуре 20—22 °С в течение 1,5—2 часов или под слегка нагретой воздушной струей в течение 40—50 мин.

В настоящее время предложены тонкие облицовочные массы (например, «Виропайнт Плюс» от БЕГО), обеспечивающие очень гладкую, свободную от пузырьков поверхность отливки. Они всегда наносятся быстро влажной кисточкой. Пока облицовочный слой не начал подсыхать, модель незамедлительно пакуется.

3.2.3. Формовка модели огнеупорной массой в муфеле

Подготовку к формовке и формовку ведут в следующем порядке:

- 1) установка облицовочных моделей на подопочный конус;
- 2) подбор литейной кюветы (опоки);
- 3) укрепление кюветы на конусе;
- 4) заливка формовочными смесями.

Форма конуса играет большую роль в процессе литья. Размер конуса определяет размер образуемой воронки, где плавится металл. Невысокий конус, равно как и высокий, приводят к получению детали с недоливами или ухудшенной структурой.

В получении качественного литья важную роль играет расположение отливаемой детали в литейной кювете. Отливаемая деталь должна располагаться вне зоны так называемого центра тепла кюветы. Такое расположение обеспечивает начало охлаждения ли-

тья именно с отливаемой детали. Таким образом, правильному подбору кюветы следует уделять большое внимание.

Кювету с подопочным конусом и укрепленной на нем деталью устанавливают на вибростол и заполняют на всю высоту формовочной массой (рис. 31).

В настоящее время широкое распространение получило литье на огнеупорных моделях. (Глава 4.)

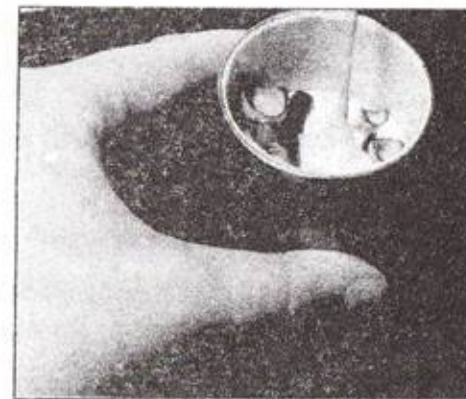


Рис. 31. Паковочная масса заливается тонкой струей с высоты 20—30 см

3.2.4. Выплавление воска

После того, как формовочная масса затвердеет, кювету освобождают от подопочного конуса. Выплавка воска проводится в муфельных печах (см. глава 6) при начальной температуре 40—60 °С, которая медленно, в течение часа поднимается до 100—150 °С. Муфели не должны касаться стенок печи (рис. 32). При этом воск расплавляется и вытекает.

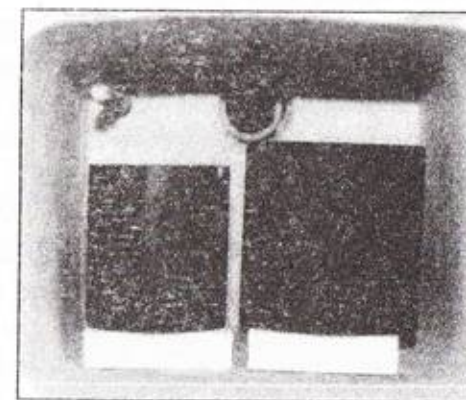


Рис. 32. Расположение муфелей.

3.2.5. Сушка и обжиг литейной формы

Так как форма содержит влагу, то процессу обжига предшествует сушка. Ее следует проводить медленно при температуре 100—150 °С. После этого температуру муфельной печи постепенно в течение 2 часов доводят до 800—850 °С, проводя обжиг формы. Обжиг необходим для выжигания остатков воска, повышения газопроницаемости формы, получения необходимого теп-

лового расширения формы и создания высокой температуры внутри формы и литниковой системы, а так же для лучшей текучести металла и заполнения тонкостенных участков формы. Обжиг формы ведут до тех пор, пока стенки литниковых каналов не станут красными.

3.2.6. Плавление сплавов металлов

Сплавы, применяемые в ортопедической стоматологии, можно разделить на три группы в зависимости от температуры плавления:

1. Сплавы с температурой плавления до 300°C (легкоплавкие сплавы на основе олова).
2. Сплавы с температурой плавления до 1100°C (сплавы на основе золота).
3. Сплавы с температурой плавления выше 1200°C (нержавеющая сталь, КХС и др.).

Плавление сплавов первой группы осуществляется в металлическом ковшике над пламенем спиртовки или газовой горелки. Для плавления сплавов второй и третьей групп требуется специальная аппаратура (напр., высокочастотная печь, см. глава 6.), позволяющая достигать высокой температуры.

Принцип работы высокочастотной печи — индукционный нагрев металла токами высокой частоты. Расплавляемый металл помещается в электромагнитное высокочастотное поле индуктора. При этом в слитке металла индуцируются переменные токи высокой частоты. В связи с большой плотностью индуцированных токов на поверхности слитка происходит быстрый нагрев и расплавление металла.

Инфракрасная система температурного контроля, которой снабжено большинство современных литейных аппаратов, поддерживает температуру, близкую к точке плавления сплава и обеспечивает тем самым равномерное прогревание заготовки. После установки прогретого тигеля инфракрасная система переключается на максимальную температуру. Температура литья достигается в течение нескольких секунд. Таким способом обеспечивается предельно короткое время перед литьем.

3.2.7. Литье сплавов металлов

Литье может производиться как в специальных литейных аппаратах, так и в аппаратах, сочетающих плавку и литье металла (см. глава 6).

Для того, чтобы металл заполнил полость формы, образовавшейся после выплавки воска, следует создать давление на металл. В зависимости от характера получаемого давления на металл различают следующие методы литья:

- Литье под давлением и центробежное литье.
- Вакуумное литье.

Литье под давлением и центробежное литье основаны на создании давления на металл извне. Это литье дает более плотные отливки. При вакуумном литье сплав стекает в полость формы под силой тяжести собственного веса, исключая пористость, недоливы и усадочные раковины.

3.2.8. Извлечение отлитых деталей из огнеупорной массы и литниковой системы

После завершения процесса литья опоку охлаждают на воздухе. При литье деталей из нержавеющей стали зачастую наблюдается достаточно плотное прилипание облицовочного слоя к металлу. Для очистки деталей используют раствор кислоты или щелочи или прибегают к очистке с помощью ультразвука в специальной ванне или пескоструйного аппарата с высоким давлением.

Обработку начинают с удаления литников (рис. 33). У стальных и хромокобальтовых деталей это производится на моторе карборундовым диском. Обработку золотых деталей ведут очень осторожно, литники обрезают надфилем или борами, ими же ведут и обработку металла.

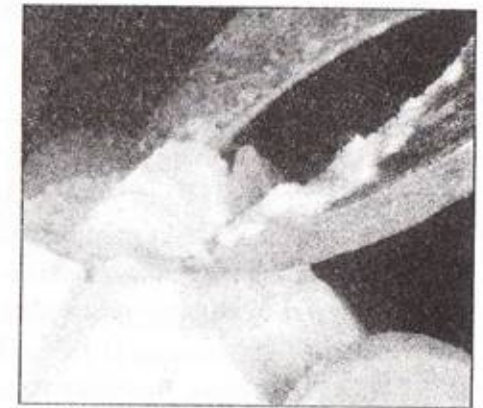


Рис. 33. Распаковка литников гипсовыми ножницами

ГЛАВА 4

ОСОБЕННОСТИ ЛИТЬЯ БЮГЕЛЬНЫХ КОНСТРУКЦИЙ ЗУБНЫХ ПРОТЕЗОВ

Бюгельными называют протезы, в которых соединение отдельных частей производится бюгелем — дугой (в переводе с немецкого *Bugel* — дуга). Наряду с дугой основными элементами бюгельного протеза являются опорные элементы (кламмеры, замковые крепления, телескопические коронки, балочные системы и др.) и седловидная часть с искусственными зубами. Дуга соединяет в единое целое отдельные части протеза. Дуговые протезы имеют то основное преимущество, что оставляют свободной слизистую оболочку большей части протезного ложа. Металлические элементы бюгельного протеза составляют его каркас. Дуга (бюгель) съемного протеза, являющаяся главной отличительной особенностью в сравнении с пластиночными протезами, выполняет стабилизирующую, соединительную и опорную функции. Размеры и положение дуги зависят от челюсти, на которой протез расположен, вида и локализации дефектов зубного ряда, формы и глубины небного свода, формы орального ската альвеолярной части, степени выраженности пунктов анатомической ретенции. При этом учитываются рефлексогенные зоны языка, степень податливости слизистой оболочки и др. Дуга должна отстоять от слизистой оболочки челюсти на 0,7—1 мм во избежание образования пролежней, что зависит от податливости тканей протезного ложа и подвижности опорных зубов. Она не должна препятствовать свободным движениям уздечки языка и вызывать неприятные ощущения. Дугу желательно делать симметричной, при этом она должна повторять конфигурацию твердого неба и альвеолярной части (отростка) (Аболмасов Н. Г., 2008 г.)

Изготовление бюгельного протеза начинается с детальной оценки каждого клинического случая. Анализ диагностических моделей челюстей повышает эффективность планирования конструк-

ции протеза. Альгинатные материалы, точно воспроизводящие поверхность слизистой оболочки полости рта, или двухкомпонентные силиконовые массы наиболее подходят для снятия слепка. Необходимое контрольное препарирование опорных зубов также производится на диагностической модели. Врач наносит рисунок конструкции протеза на диагностическую модель. В наряде врач указывает тип кламмера, форму и размер дуги бюгельного протеза. После препарирования опорных зубов, снимается рабочий слепок, возможно с помощью индивидуальной ложки и отливается модель. Разрабатывая конструкцию бюгельного протеза, необходимо учитывать динамические особенности седловидной части протеза. Прогноз устранения включённых дефектов зубных рядов благоприятен, поскольку распределение нагрузки, в отличие от ситуации с концевыми дефектами, происходит через опорные зубы. Бюгельное протезирование — один из распространённых видов съёмного протезирования, применяемого для восстановления частичной потери зубов.

ЭТАПЫ ЛИТЬЯ БЮГЕЛЬНОГО ПРОТЕЗА

1. Подготовка мастер-модели, параллметрия и дублирование.
2. Моделирование и установка литникообразующих штифтов, создание литниковой системы.
3. Формовка моделей огнеупорной массой в муфеле.
4. Плавление и литьё сплава.
5. Извлечение из опоки и пескоструйная обработка.
6. Полирование и окончательная обработка.

4.1. ПОДГОТОВКА МАСТЕР-МОДЕЛИ, ПАРАЛЛОМЕТРИЯ И ДУБЛИРОВАНИЕ

Планирование конструкции протеза производится на диагностических моделях. На подготовленную мастер — модель переносится рисунок с диагностической модели: форма и размер каркаса бюгельного протеза. На основании размеченного рисунка, идеально подготовленного врачом, зубной техник получает информацию о

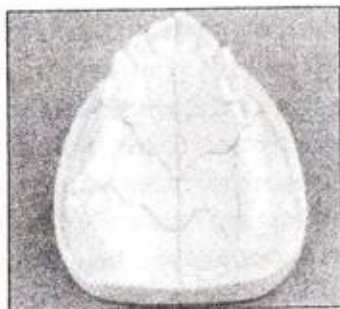


Рис. 34. Разметка каркаса бюгельного протеза на модели верхней челюсти

составляет примерно две трети длины самого большого седла. Это общее правило позволяет достичь необходимой стабильности при минимально возможном размере. При нанесении рисунка дуги необходимо оставить достаточное расстояние до переходной складки десны.



Рис. 35. Разметка модели на параллеломере

Определение направления введения бюгельного протеза осуществляется с помощью параллелометра (рис. 35). Модель прочно фиксируется на модельном столе. При помощи измерительного стержня параллелометра устанавливается общее направление введения бюгельного протеза, поворачивая модель из исходного положения, с учетом всех опорных зубов. Поворачивая модель из исходного положения, с учетом всех опорных зубов находится положение с подходящим поднутрением для каждого из кламмеров. В итоге определяется экватор отдельных зубов. Экватор зуба — это самая выпуклая часть зуба. Положение зуба должно быть выбрано таким образом, чтобы ретенционная зона находилась в нижней трети зуба. Ретенционная зона — поверхность от межевой линии до дистальных частей плеча опорно-удерживающего кламмера. Межевая линия — граница между опорной и удерживающей поверхностями коронковых частей зубов.

форме и размере каркаса (рис. 34). В фокусе этого точного рисунка не только функциональные особенности конструкции, но и эстетический конечный результат. Очень важна симметрия формы, особенно на верхней челюсти. Полезно, например, заранее обозначить центр модели и использовать малые разделители. Конструирование начинается с нанесения контуров седловидной части бюгельного протеза. Средняя ширина поперечной дуги

Средняя ширина поперечной дуги составляет примерно две трети длины самого большого седла. Это общее правило позволяет достичь необходимой стабильности при минимально возможном размере. При нанесении рисунка дуги необходимо оставить достаточное расстояние до переходной складки десны.

Определение направления введения бюгельного протеза осуществляется с помощью параллелометра (рис. 35). Модель прочно фиксируется на модельном столе. При помощи измерительного стержня параллелометра устанавливается общее направление введения бюгельного протеза, поворачивая модель из исходного положения, с учетом всех опорных зубов.

Поворачивая модель из исходного положения, с учетом всех опорных зубов находится положение с подходящим поднутрением для каждого из кламмеров. В итоге определяется экватор отдельных зубов. Экватор зуба — это самая выпуклая часть зуба. Положение зуба должно быть выбрано таким образом, чтобы ретенционная зона находилась в нижней трети зуба. Ретенционная зона — поверхность от межевой линии до дистальных частей плеча опорно-удерживающего кламмера. Межевая линия — граница между опорной и удерживающей поверхностями коронковых частей зубов.

В процессе подготовки к дублированию гелем, рекомендуется погрузить мастер-модель на 5—10 минут в теплую воду при температуре 38 °С. После того, как пузырьки воздуха перестанут подниматься, с модели следует удалить лишнюю влагу с помощью абсорбирующей бумаги. Модель не должна быть влажной, убедитесь, что восковые седла плотно зафиксированы.

Дублирование модели может производиться как гелем, так и специальным силиконовыми массами для дублирования. Кастогель и Виродубль (BEGO, Германия) — гели многозачисного использования (рис. 36).

Кастогель отличается более высокой твердостью по сравнению с Виродублем. Дублировочные гели безвредны для окружающей среды и не так дороги по сравнению с силиконовыми массами. Когда дублирование производится в дублировочной кювете Комби (Бего), съемное основание кюветы становится составной частью дубликата модели (рис. 37).

Мастер-модель помещается на основание Комби Бего дублировочной кюветы и плотно закрывается крышкой. Рабочая температура для Кастогеля и Виродубля — 42—45 °С. Низкие температуры при работе с гелями снижают степень их усадки, таким образом улучшая конечный результат.

Для дублирования применяется микропроцессорный аппарат Геловит МР (рис. 38). Аппарат регулирует температуру, которая высвечивается на дисплее аппарата. Микропроцессор

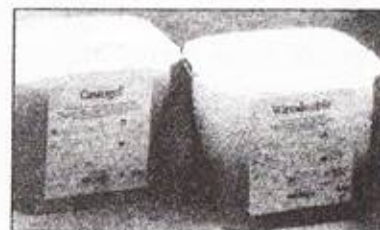


Рис. 36. Кастогель и Виродубль (BEGO, Германия)



Рис. 37. Комби кювета для дублирования



Рис. 38. Геловит МР (BEGO, Германия)

осуществляет трехкратный контроль за температурой, обеспечивая аккуратный нагрев и поддержку ровной рабочей температуры. Контролируемый микропроцессором термостат поддерживает режим с погрешностью ниже, чем $0,5^{\circ}\text{C}$.

Перегрев дублирующей массы и образование «комков» таким образом исключается. Даже при низких рабочих температурах дублировочный материал сохраняет свои оптимальные отливочные характеристики. Нагревательная система, состоящая из четырех зон обеспечивает равномерный разогрев геля. Важным достоинством аппарата, позволяющим существенно экономить время, является то, что дублирование можно производить уже через 2 часа после начала разогрева. Как только дублирующий гель попадает в Бего Комби дублирующую кювету, он должен медленно остыть до комнатной температуры. Этот процесс занимает около 90 минут. Материалы — Кастогель и Виродубль нельзя охлаждать погружением в холодную воду, иначе паковочный материал может не полностью соединиться в месте контакта с дублирующим материалом. Кроме того, время застывания паковочной массы удлиняется и поверхность модели получается неровной. Как только гель застынет, съемное основание и цоколь отделяются от кюветы и гелевая форма извлекается из крышки кюветы. Гелевая форма разрезается по кругу параллельно цоколю и полоска застывшего геля убирается. Мастер-модель осторожно отделяется и извлекается из гелевой формы (рис. 39), гелевая форма помещается обратно в кювету. Выступы на крышке кюветы удерживают форму от вращения и упрощают возврат формы в кювету. При литье протезов нижней челюсти «сквозь» модель, металлический рукав воронки должен быть заранее помещен в дублирующий гель. Рекомендуется смазать металлический рукав вазелиновым маслом для того, чтобы облегчить его последующее извлечение из паковочной массы.



Рис. 39. Гелевая форма

Дублирование модели так же осуществляется силиконовой массой, например Виросил. Виросил — это двухкомпонентная отвержда-

емая силиконовая масса (рис. 40). Высокая величина стабильности которой, позволяет дублировать мастер — модели с высокой степенью точности.

Виросил — система дублировочных кювет отличается точностью воспроизведения, стабильными размерами и простотой в работе. Стабилизирующая вставка и три сменные формы различного размера обеспечивают низкий расход силикона благодаря гибкой постановке. В аппарате Виротоп (рис. 41) дозирование и смешивание двух компонентов силиконовой массы происходит автоматически. При работе ручную, процесс смешивания должен продолжаться до того момента, когда смесь превратиться в однородную массу светло голубого цвета. Постоянное одностороннее размешивание предупреждает появление пузырьков.

В камере аппарата Виропресс (рис. 42) под давлением 4 бара силиконовая масса Виросил приходит в полный контакт с мастер-моделью и любые пузырьки воздуха удаляются из силикона. Процесс затвердения силикона под давлением занимает 30 минут.

