
Materiais envolvidos numa fundição no laboratório

Frank Kaiser

Para alcançar o sucesso num tratamento odontológico, além da importância do diagnóstico e planeamento, é indispensável que o dentista conheça em detalhes as fases laboratoriais, assim como o técnico em prótese dentária conheça os procedimentos clínicos. Os procedimentos laboratoriais são diretamente relacionados com o seu TIME: Técnica, Instrumentação, Material e Equipamento.

Este artigo em três partes propõe um estudo detalhado dos principais materiais envolvidos na realização de fundições no laboratório; as ceras, os revestimentos e as ligas. Eles são os materiais de maior importância na realização de uma fundição. Porém, os seus aspectos científicos são muitas vezes pouco conhecidos.



O objetivo deste artigo é de desmistificar, numa linguagem simples e didática, as principais características dos produtos empregados durante as fases laboratoriais. O emprego de materiais de última geração para a realização de uma fundição é diretamente relacionado com o resultado obtido.

Cera

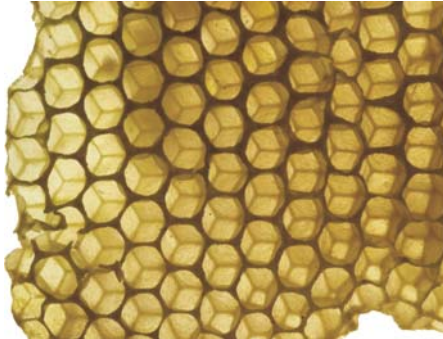
A fundição em cera perdida é uma técnica conhecida da humanidade há pelo menos 6.000 anos a.C., e foram os hebreus que a inventaram. Ainda é um dos processos mais utilizados nos dias de hoje para se confeccionar modelos na indústria joalheira. Taggart, em 1907, apresentou a fabricação de restaurações fundidas, considerada então como a primeira aplicação da técnica da cera perdida em Odontologia. Há 200 anos, a cera já era utilizada na área odontológica para moldagem; hoje, a sua principal aplicação é a tomada de registro, e as esculturas diversas em laboratório.

Composição

As ceras odontológicas são compostas por distintas ceras naturais, assim como outros produtos, tais como azeites, graxas, borrachas, resinas e corantes. Esta variedade de componentes permite obter ceras com características e propriedades distintas. Elas podem ser de origem:

Animal

Cera de abelha, produzida pelas glândulas laterais do abdômen das abelhas. Após uma purificação, ela se encontra branca e relativamente macia. É utilizada para aumentar a fluidez e a maleabilidade à temperatura ambiente. Intervalo de fusão em torno de 63-70°C.



Vegetal

Cera de carnaúba ou cera candelila, geralmente duras, quebradiças, insípidas e inodoras. Elas são incorporadas para aumentar a dureza, rigidez e resistência. Intervalo de fusão em torno de 80-85°C.



Mineral

Parafina, obtida por processos petroquímicos, resíduo da destilação do petróleo. São ceras que apresentam excelentes propriedades termoplásticas. Geralmente acrescentadas à cera de abelha para diminuir a sua

plasticidade. Intervalo de fusão em torno de 48-70°C.

As ceras microcristalinas são produtos provenientes de cristais muito pequenos. Elas são utilizadas para elevar a temperatura de fusão. Intervalo de fusão em torno de 65-90°C.



Artificial

São misturas entre resinas, ácido esteárico e borrachas. Tornam as ceras mais pegajosas e mais adesivas.

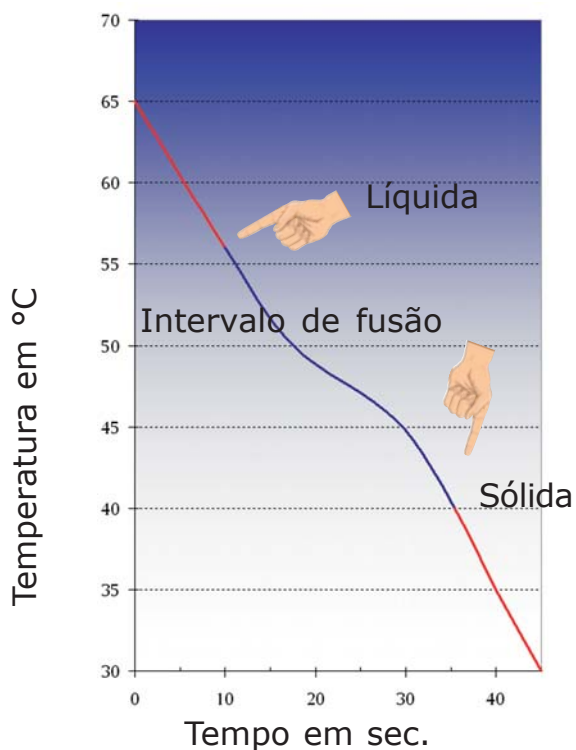
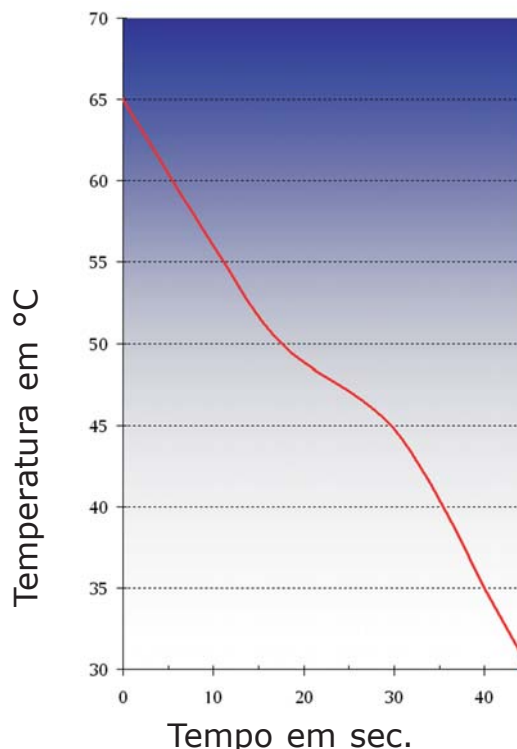


Propriedades

As ceras são macias e frágeis. As propriedades térmicas são as que mais apresentam interesse, principalmente a propriedade de termoplasticidade, ou seja, a capacidade que têm as ceras de amolecer mediante a ação do calor.

Intervalo de fusão

O intervalo de fusão da cera corresponde à média das temperaturas de fusão de todos os seus componentes. É a passagem do estado sólido ao estado líquido. Ele pode variar em função da diversidade dos seus componentes, geralmente entre 48°C e 90°C.



Endurecimento

Quando resfriada, a cera não passa diretamente do estado líquido ao estado sólido. Durante o resfriamento, a cera começa a endurecer a aproximadamente 56°C, e se solidifica abaixo de 40°C. Durante esta faixa de temperaturas, ela permanece macia e maleável, podendo-se trabalhá-la com facilidade. Este estado da cera permite uma grande variedade de aplicações no laboratório.

Coeficiente de expansão térmica

As ceras são os materiais odontológicos que apresentam o maior coeficiente de expansão térmica. Durante a passagem do estado sólido ao estado líquido, e inversamente, ocorrem variações de volume, criando dilatações e contrações na cera. Quanto maior a dureza da cera, maior probabilidade de um coeficiente de expansão térmica alto. Um resfriamento uniforme da cera reduz as tensões.

Condutibilidade térmica

Devido à sua composição e estrutura, a cera tem péssima condutibilidade térmica. É preciso, então, o aquecimento de toda a sua massa uniformemente. Este aquecimento pode ser realizado por meio de um banho-maria, um forno programado, ar quente ou chama.

Escoamento

É a capacidade de fluir, de deformar-se. Ela é determinada por dois fatores, temperatura da cera durante a deformação e quantidade de força exercida sobre ela. A cera não apresenta rigidez e pode escoar quando submetida a forças ou tensões, mesmo à temperatura ambiente. Quanto maior for a plasticidade de uma cera, maior o seu escoamento.

Cor

Para facilitar a execução de um trabalho, a cor da cera escolhida é de extrema importância. Um contraste entre a cor do modelo de gesso e a cor da cera é recomendável. Os trabalhos precisos requerem a visualização de mínimos detalhes. Em caso de trabalhos de fresagem, a atenção e a concentração sobre a cera são tão grandes que sua cor deve ser agradável, para não cansar a vista. Para um enceramento diagnóstico, será utilizada uma cera de cor semelhante à do esmalte dentário.

Dureza

Dependendo do propósito, as ceras apresentam consistências diferentes. A dureza da cera é diretamente relacionada com a amplitude das suas tensões. Para uma fixa grande, por exemplo, após a união de todos os elementos com cera cervical, é interessante colocar o trabalho em cera, ainda sobre o modelo, na água morna a aproximadamente 42°C. Deixar resfriar esta água até voltar à temperatura ambiente diminui consideravelmente as tensões internas e superficiais da escultura.

