

Глава 3

МЕТАЛЛЫ И ИХ СПЛАВЫ

3.1. ОБЩИЕ СВЕДЕНИЯ О МЕТАЛЛАХ, СПЛАВАХ МЕТАЛЛОВ И ИХ СВОЙСТВАХ

♦ **Металлами** являются вещества, характеризующиеся в обычных условиях высокими электро- и теплопроводностью, ковкостью, «металлическим» блеском, непрозрачностью и другими свойствами, обусловленными наличием в их кристаллической решетке большого количества не связанных с атомными ядрами подвижных электронов проводимости.

В технике металлы принято делить на **черные** (железо и сплавы на его основе) и **цветные** (все остальные).

Свойства металлов объясняются особенностями их строения:

- расположением и характером движения электронов в атомах;
- расположением атомов, ионов и молекул в пространстве;
- размерами, формой и характером кристаллических образований.

Особенности атомного строения определяют характер взаимодействия металлов, способность их давать различного рода соединения, в которые входят несколько металлов, металлы с неметаллами и т.д.

При разных температурах некоторые химические элементы имеют два и более устойчивых типа кристаллических решеток. Существование одного металла в различных кристаллических формах (модификациях) при разных температурах называется **полиморфизмом**, или **аллотропией**, а переход из одного строения в другое – полиморфным (аллотропическим) превращением. Аллотропические формы, получающиеся в результате полиморфного превращения, обычно обозначают начальными буквами греческого алфавита.

К таким **полиморфным** металлам относятся, например, кобальт (Co), олово (Sn), марганец (Mn), железо (Fe). В свою очередь, изменение строения кристаллической решетки вызывает изменение свойств – механических, химических и магнитных, электропроводности, теплопроводности, теплоемкости и др.

К металлам, которые имеют только один тип кристаллической решетки и называются изоморфными, относятся алюминий (Al), медь (Cu), никель (Ni), хром (Cr), ванадий (W) и др.

Наиболее полную информацию о строении и свойствах металлов получают при использовании комплекса методов исследований:

- структурных (основаны на макроскопическом, микроскопическом анализе строения металла или сплава и др.);
- физических (основаны на измерении различных физических свойств: тепловых, магнитных и др.).

Так, например, **метод элементного микроанализа** изменения поверхности стоматологических сплавов в условиях ротовой полости применяется многими исследователями (Hani H. et al., 1989).

♦ **Металлические сплавы** – это макроскопически однородные системы, состоящие из двух или более металлов с характерными металлическими свойствами. В широком смысле сплавами называются любые однородные системы, получаемые сплавлением металлов, неметаллов, оксидов, органических веществ.

Структура и свойства чистых металлов (см. табл.21) существенно отличаются от структуры и свойств сплавов (см. табл.22), состоящих из двух и более металлов.

По количеству элементов (компонентов сплава) различают двух-, трех- или многокомпонентные сплавы (см. табл.19, 28, 31, 35, 38–40).

Образование новых однородных веществ при взаимном проникновении атомов называют фазами сплава.

В расплавленном виде все компоненты обычно находятся в атомарном состоянии, образуя неограниченный жидкий однородный раствор, в любой точке которого химический состав статистически одинаков. При затвердевании расплава атомы компонентов укладываются в порядке кристаллической решетки, образуя твердое кристаллическое вещество – сплав.

Существуют **три типа взаимоотношений компонентов сплава**:

1. образование **механической смеси**, когда каждый элемент кристаллизуется самостоятельно, при этом свойства сплава будут усредненными свойствами элементов, которые его образуют;

2. образование **твердого раствора**, когда атомы компонентов образуют кристаллическую решетку одного из элементов, являющегося растворителем, при этом тип решетки основного металла сохраняется;

3. образование **химических соединений**, когда при кристаллизации разнородные атомы могут соединяться в определенной пропорции с образованием нового типа решетки, отличающейся от решеток металлов сплава. Образование химического соединения – сложный процесс, при котором создается новое вещество с новыми качествами, а решетка при этом имеет более сложное строение. Соединение теряет основное свойство металла – способность к пластической деформации, становится хрупким.

Соответственно этому, свойства сплавов будут зависеть от того, какие фазы в них образуются: твердые растворы, химические соединения или смеси чистых металлов. Если атомные объемы двух металлов и их температуры плавления резко отличаются, то в жидком состоянии такие элементы обладают, как правило, ограниченной растворимостью.

В то же время неограниченную растворимость, или способность образовывать твердые растворы в любых пропорциях, имеют только металлы с кристаллической решеткой одного типа. Металлы, расположенные недалеко друг от друга в таблице Менделеева (Cu_{29} и Ni_{28} ; Fe_{26} и Ni_{28} ; Fe_{26} и Cr_{24} ; Fe_{26} и Co_{27} ; Co_{27} и Ni_{28}) или расположенные в одной группе (As_{33} и Sb_{51} ; Au_{79} и Ag_{47} ; Au_{79} и Cu_{29} ; Bi_{83} и Sb_{51}), имеют неограниченную растворимость.

Таким образом, взаимодействие элементов в сплавах и характер образующейся структуры определяются положением элементов в таблице Менделеева типом кристаллической решетки, размерами атомов, т.е. физической природой элементов.

Зависимость свойств от состава сплавов:

- в сплавах, имеющих структуру механических смесей, свойства изменяются в основном прямолинейно. Некоторые свойства механических смесей, в первую очередь твердость и прочность, зависят от размеров частиц (от степени дисперсности) и значительно повышаются при измельчении;
- в сплавах-твердых растворах – свойства изменяются по криволинейной зависимости;
- при образовании химических соединений свойства изменяются скачкообразно.

Многие физические и механические свойства сплавов четко зависят от структуры, однако некоторые технологические свойства, такие как литейные (способность обеспечить хорошее качество отливки) или свариваемость, зависят не столько от структуры, сколько от того, в каких температурных условиях проходило затвердевание сплавов.

Так, например, стоматологические сплавы золота, отлитые в форму и быстро охлажденные в воде, будут иметь вид твердого раствора,

отличающегося характерной мягкостью, ковкостью и меньшей прочностью, чем сплавы с упорядоченным расположением атомов (Копейкин В.Н., 1995). Однако если ту же отливку охлаждать медленно до комнатной температуры, то твердый раствор, превалирующий при температуре более 424°С, полностью переходит в фазу AuCu путем перераспределения атомов в пространственной кристаллической решетке в более упорядоченную структуру. Это приводит к повышению прочности и твердости при потере ковкости сплава. Сплавы с высоким содержанием золота (выше 88%) не образуют упорядоченной фазы.

Поэтому о зависимости механических и физических свойств однофазных сплавов (α и β) говорят следующие положения, известные из курса металловедения:

- твердость, прочность и электросопротивление твердых растворов выше, чем у чистых металлов;
- электропроводность и температурный коэффициент электросопротивления у твердых растворов ниже, чем у чистых металлов;
- электрохимический потенциал при этом изменяется по плавной кривой.

Помимо свойств металлической матрицы, имеющей определенную кристаллическую решетку и тем самым определяющую основные параметры механических свойств, на последние может оказывать влияние дополнительное легирование такими элементами, как молибден, вольфрам, ниобий, углерод, азот и др. Присутствие их в сплавах даже в небольших количествах значительно повышает прочность, износостойкость, жаропрочность и другие свойства, необходимые при эксплуатации конструкций.

Добавка небольших количеств (0,005%) иридия и рутения превращает грубую зернистую структуру сплавов золота в мелкозернистую, что дает возможность улучшить на 30% прочность на растяжение и предел прочности при удлинении, не влияя при этом на твердость и предел текучести. Особенно эффективно увеличивается прочность при легировании кобальтохромовых сплавов 6% молибденом и дополнительно 1–2% ниобия в присутствии 0,3% углерода. В металлических сплавах образуются различные химические соединения между двумя или несколькими металлами (их называют интерметаллидами) так и между металлом и неметаллом (карбиды, оксиды и т.д.).

Наличие неметаллических включений в структуре сплава ведет к образованию усталости, трещин, внутренних пор и полостей, коррозионному растрескиванию отливок, что приводит в конечном счете к разрушению. Неметаллические включения играют существенную роль в процессе вязкого и усталостного разрушения.

Основу неметаллических включений в сплаве **Виталлиум** составляют марганец и кремний. В кобальтохромовом сплаве (КХС) содержатся включения нитридов титана и силикаты. Приведенные в таблице 27 данные свидетельствуют, что у образца, испытывавшего циклическую нагрузку, произошли изменения почти по всем параметрам: значительно уменьшены пределы упругости и текучести прочности, напряжения, разрушения, относительного удлинения и сужения. Это свидетельствует о тенденции к усталости металла.

В результате циклических напряжений металл «устает», прочность его снижается (см. табл.27) и наступает разрушение образца (протеза). Такое явление называют **усталостью**, а сопротивление усталости – **выносливостью**. Разрушение от усталости происходит всегда внезапно вследствие накопления металлом необратимых изменений, которые приводят к возникновению микроскопических трещин – трещин усталости, возникающих в поверхностных зонах образца. При этом чем больше на поверхности царапин, выбоин и

других дефектов, вызывающих концентрацию напряжения, тем быстрее образуются трещины усталости.

В связи с **усталостью металла** появляются микротрещины на границе неметаллических включений, зерен металла, которые в процессе циклической нагрузки увеличиваются, образуя магистральную трещину, приводящую к разрушению металла.

♦ Основной характеристикой, определяемой при испытании на усталость материала, является **предел выносливости** – наибольшее напряжение, которое может выдержать материал без разрушения при произвольно большом числе перемен (циклов) нагрузки. Максимальное напряжение, не вызывающее разрушения, соответствует пределу выносливости.

Кроме механических испытаний, металлические материалы подвергаются **технологическим испытаниям** (изгиб, перегиб и др.) с целью определения их пригодности к различным технологическим операциям в процессе использования. Приложение к образцу нагрузки при механическом испытании приводит к деформации (см. с. 11).

3.1.1. ФИЗИКО-МЕХАНИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА МЕТАЛЛОВ И СПЛАВОВ МЕТАЛЛОВ

Металлы имеют различные цветовые оттенки почти всего спектра, однако, как правило, для недорогих металлов это серый, голубоватый, синеватый различной степени выраженности и разных комбинаций. Для драгоценных металлов характерны желто-оранжевая гамма и белесовато-серебристый оттенок, эти вещества обладают достаточно высокой плотностью (см. табл.21). Так, плотность золотосодержащих сплавов составляет 15,2–15,5 г/см³ (см. табл.30), кобальтохромовых сплавов – 8,0–8,4 г/см³ (см. табл.38, 41–42), никелехромовых сплавов – 8,2 г/см³ (см. табл.38). Как уже указывалось, они теплопроводны электропроводны, а также расширяются и сжимаются соответственно при нагревании и охлаждении.

