

Descripción de defectos de superficie y micro-dureza en estructuras de cobalto cromo para prótesis dentales realizadas mediante la técnica CAD-CAM

Description of surface defects and micro-hardness in cobalt chromium structures for dental prostheses made using the CAD-CAM technique

Descrição de defeitos superficiais e microdureza em estruturas de cromo-cobalto para próteses dentárias confeccionadas pela técnica CAD-CAM

Josefina Mosquera Palomino¹
Carlos Ignacio Vélez Gómez²

Recibido: 28 de abril de 2021

Aprobado: 22 de junio de 2021

Publicado: 12 de julio de 2021

Cómo citar este artículo:

Mosquera-Palomino J, Vélez-Gómez CI. Descripción de defectos de superficie y micro-dureza en estructuras de cobalto cromo para prótesis dentales realizadas mediante la técnica CAD-CAM. Revista Nacional de Odontología. (2021); 17(2), 1-15. doi: <https://doi.org/10.16925/2357-4607.2021.02.04>

Artículo de investigación con financiación interna de la Fundación Universitaria Autónoma de las Américas con código de aprobación P121-2018.

<https://doi.org/10.16925/2357-4607.2021.02.04>

¹ Ingeniera Química, Especialista en Docencia Universitaria, Magíster en Ingeniería Universidad Pontificia Bolivariana. Profesora Programa de Laboratorio de Prótesis Dental. Facultad de Odontología. Fundación Universitaria Autónoma de las Américas. Medellín. Investigadora del Grupo de Investigación en Salud y Comunidad. GISCO.

Correo electrónico: josefina.mosquera@uam.edu.co

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-2960-9584>

² Tecnólogo en Rehabilitación Dental. Profesor Programa de Laboratorio de Prótesis Dental. Facultad de Odontología. Fundación Universitaria Autónoma de las Américas. Medellín. Investigador del Grupo de Investigación en Salud y Comunidad. GISCO.

Correo electrónico: carlos.velez@uam.edu.co.

ORCID: <https://orcid.org/0000.0002-3983-5609>

Resumen

Objetivo: Describir los defectos de superficie y micro dureza en estructuras de cobalto cromo para prótesis dentales realizadas mediante la técnica CAD-CAM.

Método: Tipo de estudio descriptivo. Población y muestra: 10 estructuras en aleación cobalto cromo para prótesis dentales tipo barra de 3 piezas, dimensiones 10 cm x 1.5cm. De una impresión convencional se obtuvo el modelo de yeso, se realizó la preparación del modelo para escaneado y diseño de la estructura, luego se mandó a fresar la estructura bajo la supervisión de los investigadores del proyecto. Posteriormente fueron analizadas en el microscopio electrónico de barrido y en el equipo en el equipo *Shimadzu Micro Vickers Hardness Tester HMV-G 21*.

Resultados: a través de la microscopia electrónica de barrido se obtuvieron imágenes con aumentos de varios tamaños donde se observan diferentes defectos de superficie como irregularidades superficiales, suciedad y cuerpos extraños. Se encuentra que las muestras fresadas con tres ejes tienen una dureza de $294,6 \pm 21 \text{ HK}_{0,1}$ y un módulo elástico de $239 \pm 22.3 \text{ GPa}$, mientras que las muestras fresadas con cinco ejes tienen una dureza de $336,2 \pm 20,9 \text{ HK}_{0,1}$ y un módulo elástico de $237.7 \pm 18.3 \text{ GPa}$.

Conclusiones: a través de la microscopia electrónica de barrido se observaron defectos de superficie que a simple vista no se ven como son irregularidades superficiales, desniveles y suciedad principalmente grasa por el alto contenido de carbono. Sin embargo, no se observan grietas y porosidades. El fresado tiene una ligera influencia en la dureza, pero no en el módulo elástico de la aleación.

Palabras clave: Aleación; aleación cobalto cromo, prótesis dental.

Abstract

Objective: to describe surface and micro hardness defects in cobalt chromium structures for dental prostheses made using the CAD-CAM technique.

Method: Type of descriptive study. Population and sample: 10 cobalt-chromium alloy frameworks for 3-piece bar-type dental prostheses, dimensions 10 cm x 1.5 cm. The plaster model was obtained from a conventional impression, the model was prepared for scanning and the design of the structure, then the structure was ordered to be milled under the supervision of the project researchers. Subsequently, they were analyzed in the scanning electron microscope and in the Shimadzu Micro Vickers Hardness Tester HMV-G 21 equipment.

Results: through the scanning electron microscopy, images with magnifications of various sizes were obtained where different defects of surface such as surface irregularities, dirt and foreign bodies. The samples milled with three axes are found to have a hardness of $294.6 \pm 21 \text{ HK}0.1$ and an elastic modulus of $239 \pm 22.3 \text{ GPa}$, while the samples milled with five axes have a hardness of $336.2 \pm 20.9 \text{ HK}0.1$ and an elastic modulus of $237.7 \pm 18.3 \text{ GPa}$.

Conclusions: through scanning electron microscopy, surface defects were observed that are not visible to the naked eye, such as surface irregularities, unevenness and mainly fatty dirt due to the high carbon content. However, cracks and porosities are not observed. Milling has a slight influence on the hardness, but not on the elastic modulus of the alloy.

