

ESTUDIO COMPARATIVO SOBRE LAS DIMENSIONES MORFOLÓGICAS DE ESTRUCTURAS PROTÉSICAS METÁLICAS, REALIZADAS POR DIFERENTES MÉTODOS DE COLADO



AUTOR: Juan Alberto Sorbera

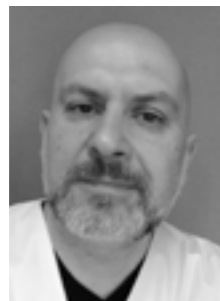
Odontólogo. Doctor en Odontología. Magíster en Gerontología. Profesor Titular Cátedra de Prosthodontia Técnica y Titular Cátedra de Odontogeriatría Facultad de Ciencias de la Salud. Universidad Católica de Córdoba. Argentina.



COLABORADORES:

Augusto Gaston

Odontólogo. Docente Cátedra de Prosthodontia Técnica. UCC.



Nicolas Gustavo

Odontólogo. Docente Cátedra de Prosthodontia Técnica. UCC.



Osuna Alejo

Odontólogo. Docente Cátedra de Prosthodontia Técnica. UCC.



Roque Montilla Cesar

Odontólogo. Docente Cátedra de Prosthodontia Técnica. UCC.



PALABRAS CLAVE

Revestimiento para colado dental, Sulfato de calcio, Técnica de colado dental, Prótesis dental, Prosthodontia.

KEY WORDS

Dental casting coating, Calcium sulfate, Dental casting technique, Dental prosthesis, Prosthodontics.

RESUMEN

Introducción: Las razones que justifican este trabajo y su importancia, están basadas en el hecho de intentar comprender, y de esa manera poder aportar información concreta, acerca de los cambios que habitualmente presentan las estructuras coladas con respecto al patrón de origen. La elaboración de Prótesis dentales con estructuras metálicas en Odontología ha sido durante décadas un procedimiento corriente y habitual. Por razones de procedimientos

técnicos estas estructuras protésicas son confeccionadas extraoralmente, es decir en laboratorios dentales creados a tal fin. Sin embargo, en la práctica diaria se llevan a cabo tediosos y prolongados procedimientos de desgaste sobre la estructura metálica con la finalidad de lograr adaptarlos correctamente sobre el modelo maestro. Muchas pueden ser las variables a estudiar para conocer aún más sobre la problemática, en nuestro caso optamos por analizar el material de investido en donde el patrón es contenido (expansiones

y contracciones) por una lado y el elemento de fusión (control de temperatura) de la aleación metálica por otro. En cuanto a los objetivos generales planteados fueron, actualizar los conocimientos de los principales factores de orden técnico que influyen con respecto a las modificaciones dimensionales y morfológicas de estructuras protéticas metálicas coladas y compararlas mediante la utilización de procesos de investido con utilización de líquido expansor y no expansor con Técnica de colado Convencional y no convencional (Inducción.) Para ello se establecieron un grupo control y 4 grupos de estudio donde se estudió altura, espesor y distancia entre los extremos (conectores mayores de PPR). Los resultados de la experiencia revelaron que: la altura (vertical) de las estructuras protéticas metálicas mostraron valores de aproximación más cercanos cuando para el investido se utilizó revestimiento sin líquido expansor y los aros fueron colados por método convencional. El espesor de las estructuras mostró una aproximación más marcada cuando para el investido se utilizó revestimiento sin líquido expansor y los aros fueron colados por método de inducción.

En cuanto a la distancia entre los extremos ninguna de las variables estudiadas logro resultados estadísticamente significativos, más allá de esto, se pudo observar que las muestras investidas con líquido expansor (B1 y B2) lograron aproximarse más a la medida establecida por el grupo control.

Los grupos de estudio en donde se utilizó investido sin líquido expansor (A1 y A2) mostraron una marcada aproximación con respecto al grupo control en cuanto a la altura. Los grupos de estudio donde los aros fueron colados por método de inducción (A2 y B2) mostraron valores de aproximación más cercanos con respecto al grupo control, en cuanto al espesor.

ABSTRACT

Introduction: The reasons that justify this work and its importance are based on the fact of trying to understand, and in this way be

able to provide concrete information, about the changes that cast structures usually present with respect to the origin pattern. The development of dental prostheses with metal structures in dentistry has been for decades a current and common procedure. For reasons of technical procedures, these protective structures are made extraorally, that is, in dental laboratories created for this purpose. However, in daily practice, tedious and prolonged wear procedures are carried out on the metal structure in order to adapt them correctly on the master model. There may be many variables to study to learn more about the problem, in our case we opted to analyze the material invested where the pattern is contained (expansions and contractions) on the one hand and the fusion element (temperature control) of metal alloy on the other.

Regarding the general objectives set out, they were to update the knowledge of the main technical factors that influence regarding the dimensional and morphological modifications of cast metallic protections and compare them by using invested processes with the use of expander liquid and not Expander with Conventional and unconventional casting technique (Induction.)

