ОГЛАВЛЕНИЕ

Участники издания 4
Методология создания и программа обеспечения качества 7
Список сокращений и условных обозначений 10

Глава 5. Врачебная техника в клинике ортопедической стоматологии 12
5.1. Обезболивание в клинике ортопедической стоматологии (*Е.Н. Анисимова, Н.Ю. Анисимова, Е.А. Ерилин*) 12
5.2. Избирательное пришлифовывание зубов (*А.Б. Перегудов*) 37
5.3. Шинирование зубов при лечении заболеваний пародонта (*А.Н. Ряховский, Г.Т. Салеева, А.В. Акулович*) 40
5.4. Препарирование зубов под несъемные зубные протезы (*А.А. Стафеев*) 58
5.5. Получение рабочих оттисков (*А.Н. Ряховский, М.А. Мурадов*) 93
5.6. Припасовка индивидуальной оттискной ложки (*С.Е. Жолудев*) 114
5.7. Ретракция десны (*Д.И. Тагильцев, И.Н. Тагильцева*) 118
5.8. Техника создания штифтовой культевой вкладки (*А.С. Арутюнов, С.Д. Арутюнов*) 128
5.9. Методы определения центрального соотношения челюстей (*А.А. Стафеев*) 131
5.10. Определение центральной окклюзии (центрального соотношения челюстей) функционально-физиологическим методом (*И.В. Войтяцкая, А.В. Цимбалистов*) 146
5.11. Определение центрального соотношения челюстей с помощью электромиостимуляции и кинезиографии (*А.Б. Перегудов*) 155
5.12. Методика ортопедического (гнатологического) лечения при реконструкции окклюзии зубных рядов (*М.М. Антоник*) 160
5.13. Определение цвета зубов (*А.Н. Ряховский, А.В. Акулович*) 199
5.14. Припасовка коронки (*О.А. Петрикас*) 206
5.15. Припасовка мостовидного протеза (*Д.И. Тагильцев, И.Н. Тагильцева*) 211
5.16. Окклюзионная припасовка зубного протеза (*А.Б. Перегудов*) 219
5.17. Временная фиксация зубного протеза (*И.Ю. Лебеденко*) 224
5.18. Постоянная фиксация зубного протеза (*И.Ю. Лебеденко*) 228
5.19. Внутриротовая починка зубного протеза при сколе керамической облицовки (*И.Ю. Лебеденко*) 236
5.20. Окклюзионные шины (*Н.А. Стариков*) 243
5.21. Диагностическое моделирование и изготовление в полости рта прототипа постоянного протеза (*А.Н. Ряховский, М.А. Мурадов*) 258
5.22. Коррекция съемного зубного протеза (*С.Е. Жолудев*) 276
5.23. Перебазировка съемного протеза (*С.Е. Жолудев*) 281
5.24. Правила ухода за зубными протезами (*С.Е. Жолудев*) 285
5.25. Техника протезирования приобретенных дефектов челюстей (*А.С. Арутюнов, С.Д. Арутюнов, Н.Б. Асташина*) 289

Глава 6. Современные зубопротезные материалы в ортопедической стоматологии 302
6.1. Сплавы металлов (*В.А. Парунов*) 302
6.2. Керамические материалы (*И.Ю. Лебеденко, В.И. Хван*) 314
6.3. Композитные материалы (*Э.С. Каливраджиян*) 325
6.4. Гибридная керамика (*К.Э. Горяинова*) 333

Глава 7. 3D-технологии планирования комплексного стоматологического лечения (*А.Н. Ряховский*) 337

Глава 8. CAD/CAM-технологии в ортопедической стоматологии (*Н.А. Цаликова*) 402

Предметный указатель 410

Глава 6

Современные зубопротезные материалы в ортопедической стоматологии

6.1. СПЛАВЫ МЕТАЛЛОВ

В.А. Парунов

Когда стоматолог размышляет о выборе протеза, в первую очередь он задумывается о виде конструкционного материала, из которого должен быть сделан протез. Выбор может быть сделан как между принципиально различными видами конструкционных материалов, так и между материалами, относящимися к одной группе. В нашем случае речь идет о сплавах металлов.

Существующие в настоящее время сплавы металлов обладают широким спектром свойств, тем не менее можно говорить о свойствах, присущих только этой группе конструкционных материалов. Это широкий диапазон прочностных характеристик, пластичность, интервал температуры плавления, термо- и электропроводимость, термическое расширение и химический состав сплавов. Знание и понимание этих характеристик облегчают выбор тех или иных сплавов в качестве конструкционных материалов, позволяют проводить правильную оценку возможности их поведения при эксплуатации во рту, оценивать преимущества и ограничения применения в различных клинических ситуациях. Так, в качестве примера можно сказать, что высокая прочность сплавов увеличивает, а неэстетичность в современном понимании (блестящий металлический вид) ограничивает использование сплавов в ортопедической стоматологии.

Важную роль играет стоимость сплавов. Отечественные сплавы, которые дешевле импортных, представлены сравнительно небольшим числом производителей и сплавов, выпускаемых ими. Это неблагородные сплавы, выпускаемые АО «Уралинтех» и ООО «Стомат», и благородные сплавы, выпускаемые АО «НПК “Суперметалл“» и ООО «Витал-Е».