Tipos de cera no laboratório

Cera para registro de oclusão

Apresentando-se em forma de rolete, ela é suficientemente macia para poder registrar a oclusão, e tolera temperatura mais elevada que a do ambiente bucal, ou seja, mais de 37°C, sem sofrer deformações nem distorções.



Cera para base de prótese total

Chamada também de cera 7 ou 9, ela é composta por 75% de parafina, cera branca de abelha, resina e essência de terebintina, assim como corantes. A cera para base de prótese total é macia, permitindo a movimentação dos dentes do estoque para posicioná-los durante a montagem, além de possibilitar a escultura da gengiva artificial.



Cera para escultura de prótese fixa

Devido às suas propriedades plástica e elástica, ela permite esculpir tanto pela metodologia por adição de cera como por subtração de cera. Totalmente calcinável, ela é empregada para o procedimento chamado de cera perdida. A cera para escultura queima-se durante o aquecimento do anel. Ela forma carbono, eliminado por oxidação, transformando-se em gases voláteis. A uma temperatura de 500°C, não é deixado resíduos que excedam 0,1% do peso original.



Cera de fresagem

Uma cera de fresagem permite a criação de cantos extremamente finos e precisos, por isso, ela é extremamente dura. Geralmente rica em cera de carnaúba ou candelila, por suas extremas durezas, ela é a mais dura cera utilizada na área odontológica. Porém, o fato de ser extradura e quebradiça apresenta dificuldades para a realização do enceramento diagnóstico total das coroas, requerido nas técnicas de fresagem.

Para contornar este problema, é possível diferenciar a cera utilizada para as partes fresadas, geralmente linguais, e o resto da coroa, ou encontrar um compromisso entre dureza, precisão e facilidade de escultura.



Cera para enceramentos diagnósticos

Com propriedades similares às da cera para escultura de prótese fixa, ela é facilmente esculpida e pode também ser calcinada. Mais cara, ela é geralmente apresentada em estojos com vários tons de amarelo e marrom, para reproduzir efeitos da cor do esmalte dos dentes.

Cera cervical

Cera resinosa, sem contração, ela é também chamada de cera morta ou inerte. Ela reproduz com extrema precisão os limites cervicais das coroas. É também utilizada como camadas primárias para inlays, onlays e overlays. Para quaisquer contatos entre cera e gesso, particularmente dos troqueis, deveria ser empregada uma cera inerte, para evitar tensões superficiais.



Cera para escultura de PPR

As PPR's são esculpidas com a mesma cera que é usada para escultura de prótese fixa. Isto principalmente pela facilidade de esculpi-la e alisar a sua superfície, o que facilita o polimento futuro. Geralmente composta por cerca de 50% de parafina, ela é complementada por cera de carnaúba ou candelila, goma Dammar e agentes corantes.

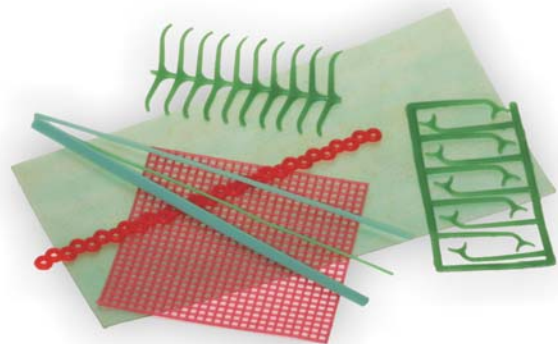


Cera de alívios

Principalmente utilizada para a realização da prótese parcial removível, ela é uma cera fluida, que permite eliminar as áreas retentivas e preencher os ângulos mortos de um modelo, antes da sua duplicação. Ela pode, também, apresentar-se em forma de placa auto-adesiva, para o alívio das futuras grades retentivas sobre as selas.

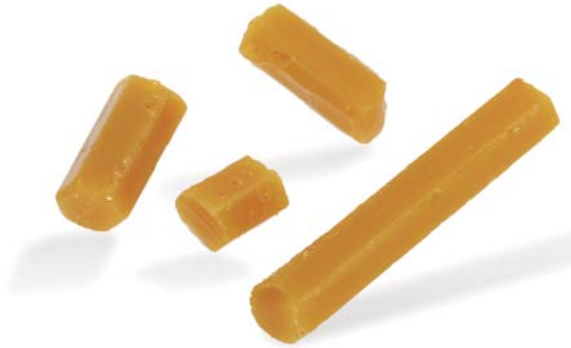
Cera pré-formada

São ceras especiais, de vários tamanhos, formas, plasticidades e cores. Elas são utilizadas para a realização de pânticos para próteses fixas e também para o enceramento dos elementos constituintes das PPR's. Os grampos, barras linguais, grades retentivas e rugosidades palatinas de cera facilitam e aumentam a velocidade de execução dos trabalhos. Porém, os pré-formados devem ser adaptados individualmente a cada situação.



Cera utilidade

A cera utilidade apresenta propriedades plásticas importantes, mesmo à temperatura ambiente. Multifuncional, ela é empregada para várias aplicações tanto em prótese fixa como em prótese removível, consertos, alívios, bloqueios de modelos, bases de anéis, etc. A sua temperatura de fusão é de 78°C.



Cera pegajosa

A cera pegajosa é uma mistura entre cera branca de abelhas e resina procedente da seiva de algumas árvores. Também multifuncional, quando se trata de unir, colar, prender ou conectar. Utilizada para unir e estabilizar temporariamente peças a soldar.

Cada cera deve ser empregada no seu contexto, seguindo as instruções dos fabricantes.

Revestimento

Em Odontologia, existem três tipos de revestimentos. Os revestimentos aglutinados por gesso, tradicionalmente utilizados para a fundição de ouro (Au) de baixa fusão, praticamente em desaparecimento no mercado. Os revestimentos aglutinados por silicato de etila, perdendo popularidade, utilizados para a fundição de ligas não-preciosas para prótese parcial removível. Eles apresentam pouca precisão, pouca resistência e os procedimentos envolvidos são complicados. O terceiro tipo de revestimento é aglutinado por fosfato e satisfaz os requisitos de qualquer tipo de fundição, que seja liga preciosa, não-preciosa, para próteses metalocerâmicas, inlays, onlays, overlays, coroas, pontes, próteses parciais removíveis, até mesmo cerâmica prensada.

Detalhados a seguir, os revestimentos fosfatados são os mais populares, devido à qualidade de superfície que resulta nas fundições, à ausência de contaminação das ligas, e à tolerância a altas temperaturas, necessárias às fundições de metais não preciosos. Os revestimentos fosfatados são divididos em duas categorias: tipo I para inlay, onlay, overlays, coroas e pontes, e tipo II para PPR.

Composição

Os revestimentos fosfatados são compostos de uma carga refratária (pó) e de um aglutinante (líquido). Durante a mistura dos dois componentes, é importante colocar primeiro o líquido no fundo do gral e, a seguir, despejar o pó em cima do líquido. Isto evita a incorporação de micro-bolhas ao pó e torna a mistura mais homogênea.



Carga refratária (pó)

A carga refratária é composta por duas formas cristalinas da sílica: o quartzo e a cristobalita. O quartzo é encontrado abundantemente na natureza; a cristobalita é produzida artificialmente pela calcinação do quartzo a 1600°C. Aditivos, tais como corantes e óxidos refratários, estão igualmente presentes nos revestimentos. Praticamente todos os revestimentos fosfatados apresentam a mesma composição; a granulação e a qualidade da matéria-prima podem diferir de um produto para outro.

Quartzo

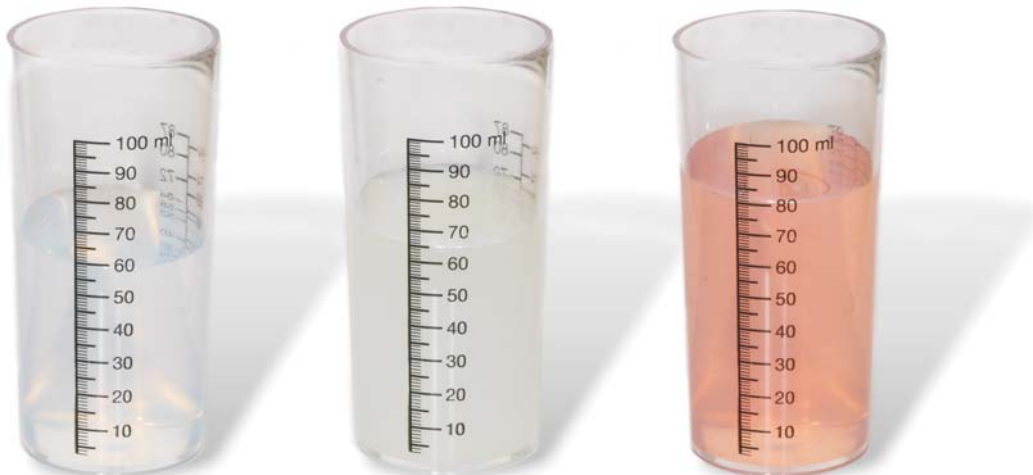


Cristobalita



Aglutinante (líquido)

O aglutinante pode ser composto de óxido de magnésio, de di-hidrogeno fosfato de amônio, fosfato de monoamônia e sílica coloidal. Devido à presença de fosfato no líquido, estes revestimentos são chamados de revestimentos fosfatados. No caso dos revestimentos antigos, chamados de *binder* ou a álcool, o aglutinador é álcool, silicato de etila e ácido.