Температура плавления у металлов (см. табл.21) широко варьирует. В связи с этим выделяют **легкоплавкие** металлы с температурой плавления ниже, чем у лосо олова (232°C), а также **тугоплавкие** металлы, температура плавления которых выше, чем у железа (1535°C). Между этими полюсами расположены средние температуры плавления, свойственные большинству металлов и сплавов, температура плавления и температура затвердевания чистых металлов всегда постоянны, и пока не исчезнет одна фаза – расплавление твердой части при нагревании или затвердевание жидкой части при охлаждении – температура остаётся неизменной.

Пластическая деформация приводит к изменению физических свойств металла, а именно:

- повышению электросопротивления;
- уменьшению плотности;
- изменению магнитных свойств.

Все внутренние изменения, которые происходят при пластической деформации, вызывают упрочнение металла. Прочностные характеристики (временное сопротивление, предел текучести, твердость) повышаются, а пластические – снижаются.

♦ Упрочнение металла под действием пластической деформации называют **наклепом**.

Нагартованные (имеющие наклеп) металлы более склонны к коррозионному разрушению при эксплуатации. Для полного снятия наклепа металлы подвергаются **рекристаллизационному отжигу** (см. с. 55).

♦ **Рекристаллизация** – это процесс возникновения и роста новых недеформированных кристаллических зерен поликристалла за счет других зерен.

Рекристаллизацию применяют на практике для придания материалу наибольшей пластичности. Причем она протекает особенно интенсивно в пластически деформированных материалах при более высоких температурах. Температура рекристаллизации имеет важное практическое значение. Чтобы восстановить структуру и свойства наклепанного (нагартованного) металла (например, при продолжении штамповки коронки под прессом после наколачивания гильзы на мелотовой модели), его надо нагреть выше температуры рекристаллизации.

- ◆ Совокупность свойств, характеризующих сопротивление металла и сплава действию приложенных к нему внешних механических сил (нагрузок), принято называть механическими свойствами.

Силы могут быть приложены в виде нагрузки:

- статической (плавно возрастающей);
- динамической (возрастающей резко и с большой скоростью);
- повторно-переменной (многократно прикладываемой, изменяющейся по величине и направлению).

Соответственно этому **механические испытания** разделяют на:

- статические (растяжение, сжатие, изгиб, кручение, твердость);
- динамические (ударный изгиб);
- усталостные (при повторно-переменном приложении нагрузки);
- высокотемпературные (например, на длительную прочность).

Как правило, все испытания проводят в определенных условиях на образцах заданной формы и размера, по международным и принятым в данной стране стандартам, что обеспечивает сопоставимость полученных результатов и правильную их интерпретацию.

При растяжении или сжатии образец обладает способностью сопротивляться упругим деформациям, что определяет жесткость материала – модуль упругости E . Размерность модуля упругости E в системе СИ – Паскаль (Па, Н/м^2) или Мегапаскаль (МПа, Н/мм^2). Предел упругости указывается следующим образом – $\delta_{0,05}$. В таблицах 23 и 24 представлена теоретическая и реальная прочность некоторых материалов.

Для металлов характерна высокая прочность (см. табл.21, 22, 26). При этом одни из них могут быть пластичными или упругими (пружинящими), другие, наоборот, хрупкими. Предельная прочность золотых сплавов ниже прочности литых кобальтохромовых сплавов (см. табл.42). Высокая прочность затрудняет отделку протеза, но противостоит повреждениям при его эксплуатации (в первую очередь истиранию).

Из всех механических испытаний **твердость** (см. с. 11) определяется чаще всего, так как метод прост в применении.

Основными методами определения твердости являются методы внедрения в поверхность испытываемого металла стандартных наконечников из твердых недеформирующихся материалов под действием статических нагрузок:

- метод Бринелля (вдавливание стального шарика определенного диаметра);
- метод Роквелла (вдавливание алмазного конуса или стального закаленного шарика диаметром 1,58 мм);
- метод Виккерса (вдавливание четырехгранной алмазной пирамиды с квадратным основанием).

Показателем твердости по Бринеллю является число твердости, обозначаемое НВ (H – Hardness, англ. – твердость, В – инициал фамилии автора метода – Brinell). Методом Бринелля можно испытывать материалы с твердостью не более НВ 450. Твердость по Бринеллю выражается в кгс/мм^2 . Если нагрузка выражена в ньютонах (Н), то число твердости по Бринеллю выражается в МПа. При этом размерность записывается так: НВ 320 МПа.

Показатель твердости по Бринеллю наглядно продемонстрирован для разных металлов в таблицах 21, 22.

Твердость по Роквеллу обозначают HRA, HRB, HRC (в зависимости от применяемой шкалы А, В или С).

Твердость по Виккерсу (HV) имеет такую же размерность, как числа твердости по Бринеллю, т.е. МПа или кгс/мм². Числа твердости по Виккерсу и Бринеллю, т.е. МПа или кгс/мм² материалов с твердостью до HV 400–450 фактически совпадают (см. табл.42).

Твёрдость как характеристика сплава тесно связана с другими его параметрами. Так, например, по мере повышения твёрдости сплавов золота (см. табл.33) предел текучести и прочность на растяжение также увеличиваются, а при повышении твердости и прочности удлинение снижается.

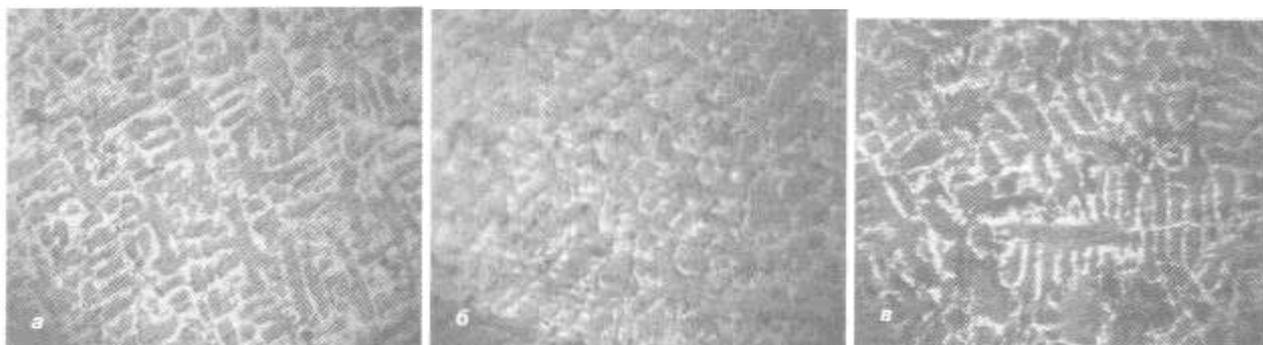


Рис. 3.1. Изменение кристаллической решетки, межкристаллического пространства и плотности в шлифах кобальтохромового сплава (а) при воздействии электромагнитного поля частотой 140 кГц (б) и 400 кГц (в) (по А.П.Боброву, 2001).

Микротвердость сплава металлов (рис. 3.1) можно изменять в процессе литья воздействием на него электромагнитного поля различной частоты что позволяет получить сплав с заданными свойствами (Бобров А.П., 2001).

3.1.2. ХИМИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА МЕТАЛЛОВ И СПЛАВОВ МЕТАЛЛОВ

К ним относятся **растворимость, окисляемость, коррозионная стойкость.**

Способность металлов растворять различные элементы позволяет при повышенных температурах атомам вещества, окружающего поверхность металла, диффундировать внутрь него, создавая поверхностный слой измененного состава. При этой обработке изменяется не только состав, но и структура поверхностных слоев, а также часто и сердцевина. Такая обработка называется *химико-термической*.

- ◆ **Коррозия** (лат. *corrosio* – разъедание) разрушение твердых тел, вызванное химическими и электрохимическими процессами, развивающимися на поверхности тела при его взаимодействии с внешней средой.
- ◆ **Коррозионная стойкость** – способность материалов сопротивляться коррозии.
- ◆ У металлов и сплавов коррозионная стойкость определяется **скоростью коррозии**, т.е. массой материала, превращенной в продукты коррозии, с единицы поверхности в единицу времени либо толщиной разрушенного слоя в миллиметрах в год.
- ◆ **Коррозионная усталость** – понижение предела выносливости металла или сплава при одновременном воздействии циклических напряжений и коррозионной среды.

Различают, по крайней мере, три формы коррозионного разрушения: равномерную, местную, межкристаллическую.

Равномерная коррозия разрушает металл, мало влияя на его механическую прочность. Она встречается у серебряного припоя (см. табл.105).

Местная коррозия приводит к разрушению только отдельных участков металла и проявляется в виде пятен и точечных поражений различной глубины. Она возникает в случае неоднородной поверхности, при наличии включений или внутренних напряжений, при грубой структуре металла. Этот вид коррозии снижает механические свойства деталей.

Межкристаллическая коррозия характеризуется разрушением металла по границе зерен (кристаллов). При этом нарушается связь между кристаллами и агрессивная среда, проникая вглубь, разрушает металл. Ей особенно подвержены нержавеющие стали.

- ♦ **Кристаллы** (греч. Krystallos, первоначально – лед) – твердые тела, атомы или молекулы которых образуют упорядоченную периодическую структуру (кристаллическую решетку).

Кристаллы обладают симметрией атомной структуры, соответствующей ей симметрией внешней формы, а также *анизотропией физических свойств* (т.е. зависимостью свойств от формы и вида кристалла). Кристаллы – равновесное состояние твердых тел: каждому веществу, находящемуся при данных температуре и давлении, в кристаллическом состоянии соответствует определенная атомная структура. При изменении внешних условий структура кристаллов может измениться.

Химическая коррозия – взаимодействие металла с агрессивными средами, не проводящими электрического тока. Так, сильное нагревание железа в присутствии кислорода воздуха сопровождается образованием оксидов (окалины). Образующаяся окисная пленка может защищать металл от диффузии в него агрессивного агента.

В условиях полости рта металлы находятся во влажной среде ротовой жидкости. Последняя, являясь электролитом, создает условия для *электрохимической коррозии* металлических пломб, вкладок и других металлических протезов.

3.1.3. ТЕХНОЛОГИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА МЕТАЛЛОВ И СПЛАВОВ МЕТАЛЛОВ

Металлы в расплавленном состоянии обладают **текучестью**; используя это свойство, можно отливать детали по заданной форме. Дальнейшее повышение температуры расплавленного металла резко повышает его текучесть, так как при этом уменьшается вязкость. Однако увеличивать температуру более чем на 100–150°C выше точки плавления не рекомендуется, так как при этом усиливается поглощение газов и в отливке образуются *газовые раковины*. Они, а также *усадочные раковины* могут быть внутренними и наружными.

- ♦ Общее название ряда методов (магнитный, электрический, ультразвуковой, рентгеновский и пр.), применяемых для обнаружения невидимых простым глазом дефектов в изделиях, называется дефектоскопией (лат. defectus – недостаток + гр. skopeo – смотрю).