Наибольшее число сплавов выпускает АО «НПК “Суперметалл“». К ним относят золотоплатиновые сплавы для металлокерамических протезов: «Плагодент» (рис. 6.1.1) и «Плагодент Плюс», сплавы на основе палладия «Палладент» и «Палладент УНИ», сплав для

бюгельных протезов «Касдент-Б» (рис. 6.1.2) и золотой сплав для цельнолитых коронок «Голхадент», золотые бескадмиевые припои «Бекадент В» и «Бекадент Н», золотое гальваническое покрытие «Кэмадент».

Продукция ООО «Витал-Е» представлена группой сплавов «Витирий».

Если не использовать стандартные классификации, основанные на химическом составе, все стоматологические сплавы металлов условно можно разделить на сплавы для несъемного и для съемного протезирования.

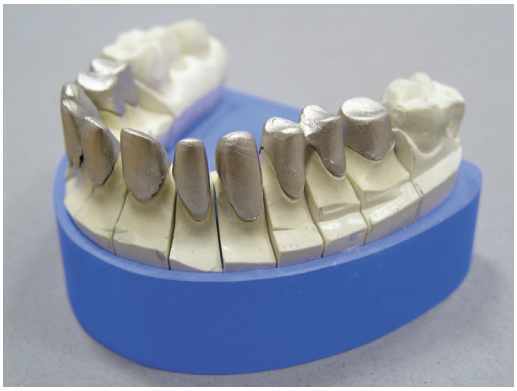

Рис. 6.1.1. Золотоплатиновый сплав для металлокерамики «Плагодент»

Рис. 6.1.2. Золотой сплав «Касдент-Б» для цельнолитых конструкций

СПЛАВЫ ДЛЯ НЕСЪЕМНОГО ПРОТЕЗИРОВАНИЯ

Сплавы для несъемного протезирования большей частью представлены сплавами для металлокерамики. Интенсивное развитие этой группы сплавов привело к появлению их большого числа, что затрудняет правильный выбор стоматологам, которые, к сожалению, пользуются зачастую только технологическими рекомендациями зубных техников или используют незначимые критерии выбора из рекламных проспектов.

Рациональный выбор сплавов для металлокерамических зубных протезов следует основывать на следующих критериях:

- физико-механические свойства;
- химические свойства;
- биосовместимость;

- технологичность и простота работы;
- совместимость с керамикой.

Физико-механические свойства имеют наибольшее клиническое значение.

Твердость — это свойство материала сопротивляться внедрению в него другого, более твердого тела — индентора. Твердость влияет на окклюзионную износостойкость и характер механической обработки и полировки протеза.

Предел текучести — напряжение, необходимое для того, чтобы вызвать остаточную (пластическую) деформацию при растяжении. В качестве меры наступления состояния пластической деформации используют понятие «условный предел текучести». Условным пределом текучести называют напряжение, которому соответствует деформация, равная 0,2%, и измеряют его в мегапаскалях (МПа) или $Н/мм^2$. Эта физическая величина характеризует прочность в классическом понимании. Очень часто предел текучести коррелирует с твердостью. Поскольку площадь поперечного сечения металлического каркаса, используемого в металлокерамике, как правило, меньше, чем у цельнометаллического, знание предела текучести сплава играет решающую роль в дизайне протезов, особенно в местах соединений.

Модуль упругости не менее важен, потому что он определяет гибкость металлического каркаса. Гибкость обратно пропорциональна модулю упругости; сплав с высоким модулем упругости будет изгибаться под нагрузкой меньше, чем сплав с низким модулем упругости.

Относительное удлинение характеризует пластичность материала (измеряется в процентах). Если относительное удлинение низкое, то можно говорить о хрупкости.

Интервал температуры плавления имеет большое значение для подбора припоя и предупреждения деформации каркасов во время обжига керамики.

Биосовместимость означает отсутствие вредного воздействия сплава металлов на ткани и организм в целом. Потенциальные опасности неблагородных сплавов неоднозначны, тем не менее нужна осторожность при использовании этих сплавов у лиц с чувствительностью к компонентам сплавов.

Под **технологичностью** понимают максимальную точность изготовления и отсутствие сложностей при обработке каркаса.

Когда говорят о совместимости с керамикой, имеют в виду коэффициент термического линейного расширения, адгезию керамики к сплаву и состав сплава. Наиболее важным условием следует считать максимальное совпадение коэффициента термического линейного расширения сплава и керамики и отсутствие остаточного напряжения в готовой реставрации. Все кобальтохромовые и никельхромовые сплавы имеют коэффициент термического линейного расширения в пределах $13{,}5–14{,}5\times10^{-6}$ $К^{-1}$. Благородные сплавы для металлокерамики могут иметь коэффициенты, примерно равные $13{,}5–14{,}5\times10^{-6}$ $К^{-1}$ и $15{,}5–16{,}5\times10^{-6}$ $К^{-1}$, а титановый сплав Ti-6Al-4V (ВТ6) имеет коэффициент, равный $12{,}4\times10^{-6}$ $К^{-1}$. Существуют несколько видов облицовочной керамики, имеющей близкие к перечисленным выше коэффициенты термического линейного расширения, и их следует использовать правильно. Важно помнить, что, кроме этих видов керамик, есть еще облицовочная керамика для оксида циркония с коэффициентом $10{,}5–11{,}0\times0^{-6}$ $К^{-1}$ и для керамики из оксида алюминия с коэффициентом $7{,}2–7{,}9\times10^{-6}$ $К^{-1}$, которые не могут быть использованы для работы с традиционными сплавами металлов.