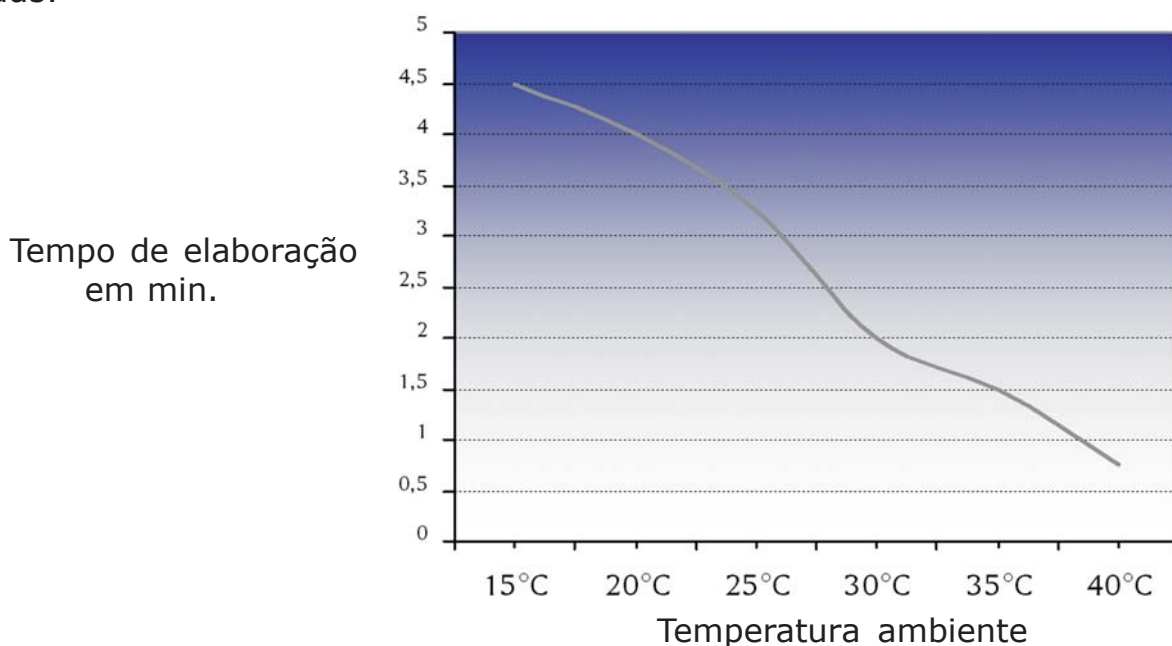
Propriedades

A qualidade de um revestimento é determinada pelas seguintes propriedades: capacidade de reprodução de finos detalhes, superfície lisa, expansão ajustável, tempo suficiente para a manipulação, fácil desinclusão, suficientemente poroso para evacuar os gases, ser um material refratário não-inflamável.

Os dados fornecidos pelos fabricantes são os seguintes:

Tempo de elaboração

Determina o tempo disponível para a mistura líquido-pó, e a inclusão do anel, ou do molde em caso de duplicação. Varia em função da temperatura ambiente. O calor acelera a presa do revestimento. Por isso, no verão, é recomendável conservar o pó e o líquido dentro de um armário refrigerado ou uma geladeira, entre 10°C e 12°C, sem congelar o líquido, para evitar a sua cristalização. Um gral lavado com água quente também acelera a presa do revestimento. Uma nova geração de revestimentos fosfatados permite um tempo de elaboração maior, de até 5 minutos, especialmente desenvolvida para países tropicais, com temperaturas ambientes elevadas.

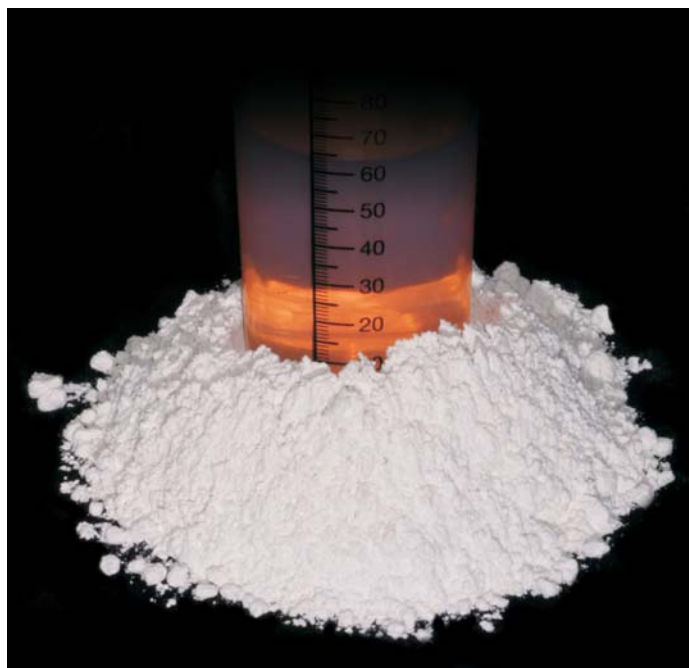


Tempo de presa

O tempo de presa inicial, medido pelo sistema da agulha de Vicat, corresponde ao tempo necessário para que o revestimento seja totalmente endurecido. Este tempo mínimo de espera após a inclusão do anel corresponde à reação exotérmica, liberação de calor até 85°C. Os revestimentos tradicionais, ou seja, lentos, são enfiados depois da reação exotérmica, aproximadamente 45 minutos após o início da espatulação. Os revestimentos chamados heat shock, choque térmico, são enfiados durante a reação exotérmica, geralmente entre 20 e 30 minutos após o início da espatulação.

Proporção líquido-pó

As indicações do fabricante sobre a proporção líquido-pó devem ser rigorosamente respeitadas. É muito comum encontrar técnicos que se negam a medir o líquido, alegando “possuir experiência”. Errado, o olho humano não é tão preciso! É indispensável medir a quantidade exata do líquido necessária na mistura, para obter resultados constantes.



Resistência à pressão

A pressão exercida sobre o revestimento para medir a sua resistência é expressa em mega-pascal (MPa). $1\text{MPa} = 1\text{N}/\text{mm}^2$, o que significa que 1MPa corresponde a uma força representada por um peso de aproximadamente 100g (1N) exercida sobre uma superfície de 1mm^2 . Os revestimentos tipo I, para inlays, coroas e pontes, ou seja, prótese fixa em geral, têm uma resistência à pressão de aproximadamente 5 a 10MPa.

Os revestimentos do tipo II, para PPR, apresentam resistência à pressão de até 15 a 20MPa, indispensável para os modelos duplicados.

Geralmente, os revestimentos mais viscosos durante a elaboração são mais resistentes que os muito líquidos. Também, quando a concentração do líquido próprio é importante, em detrimento da água destilada, os revestimentos apresentam maior dureza. Um revestimento altamente resistente à pressão apresenta a grande vantagem de ser compacto, fino e preciso, mas não facilita a desinclusão.

Pré-aquecimento

Um pré-aquecimento convencional, ou seja, lento, requer uma estabilização de 30 minutos a aproximadamente 270°C, para permitir a expansão da cristobalita. Uma outra estabilização de 30 minutos a aproximadamente 570°C é necessária para a expansão do quartzo. Num pré-aquecimento rápido, a temperatura de enforamento corresponde à temperatura final. Nesse caso, a expansão da cristobalita e do quartzo é simultânea. A abertura do forno durante a eliminação da cera é perigosa, pois os gases podem se incendiar na presença de oxigênio. O tipo de liga utilizada determina a temperatura final de pré-aquecimento do anel.

Tipo de liga	Pré-aquecimento dos anéis
Au	750°C
Ag-Pd	850°C
Ni-Cr	950°C
Co-Cr-Mo	1050°C

Para conter o revestimento e formar o cilindro, podem ser usados anéis metálicos revestidos internamente por fibra cerâmica, anéis de borracha, promovendo uma expansão livre, ou anéis pré-formados de plástico para as PPR's.

O tamanho dos anéis determina o tempo necessário de estabilização final do forno. Este tempo aumenta em função do tamanho do anel, permitindo à temperatura ambiente do forno atingir o centro do anel.

Tipo de anel	Estabilização final
1x	20-30min.
3x	30-45min.
6x	50-60min.
9x - PPR	60-90min.

A quantidade de anéis presentes no forno também é determinante para o tempo de estabilização final. Assim, quanto mais anéis presentes no forno, por mais tempo deve ser mantida a temperatura final.