Расплав по существу является однородным веществом. Однако при затвердевании однородность состава нарушается.

- ♦ Возникновение неоднородности при затвердевании сплава в результате ряда причин называется **ликвацией**.

Основным фактором, приводящим к ликвации, является скорость охлаждения сплава. В результате ликвации свойства отливки в разных местах могут получаться различными. Основным способом борьбы с этим явлением в сплавах типа твердых растворов является быстрое охлаждение. При затвердевании металла внутри отливки иногда образуются пустоты, называемые *усадочными раковинами*. Образование их является следствием уменьшения объема затвердевающего металла. Основная усадка происходит в

период образования кристаллической решетки, т.е. в период затвердевания.

Наибольшее практическое значение имеет усадка, получающаяся во время перехода металла из жидкого состояния в твердое: во-первых, потому, что усадка металлов в этот момент является наибольшей частью общей усадки и, во-вторых, потому, что усадочные раковины являются следствием именно этого вида усадки.

Отлитый в форму жидкий металл начинает затвердевать с наружных слоев, и некоторое время поверхность отливки представляет собой твердую корку, под которой содержится еще жидкий металл. Жидкий металл, затвердевая, уменьшается в объеме и не заполняет целиком всего пространства, окруженного твердой оболочкой металла, застывшего в первую очередь, и таким образом появляются пустоты. Иногда вместо видимых усадочных раковин в отливках возникают внутренние напряжения, особенно в местах, где имеются резкие переходы от тонких частей отливок к более толстым, когда металл в тонких частях кристаллизуется (затвердевает) раньше.

♦ Внутреннее напряжение – внутренние силы, возникающие в деформируемом теле под влиянием внешних механических или температурных воздействий.

Возникающие напряжения могут снизить прочность отливки или даже нарушить ее целостность. Это необходимо учитывать при одновременной отливке тонких деталей дуговых (бюгельных) протезов вместе с более массивными литыми частями каркаса.

Для предотвращения образования усадочных раковин создается избыток металла вне пределов отливки, чаще всего в области конуса, через который металл попадает в форму.

При пластическом деформировании нагретого выше температуры кристаллизации металла упрочнение и наклеп металла если и произойдут, то будут медленно снижаться. Такая обработка, при которой нет упрочнения (наклепа), называется *горячей*.

Обработка металла давлением (пластическая деформация) ниже температуры кристаллизации вызывает наклеп и называется *холодной*.

Пластическая деформация (см. с. 11) вызывает структурно неустойчивое состояние металла. При этом к процессам, которые приводят пластически деформированный металл в более устойчивое состояние, относится снятие искажений кристаллической решетки путем нагревания. Данный процесс не требует высокой температуры, так как при этом происходит незначительное перемещение атомов. Уже небольшой нагрев (для нержавеющей стали – 400–500°С) снимает искажение решетки, уменьшает внутренние напряжения.

В последнее время все большее применение получает обработка, при которой в едином технологическом процессе сочетаются деформация и структурные превращения. Деформация должна не только придать изделию внешнюю форму, но и создать наклеп. Термической обработке подвергается именно наклепанный металл. Эта обработка получила название *термомеханической*, или *термопластической*.

К основным видам *термической обработки* сплавов металлов – отжигу, закалке и отпуску металлов – в ряде специальной литературы относят обжиг, что не совсем правильно.

♦ **Обжиг** – нагрев и выдержка при высокой температуре (в обжиговых печах) различных материалов для придания им необходимых свойств или удаления примесей (например, обжиг руды, глины, огнеупоров, керамики).

♦ **Отжиг** – термическая обработка материалов (например, металлов, полупроводников, стекол), заключающаяся в нагреве до определенной температуры, выдержке и медленном охлаждении. Цель – улучшение структуры и обрабатываемости, снятие внутренних напряжений и т.д.

♦ **Закалка** – термическая обработка материалов, заключающаяся в нагреве

и последующем быстром охлаждении с целью фиксации высокотемпературного состояния материала или предотвращения (подавления) нежелательных процессов, происходящих при медленном охлаждении.

♦ **Отпуск металлов** – термическая обработка закаленных сплавов (главным образом нержавеющей стали): нагрев (ниже нижней критической точки), выдержка и охлаждение. Цель – оптимальное сочетание прочности, пластичности и ударной вязкости.

Таким образом, к основным видам термической обработки (отжиг, закалка, отпуск) могут быть добавлены еще два ее сложных вида – химико-термическая и термомеханическая.

Ряд металлов, обладающих малым сопротивлением внешней деформирующей силе и пластичностью, можно подвергать **прокатке, волочению, штамповке, ковке**. Кроме того, многие металлы можно **резать, сваривать, паять** (см. гл. 10).

3.2. ХАРАКТЕРИСТИКА СПЛАВОВ, ПРИМЕНЯЕМЫХ В ОРТОПЕДИЧЕСКОЙ СТОМАТОЛОГИИ

В настоящее время в стоматологии используется свыше 500 сплавов.

Международными стандартами (ISO, 1989) все сплавы металлов разделены на *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.
4. Сплавы для металлокерамических конструкций:
 - с высоким содержанием золота (>75%);
 - с высоким содержанием благородных металлов (золота и платины или золота и палладия – >75%);
 - на основе палладия (более 50%);
 - на основе неблагородных металлов:
 - кобальта (+ хром >25%, молибден >2%),
 - никеля (+ хром >11%, молибден >2%).

Более упрощенно выглядит классическое подразделение на благородные и неблагородные сплавы.

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 золото и платина являются как благородными, так и драгоценными, палладий – благородный, но намного дешевле. Серебро завоевало место в классификации драгоценных металлов, но не является благородным металлом.

Кроме того, применяемые в ортопедической стоматологии сплавы можно классифицировать по *другим признакам*:

- назначению (для съемных, металлокерамических, металлополимерных протезов);
- количеству компонентов сплава;
- физической природе компонентов сплава;
- температуре плавления;
- технологии переработки и т.д.

Обобщая изложенное выше о металлах и сплавах металлов, нужно еще раз подчеркнуть основные **общие требования, предъявляемые к сплавам металлов, применяемым в клинике ортопедической стоматологии**:

- биологическая индифферентность и антикоррозионная стойкость к

- воздействию кислот и щелочей в небольших концентрациях;
- высокие механические свойства (пластичность, упругость, твердость, высокое сопротивление износу и др.);
 - наличие набора определенных физических (невысокой температуры плавления, минимальной усадки, небольшой плотности и т.д.) и технологических (ковкости, текучести при литье и др.) свойств, обусловленных конкретным назначением.

Металлический каркас – это основа зубного протеза, которая должна полностью противостоять жевательным нагрузкам. Кроме того, он должен перераспределять и дозировать нагрузку, обладать определенными деформационными свойствами и не менять своих первоначальных свойств в течение длительного времени функционирования зубного протеза. То есть, кроме общих требований, к сплавам предъявляются и *специфические требования*.

Если сплав металлов предназначен для облицовывания керамикой (см. гл. 4), он должен отвечать следующим специфическим требованиям:

- быть способным к сцеплению с фарфором (см. табл.31);
- температура плавления сплава должна быть выше температуры обжига фарфора;
- коэффициенты термического расширения (КТР) сплава и фарфора должны быть сходными.

Особенно важно соответствие коэффициентов термического расширения двух материалов, что предупреждает возникновение силовых напряжений в фарфоре, которые могут привести к отколу или трещине покрытия. В среднем коэффициент термического расширения у всех типов сплавов, которые используются для облицовывания керамикой, колеблется от $13,8 \cdot 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$ до $14,8 \cdot 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$.

Коэффициент термического расширения керамической массы можно менять, вводя определенные добавки. Так, фирма «Дентсплай» (США) запатентовала методику введения лейцита в керамическую массу, которая позволяет изменять коэффициент термического расширения от $12,5 \cdot 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$ до $16 \cdot 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$.

Сочетание высоких прочностных свойств литого металлического каркаса зубного протеза и внешнего вида облицовки (см. с. 99), достаточно точно имитирующей внешний вид натуральных зубов, позволяет создать эффективные и эстетичные зубные протезы.

Как указывалось выше, применяющиеся в ортопедической стоматологии сплавы делятся на две основные группы – благородные и неблагородные.

Сплавы на основе благородных металлов подразделяются на:

- золотые;
- золото-палладиевые;
- серебряно-палладиевые.

Сплавы металлов благородных групп имеют лучшие литейные свойства и коррозионную стойкость, однако по прочности уступают сплавам неблагородных металлов.

Сплавы на основе неблагородных металлов включают:

- хромоникелевую (нержавеющую) сталь;
- кобальтохромовый сплав;
- никелехромовый сплав;
- кобальтохромомолибденовый сплав;
- сплавы титана;
- вспомогательные сплавы алюминия и бронзы для временного пользования. Кроме того, применяется сплав на основе свинца и олова, отличающийся легкоплавкостью (см. гл. 8).

3.2.1. СПЛАВЫ ЗОЛОТА, ПЛАТИНЫ И ПАЛЛАДИЯ

Указанные сплавы обладают хорошими технологическими свойствами, устойчивы к коррозии, прочны, токсикологически инертны. К ним реже, чем к другим металлам, проявляется идиосинкразия (см. гл. 14).

Чистое золото – мягкий металл. Для повышения упругости и твердости в его состав добавляются так называемые лигатурные металлы – медь, серебро, платина.

Сплавы золота различаются по проценту его содержания. Чистое золото в метрической пробирной системе обозначается 1000-й пробой. В России до 1927 г. существовала золотниковая пробирная система. Высшая проба в ней соответствовала 96 золотникам. Известна также английская каратная система, в которой высшей пробой являются 24 карата (см. табл.29).

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°C. Обладает пластичностью и вязкостью, легко поддается штамповке, вальцеванию, ковке, а также литью.

Сплав золота 750-й пробы применяется для каркасов дуговых (бюгельных) протезов, кламмеров, вкладок. Содержит 75% золота, по 8% меди и серебра 9% платины. Обладает высокой упругостью и малой усадкой при литье. Эти качества приобретаются за счет добавления платины и увеличения количества меди. Сплав золота 750-й пробы служит припоем (см. с. 264), когда в него добавляется 5–12% кадмия (см. табл.104). Последний снижает температуру плавления припоя до 800°C. Это дает возможность расплавлять его, не оплавливая основные детали протеза. Отбелом (см. с. 262) для золота служит соляная кислота (10–15%).