Keywords: Alloy; cobalt chromium alloy, dental prosthesis.

Resumo

Objetivo: Descrever defeitos superficiais e microdureza em estruturas de cromo-cobalto para próteses dentárias confeccionadas pela técnica CAD-CAM.

Método: Tipo de estudio descriptivo. Población e amostra: 10 estructuras en liga de cromo-cobalto para prótesis dentáreas tipo barra de 3 piezas, dimensiones 10 cm x 1,5 cm. O modelo de gesso foi obtido a partir de uma moldagem convencional, o modelo foi preparado para escaneamento e dimensionamento da estrutura, em seguida a estrutura foi encomendada para ser fresada sob supervisão dos pesquisadores do projeto. Posteriormente, foram analisadas no microscópio eletrônico de varredura e no equipamento Shimadzu Micro Vickers Hardness Tester HMV-G 21.

Resultados: através da microscopia eletrônica de varredura, foram obtidas imagens com ampliações de vários tamanhos onde diferentes defeitos de superfície como irregularidades superficiais, sujeira e corpos estranhos. As amostras moídas de três eixos têm uma dureza de $294,6 \pm 21$ HK0,1 e um módulo de elasticidade de $239 \pm 22,3$ GPa, enquanto as amostras moídas de cinco eixos têm uma dureza de $336,2 \pm 20,9$ HK0,1 e uma elasticidade módulo de $237,7 \pm 18,3$ GPa.

Conclusões: através da microscopia eletrônica de varredura, foram observados defeitos superficiais que não podem ser vistos a olho nu, como irregularidades da superfície, desníveis e principalmente sujeira gordurosa devido ao alto teor de carbono. No entanto, trincas e porosidades não são observadas. A fresagem tem uma pequena influência na dureza, mas não no módulo de elasticidade da liga.

Palavras-chave: Liga; liga de cromo cobalto, prótese dentária.

1. Introducción

El diseño y la fabricación asistidos por ordenador (CAD/CAM) es una disciplina que estudia el uso de sistemas informáticos como herramienta de soporte en todos los procesos involucrados en el diseño y la fabricación de cualquier tipo de producto. El desarrollo de estas técnicas está ligado a la evolución de los ordenadores que se produce a partir de los años 50, de ahí en adelante se han venido perfeccionando a medida que se avanza en tecnología y sistemas (11) de información esta tecnología gana más espacio en diversas industrias. El diseño y la fabricación asistidos por ordenador han alcanzado actualmente un gran nivel de desarrollo e implementación y se han convertido en una necesidad esencial para la supervivencia de las empresas en un mercado cada vez más competitivo (3). El uso de estas herramientas permite reducir costos, acortar tiempos y aumentar la calidad de los productos fabricados. Estos son los tres factores críticos que determinan el éxito comercial de un producto en la situación social actual en la que la competencia es cada vez mayor y el mercado demanda productos de mayor calidad y menor tiempo de vida.

Las técnicas CAD/CAM se introdujeron en Odontología en 1971, siendo al principio más experimentales y teóricas que clínicas, siempre enfocadas al ámbito de la prótesis fija, hoy en día se han convertido en una forma innovadora de implementar técnicas digitales para elaborar estructuras para prótesis dentales. La evidencia sobre la precisión de las impresiones digitales ha llevado a la integración de estos sistemas en los laboratorios dentales, representan uno de los avances tecnológicos

más significativos en el área restaurativa, posicionando una alternativa que conlleva a una simplificación y perfeccionamiento del trabajo del odontólogo y del laboratorista dental, se encuentra respaldada por métodos efectivos que cuentan con el soporte académico y científico. Además, actualmente se continúa experimentando para descubrir sus ventajas y limitaciones.

El sistema CAD-CAM suprime los procesos de encerado, revestido y colado presente en los procesos de elaboración de prótesis dentales convencionales, lo cual permite ahorrar tiempo y dinero. Además, se evitan las variaciones que se producen durante dichos procesos, derivadas de la contracción de la cera, del control de la expansión del revestimiento y de la contracción del material colado, variaciones, todas ellas, que afectan al ajuste de la restauración. También, se ha comprobado que las fallas que se presentan durante el proceso de colado y acabado de las estructuras en aleación de cobalto cromo dan origen a defectos de superficie que afectan las propiedades mecánicas y calidad final de las prótesis (9). Sin embargo, la revisión bibliográfica inicial no muestra estudios concluyentes respecto a las variables que den origen a defectos de superficie que afectan las propiedades mecánicas y calidad final de las prótesis dentales en aleación cobalto cromo realizadas por el sistema CAD-CAM. Este trabajo de investigación espera describir los defectos de superficie y la micro dureza encontrados en estructuras dentales de aleación cobalto cromo realizadas mediante esta técnica. Si bien, los tecnólogos y técnicos en prótesis dentales tienen que conseguir mecanizar los componentes exigidos, de forma automática, con el menor costo, en el menor tiempo y con la calidad exigida por el cliente, vale la pena preguntarse qué aspectos de esta tecnología de última generación van a influir en los defectos de superficie y resistencia de las estructuras para prótesis dentales en aleación cobalto cromo realizadas por el método CAD-CAM.

