

## [Resumen]

Todas las técnicas de unión que se emplean en el laboratorio dental deben ser lo suficientemente estables como para superar sin daños las fuerzas que influyen sobre ellas o no deberían estar, siempre que sea posible, en esas zonas de carga. Lo importante es conocer y dominar las fuerzas que influyen en esta técnica de unión. El siguiente artículo contrapone los métodos de unión por pegado, silanizado, soldadura térmica y eléctrica, soldadura por láser y soldadura TIG (Tungsten Inert Gas) pulsada y muestra lo que pueden o no pueden hacer cada una de ellas.

## Palabras clave

Técnicas de unión. Pegado. Silanizado. Soldadura térmica y eléctrica. Soldadura por láser. Soldadura TIG (Tungsten Inert Gas) pulsada.

(Quintessenz Zahntech. 2007;33(12):1564-78)

## Pegado, soldadura térmica, soldadura eléctrica

Andreas Hoffmann

Existen tres disciplinas que un protésico dental debería dominar respecto a las técnicas de unión en el laboratorio: el pegado, la soldadura térmica y la soldadura eléctrica.

Todas las técnicas de unión que se aplican en la cerámica tienen el mismo requisito: una tecnología de unión lo suficientemente estable tiene que poder superar sin daños las fuerzas que influyen sobre ella o debería evitar en lo posible esas zonas de carga. En la odontología es esencial dominar las fuerzas que influyen en esta técnica de unión. La mezcla de las diferentes fuerzas, como la fuerza separadora, la tensión de urdimbre, las fuerzas de torsión, las cargas de tracción o también los esfuerzos de compresión, influye en la prótesis y generalmente se altera en tales puntos de unión. Precisamente en esta región donde se convierte la fuerza de compresión y de tracción se introducen a menudo las tecnologías de unión.

Por lo general, en la odontología son las piezas de aleaciones o de metales las que se unen mediante diversos métodos de unión. Tales métodos contemplan:

- El pegado
- El silanizado

## Introducción

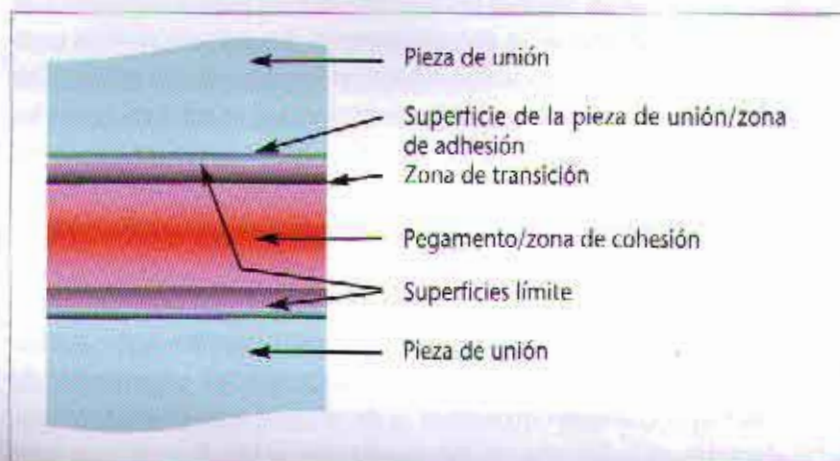
- La soldadura térmica
- La soldadura eléctrica
- La soldadura por láser (láser Nd-YAG)
- La soldadura TIG (Tungsten Inert Gas) pulsada

**El pegado** Con esta técnica se unen piezas por medio de un adhesivo. El pegado es desde el punto de vista técnico un procedimiento con el que se pueden unir prácticamente todos los materiales. Esta técnica es especialmente cuidadosa, ya que no necesita de altas temperaturas, las cuales provocan distorsiones, tensiones de enfriamiento o transformación estructural de las piezas de unión. Para pegar no son necesarios pequeños agujeros en las piezas de unión similares a los que se realizan al atornillar o al remachar. Además, al pegar, la fuerza se transfiere de forma plana de una pieza de unión a la otra. La unión mediante pegado está compuesta por las dos piezas de unión y la capa adhesiva entre ambas. Después de humidificar las superficies límite, proceso que tiene un papel relevante, se procede a las interacciones y al enganche mecánico. Todos estos efectos son los responsables de la fuerza adhesiva (adherencia). Para una buena humidificación el pegamento debe estar líquido cuando se use. Éste consigue su solidez interior (cohesión) mediante procesos de solidificación o reacción química. Estos dos factores (adherencia y cohesión) influyen en la duración del pegamento.

*La adherencia  
(de las superficies límites)*

Las fuerzas adhesivas actúan por ejemplo cuando una hoja húmeda pende de un cristal, por así decirlo, se «pega» al cristal. Una alta adherencia (fig. 1) se consigue cuando entre la superficie de la pieza y el pegamento se forma un contacto muy estrecho. Esto sólo es posible si entre el pegamento y la pieza no hay elementos extraños. Lo que quiere decir que las superficies deben estar limpias y libres de grasa o polvo. La adherencia se puede mejorar raspando la superficie del material (arenando o decapando) porque así la superficie queda limpia de elementos extraños y al mismo tiempo se consigue una superficie mayor.

Fig. 1. La sección transversal de una situación de adherencia: las fuerzas adhesivas son fuerzas de atracción de escaso alcance (1 mm) que actúan siempre en superficies de materiales resistentes. La mayoría de las veces no aparecen visibles (cuando se sostienen juntas dos piezas no se sienten actuar las fuerzas), puesto que la mayoría de las superficies son tan irregulares que la distancia de las moléculas es demasiado grande para crear estas fuerzas.



