

UNIVERSIDAD NACIONAL
DE LA PLATA



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

CARRERA DE ESPECIALIZACIÓN EN ORTODONCIA

TRABAJO DE INVESTIGACIÓN FINAL



AUTORA: Od. Ramirez Natalia Ethel.

DIRECTORA: Pof. Mg. Perdomo Ivana.



2019

Título

Defectos superficiales del arco rectangular de acero 0.019 x 0.025 pulgadas, en zona de canino a canino superior, luego de ejercer su acción en contacto con el slot del bracket.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo de investigación surgió como consecuencia del estudio que realizó mi querida amiga y colega Ruiz Valeria, a quien le agradezco profundamente por su colaboración y apoyo.

A mi Directora Mg. Perdomo Ivana, quien estuvo a mi lado permanentemente, creando ideas, guiándome y prestándome su tiempo y atención con energía y entusiasmo.

Al Ingeniero Carlos L. Llorente, representante del claustro de profesores de la carrera de Ingeniería en Materiales, a la Ingeniera Kyung Won Kang Adriana e Ingeniero Juan Echarri, del Servicio de microscopia electrónica de barrido y microanálisis del LIMF, quienes pusieron a mi disposición todos sus conocimientos, logrando un hermoso equipo de trabajo.

A la arquitecta y gran amiga, Angelillo Yamila quien me brindó herramientas para el uso de los programas que me facilitaron volcar datos en los gráficos correspondientes.

A Fasano Ma. Victoria, Dra. en matemática y estadística, quién me guió y orientó en los resultados de la investigación.

Por supuesto a mis padres quienes me sostienen y respaldan en cada paso.

A mis amigos por su apoyo y motivación.

Finalmente, a mi compañero de vida, quien supo siempre lo importante que fue para mí concluir este camino y ahí estuvo, aportándome ideas, acompañándome y dándome confianza.

Natalia E. Ramirez

ÍNDICE GENERAL

Índice general.....	6
Índice de figuras.....	7
Índice de gráficos.....	10
Índice de tablas.....	12
Glosario.....	13
Resumen.....	14
Abstract.....	16
Introducción.....	18
Marco teórico.....	21
Objetivos generales y específicos.....	68
Hipótesis.....	69
Variables.....	70
Diseño metodológico	71
Materiales.....	72
Métodos.....	77
Resultados.....	96
Discusiones.....	114
Conclusiones.....	116
Anexos.....	118
Referencias bibliográficas.....	122

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 4.1: Imagen ilustrativa de ambos maxilares con brackets ligados al alambre.....	22
Figura 4.2: Características del bracket convencional.....	22
Figura 4.3: Imagen obtenida del MEB visualizándose el alambre 0.019” x 0.025” ligado al bracket.....	23
Figura 4.4: Pierre Fauchard.....	24
Figura 4.5: Arco de expansión de gran calibre y sus ligaduras año 1728.....	24
Figura 4.6: Arco en forma de E.....	25
Figura 4.7: Arco en forma de E.....	26
Figura 4.8: Arco Tubo y Pin	27
Figura 4.9: Arco Ribbon (cinta y tubo).....	28
Figura 4.10: Arco de Canto.....	29
Figura 4.11: Alambres de trabajo sección redonda y rectangular	37
Figura 4.12: M.B.T “montaña rusa”.....	39
Figura 4.13: Slot 0.022”.....	40
Figura 4.14: Arco de trabajo 0.019” x 0.025”.....	41
Figura 4.15: Arco 0.019”x 0.025” en el slot, puntos X e Y.....	42
Figura 4.16 Imagen obtenida del MEB slot del bracket redondeado.....	45
Figura 4.17: Imagen obtenida del MEB aristas del alambre redondeadas.....	45
Figura 4.18: Brackets de Autoligado.....	47
Figura 4.19: Fases Austenita y Martensita.....	65

Figura 8.1: Arcos de acero inoxidable de 0.019” x 0.025”	73
Figura 8.2: Cinta adhesiva doble faz de grafito	73
Figura 8.3: Porta objetos para arcos.....	73
Figura 8.4: Botón de acrílico.....	73
Figura 8.5: Microfibras indelebles de distintos colores.....	74
Figura 8.6: Regla milimetrada.....	74
Figura 8.7: Planilla para volcar datos obtenidos de la observación.....	74
Figura 8.8: Lupa.....	75
Figura 8.9: Microscopio óptico.....	75
Figura 8.10: Microscopio Electrónico de Barrido.....	75
Figura 8.11: Manipulación del arco en portaobjetos.....	78
Figura 8.12: Arco preparado para el análisis en la platina de MEB	79
Figura 8.13: Botón de acrílico con planilla de solicitud.....	80
Figura 8.14: Botón de acrílico (distintos cortes).....	80
Figura 8.15: Montaje del arco en la platina.....	80
Figura 8.16: Botón de acrílico dentro del MEB.....	80
Figura 8.17: Imagen en Software del MEB.....	81
Figura 8.18: Medición del arco en M.O desde la línea media de 11-13.....	82
Figura 8.19: Limpieza del arco usado.....	83
Figura 8.20: Medición del slot del bracket 12 y 13.....	85
Figura 8.21: Bracket, vista sagital.....	85