Expansão

Os revestimentos utilizados para a fundição de prótese odontológica são chamados de revestimentos compensadores. Isto devido ao fato de terem a faculdade de expandir e, assim, compensar a retração do metal durante a sua cristalização. Um metal não precioso apresenta maior retração que um metal precioso. Existem dois tipos de expansão, a expansão de presa e a expansão térmica. O controle dessas expansões é importante, para conseguir um ajuste apropriado das coroas sobre os preparos, ou das contra-fresas sobre as fresas, por exemplo.

Expansão de presa

A expansão de presa representa a expansão do revestimento durante o seu endurecimento. Ela é medida com um extensômetro, instrumento usado para medir pequenos movimentos de extensão de um corpo submetido à deformação. A expansão de presa, geralmente em torno de 1,2% até 1,4%, pode variar muito de um revestimento para outro, além de todos os fatores influentes detalhados a seguir.

Temperatura ambiente

A temperatura ambiente no momento da manipulação influencia na expansão de presa do revestimento. Quanto mais alta for a temperatura ambiente, mais expansão resultará no revestimento.

Temperatura dos materiais

A temperatura do líquido e do pó influi sobre a expansão. Eles deveriam ser sempre conservados em um armário refrigerado ou geladeira, entre 10°C e 12°C, sem congelar, para obter resultados constantes. Um gral lavado com água quente também modifica a expansão de presa do revestimento.

Quantidade de líquido na mistura

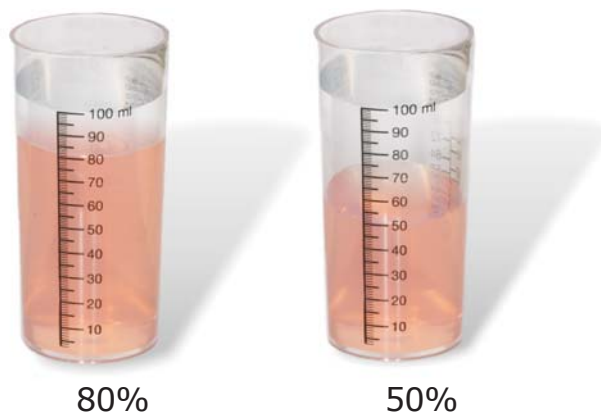
Se as indicações do fabricante sobre as proporções líquido-pó não forem respeitadas, o resultado não corresponderá às especificações do produto. É importante seguir as instruções para obter resultados constantes.

Porcentagem de líquido próprio e de água destilada

A maneira mais significativa de controlar a expansão de presa é mediante a porcentagem de água destilada contida no líquido. Um líquido puro misturado ao pó resulta numa expansão de presa máxima. À medida que o líquido é diluído com água destilada, a expansão de presa do revestimento diminui. O emprego contínuo do mesmo revestimento permite resultados precisos. Para trabalhos em ouro (Au), a porcentagem de líquido próprio do revestimento encontra-se diluída a 50% com água destilada, para compensar a leve retração do ouro (Au).

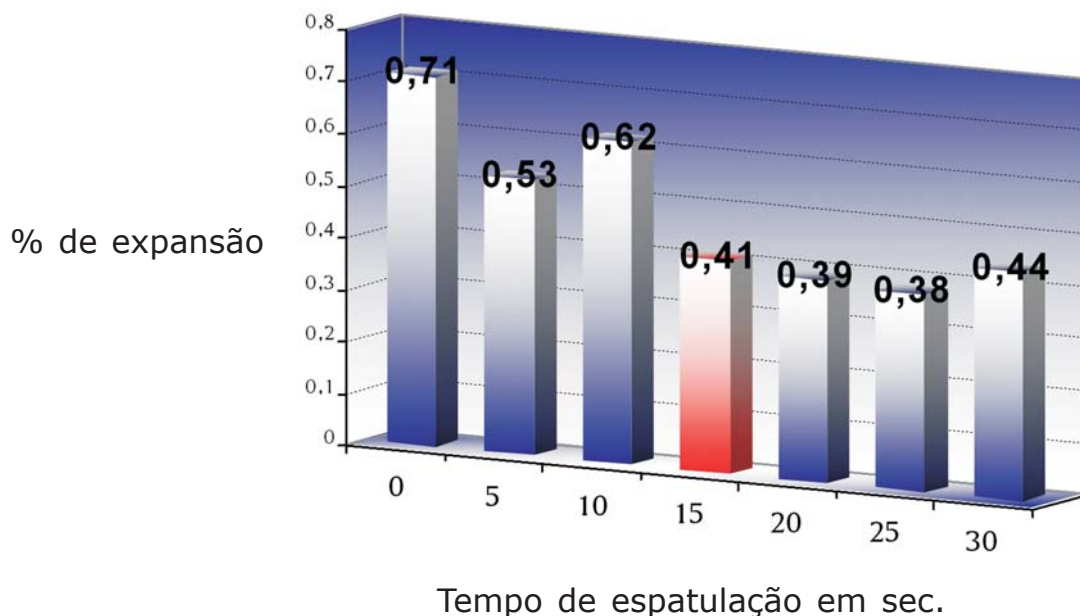
Trabalhos fixos extensos em metais não preciosos encontram-se complexos, devido à expansão de presa importante. O ajuste de cada elemento individual pode ser satisfatório, mas a prótese fixa em sua posição no arco pode apresentar distorções.

Para evitar este problema, pode-se trabalhar com expansões de presa localizadas, ou seja, distinta expansão para o interior das coroas e para o preenchimento do anel.



Tempo e velocidade de pré-espátulação na mão

O tempo e a velocidade de pré-espátulação na mão influem sobre a expansão de presa do revestimento. Ele deve sempre ser o mesmo, aproximadamente 15 segundos, para se obter resultados constantes e poder ter um controle exato da expansão de presa.



Intensidade e tempo de espátulação a vácuo

Para uma mistura homogênea do revestimento, o tempo de espátulação a vácuo deve ser de, no mínimo, um minuto e a rotação da espátuladora a vácuo, geralmente, de 360min⁻¹. A intensidade e o tempo de espátulação são determinantes para o resultado final.

Expansão térmica

A expansão térmica do revestimento é controlada pela velocidade de subida das temperaturas do forno e as estabilizações, com os seus respectivos tempos. De maneira geral, ela não pode e não deve ser modificada. A expansão térmica corresponde à expansão da cristobalita e do quartzo a temperaturas definidas. A programação do forno deve respeitar rigorosamente as indicações dos fabricantes.

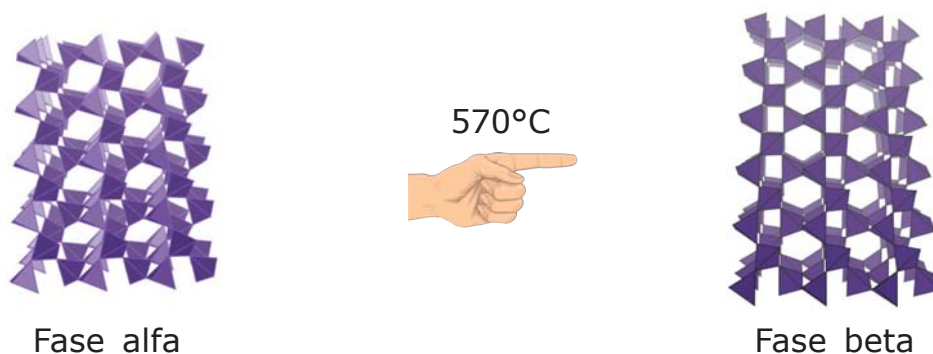
Expansão da cristobalita

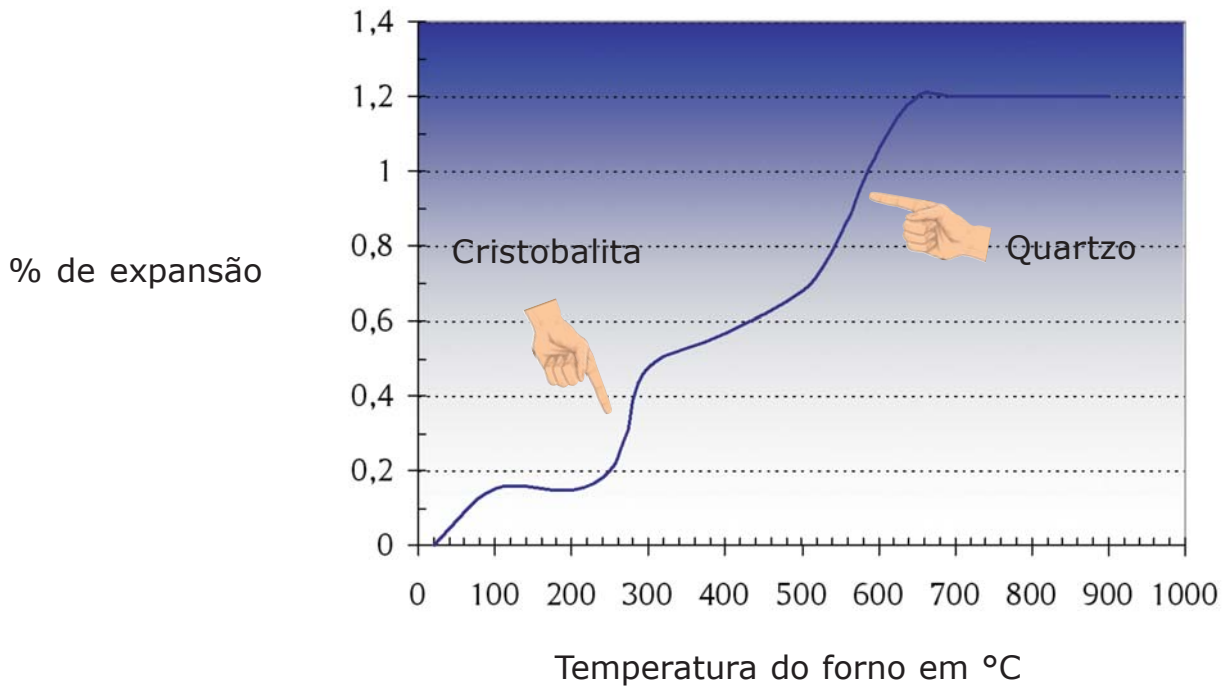
A cristobalita, à temperatura ambiente, apresenta-se na sua forma cristalina tetragonal; acima de 270°C, ela sofre uma expansão e passa para uma forma cúbica. Para completar esta expansão, é requerida uma estabilização de 30 minutos a esta temperatura.



