



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE ESTUDIOS SUPERIORES ARAGÓN

**EL PROCESO DE ACABADO SUPERFICIAL DE
PRÓTESIS DENTALES REMOVIBLES POR MÉTODO
ELÉCTRICO**

T E S I S

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE :
INGENIERO MECÁNICO ELÉCTRICO**

P R E S E N T A :

VARGAS MOLINA FRANCISCO JAVIER

ASESOR:

ING. SERGIO ÁNGEL LOZANO CARRANZA

México 2013



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Índice

Introducción.....	6
Capítulo I Antecedentes históricos	
1.1 Generalidades.....	8
1.2 Las prótesis dentales en la antigüedad.....	8
1.3 Las prótesis dentales en la edad media.....	10
1.4 Las prótesis dentales en el renacimiento.....	11
1.5 Las prótesis dentales en la época moderna.....	12
1.6 Las prótesis dentales en el siglo XX.....	13
Capítulo II Materiales en la mecánica dental	
2.1 Generalidades.....	15
2.2 Mecanismos de cristalización.....	15
2.2.1 Tamaño de grano.....	16
2.2.2 Límite de grano.....	17
2.2.3 Defectos de grano.....	17
2.3 Constitución de las aleaciones.	
2.3.1 Generalidades.....	19
2.3.2 Solubilidad en los metales.....	19
2.3.3 Condiciones para la solubilidad sólida.....	20
2.3.4 Propiedades físicas de las soluciones sólidas.....	21
2.4 Aleaciones eutécticas.	
2.4.1 Sistemas eutécticos.....	21
2.4.2. Sistema Plata-Cobre.....	22
2.4.3 Sistemas oro-iridio.....	23
2.5 Aleaciones peritéticas.	
2.5.1 Sistemas peritéticos.....	23
2.5.2 Sistemas platino-plata.....	24
2.5.3 Sistema plata-estaño.....	24
2.5.4 Sistema oro-cobre.....	24
2.5.5 Otros sistemas.....	24

2.6	Sistemas terciarios.....	25
2.7	Aleaciones para amalgamas dentales.....	25
2.7.1	Composición de las aleaciones para amalgamas dentales.....	26
2.7.2	Trituración.....	26
2.7.3	Propiedades físicas.....	27
2.7.4	Efectos de los componentes de la aleación.....	27
2.8	Acero al carbón.	
2.8.1	Generalidades.....	28
2.8.2	Solubilidad.....	28
2.9	Aleaciones cromo-cobalto-níquel.....	29
2.9.1	Composición.....	29
2.9.2	Efecto de los componentes.....	30
2.10	Resinas empleadas.....	32
2.10.1	Monómeros y polímeros.....	32
2.11	Porcelanas.....	32

Capítulo III Proceso de fabricación de prótesis dentales removibles

3.1	Generalidades.....	34
3.2	Encerado.....	34
3.3	Investimento.....	35
3.4	Formación del bebedero.....	37
3.5	Extracción de la cera.....	39
3.6	Vaciado.....	40
3.6.1	Método de impulsión.....	40
3.6.2	Procedimiento del colado.....	42
3.7	Corte y pulido de las prótesis dentales.....	43
3.7.1	Extracción y limpieza.....	43
3.7.2	Desbaste de la pieza.....	43
3.7.3	Tratamiento térmico.....	44
3.7.3	Pulido.....	44

Capítulo IV Análisis del proceso de producción de las prótesis dentales removibles

4.1 Generalidades.....	46
4.2 El proceso de producción.....	47
4.3 Producción unitaria.....	48
4.4 Gráfica de Pareto.....	50
4.5 Diagrama de causa y efecto.....	52
4.6 Equipo y herramientas de trabajo.....	54

Capítulo V Acabado superficial por método mecánico

5.1 Generalidades.....	56
5.2 Rectificado por métodos abrasivo.....	56
5.2.1 Diferencia entre rectificado y pulido.....	57
5.2.2 Pulido.....	57
5.3 Características de grano abrasivo.....	57
5.3.1 Diferencia entre granos abrasivos.....	57
5.3.2 Fibras sintéticas tridimensionales.....	58
5.4 Métodos de trabajo con abrasivos.....	60
5.4.1 Lapeado.....	60
5.4.2 Trabajos con bombo.....	61
5.4.3 Chorreado con abrasivos.....	62
5.4.4 Trabajos con abrasivos aglomerados.....	63
5.4.5 Trabajos con fresas.....	64
5.5 Antecedentes históricos del uso de fresas.....	65
5.5.1 Composición de las fresas.....	65
5.6 Materiales de la parte activa en las herramientas de revolución.....	66
5.6.1 Acero inoxidable.....	66
5.6.2 Carburo de tungsteno.....	66
5.6.3 Óxido de aluminio.....	66

5.6.4 Diamante.....	67
---------------------	----

Capítulo VI Acabado superficial por método eléctrico

6.1 Generalidades.....	68
6.2 Principales procesos galvánicos.....	69
6.2.1 Galvanizado.....	70
6.2.2 Pasivación.....	71
6.2.3 Niquelado.....	71
6.2.4 Anonizado.	71
6.2.5 Cromado.....	71
6.3 Electroerosión.....	72
6.3.1 Generalidades.....	72
6.3.2 Clasificación de electroerosión.....	72
6.3.3 Proceso de electroerosión.....	73
6.3.4 Electrodo de forma.....	75
6.3.5 Electrodo con hilo.....	75
6.4 Electropulido.....	76
6.5 Proceso experimental.....	80
Conclusiones.	82
Fuentes de consulta.	
Bibliografía	83
Mesografía	85

Introducción

Con frecuencia observamos el avance de la tecnología en muchas de nuestras actividades cotidianas que sería imposible encontrar un ejemplo aislado. Por todos es sabido el desarrollo de muchas áreas de la sociedad, que de no ser por la tecnología no hubiesen tenido tal avance. Sin embargo hay algunas ramas que no han tenido suficiente impulso, lo cual afecta a los ciudadanos y a su economía.

La medicina, aunque es un área que ha tenido un progreso significativo y que ha llegado prácticamente a todos los sectores de la sociedad, también existen ramas de ésta que no cuentan con la misma suerte, quedando relegadas a una apreciación, excluyéndolas de las prestaciones más elementales del sector salud. Una de ellas es la Odontología, que a pesar de ser de vital importancia para la salud de los derechohabientes se limita a la extracción de piezas dentales y curaciones menores, no obstante, la mayoría de los usuarios son de escasos recursos económicos.

Cuando se visita a un dentista, se desconoce mucho del trabajo que hay detrás, sin embargo, nos sorprende el alto costo del presupuesto que dependiendo del tratamiento puede llegar a costar miles de pesos. A primera vista parecería un trabajo sencillo pero no es así.

En el primer capítulo descubre el desarrollo de las prótesis dentales a través de la historia, su penosa evolución por el tiempo, que de acuerdo a nuestras circunstancias fueron días de portentos, por un lado la falta de tecnología y técnicas adecuadas llevaban a las personas al extremo, por otro el sorprendente conocimiento de algunos pueblos nos deja perplejos ante la evidencia.

En el segundo capítulo habla del desarrollo de los materiales y su aplicación en la medicina, lo que produjo un salto cuántico en cuanto a la odontología y la mecánica dental. Una reseña breve pero significativa sobre la amplia gama de materiales implicados en la ortodoncia, reconociendo a los metales como sus principales elementos de trabajo.

En el tercer capítulo describe los pasos para producir una prótesis dental removible, con la finalidad de entender la complejidad y las características singulares del proceso y el punto en el cual se recarga el presente proyecto de tesis.

En el cuarto capítulo se propone un análisis de los pasos críticos del proceso utilizando las herramientas que propone el control de calidad, con la finalidad de entender la importancia de realizar mejoras al proceso.

En el quinto capítulo habla de los métodos de abrasión, mecanizado y pulido de las prótesis dentales removibles (forma tradicional de elaboración).

En el sexto capítulo trata sobre los trabajos de acabado superficial por métodos eléctricos, sus diferencias y aplicaciones, junto con la recopilación de datos en la adaptación para uso en la mecánica dental.

Las conclusiones son un testimonio de flexibilidad del proceso de fabricación de prótesis dentales removibles, proporcionando una mejora cuantitativa del producto.

Como estudiante de ingeniería mecánica eléctrica me siento obligado a contribuir con la sociedad en la búsqueda de alternativas que mejoren la vida cotidiana y fomenten en los estudiantes colegas una visión en pro del mejoramiento de nuestro entorno.

Capítulo I

Antecedentes históricos

1.1 GENERALIDADES

El interés del hombre por lograr un normal cumplimiento de la función masticatoria, posee raíces profundamente arraigadas desde la antigüedad. La evidencia arqueológica sustenta de manera amplia el hecho de que el hombre siempre se ha ocupado por lograr un adecuado reemplazo de dientes ausentes o parte de ellos. Podemos suponer por tanto, la existencia de un interés histórico por aliviar el dolor y mantener un buen funcionamiento del aparato masticatorio.

Los primeros ejemplos conocidos de prótesis dentales conocidos son las estructuras de oro de los fenicios, los etruscos y más adelante los griegos y los romanos, que datan de varios siglos antes de la era cristiana y que son dignos de respeto y admiración por sus detalles de fabricación. Los médicos, cirujanos y barberos se encargaban de las extracciones dentales, las infecciones y la higiene, mientras que los orfebres y otros artesanos se dedicaban a fabricar las restauraciones artificiales; en los museos italianos hay numerosas muestras de coronas y prótesis de oro que no difieren mucho de las que se confeccionarán en Europa y estados unidos en el siglo XIX.

En las esculturas precolombinas, los procedimientos dentales se utilizaron de forma cosmética, principalmente cuando la preparación de los dientes para dicho fin era compleja.

1.2 LAS PRÓTESIS DENTALES EN LA ANTIGÜEDAD

Sin duda la, la prótesis fija fue construida ya en el siglo VII a de c. por los fenicios quienes empleaban oro blando, o en rollo, y alambre de oro para su construcción; casi con seguridad, usaban impresiones y modelos. Que pudieran tomar impresiones y crear modelos, en aquella época se ofrecían a las divinidades modelos de terracota de los labios y dientes del donador, por las curas recibidas o esperadas.

Los romanos obtuvieron de los etruscos, gran parte de sus conocimientos en odontología y quizá fueron los primeros que emplearon prótesis removibles. “Es

importante destacar que la ley de las XII tablas, legislación recopilada en Roma en el año 450 a. de c.”¹,



Fig. 1.1 Prótesis fija etrusca (siglo IV a.c.)

www.odontomarketig.com. Acceso agosto2012.

afirma que aunque estaba prohibido ofrecer regalos mortuorios de oro, no era incorrecto enterrar a los muertos con el oro con que sus dientes pudieran por caso estar unidos. “Un ejemplo de prótesis de artesanía Romana fue descubierto en el año 30 a. de C. y existen pruebas de que las coronas de oro ya se usaban en el primer siglo a. de c.”² En general, estaban mejor informados sobre la odontología respecto a los demás pueblos de la antigüedad. Como se ha mencionado, los romanos aprendieron de los etruscos la preparación de prótesis; los etruscos usaban dientes de animales (limados, desgastados y unidos con anillos de oro). También se han hallado trabajos semejantes en tumbas romanas.

En Roma, también se extraían los dientes como castigo a los que habían cometido algún delito, autorizando con un salvoconducto a los que se les caían, o extraían por otras causas, a ponérselos artificiales.

En la parte protésica los romanos reforzaban los dientes flojos con hilos de alambre, ligándolos a los dientes vecinos. Eran dientes de marfil o de hueso, se los fijaban atándolos a los dientes vecinos mediante crines de caballo o hilos de seda y de oro.

Los hebreos daban gran importancia a la belleza dentaria, teniendo especial cuidado por ello, según lo expresa la Biblia. “El libro del Talmud, escrito durante los siglos II, IV y VI A de C. tenían la ley rabínica, en donde se hace mención de prótesis adaptadas durante la vida del Rabino Zera (279-320 D. de C.)”³, construidas en oro, plata y madera; también cita a Raíz el Rabino, para indicar que “si el diente

¹ Peter G. Stein, El derecho romano en la historia de Europa, ps. 84

² González Cruz, Origen y evolución de la prótesis dental, 1984, ps.23

³ Lyon, Patrucelli, Historia de la medicina, 1980, p.s 134

de oro es valioso, la mujer puede sacárselo para exhibirlo, y mientras tanto usarlo en la calle”, con lo que se demuestra que, por lo menos en aquel periodo, algunas de las prótesis eran removibles.

La civilización maya desarrollo un sistema de decoración dental, que si bien no tenia fines protésicos ni restauradores, sino más bien cosméticos, nos habla de la necesidad de mejorar la estética bucal, para lo cual utilizaban incrustaciones de jade, lo cual reflejaba no solo la importancia de la belleza, sin la posición social del individuo y de manera colateral, protegían su dentadura de caries y otras infecciones.¹ La figura (1.2) muestra una dentadura de origen maya con incrustaciones de jade.



Fig. 1.2 Calavera maya (siglo IX a.c.)

www.odontomarketig.com. Acceso agosto2012.

Por su parte, los chinos sujetaban los dientes sueltos con trozos de bambú, también empleaban oro para recubrir los dientes.² Aunque en la época moderna, fueron ellos quienes inventaron el cepillo dental, tal y como lo conocemos hoy.³

1.3 LAS PRÓTESIS DENTALES EN LA EDAD MEDIA

Durante los siglos transcurridos desde la caída de Roma hasta la baja edad media, los Árabes fueron los maestros de la medicina; “Rhazes, Avicena, Albucasis, entre otros hombres de ciencia, se interesaron en la odontología”,⁴ sin embargo, debido a que su religión les prohibía cortar carne humana, concentraron su atención en la búsqueda de remedios

¹ Ronald E. Goldstein, Odontología estética vol. 1. Conceptos de estética, p. 4

² Idem,

³ Humberto Velázquez, Historia de la odontología, 1989, vol, 85, p.s 5

⁴ Ibid, , p.s 6

medicinales para aliviar las afecciones dentales, a los que añadían el uso del Cauterio.¹

Uno de los libros de la literatura islámica es Firdaus al-bikma “paraíso de la sabiduría”, escrito por Ali-ibn-Shal Rabban-at-Tabari, hacia el año 840 d. de c.², que trataba brevemente de odontología ofreciendo una explicación sobre el origen de los dientes, tratamiento al mal aliento, recetas de dentífricos.

Aparentemente solo los árabes utilizaron puentes removibles en la edad media, corroborando la época de oscurantismo en Europa.

En las ciudades de la Europa medieval, la odontología estaba en manos de los barberos. Para atender a los aldeanos, los sacamuelas recorrían los caminos en carruajes vistosamente adornados, y anunciaban su presencia al son de trompetas, éstas servían al mismo tiempo para acallar los gritos de quienes se sometían a una extracción dentaria.

Aparentemente solo los árabes utilizaron puentes removibles en la edad media. “Albucasis un moro español, en su De Chirujía (siglo X al XII d. de c.)”,³ menciona la ferulización de los dientes con alambre de oro, como la hicieran los fenicios mil años antes. También describe los reemplazos de dientes ausentes por dientes de animales, o artificiales hechos de hueso, y unidos a los dientes naturales con alambre de oro.

1.4 LAS PRÓTESIS DENTALES EN EL RENACIMIENTO

En la Francia del renacimiento, “el inminente cirujano Guy de Chauliac, escribió abundantemente sobre los dientes y fue el primero en mencionar a los “dentatores””,⁴ o sea, los afectados de problemas dentales de la época. Los anatomistas estudiaron la cavidad bucal; Vesalio hizo una minuciosa descripción de los dientes, y hechó por tierra la teoría aristotélica de que los hombres contaban con 32 dientes, mientras que las mujeres tenían solo 28.

¹ Ronald E. Goldstein, Odontología estética vol. 1. Conceptos de estética, p.s 232

² Idem..

³ Humberto Velázquez, Historia de la odontología, 1989, p.s 5-8

⁴ Gonzales Cruz, Origen y evolución de la prótesis dental, p.s 23

En el siglo XVI, la odontología comenzó a librarse de los barberos, y en 1530 fue publicada la primera obra consagrada por entero a esta especialidad, se trataba de una compilación de autores antiguos titulada: “Remedios para los dientes”¹

La invención de la imprenta con Guttenberg, en el renacimiento, da impulso a la ciencia dental, por la mayor facilidad de difusión de los conocimientos; es así como en 1544 aparece el primer libro dedicado a las lesiones dentarias, de Walter Ryff.² Más tarde, en 1563, Eustaquio publica el primer libro de anatomía dental, y en 1582, Urbano publica el primer libro francés de odontología. En el siglo XVII se acentúa la evolución del arte dental, continúan las publicaciones científicas y la odontología va saliendo lentamente del empirismo. “En 1684, Martín Pulman”³ muestra la posibilidad de hacer una impresión directamente en la boca.

Nunca se había hablado de la posibilidad de confeccionar completa una dentadura inferior, de un solo bloque de marfil hasta 1692. “En 1717, Heister”,⁴ menciona por primera vez la prótesis parcial removible.

1.5 LAS PRÓTESIS DENTALES EN LA ÉPOCA MODERNA

Un eminente clínico francés, “el doctor Pierre Fauchard”,⁵ ha pasado a la posteridad como el iniciador de la odontología general, gracias a la publicación en 1728, del primer tratado sobre cirugía dental, el doctor Fauchard utilizaba para los empastes estaño o plomo; diseñó varios instrumentos para tratar las irregularidades dentarias, de manera que puede ser considerado como el primer ortodontista; también fue impulsor de que los dentistas tuvieran una preparación más amplia.

“Claudio Ash fue el primer técnico dental de la era moderna”; originalmente era joyero. Fue quien introdujo los dientes tabulares de una sustancia mineral, tenían un canal en el centro y se fajaban a una espiga que se soldaba a la base del metal. En aquellos tiempos, los orfebres eran quienes hacían las dentaduras postizas; sobre una base de marfil montaban dientes de seres humanos o de animales, los profanadores de tumbas eran quienes se encargaban de surtirlos de las preciadas piezas, ya que las piezas de animales despedían un tufo desagradable, cambiaban de color y se echaban a perder. “En 1744, un farmacéutico francés, llamado Duchateau”,⁶ quien vivía cerca de una fábrica de porcelana, comenzó a fabricar dentaduras de este material.

¹ Albert S. Lyons, Historia de la medicina, 1980, p.s, 532

² González Cruz M y V, Origen y evolución de la prótesis dental, p.s 23

³ Idem.

⁴ Albert S. Lyons, Historia de la medicina, p.s, 532

⁵ Ibid, p.s, 541

⁶ Idem.

En Alemania el dentista de Federico el grande, Philip Pfaff (1775), describió cómo hacer los modelos de yeso a partir de una impresión de cera hecha con una mezcla de cera de abeja, goma loca y plomo blanco. No obstante, solo al comienzo del nuevo siglo se generalizó el uso de esta técnica.¹

En 1775, Revere coloca un puente rallado en marfil ligado a los dientes con alambre de plata². En 1805, J.B. describió la construcción de un “puente”. En 1817, Pantuo, dentista de París, introdujo los primeros dientes de porcelana. En 1855, Charles Goodyear realizó una importante contribución en el terreno de la odontología, al descubrir la vulcanita, así abarató el costo de las dentaduras postizas,³ permitiendo un desarrollo de la mecánica dental, al permitir que llegara al alcance de todos.

“La construcción de puentes fue descrita por J. B. Tarot, en París, en 1805, es posible que haya sido la primera persona que mencionó el uso del articulador, para este fin”,⁴ por cierto, el articulador mencionado era de yeso, no de metal.

“Plantuo, dentista de París, introdujo en 1817, los primeros dientes de porcelana”.⁵ “En 1819, Friedrich Hauptmeyer,”⁶ demostró la primera prótesis metálica, sin embargo, fue hasta un siglo después que se exhibió la primera base de acrílico.

“Phillip Pfaf describió por primera vez la toma de una impresión (1756)”.⁷ No obstante, sólo al comenzar el siglo siguiente se generalizó el uso de la técnica, con el empleo de una mezcla de cera de abejas, goma laca y plomo blanco. “En 1844 P. B. Goddard”⁸ afirma en su libro de texto que “los dientes humanos son mejores como dientes artificiales, excepción hecha de la porcelana”. Este material fue utilizado por primera vez en odontología hacia fines del siglo XVIII, aunque la extrema fragilidad de las primeras porcelanas demoró su aceptación. Los dientes de porcelana a tubo se emplearon por primera vez en 1832.

1.6 LAS PRÓTESIS DENTALES EN EL SIGLO XX

A principios del siglo XX, los estudiantes forjaban a mano sus instrumentos, mientras los hombres dedicados a la ingeniería experimentaban con aparatos que intentaban reproducir los movimientos de la mandíbula humana. El moderno y

¹ González Cruz M y V, op. cit. P.s. 23

² Idem,

³ Ibid,1, p.s, 542

⁴ Idem.

⁵ González Cruz M y V, Origen y evolución de la prótesis dental, p.s, 23

⁶ Idem,

⁷ Idem ,

⁸ Albert S. Lyons, Historia de la medicina, p.s, 541

complejo articular testimonia el éxito de sus esfuerzos. En muchas otras fases se produjeron adelantos similares, con éxito comparable.

Durante la primera mitad del siglo XX, aparecieron diversos materiales odontológicos, de gran valor para quienes practican esa ciencia. La magnitud de la perfección mecánica, refleja en la actualidad, de igual manera, la constancia y la calidad de los productos odontológicos disponibles para la profesión. Se generaliza y perfecciona la amalgama de mercurio y plata, mejorándose gradualmente los materiales utilizados. Para las incrustaciones se desarrollaron resinas sintéticas y acrílicos autopolimerizables y aumentó el uso de la porcelana.

La orientación y capacitación, fundadas en las ciencias básicas, se integraron a los programas de estudio de las diversas facultades, como parte integral de los mismos y fundamento de la educación dental.

El rápido desarrollo de diversas especialidades en áreas clínicas de la odontología, las cuales predominaban a mediados del siglo XX, es el resultado natural de la aplicación de la ciencia básica, así como la investigación de los fundamentos, cada vez más amplios, en los que se basan estas especialidades.

Capítulo II

Materiales en la mecánica dental

2.1 GENERALIDADES

Aunque existe una gama ilimitada de materiales que son utilizados en la elaboración de prótesis dentales, siguen siendo los más utilizados aquellos que reúnen mayores cualidades que requiere el diseño. De entre los metales, cerámicos y porcelanas, son más utilizados los metales y sus aleaciones, debido a su dureza, la resistencia a la tracción, su ductilidad, etc., características que cumplen con los requisitos de las prótesis dentales, además de ser relativamente menos costosos que otros materiales y ser más eficientes mecánicamente.