Figura 8.22: Forma del slot del bracket.....	85
Figura 8.23: Montaje del arco en portaobjetos para M.O.....	86
Figura 8.24: Espacio comprendido por la ranura del bracket.....	86
Figura 8.25: Visualización de la imagen en el software para M.O.....	87
Figura 8.26: Esquema en Auto Cad de los accidentes del arco usado.....	87
Figura 8.27: Mesa de trabajo con planilla de arcos etiquetados.....	88
Figura 8.28: Arcos rotulados.....	88
Figura 8.29: Arco nuevo, sin uso en MEB.....	89
Figura 8.30: Arista superior en MEB.....	89
Figura 8.31: Imagen al MEB de desgaste del arco.....	90
Figura 8.32: Imagen al MEB de poros de la superficie del arco.....	90
Figura 8.33: Materia inorgánica al MEB.....	91
Figura 8.34: Marcas de desgaste a ambos lados del centro del bracket.....	91
Figura 8.35: Marcas de desgaste a ambos lados del centro del bracket (ampliada).....	92
Figura 8.36: Desgaste de la cara interna del arco 4.....	92
Figura 10.1: Arco con materia inorgánica al MEB.....	98
Anexos.....	118

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1: Curva tensión/ deformación.....	49
Gráfico 2: Curva relación fuerza/ deflexión.....	52
Gráfico 3: Curva límite proporcional o elástico.....	53
Gráfico 4: Curva de límite elástico aparente.....	53
Gráfico 5: Curva punto de carga arbitraria.....	54
Gráfico 6: Curva punto de ruptura.....	54
Gráfico 7: Curva tensión/ deformación.....	55
Gráfico 8: Curva Fuerza/deflexión arco de Niti.....	58
Gráfico 9: Curva Fuerza/deflexión arco acero.....	58
Gráfico 10: Ejemplo de resultados del MEB análisis EDS arcos sin uso.....	93
Gráfico 11: Ejemplo de resultados del MEB análisis EDS arcos usados sin presencia de materia inorgánica.....	94
Gráfico 12: Ejemplo de resultados del MEB análisis EDS arcos usados con presencia de materia inorgánica.....	95
Gráfico 13: Desgaste de las caras de los arcos usados.....	101
Gráfico 14: Desgaste de las aristas de los arcos usados.....	102
Gráfico 15: Desgaste de las caras de los arcos usados ubicados en cada bracket.....	103
Gráfico 16: Desgaste de las aristas de los arcos usados ubicado en cada bracket.....	104
Gráfico 17: Composición química del arco modelo.....	105
Gráfico 18: Composición química del arco nuevo.....	106

Gráfico 19: Comparación de la composición química de arcos nuevos y modelo.....	107
Gráfico 20: Composición química de los arcos usados con materia inorgánica.....	108
Gráfico 21: Comparación de la composición química de los arcos usados con materia inorgánica y arco nuevo.....	109
Gráfico 22: Comparación de la composición química de los arcos usados sin materia inorgánica y arco nuevo.....	111
Gráfico 23: Comparación de la composición química de los arcos usados con y sin materia inorgánica.....	111
Gráfico 24: Comparación de la composición química de los arcos usados con / sin materia inorgánica y arco nuevo.....	112
Gráfico 25: Comparación del arco modelo, arco nuevo y arcos usados con y sin materia inorgánica.....	113
Anexos.....	118

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Evaluación del desarrollo de la aparatología fija de Angle.....	30
Tabla 2: Valores numéricos obtenidos del análisis EDS, arco sin uso	93
Tabla 3: Valores numéricos obtenidos del análisis EDS arco usado sin materia inorgánica.....	94
Tabla 4: Valores numéricos obtenidos del análisis EDS arco usado con materia inorgánica.....	95
Tabla 5: Planilla de recopilación de datos.....	96
Tabla 6: Detalle de la composición química del arco sin uso	97
Tabla 7: Detalle de la composición química del arco usado sin materia inorgánica.....	97
Tabla 8: Detalle de la composición química del arco usado con materia inorgánica.....	98
Tabla 9: Desgaste de las caras del arco en %	100
Tabla 10: Desgaste de las aristas del arco en %.....	101
Tabla 11: Desgaste de las caras del arco según su ubicación en el bracket.....	103
Tabla 12: Desgaste de las aristas del arco según su ubicación en el bracket.....	104
Tabla 13: Espectrograma del arco modelo.	105
Tabla 14: Espectrograma de los arcos nuevos.....	106
Tabla 15: Espectrograma de los arcos usados con materia inorgánica.....	108
Tabla 16: Espectrograma de los arcos usados sin materia inorgánica.....	110

1. GLOSARIO

“: pulgadas

NiTi: níquel titanio

LIMF: Laboratorio de Investigaciones en metalúrgica Física.