В России разработаны сплавы благородных металлов для ортопедической стоматологии, которые по своим свойствам не уступают зарубежным аналогам. К таким сплавам относятся:

- износостойкий термоупрочняемый золотой сплав *Голхадент* (Супер-ТЗ) 750-й пробы. Этот универсальный сплав предназначен для штампованных и литых коронок и мостовидных протезов. Выпускается в виде гранул и дисков толщиной 0,3 мм. Имеет желтый цвет, что требует маскировочной облицовки. Основные характеристики сплава представлены в таблице 30;
- палладиевый сплав (70% палладия и 10% золота) *Палладент* (Суперпал) для металлокерамических протезов. Сплав имеет высокую прочность, которая позволяет использовать его для мостовидных протезов большой протяженности. Кроме того, он индифферентен и пригоден для облицовывания различными керамическими массами. *Палладент* выпускается в виде гранул, имеет серебристый оттенок (см. табл.37);
- высокопробный золотой сплав (содержание благородных металлов – 98%) *Плагодент* (Супер-КМ) специально разработан для цельнолитых и металлокерамических коронок и мостовидных протезов. С ним совместимы керамические массы с коэффициентом термического расширения, равным $13,5–14,5 \cdot 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$. Этот сплав аналогичен по своим характеристикам и назначению сплаву *Биоклюс* (Германия), который содержит 85,6% золота и 11,9% платины;
- сплав-припой Супер-ВП для сплава Плагодент. Его прочность на разрыв составляет 372 МПа (ISO – 350 МПа);
- бескадмиевый золотой припой для пайки сплавов с высоким содержанием золота *Бекадент* (Супербекам), который появился вместо токсичного кадмийсодержащего припоя. Достоинством *Бекадента* является отсутствие в составе вредных для здоровья химических элементов при одновременном сохранении высокого уровня технологических и функциональных свойств.

Припой выпускается в виде полос или проволоки и комплектуется специально разработанным для него флюсом;

- золотой сплав для каркасов дуговых (бюгельных) протезов методом литья по выплавляемым восковым моделям *Супер-ЛБ* (ЛБ – литейный бюгельный). Физико-механические свойства сплава таковы: твердость в лит состоянии составляет 225,5 МПа (ISO – 220 МПа), предел текучести в мягком состоянии – 339 МПа (ISO – 300 МПа), предел текучести в упрочненном состоянии – 537,0 МПа (ISO – 450 МПа), относительное удлинение в мягком состоянии – 29,6% (ISO – 10%), относительное удлинение в упрочненном состоянии – 14,3% (ISO – 2%), температура плавления сплава – 957°C, плотность – 15,3 г/см³;
- Кэмадент – композиционный материал на основе золота с равномерно распределенными ультрадисперсными частицами оксидов. Применяется для электрохимического золочения зубных протезов из неблагородных сплавов с целью обеспечения инертности и химической стойкости поверхности протезов в полости рта. Кэмадент поставляется в виде комплекта из 4 растворов. В России готовятся установки для электрохимического золочения, использующие материал Кэмадент.

Супер-ТЗ – это «твердое золото», термически упрочняемый износостойкий сплав, который содержит 75% золота и имеет желтый цвет. Он универсален и технологичен – может использоваться для штампованных и литых стоматологических конструкций: коронок и мостовидных протезов. Основные характеристики сплава представлены в таблице 30. Из данного вида сплава делают также золотые иглы для акупунктуры.

Впервые в России начат выпуск золото-палладиевого сплава для металлокерамических зубных протезов *Суперпал*. Состав сплава (60% палладия, 10% золота) защищен российским патентом, соответствует международным стандартам и обладает хорошими свойствами (см. табл.37).

За рубежом для нужд ортопедической стоматологии производятся сплавы драгоценных металлов с различным содержанием золота и драгоценных металлов (см. табл.32), которые в связи с этим имеют разные механические свойства (см. табл.33).

В частности, известен комплекс сплавов IPS d.SIGN (Лихтенштейн, Германия), в состав которого входят:

- d.SIGN98 – сплав с высоким содержанием золота (без палладия);
- d.SIGN96 – сплав с высоким содержанием золота;
- d.SIGN91 – сплав с пониженным содержанием золота;
- d.SIGN84 – сплав на основе палладия;
- d.SIGN67 – сплав на основе палладия и серебра;
- d.SIGN30 – сплав на основе кобальта и хрома;
- d.SIGN10 – сплав на основе никеля и хрома.

Поскольку все сплавы указанного комплекса совместимы с облицовочным керамическим материалом, процесс обжига протекает идентично независимо от типа сплава, что значительно снижает вероятность образования различных дефектов и, следовательно, повышает долговечность протезов.

Сербы рекомендуют для несъемных протезов использовать М-Паладор – сплав золота, палладия и серебра. Он 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°C, плотность – 11,5 г/см³.

В Швейцарии разработан сверхтвердый сплав *V-Классик* с высоким содержанием золота. Он не содержит галлия, кобальта, хрома, никеля и бериллия. Доля неблагородных металлов в сплаве не превышает 2%. Он предназначен прежде всего для металлокерамических протезов. В связи с

хорошим коэффициентом термического расширения он совместим с такими керамическими массами, как *Биодент*, *Керамико*, *Дуцерам*, *Вита*, *Виводент* и др.

Разработаны надежные *сверхтвердые золото-палладиевые сплавы Стабилор-G* и *Стабилор-GL* (США) 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 (см. гл. 10).

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* (США). Этот сплав, кроме хороших литейных свойств, полностью соответствует цвету и физическим свойствам 60% сплава золота.

Известен также сплав неблагородных металлов *Комэнд* (США) для создания каркасов металлокерамических протезов. Этот сплав с жесткостью по Виккерсу 220 обладает хорошими литейными свойствами и после полирования приобретает светло-серый цвет.

3.2.2. СПЛАВЫ СЕРЕБРА И ПАЛЛАДИЯ

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

По физико-механическим свойствам (см. табл.35) они напоминают сплавы золота, 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 (см. табл.104). Отбелом служит 10–15% раствор соляной кислоты.

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%.

В 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.

3.2.3. НЕРЖАВЕЮЩАЯ СТАЛЬ

Все сплавы железа с углеродом, которые в результате первичной кристаллизации в равновесных условиях приобретают аустенитную (однофазную) структуру, называют сталями. Широкое распространение в промышленности и быту имеет сталь марки X18N9. Для зубных протезов применяются две марки нержавеющей стали – *20X18N9T* и *25X18N102C*. Состав и свойства этих сталей представлены в таблице 40.

По международным стандартам (ISO) сплавы, содержащие более 1% никеля, признаны токсичными. Известно, что большинство специальных стоматологических сплавов и нержавеющей сталей содержат более 1% никеля. Так, литейный сплав *КХС* содержит 3–4% никеля, *Вирон* (Германия) – около 30%, *Бюгодент* – 4%, нержавеющей стали – до 10%.

Примером безникелевого сплава могут служить *Херанеум SE* и *EN*

(Германия) (см. табл.41). В настоящее время сотрудниками ММСИ (Марков Б.П. и 1998) и РАН в эксперименте разработана безникелевая азотсодержащая сталь PC-1 для литых мостовидных и дуговых (бюгельных) протезов.

Марганец, входящий в состав стали, позволяет повысить прочность, улучшить показатели жидкотекучести. Сталь содержит 0,2% азота, который повышает коррозионную стойкость, твердость (HV 210), стабилизирует аустенит и обеспечивает большой потенциал деформационного упрочнения.

Азот в твердом растворе улучшает свойства, компенсирует отсутствие никеля повышает токсикологические свойства. Присутствие азота значительно улучшает характеристики упругости, что обеспечивает стабильность сохранения формы в тонких ажурных конструкциях.

Сталь дает малую усадку (менее 2%), что также обеспечивает точность и качество отливок. Хром является основным легирующим элементом коррозионностойкой стали, а также растворителем азота и в сочетании с марганцем обеспечивает его необходимую концентрацию в стали (Марков Б.П. и др., 1998).

Температура плавления нержавеющей стали составляет 1460–1500 °С. Для паяния стали используется серебряный припой (см. табл.105).

Из нержавеющей стали 20X18H9T фабричным способом изготавливаются:

- стандартные гильзы, идущие на производство штампованных коронок 12 вариантов: 7x12 (диаметр x высота); 8x12; 9x11; 10x11; 11x11; 12x10; 12,5x10; 13,5x10; 14,5x9; 15,5x9; 16x9; 17x10 мм;
- кламмеры из проволоки круглого сечения (для фиксации частичных съемных пластиночных зубных протезов в полости рта) следующих основных размеров: 1x25 (диаметр x длина); 1x32; 1,2x25; 1,2x32 мм;
- эластичные нержавеющие матрицы для контурных пломб ЭН следующих размеров: 35x6x0,06; 35x7,5x0,06 и 35x8x0,06 мм, а также полоски (50x7x0,06 мм) металлические сепарационные, которые изготавливаются методом холодной штамповки из стальной нержавеющей термообработанной ленты, легко гнутся и не ломаются при изгибе до 120 °С.

Из нержавеющей стали 25X18H102С фабричным способом готовят:

- 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.

В США выпускаются стандартные коронки из нержавеющей стали для постоянных моляров (рис. 3.2). Существует 6 размеров коронок (от 10,7 до 12,8 мм с шагом 0,4 мм). Набор содержит 24 или 96 коронок.



Рис. 3.2. Наборы стандартных коронок из нержавеющей стали (а) и поликарбоната (б).

3.2.4. 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).

- ◆ Легирование (нем. *legieren*, лат. *ligare* – связывать, соединять) – введение в металл или в металлический сплав другого элемента для улучшения физических, химических или физико-химических свойств основного металла. Например, введение в сталь хрома, вольфрама, ванадия, молибдена и т.п. (легированная сталь).
- ◆ Лигатура (лат. *ligatura*, *ligare* – связывать) – 1) вспомогательные сплавы, добавляемые в плавильных печах к основному сплаву (металлу) при его раскислении или при введении в него лигирующих компонентов; 2) металлы, вводимые в состав сплавов благородных металлов (например, медь или серебро в сплаве с золотом) для придания сплаву большей твердости.

Присутствие углерода в кобальтохромовых сплавах снижает температуру плавления и улучшает жидкотекучесть сплава. Подобным действием обладают кремний и азот, в то же время увеличение содержания 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 кобальтохромовые сплавы *КХ-Дент* и *Целлит-К*, подобные классическому сплаву *Виталлиум*, находят широкое применение при протезировании металлокерамическими протезами. Состав и свойства этих сплавов приведены в таблице 42.

Температура плавления КХС составляет 1458°C. Механическая вязкость 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 базами, но и в челюстно-лицевой хирургии при проведении остеосинтеза. Правда, следует отметить, что в последние годы он заменяется титаном.

Сплав КХС выпускается в виде цилиндрических заготовок. Опыт его применения дал определенные положительные результаты и позволил начать работы по его совершенствованию. Недавно разработаны и внедрены в серийное производство новые сплавы, в том числе и для цельнолитых

несъемных протезов.

Выпуск сплава на основе кобальта – *Целлит-К* (осн.– Co; 24% Cr; 5% Mo; C, Si, V, Nb) – освоен на Украине.