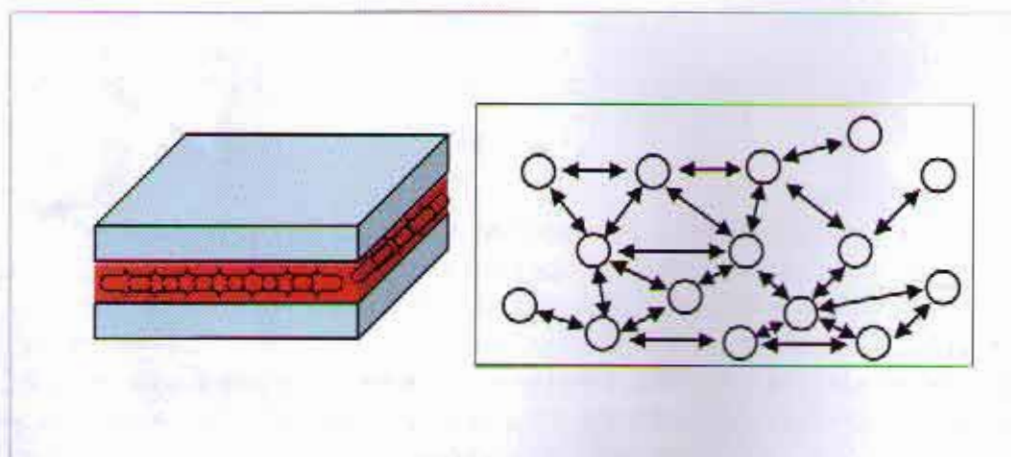


Fig. 2. Las fuerzas de cohesión son fuerzas intermoleculares que actúan dentro del pegamento y le prestan resistencia interior.

La cohesión (fig. 2) es la consistencia de las partes del pegamento (moléculas). Cuanto mayor sea la cohesión, mayor es la resistencia del pegamento. Para utilizar la cohesión de la mejor manera, no se debe aplicar una capa muy gruesa al pegar.

El pegamento se adhiere a la superficie de la pieza por interacción física (rara vez química). Este fenómeno es llamado también adherencia. Al contrario de lo que ocurre con la soldadura eléctrica y la soldadura térmica, el pegamento pertenece a los procesos de unión de poco calor. Tampoco a la hora de pegar se da ningún proceso de difusión entre el material de aportación y la pieza de unión. Por eso, las uniones adhesivas tienen siempre una menor resistencia que las soldaduras. Esta propiedad a primera vista desfavorable se puede compensar con adhesivos de superficies grandes. Esto condiciona la construcción ajustada, así como la forma de los puntos adhesivos.

*La cohesión  
(resistencia interior  
del pegamento)*

El silanizado de superficies (aleaciones de metal, metales puros y cerámicas) se realiza en la odontología para obtener una superficie retentiva y un proceso de unión triboquímico. La triboquímica es la composición de enlaces químicos utilizando energía mecánica. La superficie que hay que recubrir se limpia a continuación con óxido de aluminio de 110  $\mu\text{m}$ . La aplicación de silicio o dióxido de silicio se realiza arenando con el dióxido de aluminio adecuado recubierto apropiadamente. La aplicación de la cerámica en las superficies arenadas se lleva a cabo mediante el impacto de los granos. Debido al sustrato y a la arena en la región atómica y molecular se excitan tanto las superficies que se puede hablar del llamado triboplasma. El  $\text{SiO}_2$  se implanta en la superficie y se funde al mismo tiempo.

*Silanizar*

El siguiente paso es la silanización, que crea un puente químico hacia el dióxido de silicio y hacia el pegamento.

Finalmente, los grupos de metacrilato copolimerizan con los monómeros del pegamento. De esta manera se consigue finalmente el compuesto químico entre sustrato (por ejemplo metal) y pegamento. Este pegamento puede ser un material de recubrimiento, un opáquer o cualquier otro sistema de monómeros de metacrilato. Para las cerámicas dentales es suficiente un decapado con ácido fluorhídrico para

conseguir superficies adecuadas a la retención. La silanización que se realiza a continuación proporciona en la superficie la unión del silano con las moléculas de dióxido de silicio.

## *Conclusión sobre el pegado*

Durante el proceso de fraguado el pegamento genera capas adhesivas que se clasifican según sus características. La combinación de capa adhesiva y superficie de la pieza de unión da las fuerzas adhesivas respectivas y por tanto una gran parte de las características comunes decisivas para la resistencia de la adherencia. Estos factores ofrecen diversos comportamientos mecánicos, físicos y químicos que dependen de cada pegamento. Los requisitos particulares de las capas adhesivas son transferir las fuerzas que influyen en las piezas de unión. La degradación o reducción de las crestas de tensión en su caso tiene una importancia especial (resistencia a la ruptura). Con los pegamentos se pueden unir los materiales que no son accesibles por medio de un proceso térmico de unión<sup>4</sup> (cerámica-metal, resina-metal, metal-dentina o esmalte y cerámica-dentina o esmalte). Gracias al aislamiento eléctrico y térmico del pegamento en las distintas aleaciones de metal se evita la formación de elementos locales y la correspondiente corrosión por contacto<sup>7</sup> (por ejemplo, telescópica y colado sobre el modelo).

## *La soldadura térmica*

La soldadura térmica significa según DIN 8505<sup>4</sup> un proceso térmico para unir piezas y recubrimientos de materiales creando una fase líquida al fundir soldadura o por difusión en las superficies límite<sup>7</sup>. Al contrario que ocurre con la soldadura eléctrica no se alcanza la temperatura solidus del material básico. La temperatura solidus es la temperatura inferior del intervalo de fusión de la pieza<sup>11</sup>. Con la soldadura térmica se genera una unión no separable y adhesiva. Como material de unión la mayoría de las veces sirve una aleación de metal de fácil fusión: la soldadura. Con su ayuda se crea una unión metálica de dos piezas metálicas. La característica de la unión por soldadura es el compuesto intermetálico. En esa capa fina el material básico y la soldadura crean una aleación y una unión resistente (zona de difusión). En una soldadura correcta el material de soldar alea una fina capa de superficie metálica pulida. La migración necesaria de los átomos de metal se llama difusión. Por consiguiente, las zonas de unión que se forman también se llaman zonas de difusión. La resistencia de un punto de soldadura depende de su composición y de su volumen.