Примерно через 40 минут съемное основание отделяется и затекший под мастер-модель силикон удаляется с помощью скальпеля. Мастер-модель отделяется с помощью сжатого воздуха и легко без повреждений извлекается.

Аурофильм устраняет водоотталкивающий эффект силиконовой поверхности. Через 30 секунд после обработки составом Аурофильм



Рис. 40. Виросил базовая расфасовка (BEGO, Германия)

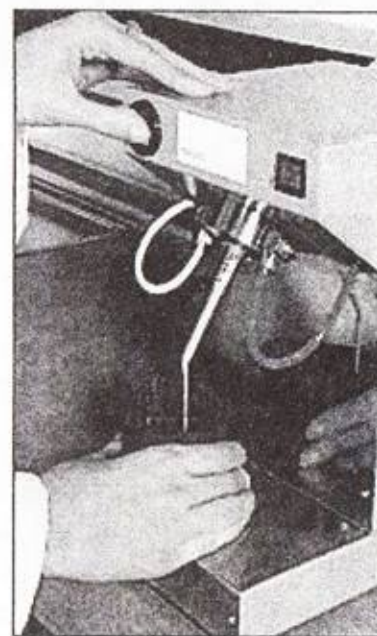


Рис. 41. Виротоп (BEGO, Германия)

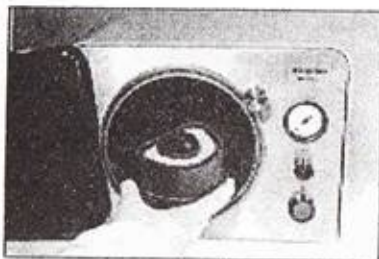


Рис. 42. Виропресс — аппарат уплотнения под давлением



Рис. 43. Ауорофильм — увлажняющая жидкость в спрее

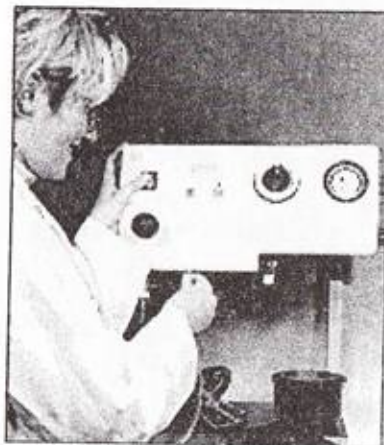


Рис. 44. Аппарат Мотова MPV

При работе с аппаратом под давлением, убедитесь, что силиконовая форма и дубликат модели изготовлены под аналогичным

(рис. 43) силиконовая форма высушивается сжатым воздухом. Что бы избежать реакции Ауорофильма с паковочной массой, форма должна быть абсолютно сухой.

Остатки застывшего силикона можно повторно использовать в основании новой формы, застывший силикон хорошо схватывается с новым.

Изготовление дубликат-модели. Паковочная масса вначале замешивается шпателем вручную до образования однородно влажной массы (операция занимает около 15 секунд), затем масса в течение 60 секунд перемешивается в условиях вакуума в аппарате Мотова MP/MPV. (рис. 44) Высокопроизводительный миксер с микропроцессорным управлением оснащен двумя независимо работающими моторами для миксеров и вакуумного насоса. Физически предельно возможный 98 % вакуум достигается в течение короткого промежутка времени, за счет чего обеспечивается гомогенная консистенция паковочной массы и поверхностей без пузырьков. При температуре 20°C время работы с паковочными массами Бего составляет от 2,5 до 3 минут. Рабочее время сокращается при более высоких температурах. Паковочная масса заполняется равномерной струей в форму и устанавливается на средней интенсивности работающий вибростол (рис. 45).

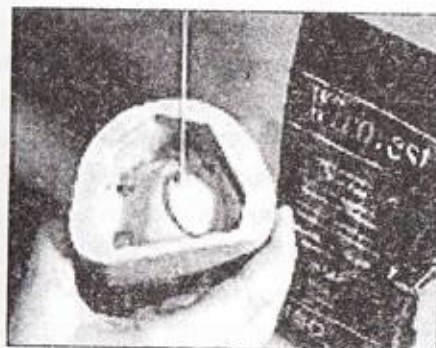


Рис. 45. Заполнение паковочной массы в форму



Рис. 47. Высушивание моделей после извлечения их из паковочной массы

давлением. Перед извлечением из формы модель отделяется от силикона сжатым воздухом. Важно отметить, что период твердения силикона составляет 40 минут.

Модели, полученные из паковочной массы в силиконовых формах, высушиваются при температуре 70°C в течение 5—10 минут в сушильном шкафу или муфельной печи. Затем на всю поверхность модели наносится Дюрофлюид (рис. 46).

Эта жидкость обеспечивает прочную адгезию восковых заготовок к поверхности модели. Модели, изготовленные в гелевых формах, сушатся при температуре 250 °C в течение 60 минут (рис. 47).

Готовые модели на 5—8 секунд погружаются в Дюрол — жидкость для отверждения (рис. 48). Для равномерного пропитывания моделей жидкостью сетку с моделями медленно покачивают.



Рис. 46. Дюрофлюид — спрей для моделей



Рис. 48. Погружение моделей в Дюрол

Затем модели помещают в сушильный шкаф либо муфельную печь на 10 минут. Разумной альтернативой жидкости «Дюрол» является не содержащая растворителя, безопасная для окружающей среды, отверждающая жидкость «Дипфикс». В случае использования жидкости «Дипфикс» модели достаточно просушить при температуре 150°C в течение 45 минут и затем три раза на непродолжительное время погрузить в жидкость «Дипфикс».

4.2. МОДЕЛИРОВАНИЕ И УСТАНОВКА ЛИТНИКООБРАЗУЮЩИХ ШТИФТОВ, СОЗДАНИЕ ЛИТНИКОВОЙ СИСТЕМЫ

Литье всегда происходит от наиболее массивных частей к наименее массивным частям литниковой системы. Более тонкие части модели меньшие по диаметру, остывают быстрее, чем более массивные. В процессе охлаждения расплавленный металл вытягивается из литейных каналов и массивных частей отливаемой конструкции.



Рис. 49. Переход седловидной части к дуге бюгельного протеза

Поэтому, литники должны устанавливаться на наиболее массивных участках конструкций, например, на переходе от седловидной части к дуге бюгельного протеза (рис. 49). Массивные части, в которые металл может попасть только через другие тонкие части модели, следует установить дополнительные круглые литники диаметром не менее 3 мм.

При моделировании каркаса бюгельного протеза на верхней челюсти, имеющего большое количество дополнительных широких элементов, на дуге каркаса устанавливаются как можно более плоские литейные каналы.

В центре над смоделированным каркасом на расстоянии 10 мм над дугой бюгельного протеза фиксируется воронка с литниковыми каналами (рис. 50).

Очень важно, чтобы металл быстро и равномерно заполнял форму, необходимо избегать чрезмерно изогнутых каналов, препятствующих свободному перетеканию металла.

При изготовлении бюгельного протеза нижней челюсти литье можно осуществить «сверху» и «сквозь модель». В этих случаях достаточно 2 литейных каналов диаметром 3,5 мм каждый. Они фиксируются непосредственно к дуге протеза.

В местах прикрепления литейных каналов могут возникать изъяны. Чтобы избежать этого, используются муфты, действующие в качестве литейных резервуаров.

Успех работы, в данном случае, закрепляется наличием высокопроизводительной литейной установки.

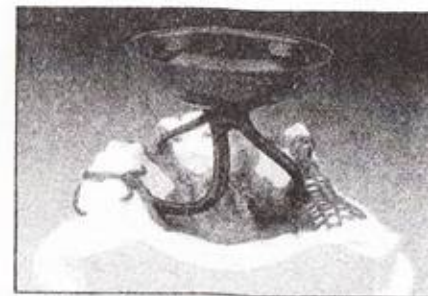


Рис. 50. Каркас бюгельного протеза

4.3. ФОРМОВКА МОДЕЛЕЙ ОГНЕУПОРНОЙ МАССОЙ В МУФЕЛЕ

Перед формовкой на модель следует нанести жидкость для увлажнения (например, AUROFILM фирмы Vego) (рис. 51). Затем модель высушивается сжатым воздухом и на её поверхность быстро наносится поковочная масса влажной кисточкой (рис. 52).

В случае использования тонких паковочных масс модель нельзя обрабатывать увлажняю-



Рис. 51. Нанесение жидкости для увлажнения модели



Рис. 52. Нанесение тонкой паковочной массы кисточкой на модель

В случае дублирования в специальной кювете размер основания огнеупорной модели должен соответствовать контуру кюветы. Кювета плотно насаживается на цоколь. Если во время отливки основание модели не было сформировано, то модель необходимо с помощью воска плотно и без щелей приклеить на цоколе.



Рис. 53. Время схватывания опоки около 20 — 30 минут

Формовочный материал лучше всего затвердевает в компрессорной камере в течение первых 10 минут. Затем удаляются муфельные кольца и в течение 20 минут опокам необходимо дать затвердеть перед последующим прогревом (рис. 53).

4.4. ПЛАВЛЕНИЕ И ЛИТЬЕ СПЛАВА

Для получения безупречного литья важное значение имеет точный температурный режим для прогрева печи. Опоки помещаются в прокалочную печь всегда воронкой вниз, обеспечивая равномер-

ными средствами (например Wiropaint plus фирмы Bego). Тонкая паковочная масса уменьшает отложение оксида и обеспечивает очень гладкую, свободную от пузырьков поверхность отливки. Пока паковочная масса не начала подсыхать, модель незамедлительно пакуется.

Паковочные массы для бюгельного протезирования смешиваются с дистиллированной водой и перемешиваются вручную с помощью шпателя до образования однородной массы. Полученная масса в течение 60 секунд перемешивается в вакуумном смесителе. Затем масса быстро помещается на вибростол при средней степени интенсивности его работы.

ное прогревание опоки и предупреждение повреждения нагревательных элементов в результате «тепловой пробки». Для предупреждения преждевременного износа литейного тигеля рекомендуется прогревать его вместе с муфелями. Исключение составляет литейная машина — «Nautilus» фирмы Bego (Германия).

При использовании печи с обычным управлением после того как опокам дали затвердеть в течение 30 минут, их помещают в холодную печь, прогревают ее до температуры 250 °С и поддерживают эту температуру в течение 30—60 минут. Затем в течение 30—60 минут продолжается увеличение температуры.

При использовании печи с компьютерным управлением затвердевающие в течение 30 минут опоки так же помещают в холодную печь. Затем печь разогревают до температуры 250 °С со скоростью 5 °С/мин. Эта температура поддерживается 30—60 минут. Далее печь разогревается до заданной конечной температуры со скоростью 7 °С/мин и конечная температура поддерживается в течение 30—60 минут.

Время прогрева зависит от количества и размера прогреваемых муфелей. При прогреве муфелей большого размера или при одновременном прогреве большого количества муфелей необходимо выбрать более длительное время прогрева.

Температура прогрева для вакуумного литья доводится 950—1000 °С, для литья в центробежной литейной машине до 1000—1050 °С. Литье производится в центробежных и вакуумных литейных аппаратах (см. глава 6).

4.5. ИЗВЛЕЧЕНИЕ ИЗ ОПОКИ И ПЕСКОСТРУЙНАЯ ОБРАБОТКА

После литья опоки должны охлаждаться только на воздухе. Ни в коем случае нельзя охлаждать опоки водой. Чтобы предупредить образование пыли, полностью охлажденные опоки перед распаковкой погружаются на несколько минут в воду. Для извлечения отлитой конструкции из опоки используется малое долото или лег-

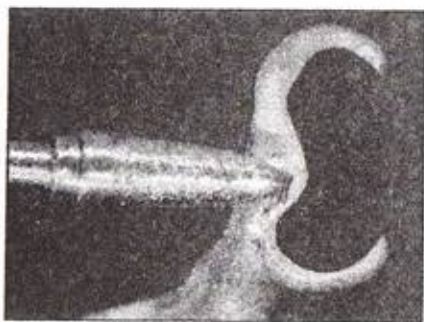


Рис. 54. Обработка кламмера микро мотором

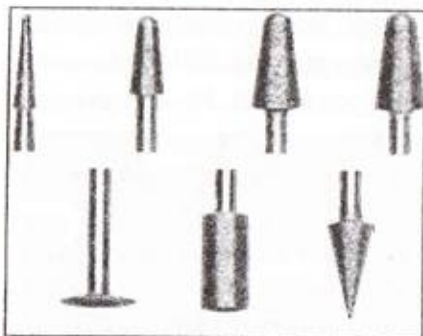


Рис. 55. Алмазные шлифовальные камни

кий молоточек. Прочно приставшая к поверхности отливки паковочная масса и оксидный слой удаляются вручную или автоматически. Специальным автоматическим пескоструйным аппаратом с высоким давлением достигается абсолютно чистая поверхность конструкции. Необходимо всегда пескоструить критические области, такие как внутренние поверхности кламмеров. Литники обрезаются специальным высокоскоростным мотором. Конечная обработка производится с помощью микро мотора (рис. 54). Использование спеченных алмазных шлифовальных камней (рис. 55), благодаря более долгому сроку их службы, экономически значительно более выгодны, чем карбидные резцы и аналогичные инструменты на керамической основе.

4.6. ПОЛИРОВАНИЕ И ОКОНЧАТЕЛЬНАЯ ОБРАБОТКА

Полировка и конечная обработка отлитой конструкции производится с помощью резиновых шайб, наконечников и полировочных кругов. Важно заметить, что внутренние стороны кламмеров, стабилизаторы и нижние поверхности базы протеза верхней челюсти обрабатывать резиновыми полирами не рекомендуется. Для полирования применяются щётки средней длины и полировочные пасты (рис. 56 а, б).

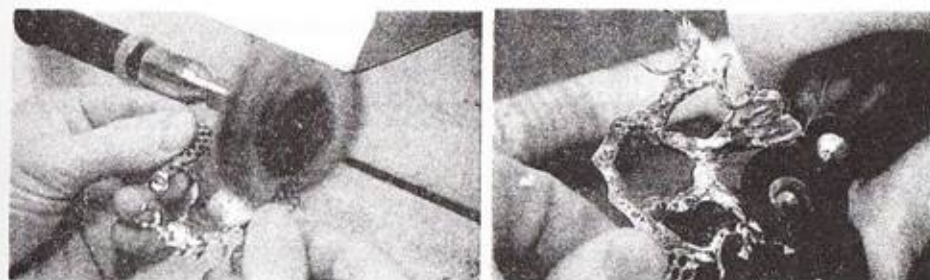


Рис. 56. Окончательная полировка бюгельных протезов

После полировки для быстрой и тщательной очистки используют аппарат пароструйной обработки.

ГЛАВА 5

ОШИБКИ НА ЭТАПАХ ЛИТЬЯ ОРТОПЕДИЧЕСКИХ КОНСТРУКЦИЙ

Изготовление любого металлического зубного протеза или аппарата является сложным процессом, в ходе которого материал подвергается различным механическим, термическим и химическим воздействиям. В связи с этим в металле происходят сложные структурные превращения, изменяются его физико-химические свойства. Знание механизма и сущности указанных процессов дает возможность управлять ими, регулировать и использовать в желаемом направлении. Изменяя режим технологического процесса, можно из одного сплава получать изделия с различными свойствами. В свою очередь, изменение свойств сплавов приводит к необходимости изменения приемов работы с ними, например, при штамповке, литье, полировке и т.д.

Для изготовления литых деталей зубных протезов используют сплавы на основе золота, нержавеющей сталь, кобальтохромовый сплав, серебряно — палладиевые сплавы и многие другие. Выбор материала в каждом конкретном случае определяется требованиями врача, предъявляемыми к готовой конструкции, а также прочностными и технологическими характеристиками сплава.

Физико-механические, химические и технологические свойства сплава определяются его составом, структурой и характером связи компонентов. Четкая структура сплава формируется при кристаллизации из расплава.

Расплавленный металл заполняет литейную форму и постепенно затвердевает с образованием кристаллической решетки. Этому способствует некоторое уменьшение объема отливки или усадка. В результате усадки могут возникать усадочные раковины, внутренние напряжения, крупнозернистая структура сплава, которые ухудшают антикоррозионные и механические показатели готового протеза. Если в расплавленном состоянии сплав является однородным, то при кристаллизации в отдельных частях отливки или отдельных зернах его

возникает неоднородность, ликвация. Ликвацией называется неоднородность состава сплава в различных частях отливки, возникающая при кристаллизации. Различают зональную, внутрикристаллическую ликвацию и ликвацию по удельному весу.

Все восковые композиции, используемые на этапах литья, а также сплавы металлов при переходе из жидкого состояния в твердое дают усадку. Борьба с усадкой сплавов и восковых композиций является важным вопросом в литье деталей зубных протезов. Этому подчинены все промежуточные этапы, соблюдение правил работы с восковыми композициями, создание специальных компенсационных формовочных масс, построение литниковой системы и методы плавления сплавов металлов.

Усадку восковых композиций уменьшают путем введения карнаубского, монтанного и других восков, а также моделированием деталей не из расплавленного, а из размягченного воска:

- 1) воск моделировочный для мостовидных работ даёт усадку до 0,1 % при затвердевании;
- 2) воск моделировочный для вкладок — лавакс — до 0,65 % объема при твердении.
- 3) для бюгельных работ предназначен воск моделировочный системы «формоден» с использованием стандартной машины;

Если моделирование проводится методом наслаивания расплавленного воска, то его наслаивают с избытком и окончательную моделировку проводят после полного его затвердения.

Усадку сплавов компенсируют также с помощью специальных компенсационных формовочных масс, которые имеют двойной коэффициент расширения: расширение в процессе затвердевания 0,8—1 % и собственное всем телам при нагревании расширение в пределах 0,6—0,7 %. Чем больше удастся уравновесить процент усадки восковых смесей и сплавов металлов расширением формовочных масс, тем точнее и качественнее получается литье.

Усадка металла может привести к внутренним напряжениям в отдельных частях отливки. Усадочные раковины, внутренние напряжения, крупнозернистая структура сплава ухудшают механические показатели и антикоррозионные свойства.

Борьба с этими нежелательными явлениями ведется в различных направлениях:

- введение в состав сплава добавок, способствующих образованию мелкокристаллической структуры;
- соблюдение температурного режима плавки и скорости охлаждения;
- создание депо металла в питательных муфтах за пределами отливки.