For this, a control group and 4 study groups were established where height, thickness and distance between the ends (major connectors of PPR) were studied. The results of the experience revealed that: the height (vertical) of the metallic protein structures showed closer values of approximation when the investor used a coating without expanding fluid and the rings were cast by conventional method.

The thickness of the structures showed a more marked approximation when a coating without expanding fluid was used for the investment and the rings were cast by induction method. Regarding the distance between the extremes, none of the variables studied achieved statistically significant results, beyond this, it was observed that the samples invested with expander liquid (B1 and B2) managed

to get closer to the measure established by the control group.

The study groups where invested without expander fluid (A1 and A2) showed a marked approximation with respect to the control group regarding height. The study groups where the rings were cast by induction method (A2 and B2) showed closer approximation values with respect to the control group, in terms of thickness.

INTRODUCCIÓN

La utilización específica de aleaciones metálicas, biocompatibles con la cavidad oral, ha traído importantes ventajas terapéuticas en el tratamiento oral rehabilitador, tanto en prosthodoncia fija como removible. Específicamente la Técnica de colado dental es el método más usado para la obtención de componentes metálicos protéticos. Esta es una técnica que se basa en el principio de la cera perdida, es decir, parte de una matriz hecha de un material moldeable y calcinable que se incluye en una masa rígida refractaria con el propósito de extraerla, mediante un agente térmico (calor), de manera de dejar una cavidad vacía con el fin de que pueda ser llenada posteriormente con una aleación fundida mediante inyección.¹

El colado dental consiste en “la mutación de un molde o patrón de cera o plástico por una aleación metálica que debe conservar con exactitud la forma y las dimensiones del patrón original”.²

El proceso de colado dental, es una de las etapas más importantes, siendo vitales, el tipo de revestimiento, sus proporciones y su manipulación, al igual que el proceso de descenderado, la temperatura y los tiempos, como también las características físico-químicas de la aleación a colar y la fuerza de impulsión hacia el interior del aro.³

Las propiedades mecánicas de un metal puro resultan generalmente insuficientes para su aplicación odontológica, lo que fundamentalmente se debe a dos hechos principales. El primero es que la adición de impurezas a un metal puro lo endurece,

mientras que el segundo se refiere a la facilidad que presentan los metales para formar entre ellos soluciones líquidas y sólidas de concentración más o menos conocida. De este modo, si por medio de la fusión dos o más metales forman una fase líquida (en la que la parte homogénea de un sistema está separada físicamente de las otras), obtendremos posteriormente por la solidificación de dicha fase líquida, una “aleación”; es decir, un metal macroscópicamente homogéneo que, por analogía con las soluciones líquidas, mejora las propiedades de los metales puros que combinados originan dicha aleación.⁴ Las propiedades y características de las aleaciones vienen establecidas por diferentes normas internacionales.

En todos los casos deberán ser biocompatibles en la triple vertiente de no tóxicas, no alergénicas y no carcinogénicas. Serán susceptibles de un correcto acabado y pulido para aportar cualidades físicas y evitar la corrosión; tendrán una resistencia elevada, tanto a la compresión como a la tracción; intervalo de fusión no demasiado amplio, alto límite elástico, rigidez adecuada a cada caso, moderada ductilidad y gran dureza.⁵ Pero el desarrollo de estos materiales no está exento de problemas técnicos tanto para el clínico como para el laboratorio, encontrándose dificultades principalmente en las técnicas de colado, en la obtención de ajustes correctos, en el finalizado y pulido de la estructuras. Unido al desarrollo de los materiales, también han evolucionado las técnicas de confección, diversificándose las posibilidades de elaboración de este tipo de prótesis dentales. Así la aleación seleccionada debe de ser fundida mediante una fuente de calor, existiendo diferentes fuentes de fusión: arco voltaico, calentamiento por gas, soplete, fusión eléctrica y fusión por inducción.

En cuanto a los tipos de máquinas de colar, se han desarrollado muchos modelos con diferente mecanismo de actuación, pero de una manera general se pueden clasificar en dos grupos: máquinas de fuerza centrífuga y máquinas de fuerza neumática. No existe un consenso en la actualidad sobre la aleación y la técnica de confección más adecuada

para las restauraciones protéticas, quedando generalmente a elección del profesional Odontólogo el material en función de sus necesidades clínicas y de las preferencias del técnico a usar la técnica de colado que crea conveniente.⁶

En la actualidad los odontólogos realizan una serie de tratamientos clínicos que van desde los preventivos hasta los restaurativos, pasando por los quirúrgicos y otro tipo de procedimientos.

En el área de la restauración, se encuentran los tratamientos protéticos, donde no solamente interviene el profesional odontólogo sino el personal auxiliar de laboratorio capacitado que es el que confecciona la aparatología.