Говоря о составе сплава, следует знать и понимать, что сплавы с разным составом могут образовывать оксидные пленки разной толщины и цвета, что влияет на адгезию керамики и особенности обработки, а также то, что повышенное содержание серебра в сплаве может вызывать изменение цвета керамики некоторых производителей (табл. 6.1.1).

Таблица 6.1.1. Физико-механические свойства стоматологических сплавов для несъемного протезирования

Сплавы	Состав	Физико-механические свойства				
		Твердость по Виккерсу, HV5	Условный предел текучести σ_{02}, МПа	Модуль упругости (модуль Юнга Е), ГПа	Относительное удлинение, %	Интервал температуры плавления, °С
Благородные сплавы						
«Плагодент», АО «НПК “Суперметалл“», Россия	Au-85, Pt-9,0, Pd-4,0	166*	250	88	14	1115–1260
«Плагодент Плюс», АО «НПК “Суперметалл“», Россия	Au-85, Pt-7,4, Pd-1,3, Ag-3,3, Rh-0,5	123*	252	88	14	1060–1150
«Палладент УНИ», АО «НПК “Суперметалл“»	Pd-51, Au-23, Cu-22, Sn-4	150	320		12	1160–1275
Никель-хромовые сплавы						
Wiron® 99, Bego, Германия	Ni-65, Cr-22, Mo-5	180**	330	200	33	1250–1310
Heraenium NA, Heraeus Kulzer, Германия	Ni-59,3 Cr-24,0 Mo-10,0	185**	360	120	23	1190–1300
Кобальтохромовые сплавы						
Wirobond 280 Bego, Германия	Co-60,2 Cr-25 W-6,2 Mo-4,8 Ga-2,9	280**	540	220	14	1360–1400
Heraenium P, Heraeus Kulzer, Германия	Co-59,0 Cr-25,0 Mo-4,0 Si-1,0	320**	650	200	8	1305–1400
Титановые сплавы						
Ti-6Al-7Nb	Ti основа Al-6 Nb-7	320**	800	100	10	1600–1700
Ti-6Al-4V (ВТ6), Россия	Ti основа Al-6 V-4	300**	760	106	8	1600–1700

* Твердость по Виккерсу для благородных сплавов измеряли под нагрузкой 5 кгс.

** Твердость по Виккерсу для неблагородных сплавов измеряли под нагрузкой 10 кгс.

Рациональный выбор сплава следует основывать на сбалансированном сравнении стоимости и свойств этого сплава. Для одиночных коронок такие свойства, как прочность и устойчивость к деформации, менее важны, чем для МП. Хорошие литейные свойства, биосовместимость, устойчивость к коррозии и твердость важны для обоих случаев. Для МП значимость возможности пайки, устойчивости к деформации, прочности и модуля упругости возрастает с увеличением протяженности.

Когда стоимость не главный фактор, стоматолог-ортопед имеет широкий спектр сплавов для выбора. Выбор лучшего сплава для особенных случаев зависит от большого числа факторов, включая марку керамики.

Несмотря на высокую стоимость сплавов с высоким содержанием золота, золотоплатиновые сплавы многие стоматологи справедливо считают идеальными. Если врачи вынуждены были бы использовать только один сплав для металлокерамики, золотоплатиновые сплавы были бы наиболее логичным выбором. Это хорошие механические и физические свойства, высокая биосовместимость и прекрасное сочетание с керамикой. Наиболее известные отечественные благородные сплавы — это сплавы «Плагодент» и «Плагодент Плюс».

Цвет — одно из наиболее очевидных физических свойств сплавов. Хотя цвет не имеет биологического значения, для стоматолога он иногда значит многое. Некоторые врачи находят, что очень желтые сплавы с высоким содержанием золота улучшают цвет керамики, потому что их оксиды легче покрывать тонким слоем опака, следовательно, они более эстетичны. Кроме того, желтый цвет каркаса влияет на цвет керамической облицовки, придавая ей теплоту. И у пациента, который видит золотой цвет каркаса на промежуточных клинических этапах, не возникает сомнений в высоком качестве и оправданной стоимости используемого сплава.

При этом, если в благородных сплавах увеличена доля платины, палладия или серебра, эти сплавы теряют желтый цвет, что совсем не значит, что эти сплавы хуже. Платина и палладий увеличивают прочность сплава, что позволяет делать протяженные МП, в том числе с опорой на имплантаты.