El uso de metales puros con propósitos odontológicos es muy limitado, ya que éstos son blandos y son vulnerables en mayor o menor grado a la corrosión. Afortunadamente, los elementos metálicos conservan sus propiedades incluso cuando no son puros, y toleran una gran cantidad de otros elementos en estado líquido o sólido.

La mayoría de los materiales comúnmente usados son mezclas de dos o más elementos metálicos, estas mezclas se obtienen cuando los metales son sometidos a temperaturas por encima de sus puntos de fusión. El resultado es una mezcla sólida de dos o más metales o metaloides y se denominan aleación.

Las aleaciones son el resultado de la movilidad de los llamados electrones libres, proceso en el cual un átomo metálico con un electrón en exceso lo perderá, convirtiéndose en un ión positivo, mientras que un átomo de un metal distinto, aceptará el electrón cedido, convirtiéndose en un ión negativo. Esta transferencia de electrones forma un enlace iónico, dando como resultado una fuerte atracción electrostática entre los elementos implicados, pudiendo ser más de dos los elementos que forman la aleación.

2.2 MECANISMOS DE CRISTALIZACIÓN (METALES)

Los metales deben sus principales características a la cristalización, debida al enfriamiento y consiguiente solidificación, originándose, núcleos de cristales, los

cristales son unos empaquetamientos compactos de esferas (iones metálicos), dispuestos de tal manera que pueden formar una estructura hexagonal compacta o una estructura cúbica compacta. Existe una estructura cúbica centrada en el cuerpo, la cual no es de empaquetamiento, siendo estas tres las más comunes encontradas en los metales.

Es muy característico que los metales cristalicen en forma de pequeñas ramificaciones llamadas **dendritas**, a partir de los núcleos cristalinos, entrelazándose con otras dendritas, fortaleciendo la estructura, para finalmente solidificar cristalizando en forma desordenada. Se puede decir que es un metal de naturaleza **policristalina**. Sin embargo, cada cristal sigue manteniendo su unidad. Una red cristalina con la misma orientación se conoce técnicamente como **grano**.

2.2.1 Tamaño de grano

Se puede decir, que los metales solidifican a partir del centro del núcleo, hacia todas direcciones al mismo tiempo, formando a medida que crece una esfera que aumenta de tamaño, sin embargo, este comportamiento es obstruido por otras esferas en crecimiento, aplastándose unas con otras, a pesar de esto, encontramos una tendencia de los granos a permanecer esféricos.

El tamaño de los granos depende de la cantidad y localización de los núcleos en el momento de la solidificación.

Por lo general, cuanto menor sea el tamaño de grano, mejor serán sus propiedades físicas, siendo ventajoso para la odontología conseguir un tamaño pequeño de grano durante el colado.

Si los granos cristalizan a partir de los núcleos de cristalización, por lógica, la cantidad de granos formados es directamente proporcional a la cantidad de núcleos de cristalización presentes en el momento de la solidificación. Este factor puede ser regulado por el régimen de enfriamiento, si consideramos que, cuanto más rápido sea el paso del estado líquido al estado sólido, más pequeños serán los granos.

Otro factor importante, es el régimen de cristalización. Si los cristales se forman con mayor rapidez que los núcleos de cristalización, los granos serán mayores que si sucede lo contrario. Por lo tanto, cuando la formación nuclear es más rápida que la cristalización, se obtiene un grano de tamaño pequeño, por lo contrario, un enfriamiento lento genera granos de un tamaño más grande.

2.2.2 Límite de grano

En las celdas unitarias de los diferentes granos que se agrupan, difícilmente coinciden los planos de sus redes espaciales, esto no permite una exacta continuidad, a esta irregularidad se le llama límite de grano. Puede decirse que es una frontera entre granos vecinos con diferente orientación en su estructura cristalina, es aquí, donde se encuentran más impurezas que en el grano mismo, y se considera una zona de alta energía. La fig. 2.1 muestra la formación de grano en los metales.

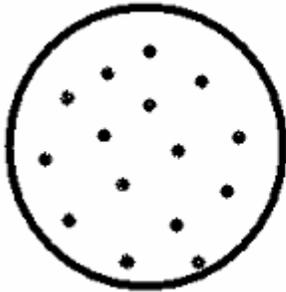


Fig. 2.1.1. Formación de puntos de solidificación



Ffig. 2.1.2. Formación de pequeñas ramificaciones

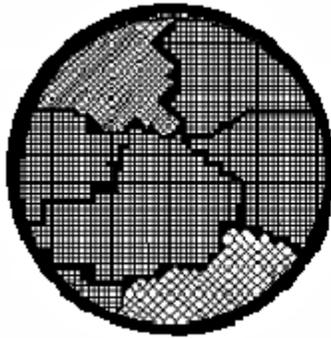


Fig. 2.1.3 Límite de grano.



Ffig. 2.1.4 Aspecto de un metal sólido

Figura 2.1. Proceso de formación de grano en metales sólidos.

2.2.3 Defectos de grano

Podemos decir que los cristales no son perfectos, la red cristalina puede tener una cantidad considerable de imperfecciones. En realidad los cristales no están compuestos simplemente por átomos idénticos, en posiciones idénticas, en un tejido tridimensional regular, al contrario, contiene defectos que alteran la red espacial.

De manera general, clasificamos a los defectos en:

- a) Defectos puntuales.

b) Defectos lineales.

Los defectos puntuales están localizados en la red, manifestándose como una interrupción de la regularidad de la red, ya sea debido a la ausencia de un átomo de la matriz (**vacancia**), átomos ubicados en posiciones intersticiales (**intersticio**), o que un átomo de un metal distinto ocupe un lugar en la matriz. (fig. 2.2).

Los defectos **lineales**, son más comunes en los cristales, dentro del grano, lo que llamamos **dislocación**, lo que sería el borde de un plano extra, originando zonas de compresión y tensión.

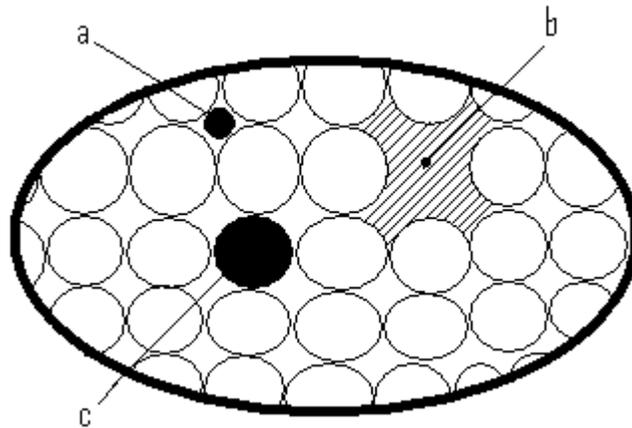


Fig. 2.2. Aquí podemos observar los tres defectos puntuales que presentan los cristales.

- a) Intersticial.
- b) Vacancia.
- c) Substitucional

Los defectos de dislocación, llamados de tornillo, son paralelos al defecto lineal, en donde se involucran fuerzas de corte. (fig. 2.3)

Este comportamiento de los metales, son importantes en la constitución de las aleaciones, ya que la combinación de dos materiales diferentes, depende de que puedan ocupar los granos de uno y otro metal, un lugar al azar en la red.

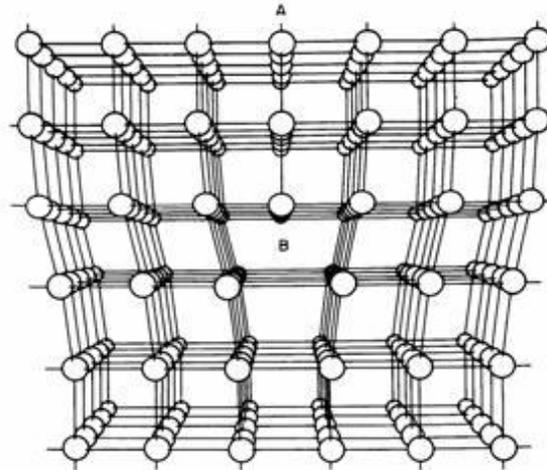


Fig. 2.3-ejemplo de dislocación lineal en una red.

2.3 CONSTITUCIÓN DE LAS ALEACIONES

2.3.1 Generalidades

Para fines prácticos, se define una aleación, como la combinación de dos o más materiales, que por lo general son solubles en estado de fusión. Un punto importante a destacar, es que una aleación adquiere propiedades físicas diferentes a la de sus componentes actuando por separado, permitiendo aumentar su dureza, tenacidad, modificando su resistencia a la tensión, a la corrosión, etc.

Las aleaciones pueden ser **intersticiales**, es decir, un átomo más pequeño se ubica en los intersticios, entre átomos más grandes, como sucede con el Hierro y el carbón.

Otro tipo de aleación es la llamada **substitucional**, éstas se forman de una manera simple, ya que los átomos del solvente (metal base) y el soluto (metal extraño), tienen tamaños semejantes y estructuras electrónicas similares, de esta forma ocupan de manera indistinta un lugar en la red, como el caso del Cobre, Níquel, Zinc, Estaño, etc.¹

2.3.2 Solubilidad en los metales

Cuando dos metales son solubles mutuamente en estado sólido, el solvente es el metal más abundante y cuya red espacial es la base de la aleación, ocupando más de la mitad de la cantidad total del material implicado y el soluto es el otro metal, el que

¹ Maria Isabel, Raygoza M., Estructura de los materiales, p. 74.

ocupa espacios en la red del metal base. “En las aleaciones Paladio-Plata, por ejemplo, los dos metales son completamente solubles en todas las proporciones, esto lo hacen de manera sustitucional y persiste en el mismo tipo de tejido espacial en todo el sistema.”¹

Las aleaciones más utilizadas en odontología, son las soluciones sólidas, llamadas así, porque los metales al fundirse se mezclan de manera homogénea y al solidificar, cristalizan de manera que los átomos del soluto queda disperso al azar por la red espacial, estos cristales no pueden separarse.

2.3.3 Condiciones para la solubilidad sólida.

Debemos mencionar que en odontología como en otras ciencias, se utiliza la palabra **sistema**, para referirse a una aleación de dos o más metales, considerando todas sus combinaciones posibles.

“ Hay por lo menos cuatro factores que determinan la solubilidad sólida de dos o más metales.”²

1.- El tamaño del átomo. Si la diferencia de tamaño de dos átomos metálicos es menor de aproximadamente 15%, se dice que hay un factor tamaño favorable para la solubilidad sólida.

2.- Valencia. Los metales de la misma valencia y tamaño tienen mayor aptitud para formar soluciones sólidas que los metales de valencias diferentes.

3.- Afinidad química. Cuando dos metales presentan un alto grado de afinidad química, tienden a formar una fase intermedia al solidificar, y no una solución sólida.

4.- Tipo de red. Solo los metales con el mismo tipo de red pueden formar una serie completa de soluciones sólidas, especialmente si el factor tamaño es inferior al 8%.

Diámetro atómico de metales de interés odontológico:

Metal	Diámetro atómico (Angstroms)	Estructura cristalina
Oro	2.882	Cúbica a cara centrada
Platino	2.775	Cúbica a cara centrada
Paladio	2.750	Cúbica a cara centrada
Plata	2.888	Cúbica a cara centrada
Cobre	2.556	Cúbica a cara centrada
Estaño	3.016	Tetragonal cuerpo centrado
Cinc	2.665	Hexagonal empaque denso
Silicio	2.351	Cúbico rombale

Tabla 2.1, seleccionada del libro Metals and Alloys autor De Barret.

¹ Ripol G. Carlos, Prostodoncia T II, p.s. 226

² Ibid. P.s. 227.

La tabla anterior hace mención a las características físicas de los metales más empleados en la mecánica dental.¹

2.3.4 Propiedades físicas de las soluciones sólidas.

La estructura reticular (red) de un metal solvente se expande o contrae por la ocupación de átomos de soluto por sustitución. Siempre que un átomo de soluto desplaza o sustituye a un átomo de solvente, la diferencia de tamaño del átomo de soluto produce una deformación.

Como consecuencia de ello, la resistencia, el límite proporcional y la dureza superficial aumenta, sin embargo, tenemos una disminución en la ductilidad.

En el sistema Oro-Cobre, resulta poco práctico utilizar el Oro puro, ya que resulta demasiado débil y dúctil, pero al alearse tan solo con un 5% de Cobre, es suficiente para aumentar su resistencia y dureza para ser utilizado en incrustaciones.²

De esta manera podemos decir, que los átomos de soluto aumentan la resistencia y la dureza de cualquier solvente metálico. Cuanto más semejante es el tamaño de los átomos, menor es el efecto producido en la aleación, es evidente que cuanto más soluto se añade al solvente, mayor será la resistencia y la dureza del sistema.

2.4 ALEACIONES EUTÉCTICAS

2.4.1 Sistemas eutécticos

En las aleaciones eutécticas, existen estados intermedios que se pueden formar cuando los metales componentes son solo parcialmente solubles entre si. En las aleaciones eutécticas pueden estar presentes dos fases, o más, que son mutuamente insolubles cuando están solidificadas.

De esta manera, tenemos un sistema en donde encontramos a dos metales que son completamente insolubles uno con respecto al otro en estado sólido. En este caso, algunos granos se hallan compuestos solamente de un metal (A), mientras el resto de los granos se componen de un metal (B), a medida que desciende la temperatura, la

¹ Ripo G. Carlos, Prostodoncia T II, p.s. 228.

² Ibid. p,s. 228-229.

solubilidad de ambos metales, dando pie a una solución sobre saturada de un metal con respecto al otro, es decir, aparecen dos soluciones sólidas (A) y (B).

Se sabe que no existe una solución eutéctica ideal, ya que todos los metales son solubles aunque sea solo parcialmente, en el caso del sistema Plata –Cobre, no aparece la fase eutéctica si no contiene más de 8.8% de cobre.

2.4.2 Sistema Plata-Cobre

Esta composición, 71.9% de Plata, 28.1% de Cobre, se conoce como composición eutéctica o simplemente eutéctica.¹

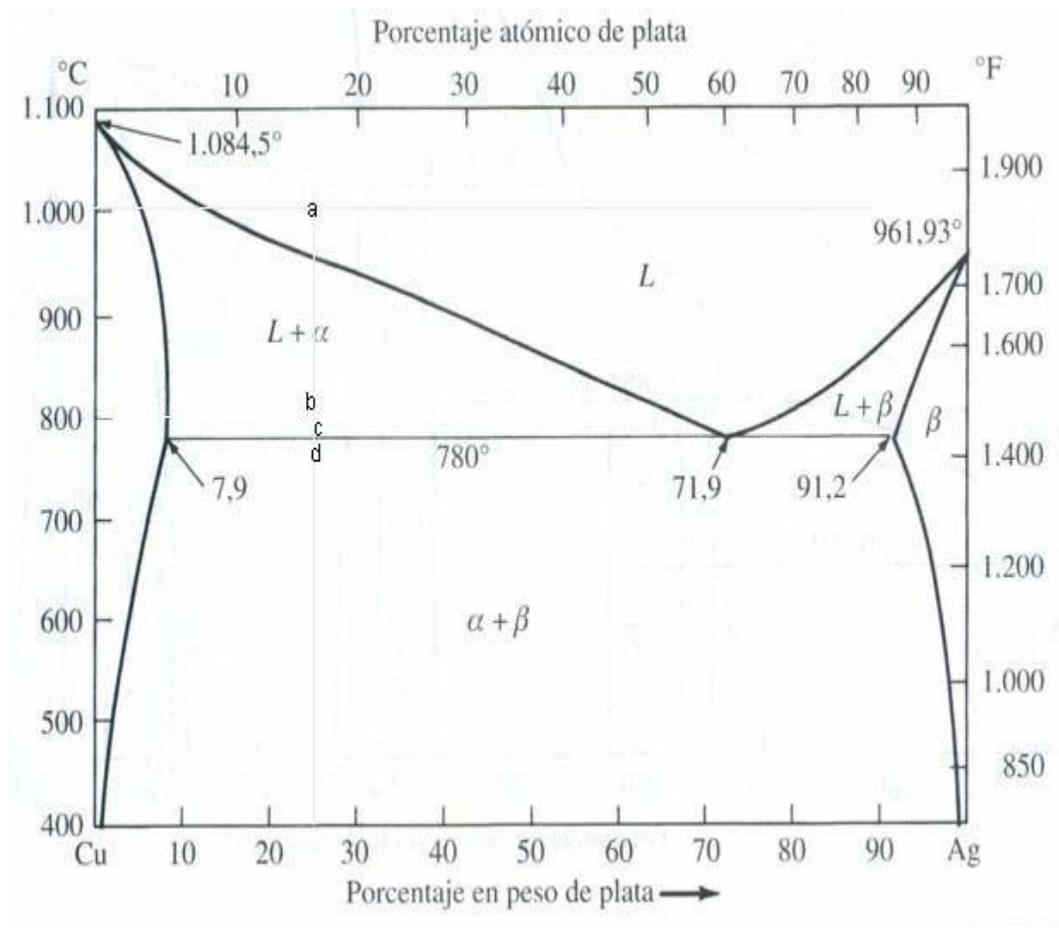


Fig. 2.4- diagrama de equilibrio plata-cobre.

Con respecto a sus propiedades mecánicas, las aleaciones eutécticas son frágiles, debido a que la presencia de las fases insolubles inhibe el deslizamiento. La

¹ Ripol G Carlos, Prostodoncia T II, p.s. 233.

resistencia y la dureza de estas aleaciones llega a sobrepasar la de los metales componentes debido a la estructura de la aleación, esto en detrimento de la odontología.

Con excepción del oro para soldadura, no se utilizan sistemas eutécticos en las aleaciones dentales, debido a su baja resistencia al deslustrado y la corrosión.

2.4.3 Sistema Oro-Iridio

Forma una aleación eutéctica con el Oro, con un porcentaje poco significativo, 0.005% de Iridio, se produce una nucleación homogénea, cuyo resultado es el refinamiento de grano, si se añaden cantidades mayores de Iridio correspondientes a la de su composición eutéctica con el Oro, se produce nucleación heterogénea.¹

2.5 ALEACIONES PERITÉCTICAS

2.5.1 Sistemas peritéticos

Estos sistemas con respecto a los eutécticos, se asemejan en que ambos tienen aleaciones en los que aparecen dos fases (soluciones sólidas α y β).

Raras veces se encuentran sistemas peritéticos en la metalurgia odontológica; la excepción importante es el sistema Plata-Estaño, y el sistema Platino-Plata, éste es el sistema más simple de la reacción peritética. En éste sistema se produce una tercera fase a partir de una fase sólida y una fase líquida, transformación que no ocurre en los sistemas eutécticos.²

Durante el enfriamiento lento se produce una difusión atómica que transforma la fase β en fase α . Éste cambio constituye la reacción peritética. La reacción puede ser representada de la siguiente manera: Líquido + solución sólida β solución sólida α . Hay sistemas de aleaciones en los cuales los componentes son mutuamente solubles en estado sólido en todas sus proporciones a temperaturas cercanas a sus sólidos, pero que se convierten en insolubles a medida que desciende la temperatura. Por ello, aparecen fases intermedias debido a una reacción en el estado sólido.

¹ Ripol G Carlos, Prostodoncia T II, p,s. 235.

² Idem.

2.5.2 Sistema Platino-Plata

Este es el caso del **sistema Platino-Plata**. Aleación compuesta por el 54% de Platino y 46% de Plata, común en la odontología.¹ A pesar de no ser utilizados en las prótesis dentales removibles, es importante mencionar algunas aleaciones que forma sistemas peritéticos, y que son empleados con frecuencia en odontología.

2.5.3 Sistema Plata-Estaño

Otro ejemplo es el **sistema Plata-Estaño**, utilizado de manera frecuente en odontología para amalgamas dentales.²

2.5.4 Sistema Oro-Cobre

En el **sistema Oro-Cobre**, el Oro y el Cobre son parcialmente solubles uno en otro, sin embargo, a temperaturas que sobrepasan los 400°C, el Oro y el Cobre forman soluciones sólidas de sustitución en todas las proporciones. Si las aleaciones se enfrían lentamente, se producen precipitaciones de sólido en sólido, originadas en un estado de sobresaturación. En lugar de precipitar un componente único, la solución sólida de sustitución o desordenada se ordena y se forma una superred, las reacciones son el resultado de la difusión atómica en el estado sólido, en el intento por establecer estados de equilibrio a temperatura ambiente.³

2.5.5 Otros sistemas

El sistema Platino-Oro presenta una considerable separación de la temperatura entre el líquido y el sólido, cuya consecuencia es una estructura nucleada poco convincente. Esta estructura heterogénea se puede producir en composiciones que varían del 4 al 90% de Oro.

El sistema Paladio-Cobre, se caracteriza por tener un intervalo de temperatura de fusión relativamente corta, el Cobre reduce las temperaturas del líquido y sólido en un margen considerable de composición.

El sistema Platino-Cobre se asemeja al sistema Paladio-Cobre, el Cobre reduce el intervalo de temperatura de fusión de aleaciones de bajo contenido de Platino durante el enfriamiento.

¹ Ripol G. Carlos. Prostodoncia, T II, p.s. 238.

² Idem,

³ Idem.

2.6 SISTEMAS TERICARIOS

Los sistemas terciarios incluyen tres o más elementos en la aleación, aparte de la Plata y el Cobre como principales elementos, se incluyen en menor proporción el Oro, Paladio, Platino, Cinc y puede haber vestigios de Iridio y Hierro.¹ La gráfica 2.5 proporciona datos de estos sistemas. Estos componentes son propios de la mecánica dental, sin embargo, no son los únicos, y tampoco significa que solo la mecánica dental los utilice.

2.7 ALEACIONES DENTALES PARA AMALGAMAS DENTALES

La amalgama es una aleación especial, su principal componente es el mercurio. Como el Mercurio es líquido a la temperatura ambiente, se les alea con otros metales que se hallan en estado sólido. Este proceso de aleación se le conoce como amalgamación.

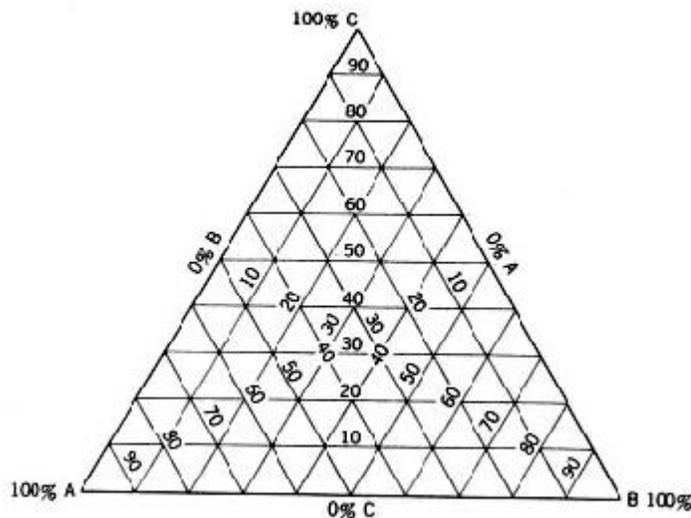


Fig 2.5. gráfica utilizada en un sistema terciario.