En una revisión de la literatura⁷ encontraron que muchos profesionales no ponen el suficiente cuidado al planificar, operar y orientar al laboratorio para trabajos protéticos. Refieren que muchas de las fallas y repeticiones ocurren por falta de cuidados clínicos, a una no adecuada comunicación del odontólogo y el técnico de laboratorio responsable del trabajo y a fallas estrictamente técnicas en el proceso de confección en el laboratorio. Del mismo modo, otros estudios⁸, encontraron que los Odontólogos están delegando gran parte de la responsabilidad a los técnicos. Los técnicos investigados, estaban insatisfechos con la calidad del trabajo recibido; las quejas incluían insuficiente información sobre la autorización del trabajo, impresiones deficientes²⁵ y registros inadecuados. Las repeticiones de un trabajo, están ligadas directamente en la calidad del servicio, la repetición de los trabajos de laboratorio dental afectan la eficiencia del servicio dental, debido a la duplicidad de los gastos y la insatisfacción de los pacientes por el mayor tiempo utilizado para su tratamiento. En un estudio experimental se realizaron 100 colados que sirvieron de muestra, el 38% fueron prótesis parciales removibles de cromo cobalto y el 62% prótesis fija de los cuales se colaron 23 pernos muñones, 18 coronas individuales, 18 puentes y 3 incrustaciones. De esta muestra, el 78% de las prótesis parciales removibles, requirieron desgastes internos

para su adaptación, ya sea de los ganchos retenedores y/u opositores como de los apoyos, el 10% se debió repetir y tan solo el 12% adaptó sin ningún tipo de desgaste.

En cuanto a las prótesis fijas, del total de perno colados, solo el 3% requirió de repetición y el resto debió hacerse algún tipo de desgaste, por otro lado de las 18 coronas, el 95% debió recibir algún tipo de desgaste para su adaptación y un 5% debió de repetirse, del mismo modo, en las prótesis fijas tipo puente al 65% debieron hacerle algún tipo de desgaste interno para su adaptación, al 10% se requirió desgaste oclusal mientras que un 20% debió repetirse y tan solo un 5% no requirió ningún tipo de desgaste. Finalmente, las incrustaciones en el 100% requirieron algún tipo de desgaste para su adaptación.⁹

Actualmente se conoce que son muchas las variables que pueden intervenir en la cadena de acontecimientos técnicos que se llevan a cabo para la obtención de aparatología protética metálica, pero hay dos (2) que a nosotros nos desvela. La característica del material refractario en el que se va a invertir el patrón, en cuanto a su preparación (utilización de líquido expansor o no) y el método de fundido e inyección de la aleación a colar.

A partir de esto nos proponemos realizar un estudio comparativo que nos permita conocer efectivamente como gravitan estas variables sobre las dimensiones morfológicas de una estructura protética metálica en relación a las dimensiones del patrón y a las posibles diferencias que puedan encontrarse entre las variables estudiadas.

Las dimensiones estructurales y morfológicas de las prótesis dentales fijas o removibles son de vital importancia para el éxito clínico. Teóricamente sus formas deben ajustarse exquisitamente a la anatomía oral de manera de integrarse de la mejor manera posible al normal funcionamiento del sistema estomatognático.

Para ello es de gran importancia que las características dimensionales planeadas en la etapa técnica se vean reflejadas en la obtención

de un tipo de aparatología que responda a tales dimensiones.

Esto planteo debe ser aplicado independientemente del material que se utilice, pero en el caso de las prótesis dentales que contengan en su estructura aleaciones metálicas son aún más determinantes.

Las aleaciones de cromo-cobalto²⁴ se emplean altamente en odontología; se estima que el 90% de las prótesis parciales removibles se elaboran con alguna marca comercial de esta aleación. Sin embargo, es necesario reconocer, que, desde un punto de vista objetivo, ninguna aleación ha demostrado poseer propiedades superiores para su empleo en odontología. La razón de ello tiene su origen en el orden de sucesos transcurridos desde la introducción de la prótesis parcial de una sola pieza vaciada en la década de 1920, hasta la primera aplicación de las aleaciones de cromo-cobalto para el empleo dental, unos años más tarde.

Lewis, realizó un estudio mediante el uso de Rayos X para determinar la extensión y distribución de porosidades dentro de las estructuras de PPR. Tomó radiografías a 50 estructuras, confeccionadas con cuatro aleaciones diferentes. De los resultados, cuatro estructuras se consideraron exentas de defectos, y el resto mostró evidencia de porosidades internas que podían ser debido a burbujas de aire atrapadas durante el colado, disminuyendo el espesor de la aleación en la estructura de metal dando inicio a fracturas, este detalle también fue demostrado más tarde por Pascoe.¹⁷

Wictorin¹⁸ estudiaron radiográficamente 66 estructuras metálicas de cromo-cobalto, encontrando solamente 2 sin defectos visibles, las restantes presentaron 294 porosidades en los diferentes componentes de la estructura, lo que traería como consecuencia la fractura de alguno de esos elementos, creando problemas clínicos, técnicos²¹ y socioeconómicos.