В клинической ситуации, когда прочность и устойчивость к деформации менее важны, сплавы с высоким содержанием золота и небольшим количеством металлов платиновой группы могут быть рекомендованы в качестве рационального выбора для одиночных коронок.

С другой стороны, существуют сплавы с меньшим количеством благородных компонентов, имеющие выраженный желтый цвет и свойства гораздо худшие, чем у белых сплавов. Это сплавы с высоким содержанием индия, который в комбинации с палладием дает яркий соломенный цвет. У таких сплавов, как правило, недостаточная упругость и низкая устойчивость к коррозии. Их чаще всего используют в странах, где нужно массовое использование недорогих сплавов, прежде всего это Китай и Индия.

Палладий же в сочетании с золотом позволяет создавать великолепные по своим физико-механическим свойствам и коррозионной стойкости сплавы. Как правило, они имеют более высокие показатели условного предела текучести и прочности на разрыв. Это позволяет изготавливать МП большой протяженности и несъемные части замковых соединений. Конечно, сплавы на основе палладия имеют свои характерные особенности, которые необходимо помнить. Это прежде всего внешний вид сплавов, более напоминающий неблагородные сплавы. Достаточно иметь всего 10% палладия в составе золотопалладиевого сплава, чтобы получить совершенно белый (стального цвета) сплав. Кроме этого, высокая температура плавления, особая техника литья и нанесения керамики требуют высоких профессиональных навыков зубных техников. При работе с палладиевыми сплавами конструкцию надо планировать таким образом, чтобы по возможности избегать процессов пайки и лазерной сварки. Это связано с тем, что палладиевые сплавы некоторых производителей очень быстро образуют оксидную пленку, быстрее, чем расплавленный флюс растекается по подготовленной поверхности в случае пайки или расплавленный металл в случае лазерной сварки.

Важное преимущество золотопалладиевых сплавов — более низкая стоимость по сравнению с золотоплатиновыми сплавами. Учитывая, что плотность золотопалладиевых сплавов примерно в 1,5 раза ниже плотности золотоплатиновых

сплавов, вес готового каркаса из сплава на основе палладия при одинаковом объеме ниже веса каркаса из золотоплатинового сплава тоже в 1,5 раза, что может приводить к разнице в стоимости изделия в 2–2,5 раза.

Попытки снизить стоимость высокоблагородных сплавов за счет замены золота и платиноидов другими металлами приводят к снижению качества сплавов. Именно процентное содержание благородного металла в значительной степени определяет коррозионную стойкость и биосовместимость сплава. Известны случаи, когда на поверхности сплавов с низким содержанием золота и металлов платиновой группы появлялись темные пятна оксидов и солей серебра и меди. Кроме того, как уже было отмечено, возможно изменение цвета керамики под воздействием серебра.

Именно поэтому, когда стоимость — главный фактор, неблагородные сплавы становятся альтернативными кандидатами. С учетом всех факторов, включая технологичность, стоимость не будет существенно различаться внутри этой группы. Сюда можно отнести три вида сплавов. Это никель-хромовые, кобальтохромовые и титановые сплавы.

Сплавы, содержащие хром, используют в стоматологии в течение 80 лет. Привлекательность этих материалов — в их коррозионной устойчивости, высокой прочности и высоком модуле упругости, низкой плотности и низкой цене.

Литье из никельхромсодержащих сплавов используют для изготовления каркасов с целью последующей облицовки и в меньшей степени — для цельнометаллических реставраций. При этом незначительные композиционные различия могут привести к значительным изменениям микроструктуры и свойств хромсодержащих сплавов. Таким образом, не всегда предыдущий опыт с одним коммерческим продуктом может быть в точности использован для работы с другим.

Никель-хромовые сплавы содержат 62–82% никеля и 11–22% хрома. Общие незначительные добавки — молибден, алюминий, марганец, кремний, кобальт, галлий, железо, ниобий, титан и цирконий.

Кобальтохромовые сплавы, как правило, содержат 50–65% кобальта и около 25–35% хрома. Некоторые кобальтохромовые сплавы содержат от 2–6% молибдена. Другие незначительные компоненты — вольфрам, железо, медь, кремний, олово, марганец и рутений, металлы платиновой группы.

Интервал плавления никель-хромовых и кобальтохромовых сплавов находится между 1140 и 1460 °С. Полированные поверхности никель-хромовых и кобальтохромовых изделий блестящие, серебристо-белые. Эти сплавы легкие, с плотностью немного больше 8 г/см^3.

Никель-хромовые и кобальтохромовые сплавы для одиночных коронок и МП представлены в широком диапазоне свойств. Большинство из них прочнее и тверже, чем благородные сплавы для несъемного протезирования. Прочность на разрыв от 550 до 870 МПа, предел текучести — от 480 до 780 МПа, модуль упругости близок к 220 ГПа. Высокая жесткость в сочетании с относительно высоким пределом текучести указывает на полезность этих сплавов для изготовления МП большой протяженности. Однако высокая твердость и прочность требуют использования специальных абразивных инструментов при удалении литников и механической обработке. Высокая твердость затрудняет окклюзионную коррекцию, полировку и удаление (снятие) протезов. На обработку изделий из неблагородных сплавов приходится тратить гораздо больше времени, чем на обработку изделий из благородных сплавов.