El Mercurio se combina con muchos metales. Sin embargo, en odontología interesa la unión del Mercurio con la aleación Plata –Estaño, que por lo general contiene una pequeña cantidad de Cobre y Cinc. El nombre técnico de esta aleación es **aleación para amalgama dental**.

¹Ripol G. Carlos. Prostodoncia, T II, p.s.. 240-241.

Debido al rápido enfriamiento de la estructura de fundición, nuestra aleación contiene granos no homogéneos de diversos tamaños, para establecer una relación de equilibrio de la fase, se realiza un tratamiento térmico de homogeneización. Se somete la aleación a una temperatura inferior al sólido, el tiempo suficiente para permitir que los átomos se difundan y las fases lleguen al equilibrio deseado.

2.7.1 Composición de las aleaciones para amalgamas dentales

Al respecto no se tiene buena correlación con los trabajos clínicos, dejando su preparación a la pericia del técnico, la experiencia en el trabajo proporciona al médico la posibilidad de preparar las aleaciones con la cantidad necesaria, digamos que a pesar de que las investigaciones proporcionan de manera estricta la mejor combinación de elementos, la precisión es relativamente poco atendida dado a los aparatos de precisión que difícilmente tiene acceso un técnico.

“La tabla 2.2, presenta una composición promedio de 83 aleaciones certificadas”.¹

“Composición típica de aleaciones modernas para amalgama”.

Promedio Metal	Variación (porcentaje)	(porcentaje)
Plata	69.4	66.7-74.5
Estaño	26.2	25.3-27.0
Cobre	3.6	0.0-6.0
Cinc	0.8	0.0-1.9

Tabla 2.2 Información obtenida del libro. De Lyman, T., Metals Handbook 8ª. Edición

La fabricación de las aleaciones modernas para amalgamas no consiste, sin embargo, en la mera fusión de Plata y Estaño en relación de 3 a 1. Los fabricantes modifican sus aleaciones con el propósito de alcanzar características de manipulación y propiedades físicas óptimas.

2.7.2 Trituración

El procedimiento de mezclado se conoce técnicamente como **trituration**.² El producto de la aleación es utilizado en forma de limadura, mezclándose el polvo de limadura con el Mercurio. El procedimiento de mezclado se conoce como **trituration**, formando una masa plástica, similar a la que aparece al fundir cualquier aleación a temperaturas que se hallan entre el líquido y el sólido. Esta masa plástica

¹ Ripol G. Carlos, Prostodoncia T II, p.s. 260.

² Idem.

es forzada hacia la cavidad tallada por un proceso de condensación. Después de la condensación se producen ciertos cambios metalográficos y se forman nuevas fases, mismas que originan el fraguado o endurecimiento de la amalgama.

2.7.3 Propiedades físicas

Una de las mediciones de rutina que se realizan en la amalgama dental es el cambio direccional durante el fraguado. La amalgama dental se expande o se contrae durante su endurecimiento, según sea su composición y preparación.

La resistencia de la amalgama se mide bajo una carga de compresión, aunque en ciertos casos la resistencia a la tracción llega a ser más importante.

2.7.4 Efectos de los componentes de la aleación

La plata, el componente principal, aumenta la resistencia y disminuye el escurrimiento.¹ Dentro de las composiciones prácticas, las aleaciones que contienen más elevadas cantidades de Plata tienden a mostrar una mayor capacidad de reacción que las de menor contenido de este material. Su efecto general es de aumentar la expansión de la amalgama.

El Estaño, que es el segundo componente importante, tiende a reducir la expansión o a aumentar la contracción de la amalgama, reduciendo la resistencia y la dureza. La mezcla de Estaño y Mercurio, forman la fase más débil, pero necesaria en la aleación.

Las aleaciones Plata-Estaño son muy frágiles y resulta difícil triturarlas con uniformidad, por lo que se incluye el Cobre. Dentro del margen limitado de la solubilidad del Cobre, el mayor contenido de éste endurece y confiere resistencia a la aleación Plata-Estaño. Sin embargo, si la aleación supera el límite de solubilidad (4-5%), los efectos son inversos.

El Cinc se presenta generalmente como desoxidante, actúa como un depurador, pues durante la fusión se une con el oxígeno y otras impurezas presentes, así, se reduce la formación de otros óxidos.

Esta aleación (Plata, Estaño, Cinc, Cobre) se presenta en forma de polvo de aleación, al cual se le agrega una cantidad de Mercurio (hasta 3%), para crear una masa plástica uniforme, en forma genérica ésta es la aleación para amalgama dental.²

¹ Ripol G Carlos, prostodoncia, T.I, II y III, p 257.

² Ibid p. 263.

2.8 ACERO AL CORBÓN

En odontología, raras veces se trabaja con acero al carbón, sin embargo, prácticamente todos los instrumentos utilizados son de algún tipo de aleación de acero al carbón, por lo que hablaremos de algunos detalles generales.

2.8.1 Generalidades

La importancia comercial que tienen las aleaciones ferrosas, a dado pie a un estudio muy extenso, originando toda una ciencia al respecto. Los dos componentes involucrados son el Hierro y el Grafito, en un diagrama de equilibrio, a regímenes de enfriamiento lento, podemos encontrar al Grafito, no como elemento, sino como carburo de Hierro metaestable o cementita.

2.8.2 Solubilidad

La solubilidad máxima del carbono en el Hierro es de 2.06% en peso, a una temperatura de 1147°C. Cuando el contenido del Carbono en el Hierro es de 2%, o menor, la aleación se denomina **acero**; Cuando el contenido de Carbono se halla entre el 2% y el 6.7%, la aleación es una eutéctica, conocida como **Hierro de fundición**.

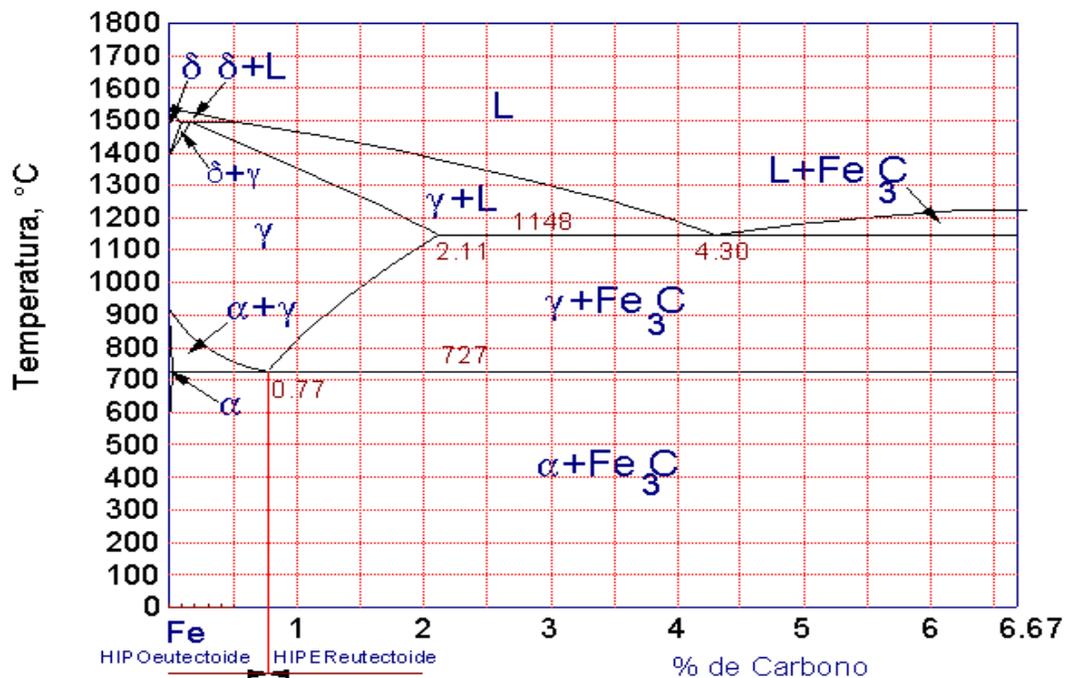


Fig. 2.6- diagrama hierro carbono.

El Hierro de fundición, considerablemente más frágil que el acero, por ello su uso es limitado para estructuras de fundición y aplicaciones donde el diseño permite su uso en condiciones con cargas y esfuerzos poco críticos.

2.9 ALEACIONES CROMO-COBALTO-NÍQUEL

Las aleaciones de Cromo-Cobalto-Níquel, tienen bastantes aplicaciones en las prótesis dentales, como son: bases para dentaduras, estructuras para prótesis parciales, ciertos tipos de puentes y algunos implantes dentales. En general son utilizados en medicina para prótesis y algunas cirugías ortopédicas.

Son los metales en los que se basan las prótesis dentales, debido a que son más livianas y poseen gran resistencia a la corrosión, dentro de sus propiedades mecánicas la dureza es una particularidad de gran utilidad en la odontología.

Una de las desventajas de este tipo de aleación es la complejidad de procedimientos que tienen que ejecutarse, para confeccionar las prótesis dentales, su elevada temperatura de fusión requiere de equipo especial, su extremada dureza, requiere de variadas herramientas para limpiar y alisar la pieza después del colado y una infraestructura, que por lo general, no cuenta el consultorio dental. La figura 2.7 muestra el diagrama de fases de las aleaciones Níquel-Cromo.

2.9.1 Composición

De acuerdo con la Asociación Dental Americana, los requisitos necesarios para las aleaciones compuestas de Cromo-Níquel-Cobalto, deben tener un mínimo del 85% de peso de estos tres materiales.¹

Los primeros sistemas de estos elementos se denominaron: **estelitas**. En 1929, se elaboraron las técnicas y los materiales, para fabricar aparatos con estelitas. Esta aleación recibió el nombre de **Vitallium**.

En la siguiente tabla (2.3) se muestran las nueve aleaciones más utilizadas en la mecánica dental. Las aleaciones HS21 y HS31, son estelitas industriales, la aleación C es también de uso industrial, las aleaciones B, es vitallium sin Níquel, material usado en los años cuarenta, las aleaciones D,E,F y G, son fórmulas cuya composición ha sido modificada para obtener mayor resistencia o mayor ductilidad de acuerdo con la tabla 2.3.

¹ Ripol G Carlos, Prostodoncia, T. I, Ily III, p,s.504.

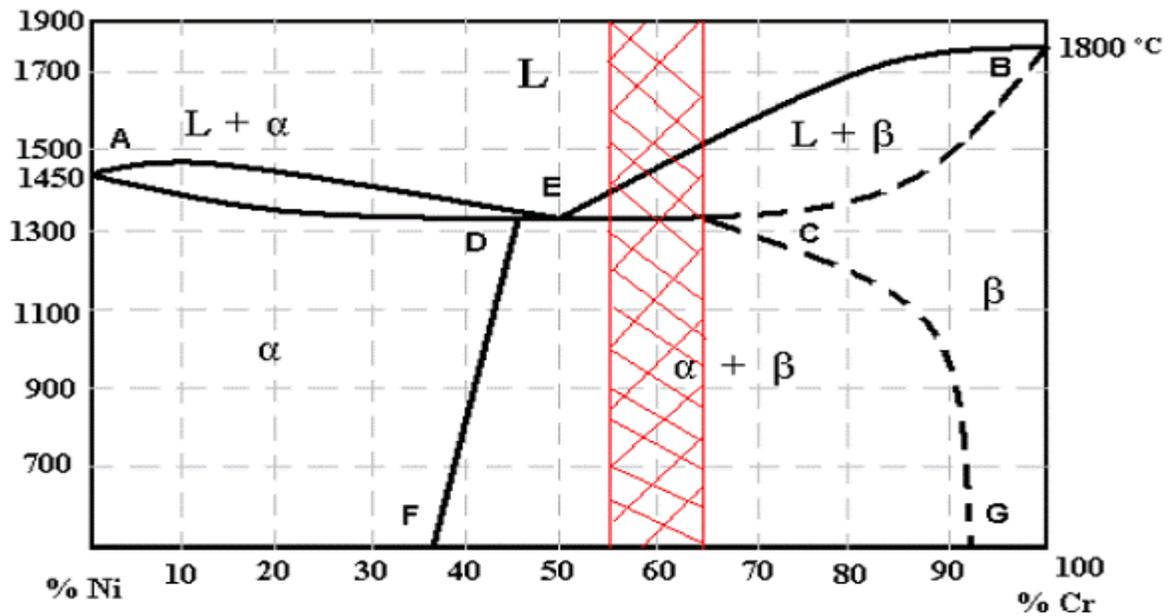


Fig. 2.7 - diagrama de fases níquel-cromo.

2.9.2 Efectos de los componentes de la aleación

El Cobalto es el elemento básico, en el sentido de que puede ser considerado como una solución sólida en un 70% y un 30% de Cromo, el Cromo por su efecto de pasividad, asegura resistencia a la corrosión, junto con otros elementos, actúa también en el endurecimiento de la solución sólida. Se considera que el 30% de Cromo es el límite máximo, para obtener las mejores propiedades en la aleación.¹

COMPOSICIÓN DE LAS ALEACIONES BÁSICAS DE CROMO-NIQUEL-COBALTO.

Elemento:	Aleación									
	A	B	C	D	E	F	G	HS21	HS22	
Cromo	21.6	30	13	30	26.1	17	20	27	23	
Cobalto	43.5	62.5	--	64	52	--	--	62.6	57.6	
Níquel	20.1	--	68	--	14.2	66	73.5	2	10	
Molibdeno	7	5	4.5	5	4	5	--	6	--	
Tungsteno.....	--	--	--	--	--	--	--	--	7	
Manganeso	3	0.5	?	--	0.7	5	0.5	0.6	0.6	
Silicio	0.35	0.5	?	0.35	0.58	0.5	3.5	0.6	0.6	
Hierro	0.25	1	2.5	--	1.2	0.5	1	1	1	
Carbón	0.5	0.5	?	0.35	0.22	0.1	1	0.2	0.4	
Aluminio	--	--	6	--	--	5	--	--	--	
Boro	--	--	--	--	--	--	0.5	--	--	

¹ Ripol G Carlos, Prostodoncia, T. I, II y III, p.s. 505.

Galio	--	--	--	0.05	--	--	--	--	--
Cobre	3.5	--	--	0.04	--	--	--	--	--
Berilio	0.9	--	--	--	--	--	--	--	--
Niobio	--	--	2	--	--	--	--	--	--
Titanio.	--	--	1	--	--	--	--	--	--

Tabla 2.3, composición de las aleaciones básicas de Cromo-Cobalto-Níquel. Datos obtenidos de Ripol G. Carlos, Prostodoncia, T II.

El Cobalto y el Níquel son materiales que pueden ser intercambiados, cuando remplazamos Níquel por Cobalto, la resistencia, dureza, módulo de elasticidad y temperatura de fusión, tienden a descender, mientras que la ductilidad aumenta, sin embargo, el efecto de otros elementos en las propiedades físicas de la aleación, como el Molibdeno y el Tungsteno, tienen un efecto endurecedor en la solución sólida bastante efectivo. Otros metales utilizados proporcionan otras ventajas, aunque el Manganeso y Silicio son endurecedores, su principal aportación es como depuradores de óxidos, esto con el fin de evitar la oxidación de otros elementos durante la fusión. Por lo general, los antioxidantes tienden a aumentar la fragilidad de las aleaciones a base de Cobalto.

El Boro, también actúa como un desoxidante y endurecedor, pero reduce la ductilidad y aumenta la dureza de las aleaciones Níquel-Cromo. Amplía el intervalo de fusión mediante la reducción de la temperatura del sólido.

El Níquel reemplaza al Cromo, el contenido de desoxidantes (Manganeso, Silicio y Boro) puede elevarse. El contenido de Silicio de hasta 3.5%, aumenta la ductilidad de una aleación de Níquel-Cromo.¹

Aunque el Berilio es un endurecedor y refinador de la estructura granular se añade para reducir la temperatura de fusión. A su vez, el Aluminio forma un compuesto de Níquel y Aluminio, que produce endurecimiento por precipitación, en las aleaciones compuestas de Níquel.

De todos los componentes, el contenido de Carbono es el más crítico, ya que una variación puede ejercer un efecto notable en la resistencia, la dureza y la ductilidad de la aleación. Ya que el Carbono es capaz de formar carburos con cualquier metal, la precipitación del carburo es un factor muy importante en el fortalecimiento de estas aleaciones, pero el exceso causa gran fragilidad; en general, las aleaciones de Cromo-Cobalto-Níquel, son las más duras y la más utilizadas dentro de la construcción de prótesis dentales, que a pesar del alto costo del proceso, las ventajas son hasta ahora inmejorables, esto, a pesar de que la tecnología de los

¹ Ripol G Carlos, Prostodoncia, T. I, II y III, p,s. 505.

materiales a proporcionado nuevos compuestos como los acrílicos, las resinas y la porcelana, esta última con algunos años utilizándola, las ventajas de las estelitas siguen siendo insuperables.

2.10 RESINAS EMPLEADAS

Existen gran variedad de resinas sintética, las cuales están compuestas por copolímeros. Actualmente se cuenta con: resinas fenólicas, urea, celulosa, vinilo, metilmetacrilato, que forman una gama amplia de resinas acrílicas, las más usadas en odontología.¹

Estas resinas deben de reunir las siguientes características:

- Consistencia (resistencia a los impactos).
- Resistencia a la flexión.
- Resistencia a la tensión.
- Estabilidad.
- Bajo corrimiento en frío.
- Alta resistencia al agua y a los solventes.
- Modificaciones dimensionales mínimas.
- Alta dureza.
- Moldeabilidad.

2.10.1 Monómeros y polímeros

Monómeros y Polímeros. Estos son la base de los acrílicos, y se utilizan en la elaboración de coronas y puentes, y se preparan con la mezcla de un polvo (polímero) y un líquido (monómero).

A pesar de contar con una gran cantidad de ventajas, como: ser estéticas, su elaboración es sencilla y rápida, costo relativamente bajo, entre otras, debemos tomar en cuenta que no son utilizadas para prótesis y que su utilidad es de restauración.

2.11 PORCELANAS

La porcelana es sin duda uno de los materiales más estéticos que se utilizan en la elaboración de prótesis dentales.

¹ Ronald E Goldstein, Odontología estética, Volumen I, p.s. 81

La porcelana de uso dental, se forma mediante el mezclado y cocción de minerales, principalmente feldespato, coalín y cuarzo, con pequeñas cantidades de sustancias elementales y pigmentos¹.

Se utilizan gran variedad de tipos de porcelanas de alta y baja fusión, fundidas sobre metal, principalmente Oro y Cromo-Cobalto.

Existe mucha información acerca de la porcelana, resinas y otros materiales, como relleno inorgánico que en su mayor parte está formado por sílice, el nylon que como material relativamente nuevo puede ser prometedor, materiales flexibles y semiflexibles, vidrios y materiales adhesivos, son éstos gran parte de los materiales más importantes dentro de la mecánica dental, sin embargo, para efectos de la investigación solo menciono los aspectos más elementales de estos. No pretendo exponer un tratado de materiales, sus compuestos, su utilidad y procesos, a pesar de su importancia en las prótesis dentales, sino solucionar el problema de acabado de las prótesis dentales fabricados con estelitas, ya que por las ventajas ofrecidas hasta la fecha, siguen siendo la de mayor utilidad.

¹ Ronald E. Goldstein, Odontología estética, Volumen I, p.s. 103.

Capítulo III

Proceso de fabricación de prótesis dentales removibles

3.1 GENERALIDADES

En el proceso de fabricación de las prótesis dentales, existen distintos materiales usados por el protesista: la porcelana, los materiales acrílicos, el nylon, etc., tienen una importancia destacada, ya que la estética desempeña un papel protagónico en cuanto a la industria dental. A pesar de esto, las ventajas mecánicas de los metales, su dureza, resistencia a la corrosión, maleabilidad y relativo menor costo, los convierten en los materiales más usados en la fabricación de las prótesis dentales. Cabe mencionar que, a pesar de que se utilizan otros materiales, por lo general en la parte frontal de la dentadura, con objeto de cuidar la estética, la base donde se fijan éstas es de metal, también los molares pueden ser de otro material, utilizando los metales para su colocación.

3.2 ENCERADO

Podríamos dividir el proceso de fabricación en dos etapas; el primero sería el colado de la prótesis, es decir, el fundido del metal y vaciado en el molde, previamente hecho, y el segundo, el acabado y ajuste de la pieza dental. Para lograr el colado se requiere cubrir varias etapas hasta obtener la pieza. El método más utilizado y que garantiza la calidad del trabajo es el método de la cera perdida.

En ésta parte del proceso, el modelo utilizado es hecho de cera, el cual será fundido, para dejar una cavidad que tiene todos los detalles del modelo, el cual será llenado de metal líquido, y una vez solidificado el metal, ocupará el lugar y la forma del modelo, el cual, será sometido a un trabajo de desbaste y pulido para obtener una apariencia brillante.

El proceso en cera consiste en formar el objeto, a mano, trabajado en una impresión de la dentadura del paciente, esto es un modelo de material cerámico, elaborado por el dentista, el cual lleva en sí, todos los detalles completos de las piezas dentales, incluyendo las faltantes, que serán remplazadas por la prótesis que está en proceso de construcción.

El objeto de cera o modelo, es elaborado en el laboratorio por el protesista, éste tiene la apariencia que debería tener el cuerpo metálico, por lo cual se requiere de gran destreza, ya que éste se realiza a mano y deberá llevar los ductos del colado, el bebedero, y todos los detalles de la prótesis, necesarios para la preparación del molde, fig. 3.1

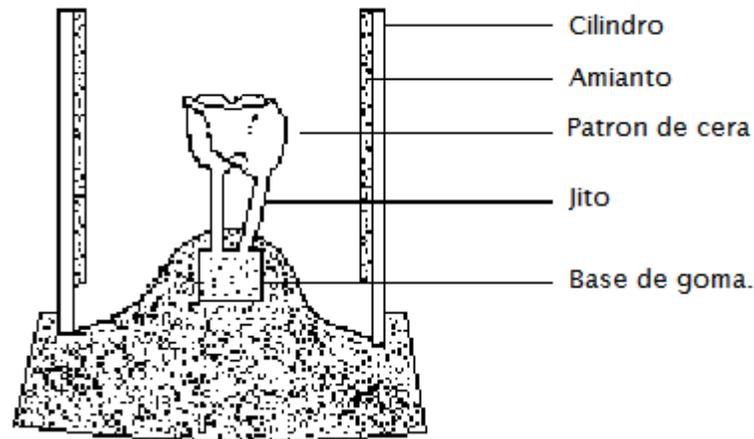


Fig. 3.1 patrón de cera preparado para el revestimiento.