MATERIALES Y MÉTODOS:

Para llevar a cabo este estudio se utilizaron 40 barras linguales de cera preformada (Marca

Labox. Arg.) que son las que habitualmente se utilizan como patrones de conectores mayores en el diseño de Prótesis parciales esqueléticas para maxilar inferior.

Más allá de que se presentan estandarizadas con respecto a su longitud y espesor, las mismas fueron medidas mediante la utilización de un calibre mecánico, de una definición de 0,1 mm y con un margen de medida de 0 a 10 cm. (Marca Shuler. Germany) de manera de corroborar las medidas provistas por el fabricante, las barras que no cumplieron con tales parámetros fueron descartadas.

Las medidas que se realizaron sobre las barras de cera fueron hechas en función de su altura, espesor y distancia entre sus extremos, los resultados fueron: Altura 5.16 mm. Espesor 1.65 mm y distancia entre extremos 24,06 mm.

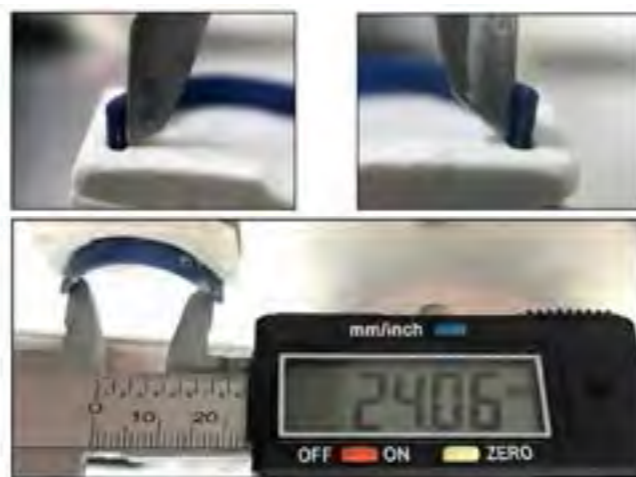
ALTURA



ESPESOR



DISTANCIA ENTRE EXTREMOS



Para permitir que cada muestra tuviera el mismo grado de curvatura (las barras de cera vienen rectas) se elaboraron "placas para estandarización de patrones" las cuales se consiguieron mediante el vaciado de impresiones a la placa madre (esta se confeccionó en yeso extraduro en donde "se introdujo" el patrón para que dejara su silueta). A esa placa madre se le tomó una secuencia de impresiones (40 en total, 20 para ser vaciadas con revestimiento y líquido expansor y 20 sin líquido expansor).

Esas impresiones fueron identificadas como grupo "A" (impresiones celestes) y grupo "B" (impresiones rosas).

Acto seguido estas impresiones fueron vaciadas convenientemente con revestimiento sin L.E las del grupo A y con L.E las del grupo B.

Posteriormente y una vez que el material obtuvo su fraguado final, se le colocaron los patrones de cera en cada uno de ellos. (Esto permitió estandarizar todos los patrones).



Luego a cada placa estandarizadora y patrones de cera se les colocaron sus respectivos bebederos (2 por muestra) bebederos plásticos estándar de 2,5 cm. de largo y 0,2 cm. de diámetro sin cámara de compensación (Marca Dentaurum Arg.)



Posteriormente cada una de las muestras (Placa, Patrón, Bebederos y Cono) fueron investidas en un aro de colado, (aro sin cubierta de amianto de 5,0 cm. de altura por 5,0 cm. de diámetro, Marca Dentaurum Arg.) El proceso de investido, fue realizado con revestimiento a base de fosfatos marca F1 de Whip Mix. USA, relación polvo- líquido de 100 g por 14 ml, cabe aclarar que para el grupo A no se utilizó líquido expansor en la mezcla, mientras que para el grupo B sí. Para su preparación se usó la técnica de espatulado manual durante 3 minutos y para el llenado propiamente dicho del aro, el uso de una vibradora eléctrica (100 w Nice-Electric. Arg).



Para la identificación de cada futuro grupo de estudio se procedió a codificarlos como aros A del 1 al 10 (Grupo A1), aros A del 11 al 20 (Grupo A2), aros B del 1 al 10 (Grupo B1), y aros B del 11 al 20 (Grupo B2).

De allí que:

Grupo A1: Aros con revestimiento sin L.E para ser colados por método convencional.

Grupo A2: Aros con revestimiento sin L.E para ser colados por método de Inducción.

Grupo B1: Aros con revestimiento con L.E para ser colados por método convencional.

Grupo B2: Aros con revestimiento con L.E para ser colados por método de Inducción.

Luego se utilizaron 45 minutos como tiempo de espera del fraguado final, a partir de allí, los aros fueron llevados al horno (Horno eléctrico, Mod. Gigli I de Nice-electric. Arg) colocados en posición vertical con el formador de crisol hacia abajo, para el proceso de descenderado.

La temperatura de calentamiento previa de los aros, fue la de 8°C por minuto, programado en el horno hasta llegar a los 30 minutos. (240°C). La temperatura final fue de 1050°C, para alcanzar este valor se utilizaron 70 minutos, una vez alcanzada esta temperatura se mantuvieron los aros en el interior del horno, durante 45 minutos más.