Если есть металлические окклюзионные реставрации, твердость необходимо рассматривать с точки зрения влияния на зубы-антагонисты.

Соединение керамики с металлом у неблагородных сплавов сопоставимо с прочностью соединения у благородных сплавов. У кобальтохромовых сплавов соединению с керамикой мешают толстые слои оксидов. Обычно отрыв керамики происходит в пределах оксидного слоя. Литье из этих сплавов не так точно, как литье из золотых сплавов. Однако если отливки невелики, отличия совсем незначительны.

Вопрос биосовместимости сплавов, содержащих хром (особенно с никелем в основе), остается открытым. В то время как некоторые исследователи сообщают об отсутствии аллергических реакций на никельсодержащие сплавы, другие говорят о высокой частоте нежелательных реакций на эти сплавы у стоматологических пациентов. Никель и хром — мощные аллергены.

Следует помнить, что пайку нужно проводить с таким же видом сплава, в противном случае возможно возникновение гальванической пары и коррозии с миграцией в слюну наименее благородных компонентов.

В последнее время кобальтохромовые сплавы все шире используют для изготовления каркасов коронок и МП нелитьевыми способами. Это вытачивание на специальных фрезерных станках из заготовок, используя CAD/CAM-системы, и метод селективного лазерного спекания.

Каждый из этих способов имеет свои особенности изготовления и обработки каркасов, преимущества и недостатки, но в целом основные свойства сплавов остаются такими же, как и при использовании традиционного метода литья по выплавляемым моделям.

Несколько особняком стоят сплавы на основе титана. Следующие характеристики делают сплавы титана привлекательной альтернативой никель-хромовых и кобальтохромовых сплавов: малая плотность, механические свойства, которые напоминают твердые золотые сплавы для литья, высокая коррозионная стойкость и замечательная биосовместимость.

Титановые сплавы имеют предел прочности при растяжении от 550 до 990 МПа, условный предел текучести от 560 до 860 МПа и модуль упругости от 100 до 120 ГПа. Кроме модуля упругости, свойства титановых сплавов очень похожи на свойства кобальтохромовых сплавов.

Коррозионную устойчивость и биосовместимость титана при комнатной температуре и температуре тела определяет образование устойчивой и тонкой оксидной пленки. При повреждении эта пленка мгновенно восстанавливается.

Литье титановых сплавов для несъемных протезов почти себя изжило, что связано с высокой стоимостью оборудования, технологической сложностью самого процесса литья, нередко сопровождающегося образованием скрытых дефектов и т.д. В настоящее время все чаще применяют способ фрезерования, который значительно упростил работу с титановыми сплавами. Наиболее распространенные сплавы титана для несъемного протезирования — Ti-6Al-4V (ВТ6) и Ti-6Al-7Nb. Их выпускают в дисках нескольких типоразмеров для разного типа крепления во фрезерных установках. Изготовление зубных протезов с помощью компьютерных систем возможно и аддитивной технологией — 3D-печатью, которая подразумевает изготовление конструкции путем послойного наращивания материала. Для 3D-печати зубных протезов из титана и его сплавов применяют метод селективного лазерного плавления (Selective laser melting, SLM) титанового порошка различной дисперсности. В виде порошка чаще всего производят сплавы Ti-6Al-4V (ВТ6, Grade 5), Ti-6Al-4V ELI (Grade 23) и CP Ti Grade 2.

Следует помнить, что для работы с титановыми сплавами нужна керамика, специально разработанная для этих сплавов, и высокопрофессиональные зубные техники.

Существуют сплавы, которые невозможно использовать для металлокерамики. Это сплавы благородных металлов, имеющие коэффициент термического линейного расширения, не соответствующий таковому у керамических масс, и нержавеющая сталь.

Благородные сплавы могут быть с высоким содержанием золота, как, например, хорошо известный сплав Au-Ag-Cu 900-40-60 (900-я проба), со сниженным содержанием золота и совсем не содержащие золота. К последним относят серебряно-палладиевые сплавы, такие как Пд-250, Пд-190 и др.

Сплавы на основе золота и серебряно-палладиевые используют для изготовления металлокомпозитных коронок и МП, цельнолитых коронок в боковых отделах и внутрикорневых штифтовых вкладок.

Интенсивное развитие имплантации привело к активному использованию сплавов на основе золота для изготовления индивидуальных абатментов методом прилива. В процессе литья золотосодержащий сплав замещает выплавляемый воск или пластмассу и прочно соединяется с промышленно изготовленным (фрезерованным) основанием из золотоплатинового сплава.

Использование нержавеющей стали для протезирования в стоматологии обусловлено главным образом экономическими причинами, особенно в случае применения ШК. Главные преимущества ШК — минимальный объем препарирования зубов и невысокая стоимость. В зарубежной стоматологии ШК из нержавеющей стали активно используют для временного протезирования разрушенных молочных зубов. Для этого создают целые наборы предварительно изготовленных коронок разного вида и размера.

