

¿Es necesario la remoción preventiva de las restauraciones de amalgama antigua en boca? Fundamentos en su composición y manipulación (I)

Is necessary the remotion of old amalgam restorations? Behaviour and components (I)

Moradas Estrada M*

RESUMEN

La amalgama dental es un material de restauración muy utilizado en odontología para obturar dientes afectados con caries o que se hayan visto sometidos a un traumatismo, entre otras indicaciones. Posibilitando una restauración que cumple los criterios de función, estética y no iatrogenia. En este trabajo discutiremos la evolución de éste material a lo largo de su historia, tipos de amalgama en función a su composición y como esto influye sobre las propiedades del material y su manipulación, determinando así sus ventajas indiscutibles y posibles desventajas ante ciertos tipos de tratamiento. Haciendo especial énfasis en la problemática y evidencia contrastada o no sobre la toxicidad del mercurio que porta la amalgama, así como la legislación actual.

PALABRAS CLAVE: Materiales restauradores, amalgama, mercurio, citotoxicidad, corrosión, amalgama FDA, amalgama ADA

SUMMARY

Dental amalgam is a restorative material widely used in dentistry to seal teeth affected with caries or that have been subjected to trauma, among other indications. Allowing a restoration that meets the criteria of function, aesthetics and non iatrogeny. In this work we will discuss the evolution of this material throughout its history, types of amalgam depending on its composition and how this influences the properties of the material and its manipulation, thus determining its undeniable advantages and possible disadvantages to certain types of treatment . With special emphasis on the problematic and proven evidence or not on mercury toxicity carried by amalgam as well as current legislation.

KEY WORDS: Restorative materials, amalgam, mercury, cytotoxicity, passivation, corrosion, amalgam lobby, FDA amalgam, ADA AMALGAM.

Fecha de recepción: 13 de marzo de 2017.

Fecha de aceptación: 13 de junio de 2017.

Moradas Estrada M. *¿Es necesario la remoción preventiva de las restauraciones de amalgama antigua en boca? Fundamentos en su composición y manipulación (I)*. 2018; 34 (1): 25-35.

* Profesor Asociado. Servicio de Odontología Conservadora de la Clínica Universitaria de la Universidad de Oviedo. Servicio de Odontología Conservadora y Materiales Odontológico. Dpto de Cirugía y Especialidades Médico Quirúrgicas de la Universidad de Oviedo

MATERIAL y METODO

Se ha realizado una revisión bibliográfica descriptiva de la evidencia aportada en artículos indexados y otras fuentes bibliográficas, como libros, tesis u otros. Se realizó, una búsqueda en la base de datos online MEDLINE, obteniendo un total de 105 resultados. Éstos se analizaron y tras comprobar si cumplían o no los criterios de inclusión/exclusión de éste trabajo, finalmente fueron 50 los artículos utilizados de los cuales: 20 de revisión bibliográfica, 10 estudios observacionales, 5 estudios de casos y controles, 8 estudios longitudinales y 7 informes legislativos oficiales. Todos ellos con fecha de publicación de 2010 a 2017.

1. INTRODUCCION

(1, 3, 6) Se da el nombre de amalgama a la aleación plástica que resulta de disolver una serie de metales con un exceso de mercurio. En odontología a la mezcla o trituración de polvos metálicos ricos en plata (Ag), estaño (Sn) y a veces cobre (Cu) en diferentes concentraciones, con mercurio (Hg) se denomina amalgama dental. Esta combinación origina un compuesto construido por una matriz que contiene las fases resultantes de la reacción y un porcentaje variable de aleación original no reaccionada.

(1, 2) Numerosos estudios clínicos han aportado datos sobre el rendimiento, la longevidad y las causas de los posibles fallos en las restauraciones dentales. En general, se considera que este tipo de tratamiento rehabilitador es muy tolerante otorgando un excelente resultado siempre y cuando se preste un especial cuidado a los criterios para su elección y manipulación. (4,5) La violación de estos principios fundamentales conlleva la fractura y el fracaso del material, además de filtración que genera hipersensibilidad postoperatoria. Como desventajas conocidas destaca su estética dudosa, su incapacidad adhesiva y la corrosión marginal y consecuente deterioro que sufre. (7, 8, 9) Por estos motivos y ante la presencia de mercurio en su estructura, en la actualidad se ha cuestionado su uso,

aunque (salvo problemas medioambientales circunscritos en ambientes específicos, véase temperaturas de agua excesivamente frías) (10) no hay por el momento una verdadera causa sanitaria evidenciada en la literatura que aconseje dejar de usar el material o de sustituirlo en la cavidad bucal sin requerimiento clínico, con la excusa de evitar o prevenir alteraciones en la salud de los pacientes. (11, 12)