Выпускаемые в России сплавы металлов для ортопедической стоматологии составляют четыре основные группы:

- 1) сплавы для литых съемных протезов – *Бюгодент*;
- 2) сплавы для металлокерамических протезов – *КХ-Дент*;
- 3) никелехромовые сплавы для металлокерамических протезов – *НХ-Дент*;
- 4) железоникелехромовые сплавы для зубных протезов – *Дентан*.

Свойства данных сплавов приведены в таблице 42.

Бюгодент CCS vac (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 SSN 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 SSN 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 ССС 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 ССL vac* (жидкий) кроме кобальта (65%), хрома (28%) и молибдена (5%) введены 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) $13,5-14,2 \cdot 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$.

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

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

термического расширения $14,2 \cdot 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$ в интервале температур $25\text{--}500 \text{ } ^\circ\text{C}$, близкий к таковому у фарфоровых масс, что обеспечивает надежное соединение сплава с фарфоровыми массами. Рассматриваемый сплав имеет достаточную прочность (предел прочности $\geq 700 \text{ Н/мм}^2$; предел текучести $\geq 500 \text{ Н/мм}^2$), что исключает его деформацию и дает возможность создавать более тонкие, ажурные каркасы протезов.

Виробонд С (Германия) содержит 61% кобальта, 26% хрома, 6% молибдена, 5% вольфрама, 1% кремния, 0,5% церия. Функции компонентов кобальтохромового сплава *Виробонд С* представлены в таблице 42. Содержание никеля в сплаве менее 0,1%, что снижает его токсическое и аллергическое воздействия. *Виробонд С* может использоваться для металлокерамических коронок и мостовидных протезов. Данный сплав имеет коэффициент термического расширения $14,2 \cdot 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$, что оптимально для большинства современных керамических масс.

Вирониум плюс (Германия) – кобальтохромовый сплав для каркасов дуговых (бюгельных) протезов. Отличается высокой стойкостью к коррозии за счет большого содержания хрома. Предел текучести сплава составляет 700 МПа (ISO – минимум 500 МПа), модуль упругости – 220 000 МПа, относительное удлинение – 10,0% (ISO – не менее 3,0%), твердость по Виккерсу – 340 HV 10.

Виронит-ЛА (Германия) – кобальтохромовый сплав по составу и свойствам близкий к *Вирониум плюс*. В его состав входят кобальт (63,5%), хром (29,0%), молибден (5,0%), кремний, марганец, азот. Предел текучести сплава составляет 640 МПа, модуль упругости – 220 000 МПа, относительное удлинение – 8,0%, твердость по Виккерсу – 360 HV 10.

3.2.5. НИКЕЛЕХРОМОВЫЕ СПЛАВЫ

Никелехромовые сплавы, в отличие от хромоникелевых сталей не содержащие углерод, широко применяются в технологии металлокерамических зубных протезов. К его основным элементам относятся никель (60–65%), хром (23–26%), молибден (6–11%) и кремний (1,5–2%). Сплавы имеют хорошие литейные свойства – малую усадку (см. с. 24) и хорошую жидкотекучесть. Очень податливы в механической обработке. Сплавы на основе железа, никеля и хрома используются для литых одиночных коронок, литых коронок с пластмассовой облицовкой. Наиболее популярным из этих сплавов является *Вирон-88* (Германия).

Не содержащие бериллия и галлия сплавы *НХ-Дент* на никелехромовой основе для качественных металлокерамических коронок и небольших мостовидных протезов обладают высокой твердостью и прочностью. Каркасы протезов из них легко шлифуются и полируются.

Сплавы обладают хорошими литейными свойствами, имеют в своем составе рафинирующие добавки, что позволяет не только получать качественное изделие при литье в высокочастотных индукционных плавильных 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 обладает высокой стабильностью формы и минимальной усадкой, что позволяет производить отливку мостовидных протезов большой протяженности в один прием. Является аналогом сплава *Вирон-88* (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 обладает хорошими литейными свойствами, позволяющими получать отливки с тонкими, ажурными стенками.

Современные сплавы типа *Дентан* разработаны взамен литейных

нержавеющих сталей *12Х18Н9С* и *20Х18Н9С2*. Эти сплавы обладают существенно более высокой пластичностью (см. с. 10) и коррозионной стойкостью (см. с. 52) за счет того, что в их составе почти в 3 раза больше никеля и на 5% больше хрома. 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.

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

Кроме того, известен *Комохром* (Сербия и Черногория) – 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°C, плотность сплава достигает 8,26 г/см³.

Хорошими технологическими свойствами характеризуется сплав из неблагородных металлов *Гуд Фит*. Материал не провоцирует электрохимические нарушения в полости рта.

3.2.6. СПЛАВЫ ТИТАНА

При росте токсико-аллергических реакций на различные металлы и их сплавы, применяемые в медицине, титан, благодаря высокой инертности и стабильности, рассматривается в стоматологии как обнадёживающая альтернатива. Его высокие токсикологические качества обусловлены способностью быстро образовывать на своей поверхности защитный оксидный слой, благодаря которому он не корродирует и не выделяет свободные ионы металла, способные вокруг имплантата или протеза вызывать патологические процессы. Титан дает возможность использования только одного металла в полости рта. Он применим фактически для любых протезов, в том числе и для сверхпластичной формовки легких и прочных базисов. При этом не происходит никаких электрохимических реакций между различными частями протезов, а окружающие протез ткани остаются свободными от ионов металла.

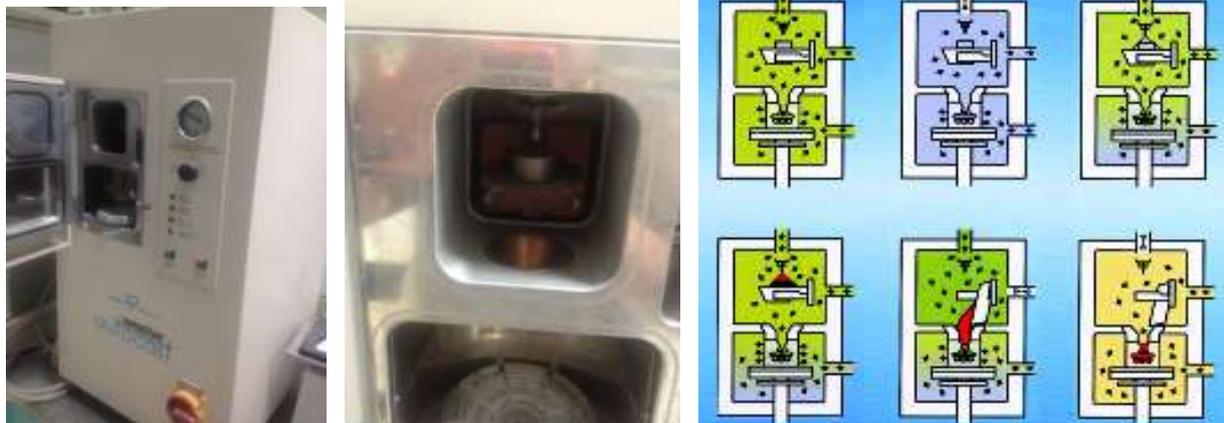


Рис. 3.3. Внешний вид (а) и принципиальная схема устройства (б) плавильной (вверху) и литейной (внизу) камер установки Рематитан-Аутокаст.

Вкладки и накладки, цельнолитые и комбинированные коронки, мостовидные, дуговые (бюгельные) протезы, литые базисы полных съемных протезов, имплантаты – все это может быть выполнено из титана.

Титан обладает следующими качествами:

- надолго сохраняет инертность;
- обладает твердостью от 140 до 250 ед. при плотности 4,51 г/см³ и КТР $9,6 \cdot 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$;
- температура плавления составляет 1668 °С;
- требует использования специальных литейных установок и паковочных масс, а также специальной керамической массы для облицовки;
- незначительной теплопроводностью;
- устойчивостью к коррозии;
- не вызывает неприятных вкусовых ощущений, в частности металлического привкуса;
- менее рентгеноконтрастен, чем другие металлы, что делает возможным, например, легко обнаружить вторичный кариес у зуба, покрытого коронкой, или провести рентгеновский контроль отлитых изделий, выявляя литевые раковины.

В стоматологии используется чистый титан четырех марок (от Т1 до Т4). Высокие реакционная способность титана и температура плавления, низкая плотность требуют использования специальной литейной установки и паковочной массы. В данное время известны три такие установки. Это печи *Рематитан*, *Биотан* (обе – Германия) и японская установка *Морита*.

Литейные установки *Рематитан-Аутокаст* (рис. 3.3) или *Аутокаст-Универсал* основаны на принципе плавки титана в защитной среде аргона на медном тигле посредством вольтовой дуги. Заливка металла в форму происходит помощи вакуума в литейной камере и повышенного давления аргона в плавильной, во время опрокидывания тигля.

В начале процесса обе камеры (плавильная и литейная) продуваются аргоном с последующей эвакуацией смеси воздуха и аргона, после чего плавильная камера заполняется аргоном, а в литейной образуется вакуум. Включается вольтова дуга и начинается процесс плавления титана. После прохождения определенного времени резко опрокидывается плавильный тигель и металл всасывается в находящуюся в вакууме форму. Собственный вес, а также повышающееся давление аргона на этот момент также способствуют его поступлению в опоку.

Так как в расплавленном состоянии реакционная способность титана очень высока, то он требует специальных паковочных масс, которые создают на основе оксидов алюминия и магнезии. Последние позволяют снизить реакционный слой титана до минимума. Так, например, для отливки дуговых (бюгельных) протезов используют паковочную массу *Рематитан-Плюс*, а для отливки каркасов (рис. 3.4а) коронок и мостовидных протезов – паковочные массы *Рематитан-Ультра* и *Тринелл* (рис. 3.4б).

Получаемый для облицовки керамикой каркас должен иметь уменьшенную анатомическую форму зуба. Для благоприятного теплообмена между керамикой и металлом во время обжига обязательно наличие или охладительных ребер, или гирлянды. На мостовидных протезах большой протяженности наличие гирлянды обязательно также в целях упрочнения каркаса. Толщина колпачков должна быть не менее 0,4–0,5 мм. Каркасы дуговых (бюгельных) протезов также моделируются несколько толще по сравнению с таковыми из кобальтохромовых сплавов.

Правильная установка литников и создание литниковой системы так же, как и правильное расположение в кювете, имеют большое значение и

проводятся строго по правилам, предложенным фирмой-производителем литейных установок.

Фирма «Дентаурум» предлагает следующие требования к литейной системе *Рематитан*.