Como elemento de impulsión del metal fundido, para los grupos A1 y B1 se utilizó una centrífuga mecánica (Marca Egeo 9000 de Egeo Arg.) de brazo articulado, la cual fue cargada con 2 vueltas de velocidad. El elemento de fundición de la aleación fue un soplete gas (metano)-oxígeno, así como la aleación metálica propuesta para toda esta experiencia fue una aleación de Cr-Co (Marca Macrodent. Arg.).



Para el caso de los grupos A2 y B2 se utilizó una máquina de colado por inducción eléctrica automática, (Marca Ducatron Série 3 Francia) la cual tiene la particularidad de fundir el metal sin la presencia de fuego e impulsarlo mediante un mecanismo automático, presentando características tales como la de poseer enfriamiento integrado por agua, preequilibrado del brazo de giro, 2 velocidades de arranque, generador a transistores, alimentación eléctrica: 230 V - 50/60 Hz, intensidad de 16 A, potencia total: 2,5 Kw, capacidad máxima de fusión de 60 g, temperatura máxima de 1600 °C, circuito de agua de 18 L y circuito de argón de 15 L.



Una vez realizados los procedimientos de colado en los 4 grupos muestrales (40 colados en total), se procedió a separarlos de sus aros, arenarlos, agruparlos según su variable y medirlos según el planteo inicial del estudio.

Posteriormente cada una de las barras coladas fue medida en altura, espesor y distancia entre los extremos (curvatura).

Como consecuencia de ello, se pudieron obtener datos numéricos individuales de cada una de las muestras, los cuales, mediante un análisis estadístico posterior nos permitió establecer si las diferencias encontradas o no son estadísticamente significativas. Por otro lado, nos facultará también a poder introducir el grado de deformación o no que haya entre la muestra patrón y la muestra metálica.

RESULTADOS

A partir de las mediciones obtenidas con respecto a la variable altura, espesor y distancia entre los extremos, se pudieron conocer los siguientes datos, que a su vez fueron representados en un gráfico de coordenadas.

Muestras (valores en altura)

Muestras (valores en altura)				Grupo Control
A1	A2	B1	B2	
5,26	5,15	5,81	5,36	5,16
4,93	5,38	5,88	5,31	5,16
5,25	5,41	5,37	5,32	5,16
5,34	5,10	5,59	5,35	5,16
5,43	5,07	5,33	5,33	5,16
5,24	5,3	5,64	5,37	5,16
5,12	5,42	5,61	5,52	5,16
5,48	5,14	5,43	5,40	5,16
5,16	5,32	5,31	5,39	5,16
5,41	5,42	5,3	5,35	5,16
5,26	5,27	5,52	5,37	5,16

Media de cada grupo muestral.

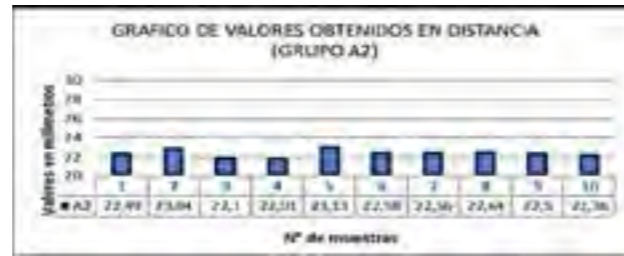


Muestras (valores en espesor)

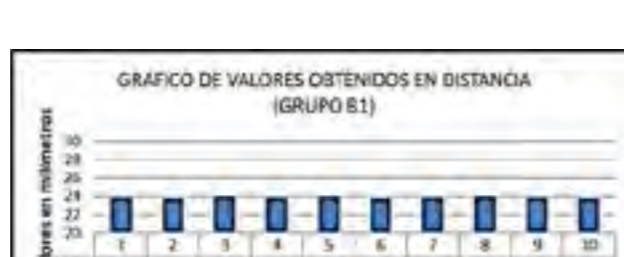
Muestras (valores en espesor)				
Grupo Control	A1	A2	B1	B2
	1,5			
1,65	2	1,83	1,48	1,55
	1,5			
1,65	9	1,61	1,55	1,50
	1,3			
1,65	6	1,71	1,70	1,72
	1,4			
1,65	0	1,83	1,42	1,40
	1,5			
1,65	7	1,7	1,22	1,50
	1,4			
1,65	5	1,53	1,46	1,54
	1,5			
1,65	2	1,44	1,49	1,68
	1,3			
1,65	9	1,3	1,42	1,58
	1,5			
1,65	4	1,5	1,32	1,39
	1,5			
1,65	0	1,31	1,50	1,34
	1,4			
1,65	8	1,55	1,45	1,51

Media de cada grupo muestral.