Expansão do quartzo

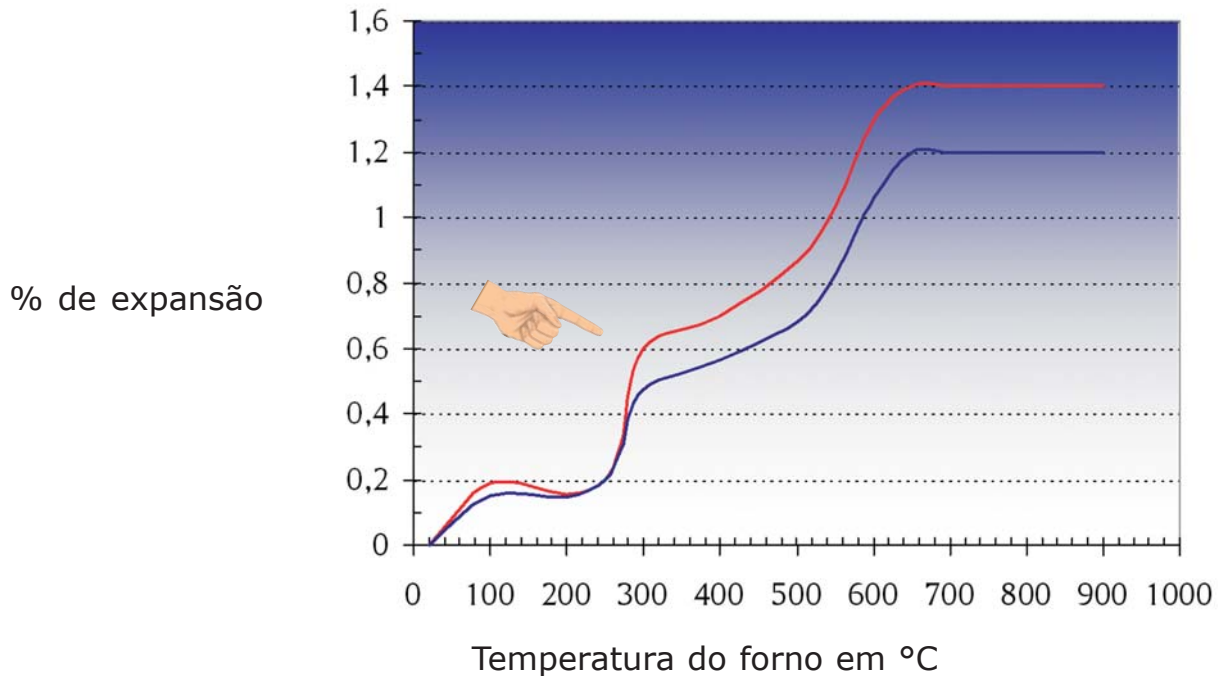
O quartzo, à temperatura ambiente, apresenta-se na sua forma cristalina hexagonal, chamada de fase alfa. Acima de 570°C, ele sofre uma expansão e passa para uma forma trigonal, chamada de fase beta. Para completar esta expansão, é requerida uma estabilização de 30 minutos a esta temperatura.





Num pré-aquecimento rápido, a expansão da cristobalita e do quartzo é simultânea, e ocorre à temperatura de enforamento, ou seja, à temperatura final. Dependendo do revestimento, a expansão térmica, de aproximadamente 0,6% a 300°C, pode chegar até, aproximadamente, 1,4% acima de 600°C.

— Com sílica coloidal

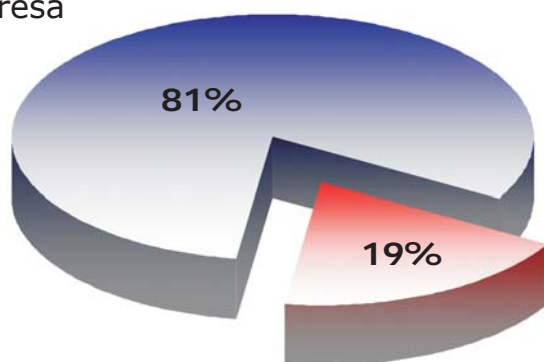


Expansão total

A soma das duas expansões, expansão de presa e expansão térmica, resulta na expansão total do revestimento. O processo total de expansão finaliza-se em torno de 600°C. A expansão total, de aproximadamente 2,5%, pode chegar até 3%, utilizando-se sílica coloidal no aglutinante.

O controle da expansão de presa é difícil e pouco regular, devido à quantidade de fatores envolvidos. Para obter resultados constantes, é importante respeitar sempre um protocolo de trabalho similar. A expansão térmica é a mais controlável, simplesmente pelas temperaturas de forno.

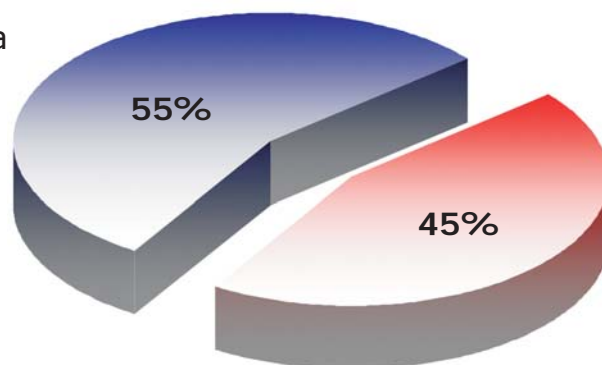
Expansão de presa



Expansão térmica

Os revestimentos de última geração têm tendência a equilibrar a importância entre a expansão de presa e a expansão térmica, para facilitar o controle da expansão total do revestimento.

Expansão de presa

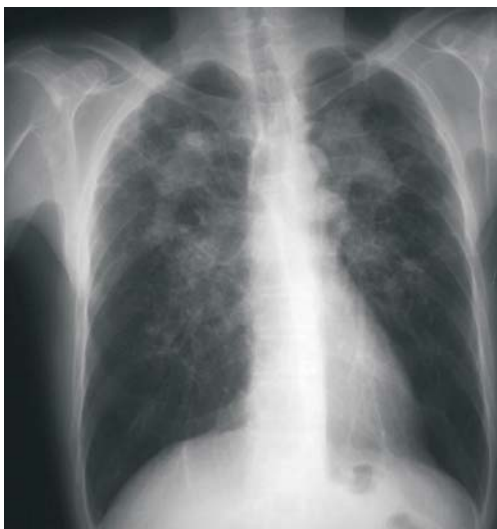


Expansão térmica

Silicose

Faz parte de um grupo de doenças chamado pneumoconiose, que se origina do acúmulo de poeira nos pulmões acompanhado de reação tecidual à sua presença. A silicose é uma doença pulmonar causada pela inalação de poeiras com sílica livre e sua conseqüente reação tecidual de caráter fibrogênico. Ao inalarmos partículas de sílica, estas alojam-se nas superfícies úmidas no interior de nosso aparelho respiratório. Algumas dessas partículas podem chegar ao interior de nosso pulmão e se alojar em nossos brônquios. Nosso organismo, ao perceber um corpo estranho, formará uma fibrose ao seu redor, tentando eliminá-lo. Como a sílica trata-se de uma pedrinha de quartzo, nosso organismo não tem capacidade de eliminá-la e, conseqüentemente, a formação de fibrose é inútil.

A inalação contínua diminui a plasticidade de nosso pulmão e, também, a capacidade de nossos brônquios renovarem o oxigênio de nosso sangue. Se não for interrompida a exposição à sílica, dá-se início a uma conseqüente doença ocupacional grave, a silicose, conhecida mundialmente como uma doença típica de mineiros.