Для создания формы используется только специальный литевой конус. Высота входного литникового канала от конуса до питающей балки составляет 10 мм при его диаметре 4–5 мм. Диаметр питающей балки равен 4 мм. Подводимые к отливаемому объекту литниковые каналы имеют диаметр 3 мм и высоту также не более 3 мм. Очень важно, чтобы подводящие каналы не располагались напротив входного литникового канала (см. рис. 3.5). В противном случае очень высока возможность возникновения газовых пор. Все соединения должны быть очень гладкими, без острых углов и т.д., чтобы максимально снизить возникающую во время заливки металла турбулентность, которая также приводит к образованию газовых пор. Литниковая система для дуговых (бюгельных) протезов, а особенно для литых базисов полных съемных протезов, также отлична от литниковых систем, которые применяются при литье кобальтохромовых сплавов.



Рис. 3.4. Паковочная масса *Рематитан-Ультра*: а – каркас мостовидного протеза в опоке; б – фабричная упаковка материала.



Рис. 3.5. Восковая композиция титанового каркаса протеза и литниковой системы.

Во всех трех упомянутых выше литейных установках работает двухкамерный принцип. Титан плавится в плавильной камере, в среде аргона, в медном тигле при помощи вольтовой дуги и с помощью вакуума или давления аргона заливается в форму. Посредством диффузии газообразных и твердых элементов (кислород, углерод, кремний и др.) из атмосферы плавильной камеры и паковочной массы образуется более твердая поверхность титановой отливки. Это изменение твердости зависит от ингредиентов паковочной массы и обусловлено их реакциями с жидким титаном. Поверхностный слой настолько хрупок и загрязнен, что во время предварительной обработки каркаса протеза, особенно под облицовку керамикой, должен быть полностью удален.

Для зуботехнического применения переход титана при температуре $882,5^{\circ}\text{C}$ из одного кристаллического состояния в другое имеет очень большое значение. Металл переходит при этой температуре из альфа-титана с

гексагональной кристаллической решеткой в бета-титан с кубической структурой, что влечет за собой не только изменение его физических параметров, но и увеличение объема на 17%. По этой причине также необходимо использование специальных керамических масс, температура обжига которых не должна превышать 880°С.

При комнатной температуре у титана очень сильное стремление мгновенно образовывать с кислородом воздуха тонкий защитный оксидный слой, который предохраняет его в дальнейшем от коррозии и обуславливает хорошую переносимость титана организмом. Пассивный слой имеет способность самостоятельно регенерировать. После пескоструйной обработки, перед чисткой каркаса паром, необходимо оставить каркас минимум 5 мин пассивироваться. Только что отполированный протез должен пассивироваться не менее 10–15 мин, в противном случае нет гарантии хорошего блеска готовой детали протеза.

Правильная обработка может успешно проводиться только специальными фрезами для титана с крестообразной насечкой (рис. 3.6). Уменьшенный угол рабочей поверхности дает возможность оптимально снимать достаточно мягкий металл с одновременно хорошим охлаждением инструмента. Обработка титана должна проводиться без сильного давления на инструмент. При сильном нажиме возможны локальные перегревы металла, сопровождаемые сильным образованием оксида и изменением кристаллической решетки. Визуально на обрабатываемом объекте происходит изменение цвета и слегка грубеет поверхность. В этих местах не будет необходимого сцепления с керамикой с возможностью появления трещин и сколов. Если же это не облицовываемые участки, то дальнейшая обработка и полирование не будет соответствовать предъявляемым требованиям.



Рис. 3.6. Фрезы (б) для обработки каркаса (а) из титана.

Фрезы для обработки титана должны храниться отдельно от других инструментов. Их необходимо регулярно очищать в пароструйном аппарате и щеточками из стекловолокна от остатков титана.

Использование при обработке титана различных карборундовых дисков и камней или алмазных головок сильно загрязняет поверхность каркаса, что в дальнейшем также приводит к трещинам и сколам керамики. Поэтому использование вышеперечисленных инструментов пригодно только для обработки, например, каркасов дуговых (бюгельных) протезов, а использование алмазных головок следует полностью исключить. Шлифование и дальнейшее полирование открытых участков титана возможны только при помощи адаптированных для него шлифовальных резиновых кругов и полировочных паст. Многие фирмы, занимающиеся производством вращающихся инструментов, выпускают на данный момент достаточный ассортимент фрез и шлифовальных инструментов для титана.

Приведем подходящие для титана параметры обработки:

- скорость вращения наконечника не выше 15 000 об./мин;
- низкое давление на инструмент;
- периодичность обработки;
- обработка каркаса только в одном направлении;

- исключение острых углов и напусков металла;
- использование при шлифовании и полировании только подходящих шлифовальных резиновых инструментов и полировочных паст;
- периодическая чистка фрез в пароструйном аппарате и кисточкой из стекловолокна.

Пескоструйная обработка перед нанесением связующего слоя при облицовке керамическим или композиционным материалом должна проводиться при следующих условиях:

- использование чистого, только одноразового оксида алюминия;
- величина зерна песка не должна превышать 150 мкм (оптимальная величина – 110–125 мкм);
- давление струи песка, ориентированной под прямым углом к поверхности каркаса, не должно превышать 2 бар (2 атм).

Как указывалось выше, после обработки необходимо оставить обработанный каркас на 5–10 мин пассивироваться, после чего провести чистку его поверхности паром.

Обжиг или подобные процедуры, а также использование кислот или травления при работе с титаном полностью исключаются.

Сплавы титана обладают высокими технологическими и физико-механическими свойствами, а также токсикологической инертностью.

В зарубежной специальной литературе существует точка зрения, по которой титан и его сплавы выступают альтернативой золоту. При контакте с воздухом титан образует тонкий инертный слой оксида. К его другим достоинствам относятся низкая теплопроводность и способность соединяться с композиционными цементами и фарфором. Недостатком является трудность получения отливки (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.

Разрабатываются сплавы титана с никелем, которые можно отливать традиционным методом (такой сплав выделяет очень мало ионов никеля и хорошо соединяется с фарфором). Новые методы создания несъемных протезов (в первую очередь коронок и мостовидных протезов) по технологии CAD/CAM (компьютерное моделирование/компьютерное фрезерование) сразу устраняют все проблемы литья.

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.

Титан марки ВТ-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, 1999; Суворина Е.В., 2001), имплантатов различных конструкций

(рис. 3.7). Для имплантации применяется также титан ВТ-6.

Для создания литых коронок, мостовидных протезов, каркасов дуговых (бюгельных), шинирующих протезов, литых металлических базисов применяется литьевой титан ВТ-5Л. Температура плавления титанового сплава составляет 1640°C .

Применение в стоматологии получили пористый титан, а также никелид титана, обладающий памятью формы, в качестве материалов для имплантатов (Миргазизов М.З. и др., 1991).

Был период, когда в стоматологии получило распространение покрытие металлических протезов нитридом титана, придающее золотистый оттенок стали и КХС и изолирующее, по мнению авторов метода, линию паяния. Однако эта методика не получила широкого применения по следующим причинам (Гаврилов Е.И., 1987):

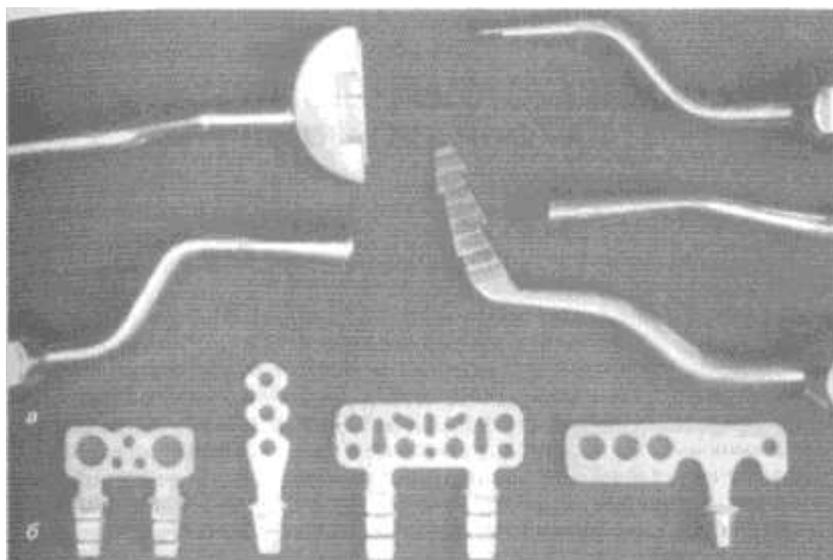


Рис. 3.7. Изделия из титана: а - инструменты для имплантации; б - дентальные имплантаты.

- покрытие нитридом титана несъемных протезов базируется на старой технологии, т.е. штамповке и пайке;
- при применении протезов с нитрид-титановым покрытием используется старая технология протезов; таким образом, квалификация стоматологов-ортопедов не повышается, а остается на уровне 1950-х годов;
- протезы с нитрид-титановым покрытием неэстетичны и рассчитаны на дурной вкус некоторой части населения. Наша задача - не подчеркивать дефект зубного ряда, а скрывать его. И с этой точки зрения данные протезы неприемлемы. Золотые сплавы тоже имеют недостатки эстетического характера. Но приверженность ортопедов-стоматологов к золотым сплавам объясняется не их цветом, а технологичностью и большой устойчивостью к воздействию ротовой жидкости;
- клинические наблюдения показали, что нитрид-титановое покрытие слущивается, иначе говоря, это покрытие имеет ту же судьбу, что и другие биметаллы;
- следует иметь в виду, что интеллектуальный уровень наших пациентов значительно возрос, а вместе с этим повысились требования к внешнему виду протеза. Это идет вразрез с попытками некоторых ортопедов найти суррогат золотого сплава;
- причины появления предложения - покрытие несъемных протезов нитрид-титаном - заключаются, с одной стороны, в отсталости материально-технической базы ортопедической стоматологии, а с другой - в

недостаточном уровне профессиональной культуры некоторых врачей-стоматологов.

К этому можно добавить большое количество токсико-аллергических реакций организма пациентов на нитрид-титановое покрытие несъемных протезов.