El sistema CAD/CAM, consta de las etapas de escaneado, diseño y fabricación. El modelo de yeso se escanea, proceso rápido, sencillo y seguro que arroja un modelo digitalizado sobre la pantalla del ordenador en tres dimensiones, 3D. Este modelo no deja de ser un archivo digitalizado con extensión STL, que da la libertad de poder editarlo en múltiples softwares de diseño. Luego, sobre el modelo digital "se crea" la estructura metálica virtual en el ordenador; CAD. Usando un software que permite el diseño de la prótesis en imagen 3D. Una vez terminado el diseño se tiene un nuevo archivo STL listo para ser importado al centro de control numérico, CNC, donde las maquinas reproducirán la estructura diseñada; CAM (12)

Los sistemas CAD/CAM permiten el empleo de distintos materiales, según el sistema: cerámica, resina compuesta, titanio comercialmente puro, aleación cobalto cromo. Estos métodos pueden aplicarse en diversos campos de la prótesis, prótesis

fija sobre dientes naturales (uso más común), implantología, prótesis parcial removible, prótesis maxilofacial. El requerimiento de un equipo específico de cada sistema, alta inversión, personal con buen entrenamiento, destreza en el empleo de cada sistema son las principales desventajas de esta tecnología¹. En cuanto a las técnicas avanzadas de mecanizado, se dispone de máquinas-herramientas de mecanizado a alta velocidad y mecanizado ultrasónico. El mecanizado a alta velocidad es la técnica más utilizada para la fabricación de componentes dentales en materiales resistentes como las aleaciones de Co-Cr, titanio, polimetil-metacrilato, cera y zirconio prensado. En el mecanizado ultrasónico, no hay influencia térmica, química y eléctrica, no se alteran las propiedades físicas de la pieza y no se producen cambios en la composición química y en la microestructura del material (12)

Colombia y Medellín no han sido ajenos a la tecnología CAD- CAM, en los últimos años son varios los laboratorios dentales de la ciudad que han invertido en ella, no obstante, el uso de la tecnología informática sólo es justificable con la condición de que se puedan mejorar o, como mínimo, alcanzar las características reconocidas de calidad clínica y de materiales de las reconstrucciones odontológicas tradicionales, por lo tanto, los programas formadores de Laboratoristas de Prótesis Dentales, deben de capacitar a los estudiantes en técnicas y tecnologías que marquen tendencia en el mercado local y global.

La aleación de cobalto cromo es cada vez más utilizada por los diferentes sistemas CAD/CAM, gracias a sus adecuados resultados en prótesis dentales convencionales y su costo reducido. Además, las características de biocompatibilidad con los fluidos orales y propiedades mecánicas como límite proporcional y módulo elástico con valores altos, indican que son aleaciones rígidas, no se deforman permanentemente por acción de tensiones mecánicas, por esto se emplean en la confección de ganchos y conectores para prótesis parcial removible. Alto límite elástico permite prácticamente evitar toda deformación plástica de las estructuras de prótesis. La alta elongación y resistencia a la tracción, garantizan que los ganchos de una prótesis parcial removible no se fracturan con el uso (11). La baja densidad hace posible conseguir estructuras livianas con espesores mucho más finos y un menor volumen de las prótesis, brindando mayor comodidad a los pacientes.

2. Materiales y métodos

Tipo de estudio descriptivo. Población y muestra: 10 estructuras en aleación cobalto cromo para prótesis dentales tipo tramo Full Crown de 3 piezas, dimensiones 10 cm x 1.5 cm. Donde a partir una impresión convencional se obtuvo el modelo de yeso, se

realizó la preparación del modelo para escaneado y diseño de la estructura, luego se generó un archivo STL el cual fue enviado para realizar el fresado de las estructuras, bajo la supervisión de los investigadores. El archivo se importa al software de programación, luego se escoge la estrategia adecuada para poder hacer el mecanizado, cabe anotar que cada trabajo es diferente debido a sus diseños y tipo de restauración sea una prótesis removibles o fijas. El nivel de complejidad de cada una de las estructuras permite determinar si se utiliza una estrategia de tres ejes o cinco ejes. En este estudio cinco estructuras se realizaron a tres ejes (caja 1) y otras cinco a cinco ejes (caja 2), luego se adicionan los pines de sujeción, esto se hace con el fin que la estructura se sostenga del disco de trabajo mientras se realiza el fresado, imagen 2. El software de la maquina genera los archivos de control numéricos (NC) donde indica los diferentes tipos de herramientas y recorridos que se utilizan el proceso de fresado. El paso siguiente es la revisión o "check", donde el software indica si hay alguna interferencia, edición o posible colisión de las herramientas o del uso de la máquina, si se presenta alguna de estas interferencias el software no genera el archivo de fresado, pero si no se observa o presenta alguna novedad y todo está entre los parámetros normales, el software genera un archivo el cual es enviado a la máquina y se da inicio al fresado.