1.2 CONTROVERSIA HISTÓRICA SOBRE EL USO O NO DE LA AMALGAMA DENTAL:

(10, 11, 12) Los primeros datos sobre el uso de una pasta de plata con contenido de mercurio provienen del siglo VII, en Asia. Las restauraciones dentales de amalgama aparecen a finales del siglo XVII, se utilizaba polvo de bismuto – estaño mezclado con mercurio y después colocado en las cavidades en un estado de fundición, aproximadamente a 100°C. Tiempo después la cantidad de mercurio fue aumentada para permitir la colocación a temperatura ambiente. A partir del siglo XIX, más exactamente en 1819, Bell creó una amalgama como material de obturación dental, la cual se generalizó en Europa a principios de 1826, y en 1830 se comenzó a exportar a Norteamérica. En 1840, se funda la American Society of Dental Surgeons (ASDS), la cual, plantea ciertos efectos adversos en la salud de los pacientes con obturaciones de amalgamas, en 1845 prohíbe a sus miembros su uso. En esa época el uso de amalgamas dentales en pacientes fue considerado como ‘no ético’, la amalgama fue desacreditada y se sustituyó por la realización de cavidades de oro cohesivo. A partir de ese momento se genera una serie de expulsiones de aquella sociedad científica, de aquellos odontólogos que siguieron usando la amalgama y fueron acusados de mala praxis. En Norteamérica, poco después (1859), surge la Asociación Dental Americana (ADA) ésta entre sus principios hace una defensa del uso de la amalgama como un material de obturación dental seguro. En 1860 se añade estaño a la clásica fórmula de la amalgama para la mejora de las propiedades de reducción de expansión, que anteriormente generaba

un elevado porcentaje de fractura en dientes obturados. Posteriormente, entre 1895 y 1916, se producen modificaciones en la mezcla de los metales que contiene la amalgama con el pronóstico de mejorar los resultados en el control de las propiedades de expansión/contracción. Se crea una aleación de amalgama neutral en la cristalización y resistente a la corrosión. Fue durante este período cuando el doctor Black fomenta su técnica para la preparación de cavidades en los dientes como base y condición indispensable para el éxito de la obturación, citando la necesidad de realizar una cavidad con paredes retentivas, lo cual se conseguía mediante la orientación de las paredes vestibular y lingual convergentes hacia la cara oclusal. Posteriormente, siguen apareciendo nuevos estudios que aportan luz sobre los beneficios e indicaciones (algunas únicas) que tiene este material de restauración.

1.3 COMPOSICIÓN:

(13, 41) Actualmente, la composición de la amalgama está sometida a una normalización exhaustiva. La revisión de la especificación n° 1 de la Asociación Dental Americana (ADA) y la norma de la Organización Internacional para la estandarización establecen que la aleación debe estar compuesta mayoritariamente por plata y estaño, ampliamente demostrado su biocompatibilidad local y general, permitiendo incorporar otros elementos en cantidades menores, debiendo acompañarse de estudios clínicos que así lo contrasten por parte del fabricante, lo que garantice su seguridad de uso en la cavidad oral.

(12, 13, 14, 25) Composición de la aleación metálica del polvo:

PLATA: es el elemento principal y representa aproximadamente los 2/3 del contenido del polvo y no debe ser inferior al 40% en peso. Proporciona resistencia y disminuye el creep. Las amalgamas con un contenido superior al 70% en Ag fraguan más rápidamente, con una expansión excesiva, y disminuyen la plasticidad y la manipulación clínica. Sin embargo, la

microestructura se satura menos en Sn y parece mejorar la ductilidad de la aleación. Si el contenido en Ag desciende por debajo del 42%, existe riesgo de presencia de mercurio libre en la aleación y ésta se vuelve más frágil.

ESTAÑO: no debe superar el 32% en peso. Ayuda a la amalgamación y modera la expansión. Si supera el 29% en peso, puede producir una marcada contracción de la masa final, una tendencia a prolongar el período de fraguado, una reducción de la resistencia y aumento de la presión de vapor de los compuestos con mercurio en los productos de reacción.

COBRE: no debe superar el 30% en peso. En concentraciones no superiores al 5% mejora la dureza, la resistencia y las características de fraguado de la amalgama. En grandes proporciones contra la expansión o contracción de la aleación y posee propiedades antisépticas. Hasta el año 1960, todas las aleaciones comerciales contenían menos del 5% en peso de este elemento y se denominaban aleaciones tradicionales, convencionales o de fases Sn – Hg conocidas como gamma 2, propensas a la corrosión y responsables de la debilidad u pobre comportamiento clínico de las restauraciones. Cantidades de Cu superiores al 6% originan aleaciones de alto contenido en disminuir el contenido de estaño o de plata en la aleación. El objetivo final es hacer disminuir o desaparecer la fase gamma 2, a expensas de originar la formación de fases ricas en cobre. Sin embargo, estas fases terminan por presentar igualmente fenómenos de corrosión.