O técnico em prótese dentária deve proteger-se usando uma aspiração, ou uma máscara filtrante contra pós e evitar, de toda forma, a inalação do pó de revestimento seco.

Ligas

O mercado atual conta com uma grande variedade de ligas odontológicas, mais de 2.000, de composições amplamente diversificadas e aplicações variadas. Os metais que as compõem precisam apresentar compatibilidade e facilidade de fusão, fundição, soldagem e polimento. Pouca contração de solidificação, mínima reatividade com os revestimentos, resistência ao desgaste, alta dureza e resistência à corrosão.

Co-Cr \neq Cr-Co

A identificação de uma liga é feita pelos elementos predominantes; os componentes são listados em ordem decrescente de composição. Por exemplo, em uma liga para PPR, a denominação Cr-Co não é correta. O metal predominante na liga é o cobalto (Co), presente em torno de 60% nesta liga. A denominação Co-Cr é mais adequada porque a base do metal é o Cobalto (Co). Os fabricantes apresentam as ligas de diversas maneiras, como, por exemplo, cilindros, paralelepípedos, blocos, folhas, pelotas ou lágrimas.



Uma nova geração de ligas, chamadas de bioligas, não contém paládio (Pd), nem cobre (Cu), somente ouro (Au) e platina (Pt). O cobre (Cu) descolora-se rapidamente e apresenta toxicidade. As ligas de prata (Ag) e paládio (Pd) não contêm cobre (Cu) ou, quando o contêm, não contêm prata (Ag). As cerâmicas aplicadas sobre ligas de prata (Ag) podem ser somente de baixa fusão.

A denominação de liga semipreciosa não é um padrão legal, como freqüentemente utilizado para as ligas de prata (Ag) e paládio (Pd). Ligas de cobre (Cu) e alumínio (Al) são chamadas também de ouro não precioso. Elas somente podem ser utilizadas para testes, cursos ou escolas, sendo proibidas no ambiente bucal.

Biocompatibilidade das ligas odontológicas

A composição de uma liga odontológica pode ser expressa de duas maneiras distintas: em porcentagem do peso específico, ou em quantidade de átomos de cada componente presente na liga, ou seja, em porcentagem do peso atômico. O peso específico e o peso atômico podem diferir muito um do outro; um metal leve contém muitos átomos, e um metal pesado contém poucos átomos. Por exemplo, o berílio (Be), muito leve, apresenta um peso atômico aproximadamente cinco vezes mais alto do que o seu peso específico. O peso atômico prevê melhor a quantidade de átomos que podem ser liberados e afetar o corpo humano. Porém, os fabricantes geralmente apresentam a composição de uma liga por porcentagem do peso específico.



Todas as ligas odontológicas liberam elementos dentro da cavidade bucal, mas não necessariamente em concentração proporcional à sua composição. A quantidade de elementos liberados é diretamente proporcional à diversidade de ligas presentes na boca. Podem ocorrer efeitos galvânicos entre tipos diferentes de liga no mesmo ambiente oral. Assim, o público deve assumir o risco constituído pelas ligas odontológicas se o seu uso se tornar benéfico. Na maioria dos casos, a quantidade de elementos liberados pelas ligas odontológicas é bem inferior à quantidade ingerida pela dieta alimentar. A longo prazo, os elementos contidos na própria dieta alimentar podem prejudicar a saúde.

A biocompatibilidade de uma liga é diretamente relacionada com a sua corrosão. A presença de íons em quantidade suficiente pode alterar ou desabilitar totalmente o metabolismo celular dos tecidos gengivais vizinhos, mas não se garante que danos vão ocorrer. Quanto maior for o tempo de exposição das células aos íons metálicos, menos concentrados encontram-se os efeitos biológicos. Esses efeitos biológicos locais devidos à liberação de elementos ainda são motivo de intensos debates. A questão central é saber se a liberação destes elementos é suficiente para comprometer o funcionamento biológico normal dos tecidos adjacentes às ligas.

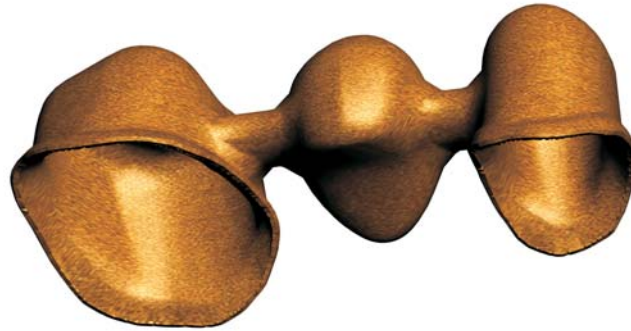


Elementos devem ser liberados para causar alergia. Em resposta, os tecidos gengivais apresentam uma inflamação significativa. Estudos mostram que alergias a ligas odontológicas somente podem ocorrer em presença de corrosão e liberação de íons metálicos. É sempre difícil de determinar se uma resposta inflamatória a íons metálicos é mediada por um mecanismo alérgico ou tóxico, ou mesmo por uma combinação dos dois. Normalmente, as respostas alérgicas são caracterizadas independentemente da dose aplicada.



Os efeitos biológicos dos metais dependem da via de acesso ao organismo. A liberação de elementos em implantes é mais crítica que a liberação a partir de restaurações coronárias. Titânio (Ti) foi encontrado no fígado de pacientes portadores de implantes. Os elementos liberados nas regiões cervicais, entre a coroa e a gengiva marginal, assim como os liberados nas partes internas das PPR's, são altamente concentrados, porque não são diluídos pela saliva.

Estudos mostram que 15% da população apresentam sensibilidade ao níquel (Ni), 8% ao cobalto (Co) e 8% ao cromo (Cr). A concentração de prata (Ag) diminui sensivelmente as atividades celulares. Íons de ouro (Au) não interagem com os tecidos de maneira a provocar respostas alérgicas. Estudos mostram que os pacientes sensíveis ao paládio (Pd) são quase sistematicamente sensíveis ao níquel (Ni). A razão de alguns íons metálicos provocarem alergias e outros não, não é conhecida. Pesquisas adicionais são necessárias nesta área.



De maneira geral, o sobreaquecimento de uma liga conduz a uma formação de óxidos, nem sempre visíveis. A saliva, composta de aproximadamente 99% de água, assim como de bicarbonato de sódio, cloro, cálcio, magnésio e fosfato, tem um grande poder corrosivo sobre estes óxidos.

Ainda não é possível conhecer os efeitos biológicos completos das ligas odontológicas. A escolha de uma liga não é fácil e envolve dados financeiros, legais, técnicos e, sobretudo a satisfação do paciente. Na maioria das vezes, a escolha é filosófica, baseada em possíveis riscos biológicos. Porém, é aconselhável empregar ligas odontológicas provenientes de empresas constituídas de um setor de pesquisas e desenvolvimento. A avaliação deveria sempre envolver provas de corrosão e teste de biocompatibilidade básico para determinar se a liberação de elementos é biologicamente significativa.



Propriedades das ligas odontológicas

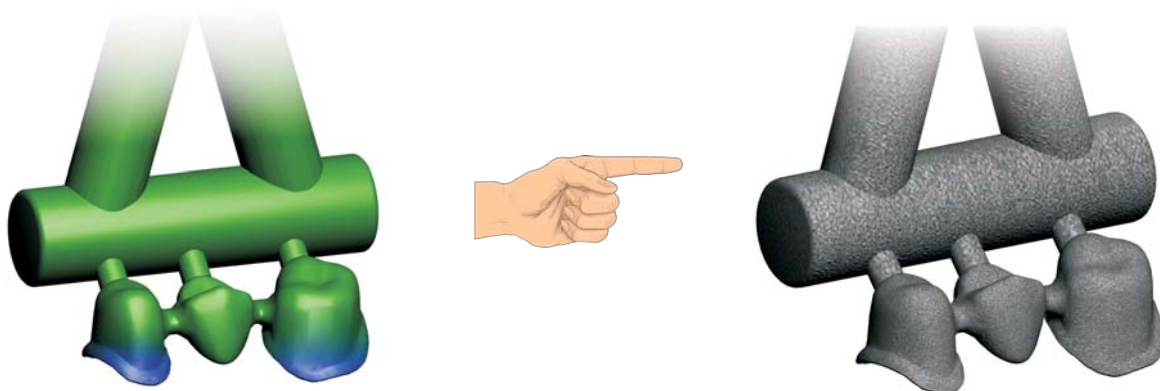
Cor

Determina a cor da liga, geralmente branca para as ligas não-preciosas, assim como para as de prata (Ag) e paládio (Pd), até amarela para as ligas preciosas contendo alta porcentagem de ouro (Au). As ligas brancas com alta porcentagem de ouro (Au) são chamadas ouro branco, descolorido pelo paládio (Pd). O titânio (Ti) apresenta uma cor mais acinzentada e com menos brilho que o cromo (Cr).