Cuando se terminó el proceso de fresado, se desmontaron las estructuras metálicas del disco con la fresa número 703 (carburo), siguiente a esto y teniendo las estructuras desmontadas se procede a pulir con disco de carburo el excedente de los pines de sujeción de las piezas con el disco, luego con piedra blanca de óxido de aluminio se pulen las irregularidades para finalizar y suavizar las superficies de las estructuras se pule con ruedas y conos de caucho, el proceso de pulido de las estructuras metálicas fresadas en cobalto cromo se pulieron bajo la técnica de pulido convencional del laboratorio dental.

Una vez obtenidas las estructuras elaboradas en la técnica CAD-CAM, fueron limpiadas en el ultrasonido y sumergidas en alcohol al 70% para eliminar los restos de grasa.

Luego las estructuras se analizaron por microscopía electrónica de barrido SEM- EDS, método ASTM E1508-12 ASTM E766-14. Con el equipo microscopio electrónico de barrido (termoiónico), se obtuvieron imágenes con aumentos de varios tamaños, como, por ejemplo, 500um, x 40 y 50um, x 500 (imagen 6), las cuales permitieron observar diferentes defectos de superficie.

Posteriormente, las estructuras elaboradas en la técnica CAD-CAM se sometieron a pruebas de dureza, estas se realizaron en el equipo el Shimadzu Micro Vickers Hardness Tester HMV-G 21 series, todo el procedimiento se realizó

siguiendo los lineamientos de las normas ASTM E384 – 17 (Standard Test Methods for Microindentation Hardness of Materials) y ASTM E92-17 (Standard Test Methods for Vickers Hardness and Knoop Hardness of Metallic Materials).

Se evaluaron dos muestras de prótesis dentales metálicas rotuladas como caja 1 y caja 2, a las cuales se les realizó una preparación metalográfica según los lineamientos de la norma ASTM E3-11(2017) Standard Guide for Preparation of Metallographic Specimens.

La carga aplicada a esta muestra fue de 100 gf (0,98 N), seleccionada como adecuada para no tener errores por endurecimiento por deformación y la que se utilizó para el procedimiento debido a que la dureza recolectada es más concordante desde el punto de vista teórico para la aleación. Cada indentación se realizó con un sostenimiento de la carga durante 15s, y se realizaron un total de 10 réplicas en ensayos de dureza Vickers y Knoop.

3. Resultados

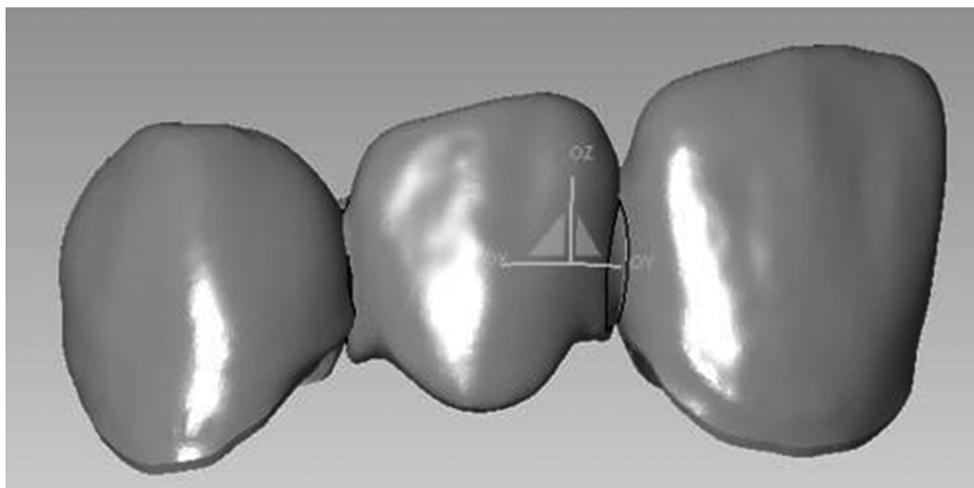


Figura 1. Archivo STL enviado para realizar el fresado de los ensayos

Fuente: elaboración propia

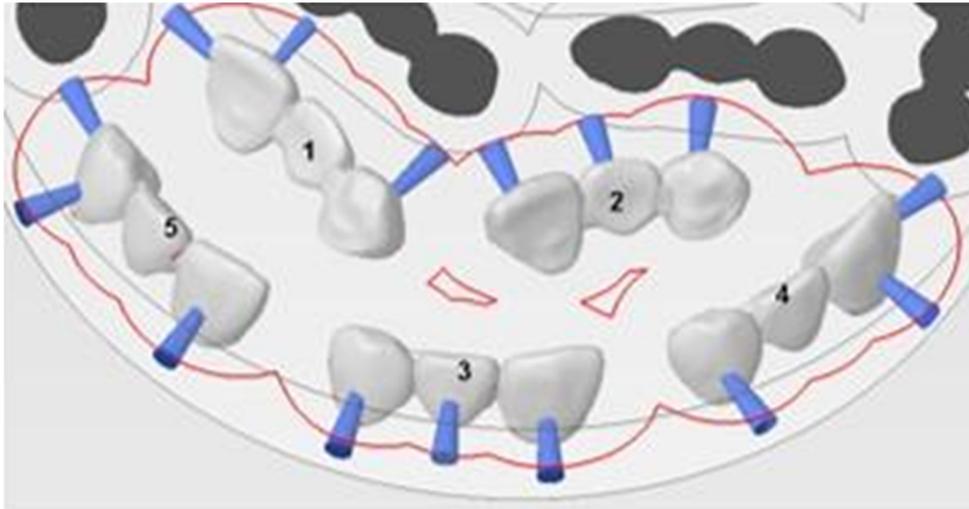


Figura 2. Gráfica donde se muestra la adición de los pines de sujeción (zonas azules).