CINCO: su concentración en aleación no suele ni debe superar los 0.01% en peso. Se añade al lingote para capturar óxidos y otras impurezas a la vez que se obtiene una aleación más limpia y menos frágil. La presencia de este elemento mejora el creep, la resistencia a la fatiga y a la fractura marginal. La amalgama se vuelve más plástica, menos porosa, menos corrosiva y con mejores cualidades de tallado. La asociación de este elemen-

to con aleaciones de bajo contenido en cobre origina fenómenos de expansión retardada en contacto con humedad. Sin embargo, tal circunstancia no se da en aleaciones con altos contenidos en cobre, donde parece contribuir a un aumento en la supervivencia de las restauraciones.

ORO Y PLATINO: Estos elementos se introducen (en cantidades no superiores al 1%) en un intento por mejorar la resistencia a la corrosión. Al parecer, mejoran la resistencia mecánica en especial el creep. Sin embargo, a largo plazo, no parece que conduzcan a un mejor comportamiento clínico.

FLUOR: se ha introducido en un intento por reducir la incidencia de caries alrededor de las restauraciones de amalgama. Se añaden a las amalgamas en forma de CuF_3 e InF_3 en cantidades situadas en torno al 5% en peso. Sin embargo, muestran cierta incapacidad para la liberación sostenida de flúor acompañada de una marcada disminución de la resistencia a la corrosión. En tales amalgamas suelen incluirse pequeñas cantidades de molibdeno, ya que potencian el efecto del F, a la vez que muestran una marcada acción antibacteriana.

MERCURIO: ciertas aleaciones, especialmente las de origen europeo incorporan en el polvo un 3% en peso de este elemento, constituyendo las aleaciones preamalgamadas. Se justifica su uso para lograr una amalgamación final de Hg. Sin embargo, no parecen obtenerse mejoras en la dureza o en la resistencia compresiva de las aleaciones.

(12, 13, 25, 27, 28) Composición de la aleación metálica del líquido:

El mercurio tiene un punto de fusión de -37.87°C y es el único metal líquido a temperatura ambiente. Tiene muy baja presión de vapor, se volatiliza con facilidad y sus vapores son tóxicos. Por su elevada tensión superficial se desparrama en forma de glóbulos esféricos. Se contamina fácilmente

con los sulfuros ambientales, reduciendo rápidamente su combinación con la plata. El mercurio debe cumplir la especificación ISO 24234, en la que se señala que debe estar visiblemente exento de contaminación por aceite, agua o materias extrañas y debe presentar una superficie brillante, especular y sin formar espuma en aire. En la superficie de los envases que lo contienen deben figurar palabras de aviso, símbolos y declaraciones de peligro por manipulación indebida.

1.4 FASES METALÚRGICAS DE LAS AMALGAMAS DENTALES:

(24) Las reacciones de fraguado de las aleaciones con el mercurio se describen a través de las fases metalúrgicas que intervienen. Estas fases se nombran como letras griegas que se corresponden con los símbolos hallados en el diagrama de fase (constitución) de cada sistema de aleación.

Aleaciones peritéticas:

(24, 26) La limitada solubilidad de sólidos de dos metales puede dar lugar a una transformación peritética. El sistema plata – estaño, que es la base de las aleaciones dentales para amalgamas, es un sistema peritético. La reacción peritética es una reacción invariable que se da con una composición y una temperatura determinadas. La reacción se puede representar del siguiente modo:

Sistema plata – estaño:

(27, 28) En la figura se muestra un diagrama de la fase de equilibrio del sistema de aleación de plata y estaño. Como la plata y el estaño forman la parte principal de las aleaciones para amalgama, las relaciones de fase representadas en el diagrama se encuentran en muchas aleaciones para amalgama.

(28, 29, 35) Las aleaciones con poco cobre presentan un límite reducido de composiciones. Las líneas ABCDE limitan dichas regiones: en el punto C se ubica el compuesto intermetálico Ag_3Sn , o fase γ , que se forma por la reacción peritética a partir del líquido más el área B superior. La fase B más

rica en plata es semejante desde el punto de vista cristalográfico.