Para conseguir una soldadura correcta las superficies que forman la fisura deben estar limpias, sin óxido y pulidas. La unión soldada ha de ser paralela a las paredes y con una grieta<sup>3</sup> de 0,1 a 0,2 mm (fig. 3). Además, la superficie a soldar debe ser de un tamaño suficiente y se debe tener un fundente adecuado que proteja del oxígeno las piezas a unir<sup>21</sup>. Es indispensable conseguir un material de soldadura adecuado y una temperatura de trabajo que sea suficiente para toda la superficie de la pieza a soldar<sup>29</sup> (fig. 4). Para la soldadura con llama en trabajos dentales un quemador y la proporción de gas adecuada son muy importantes (figs. 5 y 6). La soldadura térmica es la técnica artesanal más difundida en cuanto a uniones dentales se refiere<sup>13</sup> y está dominada por el protésico dental experimentado.

Si se quieren respetar las normas EN DIN 29333<sup>4</sup> y cumplir por tanto los requisitos de la Ley alemana de productos médicos (Medizinproduktegesetz; abreviado MPG), la

# ESPECIAL

## CORONAS DOBLES



Fig. 3. Falsa posición de la llama: la mezcla del gas es demasiado fuerte y la llama prende antes el objeto.



Fig. 4. Posición correcta de la llama: la aleación para soldar la fisura.



Fig. 5. Los objetos grandes se tienen que calentar de manera uniforme. La elección del quemador aquí es importante.



Fig. 6. Boquilla y preparación equivocadas: todo se ve más.

soldadura dental no es la mejor opción. Esta norma DIN describe los requisitos de la soldadura dental<sup>4</sup> y se convierte en el obstáculo que el protésico dental tiene que tomar en los procesos de soldadura y en la estabilidad resultante de la misma.

No todo lo que se ha unido bajo el pretexto de ser un proceso de soldadura dental se puede considerar satisfactorio según esta norma. El autor duda seriamente que en la rutina normal del laboratorio haya una sola forma de proceder que se ajuste a las disposiciones de esta norma<sup>17</sup>.

El ancho de la fisura de 0,1 mm a 0,2 mm descrito en la norma y hacia el que a través de la fuerza capilar penetra el material de soldadura rara vez existe en la rutina del laboratorio.

Normalmente un puente no se corta no porque se quiera hacer hoy día una norma DIN sobre soldadura, sino porque la pieza posee una vida individual demasiado alta en el modelo maestro.

Después de cortar con un disco separador (los más finos son de 0,2 mm) la pieza se ajusta a la izquierda y a la derecha de la fisura. Precisamente este procedimiento hace que nuestra fisura de separación se modifique sin control. Y esto es lo que se quiere conseguir, puesto que en esta zona de unión se quieren compensar las diferencias. Nuestro objetivo es conseguir un puente que no oscile.

Al observar ahora la fisura de unión se comprueba que por varios motivos ha adoptado forma de cuña ligeramente desplazada. Precisamente de esta forma y no de otra se debe unir con la soldadura. Esto quiere decir, sin embargo, que este defecto cuneiforme que ya no encarna ninguna fisura capilar se rellena ahora con material de soldadura. Así, el protésico dental suelda desplazando el material de soldadura hasta rellenar el vacío de la fisura. Esto es más un proceso de modelado que una soldadura en sentido clásico. El fluir del material de soldadura sustituye a la sedimentación. De esta forma persiste siempre en el centro la propiedad del material de soldadura, puesto que la zona de difusión se genera sólo en la superficie de la pieza. Pero precisamente este cambio en la zona de difusión provee al material de soldadura de una mejora de sus características. Si se da una ruptura se puede estar seguro de que ésta ocurre en la soldadura. Una vez más el material de soldadura es el elemento más débil de la mezcla de materiales.

El material de soldadura se prepara a menudo con hoja de platino y otros materiales de alta fusión para la realización de otro tipo de correcciones. De esta manera y mediante rollos de soldadura se vuelve a dar forma por ejemplo a los bordes incorrectos. Cuando se llega al recubrimiento el protésico puede dar por finalizado el proceso.

Para el paciente esto se ve completamente de otra forma. A menudo, después de poco tiempo estos bordes son el foco de atención de la observación crítica. Los diversos metales y aleaciones en las uniones por soldadura influyen negativamente<sup>11</sup>. En caso de ausencia de un electrolito (por ejemplo humedad) los elementos galvánicos se forman como elemento local que pueden originar una fuerte corrosión<sup>1</sup>. La cavidad bucal es por tanto el lugar correcto. Al igual que un protésico no dejaría cementar una corona soldada en un punto de contacto o en el borde coronario dentro de la cavidad bucal, de la misma forma hay que tratar los pedidos de los clientes.

Las instituciones de separación de materiales nos confirman que las soldaduras dentales siguen teniendo una amplia difusión. Las cantidades de soldadura que se compran anualmente son constantes. Esta gran cantidad constante no está en proporción con las soldaduras calculadas. Por lo tanto, ¿dónde se encuentran las aleaciones más caras en la rama dental?

Para reducir el intervalo de fusión los materiales con puntos de fusión bajos, como el cadmio, cinc, níquel y cobre, se mezclan con la «aleación de soldadura». Las aleaciones de oro para soldar universales contienen el 75% de oro, del 12 al 18% de níquel y cinc<sup>16</sup>. La resistencia a la corrosión de estos materiales es dudosa y en muchos casos se terminan desprendiendo de la boca. Los iones de metal desprendidos se pueden depositar en los órganos (riñones, hígado, etc.) o provocar reacciones alérgicas (por ejemplo por el níquel) u otros daños físicos en los pacientes<sup>5</sup>. La corrosión de las partes soldadas de CoCr que ya llevan un tiempo de uso se puede apreciar fácilmente cuando tales partes se llevan a reparar en el laboratorio. Las zonas soldadas que al principio eran homogéneas y brillantes aparecen ahora deslucidas (a menudo incoloras) y poro-

sas, una prueba clara de corrosión<sup>24</sup>. Mientras no se tengan otras alternativas la soldadura térmica correcta es una técnica artesanal permitida por las disposiciones de la MPG.