СПЛАВЫ ДЛЯ СЪЕМНОГО ПРОТЕЗИРОВАНИЯ

Кобальтохромовые сплавы — это основной вид сплавов, используемый для изготовления каркасов съемных бюгельных и пластиночных протезов. Эти сплавы могут быть предназначены только для съемного протезирования или быть универсальными и использоваться также для изготовления коронок и МП.

Основные составляющие большинства кобальтохромовых сплавов для съемного протезирования — 60% кобальта и от 25 до 30% хрома, в небольших количествах молибден, вольфрам, алюминий, галлий, медь, кремний, углерод и платина. Марганец и кремний повышают текучесть сплавов, молибден, вольфрам и углерод — основные элементы для повышенной прочности.

Температура плавления кобальтохромовых сплавов значительно выше, чем у стоматологического золота; диапазон температуры плавления от 1210 до 1460 °С. Полированный протез из кобальтохромового сплава — блестящий и серебристо-белый.

Плотность кобальтохромовых сплавов находится в интервале от 8 до 9 г/см^3, поэтому отлитые каркасы из кобальтохромовых сплавов вдвое легче, чем из сплавов на основе золота. Это может быть важно при создании больших съемных протезов на верхней челюсти. Линейная усадка отливки относительно высока — около 2% (табл. 6.1.2).

Кобальтохромовые сплавы тверже, чем золотые сплавы, поэтому припасовка каркаса протеза более трудоемка.

Модуль упругости неблагородных сплавов вдвое больше, чем у золотых сплавов. Таким образом, при заданной нагрузке в пределах упругости литая структура из кобальтохромовых сплавов будет сгибаться вдвое меньше, чем сопоставимая по толщине структура из золотого сплава.

Некоторые кобальтохромовые сплавы достаточно хрупки. Они имеют относительное удлинение всего от 1 до 2%, в то же время есть кобальтохромо-

никелевые сплавы, которые содержат меньше молибдена и углерода и имеют относительное удлинение 10%.

Таблица 6.1.2. Физико-механические свойства стоматологических сплавов для съемного протезирования

Сплавы	Состав, %	Физико-механические свойства				
		Твердость по Виккерсу, HV	Условный предел текучести σ_{02}, МПа	Модуль упругости (модуль Юнга E), ГПа	Относительное удлинение, %	Интервал температуры плавления, °C
«Касдент-Б», АО «НПК "Супер-металл"», Россия	Au-72, Pt-5, Ag-11	160*	300	90	10	980–1020
Heraenium CE, Heraeus Kulzer, Германия	Co-63,5, Cr-27,8, Mo-6,6, Si-1,0	320**	580	228	4	1330–1380
Ti-6Al-4V (ВТ6), Россия	Ti основа Al-6, V-4	300**	760	106	8	1600–1700

* Твердость по Виккерсу для благородных сплавов измеряли под нагрузкой 5 кгс.
** Твердость по Виккерсу для неблагородных сплавов измеряли под нагрузкой 10 кгс.

Клинический опыт показывает, что сплавы для бюгельных протезов, содержащие в общей сложности не менее 80% (по весу) кобальта и хрома, обладают достаточной степенью сопротивления коррозии в условиях полости рта. На поверхности этих сплавов образуется тонкая и прозрачная пленка оксида хрома. Эта защитная пленка снижает скорость коррозии. Конечно, следует иметь в виду, что иногда бывают реакции непереносимости на некоторые компоненты сплавов.

Решением проблемы индивидуальной непереносимости компонентов кобальтохромовых сплавов может быть использование благородных сплавов для бюгельного протезирования.

Титан и его сплавы, благодаря исключительной биосовместимости и хорошим химическим и физическим свойствам, можно было бы рассматривать как идеальный материал для бюгельных протезов. Малый вес и низкую теплопроводность высоко ценят врачи и пациенты. Однако, поскольку каркасы из титановых сплавов часто отливают с дефектами, они подвержены порообразованию, более трудоемки в работе, титановые сплавы не применяют в том объеме, в котором ожидалось.

При сравнительном исследовании кламмеров из титанового сплава Ti-6Al-4V (ВТ6) и из кобальтохромового сплава оказалось, что через 3 года использования ретенция кламмеров из титанового сплава выше, чем ретенция кламмеров из кобальтохромового сплава.

Будущее титановых бюгельных протезов в большей степени зависит от развития цифровой стоматологии, когда программы и оборудование позволят изготавливать качественные каркасы бюгельных протезов методом фрезерования или лазерного прототипирования.

Говоря об использовании сплавов металлов в стоматологии, нельзя не коснуться темы гальванизма в полости рта. Речь идет о проявлении химической коррозии металлических реставрационных материалов в агрессивных условиях полости рта, приводящей к частичному растворению этого материала.

В основе этого электрохимического процесса лежит образование гальванической ячейки, которая состоит из трех необходимых компонентов: анода, катода и электролита. В качестве анода и катода чаще всего выступают металлы, в качестве электролита — слюна.