Efecto de las fases Ag – Sn en las propiedades de la amalgama:

(30, 31) En el ámbito de las composiciones alrededor de la fase γ , los incrementos o disminuciones de plata afectan a la magnitud de las fases β y γ , así como a las propiedades de la amalgama. Casi todas las aleaciones disponibles en el mercado se ubican en el ámbito limitado de composición desde B a C, y no se encuentran con exactitud en la composición peritética. Por ser el efecto de estas fases un tanto evidente, el control de éste es esencial si se quiere producir una aleación con calidad uniforme. Si la concentración de estaño supera el 26.8% en peso, se forma una mezcla de fase γ y otra de fase rica en estaño. La presencia de la fase de estaño incrementa la magnitud de la fase rica en estaño – mercurio que se produce cuando se mezcla la aleación. La fase estaño – mercurio carece de resistencia a la corrosión y es el componente más débil de la amalgama dental. Sin embargo, la amalgama de aleaciones ricas en estaño exhibe una expansión menor que las aleaciones ricas en plata. Las aleaciones de plata y estaño son quebradizas y difíciles de triturar de manera uniforme, a menos que se sustituya una pequeña cantidad de plata por cobre. (32) Esta sustitución atómica se limita al 4 – 5% en peso, por encima de esta cantidad se formará Cu_3Sn . Debido a la baja solubilidad del cobre, a mayor contenido de éste la aleación de plata y estaño será más dura y resistente. El uso de zinc en la aleación de amalgama es un motivo de controversia. Dicho elemento rara vez se presenta en una aleación en cantidades mayores al 1% en peso. Las aleaciones sin zinc son más quebradizas y la amalgama resultante es menos plástica durante la fase de fusión, ya que se une con oxígeno y evita así la formación de óxidos. (33, 34, 35, 37) El zinc surte ciertos beneficios en relación con la corrosión temprana y la integridad marginal, tal y como se muestra en los estudios clínicos. (36) Desafortunadamente, el zinc, incluso en cantidades pequeñas produce una expansión anormal de la amalgama a lo largo del tiempo como consecuencia de la incorporación de

agua durante la condensación de la misma.

3. PROPIEDADES

(38) Las propiedades de la amalgama de plata van a depender en parte de la composición, la microestructura y la manipulación del material. La especificación ISO24234 señala una serie de requerimientos mínimos en el material, como son: creep máximo de 2%, cambio dimensional entre -0,10 a +0.20 y resistencia mínima de 80 MPa (1h) y 300 MPa (24h)

3.1 VISCOSIDAD:

La alta viscosidad que presenta el material previo fraguado hace posible su condensación en el interior de la cavidad, lo que permite la relación de un buen punto de contacto interproximal, sin embargo, esta propiedad favorece la filtración marginal inicial que presentan estas restauraciones si no se coloca un material de interfase.

3.2 BIOMECÁNICA:

(37, 40, 41, 42) De todas las propiedades que presenta el material, la resistencia compresiva es la que resulta más favorable. Aun así siempre se comporta como un material frágil, por tanto, la aplicación de una fuerza excesiva puede originar fractura en el material. Las aleaciones de alto contenido en cobre y composición única son las que brindan un mejor comportamiento mecánico, mientras que las aleaciones de bajo contenido en cobre ofrecen el peor. Una resistencia compresiva precoz elevada permite un mejor servicio desde las fases iniciales de la colocación del material. Así mismo, la resistencia está muy influida por su carácter viscoelástico; así cuanto mayor es la velocidad de carga mayor resulta la resistencia a la compresión. Tal circunstancia condiciona el diseño de las cavidades sobre las que debe asentarse el material. Sin embargo, unas fuerzas excesivas que actúen bruscamente pueden fracturar la restauración. (43, 44) Todas las aleaciones muestran baja resistencia

traccional, lo que supone situar la restauración sobre bases resistentes para evitar la fractura transversal. Incrementos en el contenido de plata en el polvo determinan que las amalgamas de este tipo alcanzan una mayor resistencia temprana, pero se acompañan de una marcada expansión que puede incluso llegar a ser inaceptable.

(45) Todos los tipos de aleaciones muestran comportamiento viscoelástico o creep bajo carga estática pero de todas ellas, las aleaciones de alto contenido en cobre y composición única son las que exhiben calores más bajos de creep, situados entre 0.05 – 0.09 % o incluso menos. El incremento en el contenido de estaño puede originar altos calores de creep, alta propensión a la tinción y corrosión, menor dureza y resistencia y una marcada contracción. Al parecer hay una clara relación entre los bajos valores de creep y los altos valores de resistencia compresiva a los 7 días; bajo nivel de fractura marginal y gran rendimiento clínico. Sin embargo, la presencia de la fase gamma 2 y de altos valores de creep originan aleaciones más frágiles (menos dúctiles y que se disipan menos las tensiones de las zonas sometidas a carga)

3.3 CAMBIOS DIMENSIONALES:

Las modernas aleaciones de alto contenido en cobre, a diferencia de las antiguas, experimentan en los comienzos del fraguado cambios dimensionales negativos. La disolución del mercurio y la presencia de amalgamación mecánica han contribuido a esta circunstancia. No obstante, a partir de las 24 h la contracción parece estabilizarse. La contaminación con humedad durante la trituración o condensación de aleaciones con bajo contenido en cobre con zinc origina una expansión exagerada. Sin embargo, tal circunstancia no parece darse en aleaciones de alto contenido en cobre con zinc. Aunque esta propiedad se relaciona mal con otras propiedades mecánicas, sí que puede establecerse una relación con el contenido final de mercurio en la masa fraguada. Hoy en día tiende a admitirse cierto efecto beneficioso de una moderada ex-

pansión final de la masa fraguada.