Resumiendo se puede decir que las desventajas conocidas de la soldadura térmica no se pueden seguir aceptando. La exigencia de renunciar a este tipo de soldadura y ser así un poco más biocompatible se debe considerar en su conjunto. Para los altos estándares actuales de la odontología renunciar a estas soldaduras y eliminar esta tecnología es orientarse hacia el futuro. En un tiempo en el que la competitividad marca los servicios dentales, la calidad y la posibilidad de crear prótesis inofensivas biológicamente pueden conservar sus precios y su posición en el mercado.

El desarrollo de otras técnicas de unión, como la soldadura eléctrica, puede mostrar claras ventajas de cara al paciente. En comparación con la soldadura térmica, para la soldadura eléctrica no se necesita ninguna aleación de intervalo de fusión bajo (aditivo) para unir dos piezas. El material utilizado para la soldadura eléctrica tiene siempre la misma composición y el mismo color que la aleación a soldar. Por eso, rara vez hay componentes de la aleación con pequeños puntos de fusión que podrían corroerse y el lugar a soldar tiene una resistencia a la corrosión similar a la aleación de colado original<sup>2</sup>. El objetivo común de ambos métodos consiste en conseguir mezclar los átomos, ya sean los de las piezas a unir, ya los de los materiales añadidos, como aditivos o varillas de soldadura. El requisito común que hay que cumplir en todos los casos para todos estos métodos de unión (soldadura térmica y eléctrica) es una estabilidad de unión de al menos 350 MPa<sup>4,17</sup> (de conformidad con la norma DIN EN 29333). Además, la estructura metálica debe estar libre de macrodefectos, ser estable y resistente a la corrosión. En la literatura odontológica se discuten diversos métodos a la luz de los requisitos estipulados en la norma DIN con clara tendencia favorable a las técnicas de soldadura eléctrica<sup>30</sup>.

El láser se introdujo en la odontología en 1990. Los láseres dentales son aparatos con rayo láser pulsado<sup>10</sup>. La soldadura por puntos de precisión se realiza con todos los aparatos que pueden con transmisión de energía concentrar sobre la pieza sus parámetros de energía en un punto determinado<sup>23</sup> (fig. 7).

Los láseres dentales son aparatos de soldadura por rayos que actúan por impulsos cuya controlabilidad posibilita un destello con un diámetro enfocable de 0,2 a 2 mm y una duración diversa de 0,5 a 20 milisegundos<sup>28</sup>. A estos parámetros disponibles para cada impulso de fusión se oponen diversos factores. Al soldar con láser, un breve pero potente destello lleva cuantos a la superficie metálica para fundirla. Los cuantos estimulan a los átomos del metal hasta provocarles movimientos oscilantes y calentarlos; con la penetración del calor en la aleación se genera un rápido calentamiento de la superficie del metal<sup>8</sup> (fig. 8). Si mientras penetra la energía se sobrepasa el punto o el intervalo de fusión del material la concentración de calor provoca la fusión de un punto de la superficie tratada<sup>27</sup>. La fusión se puede reproducir de manera selectiva dependiendo de la intensidad, el tiempo y la superficie tratada. Junto al punto o intervalo de fusión del material se encuentra la conductividad térmica de un cuerpo sólido y la absorción de elementos importantes durante la soldadura dental. Por otro lado, lo que hay que do-

### Conclusión sobre la soldadura térmica

### Soldadura eléctrica

### Soldadura TIG pulsada

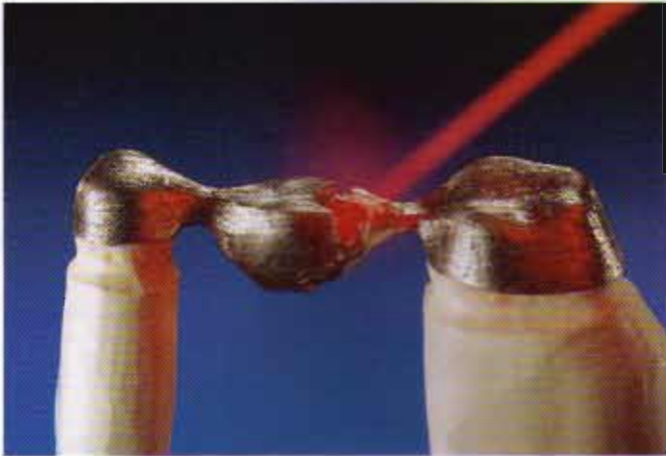


Fig. 7. En los lugares donde llega el rayo láser se funde el metal. La posición y el tiempo del impulso deben corresponder a la tarea que se está realizando.

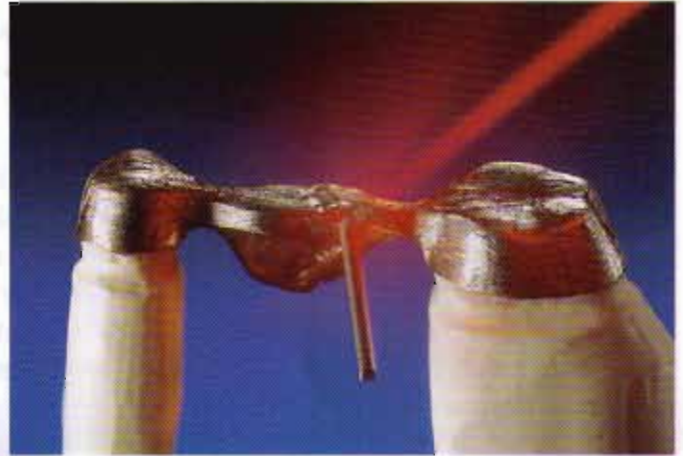


Fig. 8. Se puede añadir material del mismo tipo en cualquier momento. De este modo siempre se puede construir un núcleo y hacer así una soldadura láser lo gruesa que se quiera.