Э. Я. Варес (2009 г.) раскрывает следующие механизмы усадки. Энергия взаимодействия атомов, составляющих кристаллы, является минимальной. Под действием тепла возрастает энергия взаимодействия атомов в кристаллической решетке и расстояние между ними увеличивается. В связи с этим происходит объемное расширение металла, достигающее максимума в стадии расплавления. При охлаждении металла утрачивается поступившая дополнительная тепловая энергия и происходит обратный процесс, получивший название усадки. Под литейной усадкой принято понимать уменьшение объема металла при охлаждении до температуры окружающей среды от температуры начала охлаждения. Основу усадки составляет сжатие, сопровождаемое фазовыми переходами.

Первые центры кристаллизации, т. е. отверждение, начинается с периферии в местах соприкосновения со стенками формы. В этих участках возникает твердая корковая зона, кристаллы которой притягивают к себе подвижные атомы. Внутри создается разряжение. Если в центральную часть отливки в этот момент поступают новые порции расплавленного металла, то возникающее разряжение компенсируется, и отливка может быть монолитной; если металл не поступает, то возникают значительные усадочные полости и раковины, суммарный объем которых равен объему усадки металла на этой стадии.

На процесс образования усадочных раковин значительное воздействие оказывает первоначальная температура, форма, диаметр литника, наличие депо металла, близость его расположения и скорость охлаждения отливки. Замедляя процесс охлаждения отливки, можно добиться (в интервале отвердевания) образования усадочных микропор по всей отливке (исключая корковую зону) без концентрации их в определенном участке.

Усадку металла на стадии отверждения можно компенсировать путем установки литников большого сечения и близким расположением «депо» металла при условии заливки расплавленного, но не перегретого металла в горячую форму. Заливку металла в холодные формы при изготовлении зубных протезов с технологических позиций следует считать недопустимой.

Теоретическое обоснование компенсации усадки дали Ю. Ф. Брашенко, В. И. Радько (1989 г.) — при нагревании керамическая модель и металлическая вставка расширяются и противодействуют силе наружного давления песка, заполняющего опоку. Расширение с гарантией компенсирует и объемную и линейную усадку металла.

Из приведенных выше данных мы видим, что необходимо с большим вниманием и точностью соблюдать технологию литья, правильно подбирать моделировочные и формовочные материалы, сплавы для отливки. Только при грамотном и ответственном проведении всех этапов литья можно получить качественную отливку, отвечающую современным требованиям.

Работая над данной монографией, мы проанализировали наиболее типичные ошибки и осложнения, возникающие на этапах литья в ортопедической стоматологии: провели интервьюирование зубных техников-литейщиков, являющихся сотрудниками муниципальных и частных стоматологических клиник, ознакомились с литейным и плавильным оборудованием, установленным в лабораториях, изучили ассортимент формовочных масс, применяемых для различных сплавов металлов в каждой лаборатории. Нами была изучена работа 4 литейных зуботехнических лабораторий муниципальных поликлиник и частных стоматологических клиник Астраханской и Волгоградской областей, проведено интервьюирование 24 зубных техников-литейщиков. В результате проведенного исследования были выявлены важные факторы, влияющие на качество литья зубных протезов: стаж работы зубного техника-литейщика и его квалификация. Учитывая, что специального образования на сегодняшний день для литейщиков нет, большинство из них обучаются зубопротезному литью самостоятельно, либо проходят частные курсы. Последние могут проводиться как опытными литейщиками, так и специа-

листами инженерной подготовки с краткосрочным курсом обучения. В связи с этим качество литых зубных протезов нередко страдает. В результате обследования зуботехнических лабораторий было установлено, что высокое качество литых зубным техником достигалось лишь через несколько лет его работы, после практического освоения свойств сплавов металлов и паковочных масс (рис. 57).

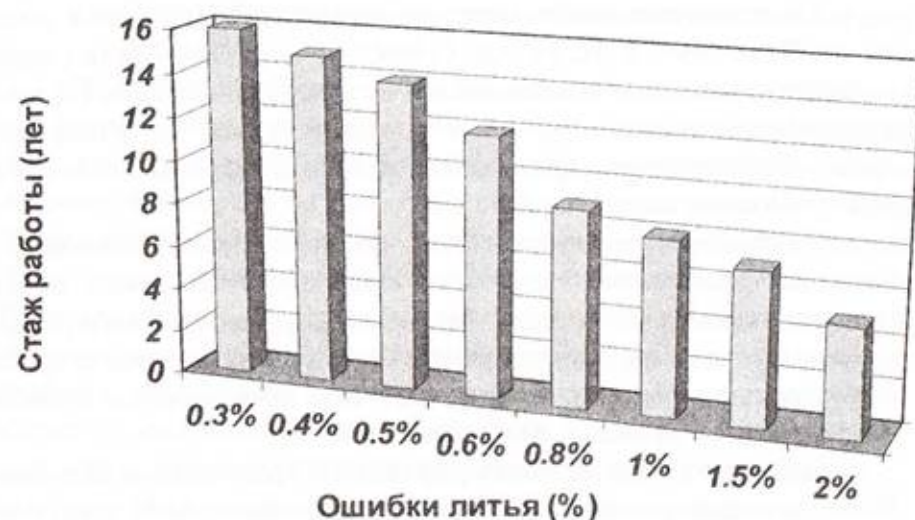


Рис. 57. Зависимость качества литья от стажа работы з/техника

Большое значение для получения качественного литья имеет наличие современного оборудования в лаборатории и индивидуальный подбор формовочных материалов, способных компенсировать усадку различных сплавов металлов. Сегодняшний рынок имеет большое разнообразие паковочных масс. По данным нашего исследования, и в Волгоградской, и в Астраханской областях наиболее распространены фосфатные и силикатные, с введением кремнийсодержащего геля, массы. Во всех обследованных лабораториях практически не применялись гипсовые паковочные массы, поскольку при плавлении современных высокотемпературных сплавов гипс разрушается. Наиболее часто — в 80 % случаев используют массы Bellavest SH, Degussa optivest, Z4 Investment, Optivest, Optivest avanti, Gilvest HS, которые показывают неплохие результаты. Анализируя

ассортимент сплавов, применяемых в обследованных литейных лабораториях, мы выяснили, что российские сплавы — Целлит и КХС уступают по качеству импортным материалам производства Бельгии и Германии: Ceraloy (Бельгия), BeGO Wirobond C (Германия), BeGO Wiron 99, Biosill (Германия).

В разных партиях одного сплава характеристики материала могут также отклоняться от заявленных в аннотации параметров, что сказывается на их поведении в процессе литья (Скоков А. Д., 1998). По результатам обследования отлитых конструкций нами установлено, что наиболее распространены такие дефекты литья как поры, усадка, недолив; особую проблему составляют шлаки (табл. 6).

Таблица 6

Сравнительная характеристика российских и импортных сплавов металлов по результатам обследования зуботехнических лабораторий

Материал	Кол-во обследованных лабораторий	Кол-во исследуемых единиц литья	Ошибки на этапах литья				
			Недолив	Поры	Полломка	Усадочные раковины	Наплывы
КХС «Целлит» (РФ)	12	81	54	9	6	6	6
Wiron 99 (Германия)	12	58	Приближается к 0				

Важную роль играет оборудование, на котором проводится процесс литья. В обследуемых лабораториях преимущественно используются следующие печи и литейные установки: BeGO «Fornax T» (Германия), BeGO «Fornax 35K» (Германия), Аверон, «УниTERM 50» фирмы СпаркДон (Россия). Главное в оборудовании, по мнению опрошенных в ходе исследования литейщиков, это компактность, эргономичность, возможность получения консультации по вопросам эксплуатации и ремонта, возможность работы с материалами разных производителей. Наиболее распространены центробежные и вакуумные литейные установки. Последние имеют преимущества:

- позволяют полностью сохранить все свойства сплавов;
- гарантируют стабильность отливок, допрессовку залитого сплава в опоку сжатым воздухом под давлением 5 атмосфер;

- снижают на 40 % расход металла, что позволяет работать только на чистых сплавах;
- сохраняют стабильность кристаллической решётки до и после отливки, исключают центробежные завихрения;
- исключают перегрев сплава;

При использовании вакуумной среды и сертифицированных материалов снижается возможность возникновения в готовых ортопедических конструкциях гальванического эффекта и риск раздражения слизистой оболочки полости рта пациента. Неграмотная эксплуатация оборудования приводит к его преждевременному износу, а также к ухудшению качества литья.

Таким образом, согласно проведённому нами исследованию, качество литья ортопедических конструкций зависит от подготовки и стажа работы зубных техников — литейщиков, умения работать с аппаратурой, знания технологии литейного процесса, использования современных сплавов и вспомогательных материалов.

В практике стоматолога-ортопеда встречаются случаи негативных воздействий металлических зубных протезов на органы и ткани полости рта. Наличие в слюне противоположно заряженных ионов металлов обуславливает возникновение в полости рта микро-токов, приводящих к развитию патологического симптомокомплекса под названием «гальваноз» (В. П. Олешко, 2000 г.). Частота явлений гальванизма различна для разных сплавов металлов. В стоматологической практике используются материалы, оказывающие минимальное влияние на резистентность полости рта и не наносящие вреда организму в целом. Такие материалы называют биологически совместимыми с организмом. Однако биосовместимость материалов может существенно ухудшаться из-за несоблюдения технологии работы с ними. На стоматологическом рынке представлен широкий ассортимент различных литейных сплавов, среди которых техник — литейщик выбирает оптимальный для данной клинической ситуации и планируемой конструкции. В отдельных случаях в зуботехнических литейных лабораториях используют вторичное сырьё, которое по составу и свойствам значительно отличается от исходного. Это приводит к снижению качества ортопедических конструкций: наличию шероховатостей на поверхности сплава, уси-

лению коррозии и увеличивает риск непереносимости стоматологических материалов (К. А. Лебедев и соавт., 2009). Таким образом, имеются теоретические предпосылки для целенаправленного изучения изменений состояния полости рта и общей реактивности организма в зависимости от состава использованного на этапах протетического лечения сплава металлов.

Для изучения изменений состава стоматологических сплавов на этапах литья ортопедических конструкций нами были взяты образцы отечественных и импортных кобальтохромовых и никелехромовых сплавов — Biosil f, НХ Дент NS, НХ Дент NL, West 2000, НХС — «Д» в количестве тридцати литников. Проведен химический анализ до начала и после завершения процесса литья, в ходе которого исследовано процентное содержание основных металлов в сплавах. Данная часть работы выполнялась в химической лаборатории завода «Красный Октябрь» г. Волгоград.

Для определения содержания хрома исследуемый образец массой 0,2 грамма растворяли в смеси соляной и азотной кислот (с плотностью соответственно 1,17 г/мл и 1,40 г/мл). Добавляли 15 см³ смеси серной и ортофосфорной кислоты в соотношении 1:1 и дважды выпаривали до образования солей. В разбавленный объём добавляли раствор нитрата серебра и персульфата аммония. Далее кипятили с хлоридом натрия. После охлаждения проводили обратное титрование с солью Мора.

Для определения количества никеля навеску массой 0,1 грамма растворяли кипячением в смеси соляной и азотной кислот (с плотностью соответственно 1,17 г/мл и 1,40 г/мл). Далее отделяли гидроксид аммония. Аликвот у раствора оттитровывали трилоном Б с индикатором мурексидом.

Химический анализ показал, что состав исходных сплавов изменяется в процессе литья (табл. 7). Международный стандарт «Стоматологические литейные сплавы на металлической основе» — ISO 6871-01 устанавливает, что общее содержание хрома, кобальта и никеля в сплавах должно быть не менее 85 %. Однако показатели сплавов НХ Дент NL, West 2000, согласно полученным результатам, изначально отклоняются от заданных параметров (табл. 7, 8).

Основными компонентами исследуемых сплавов являются хром, кобальт, никель. Эти элементы образуют основную фазу — матрицу сплава (А. Д. Скоков, 1998). При изменении процентного содержания указанных химических элементов в сплавах образуется хрупкая сигма-фаза, что существенно ухудшает технологические свойства сплавов и может влиять на их биосовместимость в полости рта.

В связи с этим повторное использование сплава может привести к возникновению дефектов литья, накоплению металла в тканях и появлению индуцированных гальванических токов, что в свою очередь приводит к усилению коррозии металлов. Кроме того, техник-литейщик должен тщательно следить, чтобы отходы от неочищенного тигля с предыдущей плавки нержавеющей стали не попали в сплав, предназначенный для металлокерамических работ (В. В. Свирин и соавт., 2004; Л. Гарамов, 2004).

Таким образом, для получения качественных литых ортопедических конструкций необходимы сертифицированные стоматологические сплавы и четкое выполнение технологии литья, что позволит снизить риск осложнений и возникновения явлений непереносимости стоматологических материалов в полости рта.

Состав сплавов до литья

№	Наименование сплава	По анализу в 100 частях найдено (%)				
		Cr	Ni	Co	Ti	Mo
1.	Biosil f	28,5		64,8		5,3
2.	HX Дент NS	25	62			10
3.	HX Дент NL	20,8	61			9,5
4.	West 2000	12	70			9
5.	HXC – «Д»	25	62			10

Состав сплавов после литья

№	Наименование сплава	По анализу в 100 частях найдено (%)				
		Cr	Ni	Co	Ti	Mo
1.	Biosil f	24,6		65,3		6
2.	HX Дент NS	21,98	62,25			5,1
3.	HX Дент NL	20,47	59,08			4,9
4.	West 2000	11,25	68,42		2,0	4,8
5.	HXC – «Д»	26,09	59,80			4,9

Техник-литейщик должен тщательно следить, чтобы отходы от различных сплавов, например, отходы от неочищенного тигля от предыдущей плавки нержавеющей стали, не попали в сплав, предназначенный для литья каркасов металлокерамических работ.

Таким образом, на свойства отлитых конструкций существенно влияют даже незначительные изменения состава сплава по содержанию хрома, никеля, кобальта, молибдена, также как и технологические параметры плавки: температура плавления, время нахождения металла в тигле, материал тигля, геометрия и размеры литейной формы. Для получения качественных литых стоматологических конструкций необходимы сбалансированные стоматологические сплавы и четкое выполнение технологии литья.

Опираясь на литературные данные и результаты собственных исследований, мы выделяем наиболее типичные ошибки, возникающих на этапах литья в ортопедической стоматологии.

1. Подбор диаметра литников и расположение объекта литья в кювете.
2. Не отлитые участки литья.
3. Металлические и неметаллические включения.
4. Излом объекта литья.
5. Пористые объекты литья.
6. Дефекты на поверхности объектов литья.

5.1. ПОДБОР ЛИТНИКОВ И РАСПОЛОЖЕНИЕ ОБЪЕКТА ЛИТЬЯ В КЮВЕТЕ

При всех способах литья в литейной форме, кроме формы металлической отливки, предусматривается литниковая система, представляющая собой каналы, по которым жидкий металл подводится к отливке. Литниковая система создается путем подвода к восковой детали литникообразующих штифтов.

Толщина литникообразующего штифта должна быть не менее 1,5 мм. Количество литников и их диаметр прямо пропорциональны толщине и протяженности отливочной детали. Однако не рекомен-

дуются использовать литникообразующий штифт диаметром более 3—4 мм, т.к. в этом случае расплавленный металл под действием силы тяжести войдет в широкий канал еще до центрифугирования и «забьет» его.

В случае неправильного подбора диаметра литников в литейной форме возникает «концентрация объема», в результате которой образуются усадочные раковины. Для производства литья, свободного от усадочных раковин, важно наличие хорошей связи между системой литников и объектом литья.

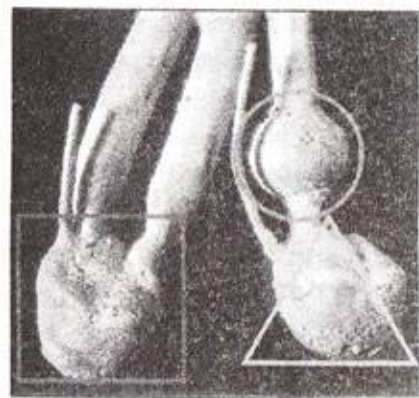


Рис. 58. Объект из керамического сплава с высоким содержанием золота

Чтобы избежать образования усадочных раковин и уменьшить усадку детали зубного протеза, создают депо металла за пределами детали — так называемые «муфты» (рис. 58). Усадочные раковины как бы перемещаются в эти «муфты», так как они дольше всего являются резервуаром расплавленного металла, и застывающая деталь зубного протеза словно втягивает из «муфты» в себя жидкий металл. Несомненно, при этом должна быть предусмотрена правильная последовательность в затвердевании: вначале изделие (деталь зубного протеза), а затем «муфта». В этом большую роль играет правильный режим прогрева формы перед литьем.

Немалую роль для получения качественного литья играет расположение отливаемой детали зубного протеза в литейной кювете. Объект литья должен располагаться на расстоянии 0,8—1,2 см от дна кюветы, вне зоны так называемого центра тепла кюветы. Такое расположение объекта литья в кювете обеспечивает начало охлаждения литья именно с отливаемой детали. Зона тепла в кювете располагается по центру объема формовочной массы и в ней расплавленный металл охлаждается в последнюю очередь. В этой зоне должны быть расположены и компенсационные «муфты».

Чтобы избежать образования усадочных раковин и уменьшить усадку детали зубного протеза, создают депо металла за пределами детали — так называемые «муфты» (рис. 58). Усадочные раковины как бы перемещаются в эти «муфты», так как они дольше всего являются резервуаром расплавленного металла, и застывающая деталь зубного протеза словно втягивает из «муфты» в себя жидкий металл. Несомненно, при этом должна быть предусмотрена правильная последовательность в затвердевании: вначале изделие (деталь зубного протеза), а затем «муфта». В этом большую роль играет правильный режим прогрева формы перед литьем.

Наилучшее положение объекта литья в кювете для литья без усадочных раковин указано на рис. 59.

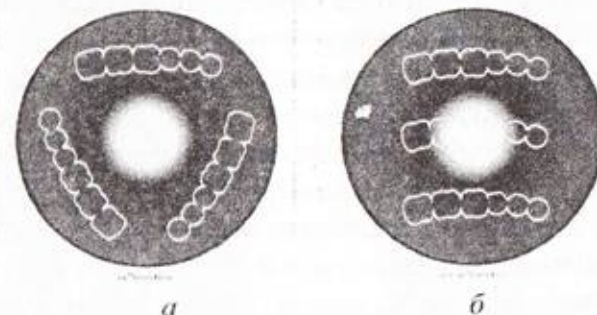


Рис. 59. Правильное (а) и неправильное (б) расположение объектов литья в кювете

Причины нарушения качества литья:

- 1) заужен литейный канал в зоне перехода от канала к объекту (рис. 60), каналы в 3,5 мм необходимо присоединять непосредственно к объекту;
- 2) неравномерное моделирование каналов без компенсационной муфты;
- 3) слишком длинные литейные каналы.