Peso específico ou densidade (g/cm^3)

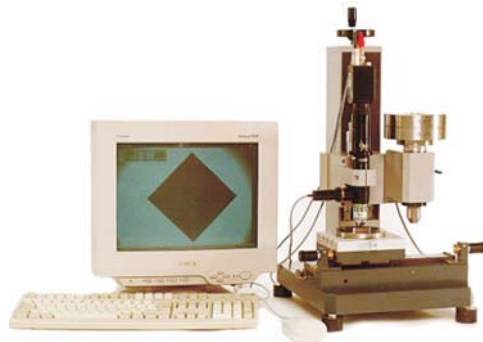
O peso específico determina a densidade da substância que constitui um corpo, a relação entre a massa do corpo e o seu volume. A densidade de um metal é proporcional à soma dos pesos dos átomos e moléculas presentes na liga, e ao espaço existente entre eles. O peso específico é importante para calcular a quantidade de metal necessária para fundir um padrão de cera. Assim, o peso da cera com os sprues é multiplicado pelo peso específico da liga para se saber a quantidade exata de metal necessária para a fundição. O peso obtido já inclui os sprues.



Dureza Vickers (HV)

A dureza Vickers corresponde à dureza de superfície, à resistência à abrasão, desgaste ou penetração de um material em outro. Quanto maior o valor, mais resistente encontra-se a superfície. Para medir a dureza Vickers, é empregada uma pirâmide de diamante de base quadrada. Ela é forçada, pela aplicação de uma carga preestabelecida, sobre a superfície da peça a ensaiar. A forma de impressão é a de um losango regular, cujas diagonais são medidas por um microscópio.

Tabelas fornecem o valor em função das diagonais da impressão formada e da carga utilizada. O valor é dado em HV, *Hardness Vickers*, geralmente entre 120 e 420 para as ligas odontológicas. Dependendo da dureza do material, a mudança de carga muitas vezes é necessária para obter uma impressão regular. Assim, é aplicada uma carga de 50N (HV5) para metais preciosos, e de 100N (HV10) para metais não preciosos.



Módulo de elasticidade (MPa ou N/mm²)

O módulo de elasticidade é a medida da resistência do material à deformação elástica. Quanto mais rígido for um material, maior será o seu módulo de elasticidade, ou seja, maior a força necessária para deformar este material. Para uma PPR, por exemplo, o ideal seria um módulo de elasticidade alto, para evitar grampos muito flexíveis. O valor do módulo de elasticidade é determinado pela força necessária a um alongamento de 0,2%. Uma máquina de teste universal é empregada para alongar a liga.

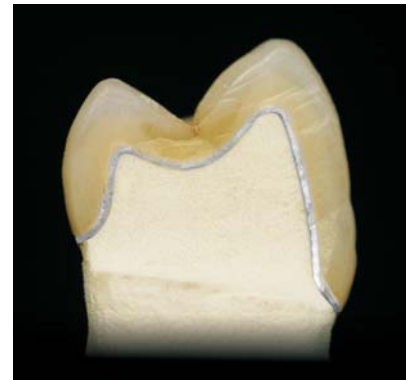


Limite elástico (MPa)

Também chamado de limite de alongamento, de dilatação ou escoamento. Corresponde à força necessária para a transição entre uma simples deformação elástica e uma deformação plástica definitiva. A deformação elástica de uma liga permite que após a remoção da força, o metal retome sua forma original. Uma deformação plástica, mesmo após a remoção da força, é permanente. O parâmetro de medida é 0,2%, determinando a transição entre uma deformação elástica e uma deformação plástica. Em caso de uma PPR, um valor alto evita deformações definitivas dos grampos em ação.

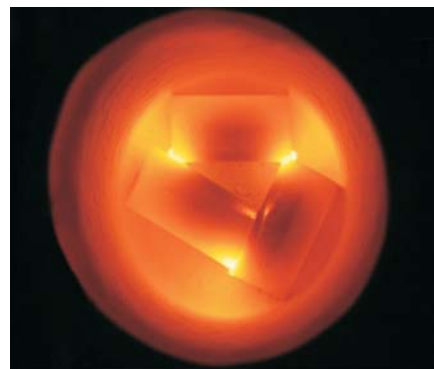
Alongamento até fratura (%)

Chamado também de flexibilidade dúctil. Corresponde ao alongamento máximo de um material, até ruptura. O valor, por ser expresso em porcentagem, é independente do diâmetro da peça ensaiada. Aumentando a força aplicada, a fratura corresponde a um estágio avançado da deformação plástica.



Coeficiente de expansão térmica ($10^{-6}K^{-1}$)

Aparece também como CTE, e corresponde à lei da termodinâmica. Quando um material tem sua temperatura elevada, o espaço interatômico aumenta. Este fenômeno provoca uma expansão, chamada de expansão térmica. Os comportamentos térmicos do metal e da porcelana devem ser ajustados de modo que, durante o período de resfriamento da temperatura de queima até a temperatura ambiente, as tensões residuais sejam suficientemente baixas e propriamente direcionadas, para evitar trincas na porcelana. O coeficiente de expansão térmica do metal deve ser ligeiramente maior, para contrair ligeiramente mais que a porcelana durante o resfriamento. Esta diferença em coeficiente deixa a porcelana em compressão residual e fornece resistência adicional.



Temperatura de pré-aquecimento (°C)

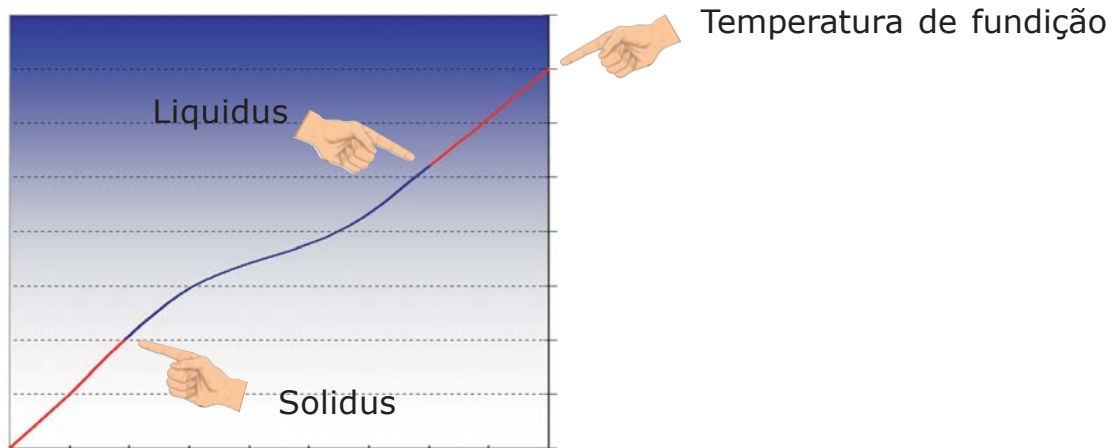
Corresponde à temperatura final do forno à qual o anel de revestimento deve ser mantido antes da fundição. Esta temperatura varia em função da liga a ser fundida; ver capítulo sobre o pré-aquecimento dos revestimentos.

O tempo de estabilização a esta temperatura depende do tamanho do anel, e pode variar de 20 minutos até uma hora e meia.

	Prótese fixa	Prótese removível
Ligas nobres	Au-Pt Au-Pd Ag-Pd	Au-Ag-Pt Au-Ag-Pd
Ligas básicas	Ni-Cr-Mo Co-Cr-Mo Ti	Co-Cr-Mo Ni-Cr-Mo Ti

Intervalo de fusão (°C)

Determinado por duas temperaturas, a mais baixa, solidus, correspondente ao estado sólido do metal, e a mais alta, liquidus, correspondente ao estado líquido do metal. Dentro deste intervalo, variável de 30°C a 130°C, dependendo da composição, o metal encontra-se pastoso. Algumas partículas encontram-se líquidas enquanto outras ainda são sólidas.



Temperatura de fundição (°C)

Quando a temperatura atinge o ponto liquidus, a totalidade da liga encontra-se líquida. Parando o aquecimento, imediatamente inicia-se o processo de solidificação de algumas partículas. Por isso, a temperatura de fundição ultrapassa em aproximadamente 50°C a 150°C (7 a 15%) a temperatura liquidus, permitindo ao metal preencher totalmente o anel de fundição, enquanto líquido.

Composição das ligas odontológicas

Existem aproximadamente 30 diferentes metais componentes das ligas odontológicas. Eles podem ser divididos em dois grupos: os metais preciosos e os metais não preciosos. Os metais preciosos podem ser chamados, também, de metais nobres. As ligas preciosas podem ser divididas em três subclasses: baixo conteúdo de ouro (Au), -75%; alto conteúdo de ouro (Au), +75%; e ouro (Au) puro, eletrodepositado.