Fuente: elaboración propia

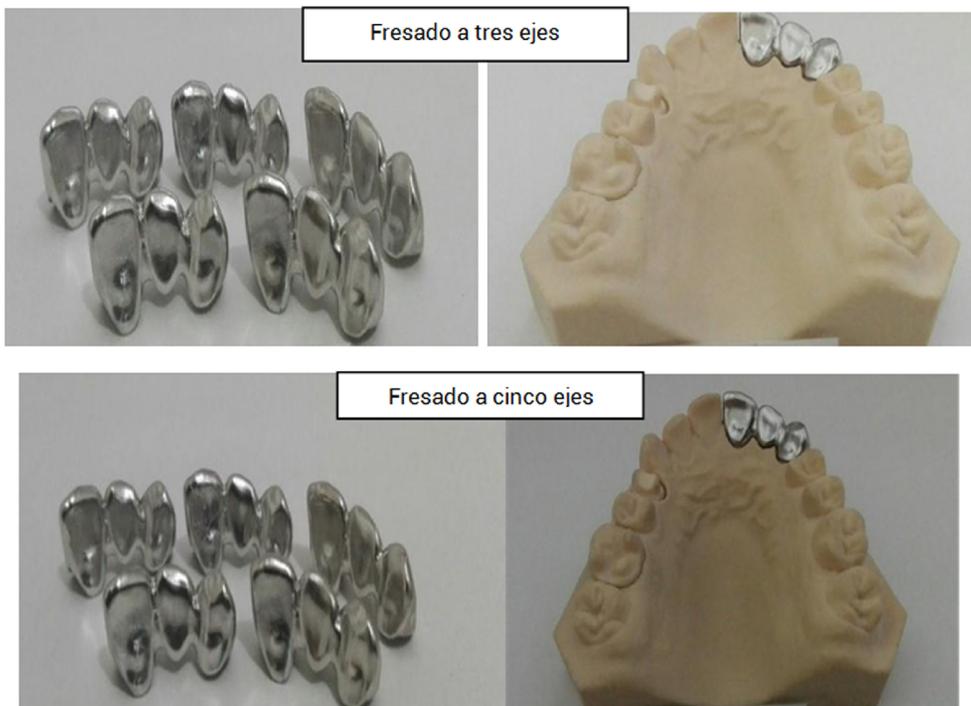
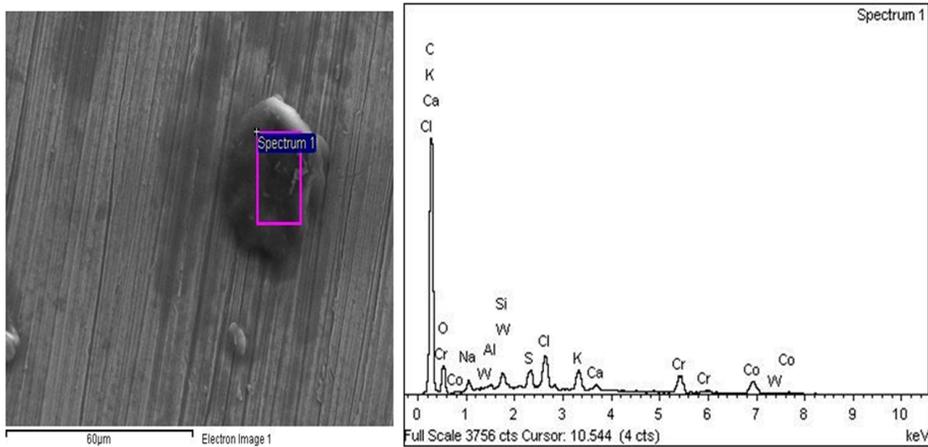


Figura 3. Estructuras metálicas fresadas con tres y cinco ejes y sus respectivos modelos de yeso.

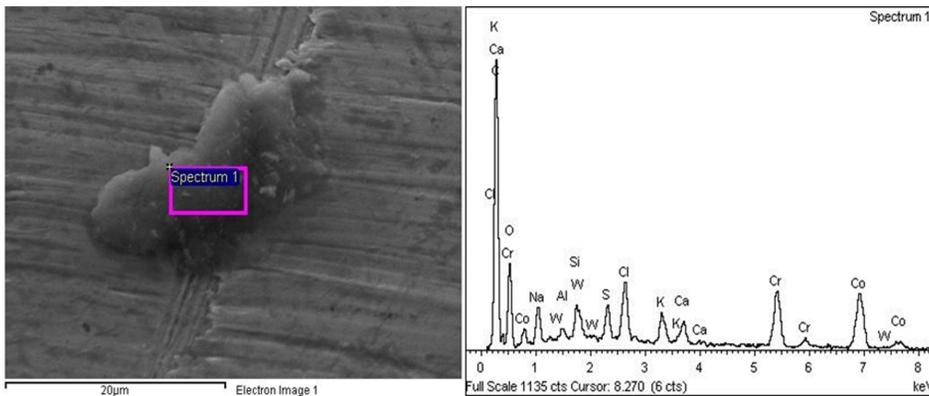
Fuente: elaboración propia

La microscopía electrónica de barrido permitió detectar defectos de superficie como irregularidades superficiales, grasa debido al alto contenido de carbono y cuerpos extraños.