MEB: Microscopio Electrónico de Barrido.

M.O: Microscopio óptico.

SEM: Scanning Electron Microscopy.

ESEM: Environmental Scanning Electrón Microscopy.

EDS: Energy Dispersive Spectrometer.

EDX: Energy Dispersive X-Ray.

EDAX: marca comercial del detector.

TORR: Torricelli: (unidad de presión)

Pd: Pieza dentaria

Ranura: Slot

ELEMENT: elemento

WEHWIGHT %: porcentaje en peso, peso real.

MAT. INORG- MAT.INRG- M .I: materia inorgánica.

INTRODUCCIÓN El presente trabajo de investigación, estudia los efectos que presenta el arco de acero inoxidable 0.019" x 0.025" cuando ejerce fricción con el slot del bracket, luego de haber sido utilizado durante al menos un mes en la cavidad bucal. Considerando que durante el tratamiento de ortodoncia, los diversos elementos que constituyen el aparato fijo, se someten a diferentes acciones, se obtiene como resultado alteraciones en la superficie del metal, modificando de este modo el torque y posición correcta de las piezas dentarias involucradas en dicho tratamiento. En los aparatos fijos contemporáneos, al ligar un arco de ortodoncia rectangular que completa el slot del bracket, debe hacer posible el control del torque. Se observó que al pasar de los arcos de sección redonda y baja carga/deflexión (donde todo lucía adecuadamente), a los alambres de sección rectangular, sobre todo 0.019" x 0.025" o superior, hubo distorsiones en el torque de las piezas. El motivo de esto, suele ser sembrado al inicio del tratamiento, por cometer pequeños errores de posicionamiento e incluso por presentar un espesor desigual de cemento, o bien por deformaciones que sufre el arco 0.019" x 0.025" al ejercer su acción dentro del slot del bracket, con una holgura de 10.5° dentro de él. **OBJETIVOS:** Realizar la evaluación de las propiedades intrínsecas y extrínsecas de los alambres rectangulares de 0.019" x 0.025" de acero inoxidable de ortodoncia. **MATERIAL Y MÉTODOS:** Se utilizaron: seis arcos de acero inoxidable de 0.019" x 0.025" nuevos y usados un mes en boca de la marca American Orthodontics, tratamientos con piezas dentarias 13-12-11-21-22-23 presentes, brackets zafiro con slot de 0.022". El método empleado para el análisis morfológico de la superficie de materiales de ortodoncia, fue realizado con microscopio óptico, lupa y microscopía electrónica de barrido, este último con un sistema analítico de rayos X de dispersión de energía SEM-EDX, QUANTA 200, que permitió evaluaciones cualitativas y cuantitativas de elementos particulares en las aleaciones. **RESULTADOS:** Del análisis de desgaste: en las caras de los arcos de acero 0.019" x 0.025" analizados, se observó que: la cara externa sufrió defectos en su superficie, en el 30% de los arcos de estudio, la cara interna en el 50%, la cara superior en el 20%, la cara inferior en el 7%; Las aristas: el desgaste de la superior interna en el 50% de los alambres, la superior externa en el 20%, la arista inferior interna en el 48%, la inferior