3.4 CORROSIÓN:

(15, 21, 23) Representa la interacción del material con el medio ambiente que le rodea. En las aleaciones de bajo contenido en cobre, la corrosión principal tiene lugar en la fase gamma 2 (Sn7 – 8Hg), mientras que las fases gamma y gamma 1 son muy resistentes a la corrosión. El mercurio liberado puede reaccionar nuevamente con la fase gamma de la restauración. Las aleaciones de alto contenido en cobre están sujetas igualmente a corrosión, aunque este proceso tiene lugar a más largo plazo. En estos casos la fase n (Cu6Sn5) es la menos resistente. Este proceso de corrosión debilita la estructura y favorece el acumulo de placa bacteriana en su superficie, pero también tiene un efecto beneficioso. Los productos de corrosión se acumulan en la interfase, produciendo un sellado de ésta manera muy estable, lo que condiciona el buen resultado clínico que tiene la amalgama de plata en cuando a la filtración marginal, presentación de caries marginales y fracaso de la restauración.

4. TIPOS DE ALEACIONES

(25, 26, 10) 4.1 ALEACIONES CON ALTO CONTENIDO EN COBRE

En comparación con las amalgamas tradicionales con bajo contenido en cobre son los materiales de elección debido a sus mejores propiedades mecánicas, sus características de corrosión, la mayor integridad marginal y el mejor resultado clínico mostrado en los estudios clínicos. Hay disponibles dos tipos diferentes de polvos de aleación ricos en cobre: el polvo de aleación mixta y una aleación de composición única. Ambos contienen más del 6% en peso de cobre.

4.2 ALEACIONES MEZCLADAS

(1, 3, 15, 25) En 1963 Innes y Youdelis agregaron partículas de plata y cobre (71%

en peso de plata y 28.1% en peso de cobre) a las partículas para amalgama cortada en torno y con bajo contenido en cobre. Estas aleaciones se denominan a menudo aleaciones mixtas debido a que el polvo final de la mezcla es una combinación de, por lo menos, dos clases de partículas. La amalgama producida con estos polvos es más resistente que la elaborada con polvo con bajo contenido en cobre y cortado a torno, debido al aumento de las partículas residuales de la aleación y a la consiguiente reducción de la matriz, en vez de ser explicado por el mecanismo originalmente sugerido de reforzamiento por dispersión. Se sabe que los materiales compuestos (los que constan de una matriz y un relleno) se refuerzan con la incorporación de rellenos fuertes. Las partículas de plata y cobre así como las de plata – estaño probablemente como rellenos de refuerzo para la matriz de amalgama. (31) Diversas investigaciones clínicas han demostrado que las restauraciones elaboradas con este prototipo de amalgama mixta eran superiores en términos clínicos a las restauraciones de amalgama con bajo contenido en cobre, cuando se evaluó su resistencia al deterioro marginal. Más adelante se analizan las características atribuidas para que la aleación presente un mejor rendimiento clínico.

Los polvos de aleación mixta contienen, por lo menos, del 30 – 55% en peso de polvo esférico rico en cobre. EL contenido de cobre en las aleaciones mixtas varía del 9 – 20 % en peso. Las fases presentes en las amalgamas varían dependiendo de su composición. (32, 33) En las aleaciones de plata y cobre se pueden presentar dos fases, una rica en plata y otra abundante en cobre, con estructuras cristalinas puras de plata y cobre, respectivamente. Cada fase contiene una pequeña cantidad del otro elemento. En el polvo atomizado (que se enfría con rapidez), la combinación eutéctica de dos fases constituyen laminitas muy delgadas. Las composiciones en cualquier lado del eutéctico dan lugar a granos relativamente grandes de fase rica en cobre u otra abundante en plata entre la mezcla eutéctica.

4.3 ALEACIONES DE COMPOSICIÓN ÚNICA

(6) El éxito de las amalgamas mixtas ha motivado la producción de otro tipo de aleación rica en cobre. (32, 22, 24) A diferencia de los polvos de aleación mezclada, cada partícula de estos polvos posee la misma composición química. Por ellos son llamadas aleaciones de composición única. Los elementos de la composición más importantes son la plata, el cobre y el estaño. La primera aleación de este tipo tenía un 60% en peso de plata, un 27% en peso de estaño y un 13% en peso de cobre. El contenido de cobre en diversas aleaciones de composición única varía desde 13 – 30% en peso de cobre. Además, también se encuentran cantidades pequeñas de indio o paladio en algunas de las aleaciones de composición única comercializadas en la actualidad.