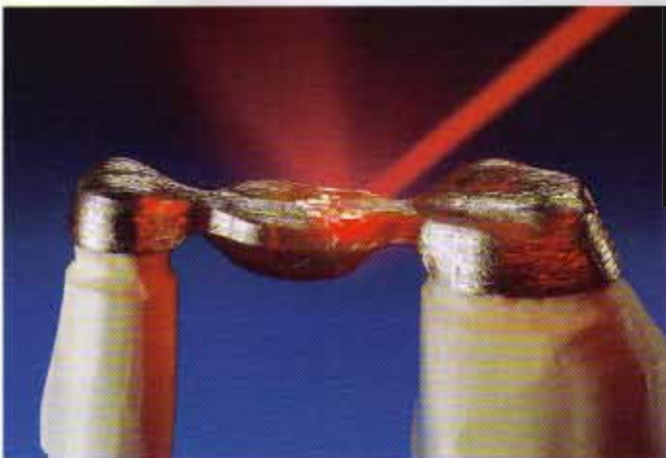


Fig. 9. Impulso a impulso de láser con metal líquido se puede prácticamente modelar. El número de los impulsos debe corresponder a la tarea que se está realizando. Básicamente, con menor potencia y más impulsos se respeta más el material que con menos impulsos y mayor energía.



Fig. 10. El Desktop Laser 3000 de la empresa Dentaaurum, en Ispringen.

minar con seguridad es la técnica. Después de la caída concentrada del rayo, la ausencia de energía y de la transmisión del calor provoca la solidificación y por tanto el endurecimiento del baño de fusión (fig. 9).

Los cuantos de un láser no deben penetrar muy dentro de la superficie del material metálico; por ejemplo, en la fusión del titanio se pierde cerca del 99,6% de la potencia luminosa propagada convertida en radiación reflejada dentro de la cámara de soldar<sup>9,15</sup>. Esto explica que cuando se suelda con rayo láser hay que generar casi un 100%



# ESPECIAL

## CORONAS DOBLES

más de potencia de lo necesario. La plata tiene una reflexión del 99,97% y por eso es muy difícil de soldar con láser<sup>18</sup>. El rayo láser genera una energía tan alta que permite soldar todos los metales dentales<sup>26</sup> (fig. 10).

El protésico dental que trabaja desde hace poco con un láser dental no tiene generalmente la técnica necesaria. Es por eso que muchos emplean sus conocimientos de la técnica de soldadura térmica para la soldadura láser. Esta última es una tecnología compleja para la que uno se debe plantear una buena formación de los empleados. Las dificultades que aún persisten en la soldadura láser deben llevar, junto con las plantas de separación y la industria, al desarrollo de aleaciones adecuadas para la soldadura láser y la integración de éstas en el mercado<sup>6,14,22</sup>.

Mediante la sintonización inteligente de la electrónica de alto rendimiento y la fiable y exacta mecánica de precisión se ha creado una soldadura por arco de plasma de alta calidad que, entre otros motivos, se caracteriza por sus mínimas dimensiones, su poco peso y su poco consumo de energía. Las excelentes características de encendido y soldadura abren un amplio espectro de aplicaciones para la realización de nuevas confecciones y reparaciones dentales. El primotec Phaser as1 (primotec, Bad Homburg) (fig. 11) es un aparato para soldar y fijar trabajos dentales<sup>30</sup>. Se puede emplear tanto para nuevas confecciones como para reparaciones de restauraciones metálicas<sup>20,25</sup>. Con él se pueden soldar todas las aleaciones dentales y todos los monometálicos (por ejemplo el titanio).

El aparato está provisto de un software especial. Este software de medición y control logra que se trabaje con parámetros energéticos permanentes y uniformes<sup>12</sup>. El contacto se realiza a través de un electrodo de wolframio que va hasta la pieza cerrando así un circuito eléctrico (fig. 12). Antes de empezar los impulsos la zona a soldar se inunda de argón inerte a través de una válvula magnética de gas y a través de un electrodo de wolframio se realiza la medición de la resistencia del objeto. A continuación se retrae automáticamente el electrodo de wolframio en la pieza de mano interrumpiendo la corriente de medida. Precisamente este impulso de interrupción por parte del software es el que conduce a la desconexión de la corriente de soldadura. La punta de wolframio se encuentra aproximadamente entre 4 a 5  $\mu\text{m}$  por encima de la superficie de la pieza, precalentada en el punto de contacto a través de la corriente de medición.

Mediante el precalentamiento de la superficie metálica los electrodos se suman en un estado mayor de movimiento y pueden admitir y conducir mejor la corriente. Esta distancia mínima entre el electrodo y la pieza es suficiente para crear sobre el argón un rayo de plasma que surja entre la pieza y la punta del electrodo (fig. 13). Mediante continuos movimientos hacia atrás de la pieza de mano la sonda se sigue retrayendo de la superficie de la pieza y el rayo de plasma se estira como un chicle. Los paráme-

*Conclusión sobre la soldadura eléctrica*

*Soldadura por arco de plasma*



Fig. 11. El as1 Phaser de la empresa primotec, Bad Homburg.

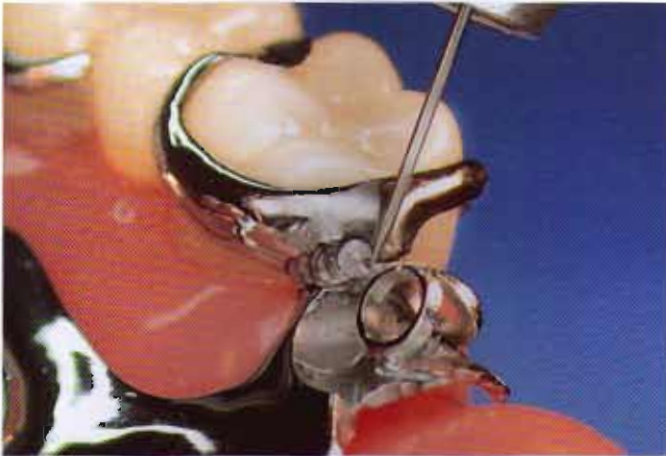


Fig. 12. Con la pieza de mano se puede trabajar y fijar sobre el modelo libremente.