На аноде формируются положительные ионы, здесь и происходит образование оксидов и коррозия металла с выделением свободных электронов. На поверхности катода происходит реакция редукции этих свободных электронов. При этом из ионов металла могут образовываться атомы металла, из ионов водорода может образовываться газ водород или могут формироваться гидроксильные группы OH^-. Электролит поставляет необходимые ионы на катод и уносит за собой продукты коррозии с анода. Электрохимические свойства слюны зависят от концентрации ее компонентов, pH и буферных свойств.

Для полноценного функционирования гальванической ячейки необходим также внешний контур, который служит токопроводящей дорожкой от анода к катоду.

Основанием для возникновения электрохимической коррозии металлов служат электродные потенциалы, которые определяют по их возможности растворения в воде.

Для каждого металла значение электродного потенциала стандартно, и эти значения распределяются в интервалах от −3,04 V для Li^+ до +1,69 V для Au^+.

Значение электродного потенциала определяет полярность в гальванической ячейке, т.е. чем более положительный потенциал имеет металл, тем меньше его склонность к растворению в водной среде, и, следовательно, он скорее будет на месте катода.

Ионы металла выходят в ротовую жидкость или формируют продукты коррозии как результат химических реакций на аноде. Продукты коррозии могут быть причиной появления признаков непереносимости, в том числе и аллергических реакций. Поддержанию процесса коррозии способствует постоянное обновление поверхности металла в результате механического воздействия со стороны зубов-антагонистов и еды, кроме этого, происходит постоянное уменьшение ионов металла в электролите за счет вымывания едой и жидкостями, в том числе и слюной.

Чем более разнородны сплавы, тем больший гальванический ток будет в полости рта. Однако надо понимать, что разница потенциалов будет и у сплавов с близким составом, которые никогда не будут совершенно одинаковыми.

Кроме этого, существует вероятность возникновения тока и при одиночной изолированной реставрации. В этом случае гальваническую ячейку создает разница потенциалов между двумя электролитами — слюной и тканевой жидкостью, куда можно отнести кровь, жидкость мягких тканей и жидкость в дентинных канальцах.

Другая причина коррозии может быть в неоднородности состава, так как большинство современных сплавов содержат больше чем три элемента, что может приводить к возникновению нескольких фаз в строении сплава. При этом устойчивость к коррозии многофазных сплавов зачастую ниже устойчивости однофазных сплавов. Это связано с тем, что на поверхности могут быть участки с разным строением и составом, что приводит к возникновению анода и катода на поверхности одного и того же протеза.

На коррозию стоматологических протезов влияет масса факторов, таких как курение, бактериальная активность, особенности питания и приема лекарств, качество индивидуальной гигиены.

Надо помнить, что малые гальванические токи, связанные с гальванизмом, постоянно имеются в полости рта. И в случае появления привкуса металла только исключение причины помогает справиться с этим осложнением.

Стоматологи должны избегать использования при ортопедическом лечении зубных протезов из разнородных сплавов для предупреждения осложнений, связанных с явлениями электрогальванизма.

АЛГОРИТМ ВЫБОРА ВИДА СПЛАВОВ ДЛЯ ЗУБНЫХ ПРОТЕЗОВ

Выбор сплавов для несъемных протезов зависит от того, что используют в качестве опор.

Если протезирование проводят на естественных зубах с культевыми вкладками, выбор сплава для каркаса коронок зависит от вида сплава, из которого изготовлены культевые вкладки.

Если культевые вкладки сделаны из благородных сплавов, то наиболее правильным выбором сплава для каркасов коронок и МП будут либо сплавы на основе золота и платины, либо сплавы на основе палладия, максимально близкие по составу к химическому составу культевых вкладок и с учетом физико-механических свойств сплавов для каркасов и клинической ситуации.

Если культевые вкладки изготовлены из неблагородных сплавов, то коронки и МП следует делать из неблагородных сплавов.

При отсутствии культевых вкладок выбор зависит от клинических показаний, стоимости протезирования и используемых технологий.

Благородные сплавы всех видов (и на основе золота, и на основе палладия) можно использовать с применением традиционного процесса литья по выплавляемым моделям, выбор сплава скорее зависит от клинической ситуации. К примеру, для более протяженных протезов предпочтительно использовать палладиевые сплавы, а для менее протяженных — золотые.

Для неблагородных сплавов в настоящее время существует несколько способов изготовления каркасов. Это методы литья, фрезерования и лазерного спекания. Метод фрезерования можно использовать для изготовления высокоточных каркасов из кобальтохромовых или титановых сплавов. Метод лазерного спекания в настоящее время применяют почти всегда с порошком из кобальтохромового сплава.

Если есть непереносимость неблагородных сплавов, необходимо использовать благородные сплавы.

В случае протезирования с использованием имплантатов выбор сплавов зависит от вида абатментов. В случае стандартных титановых абатментов каркасы коронок и МП можно изготавливать из любого вида благородных и неблагородных сплавов. В случае непереносимости кобальтохромовых или никель-хромовых сплавов необходимо применять благородные сплавы или титан.

Способ изготовления индивидуальных абатментов зависит от вида сплава. Индивидуальные абатменты из благородных сплавов изготавливают методом литья с использованием стандартных оснований из благородных сплавов. В этом случае коронки и МП необходимо отливать из благородных сплавов.