5. IDEAS CLAVE EN SU MANIPULACIÓN: PULIDO EN DIFERIDO

(31, 32, 35, 44, 45, 46, 47) La manipulación de la amalgama, aunque con posibles diferencias en función a fabricante y/ o composición, consta de las siguientes fases:

5.1 DOSIFICACIÓN:

La proporción de mercurio en la aleación debe ser la mínima que permita su manipulación y fraguado. Actualmente la amalgama de plata viene en cápsulas predosificadas para evitar la contaminación con el mercurio. Existen cápsulas de 1 dosis (400mg), de dos dosis (600 mg) y de 3 dosis (800 mg). Se debe calcular la cantidad de amalgama de plata que vamos a necesitar para que no nos sobre ni nos falte.

5.2 MEZCLA:

La mezcla se realiza automáticamente con un aparato denominado vibrador de amalgama. La cápsula se coloca en el vibrador y se hace funcionar el aparato el tiempo que recomienda el fabricante, que suele ser de entre 7 – 10 segundos. Conviene tener en

cuenta que el tiempo de vibrado va a depender de la energía que tenga el vibrador, por lo que se puede ajustar realizando unas mezclas previas a su uso.

5.3 COLOCACIÓN:

Una vez vibrada la cápsula, el material se coloca en un recipiente denominado vaso dappen y de él, se recoge con un instrumento manual, el porta – amalgama. Con él se lleva a la cavidad en pequeñas porciones. La colocación ha de hacerse rápidamente ya que la amalgama está fraguando y perdiendo su plasticidad.

5.4 CONDENSACIÓN:

La condensación consiste en compactar las porciones de amalgama colocadas en la cavidad mediante un instrumento manual denominado condensador. El tamaño del condensador debe estar adecuado al tamaño de la cavidad. El instrumento debe ser de unas proporciones adecuadas a la cavidad, ni excesivamente pequeño ni por el contrario muy grande, pues los objetivos de la condensación de la amalgama son:

- Adaptar el material, mediante su deformación plástica, a las paredes de la cavidad, entre distintas porciones y eliminar la porosidad en lo posible.
- A medida que se va condensando la amalgama el exceso de mercurio se va desplazando hacia la superficie. De esta manera la amalgama va quedando más seca, con menos mercurio, lo que le proporcionará mejores propiedades.

Por todo ello, la condensación se realizará sobre pequeñas porciones del material, enérgicamente y sobre toda la superficie, especialmente contra las paredes y ángulos de la cavidad y sobre el margen superficial. Es necesario sobreobturar la cavidad para llevar exceso de mercurio fuera de los límites de la restauración para, posteriormente, eliminarlo.

5.5 RECORTADO:

(32, 35) Consiste en cortar el material que sobra con un instrumento de mano denominado recortador de amalgama. El objetivo del recortado es:

1. Eliminar la capa superficial rica en mercurio y dejar la superficie de la restauración con la menor cantidad de mercurio.
2. Tallar la superficie de la restauración reproduciendo una anatomía adecuada.
3. Dejar la interfase diente – restauración perfectamente enrasada, evitando que una capa fina de amalgama quede sobre el diente, lo que facilitará la fractura marginal.

El recortado ha de realizarse con mucha precisión, cuando la amalgama haya perdido su ductibilidad y antes de adquirir resistencia.

5.6 BRUÑIDO:

El bruñido consiste en la deformación plástica de la superficie de un material con un instrumento liso denominado bruñidor. EL objetivo del bruñido es:

- Alisar la superficie.
- Adaptar el material a nivel de la interfase superficial.
- Facilitar el pulido.

5.7 AJUSTE OCLUSAL:

(25, 27, 28) La amalgama de plata es un material muy resistente y duro, pero requiere unas 3.4 horas para desarrollar estas propiedades a nivel aceptables. Por ello es necesario al terminar la restauración verificar que el diente antagonista no choca con demasiada fuerza ya si eso sucede, o bien nos rompe la amalgama, si está poco fraguada, o bien produce daño en el diente y el antagonista, ya que la superficie no se

va a desgastar con facilidad. Una vez verificada la oclusión se le recomendará al paciente no comer ni apretar los dientes hasta que no haya fraguado lo suficiente, unas 2 – 3 horas.