Fig. 13. Añadir material del mismo tipo siempre es posible; se debe realizar bajo el directo control visual del protésico dental.



Fig. 14. Soldar hasta una profundidad de aproximadamente 1,3 mm se puede hacer sin problemas.

tros necesarios para el control son el tiempo y la potencia de la corriente de soldar. Facilitan al protésico dental el establecer rápidamente las potencias para soldar en las distintas aleaciones metálicas y espesores de las paredes. Del mismo modo, la profundidad aplicada sobre la pieza se puede manipular con el ángulo hacia la superficie de ésta, de modo que se puedan crear sin problemas distintas geometrías. Al contrario de lo que ocurre con otros sistemas la pieza de mano de primotec Phaser, que no se encuentra dentro de ninguna cámara de soldar, se puede utilizar libremente (fig. 14). Se puede trabajar con comodidad bajo el microscopio o una lámpara lupa asegurada con una cubierta protectora.

El trabajo libre sobre la mesa es una gran ventaja, tanto que es posible trabajar sin problemas bajo una cubierta protectora que atenúe la luz del rayo o con gafas de soldar.

### *Conclusión sobre la soldadura por arco de plasma*

Al igual que con la soldadura por láser, tras la adquisición de un Phaser no se obtienen de manera perfecta todas las uniones con metal. En teoría, esto es como tocar el piano: la música se obtiene cuando se pulsan las teclas correctas en el momento correcto. Pero al igual que ocurre con el piano, hay que practicar mucho para que el resultado pueda ser aceptable a los demás.

Como la soldadura por arco de plasma también presenta una tecnología compleja esta técnica se debe acompañar con una buena formación de los empleados.

### *Técnica de la soldadura: impulso de láser e impulso de plasma<sup>12</sup>*

Por lo general los trabajos de unión dental son necesarios cuando los objetos dentales no muestran un ajuste perfecto sobre el modelo maestro. Una cierta dinámica propia, como desplazarse o bascular, no se puede aceptar en los trabajos dentales. Por eso la construcción del armazón a menudo se divide y se vuelve a juntar. El problema princi-

pal a la hora de soldar es la formación de distorsiones. Generalmente éstas no se pueden evitar al soldar y representan un gran reto en la técnica de soldar. Se puede trabajar rápidamente y casi sin distorsiones utilizando pequeñas herramientas desarrolladas para este aparato de soldar (fig. 15). La posición de las distorsiones se puede controlar para hacerlas irrelevantes. La tarea principal de la soldadura es conservar la ordenación de ciertas geometrías en un modelo maestro y, tras soldar, no experimentar ningún cambio espacial de los objetos soldados (figs. 16 y 17). Como la distorsión se crea con la dilatación generada en la primera fase de calentamiento del metal todo material metálico se dilata mediante el calentamiento puntual de la pieza a soldar. En la segunda fase se reduce esta tensión de compresión gracias a la transición del intervalo de fusión, de la fase sólida a la líquida de la fusión. Después de pocos milisegundos la entrada de energía termina, ésta penetra por la dispersión del calor en la pieza a tratar (conductividad térmica del metal) por el enfriamiento de la masa fundida hasta su solidificación. Durante la solidificación los átomos en movimiento penetran en el entramado metálico y experimentan así una contracción de la masa fundida. Esta masa se contrae y la fuerza de unión de los átomos, que es muy grande, produce que los objetos separados vayan a su encuentro de manera descontrolada.

Como se suele trabajar generalmente hasta una profundidad que va al centro de una unión se genera una distorsión espacial hacia arriba y hacia dentro. La soldadura contralateral no puede compensar de manera controlada esta distorsión. Ya la primera carga de la contraparte desencadena otra de las propiedades de la pieza, pues a este punto no hay ninguna separación en la contraparte que pueda reaccionar libremente, sino una situación homogénea y estable que pueda demostrar una resistencia mucho mayor a la soldadura contralateral. Se debería desencadenar una contracción aproximadamente entre ocho y diez veces mayor para compensar esa distorsión en dirección contraria. Como este proceso no se puede reproducir las distorsiones se vuelven a formar de forma incontrolada. Y es este cambio espacial el que se debe impedir.

Para ello se ha creado una herramienta llamada «joker». Éste tiene su modelo en el tornillo de banco. Las dos piezas a soldar se fijan tan fuertemente la una a la otra que la fuerza de unión atómica de las masas fundida no se puede cambiar. De esta manera se contrae la masa fundida y lo hace en el centro de la soldadura, pues en ese momento es la zona más caliente y fácil de moldear (figs. 18 y 19). Después de enfriarse se puede determinar que el punto de soldadura se ha hundido hacia dentro y ha surgido la contracción. No se puede evitar esta contracción, pero existe la posibilidad de minimizarla sin dañar el trabajo. Está claro que un tornillo de banco no puede compensar una mala preparación. Cada fisura situada entre las dos partes que han de unirse es desfavorable. Si después de cortar se ha realizado la asignación espacial de los objetos sobre el modelo maestro el protésico dental verá a menudo un efecto con forma de cuña, pues la fisura cambia de lugar después del corte. De esta manera la tarea de soldar consiste no sólo en unir dos piezas, sino en compensar los espacios huecos con aditivo. Esta técnica de soldadura es más larga y difícil de realizar que si se chocan dos piezas y se fusionan por el borde circular. Al igual que para la soldadura por microimpulsos se generan los impulsos de uno a uno, las zonas circundantes que no se han fusionado, las áreas, son las que pueden mantener la distancia espacial de las piezas separadas. En el caso de haber aire entre ambos objetos, la fusión, que se encoge al calentar los bor-



Fig. 15. El tornillo de banco dental «joker» (primotec).



Fig. 16. Con el joker se controlan las distorsiones. No se pueden evitar, pero se hacen manejables. El colado sobre el modelo es más estable contra las distorsiones soldando los puntos finales.