Таблица 21

Физико-механические свойства некоторых металлов

| Свойство Металл | Плотность, $\rho \cdot 10^3$, кг/см ³ | Температура плавления, °C | Температура кипения, °C | Твердость, НВ, МПа | Предел прочности, σ , МПа | Коэффициент термического расширения, $\alpha \cdot 10^{-6} \text{°C}^{-1}$ | Относительное удлинение, ε , % |
|--------------------|---|---------------------------------|----------------------------|-----------------------|--|---|--|
| Золото | 19,32 | 1064 | 2700 | 189 | 122 | 14 | 45 |
| Платина | 21,43 | 1076 | 2450 | 500 | 160 | 8,7 | 50 |
| Серебро | 10,5 | 960 | 2955 | 260 | 140 | 19 | 50 |
| Палладий | 12,16 | 1555 | 3980 | 490 | 210 | 11,7 | 35 |
| Железо | 7,86 | 1538 | 2450 | 600 | 180-250 | 12 | 40-50 |
| Хром | 7,2 | 1903 | 2200 | 2400 | 450 | 8,1 | 6-7 |
| Никель | 8,9 | 1455 | 2900 | 680-780 | 500 | 13 | 35 |
| Кобальт | 8,65 | 1480 | 2385 | 1300 | 260-480 | 12,8 | 5 |

Таблица 22

Физико-механические свойства нержавеющей стали и КХС

| Свойство Сплав | Плотность, ρ , кг/см ³ | Температура плавления, °C | Твердость, НВ, МПа | Предел прочности, σ , МПа | Коэффициент термического расширения, $\alpha \cdot 10^{-6} \text{°C}^{-1}$ | Относительное удлинение, ε , % |
|---------------------------|---|---------------------------------|-----------------------|--|---|--|
| Сталь 12Х18Н9Т | 7,2- 7,8 · 10 ³ | 1450 | 1400-1800 | 550-750 | 16-18 | 40-50 |
| Кобальтохромовый сплав | 8,0 · 10 ³ | 1450 | 2500 | 700 | 11,2 | 8 |

Таблица 19

Элементный состав сплавов для зубных протезов (по Adrian J., Hugot E., 1977)

| Сплав Элемент | Виталлиум, % | Тикониум, % | Тикон, % | Гемини II, % |
|------------------|--------------|-------------|----------|--------------|
| Кобальт | 61,1 | 15,4 | 0,92 | - |
| Хром | 31,6 | 24,6 | 16,1 | 12,4 |
| Никель | 0,29 | 54,3 | 70,4 | 80,5 |
| Молибден | 4,41 | 4,31 | 3,96 | 2,0 |
| Марганец | 0,71 | 0,03 | 3,77 | - |
| Кремний | 0,63 | 0,45 | 0,42 | - |
| Углерод | 0,4 | 0,013 | 0,033 | 0,25 |
| Железо | 0,58 | 0,71 | 0,75 | 0,13 |
| Алюминий | 0,01 | 0,03 | 3,96 | 2,8 |
| Медь | 0,01 | 0,02 | 0,01 | - |
| Бериллий | - | - | 0,48 | 2,1 |
| Титан | - | - | 0,01 | - |
| Вольфрам | - | - | 0,65 | - |

Таблица 26

Свойства металлов, входящих в состав основных материалов (по Кортукову Е.В. и др., 1988)

| Материал | Атомная масса | Плотность, $\rho \cdot 10^3$, кг/м ³ | Температура плавления, °C | Твердость, НВ, МПа | Коэффициент термического расширения, $\alpha \cdot 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$ | Прочность, МПа | Относительное удлинение, % |
|----------|---------------|--|---------------------------|--------------------|--|----------------|----------------------------|
| Au | 197 | 19,3 | 1064 | 189 | 14 | 122 | 40-50 |
| Pt | 195,1 | 21,4 | 1769 | 300-500 | 8,7-8,9 | 160-190 | 40 |
| Ag | 107,9 | 10,5 | 960,5 | 260 | 19 | 135-144 | 48-50 |
| Pd | 106,4 | 12,16 | 1555 | 300-490 | 11,7 | 180-210 | 35 |
| Fe | 55,9 | 7,86 | 1535 | 600 | 12 | 180-250 | 50 |
| Cr | 52 | 7,2 | 1903 | 700-2400 | 8,1 | - | 6-7 |
| Ni | 58,7 | 8,7-8,9 | 1455 | 680-780 | 13 | 350-560 | 35 |
| Co | 58,9 | 8,6-8,8 | 1485 | 1300 | 12,8 | 260-480 | 5 |

Примечание. Au-золото; Pt-платина; Ag-серебро; Pd-палладий; Fe-железо; Cr-хром; Ni-никель; Co-кобальт.

Таблица 27

Результаты испытаний механических свойств образцов стали 12Х18Н9Т (по Онищенко В.С. и др., 1987)

| Вид образца | Предел упругости, кг/мм ² | Предел прочности, кг/мм ² | Предел текучести, кг/мм ² | Напряжение разрушения, кг/мм ² | Относительное удлинение, % | Относительное сужение, % |
|--|--------------------------------------|--------------------------------------|--------------------------------------|---|----------------------------|--------------------------|
| Образец без | 28 | 57 | 32 | 176 | 49 | 77 |
| Циклическая нагрузка в 1,825млн циклов | 25 | 56 | 29 | 175 | 45 | 76 |

Таблица 28

Состав некоторых сплавов для металлокерамических протезов (по O'Brien W., Ryge G., 1978)

| Сплав | Au | Pd | Ag | Sn | In | Pt | Fe |
|---------------|-------|-------|-------|------|------|------|-----|
| Камеолит | 0,95 | 49,95 | 42,20 | 6,66 | - | - | - |
| Керамко белый | 50,09 | 30,28 | 14,73 | 2,26 | 2,34 | - | - |
| Камео | 51,5 | 29,5 | 12,1 | - | 6,8 | - | - |
| Вивостар | 54,2 | 25,4 | 15,7 | 4,6 | - | - | - |
| Керамко I | 87,7 | 4,6 | 1,0 | - | 0,6 | 6,1 | 0,2 |
| Керамко II | 84,0 | 2,0 | 2,7 | 0,4 | 0,5 | 10,0 | 0,4 |

Примечание. Au - золото; Pd - палладий; Ag - серебро; Sn - олово; In - индий; Pt - платина; Fe - железо.

Таблица 31

Сплавы металлов, обеспечивающие хорошую адгезию с керамической массой
Виводент-ИТС (Лихтенштейн)

| Торговое название сплава | Основные компоненты сплава | Торговое название сплава | Основные компоненты сплава |
|--------------------------|----------------------------|--------------------------|----------------------------|
| Аргидент-3 | Au-Pt | Уайт | Au-Pd-Ag |
| Аргистар-45 | Au-Pd | Унибонд | Ni-Cr |
| Арматор-2 | Au-Pt | Херабонд N | Au-Pd-Ag |
| Арматор-3 | Au-Pd-Ag | Херадор G | Au-Pt |
| Арматор-S | Au-Pt | Херадор NH | Au-Pt |
| Вилл Керам W-3 | Au-Pd | Херадор P | Au-Pd |
| Вилл Керам | Au-Pt | Эклипсе | Au-Pd |
| Вирон-88 | Ni-Cr | Эстетикор Опал | Au-Pd |
| Дева-4 | Au-Pd | Эстетикор | Au-Pt |
| Дегудент-Н | Au-Pt | Арматор F* | Au-Pt |
| Кер Мате | Au-Pd | Бего Стар* | Au-Pd-Ag |
| Маттикрафт-45 | Au-Pd | Вирон-77* | Ni-Cr |
| МК-1 | Au-Pt | Дегукаст U* | Au-Pd-Ag |
| МК-2 | Au-Pd | Джеленко O* | Au-Pt |
| Олимпия | Au-Pd | Ивотект-Р* | Ni-Cr |
| Понто Ллойд P | Au-Pt | Порта Сам-2* | Au-Pd-Ag |
| Понто Стар | Au-Pt | Херабонд* | Au-Pd-Ag |
| Портадур-Р | Au-Pt | Херадор S* | Au-Pt |
| Рексилиум-111 | Ni-Cr | Эстетикор Идеал* | Au-Pt |

Примечания. Au - золото; Pd - палладий; Pt - платина; Ni - никель; Cr - хром; Ag - серебро. * - сплавы, требующие длительного охлаждения.

Таблица 35

Физико-механические свойства серебряно-палладиевых сплавов (по Гернеру
М. М. и др., 1984)

| Марка сплава | Плотность, кг/м ³ | Температурный диапазон плавления, °С | | Твердость по Виккерсу, МН/м ² | | Прочность на разрыв, МН/м ² | | Удлинение, % | | Коэффициент линейной усадки, % |
|--------------|------------------------------|--------------------------------------|----------------------|--|------------------------|--|------------------------|--------------|------------------------|--------------------------------|
| | | Температура ликвидуса | Температура солидуса | отожженный | деформированный на 50% | отожженный | деформированный на 50% | отожженный | деформированный на 50% | |
| ПД-250 | 10,9 | 1160 | 1100 | 1000 | 1900 | 400 | 600 | 25 | 10 | 2 |
| ПД-190 | 10,6 | 1100 | 1040 | 1000 | 1700 | 300 | 500 | 15 | 8 | 2 |
| ПД-150 | 10,6 | 1100 | 1030 | 600 | 1000 | 250 | 350 | 25 | 15 | 2 |
| ПД-140 | 10,3 | 870 | 845 | 1100 | 1600 | 400 | 600 | 15 | 5 | 2 |

Таблица 38

Характеристика кобальтохромовых, хромоникелевых сплавов (по Штейнгарту М.З., Трезубову В.Н., Макарову К.А., 1996)

| Сплав | Твердость по Виккерсу, Н/мм ² | Предел прочности и на разрыв, Н/мм ² | 0,2% проба на давление, Н/мм ² | Разрывное удлинение, А5% | Температура плавления, °С | Температура литья, °С | Удельный вес, г/см ³ | Модуль Юнга, Н/мм ² | Состав, % | Цвет |
|------------------------|--|---|---|--------------------------|---------------------------|-----------------------|---------------------------------|--------------------------------|--|------------|
| Вирониум | 330 | 940 | 650 | 12 | 1320-1340 | 1440 | 8,4 | 210 000 | Co-63; Mo-5; Cr-29; Si, Mn, N, C-0,25 | Серо-белый |
| Вирониум особо твердый | 350 | 970 | 670 | 7,5 | 1330-1350 | 1450 | 8,4 | 220 000 | Co-61; Mo-6; Cr-30; Si, Mn, N, C - 0,25 | Серо-белый |
| Виронит | 350 | 880 | 600 | 6,2 | 1320-1350 | 1460 | 8,2 | 211 000 | Co-64; Mo-5; Cr-28; Si, Mn, C-0,35 | Серо-белый |
| Виронит особо твердый | 375 | 910 | 625 | 4,1 | 1260-1305 | 1420 | 8,2 | 225 000 | Co-63; Mo-5; Cr-30; Si, Mn, C-0,4 | Серо-белый |
| Вирокаст | 330 | 860 | 590 | 7 | 1280-1350 | 1460 | 8,2 | 210 000 | Co-33; Mo-5; Cr-30; Fe-29; Si, Mn, C-0,35 | Серо-белый |
| Вирон-77 | 270 | | 440 | 4,5 | 1110-1250 | 1300 | 8,2 | 215 000 | Ni-70; Mo-6; Cr-30; Si, Ce, B, C-0,02 | |
| Вирон-77 после обжига | 285 | | | | | | | | | |
| Вирон-88 | 200 | | 360 | 15 | 1250-1310 | 1420 | 8,2 | 200 000 | Ni-64; Cr-24; Mo-10; Si, C-0,02 | |
| Вирон-88 после обжига | 205 | | | | 1250-1310 | | | | | |
| Вирон-99 | 180 | | 330 | 25 | 1250-1310 | 1420 | 8,2 | | Ni-65; Cr-22,5; Mo-9,5; Si-1; Nb-1; Fe-0,5; Li-0,5 | Белый |
| Виробонд | 260 | | 370 | 11 | 1350-1380 | 1470 | 8,2 | 215 000 | Co-63; Cr-31; Mo-3; Si, Mn, C-0,02 | Белый |
| Виробонд после обжига | 245 | | | | | | | | | Белый |
| Вироллой | 225 | | 355 | 5,8 | 1220-1260 | 1340 | 8,1 | 212 000 | Ni-63; Cr-23; Mo-3; Mn, Fe, C-0,07 | Белый |