Рис. 60. (Разрез) Литник заужен в зоне присоединения к объекту литья. Усадочная раковина внутри коронки

5.2. НЕОТЛИТЫЕ УЧАСТКИ ЛИТЬЯ

Не отлитые участки литья являются результатом:

- а) малого объема металла;
- б) низких температур плавления при литье;
- в) высоких температур плавления при литье;
- г) большого расстояния между тигелем и полостью формы.

Малый объем металла. Необходимое количество металла рассчитывается с некоторым запасом, чтобы полностью заполнить полость формы, состоящую из объекта литья и системы каналов (литников). Необходимое количество металла определяется умножением: вес «литникового дерева» на плотность сплава.

Низкие температуры плавления при литье. Следует обязательно учитывать температуру плавления сплавов металлов. Сплавы, применяемые в ортопедической стоматологии, делятся на 3 группы в зависимости от температуры плавления. К первой группе относятся сплавы с точкой плавления до 300 °С. Это легкоплавкие сплавы на основе олова и свинца. Ко второй группе относятся сплавы с точкой плавления до 1100 °С. Это золотые сплавы. К третьей группе, относятся сплавы с точкой плавления выше 1200 °С. Это нержавеющая сталь, хромокобальтовые сплавы и др. Плавление сплавов первой группы осуществляется в металлическом ковшике над пламенем газовой горелки или спиртовки. Для плавления сплавов второй и третьей групп требуется специальная аппаратура (паяльный аппарат, высокочастотная электрическая печь), позволяющая достигать высокой температуры. Широкое распространение получила плавка металлов кислородно-ацетиленовым и пропановым пламенем. Если энергетическая емкость процесса рассчитывается неверно, то сплав будет застывать раньше времени и объект будет отлит с ошибками.

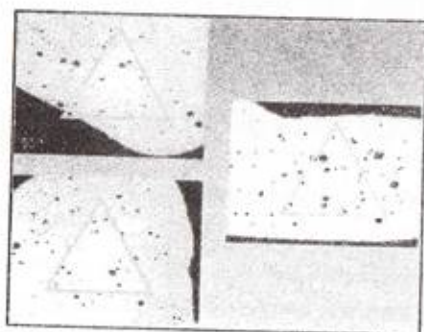


Рис. 61. Шлаковые раковины

Высокие температуры плавления при литье. Иногда в результате реакции горячего сплава с материалом формы происходит их разложение с образованием газа, который препятствует полному заполнению объекта литья сплавом. При перегреве металла выше точки кипения образуются различные окислы и, как следствие, — шлаковые раковины (неправильной формы раковины с рваными краями). Также существует опасность испарения компонентов сплава (например, цинка). На рис. 61 представлен разрез объекта из сплава с низ-

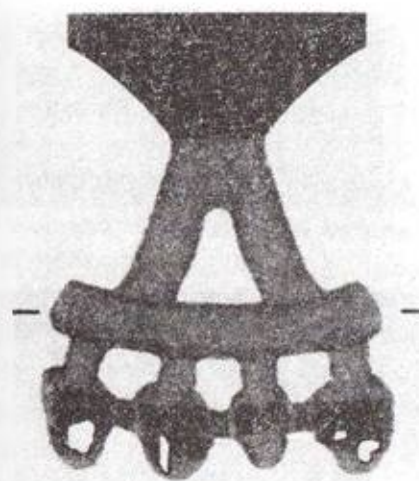


Рис. 62.

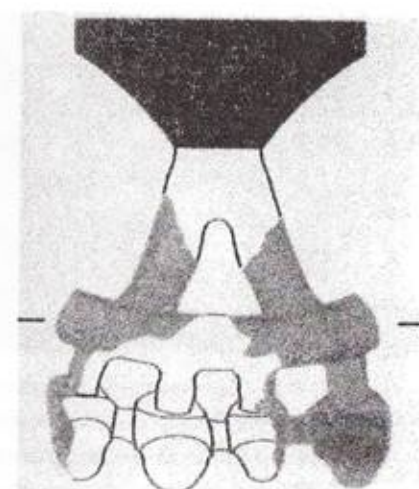


Рис. 63.

ким содержанием золота. При расплавлении материала пламенем (пропан/кислород) образовалась высокая газовая пористость. Поэтому следует расплавлять сплав в приборах с сопротивлением или индуктивным разогревом.

Большое расстояние между тиглем и полостью формы. Если литейный канал слишком длинный, то происходит потеря энергии плавления. Это приводит к более быстрому застыванию сплава в полости формы и к образованию не отлитых участков объекта (рис. 62, 63).

Схематическое изображение объектов с не отлитыми участками в результате образования газовых пор (рис. 62) или слишком малого объема металла (рис. 63).

5.3. МЕТАЛЛИЧЕСКИЕ И НЕМЕТАЛЛИЧЕСКИЕ ВКЛЮЧЕНИЯ

В качестве источников включений можно рассматривать тигельные материалы, шлаки, остатки сплавов и масс.

Опасность возникновения включений особенно велика при центробежном литье. При отливе под вакуумным давлением опасность



Рис. 64. При центробежной технике литья керамические частички тигеля отделились от стенок и внедрились в поверхность объекта литья



Рис. 65. Участки илака на поверхности объекта



Рис. 66. Разрез объекта из сплава палладия

намного ниже, т.к. сплав стекает в полость формы под силой тяжести собственного веса (рис. 64, 65).

Причина дефекта является расплавление сплава в формовочной массе, содержащей графит и фосфат, с образованием пузырьков монооксида и диоксида углерода, который не полностью улетучился из сплава. Образование пузырьков происходит по краям объекта (рис. 66).

5.4. ИЗЛОМ ОБЪЕКТА ЛИТЬЯ

Излом объекта — разъединение внутри материала, вызванное термическим или механическим давлением.

Различают:

- хрупкие изломы, они возникают без деформации;
- деформационные изломы, они возникают после пластической деформации (жевание пациента).

Во избежание образования трещин необходимо использовать тигельные материалы и формовочные массы, которые не вступают в химическую реакцию со сплавом. Важно: толщина стенок объекта литья должна быть примерно одинаковой.

Оксидные пленки, образующиеся в процессе плавления, могут в процессе литья попасть в поток сплава, а следовательно, и на объект литья. Они препятствуют полному соединению металла и являются причиной излома объектов. Возможность излома возникает и при неправильном моделировании системы литейных каналов (малый диаметр, большая протяженность). В этом случае объект литья будет иметь хрупкую структуру с усадочными раковинами, который может сломаться под воздействием силы жевания (рис. 67, 68а, 68б).

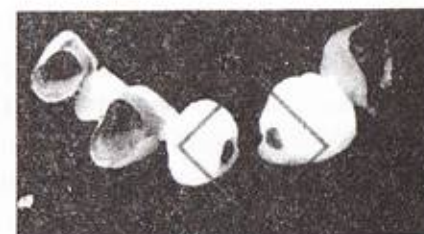


Рис. 67. Излом конструкции при обработке, объект имеет пористую структуру, межзубное пространство очень тонкое



а



б

Рис. 68. Данный объект имеет пористую структуру, разрушение в полости рта пациента под воздействием жевательной нагрузки

5.5. ПОРИСТЫЕ ОБЪЕКТЫ ЛИТЬЯ

Пористость — скопление пор в объектах. Поры могут быть:

- усадочные (усадочные раковины);
- газовые, вызываются наличием газа.

Отлитые объекты должны иметь свободную от пор структуру для того, чтобы выполнять возложенные на них задачи по коррозии

онной и силовой стабильности. Газовая и усадочная пористость отличаются тем, что газовые поры имеют гладкие стенки и блестящую внутреннюю поверхность. Усадочные поры — шероховатые на вид углубления неправильной формы с ровными краями.

Газовая пористость — внедрение газа в структуру литья. Освободившиеся газы отделяются во время процессов охлаждения и застывания расплава, т.к. их контактность повышается с понижением температуры. Несмотря на то, что при охлаждении большинство газов может улетучиться, на объекте могут остаться частицы газов, которые затем образуют поры внутри структуры объекта. Кроме того, уже во время процесса литья возможно образование газовых раковин на различных участках детали. Они образуются в результате выделения паров вещества из формы вследствие недостаточного удаления воска и влаги при сушке и прокаливании.

5.6. ДЕФЕКТЫ НА ПОВЕРХНОСТИ ОБЪЕКТОВ ЛИТЬЯ

Под ошибками на поверхности литья понимают шероховатость поверхности и металлические наросты.

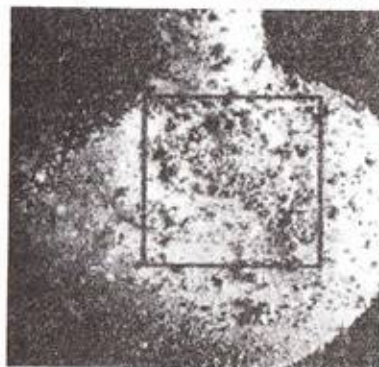


Рис. 69. Ошибка при замешивании огнеупорной массы

На границе между сплавом и массой в результате слишком высокой температуры литья (рис. 69) или высокого металлостатического давления возможно проникновение материалов друг в друга. Проникновение сплава в массу возможно и в других участках, там, где масса недостаточно затвердела. При отливке деталей из нержавеющей стали приходится иногда наблюдать достаточно плотное припекание облицовочного слоя к металлу. Поэтому при плавлении и литье сле-

дует постоянно соблюдать правильный температурный режим в зависимости от типа сплава, а при замешивании огнеупорной массы соблюдать пропорции и время затвердевания (рис. 70 а, 70 б).



а



б

Рис. 70. Слишком высокая температура литья

ГЛАВА 6

ОБОРУДОВАНИЕ, ИСПОЛЬЗУЕМОЕ В ПРОЦЕССЕ ЛИТЬЯ ОРТОПЕДИЧЕСКИХ КОНСТРУКЦИЙ

В настоящее время изготовление зубных протезов методом литья является преобладающим. Методом литья изготавливают коронки, полукоронки, штифтово — культевые конструкции, вкладки, бюгельные и мостовидные протезы.

Первыми широкое распространение получили литые золотые протезы, когда был найден способ введения расплавленного золота в литейную форму посредством специальных приспособлений с применением давления пара, газа или центробежной силы.

Технология литья складывалась из следующих операций: изготовление по гипсовой модели восковой репродукции протеза; погружение репродукции в формовочную массу в цилиндре для получения литейной формы; выжигание восковой репродукции, плавка золота, заливка золота в литейную форму. Такая технология сохранилась и до настоящего времени. Однако до начала XX века ввиду высокой стоимости исходных материалов протезирование на основе золота и его сплавов могли позволить себе только очень богатые люди.

Остановимся на отдельных этапах технологии литья золота несколько подробнее. Необходимый протез изготавливают первоначально из воска, при этом весьма тщательно обрабатывают его вручную, применяя очень тонкий инструмент (шпатели, глазной скальпель и др.). Если восковая модель оказывается во всех отношениях безукоризненной, ее закрепляют на штифте на подставке (рис. 71).



Рис. 71. Восковая модель на подставке

После этого приступают к погружению восковой формы в «паковочную» массу. Для этого подбирают цилиндр, называемый также кюветой (опока), такого размера, чтобы в нем поместилась восковая модель. Паковочная масса должна иметь высокую огнеупорность и достаточную прочность. Нагретая до белого каления масса не должна давать трещин, не должна плавиться и давать усадку. Кроме того, она должна быть достаточно газопроницаемой, чтобы пропускать пары воздуха и газы от сгорания воска.

Паковочная масса замешивается с водой до сметанообразной консистенции.

Восковую модель сначала покрывают с помощью кисточки тонким слоем паковочной массы, после ее затвердевания надевают цилиндр (кювету) на модель и заполняют паковочной массой.

После полного затвердевания цилиндр поворачивают вверх подставкой, которая легко вынимается. Слегка подогрев, вынимают и штифт, на котором была посажена модель на подставку. Оставшееся отверстие будет служить литниковым ходом. Теперь остается выжечь восковую модель протеза, чтобы получить литейную форму. Для этого цилиндр помещают в печь и сначала в слабом пламени горелки медленно просушивают массу, а затем повышают температуру до полного выжигания воска. В таком виде литейная форма становится готовой для заливки.

Заливка золота производится с помощью различных приспособлений, называемых литейными аппаратами, для обеспечения прогона жидкого металла давлением пара через тонкий литник. Цилиндр, или кювету, с литейной готовой формой устанавливают на треножник (рис. 72) и когда золото расплавится с помощью горелки, цилиндр накрывают штемпелем — крышкой, обмазанной мольдином (глина с глицерином). От соприкосновения мольдина с разогретым цилиндром образующиеся пары глицерина создают давление, под действием которого жидкое золото вгоняется в форму.

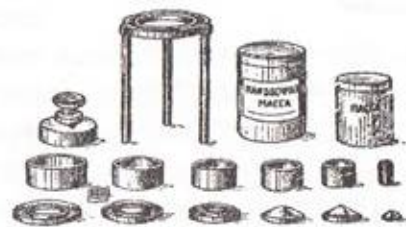


Рис. 72. Треножник, цилиндры, штемпеля-крышки для заливки золота

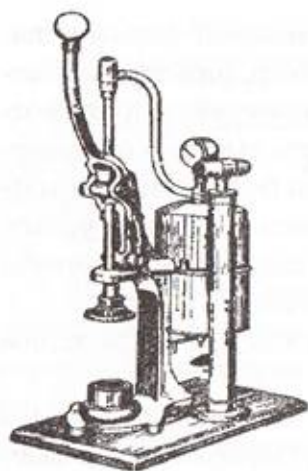


Рис. 73. Литейный аппарат с использованием давления сжатого воздуха



Рис. 74. Прибор для литья под давлением водяных паров

Помимо описанного способа заливки, применяются и другие. При литье деталей зубопротезных конструкций количества металла обычно недостаточно для того, чтобы он силой своей тяжести заполнил литейную форму. Для этой цели применяют аппараты, действие которых основано на разности давления, т.е. создают повышенное давление над расплавленным металлом или отрицательное давление (вакуум) внутри формы. На рис. 73 показан аппарат с давлением от баллона сжатого воздуха, а на рис. 74 — аппарат для литья под давлением водяных паров. Заполняют асбестом или мольдином металлическую крышку, прикрепленную к ручке аппарата, а кювету устанавливают на подставке под крышкой: когда металл расплавится, ручкой надавливают на крышку, которая закрывает всю поверхность кюветы. Повышение давления создается при испарении влажного асбеста или мольдина.

Для этой же цели применяют аппараты, действующие по принципу центробежной силы. Несмотря на то, что существует много центробежных аппаратов, работающих при помощи электричества, наиболее широкое распространение в зуботехнической практике по-

лучила ручная центрифуга, имеющая весьма простое устройство (рис. 75). В деревянной ручке укрепляют неподвижно винт, на который надевают при помощи подвижного крючка железную проволоку толщиной 3—4 мм и длиной 15—20 см. На конце проволоки имеется петля, соединяющаяся подвижно с дугой, на концах

которой находится металлическая чашка для установки кюветы во время отливки. Кювету нагревают и вставляют в эту чашку, а в воронку кюветы помещают золото. При помощи паяльного аппарата направляют струю пламени на золото до его расплавления. Затем центрифугу приводят в движение, и после 3—4 поворотов металл вгоняется в кювету. Во время расплавления золота к нему во избежание окисления добавляют порошок буры. В настоящее время для заполнения кюветы формовочной массой применяется вибрация литейной формы.

Современное литье представляет собой сложный процесс с использованием высокотехнологического оборудования — это муфельные печи и литейные установки.

Существует несколько способов заливки металла в формы:

- 1) свободная заливка — металл заполняет форму свободно, под действием гравитационных сил;
- 2) заливка во вращающуюся форму под влиянием гравитационных и центробежных сил;
- 3) заливка давлением, поршневым или воздушным с применением литейных установок;
- 4) заливка вакуумным всасыванием.

6.1. МУФЕЛЬНЫЕ ПЕЧИ

Муфельная печь — специальное нагревательное устройство, предназначенное для нагрева различных материалов до определенной температуры. Свое название муфельная печь получила из-за главной отличительной детали — муфеля, который обеспечивает защиту нагреваемому материалу и при этом является рабочей площадью печи. Каждая муфельная печь изготавливается из мягкой стали и огнеупорных материалов.



Рис. 75. Ручная центрифуга

ВИДЫ МУФЕЛЬНЫХ ПЕЧЕЙ

Муфельные печи подразделяются на виды по *рабочему температурному диапазону*:

- умеренная температура — 100—500 °С;
- средняя температура — 500—900 °С;
- высокая температура — 900—1400 °С;
- сверхвысокая температура — до 1650 °С (2000 °С).

Муфельные печи различаются по *типу нагрева*:

- электрические муфельные печи;
- газовые муфельные печи.

Печи подразделяют по *защитному режиму обработки*:

- воздушные печи — нагрев осуществляется в воздушной среде, то есть печи общего назначения;
- защитная газовая атмосфера — нагрев в специально созданной газовой среде. Это может быть водород, азот, аргон, гелий и другие газы;
- вакуумные, то есть нагрев происходит в вакууме.

Муфельная печь может иметь тип конструкции, при котором осуществляется загрузка:

- вертикальная;
- колпаковая;
- горизонтальная;
- трубчатая.

УниTERM 50M фирмы СпаркДон (Россия) — универсальная малогабаритная муфельная печь с микропроцессорным управлением



Рис. 76. УниTERM 50M фирмы СпаркДон (Россия)

предназначена для выплавки восковых моделей, обжига и предварительного нагрева литейных форм и тиглей и прочих работ в ортопедической стоматологии (рис. 76).

Энергонезависимая память позволяет сохранять 10 программ пользователя с 6 стадиями нагрева и выдержки температуры в каждой. Имеет вытяжку конвекционно-

го типа, по отдельному заказу печь может комплектоваться автономным управляемым Устройством принудительной вытяжки. Во время термообработки допускает кратковременные отключения сети без потери параметров.