Apesar de um preço menor, as ligas de cobalto (Co) e cromo (Cr), chamados de metais básicos, apresentam uma biocompatibilidade equivalente à das ligas preciosas. Desde 1936, data da introdução deste tipo de liga na área odontológica, não foi relatado um só caso de alergia. Devido à grande porcentagem de cromo (Cr) presente nas ligas, a resistência à corrosão é significativa. A adesão da resina (cerômeros) é comprovada melhor sobre o Co-Cr, porém, a adesão da cerâmica é comprovada melhor sobre metais preciosos. A usinagem e o manuseamento são mais fáceis em peças fundidas com metal precioso.

A seguir são detalhados os dez metais mais freqüentemente encontrados nas ligas odontológicas, começando pelos quatro metais preciosos.



Ouro (Au)

Entre todos os minerais, o ouro (Au) é o mais desejado pelos homens, tendo sido, desde os primórdios da história, um dos responsáveis pela conquista de terras e por muitos combates. O ouro (Au) exerceu um papel muito importante na evolução de ciências, como a Química. Ele é um metal amarelo, brilhante, dúctil, maleável, condutor de eletricidade e de calor, resistente à corrosão e é o mais inerte de todos os metais. Perfeitamente biocompatível com o meio bucal. Densidade: $19,3\text{g/cm}^3$; ponto de fusão: 1.063°C .

Prata (Ag)

A prata (Ag) é um metal branco, brilhante, dúctil e maleável. Manchado muitas vezes de castanho ou de preto-acinzentado. É um bom condutor de eletricidade e um elemento estável quando exposto ao ar e à água. Sua principal desvantagem é a perda gradativa do seu brilho. Densidade: $10,5\text{g/cm}^3$; ponto de fusão: $906,8^\circ\text{C}$.





Paládio (Pd)

Tem a aparência do aço e não muda de cor em contato com o ar. O paládio (Pd) é um metal branco-acinzentado, estável ao ar. Ele é mole e dúctil. A sua presença nas ligas aumenta, consideravelmente, a dureza e resistência. O ouro (Au) pode ser descolorido com o paládio (Pd), sendo chamado então ouro branco. Densidade: 12g/cm^3 ; ponto de fusão: 1.554°C .

Platina (Pt)

A origem da palavra vem do espanhol, e significa pequena prata. A platina (Pt) é um metal prateado, brilhante, e não perde o brilho quando exposta ao ar. Ela é maleável e dúctil. Como todos os metais preciosos, ela não pode ser atacada por simples ácidos. Hoje, a platina (Pt) possui maior valor que o ouro (Au). Ela se torna magnética, quando ligada ao ferro (Fe). Densidade: $21,1\text{g/cm}^3$; ponto de fusão: 1.769°C .



Níquel (Ni)

Ele é um dos mais comuns alergênicos e o mais potente sensibilizador de todos os metais. Verificando a incidência de alergia ao níquel (Ni), foi notado que a porcentagem de incidência em mulheres é dez vezes superior à incidência em homens. Segundo testes realizados, uma liga contendo níquel (Ni) somente perde suas propriedades alergênicas com um conteúdo mínimo de 20% de cromo (Cr), tornando-se, então, estável e suficientemente resistente à corrosão no ambiente bucal. De maneira geral, uma alergia ao níquel (Ni) somente pode ocorrer no primeiro mês, durante o qual os íons emanados são reduzidos a 80%. É pouco provável que um paciente volte após seis meses com uma alergia ao níquel (Ni). Este metal é conhecido carcinogênico para os técnicos que trabalham constantemente com ele. Densidade: $8,9\text{g/cm}^3$; ponto de fusão: 1.455°C .



Cromo (Cr)



A palavra cromo vem do grego *chroma* que significa cor, porque os seus compostos apresentam grande variedade de cores. Ele é um metal prateado, brilhante, com grau de dureza elevado e quebradiço. Ele apresenta um comportamento magnético fraco. À temperatura ambiente, não sofre ação de agentes corrosivos. Numa liga, a função principal do cromo (Cr) é a de aumentar a resistência contra a corrosão e a pigmentação, podendo ser comparado à pintura do carro. Densidade: 7,2g/cm³; ponto de fusão: 1.907°C.

Cobalto (Co)

Este mineral foi usado na Idade Média para colorir vidros e era odiado pelos operários que o usavam, por ser muito tóxico. A sua grande toxidez e a sua propriedade de produzir belas cores no vidro eram consideradas obras do demônio e daí a razão de seu nome, do alemão *Kobold*.

De cor cinza-brilhante, com matizes azulados, o cobalto (Co) é um metal duro, embora quebradiço, de aparência semelhante ao ferro (Fe) e ao níquel (Ni). Devido à sua elevada permeabilidade magnética, ele é empregado na produção de ligas magnéticas. O cobalto (Co) é um elemento fundamental para proporcionar dureza, resistência e rigidez numa liga. Densidade: 8,9g/cm³; ponto de fusão: 1.495°C.



Molibdênio (Mo)

O molibdênio (Mo) é um metal branco-prateado, duro e muito resistente. Tem um elevado módulo de elasticidade e, entre os metais mais comuns, somente o tungstênio (W) e o tântalo (Ta) têm ponto de fusão mais alto. A sua toxicidade é considerada pequena na literatura. O molibdênio (Mo), em função de partículas menores, torna uma liga mais densa, compacta. Densidade 10,2g/cm³; ponto de fusão: 2.610°C.



Berílio (Be)

O uso do berílio (Be), em Odontologia, é relativamente recente. Ele é o metal mais leve utilizado e melhora as propriedades mecânicas das ligas. Reduz a temperatura de fusão, melhora a união entre o metal e a cerâmica e facilita o polimento, gerando uma superfície brilhante após a fundição, correspondendo ao óxido de berílio (BeO). Porém os vapores de berílio (Be), durante a fundição, são extremamente tóxicos, podendo causar doenças pulmonares graves, tais como a beriliose.

A poeira do berílio (Be) também é comprovadamente carcinogênica e requer cuidados especiais na manipulação. Regulamento internacional preconiza que, numa liga, quando o teor de berílio (Be) ultrapassa 0,02%, ele deve ser estipulado. A quantidade máxima de berílio (Be) autorizada numa liga é de 2%. Densidade: 1,8g/cm³; ponto de fusão: 1.285°C.



Titânio (Ti)

Cinza-prateado, o titânio (Ti) apresenta pouco brilho quando polido. Ele é particularmente leve, duro e quebradiço. A utilização do titânio (Ti) na Odontologia exige medidas especiais para a sua elaboração. As fundições devem ser realizadas a vácuo, com projeção de gás argônio (Ar). O titânio (Ti) tem afinidade com o carbono (C), nitrogênio (N) e oxigênio (O). Durante o processo de fundição, a interação desses elementos, provenientes do ar ou de substâncias presentes no revestimento, resulta num endurecimento da camada superficial do metal. Esta camada, de aproximadamente 50µm a 100µm de espessura, é chamada Alfa-case.



Ela deve ser totalmente removida durante o polimento, para possibilitar a aplicação da cerâmica e para que o metal seja suficientemente resistente à corrosão. A biocompatibilidade do titânio (Ti) foi comprovada através de 30 anos de desenvolvimento técnico e 20 anos de desenvolvimento clínico. Ele apresenta biocompatibilidade com o tecido ósseo, mas uma grande quantidade de autores considera que falta, ainda, muita investigação sobre o comportamento deste metal no ambiente bucal. Densidade: 4,5g/cm³; ponto de fusão: 1.668°C.

Outros componentes, tais como carbono (C), cobre (Cu), estanho (Sn), ferro (Fe), gálio (Ga), índio (In), irídio (Ir), magnésio (Mg), manganês (Mn), nióbio (Nb), nitrogênio (N), rênio (Re), ródio (Rh), rutênio (Ru), silício (Si), tântalo (Ta), tungstênio (W), zinco (Zn) e zircônio (Zr), são igualmente presentes nas ligas odontológicas.



Carbono (C)



Cobre (Cu)



Estanho (Sn)



Ferro (Fe)



Gálio (Ga)



Índio (In)



Irídio (Ir)



Magnésio (Mg)



Manganês (Mn)



Nióbio (Nb)



Zinco (Zn)



Zircônio (Zr)

Pelo fato de estarem presentes em quantidades inferiores, eles são relativamente menos influentes sobre as propriedades físicas e a biocompatibilidade das ligas. Na Odontologia, poucos metais são utilizados no seu estado puro; o ouro (Au) e o titânio (Ti) são as raras exceções.

Referências recomendadas

KAISER, F. Fresado no Laboratório. Curitiba: Editora Maio, 2004.

KAISER, F. PPR no Laboratório. 2ed. Curitiba: Editora Maio, 2002.

NALLY, J.-N. - Matériaux et alliages dentaires, composition, applications et techniques, Paris: Julien Prélat Ed., 1964.

PHILLIPS, R.W. Materiais dentários. 10ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998.

STEDMAN, D Dicionário Médico. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1979.

WATAHA, J.C. Biocompatibility of dental casting alloys. J Prosthet Dent, v83, n2 p.223-234, February 2000.

WULFES, H. Kombitechnik und Modellguss. Bremen: Bego, 2003.