El segundo paso es la realización del investido, que no es otra cosa que un refractario de yeso cerámico a base de arena, cuarzo o cristobalita, a los cuales se les agrega grafito, ácido bórico y óxido de magnesio, ésta mezcla es llamada investimento.

3.3 INVESTIMENTO

Es una cubierta de material refractario, que tiene por objeto cubrir el patrón de cera, tiene la capacidad de fraguar con una consistencia muy dura, lo que permite alojar al metal fundido.

El investimento deberá retener la forma del patrón de cera, con la mayor precisión posible, y mantener la cavidad que alojará el metal una vez que se retire la cera.

Para esto, es necesario colocar el patrón de cera en un cilindro especial que servirá de molde para la mezcla del investido, este se llama cubilete, y tiene el objetivo de alojar el patrón de cera y servir de molde para el vaciado de la mezcla cerámica. Este paso se muestra en la figura 3.2 de forma simple para su comprensión.

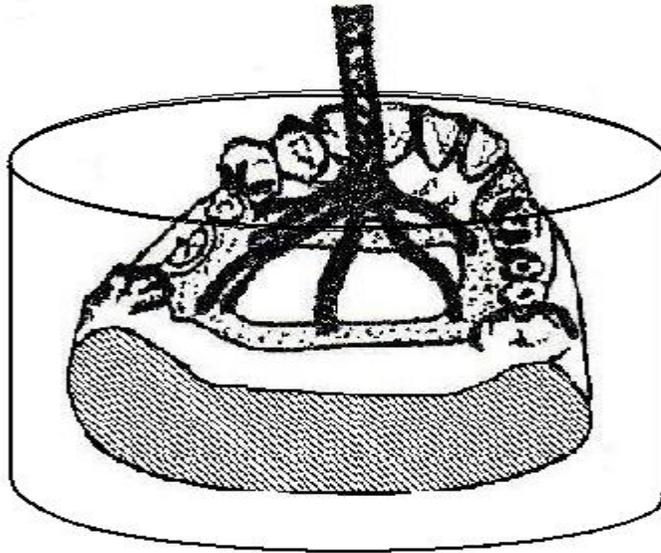


Fig. 3.2 patrón de cera dentro del cubilete para ser investido.

Cuando se hace el investido de un patrón de cera siempre se deben tener presente las diferentes etapas de expansión que sufre la masa del material de investimento. Durante el fraguado del material sucede una expansión de investimento, el resultado de estas expansiones es un agrandamiento de la cavidad del molde todavía ocupada por el patrón de cera.

Este fenómeno permite alojar el metal fundido, permitiendo compensar las contracciones que ocurren cuando empieza a enfriarse, evitando así cambios dimensionales que pudiesen afectar el tratamiento odontológico. El ciclo de expansión de la mezcla de investimento constituye un factor de compensación para la contracción que siempre sufre un metal que se enfría después de haber alcanzado su punto de fusión.¹

El investido de un patrón para prótesis siempre se hace incluyendo con el patrón el modelo refractario sobre el cual se enceró y se puede hacer en dos formas:

Una de ellas se hace en dos tiempos, y consiste en invertir primero, pincelando el material de investimento, el patrón de cera del armazón, para que una vez fraguado se proceda al investido del modelo refractario, dentro de un cubilete adecuado para los fines de las prótesis, el cubilete, como ya mencionamos, es un molde en el cual se introduce el patrón de cera, que será llenado del yeso cerámico para el investido, caso ejemplificado en la fig.3.3.

¹Cedulas de apoyo prótesis dental, Prótesis Removible 1, Conalep, 1984, p,s 185-186

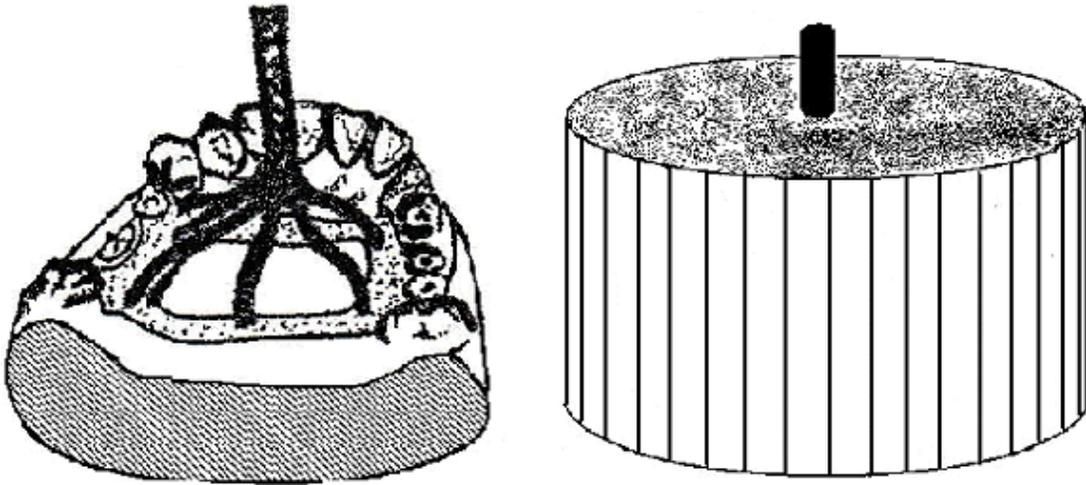


Fig. 3.3 Patrón de cera con el modelo refractario y su posterior introducción en el cubilete para su investimento.

El otro método de investido consiste en hacer esta operación en una sola intención. Se afirma que el primer método es el más aconsejable, ya que se tiene un control más preciso de las diferentes etapas de expansión de la mezcla de investimento, por lo que, el colado resultante es de mejor calidad.

3.4 FORMACIÓN DEL BEBEDERO

Cuando se hace el encerado del patrón de cera se deben hacer vías de acceso para el metal que va a llenar la cavidad que deje el patrón de cera cuando ésta desaparezca. Estas vías se construyen de cera y parten del patrón principal. Se les conoce con el nombre de cueles o bebederos, y se muestran en la figura 3.4 y 3.5. Hay un bebedero o cuele principal de mayor tamaño que los restantes, a partir del cual se modifican los cueles secundarios, que van a terminar en diferentes regiones del armazón o diferentes piezas.

Este cuele principal sale por la perforación que lleva el modelo refractario en su base, y se extiende hasta cierta distancia. Sobre este cuele principal se debe ir formando el bebedero por donde entra el metal fundido.

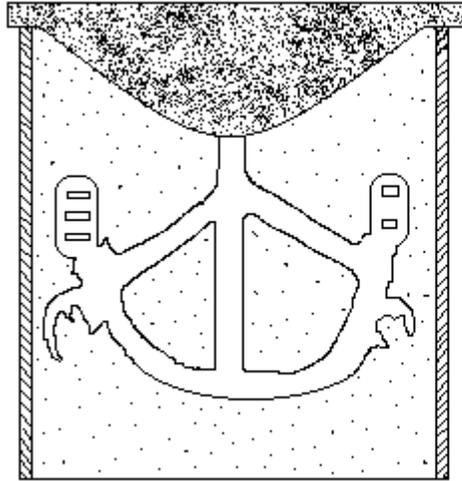


Fig. 3.4 Cubilete investido con un conformador de crisol.

Este bebedero o cavidad de fundición se puede preparar a mano, para lo cual, es necesario que el cubilete esté debidamente investido y fraguada la mezcla, o formarse en el momento en que se llena el cubilete con el investimento, para lo cual se utilizan conformadores de crisol, éstos conformadores se llaman peanas y tienen ya la forma del crisol y se pegan en el cuele principal.

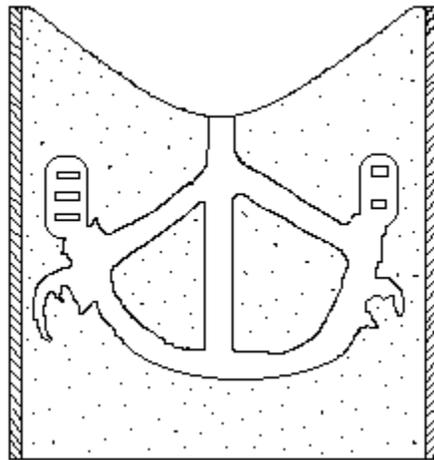


Fig. 3.5 Cabidad para crisol, una vez retirado el conformador de crisol despues del fraguado del investimento.

Una vez que fragua el investimento, simplemente se retira, dejando en su lugar la forma deseada para el crisol como se muestra en la figura 3.6.

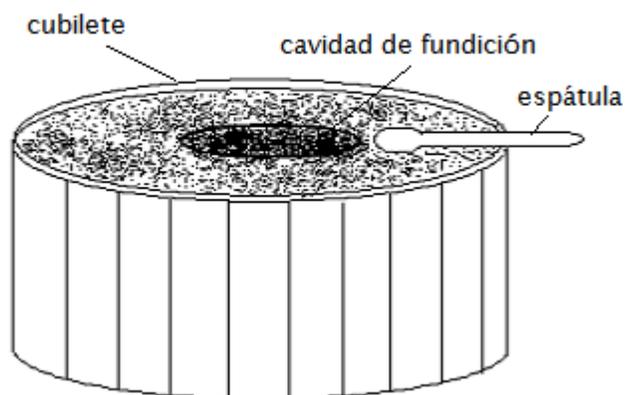


Fig. 3.6 Elaboración de un crisol hecho a mano con espátula.

3.5 EXTRACCIÓN DE LA CERA

Acto seguido, es deshacernos del patrón de cera y los cueles, para esto, se somete la cera a un calentamiento continuo, ya sea por medio de calor húmedo, o bien, de calor seco. En el primer caso, se puede sumergir el cubilete en agua hirviendo o en una solución de tetracloruro de carbono hasta la total desaparición del patrón de cera y sus cueles. Otra forma es calentar el cubilete cuando la mezcla de investimento todavía esta húmeda, formándose vapor en agua, que por el continuo calentamiento volatiliza la cera.¹ La figura 3.7 muestra un patrón de cera listo para ser eliminado por calor con el apoyo de un horno.

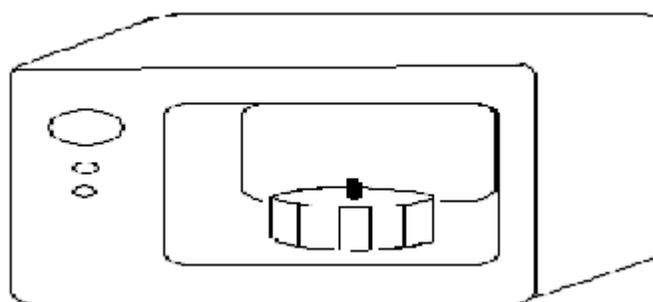


Fig. 3.7 Cubilete dentro de un horno para la extracción de la cera por medio de calor.

¹ Cédulas de apoyo prótesis dental, Prótesis Removible 1, Conalep 1984, p.s. 198-199.

Cuando se utiliza este último, debe recordarse que si la aplicación de calor es muy intensa, la mezcla de investimento, aun cuando es refractaria, se puede alterar en sus propiedades.

La cera que se eliminó por la acción del calor, deja en su lugar espacios que llevan las formas del armazón y de los cueles, tanto del principal como de los secundarios. Estos espacios van a ser ocupados por el metal que se va a usar para lograr el armazón o pieza protésica. A este procedimiento se le conoce como colado o vaciado del metal.

3.6 VACIADO DEL METAL

El comportamiento de una aleación metálica es diferente cuando se está fundiendo a cuando empieza la solidificación de su masa, cuando se enfría un metal éste empieza a sufrir contracción, y si ésta no se compensa de alguna manera, el colado resultante va hacer defectuoso. Para compensar la contracción que por el enfriamiento sufre el metal, durante el procedimiento del colado, se deben labrar en el interior del investimento, o hacer previamente unas ampliaciones en los ductos de los cueles al investido del patrón de cera, que permitan que en esas zonas se deposite mayor cantidad de metal en estado de fusión al momento de hacer el colado del metal, para compensar las posibles contracciones que va a sufrir el metal que formará el esqueleto de la prótesis. Estas ampliaciones reciben el nombre de cámaras de compensación, y su función es compensar los efectos de contracción que va a sufrir la pieza metálica.¹

Las aleaciones que más se utilizan para el colado de piezas para prótesis son las de cromo-cobalto-níquel, sin embargo, se pueden utilizar otros como el Oro y sus aleaciones.

Para hacer el colado a cera perdida de una aleación de cromo-cobalto, se necesita que el metal en estado de fusión sea impulsado hacia la cavidad del molde, ya que el metal por si solo no puede hacerlo, aún cuando sus propiedades de fluidez lo hagan manejable.

3.6.1 Método de impulsión

El método de impulsión por aplicación de fuerza centrífuga es el que más se utiliza en odontología para hacer el colado de una pieza metálica.

Una de las ventajas de la máquina centrífuga es que se puede fundir el metal cuando ya se colocó el crisol y se ajustó la máquina para ser activada. Para esto, es necesario calentar el metal con un soplete, tomando en cuenta que se debe conocer la forma de fundir, previendo que un exceso de calor puede oxidar el metal, ocasionando problemas posteriores.

¹ Cédulas de apoyo prótesis dental, Prótesis Removible 1, Conalep 1984, p.s. 202-203.

El metal fundido obtiene cualidades líquidas, con lo cual es aparentemente fácil de introducirlo al molde, para esto utilizamos la centrífuga, de manera que genera una diferencia de presión forzando al metal líquido a llenar las cavidades del molde pasando por los bebederos, una vez dentro, el metal ocupará los espacios cedidos por la cera para formar la pieza requerida. La figura siguiente (3.8) representa una máquina centrífuga convencional.

Se debe señalar que además de la impulsión centrífuga, existen otros métodos, como el de impulsión por aumento de la presión atmosférica, impulsión por disminución de la presión atmosférica y la impulsión por el aumento y disminución simultánea de la presión atmosférica, sin embargo, es la impulsión centrífuga la más utilizada.

Es necesario utilizar todas las técnicas adecuadas para el colado del metal, la forma en que desembocan los bebederos para evitar turbulencias y permitir el flujo del metal sin contratiempos, el uso adecuado del soplete, procurando el calentamiento adecuado y la preparación adecuada de la máquina centrífuga.

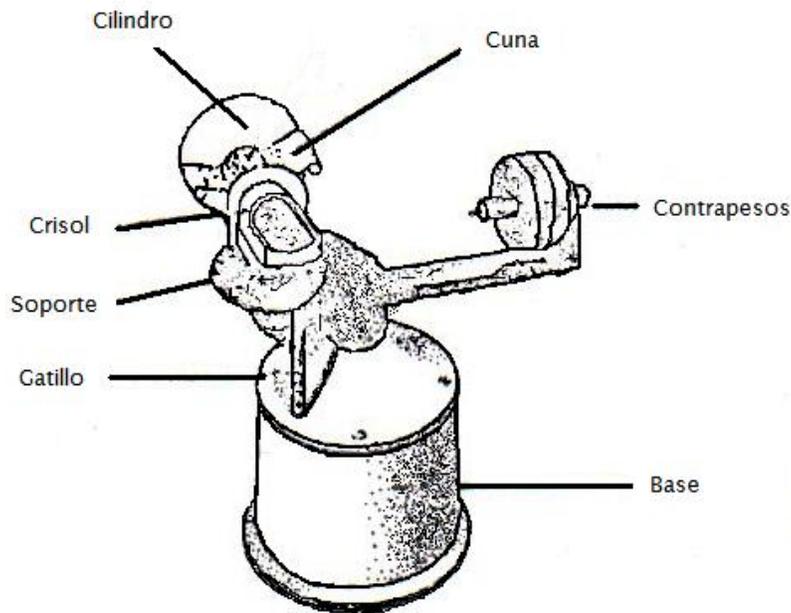


Fig. 3.8 Imagen de una máquina centrífuga para colar metal fundido.

El método más utilizado para fundir el metal depositado en el crisol (fig. 3.10), es por medio de un soplete (fig. 3.9), ya que éste proporciona la temperatura necesaria para que el metal alcance su fase líquida y pueda ser impulsado al cubilete donde ocupará el lugar que previamente formó la cera, dando origen a la pieza de metal que se convertirá en prótesis.¹

¹ Cédulas de apoyo prótesis dental, Prótesis Removible 1, Conalep 1984, p.s 207- 220.

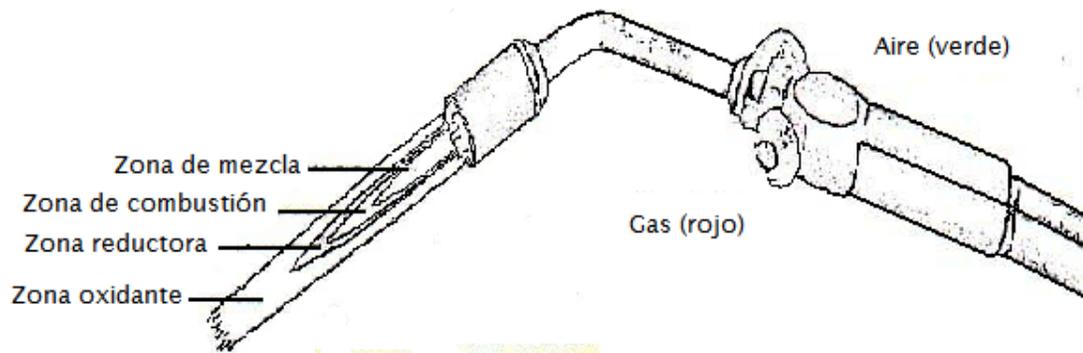


Fig. 3.9 Soplete y las respectivas zonas de la llama que funden el metal.

3.6.2 Procedimiento de colado

El procedimiento para el colado de una pieza es el siguiente:

- a) Se balancea la centrífuga manual.
- b) Se acomodan los insumos que se utilizarán en el procedimiento.
- c) Se carga la máquina centrífuga, girando en dirección de las manecillas del reloj.
- d) Se acomoda el cubilete previamente caliente.
- e) Se introduce el metal en el crisol con un pequeño margen de exceso.
- f) Se adhiere un fundente reductor.
- g) Cuando el metal está en su punto de fusión (utilizando la llama del soplete), se acciona la centrífuga hasta que se detenga sola.
- h) Se retira el cubilete.

Se puede decir que hasta aquí ya contamos con una pieza metálica que se utilizará como prótesis dental, es importante que la prótesis cuente con la calidad adecuada para que cubra su función, es por esto, que los trabajos posteriores, de corte y pulido toman gran importancia.

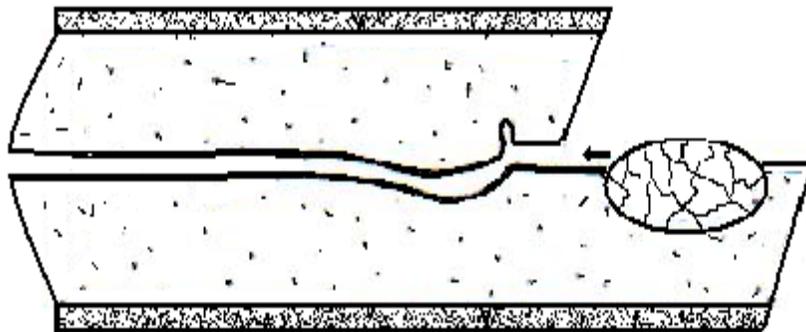


Fig. 3.10 Ejemplo de crisol para fundición centrífuga.

3.7 CORTE Y PULIDO DE LAS PROTESIS DENTALES

Una vez concluidos los distintos procedimientos del laboratorio, se inicia la limpieza y ajuste de la prótesis, comenzando así la parte más crítica de todo el proceso, la más complicada y laboriosa, y por supuesto, la parte que encarece el producto, que es la materia prima del dentista.

Si por alguna razón fallara el colado metálico del armazón o cualquier otra pieza, se tendrían que repetir los procedimientos del encerado de la prótesis, la colocación de los cueles, el investido en cubilete, el desencerrado y nuevamente, el colado metálico del armazón. Una vez terminado el proceso del cuele del metal y habiendo permitido su enfriamiento, la pieza tiene una serie de irregularidades propias del trabajo anterior, por ningún motivo se puede tener una pieza con la precisión deseada, por lo que, deben ajustarse y después pulirse al alto brillo.

3.7.1 Extracción y limpieza

Cuando se ha terminado el proceso del colado, se deja enfriar el cubilete a temperatura ambiente y se concluye introduciéndolo en agua, lo que podemos considerar como un tratamiento térmico.

Ya que se encuentra manejable, se retira el colado del investimento para preceder al aseo y preparación necesarios con un cepillo y una solución jabonosa, después se sumerge en una solución de ácido sulfúrico o clorhídrico, para eliminar cualquier impureza.

Cuando se han concluido las labores de limpieza, se cortan todos los cueles metálicos, recortándolos con un disco de carburo y se alisa la superficie con un disco de fieltro, cabe comentar que las herramientas del laboratorio que son bastas, y la experiencia del técnico, son determinantes para lograr un acabado de calidad, esto por supuesto, es un factor determinante para los costos del producto.

3.7.2 Desbaste de la pieza

Acto seguido, se regulariza la superficie usando piedras montadas de las que no producen calor, con el objetivo de no alterar la superficie de la pieza por la acción mecánica de la herramienta y la temperatura de la fricción.

Básicamente, el terminado y el pulido del armazón consisten en desprender material del colado en proporciones microscópicas, utilizando piedras de diferentes tamaños de granos para producir y eliminar los rayones y rasguños, hasta conseguir una superficie uniforme y lustrosa, empezando por alisar las superficies que no hacen contacto con los tejidos, utilizando primero piedras montadas en un motor de alta velocidad, fig.(3.11). Lo que se requiere es eliminar únicamente las rebabas de

metal y las imperfecciones que aunque microscópicas son determinantes en la correcta elaboración de la pieza de prótesis.

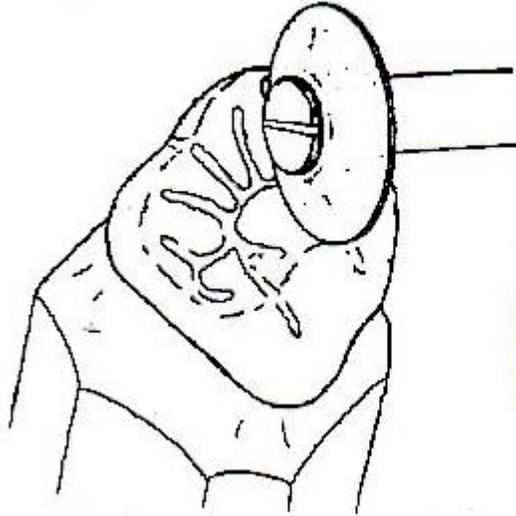


Fig. 3.11. Ejemplo de una fresa en forma de disco para eliminar las asperezas de la pieza.

Posteriormente se utilizan abrasivos de grano fino, que son utilizados para darle al armazón los contornos apropiados y hacer desaparecer los rayones y asperezas que dejaron los granos anteriores.