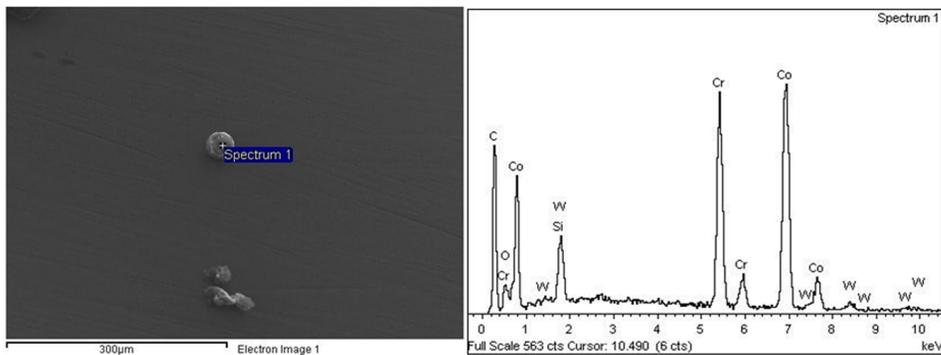
4:1 Superficie con irregularidades y 73.7% de carbono



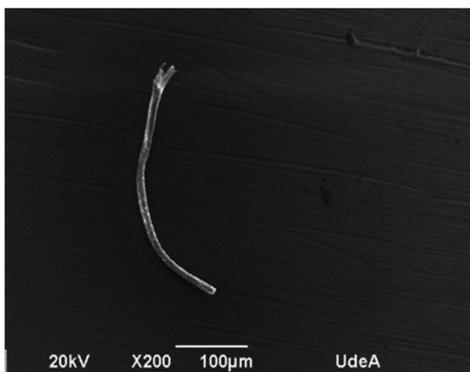
4:2 Superficie con irregularidades y 59.7% de carbono



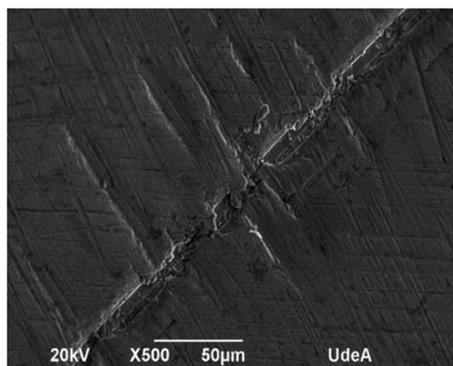
4:3 Superficie lisa y 35 % de carbono



4:4 Presencia de cuerpo extraño: hebra



4:5 Presencia de irregularidades superficiales



4:6 Presencia de irregularidades superficiales y suciedades

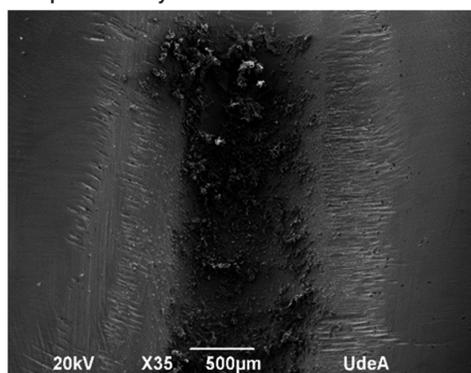
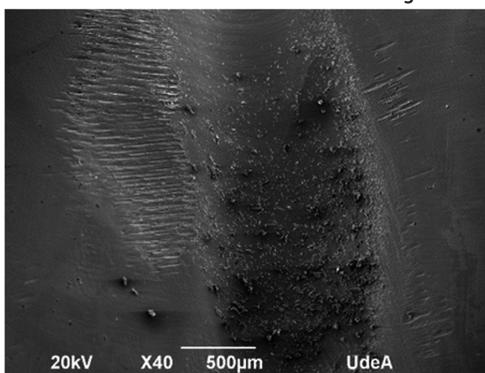


Figura 4. Fotografías observadas en el microscopio electrónico de barrido con diferentes aumentos.

Fuente: elaboración propia

Los resultados de dureza Vickers para ambas muestras se pueden observar en la Tabla 1. Se encuentra que la muestra caja 1 (piezas fresadas con tres ejes) tiene una dureza de $259,8 \pm 14,5 \text{ Hv}_{0,1}$ y la muestra caja 2 (piezas fresadas con cinco ejes) tiene una dureza de $270,7 \pm 7,1 \text{ Hv}_{0,1}$.

Tabla 1. Resultados de microindentación Vickers para las muestras caja 1 y caja 2.