Таблица 38

Характеристика сплавов на основе благородных металлов (по Штейнгарту М.З., Трезубову В.Н., Макарову К.А., 1996)

| Сплав | Механические свойства | | | | Физические свойства | | | | | | |
|---------------------|--|---|---|--------------------------|---------------------------|---------------------------------|--------------------------------|--------|---|-------------------------|-----------------|
| | твёрдость по Виккерсу, Н/мм ² | предел прочности на разрыв, Н/мм ² | 0,2% проба на давлении, Н/мм ² | Разрывное удлинение, А5% | температура плавления, °С | Удельный вес, Г/СМ ³ | Модуль Юнга, Н/мм ² | КТР, % | сцепление с фарфором, Н/мм ² | состав, % | цвет |
| Эстикор специальный | 180 | 600 | 435 | 9 | 1150-1260 | 18 | 106000 | 14,2 | 115 | Au-77,5; Pt-9,0; Ag-1,0 | Бело-желтоватый |
| после обжига | 180 | 635 | 475 | 9,5 | | | | | | | |
| Эстикор Биена | 290 | 975 | 820 | 8 | 1215-1255 | 11,2 | 140000 | 14,2 | 105 | Pt-86 | Белый |
| после обжига | 305 | 995 | 825 | 12,5 | | | | | | | |
| Эстикор Плюс | 245 | 810 | 515 | 15,5 | 1230-1280 | 13,7 | 127000 | 14,3 | | Au-45; Pt-39; Ag-5 | Белый |
| после обжига | 250 | 865 | 555 | 23,5 | | | | | | | |
| Эстикор Опал | 210 | 715 | 435 | 23 | 1165-1310 | 14,2 | 120000 | 14,2 | 95 | Au -51,5; Pt-38,5 | Белый |
| после обжига | 215 | 710 | 460 | 25,5 | | | | | | | |
| Эстетикор | 200 | 675 | 500 | 9,5 | 1105-1240 | 17,6 | 103000 | 14,1 | | Au-78,5; Pt-10; Pd-8 | Желто-палевый |
| Космор X | 215 | 705 | 570 | 6 | | | | | | | |
| Эстикор Престиж | 215 | 680 | 505 | 7,5 | 1125-1240 | 16,3 | 93000 | 14,5 | | Au-75; Pt-18,9; Ag-1 | Бело-желтый |
| после обжига | 235 | 690 | 550 | 10,5 | | | | | | | |
| Эстикор Ройал | 150 | 500 | 400 | 8,5 | 1090-1205 | 17,9 | 91000 | 14,6 | | Au-81; Pt-8,6; Pd-2; | Желтый |
| после обжига | 180 | 600 | 520 | 8 | | | | | | | |
| Эстикор Идеал | 170 | 545 | 400 | 9,5 | 1050-1130 | 18,6 | 89000 | 14,5 | 119 | Au-85,5; Pt-9,5; Pd-1; | Желтый |
| после обжига | 170 | 575 | 455 | 9,5 | | | | | | | |
| Эстикор Свисс | 175 | 465 | 380 | 14 | 1080-1210 | 18,2 | 97000 | 14,4 | 95 | Au-84; Pt-7; Pd-5; Ag-1 | Желто-палевый |
| после обжига | 185 | 510 | 465 | 12 | | | | | | | |
| Неокаст-2 | 160-210 | 520-670 | 330-475 | 19-29 | 910-970 | 15,6 | | | | Au-70; Pt-4; Ag-18 | Желтый |
| Неокаст-3 | 180-240 | 535-750 | 405-635 | 13,5-33 | 890-930 | 15,5 | | | | Au-71,6; Pt-38; Ag-12,7 | Желтый |
| Неокаст-4 | 120-125 | 445 | 250-270 | 31,5-38,5 | 930-1000 | 16,2 | | | | Au-76,5; Pt-4; Ag-13,5 | Желтый |
| Новопал-3 | 190 | 615 | 440 | 15 | 950-1300 | 10,7 | | | | Au-2; Pt-27; Ag-58 | Белый |
| Новалор-3 | 205 | 730 | 475 | 3 | 815-895 | 12,8 | 92000 | | | Au-40; Pt-20; Ag-20 | Желтый |
| Протор-3 | 280 | 855 | 700 | 7 | 880-940 | 15 | 97000 | | | Au-68,5; Ag-12; И-2,5; | Красно-желтый |
| Паллоград-11 | 67 | 320 | 180 | 36 | 1160-1200 | 11,1 | | | | Au, Ag, Pt, Pd-89,5 | Белый |
| Паллоград-33 | 150 | 510 | 370 | 25 | 970-1024 | 11,1 | | | | Au, Ag, Pt, Pd-89,5 | Белый |
| Стратор-3 | 175 | 535 | 315 | 5 | 860-910 | 11 | | | | Au-20; Pd-20; Ag -40 | Желто-палевый |
| Медиор-3 | 295 | 930 | 865 | 4 | 875-910 | 13,6 | | | | Au-55; Pd-6; Ag-26 | Желто-палевый |
| Денталор-2 | 165 | 555 | 370 | 29,4 | 895-955 | 14,3 | | | | Au-61; Pd -3,1; Ag-27,9 | Желтый |
| Денталор-3 | 265 | 815 | 730 | 8 | 860-900 | 14,2 | | | | Au-63,5; Pd-3,5; Ag-20 | Желтый |

Таблица 40

Химический состав и свойства нержавеющей стали для зубных протезов

| Марка стали и ее химический состав | Плотность, г/см ³ | E, 1000 ·Н/мм ² | Твердость, HV 10 | Прочность, RM, Н/мм ² |
|---|------------------------------|----------------------------|------------------|----------------------------------|
| 7X18H9T: 0,07% C; 9% Ni; 18% Cr; 1% Si; 2% Mn; 0,35% Ti; 0,5% Nb; ост. Fe | 7,9 | 180 | 130-180 | 55-70 |
| 20X18H9T: 0,20% C; 9% Ni; 18% Cr; 1% Si; 2% Mn; 1% Ti; ост. Fe | 7,9 | 180 | 170 | 70 |
| 25X18H102C: 0,25% C; 10% Ni; 18% Cr; 1,8% Si; 2% Mn; ост. Fe | 7,9 | 180 | 180 | 75 |

Примечание. E-модуль упругости, МПа.

Таблица 41

Состав и свойства кобальтохромовых сплавов (Германия)

| Сплав | Основные | | | Прочие элементы | Плотность, г/см ³ | Температура литья, °С | Жесткость по Виккерсу (HV) |
|----------|----------|------|-----|-----------------|------------------------------|-----------------------|----------------------------|
| | Co | Cr | Mo | | | | |
| Херанеум | 63,5 | 27,8 | 6,5 | Mn, Si, | 8,0 | 1530 | 380 |
| Херанеум | 63,5 | 28,0 | 6,0 | Mn, Si, | 8,0 | 1530 | 310 |

Примечание. Co-кобальт; Cr-хром; Mo-молибден; Si-кремний; Mn-марганец; N-азот; Fe-железо.

Таблица 42

Технические характеристики сплавов (Россия)

| Вид сплава | Код сплава | Интервал плавления, °С | Плотность, г/см ³ | Модуль упругости, кН/мм ² | Врем. сопротивление, кН/мм ² | Предел пластичности, кН/мм ² | Относительное удлинение, % | Твердость, HV 10 | ТКЛР в интервале 25-500°С, α · 10 ⁻⁶ °С ⁻¹ |
|---|------------|------------------------|------------------------------|--------------------------------------|---|---|----------------------------|------------------|--|
| Кобальтохромовые сплавы для дуговых протезов БЮГО-ДЕНТЫ | CCS | 1350-1400 | 8,4 | 222 | 0,8 | 0,65 | 9 | 360 | 14,6 |
| | CCN | 1330-1380 | 8,4 | 225 | 0,85 | 0,68 | 7 | 390 | 14,7 |
| | CCH | 1330-1380 | 8,4 | 228 | 0,9 | 0,7 | 7 | 400 | 14,7 |
| | CCW | 1335-1375 | 8,4 | 220 | 0,84 | 0,6 | 7 | 390 | 14,7 |
| | ccc | 1330-1380 | 8,4 | 227 | 0,9 | 0,72 | 18 | 400 | 14,7 |
| | CCL | 1250-1350 | 8,4 | 225 | 0,8 | 0,6 | 8 | 380 | 14,7 |
| Кобальтохромовые сплавы для металлокерамических протезов КХ-ДЕНТЫ | CS | 1375-1420 | 8,4 | 215 | 0,7 | 0,52 | 13 | 280 | 14,4 |
| | CN | 1380-1420 | 8,4 | 218 | 0,7 | 0,52 | 12 | 300 | 14,6 |
| | CB | 1380-1420 | 8,4 | 218 | 0,7 | 0,52 | 12 | 300 | 14,7 |
| | CC | 1390-1430 | 8,4 | 228 | 0,65 | 0,48 | 10 | 350 | 14,6 |
| | CL | 1320-1380 | 8,4 | 220 | 0,75 | 0,55 | 7 | 320 | 14,5 |
| | DS | 1280-1350 | 8 | 180 | 0,35 | 0,23 | 38 | 180 | 17 |
| | DM | 1290-1360 | 8 | 190 | 0,38 | 0,25 | 36 | 190 | 17 |
| Никелехромовые сплавы для металлокерамических протезов НХ-ДЕНТЫ | NL | 1150-1180 | 8,2 | 200 | 0,56 | 0,3 | 12 | 250 | 13,9 |
| | NS | 1250-1310 | 8,2 | 195 | 0,55 | 0,28 | 20 | 210 | 13,9 |
| | NH | 1380-1420 | 8,2 | 200 | 0,58 | 0,3 | 15 | 230 | 14 |
| Железоникелехромовые сплавы для литых коронок ДЕНТАНЫ | DL | 1120-1170 | 8 | 190 | 0,36 | 0,23 | 30 | 200 | 17 |
| | D | 1320-1380 | 7,9 | 180 | 0,32 | 0,22 | 30 | 200 | 17 |
| | DS | 1280-1350 | 8 | 180 | 0,35 | 0,23 | 38 | 180 | 17 |
| | DM | 1290-1360 | 8 | 190 | 0,38 | 0,25 | 36 | 190 | 17 |