A pesar de parecer sencilla esta parte del proceso, es de crucial importancia, por el tiempo que se le dedica, por la cantidad de herramientas de corte y arranque de material, por la dureza superficial de la pieza, por el costo de la mano de obra calificada en la cual descansa la calidad del terminado y el tiempo que necesita esta parte del proceso.

3.7.3 Tratamiento térmico

Antes de proceder al pulido, se debe hacer un tratamiento térmico, llamado endurecimiento térmico, que sirve para darle condiciones de dureza máxima, este procedimiento consiste en introducir el colado en un horno que se encuentra a 445°C, durante quince minutos, pasado este tiempo, se saca el colado y se deja enfriar a temperatura ambiente.

3.7.4 Pulido

Se empieza a pulir el armazón utilizando discos de hule abrasivo, ayudados con cepillo y polvo de piedra pómez. El pulido tiene por objeto darle tersura y brillo al armazón o pieza, lo que la hace más atractiva a la vista, más adecuada para meterla a la boca y más higiénico. Otra ventaja del pulido es que impide la corrosión del metal

El principio consiste en alisar progresivamente la superficie metálica, hasta hacer desaparecer las asperezas, dándole un brillo uniforme, para esto utilizamos un disco de tela de esmeril de grano mediano se frota toda la superficie de la prótesis metálica, después se cambia a uno de grano fino, para terminar con uno de grano extrafino, para concluir, se lava la pieza para eliminar todo rastro de esmeril.

Posteriormente se prepara una mezcla de polvo de piedra pómez y agua, y con un disco de fieltro se repasa todo el armazón o pieza. La pieza debe adquirir en toda la superficie una apariencia opaca, esto es señal de que se ha terminado con este proceso.

Se prepara una mezcla de rojo inglés, con aceite, y se termina el pulido de la prótesis utilizando cepillos de ceras blandas, esperando que el pulido sea satisfactorio en todas las zonas que así lo requieran, dando por terminado el proceso de fabricación de prótesis dentales removibles.

El alisado y pulido del armazón metálico, además de evitar la corrosión y pigmentación, dará al paciente la confianza de llevarlo en la boca. Las consecuencias que puede tener un armazón mal ajustado, van desde causar una gran movilidad de los dientes que serán utilizados como pilares para la correcta sujeción de la prótesis, hasta dolor y defectos mecánicos para la masticación, pudiendo provocar una lesión y desgaste de los huesos adyacentes a los tejidos blandos desdentados.

La calidad de la prótesis depende del cuidado exhaustivo de cada uno de los pasos de su elaboración, así como de la habilidad y experiencia del técnico protesista dental.¹

La explicación vertida en cada uno de los procesos fue lo más resumida posible, esto, debido a lo extenso de cada tema y lo complicado que sería tratarlo, entendiéndose que no es un manual de prótesis dentales removibles ni de pulido, etc., cabe mencionar nuevamente que el trabajo de la tesis se enfoca en dar a conocer una problemática particular, pero se requiere del contexto que ayude a ubicar el problema.

¹ Cédulas de apoyo prótesis dental, Prótesis Removible 1, Conalep 1984, p.s 227-234.

Capítulo IV

Análisis del proceso de producción de las prótesis dentales removibles

4.1 GENERALIDADES

Las necesidades de mejorar los sistemas de producción han generado un desarrollo en el ámbito administrativo, esto con el fin de optimizar los recursos económicos, contando para ello, con las herramientas adecuadas, que a lo largo del siglo XX se fueron implementando, para ejercer un control que permita mejorar los procesos de producción, aplicable a cualquiera que sea éste. Esta actividad propia en todas las empresas, permite analizar el proceso de producción en cada una de sus etapas que comprende la manufactura de un producto, con el fin de realizar los ajustes pertinentes y agilizar la producción, permitiendo optimizar los recursos humanos, técnicos y económicos.

La Odontología, a pesar de estar respaldada por grandes industrias médicas, farmacéuticas y por la tecnología de las ciencias de los materiales; incorporando nuevas aleaciones no ferrosas, resinas y acrílicos capaces de igualar los matices de una dentadura, la incorporación del láser, nuevas técnicas y equipos médicos en constante desarrollo por la ciencia, sigue a expensas del trabajo independiente y casi manual llevado a cabo en un pequeño laboratorio y que podemos considerar como trabajo artesanal elaborado por los mecánicos dentales; quien por su limitado volumen de producción, por la utilización de técnicas y equipo inadecuado y por la basta experiencia que requiere un mecánico dental que permita garantizar la calidad del trabajo producido, durante mucho tiempo la Odontología ha sido una de las ramas de la medicina más caras y que por razones socioeconómicas no están al alcance de la mayoría de la población.

En el desarrollo e impulso de los pequeños empresarios, la mecánica dental es de las más olvidadas, es por esto que se hace necesario un estudio, capaz de orientarnos y detectar la problemática en la que se encuentran los microempresarios de este ramo, con el objetivo de mejorar los procesos de producción; detectando y enfocándonos precisamente en mejorar las etapas del proceso de producción de las

prótesis dentales removibles, permitiendo un manejo más eficiente y eficaz, mejorando la calidad del producto.

Existen varias formas de evaluar los procesos de producción, las herramientas que proporciona la ciencia del Control de Calidad ponen en evidencia la parte o partes del proceso que tienen un impacto significativo, proporcionando la información adecuada para realizar los ajustes pertinentes que permitan mejorar el proceso de producción.

4.2 EL PROCESO DE PRODUCCIÓN

El proceso de producción es: la secuencia de operaciones, movimientos e inspecciones por medio de la cual la materia prima se convierte en un producto terminado listo para enviarlo al siguiente proceso o al cliente. Una herramienta que permite detallar el proceso de producción es el **diagrama de flujo de proceso**, el cual, mediante una simbología estándar proporciona la secuencia de operaciones que deberán llevar en el proceso.¹

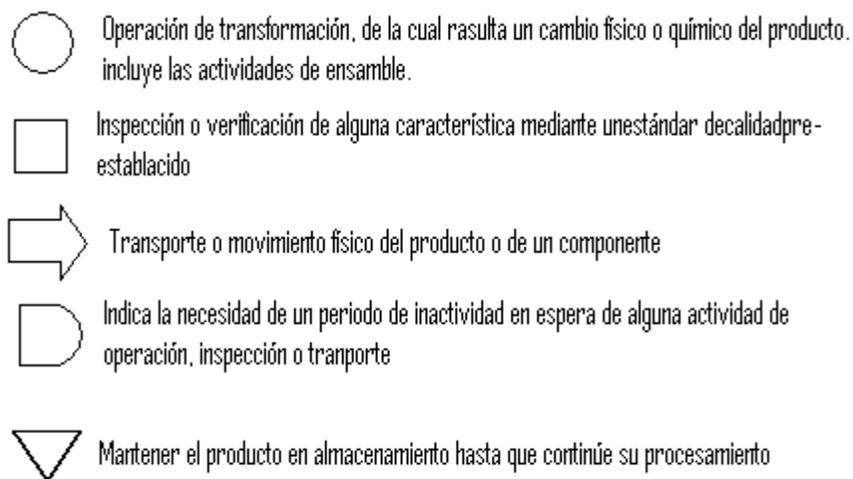


Fig. 4.1. Simbología empleada en la elaboración de diagramas de flujo de proceso.

El diagrama de flujo del proceso ayuda a considerar todas las actividades necesarias para la obtención del producto, la secuencia en que se deben realizar y la tecnología empleada, de esta manera, el diagrama de flujo del proceso, dependiendo del tipo de producto, proporciona la flexibilidad de la elaboración de la estructura del producto y los volúmenes de producción, considerando al trabajo de la mecánica dental como producción unitaria.

¹ Humberto Cantú Delgado, Desarrollo de una cultura de calidad, ed. Mc Graw-Hill 2002, p.s. 194.

4.3 PRODUCCIÓN UNITARIA

También llamada de “taller”, en la que se produce un producto único en cada ocasión, normalmente ordenado con especificaciones precisas por el cliente, en donde puede llegar a repetirse o no. En estos casos, la mano de obra es muy especializada y el equipo utilizado puede ser flexible en algunos procesos, o muy específicos para otro tipo. Los costos unitarios son altos, esto debido a que el desarrollo es absorbido totalmente por el único producto, además de que los tiempos unitarios de fabricación son mayores en el caso de operaciones repetitivas, ya que se tiene que preparar todos los equipos y los insumos para repetir operaciones, sin la posibilidad de realizarlo en serie, además, que si falla alguna parte del proceso, se tendría que repetir prácticamente todo desde el principio.¹

El diagrama de flujo de proceso que se muestra en la figura 4.2 permite observar con cierto detalle, cada una de las etapas del proceso de manufactura de prótesis dentales removibles, determinando cuáles son las herramientas y la materia prima implicada, y de manera cronológica, los pasos que se realizan para obtener un producto.

El diagrama de flujo expuesto, no es de ninguna manera un método que deba seguirse al pie de la letra, ya que cada técnico agrega o disminuye de acuerdo a su experiencia detalles en la fabricación de prótesis dentales removibles que les han otorgado, según creen, ciertas ventajas, ya sea en el momento del cuele, en el momento de preparar la mufla o el modelo, algunos prefieren omitir el tratamiento térmico, otros lo realizan antes de sacarlo del yeso refractario, algunos no lo limpian con agua, en fin que se trata de exponer un diagrama de flujo lo más extenso posible y de alguna manera, quizá el más utilizado, claro, en forma generalizada.

La necesidad de competir de manera eficiente en un mercado cada vez más complejo, da pie a la búsqueda y apoyo de herramientas que permitan controlar el proceso y obtener una mejora significativa de éste, a través de un análisis del proceso de producción.

La figura 4.2 fue realizada con la información de manuales dentales y la asesoría de varios técnicos dentales quienes de manera regular describen el proceso; lo que me permitió realizar la gráfica con los datos y la simbología pertinente utilizada de manera genérica para ilustrar un proceso.

¹ Humberto Cantú Delgado, Desarrollo de una cultura de calidad, ed. Mc Graw-Hill 2002,p.s. 194-196.

DIAGRAMA DE FLUJO DE PROCESO		Fecha: 04 Agosto 09 pag. 1 de 2
Proceso Elaboración de prótesis dentales removibles		Elaboración Ing. Francisco Javier Vargas Molina
Suboperación	DESCRIPCIÓN NARRATIVA	Operación Transporte Inspección Retraso Almacenaje
1	Preparar los insumos (mechero, cera, espátula) para la elaboración del patrón de cera	○ → □ ▢ ▽
2	Elaboración del patrón de cera sobre el modelo	● → □ ▢ ▽
3	Colocar cueles y bebederos al patrón	● → □ ▢ ▽
4	Colocar el modelo con el patrón de cera sobre la peana para hacer el investido	● → □ ▢ ▽
5	Preparar el yeso refractario y verter al cubilete para cubrir el modelo	● → □ ▢ ▽
6	Esperar el fraguado para hacer el desencerado	○ → □ ▢ ▽
7	Pre calentamiento del horno	○ → □ ▢ ▽
8	Eliminación de la cera por calor (horno)	● → □ ▢ ▽
9	Preparación de la centrifuga, soplete, crisol, metal y fundente	○ → □ ▢ ▽
10	Pre calentamiento del cubilete con el soplete	● → □ ▢ ▽
11	Colocar el cubilete pre calentado en la centrifuga	○ → □ ▢ ▽
12	Colocar el metal en el crisol y agregar fundente	○ → □ ▢ ▽
13	Fundir el metal con el soplete	● → □ ▢ ▽
14	Con el metal fundido, accionar la centrifuga hasta que se detenga sola	○ → □ ▢ ▽
15	Retirar el cubilete del brazo de la centrifuga	● → □ ▢ ▽
16	Dejar enfriar el cubilete a temperatura ambiente	○ → □ ▢ ▽
17	Sumergir en agua para enfriarse totalmente	○ → □ ▢ ▽
18	Retirar el yeso refractario, (primero con pinza de cangrejo, luego con fresas de carburo y arenadora)	● → □ ▢ ▽
19	Lavar la pieza con agua jabonosa	● → □ ▢ ▽
20	Sumergir la pieza en una solución de ácido sulfúrico o clorhídrico.	○ → □ ▢ ▽
21	Preparar los discos para corte (carburo)	● → □ ▢ ▽
22	Cortar los cueles metálicos	● → □ ▢ ▽
23	Desbaste, regularización de la superficie con piedras montadas	● → □ ▢ ▽
24	Tratamiento térmico 450°C	○ → □ ▢ ▽
25	Selección de herramientas de pulido, (piedras, discos de goma, fieltros, cepillos)	○ → □ ▢ ▽
26	Abrillantado de la pieza, (disco de fieltro, pasta de blanco de España)	● → □ ▢ ▽
	Almacen	○ → □ ▢ ▽

Fig. 4.2, diagrama de flujo de proceso de la fabricación de prótesis dentales removibles.

4.4 GRÁFICA DE PARETO

Hasta aquí, hemos descrito de manera significativa el proceso de fabricación de prótesis dentales removibles, el diagrama de flujo, permite observar las etapas en donde necesitamos un insumo de materiales para continuar con el proceso, pero es de vital importancia exponer los tiempos promedio de cada paso con el fin de utilizar esa información y aplicar la herramientas de Kaoru Ishikawa, ingeniero japonés que realizó estudios sobre los ciclos de la calidad, para contar con procedimientos claros para el análisis y solución de problemas, enfocado en el área productiva.

Los estudios del ingeniero Kaoru Ishikawa, se reflejaron en la inspección, control del proceso y desarrollo de nuevos productos, enfatizando en los cuatro aspectos que consideraron más importantes: Calidad, costo, entrega y servicio.¹

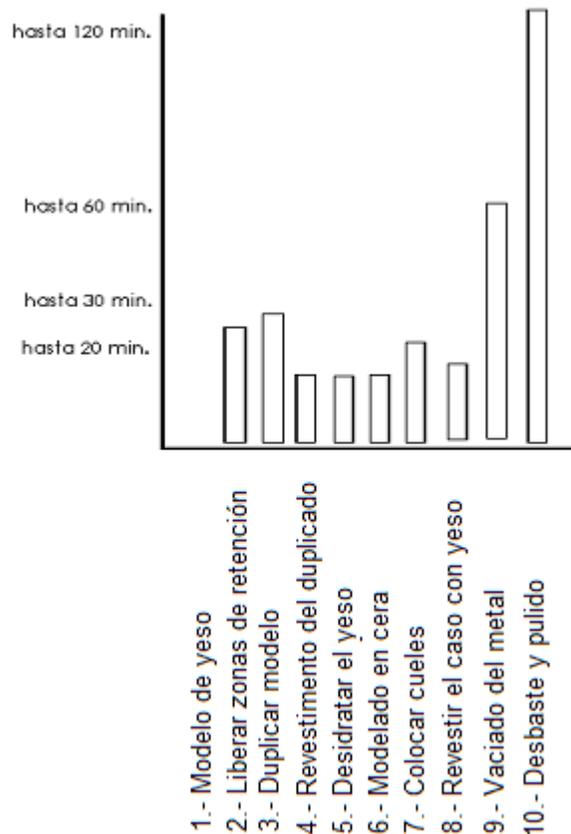


Fig. 4.3 Muestra de forma cronológica cada actividad de manera general con respecto al tiempo estimado, sin mostrar un orden de acuerdo a una gráfica de Pareto.

Una de las herramientas con más alcance utilizadas para el mejoramiento de calidad de un producto o proceso es el diagrama de Pareto, el cual permite identificar

¹ Kaoru Ishikawa, *Introducción al Control de Calidad*, ed. Díaz de santos 1994, p.s. 10-25.

y separar en forma crítica los pasos que provocan la mayor parte de los problemas de calidad. Esta herramienta se basa en la regla 20 – 80, es decir, el 80 % de los problemas se debe al 20% de las causas involucradas.

En la gráfica anterior, 4.3, se muestra cada una de las actividades generales del proceso, de manera cronológica, en donde se puede apreciar una descompensación con respecto al tiempo empleado, si consideramos que no hay un orden al respecto, pero que sería referente para determinar la problemática, ya que resulta ideal una grafica menos desproporcionada.

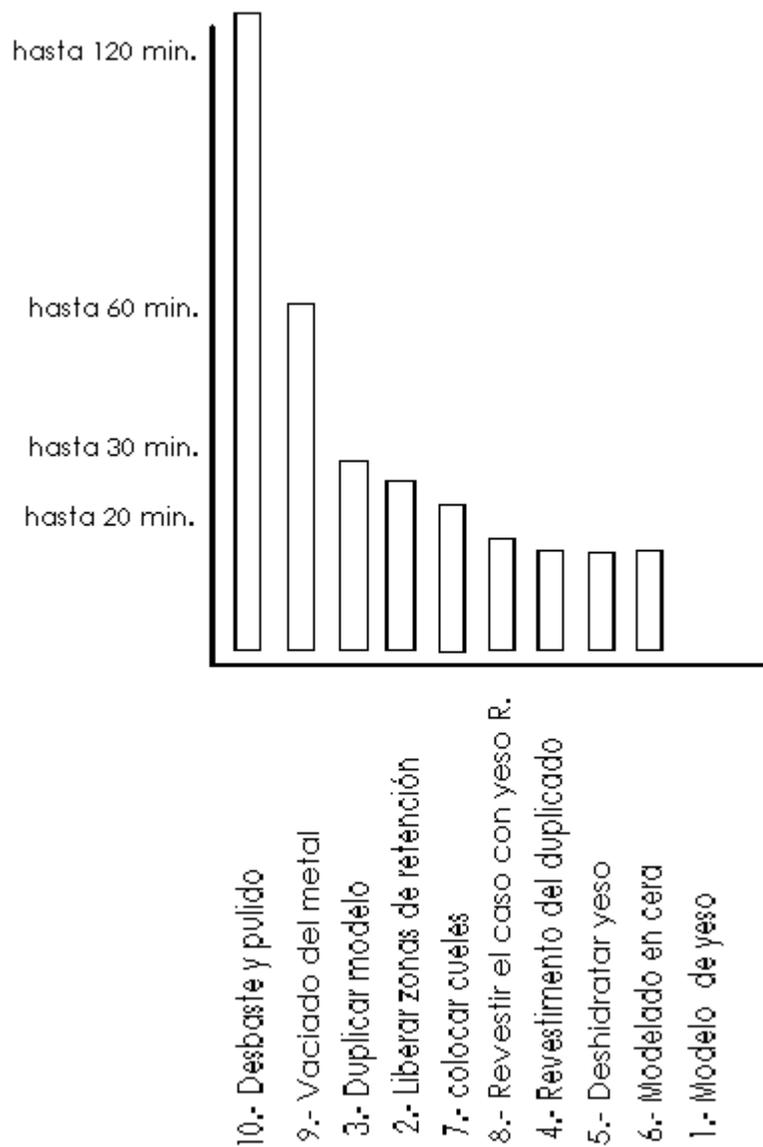


Fig. 4.4. Gráfica de Pareto, se observa que el 20% de las actividades consumen cerca del 80% del tiempo de trabajo en el proceso.

La figura 4.4, muestra el orden de importancia de las actividades que consumen más tiempo, formando una gráfica de Pareto, la cual demostrará como lo indica la teoría, cuales son las etapas que resolviendo de manera eficiente, solucionarían la mayoría de los problemas implicados.¹

La actividad número uno no está implicada en la gráfica, ya que no es trabajo de laboratorio, el modelo de yeso es la materia prima que proporciona el cirujano dental, a partir de éste, comienza el trabajo del cual ya hablamos en el capítulo anterior.

La gráfica anterior refleja de manera clara en donde recae el peso del protesista dental, en donde la actividad número 8 de la figura 4.4, que corresponde al vaciado del metal, ofrece pocas posibilidades de modificación, la centrífuga (herramienta en donde se funde e inyecta el metal), puede adquirirse con mayor tecnología, ya que existen unas que son eléctricas y que ofrecen mayor calidad en el fundido del metal y la posibilidad de inyectar metal es mayor, sin embargo, sus precios desorbitados limitan la posibilidad de adquirir una en el mercado, dejando la opción a grandes laboratorios o talleres que trabajan para el ramo de la joyería.

Es en la actividad número 10 de la figura 4.4, en donde se centra el presente trabajo, en donde la cantidad de herramientas, las horas empleadas en la obtención de la pieza, el trabajo que al ser manual es tan heterogéneo y no permite un resultado uniforme entre una pieza y otra, la atmósfera tóxica cargada del metal desprendido de las prótesis en el momento de someterlas a la acción de las muelas y el factor relacionado con la mano de obra, convierte esta etapa del proceso clave para la consecución de todo el trabajo.

4.5 DIAGRAMA DE CAUSA Y EFECTO

La siguiente figura 4.5, es una herramienta utilizada para representar el conjunto de causas en donde se puede generar algún problema en la etapa del vaciado y que alteraría el curso normal (estimado) del proceso.²

La figura 4.6, representa el conjunto de causas en donde se puede generar algún problema en la etapa de desbaste y pulido, y que podría alterar el curso normal (estimado) del proceso.

¹Humberto Cantú Delgado, Desarrollo de una cultura de calidad, ed. Mc Graw-Hill 2002, ps.228-231.

²Ibid, p.s. 231-235

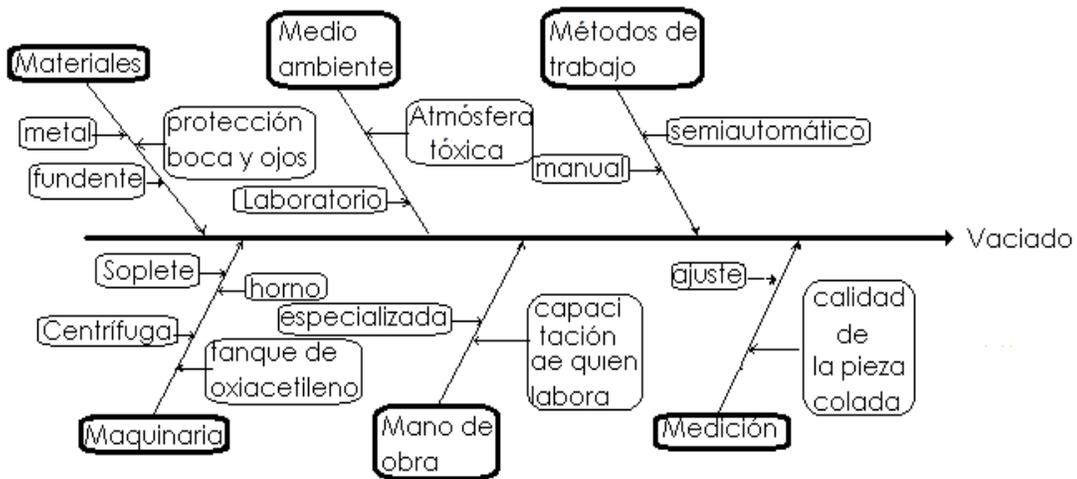


Fig. 4.5 Diagrama de Causa y Efecto para el paso número 9, Vaciado del metal.