Индивидуальные абатменты из титановых и кобальтохромовых сплавов фрезеруют на CAD/CAM-установках. В этом случае коронки и МП необходимо изготавливать из аналогичных сплавов.

Взвешенное решение по выбору того или иного сплава следует принимать, учитывая все перечисленные выше критерии. Такие факторы, как единичные или множественные соединения, металл на окклюзионной поверхности, длина пролета и вид керамики, наличие протезов из металла в полости рта и, наконец, съемный это протез или несъемный, предполагают различные варианты сплавов.

Ранжированное распределение основных групп сплавов по свойствам (по убыванию) представлено в табл. 6.1.3–6.1.11.

Таблица 6.1.3. Распределение основных групп сплавов по твердости, HV5 для благородных сплавов и HV10 для неблагородных сплавов

Ранги	Группа сплавов	Твердость, HV
I	Кобальтохромовые	350–390
II	Никель-хромовые	270–330
III	Титановые	210–320
IV	Нержавеющая сталь	190–350
V	Палладиевые	150–310
VI	Золотоплатиновые	11–250

Таблица 6.1.4. Распределение основных групп сплавов по плотности

Ранги	Группа сплавов	Плотность, г/см^3
I	Золотоплатиновые	17,0–19,2
II	Палладиевые	10,8–11,4
III	Кобальтохромовые	8,2–8,9
IV	Никель-хромовые	7,9–8,2
V	Нержавеющая сталь	7,2–7,8
VI	Титановые	4,4–4,5

Таблица 6.1.5. Распределение основных групп сплавов по коэффициенту термического линейного расширения

Ранги	Группа сплавов	Коэффициент термического линейного расширения
I	Нержавеющая сталь	$16–18\times10^{-6}\,°K^{-1}$
II	Золотоплатиновые	$13,5–14,5\times10^{-6}\,°K^{-1}$ $15,5–16,5\times10^{-6}\,°K^{-1}$
III	Никель-хромовые	$13,5–14,5\times10^{-6}\,°K^{-1}$
IV	Кобальтохромовые	$13,5–14,5\times10^{-6}\,°K^{-1}$
V	Палладиевые	$13,5–14,7\times10^{-6}\,°K^{-1}$
VI	Титановые	$10,1–12,4\times10^{-6}\,°K^{-1}$

Таблица 6.1.6. Распределение основных групп сплавов по биосовместимости

Ранги	Группа сплавов
I	Титановые
II	Золотоплатиновые
III	Палладиевые
IV	Кобальтохромовые
V	Нержавеющая сталь
VI	Никель-хромовые

Таблица 6.1.7. Распределение основных групп сплавов по условному пределу текучести

Ранги	Группа сплавов	Условный предел текучести σ_{02}, МПа
I	Титановые	560–860
II	Никель-хромовые	490–710
III	Кобальтохромовые	480–650
IV	Нержавеющая сталь	350–800
V	Палладиевые	320–796
VI	Золотоплатиновые	250–590

Таблица 6.1.8. Распределение основных групп сплавов по модулю упругости

Ранги	Группа сплавов	Модуль упругости (модуль Юнга), ГПа
I	Нержавеющая сталь	177–202
II	Никель-хромовые	145–190
III	Кобальтохромовые	125–218
IV	Палладиевые	104–148
V	Титановые	100–120
VI	Золотоплатиновые	77–103

Таблица 6.1.9. Распределение основных групп сплавов по относительному удлинению

Ранги	Группа сплавов	Относительное удлинение, %
I	Нержавеющая сталь	8–50
II	Титановые	8–14
III	Никель-хромовые	6–35
IV	Золотоплатиновые	5–15
V	Палладиевые	2–30
VI	Кобальтохромовые	1–10

Таблица 6.1.10. Распределение основных групп сплавов по интервалу температуры плавления

Ранги	Группа сплавов	Интервал температуры плавления, °С
I	Титановые	1600–1700
II	Нержавеющая сталь	1280–1460
III	Кобальтохромовые	1215–1460
IV	Никель-хромовые	1140–1250
V	Палладиевые	1104–1310
VI	Золотоплатиновые	1010–1260

Таблица 6.1.11. Распределение основных групп сплавов по прочности на разрыв

Ранги	Группа сплавов	Прочность на разрыв, МПа
I	Палладиевые	800–850
II	Нержавеющая сталь	670
III	Титановые	550–990
IV	Кобальтохромовые	550–870
V	Никель-хромовые	505–830
VI	Золотоплатиновые	460–655

6.2. КЕРАМИЧЕСКИЕ МАТЕРИАЛЫ

И.Ю. Лебеденко, В.И. Хван

Керамика представляет собой материал, состоящий из неорганических элементов, спеченных вместе под действием высокой температуры.

Фарфор — частный случай керамики. Его обычно получают высокотемпературным обжигом тонкодисперсной смеси каолина (белой глины), кварца и полевого шпата. Отличительная особенность фарфора — низкое водопоглощение (до 0,2%) и его способность просвечиваться в тонких слоях. При легком ударе деревянной палочкой фарфор издает характерный высокий чистый звук.