Caja 1		Caja 2	
Numero de indentación	Dureza (Hv)	Numero de indentación	Dureza (Hv)
1	263	1	268
2	284	2	277
3	251	3	275
4	246	4	274

(continúa)

(viene)

Caja 1		Caja 2	
Numero de indentación	Dureza (Hv)	Numero de indentación	Dureza (Hv)
5	253	5	256
6	246	6	274
7	243	7	268
8	261	8	281
9	272	9	265
10	279	10	269
Promedio	259,8	Promedio	270,7
Desviación Estándar	14,5	Desviación Estándar	7,1

Fuente: elaboración propia

Los resultados de dureza Knoop para ambas muestras se pueden observar en la tabla 2. Se encuentra que la muestra caja 1 (piezas fresadas con tres ejes) tiene una dureza de $294,6 \pm 21$ HK_{0,1} y un módulo elástico de $239 \pm 22,3$ GPa, mientras que la muestra caja 2 (piezas fresadas con cinco ejes) tiene una dureza de $336,2 \pm 20,9$ HK_{0,1} y un módulo elástico de $237,7 \pm 18,3$ GPa.

Tabla 2. Resultados de microindentación Knoop para las muestras caja 1 y caja 2.

Indentación	Caja 1		Caja 2	
	Hk100	E(GPa)	Hk100	E(GPa)
1	279,8	231,9	323,6	227,3
2	333,8	195,0	323,6	245,0
3	299,6	258,7	370,3	211,5
4	280,1	229,3	356,0	247,1
5	284,1	243,9	325,7	239,3
6	279,3	251,6	346,8	234,1
7	273,6	227,8	356,8	219,9
8	287,8	222,9	332,0	223,9
9	328,0	255,4	328,0	255,4
10	299,6	273,1	299,6	273,1
Promedio	294,6	239,0	336,2	237,7
Desviación estándar	21,0	22,3	20,9	18,3

Fuente: elaboración propia

4. Discusión

Los nuevos desarrollos tecnológicos, el surgimiento de técnicas de estudio y caracterización presentan avances que permiten describir los defectos de superficie de las aleaciones dentales y dar una posible explicación al comportamiento del material, el cual tiene una íntima relación con su microestructura y propiedades.

Al observar las imágenes obtenidas en el microscopio electrónico de barrido, los hallazgos encontrados en esta investigación, donde el sistema CAD/CAM suprime los procesos de encerado, revestido y colado, los defectos de superficie son muy similares a los encontrados en los procesos de elaboración de prótesis dentales convencionales (9). Sin embargo, no se encontraron grietas y porosidades en las estructuras analizadas lo cual indicaría que con esta técnica la resistencia de la prótesis es mayor. Además, una vez obtenidas las estructuras elaboradas en la técnica CAD-CAM, fueron limpiadas en el ultrasonido y sumergidas en alcohol al 70% para eliminar los restos de grasa, por lo tanto, es preocupante el alto contenido de carbono que se observa en la caracterización por microscopía electrónica de barrido en las estructuras dentales realizadas por esta técnica, lo cual es indicativo de presencia de grasa en la superficie, hay que analizar cómo se podrían quitar esos restos de grasa, ya que de esta forma se estaría comprometiendo la adhesión de la cerámica u otro material restaurador a ellas y alterando la biocompatibilidad y calidad final de las prótesis (11).

El acabado superficial es el proceso más importante en la pieza terminada pues permite que la superficie posea el brillo propio de los metales. El pulido se puede realizar de forma manual, empleando el medio abrasivo adecuado (7), pero es en este proceso donde se pueden incorporar materiales extraños en las superficies, como los encontrados en esta investigación (ver figura 4:4)

Al evaluar la micro dureza de las estructuras se encontró que tanto en la escala Vickers, como en la Knoop, que a mayor velocidad de fresado mayor es la micro dureza, esto se debe a que se pule más rápida, se quitan las irregularidades, dando lugar a una superficie más lisa y homogénea.

Los defectos de superficie encontrados en esta investigación son muy similares a los reportados por varios estudios científicos los cuales indican que el proceso de elaboración de las estructuras dentales en la aleación cobalto cromo determina la microestructura de la aleación, propiedades mecánicas, adaptación marginal y ajuste interno, siendo válidos como importantes criterios de calidad y éxito clínico de una prótesis dental. Por lo tanto, es relevante describir los hallazgos de algunos de estos estudios:

Se evaluaron las propiedades mecánicas de prótesis dentales en aleación cobalto cromo realizada por tres métodos diferentes, fundición tradicional (TC), fresado

de diseño y fabricación asistido por computadora (CAD / CAM) y sinterización directa con láser de metal (DMLS), se encontró que las porosidades y microestructura de la aleación juegan un papel muy importante en las propiedades mecánicas, además las prótesis realizadas por el método CAD/CAM presentaron una mayor carga de flexión a la fractura y las de fundición tradicional la menor (10)

La microestructura de las aleaciones cobalto cromo para prótesis dentales se puede evaluar por diferentes técnicas como, difracción de rayos X (DRX), microscopía electrónica (SEM y TEM) y microanálisis dispersivo de energía (EDX) (8), los cuales permiten observar diferentes defectos de superficie.