Имеется «ночной» режим, при котором обеспечивается автоматический запуск необходимой программы через заданный интервал времени. Нагревательные элементы изолируются от внешней среды кварцевыми трубками, что повышает их надежность. Изоляция камеры из волокнистой керамики с нагревательными элементами из проволоки Канталь А1 обеспечивает быстрые циклы нагрева, большую экономию электроэнергии — до 30 %, легкий ремонт и обслуживание.

Микропроцессорная система управления гарантирует высокую точность и качество работы, повышает производительность труда и экономит рабочее время.

ЭМП 11СБ Аверон (Россия) — электрическая муфельная печь для предварительного разогрева литейных форм. Относится к классу муфельных печей, обеспечивающих равномерный четырехсторонний нагрев (рис. 77).



Рис. 77. ЭМП 11СБ Аверон (Россия)

Особенности нагревательной камеры:

- монолитная, из огнеупорной керамики, устойчива к многократным термоударам;
- нагревательный элемент из материала фирмы KANHTAL (Швеция) изолирован от внутреннего объема камеры;
- полезный объем 5,7 л позволяет одновременно размещать до 4-х опок Х9. Особенности блока управления:
- хранение в памяти 5 программ разогрева, в каждой до 16-ти участков типа «нагрев», «выдержка» и «охлаждение», следующих в произвольном, установленном пользователем порядке;



Рис. 78. Муфельная печь фирмы Magma (Германия)

температура нагрева 1100 °С. Целая камера печи исключает потерю тепла (рис. 78).

- автоматическая блокировка нагрева при открывании камеры;
- восстановление выполнения программы при кратковременных провалах питания;
- керамической огнеупорной решеткой для установки литейных форм в камеру и обеспечения более равномерного прогрева опок;

Magma фирмы Renfert (Германия) — муфельная печь для предварительного нагрева модельных форм, опок, выпаривания воска. Скорость нагрева (управляется) от 0 до 9 град./мин. Максимальная тем-

6.2. ЛИТЕЙНЫЕ УСТАНОВКИ

Для того чтобы металл заполнил полость формы, образовавшейся после выплавки воска, следует создать давление на металл. В зависимости от характера получаемого давления на металл различают следующие методы литья:

- 1) Литье под давлением и центробежное литье.
- 2) Вакуумное литье.

Литье под давлением и центробежное литье основаны на создании давления на металл извне. Это литье дает более плотные отливки, исключает пористость, недоливы и усадочные раковины. Широкое распространение в практике получило центробежное литье.

«Fundor T» фирмы BEGO (Германия) — это высокопроизводительный центробежный литейный аппарат, оснащенный приводимой в движение мотором литейной центрифугой со сдвоенным рычагом (рис. 79). Начальная скорость плавно регулируется. Бы-

страя и безопасная установка тигеля и опок обеспечивается за счет применения особого зажимного устройства.

«Fornax T» фирмы BEGO (Германия) — компактная высокочастотная индукционная литейная машина (рис. 80). Так же работает по принципу центрифуги.

Значительный уровень энергии достигается при потреблении электрического тока не более 16 А, температура в зоне литья достигает 1550 °С — идеально для любых зуботехнических сплавов (за исключением титана). Инфракрасная система температурного контроля, поддерживая температуру близкую к точке плавления сплава, обеспечивает тем самым равномерное прогревание слитка. После установки прогретого тигеля, инфракрасная система переключается на максимальную температуру. Температура литья достигается в течение нескольких секунд. Таким способом контролируется литье и обеспечивается предельно короткое время перед литьем.

Вакуумное литье основано на создании отрицательного давления внутри формы. Это способствует удалению пузырьков газа из полости формы, что предупреждает образование пор.

«Nautilus MC PLUS» фирмы BEGO (Германия) соединяет в себе достоинства высокочастотной плавки и вакуумного литья (рис. 81).

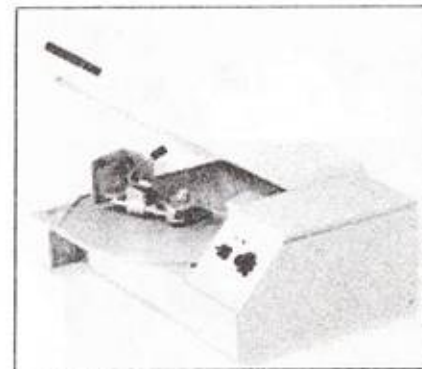


Рис. 79. Центробежный литейный аппарат «Fundor T»

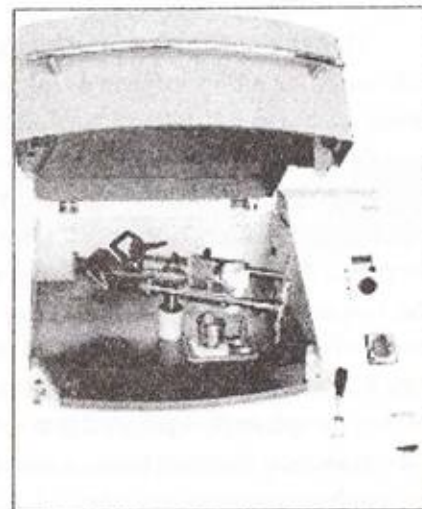


Рис. 80. «Fornax T» фирмы BEGO (Германия)

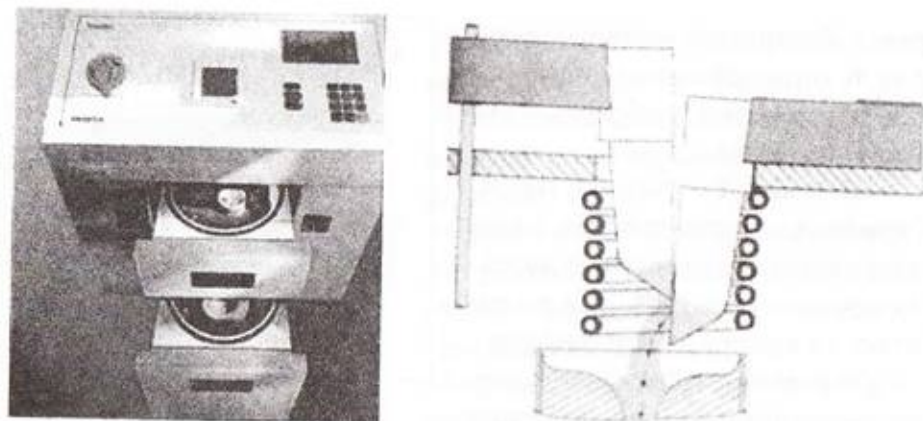


Рис. 81. «Nautilus MC PLUS» — вакуумная высокочастотная машина с микропроцессорным управлением и протоколом плавки.

Плавление сплава происходит под воздействием токов высокой частоты в атмосфере с пониженным содержанием кислорода, а затем под воздействием вакуума расплавленный металл мгновенно и без потери температуры всасывается из тигля в опоку. Nautilus MC PLUS оснащен специальным программным обеспечением, которое определяет момент литья, по методу измерения количества энергии. По этому методу момент литья в каждом конкретном случае определяется по количеству энергии необходимой для плавления того или иного количества используемого сплава. При этом методе практически исключаются погрешности в определении момента литья, например, в результате действия различных оксидов, как это наблюдалось в аппаратах, в которых момент литья определялся путем инфракрасных измерений. Сплав втягивается в пустоты, повторяя форму мельчайших деталей. Журнал плавки может быть распечатан непосредственно после завершения литья или сохранен в архиве программы Наутифайл.

Литейная установка **Heracast IQ** фирмы Heraeus Kulzer (Германия) — это лабораторное устройство для литья драгоценных и CoCrMo (кобальт-хром-молибденовых сплавов), (за исключением титановых сплавов) в условиях вакуума (рис. 82).

Heracast IQ — полный легко программируемый аппарат, с возможностью работы в ручном режиме, с вакуумной помпой и систе-

мой автономного водяного охлаждения. Литейная установка имеет последовательный порт RS-232 и системный процессор. Безопасная плавка и литье в условиях вакуума с учетом специфики материала. Возможность выбора языка. Рекомендуется использовать тигли и паковочные массы фирмы Heraeus Kulzer. Это гарантирует полное соблюдение технологического процесса, и поможет избежать повреждений устройства и материалов.

Индукционная центробежная литейная установка **УЛП Вулкан** фирмы Аверон (Россия) (рис. 83). В комплекте с автономным модулем охлаждения АМО 1.0. Предназначена для индукционного плавления и центробежного разлива зуботехнических сплавов в опоки типоразмеров $O\ 35...80\ \text{мм}$ (X1...X9), высота — до 75 мм с использованием тигля типа малый «FORNAX», «ALLOY» или «CASTOMAT».

Плавная регулировка мощности обеспечивает подбор оптимального режима плавки в зависимости от типа и количества загружаемого металла. В литейной установке встроена циркуляционная система водяного охлаждения индуктора с автономным модулем и принудительной вентиляцией. Максимальная температура нагрева до $1700\ ^\circ\text{C}$.

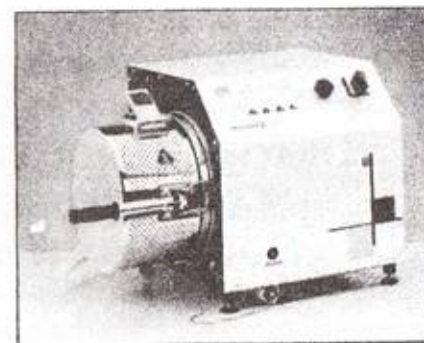


Рис. 82. Литейная установка Heracast IQ



Рис. 83. Литейная полупроводниковая установка УЛП Вулкан

ГЛАВА 7

ОСНОВНЫЕ ВИДЫ НЕГАТИВНЫХ ВОЗДЕЙСТВИЙ МАТЕРИАЛОВ ОРТОПЕДИЧЕСКИХ КОНСТРУКЦИЙ НА СОСТОЯНИЕ ПОЛОСТИ РТА: ДИАГНОСТИКА, ЛЕЧЕНИЕ

В практике врача-ортопеда встречаются негативные воздействия ортопедических конструкций на состояние полости рта пациента. Внедрение новых материалов и качественно новых технологий на этапах стоматологического лечения не привело к снижению частоты индивидуальной непереносимости. Около 10 % населения земного шара страдает от аллергических заболеваний и 4—11 % случаев вызываются стоматологическими материалами. Индивидуальная непереносимость которых наблюдается в следующих ситуациях (Марков Б. П., Козин В. Н., 2003):

- при использовании конструкции из нержавеющей стали с серебряным припоем.
- при нарушении технологии нанесения покрытий, включая нитрид титана.
- в случаях использования разнородных по значению стандартного электрохимического потенциала сплавов.
- при нарушении технологии полимеризации облицовочных и базисных пластмасс (избыток мономера).

Среди негативных воздействий материалов ортопедических конструкций можно выделить следующие: травматические, электрохимические, биохимические и спектральные. Биохимические в свою очередь делятся на токсические и аллергические.

Травматические воздействия Стоматологические конструкции могут травмировать ткани пародонта, слизистую оболочку полости рта, нарушать трофику в тканях зуба, быть причиной нарушения окклюзии и как следствие развитие патологии височнонижнечелюстного сустава. Клиническими проявлениями травматического

воздействия протеза являются отёк и гиперемия слизистой оболочки, эрозии, язвы, гипо- либо гиперсаливация. В результате длительного воздействия протеза на слизистую оболочку полости рта развивается травматический стоматит, который характеризуется катаральным воспалением (отек и гиперемия). Впоследствии на месте травмы слизистой оболочки образуется эрозия, а затем язва, окруженная воспалительной инфильтрацией. Причиной данных осложнений могут служить: недостаточная механическая обработка протеза, острые края, конструктивные нарушения ортопедических конструкций. В тяжелых случаях травматический стоматит осложняется грибковой либо гнойной инфекцией, что, как правило, проявляется у лиц пожилого возраста. Длительное хроническое воздействие слабого травмирующего фактора может привести к гипертрофии участков слизистой оболочки и появлению папилломатозных разрастаний.

Диагноз ставят на основании характерной клинической картины. Дифференциальный диагноз проводят с трофической, туберкулезной и сифилитической язвами, а также хроническим язвенно-некротическим стоматитом Венсана.

Лечение заключается в устранении травмирующего фактора, обработке полости рта растворами антисептиков (лучше растительного происхождения). При резкой болезненности показаны аппликации обезболивающих средств. Необходима тщательная санация полости рта. Прогноз благоприятный. Однако, при отсутствии лечения возможны случаи развития лейкоплакии, малигнизация язв (Боровский Е. В., 2003).

Электрохимические воздействия. Наличие в слюне противоположно заряженных ионов металлов могут приводить к возникновению в полости рта микротоков, приводящих к формированию комплекса патологических симптомов, получивших название гальваноз (Онищенко В. С., 1974, Олешко В. П., 2000 и др.). Симптомами гальваноза являются: металлический вкус во рту, извращение и понижение вкусовой чувствительности, боль и парестезия в различных участках полости рта, гипо- или гиперсаливация, ощущение «прохождения тока». Было доказано, что электрохимические реакции в полости рта, приводящие к возникновению микротоков, ме-

няют не только микроэлементный состав слюны, но и влияют на активность слюноотделения. Гальваноз резко тормозит его, что воспринимается больным как сухость во рту (Исакова Т. Г., 2007).

Кроме субъективных ощущений, у некоторых больных вследствие гальваноза возникают морфологические изменения слизистой оболочки полости рта: гиперемия, отек, изъязвление, красный плоский лишай (Гожая Л. Д., 2003).

Биосовместимость материалов может значительно ухудшиться из-за несоблюдения технологии при работе с ним (Онищенко В. С., 1974, Олешко В. П., 2000).

Металлический привкус, ощущение кислоты, электрического тока в полости рта обычно являются прямым следствием электрохимических процессов между разнородными металлами, либо между сплавами и диффузными остатками (других) сплавов. Характерным проявлением гальваноза являются: стомалгия, глоссалгия, гиперсаливация или гипосаливация, некоторые воспалительные или дегенеративные изменения слизистой в полости рта. Следует отметить, что такая симптоматика не является его однозначным маркером. Наличие гальваноза может провоцировать развитие лейкоплакии, красного плоского лишая, и соответственно — препятствовать успешному лечению данной патологии.

В стоматологической практике для диагностики гальваноза хорошо себя зарекомендовал биопотенциалометр (БПМ-03) (рис. 84).

Принцип действия прибора основан на измерении электрохимического потенциала металлических включений. Методика измерения следующая: ортопедические конструкции изолируются стерильными ватными валиками. Доступные для измерения участки протезов обрабатываются спиртом и высушиваются. Электролитический ключ хлорсеребряного электрода вводится в контакт с подъязычной областью дна полости рта, а торец электрода сравнения вводится в плотный контакт с сухим участком протеза. Показания прибора заносятся в специальную карту обследования (приложе-

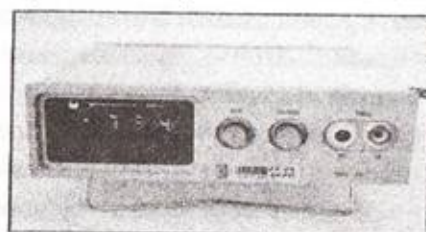


Рис. 84. Биопотенциалометр БПМ-03

ние 3). Измерения проводятся несколько раз, и в результате выводится средняя величина. По показателям электрохимических потенциалов строится ряд электрохимической активности и вычисляется разность электрохимических потенциалов между металлическими конструкциями, находящимися в полости рта. В норме разность потенциалов не должна превышать 74 — 80 мВ (Манин И. О., 2003, Гожая Л. Д., 2007, Лебедев К. А., 2010).

Клинический пример

Пациентка М.И., 72 лет, обратилась в клинику ВолГМУ с жалобами на сухость слизистой оболочки полости рта, кровоточивость дёсен, кислый привкус, чувство жжения в области языка и красной каймы губ. Данные симптомы появились после протезирования проведенного 1,5 года назад.

Объективно отмечается сухость слизистой оболочки полости рта. В области передней трети языка сосочки увеличены, гиперемизированы, отёчны. Красная кайма губ также гиперемизирована и отёчна. Маргинальный пародонт в области искусственных коронок незначительно гиперемизирован. В полости рта находятся цельнолитой мостовидный протез с опорой на 14, 16, 17, цельнолитой мостовидный протез с напылением нитрид титана с опорой на 13, 12, 11, 21, 23 зубы, штифтово-культевые конструкции на 25, 27 зубах, цельнолитые коронки с напылением нитрид титана в области 33, 32, 31, 41, 42, 43 зубов, одиночные цельнолитые коронки на 37, 38, 48 зубах (рис. 85).



Рис. 85. Состояние полости рта пациентки М.И., 72 лет, на момент первичного осмотра

У данной пациентки было проведено измерение электропотенциалов ортопедических конструкций. Наиболее высокие показатели разности электрохимических потенциалов отмечены в области цельнолитого мостовидного протеза с напылением нитрид титана с опорой на 13, 12, 11, 21, 23 зубы и цельнолитых коронок с напылением нитрид титана в области 33, 32, 31, 41, 42, 43 зубов и которые составили — 750 — 800 мВ (табл. 9). В норме разность

электрохимических потенциалов ортопедических конструкций не должна превышать 74—80 мВ (Манин И. О., 2003, Голая Л. Д., 2007, Лебедев К. А., 2010).

Диагноз: патология твёрдых тканей зубов, частичная вторичная адентия, на верхней челюсти 2 класс по Кеннеди, 2 подкласс, на нижней челюсти 1 класс, 1 подкласс. Состояние после протезирования. Гальваноз полости рта.

Таблица 9

Показатели электрохимических потенциалов ортопедических конструкций пациентки М.И. 72 лет, на момент осмотра

198 мВ					950 мВ					180 мВ					146 мВ				
о	Л	Л	л	Л	Л/нт	Л/нт	Л/нт	л/нт	Л/нт	Л/нт	о	ШКК	о	ШКК	о	Л	Л	Л	Л
18	17	16	15	14	13	12	11	21	22	23	24	25	26	27	28				
48	47	46	45	44	43	42	41	31	32	33	34	35	36	37	38				
Л	о	о	о	о	Л/нт	Л/нт	Л/нт	л/нт	Л/нт	Л/нт	о	о	о	Л	Л				
179 мВ																172 мВ	153 мВ		

Пациентке М. И. были даны следующие рекомендации:

1. Снятие цельнолитых ортопедических конструкций в области 13, 12, 11, 22, 23 и 33, 32, 31, 41, 42, 43 зубов.
2. Повторное обследование полости рта для определения электрохимических потенциалов.
3. Рациональное протезирование с изготовлением комбинированных цельнолитых ортопедических конструкций, фиксация конструкций после дополнительного обследования пациента на явление гальваноза полости рта.