5.8 PULIDO:

(33, 35) El pulido consiste en el corte o abrasión del material, con el fin de obtener una superficie lisa y brillante. Se hace cuando la amalgama haya desarrollado toda su resistencia, para no dañar la estructura. Por lo tanto el pulido se realiza a partir de las 24 h. En este tiempo el material ha desarrollado una alta resistencia por lo que es necesario pulir con instrumental a baja velocidad. Los objetivos de la amalgama son:

- Minimizar los fenómenos de corrosión.
- Evitar el acúmulo de placa bacteriana sobre el material.
- Dejar una superficie lisa al roce de la lengua lo que aumenta el confort del paciente.
- Regularizar y estabilizar la interfase entre el diente y la amalgama de plata.
- Disminuir la fricción en el deslizamiento entre los dientes.

BIBLIOGRAFÍA

1. Policy Statement on Unconventional Dentistry [Internet. Available from: <http://www.ada.org/en/about-the-ada/ada-positions-policies-and-statements/unconventional-dentistry>. 2014 [cited 2014 Nov 8]
2. Council of European Dentists. Dental Amalgam: Update. CED-DOC-2013-076-FIN-E.1-4.
3. Cristina Taut. Dental amalgam: is this the end? *Journal of the Irish Dental Association*. 2013;59(4):311–17
4. S. Bayne, P.E. Petersen, D. Piper, G. Schmalz, D. Meyer. The challenge for innovation in direct restorative materials. *Advances in Dental Research* 2013; 13: 8–17
5. C.D. Lynch, N.J. Opdam, R. Hickel, P.A. Brunton, S. Gurgan, A. Kakaboura, et al. Academy of operative dentistry European section: guidance on the use of resin composites for direct restoration of posterior teeth. *Journal of Dentistry* 2014; 42: 377–83
6. R.A. Baldissera, M.B. Corrêa, H.S. Schuch, K. Collares, G.G. Nascimento, P.S. Jardim, et al. Are there universal restorative composites for anterior and posterior teeth? *Journal of Dentistry* 2013; 41: 1027–35
7. N.J. Opdam, E.M. Bronkhorst, B.A. Loomans, M.C. Huysmans 12-year survival of composite vs. amalgam restorations. *Journal of Dental Research* 2010; 89: 1063–67
8. Woods JS, Heyer NJ, Russo JE, Martin MD, Pillai PB, Farin FM. Modification of neurobehavioral effects of mercury by genetic polymorphisms of metallothionein in children. *Neurotoxicology and Teratology* 2013;39: 36-44
9. Geier DA, Carmody T, Kern JK, King PG, Geier MR. A significant dose-dependent relationship between mercury exposure from dental amalgams and kidney integrity biomarkers: a further assessment of the Casa Pia children's dental amalgam trial. *Human & Experimental Toxicology* 2013;32(4):434-40
10. M.G. Rasines Alcaraz, A. Veitz-Keenan, P. Sahrman, et al. Direct composite resin fillings versus amalgam fillings for permanent or adult posterior teeth. *Cochrane Database Syst Rev* 2014; 24: 58 - 69
11. Demarco FF, Corrêa MB, Cenci MS, Moraes RR, Opdam NJ. Longevity of posterior composite restorations: not only a matter of materials. *Dent Mater* 2012 28:87-101