Mediante SEM, se ha demostrado que las exposiciones a altas temperaturas durante la fundición del metal pueden dar lugar a precipitados, los cuales afectan la resistencia de la aleación y causan fragilidad (5), con esta técnica sin fundición de metal también se da recalentamiento de la aleación durante el fresado de la estructura, lo cual incide en la microestructura de la aleación.

Los defectos internos estarían directamente relacionados a la resistencia mecánica de las restauraciones cerámicas ya que cuanto mayor sea la cantidad de porosidades y grietas, menor es la resistencia mecánica (6).

Aunque las nuevas técnicas de fabricación digital están atrayendo el interés en la odontología, pocos estudios han investigado exhaustivamente el ajuste marginal de las prótesis dentales fijas fabricadas con tales técnicas (4). No hay evidencias científicas de que, en el estado actual de la técnica, el uso de CAD CAM en el diseño de las prótesis removibles suponga una ventaja respecto de las técnicas convencionales, aunque es un interesante campo para futuras investigaciones. (1).

La revisión bibliográfica realizada no muestra estudios concluyentes en donde se describan los defectos de superficies de las estructuras dentales realizadas en aleación cobalto cromo por la técnica CAD- CAM. Por lo tanto, se sugiere realizar más estudios de estos donde se tome una muestra más amplia que permita tener un análisis más detallado de esta situación. Así como hacer pruebas electroquímicas de corrosión para evaluar el comportamiento de estas estructuras, simulando las características del medio oral, debido al alto contenido de carbono que se observa a través de las imágenes del microscopio electrónico de barrido.

5. Conclusiones

La caracterización por microscopía electrónica de barrido muestra defectos de superficie que a simple vista no se observan como son irregularidades superficiales, desniveles y suciedad principalmente de grasa por el alto contenido de carbono. Sin

embargo, no se observan grietas y porosidades como las observadas en los procesos de elaboración de prótesis dentales convencionales, estudio realizado por este mismo grupo de investigadores.

Independiente de la técnica empleada en la realización de las estructuras metálicas para prótesis dentales, siempre se presentan defectos de superficie que inciden en la microestructura de la aleación y puede alterar la biocompatibilidad, propiedades mecánicas y calidad de las prótesis.

La velocidad del fresado de esta técnica tiene una ligera influencia en los valores de dureza de la aleación, pero no en el módulo elástico. Los valores promedios encontrados de estas propiedades mecánicas están en el rango de los de la aleación cobalto cromo especificados por diferentes casas comerciales.

6. Agradecimientos

Los investigadores agradecemos a la Fundación Universitaria Autónoma de las Américas por la financiación del proyecto. Al Centro de Microscopía Avanzada y al Laboratorio de Laboratorio de Mineralurgia de la Universidad de Antioquia, donde se realizaron el análisis por microscopio electrónico de barrido y las pruebas de micro-dureza. Al estudiante del Programa de Laboratorio de Prótesis Dental de la Fundación Universitaria Autónoma de las Américas, Sebastián Andrade Pastrana por su apoyo en la elaboración del diseño de las estructuras dentales en aleación cobalto cromo.

7. Conflictos de interés

Los autores de este artículo declaran la no existencia de conflictos de intereses por motivos intelectuales, académicos, morales e investigativos.

Referencias

1. Ayuso-Montero ML. Prótesis removible en el paciente geriátrico. *Av Odontoestomatol*; 2015.
2. Barucca ES. Structural characterization of biomedical Co- Cr- Mo components produced by direct metal laser sintering. *Materials Science and Engineering*; 2015.

3. Cosano AH. *Metalmecánica*; 2013
4. Eun-Ha Kim DHLMY. Amicrocomputed tomography evaluation of the marginal fit of cobalt. chromiun alloy coping fabricated by new manufacturing techniques and alloy system. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017.
5. Hae RYKH. Comparison of in vitro biocompatibility of a Co–Cr dental alloy produced by new milling/post-sintering or traditional casting technique. *Materials Letters*. 2016.
6. Kreidler MA, Oliveira Jr. OB. Influencia del tipo de sinterización en bloques cerámicos para Cad-Cam Odovtos. *International Journal of Denal Sciences*. 2016.
7. Quintero LAMF. Procesos de obtención y evaluación de aleaciones preciosas base oro usadas en joyería. *Universidad Industrial de Santander*; 2015.
8. Mehmet Selim Bilgin AE. Comparison of fracture resistance between cas, CAD-CAM milling, and direct metal laser sintering metal post systems. *Journal of Prosthodontic Research*. 2016.
9. Mosquera-Palomino JP-H. S-G-H. Caracterización de defectos de superficie en estructuras coladas para prótesis dentales en aleación cobalto cromo. *Revista Nacional de Odontología Universidad Cooperativa de Colombia*. 2017.
10. Padrós RP. Mechanical Properties of CoCr Dental-Prosthesis.Restorations Made by Three Manufacturing Processes.Influence of the Microstructure and Topography. *Metals*, 2020.
11. Phillips. *La Ciencia de los Materiales Dentales*. España: ElSevier; 2004.
12. Robledo NG. Sistemas cad/cam actuales:Posibilidades y limitaciones. *Gaseta Dental*. 2018.