Рис. 86. Состояние полости рта пациентки М. И., 72 лет, после снятия ортопедических конструкций

рукций после дополнительного обследования пациента на явление гальваноза полости рта.

После снятия ортопедических конструкций (рис. 86) пациентке М. И. вновь проведено измерение электрохимических потенциалов (табл. 10). Максимальная разность не превышала 58 мВ, что соответствует показателям нормы (74—80 мВ).

Таблица 10

Состояние электрохимических потенциалов ортопедических конструкций полости рта пациентки М. И., 72 лет, после снятия конструкций с напылением нитрид титана

198 мВ					162 мВ					178 мВ					180 мВ					210 мВ				
о	Л	Л	л	Л	ШКК	о	д/ш	ШКК	о	д/ш	ШКК	о	д/ш	ШКК	о	ШКК	о	ШКК	о	ШКК	о	ШКК	о	ШКК
18	17	16	15	14	13	12	11	21	22	23	24	25	26	27	28									
48	47	46	45	44	43	42	41	31	32	33	34	35	36	37	38									
Л	о	о	о	о	ШКК				ШКК	д/ш	о	о	о	Л	Л									
191 мВ					180 мВ				150 мВ	220 мВ						187 мВ	176 мВ							

Жалобы отсутствуют. Состояние пациентки удовлетворительное. Объективно: слизистая оболочка бледно-розового цвета. Пациентка находится на этапе комплексного лечения (терапевтического и ортопедического лечения) с последующим изготовлением цельнолитых ортопедических конструкций.

Клинический пример

Пациентка Г.И., 62 лет, обратилась в клинику ВолГМУ с жалобами на привкус кислоты, металла в полости рта, появившиеся сразу после протезирования, проведённого 2 месяца назад.

Объективно: в полости рта находятся штампованная коронка с циркониевым напылением в области 16 зуба, комбинированные металлокерамические коронки в области 15, 14, 23, 24, 25, 26, 43, 44, 45, 46 зубов, комбинированная металлокерамическая коронка с литой жевательной поверхностью в области 26 зуба, цельнолитая коронка в области 47 зуба, цельнолитой мостовидный протез с циркониевым напылением с опорой на 36, 38 зубы фиксированный на временном материале (рис. 87). Слизистая оболочка в области 36, 38 зубов гиперемирована, отёчна.

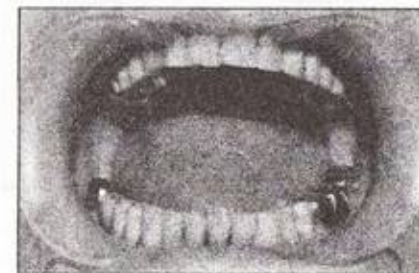


Рис. 87. Состояние полости рта пациентки Г.И., 62 лет, на момент обследования

У данной пациентки было проведено измерение электрохимических потенциалов ортопедических конструкций полости рта. Наиболее высокие показатели разности электрохимических потенциалов показал цельнолитой мостовидный протез с циркониевым напылением с опорой на 36, 38 зубы — 97 мВ (табл. 11).

Диагноз: состояние после протезирования, гальваноз полости рта.

Таблица 11

Показатели электрохимических потенциалов ортопедических конструкций пациентки Г. И., 62 лет, на момент осмотра

308 мВ											309 мВ			282 мВ		
	ш/ц	МК	МК								МК	МК	МК	Л		
18	17	16	15	14	13	12	11	21	22	23	24	25	26	27	28	
48	47	46	45	44	43	42	41	31	32	33	34	35	36	37	38	
	Л	МК	МК	МК	МК								Л/ц	л/ц	Л/ц	
244 мВ											212 мВ					

Пациентке Г.И. были даны следующие рекомендации:

1. Снятие цельнолитого мостовидного протеза с опорой на 36, 38 зубы для удаления циркониевого напыления. Фиксация данной конструкции на временный фиксирующий материал.

2. Провести повторное обследование полости рта для определения показателей электрохимических потенциалов ортопедических конструкций полости рта.

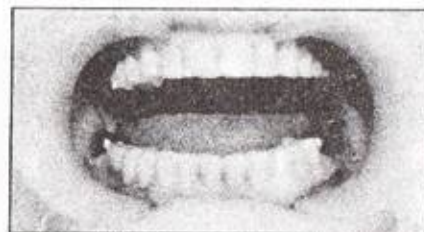


Рис. 88. Состояние полости рта пациентки Г. И., 62 лет, после удаления циркониевого напыления

После снятия циркониевого напыления цельнолитого мостовидного протеза пациентке Г. И. (рис. 88) было вновь проведено измерение электрохимических потенциалов (табл. 12). Максимальная разность электрохимических потенциалов не превышала 66 мВ, что соответствует норме.

Таблица 12

Состояние электрохимических потенциалов ортопедических конструкций пациентки Г. И., 62 лет, после удаления циркониевого напыления с цельнолитого мостовидного протеза

308 мВ											309 мВ			326 мВ		
	ш/ц	МК	МК								МК	МК	МК	Л		
18	17	16	15	14	13	12	11	21	22	23	24	25	26	27	28	
48	47	46	45	44	43	42	41	31	32	33	34	35	36	37	38	
	Л	МК	МК	МК	МК								Л/ц	л/ц	Л/ц	
284 мВ											260 мВ					

Жалобы отсутствуют. Состояние пациентки удовлетворительное. Объективно: слизистая оболочка в области 36,38 зубов бледно-розового цвета, признаков воспаления нет.

Биохимические воздействия. Материалы ортопедических конструкций, могут вызывать разнообразные побочные явления вследствие их биохимического воздействия на органы и ткани полости рта. Биохимические воздействия принято разделять на два типа: токсические и аллергические.

Токсические воздействия. Проявлением токсического воздействия конструкционных материалов ортопедических конструкций может быть изменение цвета тканей, контактирующих с протезом.

Исследователи относятся неоднозначно к возможности токсического воздействия металлических включений на ткани и органы полости рта. Ряд авторов (Дойников А. И., Демнер Д. Л., 1989, Жолудев С. Е., 2007) считают, что при соблюдении технологии изготовления протеза выход ионов металла из сплавов протеза в слюну незначителен и находится на уровне суточного поступления металлов в организм с пищей. На основании этого данные исследователи отвергают возможность токсического воздействия металлических конструкций на состояние слизистой оболочки полости рта и считают, что кумулятивно-токсическое действие применяемых в настоящее время сплавов не доказано.

Однако другие авторы (Гожая Л. Д., 2003) справедливо отмечают, что продукты ионизации и коррозии металлических конст-

рукционных материалов зубных протезов и металлы, поступающие алиментарным путём, существенно отличаются друг от друга формой поступления в организм. А именно: металлы с пищей и водой поступают в организм в виде молекул микроэлементов, а металлы конструкционных материалов протезов поступают в полость рта в виде ионов, которые являются химически более активными. Кроме того, ионы металлов находятся в полости рта постоянно. При этом отмечается, что продукты электрохимической коррозии являются питательной средой для микробной флоры полости рта. Ингредиентами этой питательной среды являются микроэлементы: ионы Fe, Cr, Ni, выходящие в слюну в результате электрохимических процессов между разнородными металлами протеза. В результате значительное повышение концентрации металлов в слюне и слизистой полости рта может привести к местному токсическому эффекту (Беляева Л. Г., 1988, Олешко В. П., 2000).

Вне челюстно-лицевой области характерными мишенями для продуктов коррозии стоматологических сплавов являются желудок, печень, поджелудочная и вилочковая железа. Продукты растворения сплавов металлов депонируясь в вилочковой железе, ослабляют иммунную систему и являются одной из причин развития патогенной микрофлоры в полости рта. Они также депонируются в соединительной ткани суставов. Токсическая нагрузка на печень проявляется гиперсаливацией. Доказано, что токсическое воздействие ионов металлов на органы ЖКТ негативно сказывается на состоянии слизистой оболочки полости рта.

При лечении негативных воздействий электрогальванической природы, следует удалять металлические включения полностью, и заменять их на соответствующие конструкции из благородных сплавов металлов.

Аллергические воздействия. В работах, выполненных отечественными учеными (Воложин А. И., 1994 и др.), сформулировано, что при пользовании протезами выделяются ионы металлов, способные sensibilizировать организм и вызвать различные аллергические реакции. Sensibilization — это готовность к развитию аллергических реакций немедленного или замедленного типа при повторном поступлении в организм аллергена. Утверждается, что про-

дукты коррозии металлических деталей зубных протезов являются причиной развития токсико-аллергических реакций в полости рта, а также есть вероятность развития аллергии при пользовании протезами из сплавов, содержащих хром и никель (Гожая Л. Д., 2001 и др.).

Широкое распространение в мире получила классификация аллергических реакций, предложенная P. Cell и R. Coombs (1968). Она базируется на патогенетическом принципе. В основу классификации положены особенности иммунных механизмов.

I тип — реактивный, анафилактический. В развитии реакции участвуют антитела IgE-класса и реже — IgG-антитела. Клинические проявления: бронхиальная астма, аллергический ринит, атопический дерматит.

II тип — цитотоксический. Цитотоксическим типом повреждения тканей его называют потому, что образовавшиеся антитела соединяются с клетками организма, вызывают их повреждение и даже лизис (цитолитическое действие). Цитотоксический тип реакций может быть одним из проявлений лекарственной аллергии в виде лейкопении, тромбоцитопении, гемолитической анемии и др. Иммунный механизм реакции обусловлен IgG- и IgM-антителами.

III тип — повреждение иммунными комплексами. Повреждение при этом типе аллергической реакции вызывается иммунными комплексами антиген + антитело. Синонимы: иммунокомплексный тип, феномен Артюса. В развитии реакции участвуют IgG- и IgM-антитела. III тип аллергических реакций является ведущим в развитии сывороточной болезни, экзогенных аллергических альвеолитов и других заболеваний.

IV тип — аллергическая реакция замедленного типа, в развитии которой участвуют sensibilizированные лимфоциты. Аллергические реакции возникают у sensibilizированных людей через 24—48 ч после контакта с аллергеном. Типичное клиническое проявление — контактный дерматит.

Таким образом, аллергия — это иммунная реакция организма, сопровождающаяся повреждением собственной ткани. Для диагностики аллергии можно использовать кожные пробы (капельные, скарификационные и др.). С целью выявления контактной аллергии к никелю, хрому применяются спиртовые растворы солей метал-

лов. Можно использовать кожную аппликационную пробу, а также провести аппликационную пробу на слизистой полости рта. Следует отметить, что кожные и провокационные пробы следует осуществлять только в условиях аллергологического кабинета врачом-аллергологом, имеющим необходимый опыт.

Для изготовления металлических зубных протезов используются около 20 металлов, которые в составе нержавеющей стали, хромокобальтовых, серебряно-палладиевых сплавов, сплавов на основе золота и платины, являются конструкционными материалами. Для металлокерамики применяются сплавы на основе никеля, в состав которых входят железо, хром, титан, марганец, кремний, молибден, кобальт, палладий, цинк, серебро, золото и другие металлы. Для соединения деталей зубных сплавов используются припои содержащие серебро, медь, никель, марганец, цинк, бериллий, магний, кадмий и другие элементы. Развитию аллергической реакции способствует выраженность электрохимических процессов (коррозии) в полости рта, которая зависит от структуры сплавов, разнородности металлов, температурных режимов при изготовлении металлических протезов, химизма слюны и других факторов.

Устранения аллергического воздействия можно добиться удалением протеза из полости рта пациента, а так же путем экранирования — химическое серебрение протеза, гальванопокрытие золотом цельнолитых протезов — аппаратов.

Трудности в диагностике аллергонепереносимости стоматологических материалов состоят в том, что соответствующие клинические проявления могут выявляться не только в полости рта, но и на коже, в дыхательных путях и др. При наличии клинических проявлений в полости рта в процессе диагностики заболевания врач — стоматолог часто не принимают во внимание возможность общей аллергической реакции на стоматологические материалы. И это вполне понятно. Контактный стоматит, вызванный аллергонепереносимостью, трудно дифференцировать от стоматита, вызванного другими причинами. Например, от хронической травмы и других «лишайниковидных» реакций на слизистой оболочке, которые являются возможным проявлением аллергии на стоматологические материалы, и клинически трудно отличаются от проявле-

ний красного плоского лишая в полости рта (Лебедев К. А., Понякина И. Д., 2010 и др.).

Спектральное воздействие. Ортопедические конструкции могут также оказывать негативные функциональные воздействия за счет своих характерных резонансных спектров в области низкочастотных электромагнитных излучений, так называемые, «спектральные воздействия» (Марков Б. П., Джириков Ю. А., 1997).

Отсутствие явных проявлений непереносимости в полости рта пациента еще не гарантирует отсутствие негативного воздействия на него со стороны стоматологических материалов ортопедических конструкций.

Достаточно удобно и весьма полно выявить значимые воздействия от стоматологических материалов позволяют электропунктурные методы тестирования с использованием инверсий от образцов-аналогов и (или) соответствующих потенцированных препаратов стоматологических материалов и их компонентов. Нередко явные проявления непереносимости стоматологических материалов возникают лишь по прошествии нескольких лет после установки зубных протезов (Голая Л. Д., 2001).

При прогнозировании риска развития возможных негативных реакций полости рта при разных клинических ситуациях, необходимо учитывать следующие факторы (Марков Б. П., 2003):

1. Штамповано-паяные конструкции из нержавеющей стали могут являться причиной негативных реакций при наличии разнородных сплавов металлов в полости рта, в том числе и в виде покрытий, напылений, анкерных штифтов, припоев. Нарушение технологии напыления нитрида титана также имеет отрицательный компонент. Частота явлений непереносимости в этом случае может возрастать до 30 % и более.

2. Нарушение технологии работы со сплавами металлов: несоблюдение технологии плавки и литья, недостаточная механическая обработка поверхности, не удаленные окисные пленки на наружных и внутренних поверхностях конструкций, недостаточная полировка наружных поверхностей конструкции. Для таких ситуаций частота явлений непереносимости может составлять более 15 %.

3. Нарушение технологии полимеризации облицовочных и базисных пластмасс нередко приводит к избыточному содержанию мономера, при этом частота явлений непереносимости может составлять более 10 %.

4. Несоответствие стандарту структуры сплава металла из-за наличия микропримесей, несоответствие стандарту сплава по элементному составу, развитие остаточных напряжений, возникших в результате неравномерного нагрева и (или) охлаждения. В таких ситуациях частота явлений непереносимости может составлять более 10 %.

5. Для иных клинических случаев на этапах ортопедического либо ортодонтического лечения частота явлений непереносимости может составлять 5 %.

Учитывая тот факт, что процесс разработки и внедрения в клиническую практику новых стоматологических материалов, технологий протекает достаточно интенсивно и остаётся надежда, что в недалёком будущем количество негативных воздействий конструкционных материалов ортопедических конструкций будет снижаться. Однако на сегодняшний день, имеет место значительное количество обращений пациентов с данной патологией, сложность диагностики, тяжесть клинического проявления и лечения требует пристального внимания врачей стоматологов и иммунологов к данной проблеме.

СТОМАТОЛОГИЧЕСКИЕ СПЛАВЫ для модельного протезирования (бюгельные работы)

Фирма. Название сплава. Химический состав	Плотн. г/см ³	Е, х1000 Н/мм ²	Тверд HV10	RM, Н/мм	Rp0,2 %, Н/мм	Отп.удл. %	Интервал плавки °С	t°С литья, С
KRUPP. WISIL vac. Germany. 65%Co; 28%Cr; 5%Mo; 2% Si, Mn; C	8,4	220	300	840	600	7	1355	1535
KRUPP. CHROMORUR. Germany. 62%Co; 28%Cr; 5,5%Mo; 4,5% Si; Mn; C	8,4	220	385	820	570	5	1350	1535
BEGO. WIRONIUM. Germany. 63%Co; 29,5%Cr; 5%Mo; 1%Si; 0,5%Mn; 0,5%Fe; 0,3%N; 0,2%C	8,4	216	330	940	650	12	1320	1440
BEGO. WIRONIUM. Extra hard. Germany. 61%Co; 30%Cr; 5%Mo; 1%Si; 2%Mn; 0,5%Fe; 0,3%N; 0,2%C	8,4	222	350	970	670	7,5	1330	1450
BEGO. WIRONIT. Germany. 64%Co; 28%Cr; 5%Mo; 1%Si; 1%Mn; 0,5%Fe; 0,5%C	8,2	211	350	880	600	6,2	1320	1460
BEGO. WIRONIT. Extra hard. Germany. 63%Co; 30%Cr; 5%Mo; 1%Si; 0,5%Mn; 0,5%C	8,2	225	375	910	625	4,1	1260	1420
BEGO. WIROCAST. Germany. 33%Co; 29%Fe; 30%Cr; 5%Mo; 1%Si; 1,5%Mn; 0,2%N; 0,3%C	8,2	210	330	860	590	7	1280	1460
DEGUSSA. Biosil E. Extra hard. Germany. 64,8%Co; 28,5%Cr; 5,3%Mo; <2% Si; Mn; C	8,4	220	400	900	700	5	1320	-
DEGUSSA. Biosil H. Hard. Germany. 64,8%Co; 28,5%Cr; 5,3%Mo; <2% Si; Mn; C	8,4	220	360	800	600	8	1320	-
HERAEUS HERAENIUMCE. Germany. 63,5%Co; 27,8%Cr; 6,5%Mo; <2% Mn, Si, N	8,4	210	380		580	4	1330	1530
HERAEUS HERAENIUM EH Germany. 65%Co; 28,5%Cr; 5,5%Mo; <2% Mn, Si, N	8,4		310		620	7	1330	1530
DENTAURUM GM 380. Germany. 65,4% Co, 29,0%Cr; 4,5%Mo; 0,6%C; 0,6%Si; 0,5%Mn;	8,2	225	420	900	640	4,5	-	1370
DENTAURUM Gfh. Germany. 64,95%Co, 29,0%Cr; 4,5%Mo; 0,45%C; 0,6%Si; 0,5%Mn;	8,2	210	380	830	580	6,5	-	1370
DENTAURUM GM 700. Germany. 61,2%Co, 32,0%Cr; 5,0%Mo; 0,40%C; 0,7%Si; 0,7%Mn; OCT.	8,2	225	390	960	740	4,0	-	1370
DENTAURUM GM800. Germany. 36,5%Co, 30,0%Cr; 5,0%Mo; 0,3%C; 1,0%Si; 0,2%Mn;	8,2	230	360	930	710	5,0	-	1410