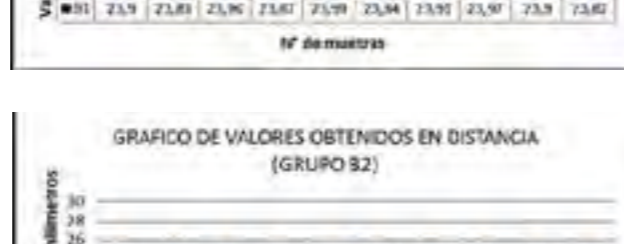




Valor P (Altura)		Valor P (Espesor)	
G. Control-A1	0,08239244	G. Control-A1	0,00009998
G. Control-A2	0,03498923	G. Control-A2	0,25724621
G. Control-B1	0,00037710	G. Control-B1	0,00101467
G. Control-B2	0,00000153	G. Control-B2	0,00843479



Valor P (Altura entre grupos)		Valor P (Espesor entre grupo)	
A1 - A2	0,91860405	A1 - A2	0,15820074
A1 - B1	0,03498923	A1 - B1	0,63021686
A1 - B2	0,09071796	A1 - B2	0,51048252
A2 - B1	0,01150876	A2 - B1	0,13153199
A2 - B2	0,05492082	A2 - B2	0,44039827
B1 - B2	0,04610316	B1 - B2	0,14415868



Valor P (Distancia entre grupos)	
A1 - A2	0,44215838
A1 - B1	0,00000014
A1 - B2	0,00000008
A2 - B1	0,00000063
A2 - B2	0,00000041
B1 - B2	0,00270906

Muestras (valores en distancia)					
G.	A1	A2	B1	B2	Control
24,06	22,27	22,49	23,9	23,98	24,06
24,06	22,24	23,04	23,83	23,99	24,06
24,06	22,16	22,10	23,96	23,97	24,06
24,06	22,86	22,01	23,87	23,98	24,06
24,06	22,50	23,13	23,99	23,95	24,06
24,06	22,18	22,58	23,84	23,96	24,06
24,06	22,94	22,56	23,91	23,95	24,06
24,06	22,81	22,64	23,97	24,11	24,06
24,06	22,18	22,50	23,90	23,97	24,06
24,06	22,01	22,36	23,82	23,93	24,06
24,06	22,41	22,54	23,90	23,98	

Posteriormente los valores obtenidos en cada grupo muestral, fueron representados en un cuadro comparativo, según la variable estudiada.



En función de los resultados obtenidos en este estudio pudo establecerse que para la variable “altura” en relación a grupo muestral-grupo control, solo el grupo A1 (muestras sin L.E y colado convencional) no mostró diferencias estadísticamente significativas (0,08239244) mientras que para los grupos A2, B1 y B2 si pudo establecerse tal diferencia (A2 0,03498923 B1 0,00037710 y B2 0,00000153) En cuanto a la variable “espesor” y en relación a: grupo muestral- grupo control se encontraron diferencias estadísticamente significativas para los grupos A1, B1 y B2 (A1 0,00009998 B1 0,00101467 B2 0,00843479) con respecto al grupo control, no así en lo que se refiere al grupo A2. (0,25724621). Para la variable “distancia” todos los grupos muestrales mostraron diferencias estadísticamente significativas en relación comparativa con el grupo control (A1. 0,00000009 A2 .0,00000026 B1. 0,000001394 B2. 0,00056877).

DISCUSIÓN:

En función de la obtención del valor P, pudo establecerse en algunos casos, diferencias estadísticamente significativas en la comparación entre los diferentes grupos muestrales entre sí, a saber:

- a) Para la variable “altura” se encontraron diferencias significativas sólo cuando el grupo B1 estuvo involucrado en la comparativa con los otros grupos.
- b) Para la variable “espesor” no se encontraron diferencias significativas.
- c) Para la variable “distancia” solo en la comparativa de los grupos A1-A2 no se encontraron diferencias significativas mientras que en el resto sí.

Al revisar el contexto histórico, se observará que el surgimiento de la popularidad de las aleaciones de cromo-cobalto tiene su origen en una relación recíproca de causa y efecto durante la rápida evolución de la industria dental comercial en Estados Unidos, en las décadas siguientes al año de 1930. Esto, a su vez, se encuentra íntimamente relacionado con los cambios revolucionarios que tuvieron lugar en la práctica dental durante la misma época.¹⁰

Las aleaciones para prótesis parciales removibles de cromo-cobalto contienen cerca de 70% de cobalto y de 25 a 30% de cromo. La combinación del bajo costo y propiedades mecánicas superiores (resistencia a la tracción, resistencia a la flexión, elongación, módulo elástico, dureza, corrosión) permiten la aplicación general. El funcionamiento de cualquier restauración está íntimamente ligado a factores múltiples; por ejemplo, diseño