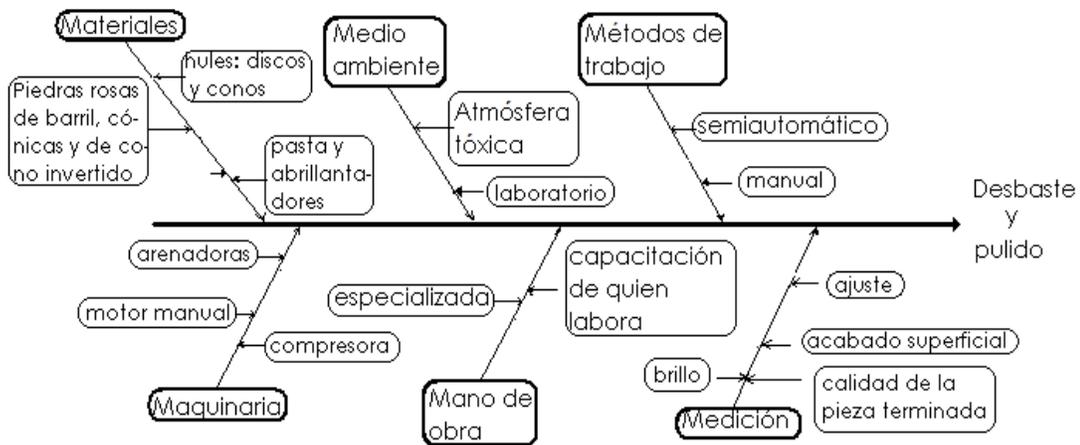


Fig. 4.6. Diagrama de Causa y Efecto para el paso número 10. Desbaste y Pulido.

Podemos apreciar que ambas etapas (9 y 10) del proceso son relativamente complejas (figura 4.4) con respecto a las otras, en el vaciado del metal los insumos son más controlables, ya que el metal se adquiere en pequeños lingotes con la mezcla que al técnico le acomode, así mismo el trabajo con el gas para la fundición de éste sólo requiere de experiencia, siendo estos los insumos más importantes, en cuanto al desbaste y pulido no parece complicado a simple vista, sin embargo, las piedras y los

hules tienen que cambiarse continuamente, las horas hombre empleadas y la especialización de la persona que realiza el trabajo encarece mucho la pieza terminada.

4.6 EQUIPO Y HERRAMIENTAS DE TRABAJO

Los materiales que se utilizan en el desbaste y pulido de la pieza son de costos relativamente bajos, sin embargo, la erosión de la superficie implica un constante cambio en las muelas (piedras para desbastar la superficie de la pieza), lo que implica un gasto poco uniforme, ya que no podemos determinar en que momento dejan de ser útiles. Los discos de hule utilizados para abrillantar, en ocasiones resulta necesario su deformación para lograr el contacto con partes de la prótesis que por su geometría se presenta complicada, estos son factores que requieren de gran experiencia del técnico y por supuesto, influye determinadamente en el costo del trabajo.

De las máquinas más utilizadas en el laboratorio es la arenadora, la cual permite someter a la pieza en cuestión a un efecto abrasivo por medio de arena cílica a presión contra la pieza por cuestión de 15 minutos, aproximadamente, garantizando una limpieza relativa de la superficie, siendo el principio del proceso, algunos técnicos por cuestiones económicas, no cuentan con una, ya que el gasto que ésta implica puede evadirse si se mejora la calidad de la fundición, sin embargo, resulta de gran ayuda para el proceso.

El peso del trabajo recae sobre la actividad semimanual del motor manual y las piedras (muelas) montadas para el desprendimiento del material de la superficie de la pieza colada, cuya finalidad es eliminar una capa oscura (cascarilla de fundición) resultante del proceso de la fundición y solidificación del metal y que varía en unas cuantas micras (de 4 a 8) de extraordinaria dureza y resistencia a la abrasión, razón por la cual la actividad de desbastar y pulir la pieza resulta tan desgastante, que incluso hay técnicos que no realizan esta actividad y laboratorios que únicamente se especializan en ésta.

Cabe aclarar que la precisión de la pieza no está tan restringida, ya que el colado se basa en el modelo y es una copia de éste, dejando el peso del ajuste siempre al Odontólogo, quien colocará la prótesis en la boca del paciente realizando los ajustes necesarios, siendo el objetivo principal, la geometría de una pieza que realizará el trabajo mecánico de la masticación y que la sujeción mecánica permita soportar la presión de la mandíbula, sin que ésta se mueva o desajuste de su posición que provoque malestar al paciente, y que no exista deformación de la pieza con el paso del tiempo.

Existen otras herramientas de calidad, sin embargo, no resulta factible su utilización, ya que no podemos obtener piezas homogéneas, ni del mismo tamaño, ni

con la misma geometría, por lo que, el histograma por ejemplo, no resulta eficiente, si consideramos cada caso como un particular, el diagrama de dispersión no ofrece posibilidades, y las gráficas de control son inadecuadas, ya que la holgura, volúmenes y tamaños son diseños particulares para cada paciente.

Capítulo V

Acabado superficial por método mecánico

5.1 GENERALIDADES

El acabado superficial de un producto ha sido de vital importancia dentro de la industria, cualquiera que sea su ramo, esto, con el fin de mejorar la apariencia del producto, que sea mas agradable a la vista,..., sin embargo, hay ocasiones en que estas cualidades son necesarias para el funcionamiento adecuado de la pieza que estamos elaborando. En el ramo médico es indispensable que los aparatos o dispositivos tengan una calidad de excelencia, sobre todo si su aplicación está encaminada a sustituir total o parcialmente alguna parte de nuestro cuerpo.

Consideramos como acabado superficial por método mecánico por el hecho de que se utilizan herramientas, máquinas materiales y elementos que en general, pueden ocasionar un trabajo sobre una superficie, que nos permita obtener los resultado deseados sobre la pieza o material; en donde la característica particular es siempre el contacto directo entre un elemento abrasivo y el material el cual será sometido al tratamiento superficial.

5.2 RECTIFICADO POR MÉTODOS ABRASIVOS

El acabado superficial es llevado a cabo con la utilización de elementos abrasivos destinados a mejorar la calidad superficial y la apariencia de piezas de cualquier tamaño, forma y material; siendo empleados para la eliminación de rebabas en piezas forjadas, troqueladas o fundidas, la consecución de aristas redondeadas, obtención de superficies planas, con geometría caprichosa,..., incluso dejarlas listas para un proceso posterior, son algunos de los procesos que se pueden realizar, empleando para ello máquinas como: bombos rotativos, bombos vibratorios, máquinas para el chorreado en seco o húmedo, honing, lapeado, superfinish, operaciones que permiten altos grados de acabado en serie.

Los abrasivos nos ofrecen otras posibilidades, ya que se pueden obtener productos elaborados con ellos, que permiten realizar un trabajo manual, realizando un trabajo individual a cada pieza, (bandas, cepillos, discos, hojas,...).

5.2.1 Diferencia entre rectificado y pulido

Al trabajar con abrasivos se hace necesario conocer la diferencia entre el concepto de rectificado y el de pulido, términos que se utilizan muy a menudo en acabado superficial; El rectificado es un método de arranque de viruta, es decir, es un sistema de mecanizado que elimina material de la pieza, mientras que el pulido está destinado a suprimir las rugosidades que la superficie pueda tener, rebabas, puntos o hendiduras que aparecen después del rectificado, a pesar de ser lo suficiente mente fino, reblandeciendo la superficie del material y las puntas o salientes caen dentro de las hendiduras, acto por el cual se iguala la superficie del material en cuestión.

5.2.2. Pulido

“Ya que los metales poseen cierta elasticidad, éstos se deforman bajo la presión del material utilizado, así se rectifica la superficie, es decir, se basa en la deformación plástica de la pieza que se pretende pulir, por lo tanto no hay desprendimiento de viruta.”¹

Cuando se trabaja con materiales que tienen un comportamiento mecánico distinto, digamos materiales frágiles como los cristales, no producen viruta durante el rectificado, sino trozos de superficie quebrada, debido a la mala conductividad del calor de los materiales de este tipo, es decir, no se funden cuando se les rectifica, sino que se destruyen y se quiebran, de esta manera se arranca material de la superficie.

5.3 CARACTERÍSTICAS DEL GRANO ABRASIVO

Los materiales abrasivos se caracterizan por su dureza y estructura con puntas agudas, lo que permite penetrar la superficie de los materiales, formar surcos y arrancar parte del material de la superficie. Aunque existen muchas marcas y materiales para la abrasión, en términos generales la geometría es homogénea, con respecto a su dureza, la selección apropiada depende del desempeño con respecto al material que se va a desbastar.

5.3.1 Diferencias entre granos abrasivos

Dentro de los materiales abrasivos encontramos: el esmeril, corindón, carburo de silicio,..., que se obtienen en diversa granulometría: 36, 40, 80, 120, 220, 320, ..., y varios tipos de polvos abrasivos que llegan tener tamaños de 1000 o 2000. En el caso de los granos abrasivos, la clase y tamaño, así como el tipo de herramienta a utilizar (bandas, muelas, discos, pastas,...) dependerá del trabajo que se realice y del esfuerzo que exija el proceso.

¹ H.S. Bawa, Procesos de manufactura, ed. Mc Graw-Hill, ps, 183.

El rectificado de materiales elásticos (metales) o quebradizos (plásticos, pinturas, vidrios) se realiza con abrasivos aplicados sobre tela en forma de banda sin fin, o encolados sobre discos de fieltro, o en muelas formadas por granos abrasivos aglomerados y con abrasivos mezclados con pastas o ceras, o emulsiones para impregnar tejidos, sisal, fibras,...

Para obtener un resultado ideal en el mecanizado, se debe escoger el tamaño de grano adecuado de modo que las huellas que queden en la superficie del material permitan desprender el grosor requerido pero además, permita con posteriores mecanizados con granos de menor tamaño obtener el grado de calidad superficial que se está buscando.

En contraste, se cree erróneamente que el pulido es un rectificado muy fino, si embargo un pulido correcto no deja huella sobre la pieza; por lo tanto, podemos afirmar que el pulido es una deformación plástica que tiene lugar en la superficie de materiales metálicos, plásticos, vidrios,...

En el caso de los metales y sus aleaciones, aluminio, latón, oro, ..., (que poseen una estructura formada por una red de cristales), los plásticos y lacas (formados por una cantidad de hilos de moléculas o cadenas de macromoléculas), el calor y la presión del proceso de pulido provoca que estos cristales o moléculas se separen más entre sí, alcanzando un estado tal que llegan a volverse fluidas. Entendiendo como fluidez o fusión superficial como un número de moléculas o partículas elementales que se desplazan entre sí.

Los materiales utilizados para el rectificado en forma de grano presenta aristas y puntas agudas con las cuales se realizan los surcos en el material, razón por la cual, se debe considerar no solo la dureza, también el tamaño, ya que las huellas provocadas en el material son directamente proporcionales a estas cualidades, en cambio, los materiales para pulir son prácticamente partículas esféricas, en donde el tamaño es de relativa importancia, considerando especialmente su dureza ya que su trabajo consiste básicamente en rodar sobre la superficie a una determinada presión que permita igualarla. Es importante considerar que existen productos para pulir y abrasivos para rectificar, sus diferencias geométricas y el resultado de éstas con la finalidad de obtener la mejor calidad posible.



Fig. 5.1 Distintos materiales empleados para el acabado superficial

Los abrasivos en general se encuentran divididos en dos grandes grupos: abrasivos rígidos y abrasivos flexibles; ambos se componen de un grano mineral abrasivo y contienen un aglomerante, la diferencia radica en el soporte o respaldo sobre el cual se adhieren los granos. En el caso de los rígidos, las mallas están compuestas por una rueda compacta y sólida que permite el desempeño a altas velocidades, resistencia al esfuerzo mecánico y soportar altas temperaturas. Los flexibles, por su parte utilizan un respaldo de papel, tela, película, fibras u otro material que le proporcione flexibilidad y tolerancia a la ruptura.

5.3.2 Fibras sintéticas tridimensionales

En el grupo de los abrasivos flexibles se distinguen dos tipos: Los recubiertos flexibles y los tridimensionales. La diferencia entre estos dos tipos de herramientas radica en que los abrasivos recubiertos pueden emplearse en aplicaciones que requieran remoción de material como el desbaste, mientras que los tridimensionales se utilizan especialmente para impartir acabado a las piezas, ya que su estructura está construida a base de fibras sintéticas a base de resorte, que debido a su condición de elasticidad, absorben los excesos de presión que se ejerce durante el proceso, removiendo partículas de la superficie pero sin alterar su geometría. La figura 5.2 proporciona datos comparativos.

CARACTERISTICAS	TRIDIMENSIONALES	RECUBIERTOS
Grados de abrasión	Grueso, medio fino, muy fino	Esta basado en el tamaño del grano: desde grano 16 hasta 1500
Poder de corte	Bajo	De medio a alto
Poder de acondicionamiento fino	Muy alto	De medio a bajo
Conformabilidad	Muy alto	De muy bajo a alto
Sensibilidad al exceso de presión	Muy bajo	Muy alto

Fig. 5.2- Tabla de características que diferencian a los abrasivos comunes de los tridimensionales.

Estas fibras están impregnadas con distintos granos de mineral (óxido de aluminio y carburo de silicio) que se encuentran adheridos a través de resinas de alta resistencia (Fig. 5.3).

Las fibras sintéticas de los tridimensionales pueden ser de nylon, algodón, poliéster, dupont,..., siendo las de nylon las más comunes debido a su dureza, densidad y compatibilidad con las resinas.¹

En cuanto a los abrasivos antes citados (óxido de aluminio y carburo de silicio), el primero es un grano robusto en forma de cubo que le proporciona resistencia al desgaste y sus aplicaciones abarcan desde metales de alta resistencia a la tracción como el acero al carbón y sus aleaciones y aceros laminados en frío, hasta los materiales ferrosos, incluido el hierro fundido nodular y el hierro fundido maleable.

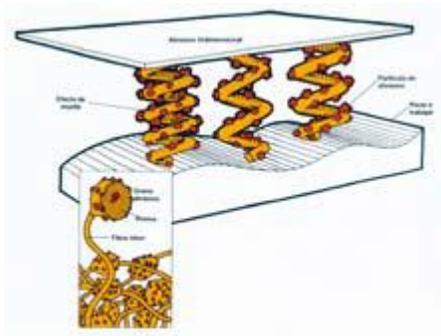


Fig.5.3- Abrasivos tridimensionales.

Es importante acotar que este tipo de grano no es utilizable para un acabado fino y además no es conveniente utilizarlo en el ramo médico, ya que generan una alta contaminación por su tendencia a la oxidación.

5.4 MÉTODOS DE TRABAJO CON ABRASIVOS

5.4.1 Lapeado

Existen varios métodos de trabajo con abrasivos y producto para pulir, que se emplean para los fines antes citados, como el lapeado; en el cual se hace deslizar la pieza y la herramienta, una sobre la otra y entre ambas se colocan abrasivos de grano. A pesar de que el lapeado es un tipo de mecanizado espacial, se considera como un método de rectificadado, ya que su operación produce arranque de material produciendo huellas cruzadas en la superficie de la pieza, producido por la geometría del grano

¹ Luisa Fernanda Castro P, Abrasivos tridimensionales, lululu.metalactual.com, acceso, 27 abril 2010.

abrasivo, es obvio que cuanto más fino sea el grano, menores serán las huellas producidas en la superficie.¹

5.4.2 Trabajos con bombo.

Trabajos con bombo, éste es uno de los métodos más utilizados para el acabado superficial, este consiste en un bombo dentro del cual se colocan las piezas junto con los productos abrasivo y algún compuesto químico que otorga un tratamiento y protección a las piezas.

Se transmite movimiento al bombo, consiguiendo que el abrasivo y el compuesto ataquen las superficies de las piezas, lográndose así el acabado requerido, ya que la fuerza de la gravedad y la fuerza centrífuga en el interior del bombo mantienen un constante movimiento de la carga, se logra como efecto que entre las piezas y el abrasivo halla fricción. En los bombos pueden efectuarse trabajos tales como redondeo de aristas, desbaste, pulido, descascarillado, eliminación de tensiones producidas por tratamientos, limpieza, desoxidado, bruñido,...



Fig. 5.4- Bombo para pulir sencillo.

La acción abrasiva es producida por el deslizamiento de la parte superior de la carga con las piezas, deslizamiento producido por la rotación y/o movimiento vibratorio del bombo, pudiéndose emplear para el tratamiento de las piezas varios

¹ H.S. Bawa, Procesos de manufactura, ed. Mc Graw-Hill, p,s, 180.

sistemas; pieza a pieza (sin carga), con carga metálica, en húmedo, en seco, ..., siendo la más empleada la de carga abrasiva, la cual puede ser natural o artificial, (fig 5.4).

Los abrasivos artificiales son los más utilizados para el bombo, que por lo general son cargas trituradas procedentes de abrasivos aglomerados de distintos tipos y calidades de abrasivos y de diferentes tamaños de grano hechos con aglomerantes cerámicos o plásticos.

- a) Óxido de aluminio.
- b) Óxido de aluminio y carburo de silicio (mezclados en diversas proporciones).
- c) Carburo de silicio.

Es conveniente la utilización de compuestos químicos adecuados con el objetivo de evitar el embozamiento de la carga abrasiva, sirviendo también de regulador de grano de acabado.

Otro de los trabajos que realiza el bombo es el de bruñido, el cual tiene el efecto de dar lustre a la pieza por medio de materiales especiales, como el papel, esponjas especiales, etc.

Una de las operación que se realizan en el laboratorio de prótesis dentales, se puede decir que es un bruñido; para este efecto se colocan discos de fieltro, en el motor manual, y se fricciona contra la pieza, también se pueden usar franelas, gomas, pastas, etc.

5.4.3 Chorreado con abrasivos

Es un procedimiento en el cual se proyecta material abrasivo a presión sobre la pieza en la que se desea trabajar, con la finalidad de limpiar o preparar la pieza para un proceso posterior.



Fig. 5.5. Arenadora para chorreado abrasivo.

Tanto el óxido de aluminio como el carburo de silicio tienen características idóneas. En la mecánica dental es utilizado para limpiar la prótesis después de la fundición, debido a la dureza que presenta el yeso refractario, es común la utilización de arena cílica en este proceso como un paso de limpieza previo al desbaste de la pieza. En la figura 5.5 se muestra una arenadora.

5.4.4 Trabajo con abrasivos aglomerados

Este es el trabajo que se realiza con muelas, las cuales son utilizadas para atacar la superficie de una pieza con el fin de provocar un desbaste. Existen una cantidad considerable de materiales rodantes: discos, piedras de barril, cónicas, cono invertido, etc., éstos se clasifican por su resistencia mecánica, dureza y grados de abrasión; la geometría de la piedra es muy importante, ya que son ampliamente utilizados en la industria de la joyería, en la fabricación de herrajes y accesorios, permitiendo eliminar pequeños sobrantes de fundición, así como abrillantar, acondicionar, suavizar y pulir superficies de diferentes durezas, formas y texturas.



Fig. 5.6. Algunos ejemplos de piedras con abrasivos aglomerados para desbaste en diversas superficies y usos múltiples.

El instrumental giratorio en odontología es bastante amplio, el laboratorio donde se limpia y eliminan impurezas a la materia prima del Odontólogo, y en el consultorio dental donde se realizan procedimientos con fines restaurativos o quirúrgicos.

Básicamente son herramientas utilizadas para tallar superficies dentales, pero tienen un papel protagónico en el laboratorio al utilizarse para desbastar otro tipo de materiales de uso dental, como los acrílicos y una gran variedad de metales. Estos instrumentos giran sobre su propio eje siendo totalmente concéntricos para realizar eficientemente su trabajo, que puede ser de corte, abrasión, bruñido, acabado y pulido, en general, trabajos que se realizan en el laboratorio donde se realizan las prótesis dentales removibles.

En Odontología se pueden ocupar estas herramientas, dado que en el consultorio se deben realizar pequeños ajustes y eliminar molestias al paciente, para prevenir lesiones en los tejidos.

5.4.5 Trabajo con fresas

Debido a la dureza superficial de las prótesis dentales, es necesaria la utilización de fresas de materiales adecuados para el trabajo que requiere el tallado, es común el empleo de fresas de carburo con diversas geometrías:¹

- a) Fresas de carburo Núm. 699 – L. Troncónica
- b) Fresas de carburo Núm. 701. Estriada, troncónica y dentada.
- c) Fresas de carburo Núm. 58. Cilíndrica.
- d) Fresas de diamante de cono invertido.
- e) Fresas de diamante de flama o punta de lápiz.
- f) Fresas de diamante troncónica con borde plano.
- g) Fresas de diamante troncónica con extremo redondeado.
- h) Fresas de diamante de barril cilíndrico con borde plano
- i) Fresas de diamante de lenteja.
- j) Fresas de diamante de disco.

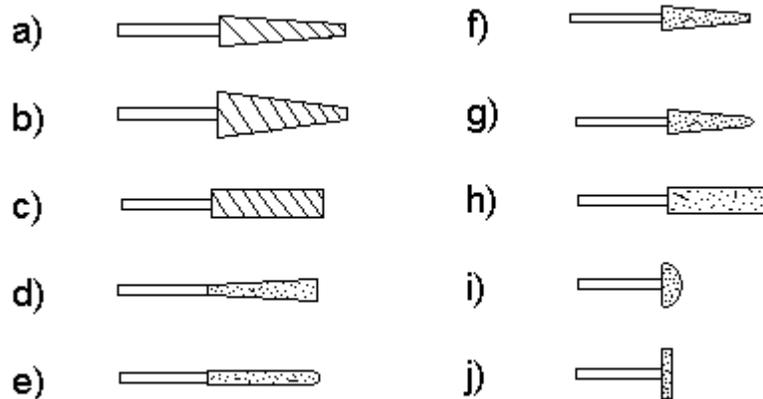


Fig 5.7 Fresas especiales utilizadas en el laboratorio en la elaboración de prótesis dentales removibles.

Dentro de las herramientas montables de carácter giratorio utilizadas en el laboratorio de la mecánica dental no solo encontramos las fresas, la utilización de

¹ Albert S Lyons y Joseph Petrucelli, Historia de la medicina, p.s. 600-605.

discos y piedras es de uso común. Los discos de carburo son empleados para realizar cortes a los cueles y desprender la pieza; los discos de lija de una luz, se utilizan para pulir y eliminar excedentes de acrílicos; los discos de hule son empleados para alisar superficies, contribuyendo al pulido.