Продолжение прил. 1

Фирма. Название сплава. Химический состав	Плотн., г/см ³	E, хЮОО Н/мм ²	Тверд. HV10	РМ, Н/мм	Rp0,2 %, Н/мм	Отн.удл. %	Интервал плавл., °C	t°С литья, °C
DENTKO INTERPRISES DENT 1000, USA. 64% Co; 28%Cr; 5,9%Mo; 3% Mn, Si, C	-	-	-	-	-	-	1300-1370	1510
ЛЕНМЕДПОЛИМЕР КХС. РФ. 63%Co; 27%Cr; 5%Mo; 3%Ni; 0,3%С; 1,0%Si; 0,2%Mn	8,4	220	330	800	600	6,0	1345-1385	1430
СУПЕРМЕТАЛЛ БЮГОДЕНТ ССР. РФ. 63%Co; 27%Cr; 5%Mo; 3%Ni; 0,3%С; 0,7%Si; 0,5%Mn	8,4	220	330	800	600	6,0	1340-1390	1430
СУПЕРМЕТАЛЛ БЮГОДЕНТ ССР. РФ. 65%Co; 28%Cr; 5%Mo; 0,3%С; 1%Si, 0,2%Mn	8,4	225	340	850	620	5,0	1330-1380	1440
СУПЕРМЕТАЛЛ БЮГОДЕНТ ССН. РФ. 65%Co; 28%Cr; 5%Mo; 1%Nb; 0,4%С; 1%Si, 0,2%Mn	8,4	230	380	900	650	4,0	1335-1380	1440
СТОММАТ ЦЕЛЛИТ Б. РФ. 65%Co; 28%Cr; 5%Mo; C; Si, V; Nb	8,3	-	340	750	550	4,0	-	1500-1560

Приложение 2

СТОМАТОЛОГИЧЕСКИЕ СПЛАВЫ
для металлокерамического протезирования

Фирма. Название сплава. Химический состав	Плотн., г/см ³	E, хЮОО Н/мм ²	Тверд. HV10	РМ, Н/мм	Отн.удл. %	Интервал плавл., °C	t-лития °C	КТР 20-500 °C, х10 ⁻⁶ °K
KRUPP. BONDI-LOY. Germany. 66,5%Co; 27%Cr; 5%Mo; 1,5%Si; Mn	8,4	220	300	520	15	1320-1400	1470	14,7
KRUPP. SUPRANIUM. Germany. 61%Ni; 21,5%Cr; 9%Mo; 4%Nb; 2%Co; 2,5% Fe; Si; Mn	8,2	200	200	520	35	1300-1600	1545	13,9
BEGO. WIROBOND. Germany. 63%Co; 31%Cr; 3%Mo; 1%Si; 1%Mn; 0,5%Fe; 0,5%Ce	8,4	215	260	370	11	1380-1350	1470	14,7
BEGO. WIRON 99. Germany. 65%Ni; 22,5%Cr; 9,5%Mo; 1%Nb; 1%Si; 0,5%Fe; 0,5%Ce	8,2	205	180	330	25	1310-1250	1420	14,0
BEGO. WIRON 88. Germany. 64%Ni; 24%Cr; 10%Mo; 1,5%Si; 0,5%Ce	8,2	200	200	360	15	1310-1250	1420	14,1
BEGO. WIRON 77. Germany. 69%Ni; 20,5%Cr; 6%Mo; 3,5%Si; 0,5%B; 0,5%Ce	8,2	215	270	440	4,5	1250-1110	1300	14,3
DENTAURUM. 2000. Germany. 61,5%Ni; 25%Cr; 7,0%Mo; 5,0%W; 1,5%Si	8,4	200	340	600	7,0	1290-1415	-	13,8
DENTAURUM. CD. Germany. 65,9%Co; 28%Cr; 4,5%Mo; 1,6%Si	8,4	210	310	520	11	1350-1410	1420	14,7

Продолжение прил. 2

Фирма. Название сплава. Химический состав	Плотн., г/см ³	E, хЮОО Н/мм ²	Тверд. HV10	РМ, Н/мм	Отн.удл. %	Интервал плавл., °C	t-лития °C	КТР 20-500 °C, х10 ⁻⁶ °K
DENTAURUM. CS. Germany. 60,1%Ni; 26%Cr; 11%Mo; 1,5%Si; 1%Fe; Co; Ce	8,2	-	195	340	15	1270-1325	1420	14,1
HERAEUS. HERAENIUM NA. Germany. 59,3%Ni; 24%Cr; 10%Mo; <2% Fe, Mn, Ti, Si, Nb	8,2	-	200	300	15	1270-1320	1450	13,8
DENTKO INTERPRISES. USA. 76%Ni; 13%Cr; 6%Mo; Be<1,8%	-	-	-	-	-	1315-1343	1370	-
DENTKO INTERPRISES. DENT-NCB 20. USA. 78% Ni; 13%Cr; 4%Mo; 5% Si, Mn; Al; Be	8,2	-	-	-	-	1204-1315	1426-1509	-
MINEOLA A.ROSENSON INC. Arohd. USA. 62% Co, 30% Cr, 5% Mo	8,4	-	300	160	-	1260-1287	1370	14,0-14,5
MINEOLA A.ROSENSON INC. Arloy. USA. 75% Ni, 13% Cr, 5% Mo	8,2	-	300	-	-	1232-1295	1370	13,5-14,0
MATECH. INC. CERADIUM. USA. 78%Ni; 12%Cr; 4,3% Mo, 1,7% Be	7,8	-	205	-	6,6	-	1371	-
MATECH. INC. CERADIUM. USA. 70%Ni; 19%Cr; 6,3% Mo, 1,7% Be	7,8	-	230	-	6,6	-	1371	-
СУПЕРМЕТАЛЛ КХ-ДЕНТ CS vac. РФ. 63%Co; 27%Cr; 5%Mo; 3,0%Ni; <2% Fe, Mn, Si, Ce	8,4	-	320	360	9	1370-1420	1450	14,3
СУПЕРМЕТАЛЛ НХ-ДЕНТ NS vac. РФ. 63%Ni; 24%Cr; 10%Mo; <3% Fe., Mn, Si, Ce	8,2	-	200	300	15	1270-1320	1430	13,9
СТОММАТ. ЦЕЛЛИТ К. РФ. Oen.-Co; 24%Cr; 5%Mo; V; Si, P3M	8,4	-	370	550	5	-	1470-1550	14,2
СТОММАТ. ЦЕЛЛИТ Н. РФ. Oen. — Ni; 24%Cr; 10%Mo; Si; V; P3M, oct. Ni	8,2	-	300	450	4	-	1430-1460	13,8
DINA. DENTAL NSA vac. РФ. 63,2%Ni; 23,5%Cr; 9,8%Mo; <2,5% Fe, Mn, Si, Ce	8,2	-	320	500	9	1300-1350	1450	14,1
СУПЕРМЕТАЛЛ НХ-ДЕНТ NS vac. РФ. 63%Ni; 24%Cr; 10%Mo; <3% Fe., Mn, Si, Ce	8,2	-	200	300	15	1270-1320	1430	13,9
СТОММАТ. ЦЕЛЛИТ К. РФ. Oen.-Co; 24%Cr; 5%Mo; V; Si, P3M	8,4	-	370	550	5	-	1470-1550	14,2
СТОММАТ. ЦЕЛЛИТ Н. РФ. Oen. — Ni; 24%Cr; 10%Mo; Si; V; P3M, oct. Ni	8,2	-	300	450	4	-	1430-1460	13,8
DINA. DENTAL NSA vac. РФ. 63,2%Ni; 23,5%Cr; 9,8%Mo; <2,5% Fe, Mn, Si, Ce	8,2	-	320	500	9	1300-1350	1450	14,1

Фирма. Название сплава. Химический состав	Плотн., г/см ³	E,1000X Н/мм ²	Твёрд., HV 10	Проч. RM, Н/мм ²	Отн.уд д., %	Интервал плавления, °C	Т лтая, °C
BEGO. WIROLLOY. Germany. 63,5%Ni; 23%Cr; 9%Fe; 3%Mo; 1%Si; 0,5%Mn	8,1	212	190	355	5,8	1260-1220	1340
BEGO. WIROLLOY.E. Germany. 25%Ni; 21%Cr; 46%Fe; 5%Mo; 1,5%Cu; 1,5%Mn	8,0	195	135	240	40	1380-1350	1440
DENTAURUM. G. Germany. 26%Cr; 5,0%Mo; 1,5%Si; 1%C; Mn; B OCT. Ni	8,2	165	210	310	8,0	1240-1210	-
DINA DENTAN. 23/23. РФ. 23%Ni; 23%Cr; 49%Fe; 5,0%Si, Mn, Al	7,9	195	200	185	30	1390-1330	1480
СУПЕРМЕТАЛЛ. DENTAN D. РФ. 21%Ni; 21%Cr; 53%Fe; 5,0%Si, Mn, Al	7,9	192	210	185	28	1390-1330	1480
СУПЕРМЕТАЛЛ. DENTAN DM. РФ. 21%Ni; 23%Cr; 49%Fe; 2%Mo; 5,0%Si, Mn, Al	7,9	198	210	185	27	1390-1330	1480
MINEOLA. A.ROSENSON INC. Arocacst. Gold. US. 78-83%Cu; 10-11,5%Al; 4-5,5%Ni; 2- 4,5%Fe; 2% др. элементы	7,58	158	205	170	29	-	1054
DENTKO ENTERPRISES. DENT NP Gold. US. 85% Cu; 10%Al; 3%Ni; 2% др. элементы	-	-	-	-	-	1030-980	-
Нержавеющая сталь X12CrNi18 8 по DIN 17006. 0,07%C; 9%Ni; 18%Cr; 1,0%Si; 2%Mn; 0,35%Ti; 0,5%Nb; OCT. Fe	7,9	180	130- 180	55-70	45-50	-	-
Стоматологическая нержавеющая сталь 20X18H9T. РФ. 0,20%C; 9%Ni; 18%Cr; 1,0%Si; 2%Mn; 1%Ti; OCT. Fe	7,9	180	170	70	-	-	-
Стоматологическая нержавеющая сталь 25X18H102 C. РФ. 0,25%C; 10%Ni; 18%Cr; 1,8%Si; 2%Mn; OCT. Fe	7,9	180	180	75	-	-	-

Data

1. Фамилия Имя Отчество _____

2. Год рождения

3. Пол _____ Адрес _____

Tel. _____

Данные клинического обследования:

[illegible]

Обозначение в графе первичный осмотр: к – коронка, с – карнес, о – отсутствует, п – пломба, R – корень, А – пародонтит.

Обозначения в графе постоянные конструкции: л – литой зуб,

д/Ц – литой зуб с циркониевым напылением, д/НТ – литой зуб с напылением нитрид титана.

Л – литая коронка, Л/Ц – литая коронка с циркониевым наполнением.

Д/НТ – литая коронка с напылением нитрид титаном, Ш – штампованная коронка.

III/II – штампованная коронка с циркониевым напылением.

Ш/НТ – штампованная коронка, напыление нитрид титаном, П – пластмассовая коронка.

МК – металлокерамическая коронка, К – керамическая коронка, Ф – литой зуб с фасеткой,

Ф – литой зуб с фасеткой циркониевым напылением.

Ф – литой зуб с фасеткой с напылением нитрид титана, ШКК – иштифтовоккультевая конструкция.

АМ – пломба из амальгамы, ВкЛ – вкладка литая, ВкК – керамическая вкладка.

КЗ – коронка из золотого сплава «а» – цельнолитая конструкция, «б» – паяная конструкция.

Например: МК-МК-д-л, Ш/Ц=д-д=Ш/Ц

Количество коронок (литых зубов) в полости рта: до лечения	после лечения
1	1
2	2
3	3
4	4
5	5
6	6
7	7
8	8
9	9
10	10
11	11
12	12
13	13
14	14
15	15
16	16
17	17
18	18
19	19
20	20
21	21
22	22
23	23
24	24
25	25
26	26
27	27
28	28
29	29
30	30
31	31
32	32
33	33
34	34
35	35
36	36
37	37
38	38
39	39
40	40
41	41
42	42
43	43
44	44
45	45
46	46
47	47
48	48
49	49
50	50
51	51
52	52
53	53
54	54
55	55
56	56
57	57
58	58
59	59
60	60
61	61
62	62
63	63
64	64
65	65
66	66
67	67
68	68
69	69
70	70
71	71
72	72
73	73
74	74
75	75
76	76
77	77
78	78
79	79
80	80
81	81
82	82
83	83
84	84
85	85
86	86
87	87
88	88
89	89
90	90
91	91
92	92
93	93
94	94
95	95
96	96
97	97
98	98
99	99
100	100

Количество ШКК в полости рта:	до лечения	после лечения
0	1	1
1	1	1
2	1	1
3	1	1
4	1	1
5	1	1
6	1	1
7	1	1
8	1	1
9	1	1
10	1	1
11	1	1
12	1	1
13	1	1
14	1	1
15	1	1
16	1	1
17	1	1
18	1	1
19	1	1
20	1	1
21	1	1
22	1	1
23	1	1
24	1	1
25	1	1
26	1	1
27	1	1
28	1	1
29	1	1
30	1	1
31	1	1
32	1	1
33	1	1
34	1	1
35	1	1
36	1	1
37	1	1
38	1	1
39	1	1
40	1	1
41	1	1
42	1	1
43	1	1
44	1	1
45	1	1
46	1	1
47	1	1
48	1	1
49	1	1
50	1	1
51	1	1
52	1	1
53	1	1
54	1	1
55	1	1
56	1	1
57	1	1
58	1	1
59	1	1
60	1	1
61	1	1
62	1	1
63	1	1
64	1	1
65	1	1
66	1	1
67	1	1
68	1	1
69	1	1
70	1	1
71	1	1
72	1	1
73	1	1
74	1	1
75	1	1
76	1	1
77	1	1
78	1	1
79	1	1
80	1	1
81	1	1
82	1	1
83	1	1
84	1	1
85	1	1
86	1	1
87	1	1
88	1	1
89	1	1
90	1	1
91	1	1
92	1	1
93	1	1
94	1	1
95	1	1
96	1	1
97	1	1
98	1	1
99	1	1
100	1	1

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Бремер В. Искусственный протез отображение природы. // Зубной техник. — 2005. — №3. — С. 6-10.
2. Бремер В. Искусственный протез — отображение природы. // Зубной техник. — 2006. — №3. — С. 6-12.
3. Боровский Е.В., Иванов В.С., Максимовский Ю.М., Максимовская Л.Н. Терапевтическая стоматология. — Изд. 5-е, перераб. и доп. — М.: Медицина, 2003.
4. Бусыгина О., Насонова Д., Гоголева Д. Работы зубных техников - литейщиков. // Зубной техник — 2004. — №1. — С. 32.
5. Быкова М.В., Лебеденко И.Ю., Перегудов А.Б., Дашкова М.С. Оценка биосовместимости нового отечественного сплава титана ВТ1-0-М, предназначенного для изготовления металлокерамических зубных протезов. // Российский стоматологический журнал. — 2007. — №1. — С. 4-7.
6. Быкова М.В., Лебеденко И.Ю., Пустовая Е.П., Каминская Н.М., Лимарев В.А., Годзь А.В., Парунов В.А. Возможность использования в ортопедической стоматологии титанового сплава ВТ-14 на основе изучения его биологической совместимости в эксперименте. // Проблемы стоматологии и нейростоматологии. — 1999. — №1. — С. 20-22.
7. Васекин В.В., Пуликов В.С., Парунов В.А. Результат плодотворного сотрудничества. Сплав «Плагодент» 7 лет. // Зубной техник. — 2005. — №4. — С. 68.
8. Варнавский С.В., Волченко Ю.В. Снова про литье без проблем, теперь от «АВЕРОН». // Зубной техник. — 2006. — №3. — С. 25-30.
9. Варнавский С.В., Волченко Ю.В. АВЕРОН — литейщикам. 2006: что нового? // Зубной техник. — 2006. — №6. — С. 53-54.
10. Вульфес Х. СоСг сплавы для бюгельных протезов. // Зубной техник. — 2006. — №3. — С. 14-16.
11. Гарамов Л. Сплавы металлов в современной стоматологии. Никель-хромовые сплавы для металлокерамики. // Зубной техник. — 2004. — №2. — С. 66-69.
12. Гарамов Л. Литейное дело. Практические примеры. // Зубной техник. — 2004. — №6. — С. 32-35.
13. Гожая Л.Д. Аллергические и токсико-химические стоматиты, обусловленные материалами зубных протезов. Методическое пособие. М. 2000. С. 32.
14. Гожая Л.Д., Гожий А.Г., Сагателян Г.Р. Новая технология отделочной обработки зубных протезов. Учебно-методическое пособие для врачей-стоматологов. М.: 2003. С. 39.
15. Гожая Л.Д., Ножницкая Я.М., Исакова Т.Г. Влияние гальваноза на развитие кандидоза в полости рта. // Стоматология для всех. — 2007. — №1. — С. 22-26.
16. Гожая Л.Д., Ножницкая Я.М., Исакова Т.Г., Талалай Т.Ю. Особенности диагностики и лечения пациентов с гальванозом, протекающим на фоне хронического гастрита. // Институт стоматологии. — 2008. — №1. — С. 89-91.
17. Горюнов В.В., Ефимов С.М., Журавлев А.К. Применение золотосодержащего сплава для изготовления металлокерамических зубных протезов. Материалы I Общероссийского конгресса стоматологов. Пермь. 2001. С. 242-243.
18. Дубова Л.В., Воложин А.И., Бабахин А.А. Биосовместимость стоматологических материалов — оценка безопасности по способности к гистаминолиберации. // Стоматология. — 2006. — Т. 85. — №4. — С. 27-34.
19. Дубова Л.В., Воложин А.И., Лебеденко И.Ю. Профилактика непереносимости к сплавам металлов. // Цвет.металлы. — 2009. — №3. — С. 39-41.
20. Дятлов Е. Литники. Основные ошибки. // Зубной техник. — 2004. — №3. — С. 55.
21. Ефименко С.П., Шелест А.Е., Лещинская Е.М., Марков Б.П., Перкас М.М., Мишина Е.Г. Перспективный материал для изделий медицинского и бытового назначения. // Журнал Перспективные материалы, безникелевые азотсодержащие нержавеющие стали. — 2001. — №5. — С. 56-59.
22. Жолудев Е., Олешко В.П., Баньков В.И., Мирсаев Т.Д., Новикова Н.А. Способы лечения непереносимости зубных протезов. // Ортопедическая стоматология. — 2003. — №3. — С. 28-34.
23. Жулев Е.Н. Материаловедение в ортопедической стоматологии. В помощь врачу-практику. Нижний Новгород. 2000.
24. Зайцев В.П., Степанов Н.Н., Сумкин В.Е. Сравнительная оценка качества изготовления паянных и цельнолитых зубных протезов. // Зубной техник. — 2003. — №3. — С. 28-32.
25. Зотов В.М., Потапов В.П., Пряников В.А. Литейное дело в зуботехническом производстве. // Зубной техник. — 2003. — №1. — С. 22-25.
26. Зотов В.М., Потапов В.П., Пряников В.А. Литье бюгельных протезов. // Зубной техник. — 2003. — №2. — С. 14-15.
27. А.К. Иорданишвили. Клиническая ортопедическая стоматология. Москва. 2007. С. 248.
28. Казачкова М.А., Муркина А.С., Маловичко Г.Г. Формовочные материалы для литья стоматологических изделий. // Стоматология. — 1992. — №1.
29. Казачкова М.А., Туркбаев А., Живушкин А.А. Исследование свойств кобальтовых и никелевых сплавов, применяемых в стоматологии. // Зубной техник. — 2005. — №3. — С. 18-20.