12. Lynch CD, Opdam NJ, Hickel R, Brunton PA, Gurgan S, Kakaboura A, et al. (2014). Academy of Operative Dentistry European Section: guidance on the use of resin composites for direct restoration of posterior teeth. *J Dent* 2014; 42:377-83
13. Pallesen U, van Dijken JW, Halcken J, Hallonsten AL, Höigaard R. (2013). Longevity of posterior resin composite restorations in permanent teeth in Public Dental Health Service: a prospective 8 years follow up. *J Dent* 2103; 41:297-306
14. Van de Sande FH, Opdam NJ, Rodolpho PA, Correa MB, Demarco FF, Cenci MS. (2013). Patient risk factors' influence on survival of posterior composites. *J Dent Res* 2013; 92 (7):78 -83
15. Fracture frequency and longevity of fractured resin composite, polyacid modified resin composite and resin modified glass ionomer cement class IV restorations. An up to 14 years follow-up. *Clinical Oral Investigations* 2010; 14: 217-22
16. F.F. Demarco, M.B. Corrêa, M.S. Cenci, R.R. Moraes, N.J.M. Opdam Longevity of posterior composites: not only matter of materials. *Dental Materials* 2012; 28: 87-101
17. P.A. da Rosa Rodolpho, T.A. Donasollo, A.D. Loguercio, F.F. Demarco, R.R. Moraes, E.M. Bronckhorst 22-year clinical evaluation of the performance of two posterior composites with different filler characteristics. *Dental Materials* 2011; 27: 955-63
18. Demarco FF, Correa MB, Cenci MS, Moraes RR, Opdam NJ. Longevity of posterior composite restorations: not only a matter of materials. *Dent Mater* 2012; 28:87-101.
19. Ferrari M, Vichi A, Fadda GM, Cagidiaco MC, Tay FR, Breschi L. A randomized controlled trial of endodontically treated and restored premolars. *J Dent Res* 2012; 91(7):72-78
20. Hamburger JT, Opdam NJ, Bronkhorst EM, Kreulen CM, Roeters JJ, Huysmans MC . Clinical performance of direct composite restorations for treatment of severe tooth wear. *J Adhes Dent* 2011; 13:585-93
21. Hickel R, Peschke A, Tyas M, Mjör I, Bayne S, Peters M. FDI World Dental Federation: clinical criteria for the evaluation of direct and indirect restorations—update and clinical examples. *Clin Oral Investig* 2010; 14:349-66
22. Manfredini D, Winocur E, Guarda-Nardini L, Lobbezoo F. Self-reported bruxism and temporomandibular disorders: findings from two specialised centres. *J Oral Rehabil* 2012; 39:319-25
23. Moher D, Hopewell S, Schulz KF, Montori V, Gotzsche PC, Devereaux PJ. Explanation and elaboration: updated guidelines for reporting parallel group randomised trials. *J Clin Epidemiol* 2010; 63: 1-37
24. Opdam NJ, Bronkhorst EM, Loomans BA, Huysmans MC. 12-year survival of composite vs. amalgam restorations. *J Dent Res* 2010; 89:1063-67
25. Eyeson J, House I, Yang YH, Warnakulasuriya KAAS. Relationship between mercury levels in blood and urine and complaints of chronic mercury toxicity from amalgam restorations. *Br Dent J.* 2010; 20: 20 - 8
26. Homme KG, Kern JK, Haley BE, Geier DA, King PG, Sykes LK, et al. New science challenges old notion that mercury dental amalgam is safe. *Biometals.* 2014; 27: 19-24.
27. Palkovicova L, Ursinyova M, Masanova V, Yu Z, Hertz-Picciotto I. Maternal amalgam dental fillings as the source of mercury exposure in developing fetus and newborn. *J Expo Sci Environ Epidemiol.* 2008; 18: 326-31.
28. Soussa E, Shalaby Y, Maria AM, Maria OM. Evaluation of oral tissue respon-

- se and blood levels of mercury released from dental amalgam in rats. *Arch Oral Biol.* 2013; 58: 981–88.
29. 7. Mortazavi SM, Taeb S, Dehghan N. Alterations of Visual Reaction Time and Short Term Memory in Military Radar Personnel. *Iran J Public Health.* 2013;42 : 428–35.
 30. Mortazavi SM, Rouintan MS, Taeb S, Dehghan N, Ghaffarpanah AA, Sadeghi Z, et al. Human short-term exposure to electromagnetic fields emitted by mobile phones decreases computer-assisted visual reaction time. *Acta Neurol Belg.* 2012; 112(2): 171–82.
 31. Mortazavi S, Mosleh-Shirazi M, Tavassoli A, Taheri M, Mehdizadeh A, Namazi S, et al. Increased Radioresistance to Lethal Doses of Gamma Rays in Mice and Rats after Exposure to Microwave Radiation Emitted by a GSM Mobile Phone Simulator. *Dose Response.* 2012; 11: 281–92.
 32. Mortazavi S, Mosleh-Shirazi M, Tavassoli A, Taheri M, Bagheri Z, Ghalandari R, et al. A comparative study on the increased radioresistance to lethal doses of gamma rays after exposure to microwave radiation and oral intake of flaxseed oil. *Iranian J Radiation Res.* 2011;9: 9–14.
 33. Mortazavi SMJ, Tavassoli A, Ranjbari F, Moammaiee P. Effects of laptop computers' electromagnetic field on sperm quality. *J Reprod Fertil.* 2010: 251–58.
 34. Mortazavi SM, Vazife-Doost S, Yaghooti M, Mehdizadeh S, Rajaie-Far A. Occupational exposure of dentists to electromagnetic fields produced by magnetostrictive cavitrons alters the serum cortisol level. *J Nat Sci Biol Med.* 2012 Jan; 3(1):60–4.
 35. Mortazavi SM, Neghab M, Anoosheh SM, Bahaeddini N, Mortazavi G, Neghab P, et al. High-field MRI and Mercury release from dental amalgam fillings. *Int J Occup Environ Med.* 2014; 5: 101–05.
 36. Kursun S, Öztas B, Atas H, Tastekin M. Effects of X-rays and magnetic resonance imaging on mercury release from dental amalgam into artificial saliva. *Oral Radiology.* 2014; 30: 142–6.

CORRESPONDENCIA

Marcos Moradas Estrada Clínica Universitaria de Odontología, 3ª planta. Despacho Prfs. Asociados 2. Catedrático Serrano, s/n Oviedo. Asturias.

Correo electrónico: marcosmords@gmail.com