Las piedras de varias formas, troncónicas, cónicas, de rueda de coche, cilíndricas, etc., son utilizadas para cortes y trabajos de desbaste de poca precisión.¹

5.5 ANTECEDENTES HISTÓRICOS DEL USO DE LAS FRESAS

El uso de las fresas se remonta a mediados del siglo XIX, cuando el doctor Jonathan Taft, utiliza por primera vez un instrumento giratorio al que denominó “fresas”, con resultados sorprendentes para la época, si tomamos en cuenta que los instrumentos que se utilizaban en ese momento eran cinceles, hachas y excavadores, que por consecuencia del contexto tecnológico no resultaban muy eficientes. Las fresas que construyó Taft, se basaban en acero forjado, construyendo su geometría con un torno y con un diámetro que oscilaba entre 1 y 5 mm, estas se les hacía girar con los dedos sobre la pieza dental para crear un orificio más regular (preparación cavitaria).

A medida que pasaba el tiempo, se inventaron una serie de modificaciones, como el soporte de Chevalier y el soporte de Merry, que permitían mejorar en el giro de la fresa y realizar mejor los cortes, en 1871, Morrison adaptó una máquina de coser Singer creando el torno de pedal, doce años después, apareció el torno eléctrico dental. A mediados del siglo XX, se crean las piezas de mano impulsadas por aire, mejorando la eficiencia en los cortes.

La función más importante de los instrumentos rotatorios en Odontología es la del corte y abrasión, constan básicamente de 6 hojas a partir de una pieza cilíndrica, que antes de la primera mitad del siglo XX, eran fabricadas en acero, a partir de 1947, se utilizó una aleación de carburo de tungsteno que prácticamente duplica la dureza del acero.

Durante esa época, surgen instrumentos rotatorios utilizando en su fabricación materiales como el diamante, el carburo de Silicio, el óxido de Aluminio y el dióxido de Silicio, con una velocidad de rotación de hasta 70 000 r.p.m..

5.5.1 Composición de las fresas

La composición de las fresas está basada en:

- a) Acero al carbón; Constituidas por acero hipereutectoide.

¹ Albert S Lyons y Joseph Petrucelli, Historia de la medicina, p.s. 600-605.

- b) Carburo de tungsteno; compuestas por una aleación eutéctica de:
 - Cobalto, Silicio, Carburo, Níquel, Tungsteno, Titanio, Hierro
- c) Diamantes:
 - Unión por soldadura de partículas de diamante en el troquel de la fresa usando materiales de unión de cromo y níquel.
 - Soldadura directa del diamante sobre el troquel de la fresa

Cada fresa está diseñada para actuar en una óptima velocidad y para ser utilizada en la pieza de mano adecuada. La velocidad ideal depende básicamente de la naturaleza del material de corte y del diámetro de la fresa; por tal motivo, una fresa con diámetro pequeño necesita rotar más¹ rápido que una con diámetro mayor, con el fin de mantener homogéneo el contacto de las hojas de la fresa y el sustrato que se está tratando.

5.6 MATERIALES DE LA PARTE ACTIVA EN LAS HERRAMIENTAS DE REVOLUCIÓN

5.6.1 Acero inoxidable

Acero Inoxidable.- Es un material que se fractura rápidamente y se corroe con facilidad con las diferentes sustancias empleadas en el laboratorio. Su uso está limitado a altas velocidades y no puede excederse de un rango de 70 000 a 100 000 r.p.m.

5.6.2 Carburo de tungsteno

Carburo de Tungsteno.- Es un material extremadamente duro y es aproximadamente el doble de dureza que el acero inoxidable; es capaz de actuar en cortos periodos de tiempo y para los instrumentos rotatorios del laboratorio es indispensable, por su extremada dureza y corte fino.

5.6.3 Óxido de aluminio

Óxido de Aluminio.- Su uso está limitado en el laboratorio, aunque hay algunos instrumentos que pueden utilizarse en el consultorio para el pulido de resinas compuestas. Se acerca bastante en dureza y en efectividad a las fresas de diamante. Se utiliza para pulir acrílicos, resinas y metales, sin embargo, no se recomienda para desgastar porcelana, por su capacidad de reaccionar con el vidrio, para estos casos es indispensable la utilización un instrumento rotatorio basado en silicona y carburo.

¹ Albert S Lyons y Joseph Petrucelli, Historia de la medicina, p.s. 600-605

5.6.4 Diamante

Diamante.- Las fresas con recubrimiento de diamante son las más agresivas en corte, prácticamente pueden cortar todo tipo de material, pero en algunas ocasiones son menos efectivas que las de carburo de tungsteno. Su utilización genera un alto grado de calor, por lo tanto, debe existir una adecuada refrigeración de la pieza de mano, para lo cual se utiliza agua en una relación de 35 a 50 ml por minuto. El agua actúa también para eliminar los residuos del corte. Las fresas cubiertas con diamantes se encuentran en un amplio rango de tamaño de partículas, desde las gruesas para remover restauraciones viejas, hasta la más fina para el pulido final de restauraciones y márgenes.¹

Las herramientas para realizar trabajos de desbaste y pulido son tan amplias como la diferencia de procesos y materiales empleados, sin embargo, la bibliografía tiene ciertas contradicciones explicando al pulido como un proceso de deformación plástica sobre la superficie en la cual se trabaja, y sin embargo, otras fuentes consideran que un abrasivo muy fino daría acabado final de pulido, pero sabemos que estaría desprendiendo material, por lo que sería un trabajo de desbaste. Por lo anterior me atrevo a afirmar que en el laboratorio no se realiza nunca un trabajo de pulido sobre las prótesis, ya que no hay forma de ejercer una presión homogénea para producir una deformación plástica. Este hueco en el proceso da pie a incorporar nuevas tecnologías que mejoren la calidad del trabajo, buscando la eficiencia en tiempo, herramientas, procesos y costo.

No se pretende demostrar que existe un error en cuanto al método de pulido, sin embargo, es conveniente la aclaración entre pulido y rectificado, considerando el trabajo del mecánico dental y los obstáculos al aplicar determinadas técnicas para la obtención de su producto.

Por otra parte, al referirnos al desbaste y pulido en la mecánica dental, es evidente la serie de problemáticas que existen, dado que la cantidad de procesos que intervienen en su elaboración, la especialización del operario, la cantidad de herramientas y la cantidad de trabajo manual, es por demás advertir que la experiencia del técnico dental es de suma importancia sin embargo las propuestas tecnológicas ayudarían en la elaboración del citado producto impactando sobre la calidad, tiempo y costo de éste.

¹ Albert S Lyons y Joseph Petrucelli, Historia de la medicina, p.s. 600-605.

Capítulo VI

Acabado superficial por método eléctrico

6.1 GENERALIDADES

Existen varias alternativas en el tratamiento de superficies en cuanto a los metales se trata, siempre con el objetivo de obtener la mejor calidad posible en el acabado superficial, para esto, la tecnología ha tenido un desarrollo importante logrando aplicaciones que han permitido un avance significativo. El uso de la electricidad ha demostrado una mejora importante con respecto a los métodos tradicionales, sin embargo, su utilización no ha llegado como debería al área de la Odontología, a pesar que su utilización en el ramo médico, sobre todo en prótesis y material quirúrgico, es importante.

Los procesos de decapado se utilizan en la industria para eliminar la cascarilla de la superficie de los metales, herrumbre, películas de óxido y algunos otros casos especiales.

Los tratamientos de decapado se dividen en electrolíticos y químicos, estos últimos son comunes en aceros y sus aleaciones, mientras que el método electrolítico es utilizado en los metales no ferrosos.

En la actualidad la industria de los metales cuenta con varios tipos de tratamientos superficiales que utilizan la electricidad como su principal ingrediente, ésta actúa sobre la superficie del metal base ya sea fundiendo o recubriendo para lograr así un acabado de mayor calidad, en el caso de las prótesis dentales removibles, se busca obtener una superficie homogénea, que además mantenga las condiciones mecánicas para lo cual fueron diseñadas y que ofrezca en la medida de lo posible la mayor higiene.

Existen varios métodos que se sirven de la electricidad para dar un acabado superficial de óptima calidad. Esto genera opciones, algunas viables y otras no, sin embargo, se hace necesario mencionarlos, con el fin de contar con amplio contexto de los procesos y de manera general donde emplearlos.

6.2 PRINCIPALES PROCESOS GALVÁNICOS

El proceso consta de un recubrimiento con una finalidad anticorrosiva y de estética, para esto, se sumerge la pieza a recubrir en un electrolito que va a depender del material de ésta y que posee los iones del metal a depositar. La pieza a recubrir constituye el cátodo de la cubierta electrolítica, el ánodo está formado por el metal de deposición; el trabajo consiste en mantener constante la concentración de los iones metálicos en el electrolito. El espesor del recubrimiento se controla por la variación de la intensidad de la corriente eléctrica y del tiempo que dura el proceso.

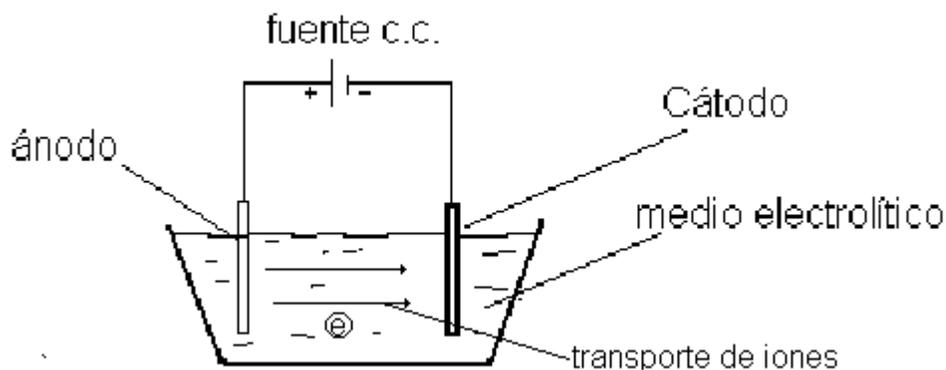


Fig. 6.1 Principio de electrodeposición, y los elementos básicos para recubrimiento electrolítico.

Existe una variedad de metales utilizados para el acabado final, como el cobre, la plata, el oro,... aplicados en forma de baño sobre una superficie previamente tratada con Cinc o Níquel, aumentando así la resistencia a la corrosión, y prácticamente de la misma forma, con una cantidad de voltaje y corriente de manera particular. La utilización de diversos metales para el recubrimiento depende de las cualidades que se persiguen: resistencia mecánica, a la corrosión, dureza,... y los costos implicados.

Las posibilidades de que el material de recubrimiento se adhiera a la superficie del metal, (ión – cátodo), son: sobre la superficie plana, en una cavidad, en un escalón, en una vacante de escalón y en un borde de escalón.

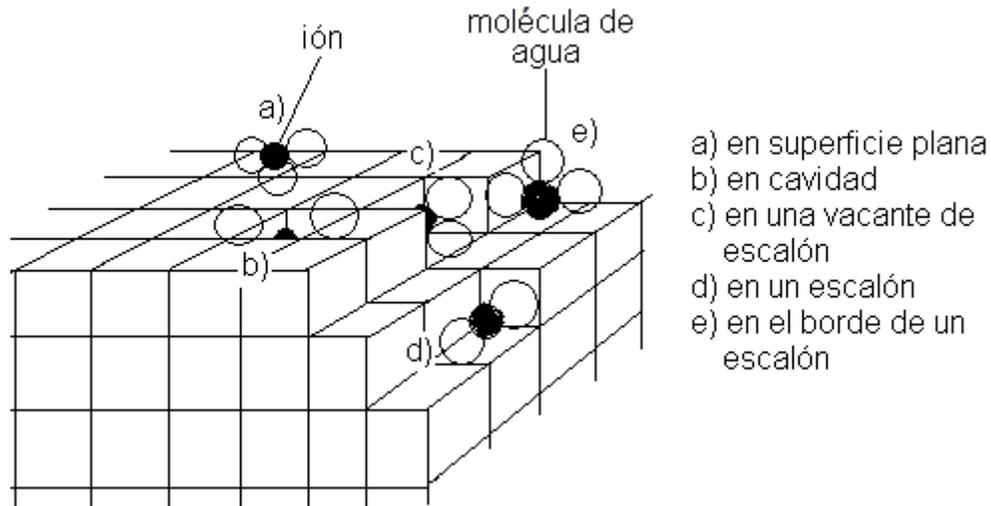


Fig. 6.2 – Posibles formas en que el ión se una a la superficie del cátodo.

6.2.1 Galvanizado (Cincado)

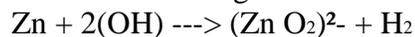
Dadas sus características anticorrosivos y de estética, el cincado electrolítico, es uno de los más empleados en el tratamiento de superficies.

Existen tres formas de depositar Cinc por medio electrolítico:

- a) Cinc ácido
- b) Cinc alcalino
- c) Cinc cianurazo

En el proceso de Cinc ácido el metal es atacado por una solución ácida formada principalmente por sulfato de Cinc o cloruro de Cinc, cloruro de Sodio o cloruro de Potasio, ácido bórico y otros agentes humectantes y abrillantadores.

En el proceso de Cinc alcalino, el Cinc reacciona con alcalinos originando cincados solubles de acuerdo con la siguiente reacción liberando hidrógeno.



El cincado cianurazo en forma alcalina se basa en la reacción:



En cada uno de los procesos varía el voltaje y la densidad de corriente empleada.

6.2.2 Pasivación

Una vez que se realizó el proceso de cincado, se somete a un proceso de pasivación crómica, con el objetivo de incrementar la resistencia a la corrosión. Existen cuatro tipos de pasivación:

- a) pasivación azul (baja resistencia a la corrosión)
- b) pasivación verde (alta resistencia a la corrosión)
- c) pasivación amarilla (alta resistencia a la corrosión)
- d) pasivación negra (mediana resistencia a la corrosión)

El cincado generalmente es un tratamiento previo a otro proceso de electro deposición, siendo utilizado para aumentar la resistencia a la corrosión antes de aplicar otro metal como el oro, la plata el latón, etc.

6.2.3 Niquelado

En determinadas condiciones es utilizado el niquelado, este proceso lo inicia el propio metal a recubrir, es decir, es un proceso catalítico, y también se utiliza para depositar otro metal posteriormente, generalmente el cromo, con esto se aumenta la resistencia a la corrosión de los metales a base de hierro, a otros les proporciona mayor dureza superficial.

6.2. Anonizado

En otros procesos se utiliza el anonizado como una generación de capa de óxido como acabado final del Al, Ti, Cu, Acero, Ta y Nb para incrementar su resistencia a la corrosión principalmente.

6.2.5 Cromado

El cromado se realiza con el fin de otorgar una buena presentación o de acabados decorativos al material o piezas tratadas, en otras ocasiones es para otorgar mayor dureza y excelente acabado liso con brillo al espejo con alta precisión.

Es importante acotar que los procesos electrolíticos son muy amplios, teniendo la capacidad de trabajar la superficie prácticamente de cualquier metal o aleación, valiéndose para ello de fórmulas químicas que satisfacen la necesidad de cada material que se desea trabajar. Ya sea un abrillantamiento, un decapado, pulido, ..., es necesario la utilización de corriente eléctrica y un voltaje con ciertas condiciones de forma que el proceso resulte eficaz; para ello, varía dependiendo del proceso y el metal o aleación de trabajo, la densidad de corriente, el voltaje y la temperatura para las condiciones de operación para el tratamiento superficial, siendo una característica invariable la utilización de voltaje rectificado en donde puede variar de 250 Amp. y 12 V. hasta voltajes pequeños de 1 V y varios m.a./dm². Esto dependiendo del material y el proceso.

Cabe señalar que no se pretende un manual al respecto, ya que la información es basta y el objetivo es señalar las alternativas posibles para el trabajo de superficies.

6.3 ELECTROEROSIÓN

6.3.1 Generalidades

Es inherente al trabajo de manufactura la reducción de costos en los procesos y como consecuencia la implementación de técnicas que permitan mejorar el tiempo de trabajo, así podemos observar como los procesos de arranque de viruta se sustituyen por la forja, estampados de fusión, o por materiales polímeros o resinas (materiales plásticos),... Es evidente que cuanto más compleja sea la geometría y las necesidades mecánicas del material, el problema de maquinado se complica.

La electroerosión es una alternativa sobre todo cuando hay que trabajar metales duros como el carburo de tungsteno, las aleaciones de cromo-níquel, o cuando la forma y dimensiones sean poco accesibles a las herramientas convencionales de desprendimiento de material.

Dado que la electroerosión no necesita ningún movimiento de corte, el electrodo-herramientas puede tomar una forma y dirección de avance incluso de forma caprichosa con respecto al electrodo-pieza, por lo que en un principio era utilizado como un método de reparación cuya principal función se limitaba a la extracción de piezas rotas dentro de otras piezas o herramientas.

6.3.2 Clasificación de electroerosión

Existen dos formas básicas:

- a) El proceso que utiliza electrodo de forma.
- b) El proceso que utiliza electrodo de hilo metálico o alambre fino.¹

Es conveniente comentar que la naturaleza física de eliminación de material por medio de descargas eléctricas es muy compleja.

El fenómeno de descargas eléctricas entre dos electrodos lo podemos clasificar según la naturaleza del medio en el cual están sumergidos.

- a) Vacío (tubos electrónicos en cuyo interior se encuentra un gas Enrarecido)
- b) Gas a temperatura y presión normales.
- c) Líquido

¹ Juan G, Giraudi y C. Altini, Apuntes de electroerosión, Universidad de Buenos Aires, 2005, p.s. 2-19

6.3.3 Proceso de electroerosión

En el método utilizado en electroerosión el medio líquido es el referente. Ya que un líquido contiene siempre iones libres (un ión es un átomo que ganó o perdió uno o más electrones, por lo consiguiente es neutro eléctricamente hablando), bajo la influencia de la tensión aplicada entre los electrodos los iones se desplazan hacia sus polos opuestos, otorgando al medio líquido determinada conductividad eléctrica. Para un medio electrolítico esta conductividad es alta en proporción a la cantidad de iones, lo que para un líquido dieléctrico es muy bajo. En el caso de un líquido electrolítico se sujeta a la utilización del proceso de electrólisis, en el cual se produce una disolución anódica. En electroerosión por el contrario, se trabaja en un líquido dieléctrico. Al aplicar una tensión entre los electrodos, mayor a la tensión de ruptura, determinada por la distancia de los electrodos y la capacidad aislante del dieléctrico, se produce una descarga.¹

La electroerosión es un método de arranque de material que se realiza por medio de descargas eléctricas de corriente continua y pulsante de forma controlada, que saltan de un medio dieléctrico entre un electrodo y una pieza. El mecanizado por electroerosión se lleva a cabo mediante el salto de chispas eléctricas (capacitiva con una frecuencia de 0.1 a 100 kc/seg.) entre dos electrodos (arco eléctrico), sometidos a una determinada tensión eléctrica estando sumergidos en un medio dieléctrico. Al estar inmersos ambos electrodos en un medio dieléctrico, la tensión aplicada a los electrodos debe ser lo suficientemente alta como para formar un campo eléctrico capaz de romper la rigidez dieléctrica del líquido.

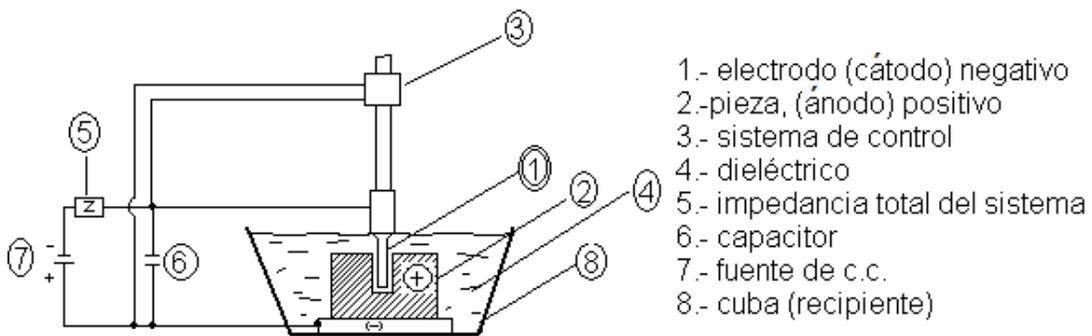


Fig. 6.3.- Representación gráfica de un sistema de electroerosión y sus elementos básicos.

Bajo la acción de este campo eléctrico iones libres positivos y electrones se encontrarán excitados creando un canal de descarga que se vuelve conductor, de esta

¹ Juan G, Giraudi y C. Altini, Apuntes de electroerosión, Universidad de Buenos Aires, 2005, p.s. 2-19

manera, salta la chispa eléctrica. Esto provoca colisiones entre iones positivos (+) y electrones (-) formándose un canal de plasma.

Bajo el efecto de los choques se crean grandes temperaturas, alrededor de los 20 000 °C en ambos polos y alrededor del canal de plasma se crea una nube de gas que empieza a crecer. Por otro lado, las altas temperaturas que se han originado en los polos, van fundiendo y vaporizando parte del material de la pieza. Por su parte el electrodo apenas y se desgasta muy poco.

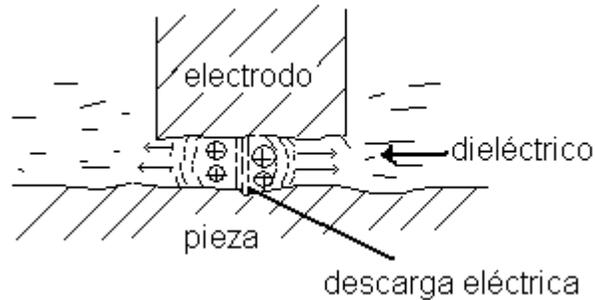


Fig. 6.4 – Representación esquemática del proceso de electroerosión.

En esta situación (la nube de gas y el material fundido), se corta la corriente eléctrica, entonces el canal de plasma se derrumba y la chispa eléctrica desaparece. En estas condiciones el líquido dieléctrico rompe la nube de gas provocando que implomona (explote hacia adentro).

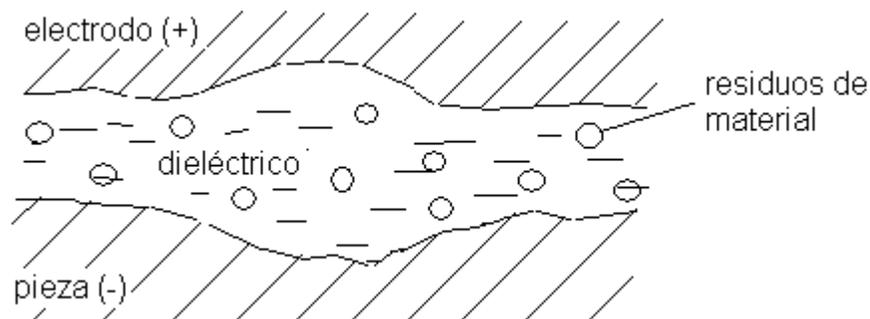


Fig. 6.5- La cavidad formada una vez que no hay chispa eléctrica, la nube de vapor implomona, provocando desprendimiento de material que se diluye en el líquido dieléctrico.