del aparato, habilidad y exactitud con la que se fabrique y propiedades de los materiales que se utilicen.²³ El éxito de las aleaciones de cromo-cobalto requiere de ciertas modificaciones en los procedimientos del laboratorio, pero ellas proporcionan restauraciones con durabilidad y aceptación clínica. Es interesante saber que en un estudio de 10 años todas las restauraciones se deterioran muy poco; sin embargo, a cinco años, sólo el 4% de todas las restauraciones en estudios fallan. De estas fallas, poco menos de la mitad se asocian con los materiales en sí, y el resto son resultado de razones que se relacionan con el paciente o con errores de elaboración técnica al momento de la confección de las restauraciones protéticas.¹¹ Las restauraciones coladas que presentan alguna porosidad en una parte de la estructura que tiene que soportar una gran concentración de tensiones, pueden romperse por la zona del defecto debido a la disminución de la sección transversal efectiva de la pieza colada en proporción directa a la extensión del defecto y a las grandes e importantes tensiones que se concentran en el mismo. Al colar aleaciones de oro y de metales básicos (cromo-cobalto) se pueden formar porosidades subsuperficiales y otros defectos: la posibilidad de que aparezcan tales defectos depende directamente del tamaño y la forma de la pieza colada, de la manera de colocar el bebedero y de las temperaturas del metal y el molde en el momento de efectuar el colado. Por estas razones, es muy importante extremar las precauciones y cuidar todos los detalles técnicos en todos los tipos de procesos de colados en prótesis dentales.¹²

En lo que se refiere a los metales cuando se solidifican tras el proceso de fundición se contraen, y al menos que se tomen precauciones, pueden formarse cavidades internas de retracción. Estos defectos de retracción pueden tomar distintas formas, tales como rechupes, formas esponjosas o filamentosas, dependiendo de las condiciones en que se ha solidificado el metal. Cuando la retracción se extiende lentamente a través del metal se forman contracciones filamentosas o intercristalinas, mientras que si la solidificación avanza rápidamente tienden a formarse

cavidades de contracción. Pueden formarse oclusiones gaseosas en forma de porosidad o grandes oquedades por humedad de los moldes o por gas del propio metal fundido, lo que puede causar importantes problemas en el fundido de las aleaciones metálicas ligeras.

También pueden formarse grietas en fundición. Si se forman mientras el metal está semisólido se denominan "rechupes" o grietas en caliente: si se forman cuando el metal ha solidificado por completo se suelen identificar como "grietas de fatiga".¹³ Matilla¹⁴ realizó un estudio radiográfico para demostrar posibles defectos estructurales existentes en estructuras de Prótesis Parciales Removibles (PPR)²² con aleaciones de cromo-cobalto, los defectos incluidos fueron grietas internas, burbujas, inclusiones, áreas porosas continuas y en general alguna zona del colado susceptible a la fractura bajo la presión de la masticación. En los resultados reportó que uno de cada diez ganchos en el material investigado fue defectuoso, los puntos de unión de los brazos mostraron proporcionalmente más defectos, mientras más de la mitad de los colados revelaron defectos en el conector mayor. También determinó que de las 61 estructuras radiografiadas, el 45% presentaron fallas. Tales fallas dice Matilla que pueden ser debido a técnicas de colado defectuosas, introducción de aire al colado, la capa de sustancia protectora que se forma sobre el metal, o al uso de botones de colado anteriores los cuales pueden poseer cuerpos extraños introducidos durante otro procedimiento y estos penetran al colado. Elarbi¹⁵ mencionan en su estudio radiográfico realizado a 77 estructuras de PPR., que encontraron 108 defectos internos. De los cuales, 47 de los 77 colados exhibieron defectos estructurales en ganchos y conectores mayores, los cuales no deberían existir ya que afectaban la calidad del colado y la prótesis fracasaría. Lewis,¹⁶ refiere que la presencia de porosidades en un colado predispone a la falla de la prótesis, si es un poro discreto reduce el espesor seccional transversal del metal en algún punto pudiendo ocurrir una simple falla de tensión, pero que defectos pequeños intrametálicos debido a agregaciones de microporos, pueden causar fallas actuando como sitios de iniciación

para grietas. Bridgeman,¹⁹ realizaron un estudio para comparar los retenedores de titanio y cromo-cobalto en PPR con el fin de determinar si las aleaciones de titanio son alternativas convenientes en PPR, una de las pruebas fue la evaluación radiográfica para ver las porosidades, los resultados dieron que todos los ganchos de titanio poseían la misma cantidad de porosidad y en algunos ganchos de cromo-cobalto las fallas eran catastróficas. Dharmar,²⁰ efectuaron un estudio basado en la determinación de los defectos en la microestructura interna de los ganchos de estructuras de cromo-cobalto en PPR., fueron evaluadas radiográficamente 90 estructuras, para ver porosidades, demostrando con los resultados que 258 ganchos de las 90 estructuras, revelaron 65 defectos internos y 36 defectos externos, para un total de 101 defectos, también se demostró que habían otros elementos de la estructura que tenían importantes fallas estructurales, como fueron los conectores mayores y los conectores menores.