Fig. 17. El joker cierra el círculo con el arco. El anillo tiene la mayor fuerza de resistencia contra las distorsiones.



Fig. 18. Se comienza a soldar con el modelo fijo. Sólo cuando el colado siente a la perfección sobre el modelo se puede soldar correctamente.

Fig. 19. La soldadura de aleaciones de metales no preciosos se respalda con sustancias para soldar. El material autocollado contiene demasiado carbono. La soldadura se endurece demasiado con el carbono y la hace demasiado frágil, la zona para soldar estaría demasiado dura y se podría romper como una galleta.



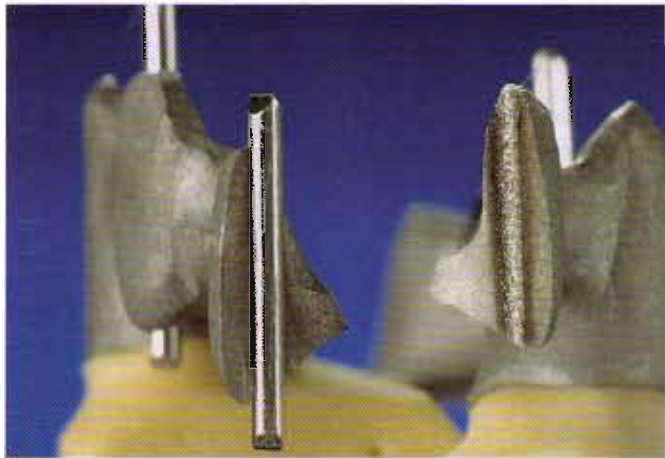


Fig. 20. Las fisuras se compensan con un taladro de interbloqueo. Este taladro puentea la fisura pasando con precisión un alambre.

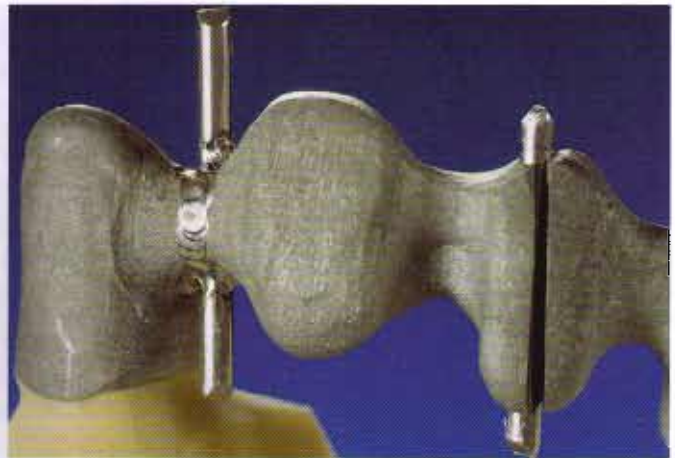


Fig. 21. Al soldar puede que las piezas no se junten ya que el alambre genera distancia entre ellas.

des de la pieza, no puede ejercer una presión de separación durante la fase de calentamiento, puesto que tal presión se pierde en ese espacio de aire. Sin embargo, la contracción junta de forma descontrolada ambas piezas.

En los trabajos de soldadura se intentan puentear las fisuras con relativamente demasiado material líquido, se crean fuerzas tan potentes que es inevitable una distorsión espacial. Para la técnica de soldar es especialmente importante conseguir una situación de contacto que no se funda con una carga, con el fin de evitar el desplazamiento de los objetos. Esto se puede conseguir mediante la costosa soldadura de cada una de las superficies de unión que luego deberán pulirse y que deben tocar sin presión un punto de contacto en el modelo. Sólo la preparación es costosa y muestra que en la técnica de soldar hay que dominar las normas de las distorsiones y de la contracción. Un proceso de trabajo considerablemente más sencillo y fácil de reproducir para el protésico dental es el de, después de separar con una fresa paralela de tallado cruzado de diámetro de 1 mm, llevar un canal aproximal con ayuda de la interfaz (figs. 20 y 21). Este taladro de precisión permite al protésico dental introducir finalmente un alambre y llenar así la distancia con una pieza intermedia a modo de ajuste perfecto entre los dos objetos a soldar. Las secciones transversales hasta 1,5 mm son adecuadas y ofrecen al protésico dental el máximo ajuste en la preparación del trabajo y con un esfuerzo mínimo. Con la unión de este ajuste de inserción se realizan cuatro soldaduras intercaladas, hasta un cuarto respectivamente, en la sección del alambre y así la inserción consigue un bloqueo sin tensión. Entre las piezas bloqueadas por la inserción, la división del punto de soldadura se puede realizar en diversas zonas. Se lleva a cabo una soldadura adicional de las uniones añadiendo alambre del mismo material. En este primer contacto se trata de fijar soldando sin penetrar. Después de realizar de esa manera la fijación circular de los bordes se lleva a cabo una soldadura considerablemente más fuerte y profunda entre los puntos de fijación añadiendo aditivo de soldadura. Debido a que las diversas piezas del puente están unidas por la fijación, este aditivo no provoca ninguna distorsión que junte ambas piezas del puente, puesto que los bloqueos son mayores que las fuerzas que nacen de la contracción. La fusión de metal se coloca ahora

con una alta potencia energética entre las cargas de fijación, se desplaza a la fuerza hacia la posición para que se contraiga. No se puede evitar la contracción, pero sí se pueden controlar y evitar cambios en las dos piezas a soldar. El punto de soldadura cóncavo sólo se genera en el fondo, que se puede rellenar añadiendo material en cualquier momento y volviendo a reconstruir con material de recubrimiento la forma anatómica original de la zona a soldar. Todas las técnicas de unión se preparan igual tanto para el aparato soldador de microimpulsos de plasma como para la técnica de soldadura láser. El control de la máquina es distinto, pero no el resultado.