Esto provoca que se formen fuerzas que expulsan el material fundido dando como resultado la formación de dos cráteres en las respectivas superficies del electrodo y la pieza. El material fundido se solidifica y es arrastrado en forma de bolas por el líquido dieléctrico, a estos residuos se les puede considerar como viruta del proceso de electroerosión.

En el proceso de electroerosión se pueden tener tolerancias que van desde 0.025 mm. hasta 1.27 mm, pudiendo trabajar con cualquier metal mientras sea conductor.

6.3.4 Electrodo de forma

El electrodo de forma, está hecho de grafito, pues cuenta con una elevada temperatura de vaporización y es más resistente al desgaste. El Cobre también es utilizado en la fabricación de electrodos por su gran conductividad, aunque por ser un metal suave su desgaste es más rápido.¹ Ya tiene la forma que se desea manufacturar, de esta forma, es rápida su implementación en la formación de piezas, por lo cual, es ampliamente utilizado en manufactura para trabajar cavidades y superficies caprichosas con relativa facilidad.

6.3.5 Electrodo de hilo

El proceso de electroerosión con hilo, es prácticamente igual al anterior, solo que se sustituye al electrodo de forma, aumentando la movilidad y la velocidad del trabajo, la tasa de arranque de material con hilo es aproximadamente de 350 cm³/ hr, a diferencia del electrodo que es de 2 cm³ / hr aproximadamente. La calidad del material y el diámetro de este, en conjunto con el voltaje y amperaje aplicado, influyen directamente en la velocidad con que la pieza puede ser trabajada.²

El electrodo de hilo puede ser fabricado de Latón o de Zinc, en caso de que se utilice hilo circulante se puede fabricar de Molibdeno de 25mm y 30 mm. de diámetro.

Las descargas utilizadas en el proceso de mecanizado por electroerosión está en el orden de los 15v a los 20v y depende únicamente de los electrodos y del dieléctrico que los separa.

La dimensión que caracteriza una descarga depende de la energía utilizada en el proceso y ésta es igual al producto de la tensión y de la corriente integrada sobre la duración de la descarga.

¹ Juan G, Giraudi y C. Altini, Apuntes de electroerosión, Universidad de Buenos Aires, 2005, p.s. 2-19

² Idem.

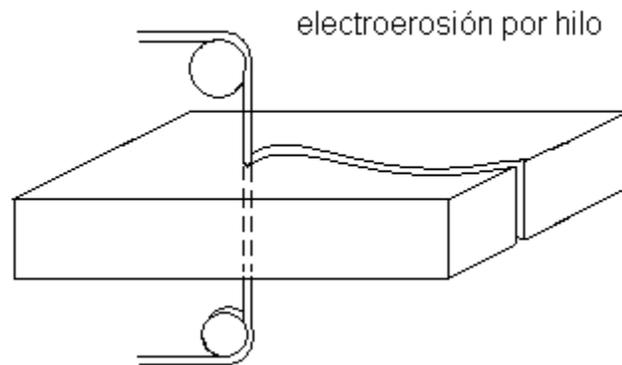


Fig. 6.6 – Proceso de electroerosión por hilo, básicamente trabajo de la misma forma que la electroerosión con electrodo.

6.4 Electropulido

El electropulido es proceso de tratamiento superficial mediante el cual el metal al ser pulido actúa como ánodo en una celda electrolítica disolviéndose, contrario a la electroerosión que utiliza un líquido dieléctrico (baja densidad de iones), un líquido dieléctrico tiene una alta densidad de iones. Para esto se requiere aplicar una corriente directa, de esta manera se forma un film polarizado en la superficie que estamos tratando, de esta forma los iones metálicos se difunden a través de dicho film. Los puntos altos de la superficie rugosa y las zonas de rebabas son áreas de mayor densidad de corriente que el resto de la superficie, por lo tanto estas irregularidades se disuelven con mayor velocidad, dando lugar a una superficie relativamente plana y nivelada. Así mismo, bajo condiciones controladas de corriente y temperatura, tiene lugar un abrillantamiento de la superficie.

El proceso de electropulido es contrario al tratamiento superficial de galvanizado, no porque sea inverso en realidad, sino que la pieza no se recubre, el objetivo es que pierda material de la superficie. En electropulido, la pieza actúa como ánodo y desprende material que se incorpora al cátodo (pieza montada como receptor).

En el galvanizado, la pieza actúa como cátodo, por lo cual, recibe el material que se adhiere a su superficie que es desprendida por ánodo, éste tiene el papel de aportar material para el recubrimiento superficial.

Con respecto al tratamiento superficial de forma mecánica se sabe que arroja una zona severamente deformada cerca de la superficie, la cual tiene propiedades diferentes a las del metal base y se produce por un proceso conocido como fluencia,

en otras palabras, bajo la intensa acción mecánica del pulido, el material de los picos es obligado a fluir para rellenar los valles. Esta capa superficial recibe el nombre de “capa de bielby”, la cual tiene un espesor de varios micrones, misma que se incrementa debido al proceso de pulido. La estructura resultante tiene una condición amorfa y contiene residuos de óxido del metal base y compuestos utilizados en la pasta de pulir, podemos decir que existe un cierto grado de contaminación.

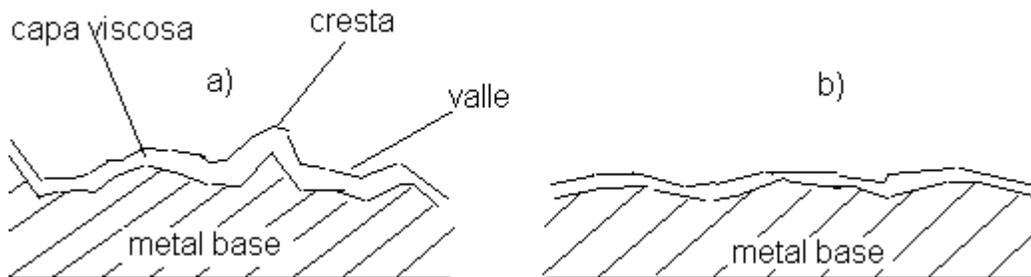


Fig. 6.7 – a) metal antes de iniciar el proceso de electropulido; b) material después del proceso de electropulido.

Podemos afirmar que las condiciones físico-químicas de la capa superficial obtenido por el pulido mecánico son distintas a las del metal subyacente, dando pie a que exista tensión mecánica y se origine corrosión.

En el electropulido al disolverse el material bajo la circulación de la corriente, se forma una capa viscosa que se va difundiendo en el baño electrolítico. En este proceso no se forma una capa superficial como en el caso del pulido mecánico, ya que lo que se disuelve es el metal base, generando un espesor que varía entre 10 y 25 micrones, dependiendo de la cantidad de corriente y el tiempo que tarda la exposición.

Es posible que los materiales tratados superficialmente con electropulido no tengan un aspecto como el pulido mecánico, sobre todo con respecto al brillo, sin embargo, desde el punto de vista microscópico y sanitario es mejor al considerarlo en la odontología. Cabe señalar que los aspectos de la corrosión y la incrustación de agentes microscópicos es permitido por las imperfecciones que deja tras de sí un trabajo mecánico, lo que se elimina de manera considerable con el método de electropulido.

Las ventajas que muestra el método de electropulido con respecto al pulido mecánico son considerables, si tomamos en cuenta los factores técnico y económico. Para productos que requieren precisión son elementales, ya que, son utilizados categóricamente en la rama médica en la elaboración de prótesis de casi cualquier parte del cuerpo sin importar la geometría caprichosa de las incrustaciones.

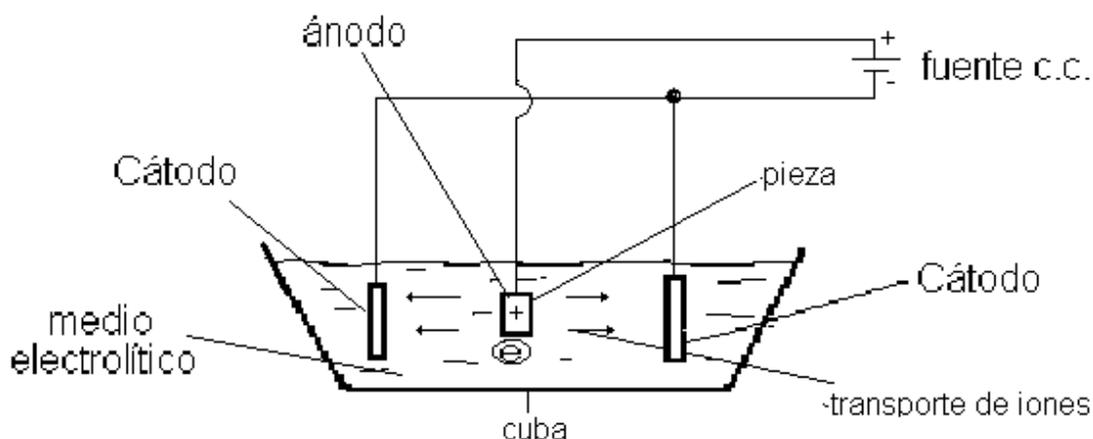


Fig. 6.8 – Esquema representativo del método de electropulido, tanto físico como eléctrico.

Una de las ventajas determinantes en el trabajo con metales, es que se obtienen superficies lisas y brillantes en condiciones sanitarias, esto debido a que no presenta ralladuras que propicien el alojamiento de microorganismos y agentes químicos que de manera inherente al pulido mecánico permanecen en la superficie, como los agentes oxidantes y algunos reactivos, destacando la posibilidad de trabajar con cuerpos metálicos con geometrías irregulares y diversos tamaños, que por lo regular se dificultaría el trabajo con el método mecánico convencional.”¹

El tratamiento electrolítico se realiza con una velocidad que aumenta al crecer la densidad de corriente.

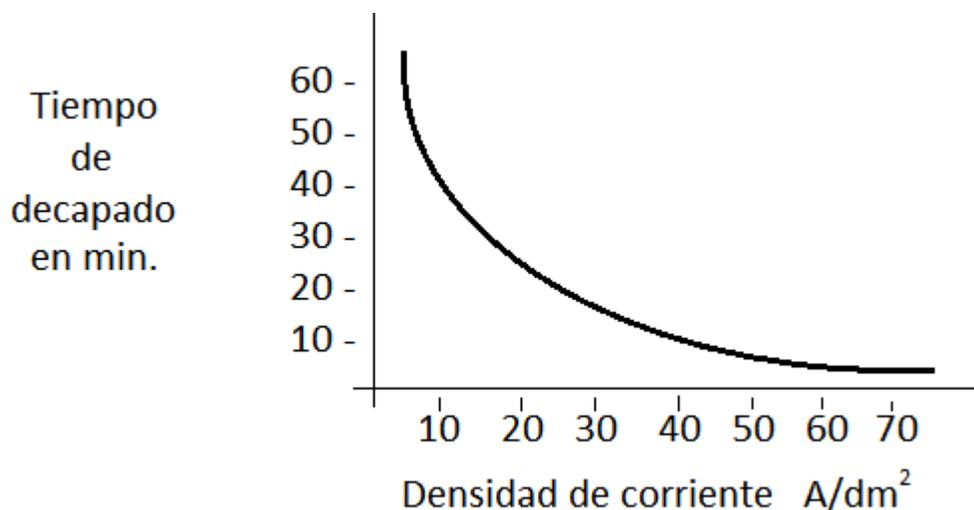


Fig. 6.9 – Relación tiempo/corriente de un tratamiento estándar electrolítico.

¹ Fedotiev, Electropulido y anodizado de metales, Ed. Gustavo Gil. Ps.115.

$$m = (i)(x)(t)$$

“La masa del metal desprendida por un coulombio de electricidad que pasa por una celda.”¹

m = masa del metal liberado en gramos.

x = equivalente electroquímico.

i = corriente en amperes.

t = tiempo en segundos.

La masa del metal desprendida es directamente proporcional a la magnitud de la corriente y al tiempo durante el cual circula.

Para cualquier cantidad dada de electricidad, la masa del metal liberada del electrolito es proporcional al equivalente químico del metal.

“Equivalente electroquímico es la cantidad de sustancia que se deposita o se desprende en una célula electrolítica al paso de 1 faradio”²

1 faradio = 96500 coulombios

Equivalente electroquímico es igual al equivalente químico dividido por 96 500

Equivalente químico es igual al peso atómico dividido por la valencia

El Níquel tiene una valencia de 3 y pa = 58.71 gr.

Eq del Ni = 58.71 / 3 = 19.59 gr.

Eeq del Ni = 19.59 / 96500 = 0.00020 gr.

El Cromo tiene un pa. de 51.995 y una valencia de 6

Eq de Cr = 51.996 / 6 = 8.66 gr.

Eeq del Cr = 8.66 / 96500 = 0.000089

El Cobalto tiene una valencia de 3 y un pa. de 58.93 gr.

Eq del Co = 58.93 / 3 = 19.643 gr.

Eeq del Co = 19.643 / 96500 = 0.000203

¹ Ollard & Smith, Manual de recubrimientos electrolíticos. Ed. CECSA. Ps.348.

² Idem.

Para calcular la cantidad de material que se desprende se utiliza la formula siguiente.

$$m= i * E_{qe} * t$$

En la práctica no resulta 100% eficiente, siempre existen pérdidas, ya sea por el electrolítico y por las condiciones de la corriente, u otro factor, sin embargo se puede establecer una dinámica de trabajo que depende del técnico y su experiencia.

Generalmente los laboratorios utilizan el Níquel y el Cobalto como base de los lingotes de aleación que tienen en el mercado, y mantienen una gran variedad de ellas.

Existen en el mercado varias marcas que fabrican el producto listo para fundirse, también hay una cantidad considerable de aleaciones variando en cantidad y porcentaje de los metales ya citados, existen n cantidad de aleaciones de Cromo-Cobalto y n cantidad de aleaciones Cromo-Níquel que generan ciertas características al producto de fundición, sin embargo, es la práctica la que genera una preferencia entre un producto y otro,

Aleaciones de Cromo-Cobalto.	Aleaciones Cromo-Níquel
Composición:	Composición:
Co64%	Ni.....53%
Cr.....27%	Mn.....19.5%
Mo.....5.5%	Cr.....14.5%
Fe.....2%	Cu.....9.5%
Ni.....1%	Al.....1.6%
	Si.....1.6%

“Tabla obtenida de **mdc dental**”¹

6.5 Proceso experimental

Enseguida se exponen los datos obtenidos de manera teórica-práctica, en los cuales se sometieron varias piezas del material más utilizado en las prótesis dentales removibles (Cromo-Níquel-Cobalto) a diferentes magnitudes de voltaje de c.d. y también por diferentes periodos de tiempo. Estableciendo una relación entre el voltaje, la corriente y el tiempo capaz de proporcionar un procedimiento de trabajo para el mecánico dental.

La cantidad de material desprendido es relativa, ya que se busca eliminar la cáscara de fundición, que varía de 5 y 8 micras, esto daría paso a la exposición del

¹ Catálogo de productos. www.dental.com.mx

color natural del metal y a la posibilidad de afinar el trabajo con paño, que da el acabado que buscan los técnicos dentales.

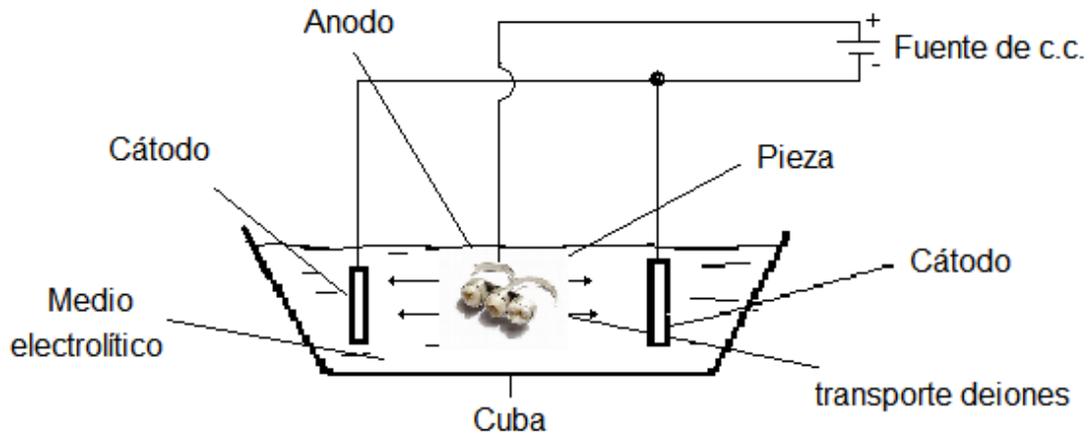


Fig. 6.10 Esquema de una pieza dental sometida un tratamiento electrolítico.

Cobalto y aleaciones de cobalto y níquel, (preparación).

20% ácido perclórico, 80% ácido acético. Se trabaja a la temperatura ambiente.

25% ácido perclórico, 75% ácido acético. Se trabaja a 25 °C.

10% ácido perclórico, 90% ácido acético. Se trabaja a 80 °C.

La pieza fue sometida durante 5 minutos a una corriente de voltaje directa de 30 Amp. y 12v.

$$m = 30 * 0.000203 * 300 \text{ s.}$$

$$m = 1.827 \text{ g.}$$

La muestra teórica únicamente justifica el desprendimiento de material de la superficie de la pieza y el uso de la corriente eléctrica en estos procesos de cavado superficial en los metales, sin embargo, es indispensable la experiencia del técnico.

Conclusiones

Sabemos que abatir costos resulta crucial en la dinámica empresarial de la actualidad, el uso adecuado de las herramientas y de las técnicas adecuadas aportan un avance significativo al respecto, ésta es una razón por la cual se puede explicar mucho de los atrasos en cuanto a eficiencia de un proceso. En otras ocasiones los aspectos culturales le dan un valor específico, se cree que un trabajo artesanal debe costar más que uno con tecnología de punta, sin embargo, hoy sabemos que es todo lo contrario.

El pulido de las prótesis dentales removibles puede considerarse como un proceso artesanal, si consideramos que la calidad depende totalmente de la capacidad y experiencia del técnico y de las herramientas que éste tenga a su alcance, mismas que son en su mayoría utilizadas de forma manual. Es necesario considerar la cantidad de horas-hombre de trabajo y las dificultades que cada una de las piezas que por razones singulares de anatomía que cada caso presenta y los materiales implicados, resulta evidente el incremento de los costos, lo cual, siempre repercute en la economía de todos los que intervienen en el producto.

La utilización de nuevas tecnologías y de nuevas técnicas en la elaboración de un producto, por lo general, trae consigo beneficios, tal es el caso de la utilización del electropulido en el tratamiento superficial de las prótesis dentales removibles, si consideramos que se utilizan en su elaboración metales de extraordinaria dureza, el trabajo de remover la superficie por método eléctrico reduce horas de trabajo, ya que se pueden trabajar varias piezas al mismo tiempo y el proceso no requiere más de 20 minutos, con lo cual, se aumenta de manera considerable la producción, ahorrando horas de trabajo y una enorme cantidad de herramientas manuales con la que se realiza el pulido mecánico tradicional.

Una característica del electropulido es el efecto que produce, ya que disuelve la superficie del material base, por lo cual se empareja, ya que son las crestas las que se disuelven primero, así la pieza muestra un acabado a espejo y una superficie que muestra pocas hendiduras en que se alojan bacterias, una calidad es imposible por método mecánico que permanece la duda que se pueda considerar pulido, ya que es indispensable la deformación plástica y sin embargo, se pueden observar ralladuras en la superficies de las prótesis, por lo cual, podemos afirmar que su utilización sería de gran importancia en la aplicación de la mecánica dental, si consideramos que en otras ramas de la medicina lo utilizan desde hace ya algún tiempo.

En la búsqueda de la información no se pudo establecer un procedimiento que fuese utilizado de manera uniforme, la bibliografía comenta varios niveles de tensión, o varios de corriente, incluso los electrolitos tienen mezclas distintas, ya sea en materiales o en cantidades, debiendo utilizar los que se tenían al alcance. A pesar que existen diferentes formas en cuanto a los ingredientes del electrolito y los voltajes y corrientes recomendados según uno u otro autor, la práctica aclara las dudas al respecto, siempre logrando el resultado esperado.

Fuentes de consulta

BIBLIOGRAFÍA

- Amstead, Procesos de Manufactura, ed. Continental sa. de cv.
- Bawa H. S., Procesos de manufactura. Ed. Mc Graw-Hill, 2004.
- Begeman, Procesos de Fabricación, Compañía Editorial Continental.
- Borel J. C., Manual de Prótesis Parcial Removible, ed. Masson s.a., Barcelona España, 1985.
- Camani Altube, L. A., Prótesis de Laboratorio, ed. Mundi, 1980, Buenos Aires Argentina.
- Cedulas de Apoyo Prótesis Dental, Prótesis Fija 1, 1ª edición, CONALEP, 1984.
- Fastlichts S. La Odontología en el México Prehispánico, J. Clind Orthood, 1970.
- Fedotiev, Electropulido y Anodización de Metales, ed. Gustavo Gili, Barcelona España.
- Giraudi Juan B., C. Altini, Apuntes de Electroerosión, Universidad de Buenos Aires, 2005.
- Goldstein Ronald E. , Odontología Estética, Vol. 1, 2ª edic., ed, Ars Médica, 2002.
- González Cruz M., González Cruz V. Origen y Evolución de la Prótesis Dental, Tesis, 1984, México.
- Gotlieb, Prótesis de Coronas y Puentes, ed. Mundi s.a., 1984.
- Katagiri Mario, Garcilaso Alfredo, Manual de Laboratorio de Prótesis Dental, ed. Trillas, 2001.
- Lyons MD Albert S. , Petrucelli Joseph, Historia de la Medicina, ed. Doy MASA, Barcelona España, 1980.
- Miller E. L., Prótesis Parcial Removible, ed. Latinoamericana, México 1975.
- Ollard & Smith, Manual de recubrimientos electrolíticos. Ed. CECSA.

Philips, La Ciencia de los Materiales Dentales, Anusavice 2004, 2ª Edición.

Ripol G. Carlos, Prostodoncia, tomos I, II, III. Ed, Mercadotecnia Odontológica.

Schey Jhon A.. Procesos de manufactura. Ed. Mc Graw-Hill, 2002.

Stein G. Peter. El Derecho Romano en la Historia de Europa. España Editores 1999.

Tylman, Teoría y Práctica de Prostodoncia Fija, ed. Interamericana, 1981.

Velázquez M Humberto. Historia de la Odontología, Revista Tips dentales, vol. 85, 1989, México, D.F.

Mesografía:

www.inoxidable.com

www.wikipedia.com/electropulido

www.lululu.com

www.taringa.net

www.wikipedia.org

www.propdental.com

www.odontomarketig.com.

www.dental.com.