CONCLUSIÓN:

a) La altura (vertical) de las estructuras protéticas metálicas mostraron una

aproximación más cercana cuando para el investido se utilizó revestimiento sin líquido expansor y los aros fueron colados por método convencional.

b) El espesor de las estructuras protéticas metálicas mostraron mayor grado de aproximación cuando para el investido se utilizó revestimiento sin líquido expansor y los aros fueron colados por método de inducción.

c) En cuanto a la distancia entre los extremos ninguna de las variables estudiadas logro resultados estadísticamente significativos, más allá de esto, se pudo observar que las muestras investidas con líquido expansor (B1 y B2) lograron aproximarse más a la medida establecida por el grupo control.

d) Los grupos de estudio en donde se utilizó investido sin líquido expansor (A1 y A2) mostraron una marcada aproximación con respecto al grupo control en cuanto a la altura.

e) Los grupos de estudio donde los aros fueron colados por método de inducción (A2 y B2) mostraron valores de aproximación más cercanos con respecto al grupo control, en cuanto al espesor.

BIBLIOGRAFIA

- 1) Pace Dova J. (2006) *Técnica para el colado de aleaciones dentales. Cap 1-2-3.*
- 2) Shillingburg G. (2005) "Fundamentos en Prosthodontia" Cap 12 Pag 220-230.
- 3) Sorbera J. (2009). Tesis Doctoral. Universidad Nacional de Cba.
- 4) Burdairon G. (1991). *Manual de Biomateriales Dentarios.* Libros. Barcelona: Masson.
- 5) Vega del Barrio JM. (2006). *Materiales en Odontología. Fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y fisicoquímicos.* Libros. Ed. Madrid.
- 6) Cardona C, Suárez M, Sánchez A, Lozano J. (2003) Análisis de las deformaciones en el colado de estructuras metálicas curvas. *Rev Internacional de Prótesis Estomatológica.* 5:288-292.
- 7) Modaffore y Col. (2000). O que devemos enviar ao laboratório para confecção de uma boa prótese parcial removível. *J Bras Clin Estet Odontol.* 4(24): 77-81.
- 8) Aquilino y Taylor (1984). *Prosthodontic laboratory and currículo survey. Part III. Fixed prosthodontic laboratory survey.* *J Prosthet Dent.* 1984; 52:897
- 9) Manrique Guzmán J. Chávez Reátegui B. (2010). Adaptación del colado en prótesis fija y removible en pacientes de la clínica odonto de la UNFV. *Rev Estomatol Herediana* 20(3):137- 141.
- 10) Miller, E. (1975): *Prótesis Parcial Removible. 1ª Edición.* En: *Materiales para la Prótesis Parcial.* p.p. 291-302.
- 11) Phillips, R. (1993): *La ciencia de los materiales Dentales. 9ª Edición.* Nueva Editorial Interamericana. México. En: *Aleaciones para vaciados dentales.* p.p.378-379,382,392-399. *Procedimientos para vaciado de aleaciones dentales.* p.p. 455-465
- 12) Craig, R. (1998): *Materiales de Odontología Restauradora.* Ward, M., 10ª Edición. Harcourt Brace. España. En: *Aleaciones de metales básicos coladas y forjadas.* p.p.408-428. *Procedimientos de colado.* p.p.437-466
- 13) Agfa-Gevaert N. V. (1989): *Radiografía Industrial.* p.p. 139-143
- 14) Mattila, K. (1964): *A roentgenological study of internal defects in chrome-cobalt implants and partial dentures.* *Acta Odont. Scand.,* 22:215-228.
- 15) Elarbi, E., Ismail, Y., Azarbal, M. and Saini, T. (1985): *Radiographic detection of porosities in removable partial denture castings.* *J.Prosth.Dent.,*54(5):674-77
- 16) Lewis, A. (1978): *Radiographic evaluation of porosities in removable partial denture casting.* *J.Prost. Dent.,*39 (3):278-81.
- 17) Pascoe, D. & Wimmer, J. (1978): *A radiographic technique for the detection of internal defects in dental castings.* *J. Prosth. Dent.,*39 (2)150-7.
- 18) Victorin, L., Julin, P. and Mollersten, L. (1979): *Roentgenological detection of casting defects in cobalt-chromium alloy frameworks.* *J. Of Oral rehabilitation,* 6:137-146
- 19) Bridgeman, J., Marker, V., Hummel, S., Benson, B. and Pace, L. (1997): *Comparison of titanium and cobalt-chromium removable partial denture clasps.* *J. Prosthet Dent.*78(2):187-9
- 20) Dharmar, S., Rathnasamy, J. and Swaminathan, T. (1993): *Radiographic and metallographic evaluation of porosity defects and grain structure of cast chromium cobalt removable partial dentures.* *J. Prosth.Dent.,*69 (4): 369-373.
- 21) Rosenthal S, Land M, Fujimoto J. (2001) *Protesis fija. Procedimientos clínicos y de laboratorio. 1ª Edición. Cap. 6. Pág. 443-457.*
- 22) Miller E. (1988) *Protesis parcial removible. 2ª Edición. Cap 5. Pág. 294-311.*