## Conclusión

Los fundamentos de la odontología consisten en dominar las fuerzas que influyen en esta técnica de unión. La mezcla de las diferentes fuerzas, como la fuerza separadora, la tensión de urdimbre, las fuerzas de torsión, las cargas de tracción o también los esfuerzos de compresión, influye en la prótesis y generalmente se altera en tales puntos de unión.

Precisamente en estas regiones, donde se convierten las fuerzas de compresión y de tracción, se introducen a menudo las tecnologías de unión. Con una buena formación, los ajustes y la técnica correcta se puede trabajar perfectamente con cualquier sistema de soldadura. Los valores reproducibles que no persiguen la casualidad no sólo se exigen a través de la MPG en la fabricación de prótesis, sino que diferencian la artesanía «made in Germany» de algunas chapuzas provenientes de «países de sueldos baratos». Si están bien los conocimientos técnicos y la ejecución, está bien el precio.

## Bibliografía

1. Angelini E, Pezzoli M, Rosalbino F, Zucchi F. Influence of corrosion on brazed joints strength. *J Dent* 1991;19:56-61.
2. Burstone CJ. Welding of TMA wire – clinical applications; *JCO* 21, 609-219 (1987).
3. Dielert E, Kassenbacher A. Lötungen, Mikroplasma- und Laserstrahlschweißungen an Dentallegerungen; *Dtsch Zahnärztl Z* 1987;42:647-653.
4. DIN Deutsches Institut für Normung e. V. DIN-Taschenbuch 267, Zahnheilkunde: Werkstoffe Normen und Gesetze, Richtlinien.
5. Dobberstein H, Dobberstein H. Laserschweißen von CoCr-Legierungen. *Zahntechnik* 1988; 29:117-120.
6. Donovan MT, Jin-Jong Lin J, Brantley WA, Conover JP. Weldability of beta titanium arch wires. *Am J Orthod* 1984;85: 207-216.
7. Eichner K, Kappert HF. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 1. Heidelberg: Hüthig, 1996.
8. Eshleman JR, Svitzer JR, Moon PC. Heat treatment of laser-welded gold alloys. *J Prosthet Dent* 1976;36:655-659.
9. Geis-Gerstorfer J, Weber H, Simonis A, Eckhardt M, Haselberger D: Zugfestigkeit von plasma- und lasergeschweißtem gegossenem Titan. *Dtsch Zahnärztl Z* 1990;45:545-547.
10. Gordon TE, Smith DL: Laser welding of prostheses – an initial report. *J Pros Dent* 1970;24:472-476.
11. Gustavsen F, Berge M, Hegdahl T. Flexural strength of a high-temperature soldered cobalt-chromium alloy. *J Prosthet Dent* 1989;61:568-571.
12. Hopp M, Mosch J, Hoffmann A. Metallische Fügeverfahren – eine Übersicht. *Dent Dialogue* 2004;5:40-50.
13. Hruska AR, Borelli P. Quality criteria for pure titanium casting, laboratory soldering, intraoral welding and a device to aid in making uncontaminated castings. *J Prosthet Dent* 1991;66:561-565.
14. Hruska AR, Zappe W. Intraorales Schweißen von Reintitan. *Quintessenz* 1988;39:35-48.
15. Jempt T, Bergendal B, Arvidsson K et al. Laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous maxilla: a 2-year prospective multicenter study. *Int J Proth* 1998;11:551-557.

16. Kassenbacher A, Dielert E. Werkstoffprüfung an laserstrahlgewweißten bzw. gelöteten Gold- und CoCrMo-Dentallegierungen. Dtsch Zahnärztl Z 1988;43:400-403.
17. Ludwig K. Lexikon der Zahnmedizinischen Werkstoffkunde. Berlin: Quintessenz, 2004.
18. NaBadalung DP, Nicholls JI. Laser welding of a cobalt-chromium removable partial denture alloy. J Prosthet Dent 1998;79:285-290.
19. Preston JD, Reisbick MH. Laser Fusion of selected casting alloys. J Dent Res 1975;54:232-238.
20. Roggensack M, Walter MH, Böning KW. Studies on laser- and plasma-welded titanium. Dent Mater 1993;9:104-107.
21. Sloan RM, Reisbick MH, Preston JD. Post-ceramic soldering of various alloys. Prosthet Dent 1982;48:686-689.
22. Smith DL, Burnett AP, Gordon TE. Laser welding of gold alloys. J Dent Res 1972;51:161-167.
23. Sjögren G, Andersson M, Bergman M. Laser welding of titanium in dentistry. Acta Odontol Scand 1988;46:247-253.
24. Staffanou RS, Radke RA, Jendresen MD. Strength properties of soldered joints from various ceramic-metal combinations. J Prosthet Dent 1980;43:31-39.
25. Taylor JC, Hondrum SO, Prasad A, Broderson C. Effects of joint configuration for the arc welding of cast Ti6Al4V alloy rods in argon. J Prosthet Dent 1998;79:291-297.
26. Van Benthem H, Vahl J. Untersuchungen zur ZerreiBfestigkeit lasergeschweißter Dentallegierungen. Dtsch Zahnärztl Z 1978;33:262-266.
27. van Benthem H, Vahl J. Zum Korrosionsverhalten lasergeschweißter Dentallegierungen (3. Mitteilung). Dtsch Zahnärztl Z 1988;43:569-574.
28. Wang RR, Welsch GE. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding, and infrared brazing. J Prosthet Dent 1995;74:521-530.
29. Wiskott HWA, Macheret F, Bussy F, Belser UC. Mechanical and elemental characterization of solder joints and welds using a gold-palladium alloy. J Prosthet Dent 1997;61:607-616.
30. Zukunft D. Über einige werkstoffkundliche Untersuchungen zum WIGSchweißverfahren an Modellgußlegierungen. Zahntechnik 1980;21:148-150.

ZTM Andreas Hoffmann.  
Dentales Service Zentrum GmbH & Co. KG.  
Ludwig-Erhard-Strasse 7b, 37434 Gieboldehausen, Alemania.  
Correo electrónico: info@1DSZ.de

Correspondencia