30. Кириллова Л.А. Диагностика, профилактика и лечение гальваноза у пациентов с несъемными металлическими зубными протезами: автореф. дис. канд. мед. наук. Смоленск, 2004.

31. Киселев И.Ю. Высокоточное литье — практика, опыт, материалы, оборудование. // Зубной техник. — 2004. — №3. — С. 38-42.

32. Компаниец И. Четыре шага к успеху или давайте подсчитаем. // Зубной техник. — 2004. — №3. — С. 34-35.

33. Кравец Т.П., Кравец М.Ю. Непереносимость металлических зубных протезов. // Ортопедическая стоматология. — 2008. — №4. — С. 34-38.

34. Кузнецов В.Ф., Зайцев В.П., Сумкин В.Е., Писковский С.В. Анализ технических характеристик вакуумных смесителей отечественного производства. // Зубной техник. — 2004. — №1. — С. 46-47.

35. Кузьмина Е.А., Чуев В.П. Применение универсального формовочного материала «Белоформ» для литья благородных и неблагородных сплавов. // Зубной техник. — 2006. — №2. — С. 66-67.

36. Куценко С.А. Основы токсикологии. Санкт-Петербург. 2002.

37. Лебедев К.А., Дойников А.И., Понякина И.Д. и др. Значение наличия хронических воспалительных заболеваний в возникновении полиаллергонепереносимости протезных материалов. // Стоматология. — 2006. — №3. — С. 19-27.

38. Лебедев К.А., Журули Н.Б., Митронин А.В., Понякина И.Д. Причины непереносимости стоматологических материалов. // Стоматология для всех. — 2007. — №2. — С. 18-23.

39. Лебедев К.А., Максимовский Ю.М., Саган К.Н., Митронин А.В. Принципы определения гальванических токов в полости рта и их клиническое обоснование. // Стоматология. — 2007. — №3. — С. 11-16.

40. Лебедев К.А., Митронин А.В., Журули К.Б. и др. Этиологические факторы развития непереносимости стоматологических материалов и способы их определения. // Эндодонтия today. — 2007. — №2. — С. 12-18.

41. Лебедев К.А., Митронин А.В., Понякина И.Д. Гальанизм в полости рта и pH ротовой жидкости. Вопросы соврем. Стоматологии. М. Изд-во товарищества Адиант. 2008. С. 69-72.

42. Лебедев К.А., Митронин А.В., Понякина И.Д. Непереносимость зубопротезных материалов. Москва. 2010.

43. Лебедев К.А., Понякина И.Д., Митронин А.В. и др. Диагностика аллергонепереносимости протезных материалов. // Российский стоматологический журнал. — 2005. — №6. — С. 25-31.

44. Лебедев К.А., Понякина И.Д. Иммунограмма в клинической практике (введение в прикладную иммунологию). М. Наука. 1990. С. 224.

45. Лебедев К.А., Саган Л.Г. Безопасный физиологический провокационный тест для уточнения непереносимости стоматологических материалов. Физ. Человека. — 2002. — Т. 28. — №2. — С. 150-155.

46. Лебедеко И.Ю., Деев М.С., Дубова Л.В., Парунов В.А. Палладий и его сплавы. Биологическое действие. // Российский стоматологический журнал. — 2006. — №5. — С. 38-43.

47. Лебедеко И.Ю., Манин О.И., Урусов К.Х., Быкова М.В., Дашкова М.С. Взаимодействие стоматологических сплавов в контактной паре с титановым имплантатом in vitro. // Зубной техник. — 2006. — №1. — С. 60-61.

48. Лебедеко А.И., Степанов Г.С., Парунов В.А., Дубова А.В., Золотницкий И.В., Васекин В.В. Зуботехнические особенности изготовления металлокерамических зубных протезов на каркасах из золото-платинового сплава ПЛАГОДЕНТ™ («Супер-КМ»). // Зубной техник. — 2003. — №3. — С. 36-38.

49. Марков Б.П., Жириков Ю.А., Бердникова Н.П. и др. Комплексный подход к проблеме индивидуальной непереносимости стоматологических конструкций из различных материалов. // Стоматология. — 2003. — Т. 82. — №3. — С. 47-51.

50. Марков Б.П., Жириков Ю.А., Пустовая Е.П. Клинические проявления непереносимости металлических зубных протезов. // Проблемы нейростоматологии и стоматологии. — 1997. — №1. — С. 56-59.

51. Михайлова Е. С., Цимбалстов А.В., Шабашова Н.В., Фролова Е.В. Эффективность монотерапии больных с непереносимостью стоматологических конструкционных материалов иммуномодулятором «гепон». // Клиническая стоматология. — 2006. — №1. — С. 50-54.

52. Модестов А. Титан — материал для современной стоматологии. // Зубной техник. — 2003. — №3. — С. 43-45.

53. Модестов А. Материалы компании Dentaaurum — от штампа до готовой коронки. // Зубной техник. — 2004. — №2. — С. 56-60.

54. Модестов А. Каркасы из сплавов недорогих металлов любой протяженности. // Зубной техник. — 2004. — №6. — С. 16-18.

55. Модестов А. Эффективность и качество работы лаборатории. (Сплавы фирмы Dentaaurum). // Зубной техник. — 2005. — №4. — С. 46-48.

56. Модестов А. Dentaaurum — основа компетентности! Стоматологические сплавы. // Зубной техник. — 2006. — №3. — С. 21-24.

57. Мюллер-Кернхайм Х., Научн. Ред. Кордис Ж.-Ф. Хронические заболевания, вызванные бериллием // Зубной техник. — 2004. — №3. — С. 22-23.

58. Нейринк П. Точность литья — мечта становится явью? // Зубной техник. — 2003. — №3. — С. 12.

59. Нейринк П. Роль паковочных масс и условия работы с ними. // Зубной техник. — 2005. — №3. — С. 12-13.
60. Нейринк П. Несколько практических советов зубным техникам от фирмы N&V, Бельгия* // Зубной техник. — 2006. — №3. — С. 32.
61. Онищенко В.С., Леоненко П.В. Особенности зубного протезирования при непереносимости пациентом Ni и Cr с применением сплавов на основе золота. // Зубной техник. — 2005. — №3. — С. 50-55.
62. Перунов В.А., Лебедево И.Ю., Степанова Г.С., Васекин В.В. Сплавы благородных металлов и формованные титановые базисы. // Зубной техник. — 2004. — №3. — С. 14-17.
63. Перунов В.А., Степанова Г.С. Композиционный материал на основе золота для электрохимического покрытия зубных протезов. // Зубной техник. — 2006. — №5. — С. 84.
64. Поздеев А.И., Олесова В.Н., Филонов М.Р. и др. Экспериментальное изучение химического взаимодействия дентальных имплантов с титановыми конструкционными материалами. // Российский стоматологический журнал. — 2007. — №4. — С. 4-5.
65. Понякина К.Д., Лебедев К.А., Максимовский Ю.М., Митронин А.В. pH слюны и течение гальванических токов в тканях и жидкостях полости рта. // Стоматология. — 2009. — №1. — С. 32-37.
66. Понякина И.Д., Митронин А.В., Саган Н.Н. и др. Выявление электрических токов в полости рта, определяющих патологический гальваносиндром. // Эндодонтия Today. — 2007. — №1. — С. 34-38.
67. Понякина И.Д., Сорокина О.М., Митронин А.В. и др. Выявление повышенной чувствительности организма к стоматологическим препаратам in vitro. // Стоматология для всех. — 2004. — №3. — С. 44-47.
68. Рогожников Г.И., Немировский М.Б. и др. Сплавы титана в ортопедической стоматологии — Пермь: Книга. 1991. С. 192.
69. Рыбаков А.И. Материаловедение в стоматологии. Москва. «Медицина». 1984.
70. Рывтин Е.И., Лебедево И.Ю. Новые российские материалы на основе благородных металлов и изделия на основе титана для зубопротезирования. Труды V съезда Стоматологической ассоциации России. 1999. С. 322-325.
71. Савин И.Н. Как выбрать литейную установку? // Зубной техник. — 2004. — №3. — С. 36-37.
72. Свиринов В.В., Косилин А.В., Попов Д.Н. Особенности точного стоматологического литья. // Зубной техник. — 2004. — №1. — С. 8.
73. Скоков А.Д. Сплавы в ортопедической стоматологии. Москва. 2003.
74. Скоков А.Д. Сплавы в ортопедической стоматологии. // Новое в стоматологии. Для зубных техников. — 1998. — №1. — С. 28-39.

75. Скоков А.Д. Причины неудач при нанесении керамического покрытия. Взгляд литейщика. // Зубной техник. — 2002. — №5. — С. 26-27.
76. Скоков А.Д. Сплавы в ортопедической стоматологии. // Зубной техник. — 2004. — №6. — С. 18-27.
77. Скульский В.О. К вопросу установки литников и воздухопроводов в опоке. // Зубной техник. — 2004. — №3. — С. 44-45.
78. Суворина Е.В. Экспериментально-клинические исследования по разработке технологии изготовления металлокерамических конструкций зубных протезов на каркасах из сплава титана BT5Л: дис. д-ра мед. наук. Пермь, 2001. С. 230.
79. Спилларе К. Ceramco3 и сплав MEAlloy — превосходное сочетание. Новый экономичный сплав для коронок и мостовидных протезов производства Dentsply. // Зубной техник. — 2006. — №1. — С. 6-7.
80. Старший С. Преимущества технологии «быстрого» литья. // Зубной техник. — 2004. — №3. — С. 26.
81. Стребков О. Разработка сплавов для металлокерамики. // Зубной техник. — 2004. — №3. — С. 18-19.
82. Степанов Н.Н., Можаяев Н.Н., Флейшер Г.М., Симбирев А.П., Оголев П.Н. 15-летний опыт изготовления зубных протезов с использованием технологии высокоточного литья фирмы «BEGO». // Зубной техник. — 2005. — №5. — С. 18-22.
83. Сумкин В.Е., Казарян О.С., Казарян А.О. Анализ проблем, связанных с изготовлением зубных протезов. // Зубной техник. — 2005. — №3. — С. 22-23.
84. Трезубов В.Н., Штепигарт М.З., Мишнев Л.М. Ортопедическая стоматология. Прикладное материаловедение: Учебник для медицинских вузов. СПб.: Спец. лит-ра. 1999.
85. Флейшер Г.М. Технические характеристики литейных установок отечественного производства. // Зубной техник. — 2003. — №3. — С. 41-42.
86. Флейшер Г.М. О качестве изготовления паянных и цельнолитых конструкций зубных протезов. // Зубной техник. — 2005. — №3. — С. 25-28.
87. Цымбал А.Ю. Литье: практические советы. // Зубной техник. — 2005. — №1. — С. 52.
88. Цимбалистов А.В., Левин Б.Я., Голант З.М., Стодолин М.О., Жидких Е.Д. Условия получения качественных отливок каркасов зубных протезов. // Зубной техник. — 1999. — №5-6 (17-18). — С. 26-28.
89. Цимбалистов А.В., Михайлова Е.С., Шабашова Н.В., Фролова Е.В., Игнатова С.М. Факторы местной иммунореактивности у больных с непереносимостью стоматологических конструкционных материалов. // Клиническая стоматология. — 2005. — №1. — С. 66-68.

89. Шишкин А. Металлы и их свойства. // Зубной техник. — 2005. — №3. — С. 16-17.
90. Шишкин А. Каркас балансирует?! // Зубной техник. — 2006. — №5. — С. 90-91.
91. Штригцель Р. Бериллий в стоматологических сплавах. // Зубной техник. — 2001. — №4. — С. 27-28.
92. Щербakov А.С., Гаврилов Е.И., Трезубов В.Н., Жулев Е.Н. Ортопедическая стоматология. С.-Пб.: 1998. С. 576.
93. Caglar E., Kargul B., Tanboga I. Bacteriotherapy and probiotics I role on oral health. Oral. Dis. — 2005. — V. 1. — №3. — P. 131-137.
94. Eischler PY, Reclaru L, Lerf R, Blatter A. Electrochemical corrosion and metal ion release from Co-Cr-Mo prosthesis with titanium plasma spray coating. Biomaterials. 2005 Aug;26(23):4747-56.
95. Grynfas S. Новый вид смешивания гипса и паковочных масс с помощью приборов TWISTER. // Зубной техник. — 2004. — №4. — С. 76-78.
96. Mancuso T.F, Hueper W.C. Occupational cancer and other health hazards in a chromate plant: a medical appraisal. I, Lung cancer in chromate workers. // Ind. Med. Surg. — 1951. — №20. — P. 358 — 363.
97. Meyer E. // Dtsch. zahnarztl. Z. — 1981. — Bd 36, — №4. — S. 265-269.
98. Muhlhauser A. Съёмные реставрации с опорой на имплантаты. // Зубной техник. — 2006. — №4. — С. 52-62.
99. Okabe, Cai Z., Griggs J.A. Jornadas sam — conamet — ass 2001, casting of titanium alloys for dental applicationst.
100. Tonnie T., Martens R. Изготовление модельного литья. // Зубной техник. — 2004. — №4. — С. 38-39.

СОДЕРЖАНИЕ

ГЛАВА 1. История зубопротезного литья	5
ГЛАВА 2. Материалы, применяемые в процессе литья сплавов металлов	7
2.1. Сплавы металлов	7
2.1.1. Классификация сплавов металлов	12
2.1.2. Сплавы благородных металлов	14
2.1.3. Сплавы неблагородных металлов	23
2.2. Формовочные материалы	36
2.3. Воски, применяемые на этапах литья сплавов металлов	43
ГЛАВА 3. Технология литья в ортопедической стоматологии	54
3.1. Методы литья	54
3.2. Этапы литья	54
3.2.1. Моделирование и установка литникообразующих штифтов, создание литниковой системы	56
3.2.2. Нанесение огнеупорного облицовочного слоя	58
3.2.3. Формовка модели огнеупорной массой в муфеле	60
3.2.4. Выплавление воска	61
3.2.5. Сушка и обжиг литейной формы	61
3.2.6. Плавление сплавов металлов	62
3.2.7. Литье сплавов металлов	63
3.2.8. Извлечение отлитых деталей из огнеупорной массы и литниковой системы	63
ГЛАВА 4. Особенности литья бюгельных конструкций зубных протезов	64
4.1. Подготовка мастер-модели, параллометрия и дублирование	65
4.2. Моделирование и установка литникообразующих штифтов, создание литниковой системы	72
4.3. Формовка моделей огнеупорной массой в муфеле	73
4.4. Плавление и литье сплава	74
4.5. Извлечение из опоки и пескоструйная обработка	75
4.6. Полирование и окончательная обработка	76
ГЛАВА 5. Ошибки на этапах литья ортопедических конструкций	78
5.1. Подбор диаметра литников и расположение объекта литья в кювете	87
5.2. Неотлитые участки литья	89
5.3. Металлические и неметаллические включения	91
5.4. Излом объекта литья	92
5.5. Пористые объекты литья	93
5.6. Дефекты на поверхности объектов литья	94
ГЛАВА 6. Оборудование, используемое в процессе литья ортопедических конструкций ...	96
6.1. Муфельные печи	99
6.2. Литейные установки	102
ГЛАВА 7. Основные виды негативных воздействий материалов ортопедических конструкций на состояние полости рта: диагностика, лечение	106
Список литературы	124



Татьяна Фёдоровна Давыдова – врач высшей категории, доктор медицинских наук, профессор, заведующая кафедрой преподавания стоматологических заболеваний Волгоградского государственного медицинского университета – автор более 120 печатных работ, три авторских свидетельства и двух патентов на изобретения, 20 рационализаторских предложений, 18 учебно-методических пособий. Направление научной работы включает изучение биомеханики жевательного аппарата, прикладных конструкций, повышения эффективности методов лечения и профилактики заболеваний зубочелюстной системы на основе знания соотношения материалов, теории прочности, упругости; изучение вопросов негигиеничного воздействия стоматологических материалов на состояние полости рта.



Виктория Николаевна Наумова – врач высшей категории, кандидат медицинских наук, ассистент кафедры преподавания стоматологических заболеваний Волгоградского государственного медицинского университета – автор более 40 научных работ, двух рационализаторских предложений, восьми учебно-методических пособий. Направлением научной работы являются изучение современных методов профилактики и лечения приобретенной патологии челюстно-лицевой области.



Александр Вадимович Жидловский – ассистент кафедры преподавания стоматологических заболеваний Волгоградского государственного медицинского университета – автор более 20 печатных работ, пяти рационализаторских предложений – изучает вопросы проявления непереносимости стоматологических материалов в полости рта.