externa en el 24%. Según la posición en que se halla situado el arco respecto a cada bracket, el desgaste fue de la siguiente manera: para la cara externa, la posición del arco más afectada, fue en los brackets de las piezas 12 y 21 en un 67% de las muestras, en la cara interna los brackets de las piezas 11,12,13, 22 y 23 fueron los que provocaron más desgaste sobre él en un 67% de los arcos analizados, en la cara superior el desgaste fue mayor en el sector del bracket 13 en un 50% y en la cara inferior, también la pieza 13 aunque en un 33% de los arcos estudiados. Continuando con el análisis de desgaste según la posición del bracket en el que se halla el alambre, para las aristas la mayor frecuencia de desgaste se observó en: la superior interna: en el sector del bracket 23 en un 83% de los arcos analizados, en la superior externa el mayor desgaste se dio en la zona del bracket 23 en un 50%, en la arista inferior interna fue apreciado en la zona del bracket 11 con un 83% de los arcos y la inferior externa en la zona del bracket 23 en 50%. Al realizar el análisis del espectrograma y comparando los arcos modelos con el nuevo y el usado, se identificó que entre el arco nuevo y modelo (valores obtenidos de la bibliografía), hubo diferencias significativas en la composición química: C, Fe, Mn y Si, pero no había diferencias significativas de Cr ni de Ni; al comparar los arcos usados con materia inorgánica con los arcos nuevos, se vio alterada la composición química en: C, Cr, Fe, Ni, Mn, Si y se suma la presencia de O, P, K, Ca, Mg y Na. Las zonas que fueron analizadas sin presencia de material inorgánico en su composición química, con respecto a los nuevos, presentó diferencias significativas en: C, Fe, Ni, O, P, Ca y Cu, y no se hallaron diferencias significativas en la composición de Cr, Mn, Si, K, ni de Cl.

CONCLUSIONES: A través del análisis de resultados con pruebas de Shapiro Wilk para los elementos químicos, Test de Student y Mann Whitney para la comparación de la composición química de los arcos de acero inoxidable y el test de Fisher para la comparación del desgaste de las caras de los mismos, la conclusión de la investigación demuestra que se registraron deformaciones en las caras y aristas del arco, así como también cambios significativos en su composición química, evidenciándose signos de corrosión.

Palabras clave: *arcos de acero inoxidable, fricción, desgaste, corrosión.*

ABSTRACT

INTRODUCTION This research study studies the effects of the stainless steel arch 0.019" x 0.025" when it exerts friction against the bracket slot after having been used for at least a month in the mouth. Whereas during the orthodontic treatment, the various elements that make up the fixed device are subjected to different actions, resulting in alterations in the surface of the metal, thereby modifying the torque and correct position of the dental pieces involved in said treatment treatment. In contemporary fixtures, when ligating a rectangular orthodontic arch that completes the bracket groove, it should make it possible to control the torque, although it should be noted that when passing the arcs of round section and low load / deflection, everything looked good, and once placed the wires of rectangular section, especially 0.019" x 0.025" or higher, distortions in the torque of the pieces were noticed. The reason is usually planted at the beginning of the treatment for making small positioning errors, even for presenting an unequal thickness of cement, or for deformations suffered by the arch 0.019" x 0.025" when exerting its action inside the bracket slot, with a slack of 10.5° inside him. **OBJECTIVES:** To carry out the evaluation of the intrinsic and extrinsic properties of 0.019" x 0.025" rectangular stainless steel orthodontic wires. **MATERIAL AND METHODS:** Six stainless steel arches of 0.019" x 0.025" were used, new and used one month in the mouth of the American Orthodontics brand, treatments with teeth 13-12-11-21-22-23 present, brackets 0.022 slot. The method used for the morphological analysis of the surface of orthodontic materials was carried out with optical microscope, magnifying glass and scanning electron microscopy, with an analytical X-ray system of energy dispersion SEM-EDX, QUANTA 200 that allowed qualitative evaluations and quantitative of particular elements in alloys. **RESULTS:** From the analysis of wear: on the faces of the steel arches 0.019" x 0.025" analyzed, it was observed that: the external face suffered in 30% of the study arcs, the internal face in 50%, the face higher in 20%, lower face in 7%; The edges: the wear of the internal superior in 50% of the wires, the external superior in 20%, the internal inferior edge in 48%, the inferior external in 24%. According to the position in which the arc is located with respect to each bracket, the wear was as follows: for the external face, the position of the most affected arc was in the brackets of parts 12 and 21

in 67% the samples, on the internal face, the brackets of the pieces 11,12,13, 22 and 23 were the ones that caused the most wear on it in 67% of the arcs analyzed, on the upper face the wear was greater in the sector of the bracket 13 in 50%, and in the lower face, piece 13 although in 33% of the arcs studied. Continuing with the analysis of wear according to the position of the bracket in which the wire is located, for the edges the highest frequency of wear was observed in: the internal upper: in the sector of the bracket 23 in 83% of the arcs analyzed, in the upper outer the greatest wear occurred in the area of the bracket 23 by 50%, in the inner lower edge was appreciated in the area of the bracket 11 with 83% of the arcs and the outer bottom in the area of the bracket 23 in 50%. When performing the analysis of the spectrogram and comparing the arcs models, with the new and used, it was identified that the new arc (factory) and model (values obtained from the bibliography), had significant differences in the chemical composition: C, Fe, Mn and Yes, but there were no significant differences of Cr or Ni; when comparing the arcs used with inorganic material and the new arcs, the chemical composition was altered in: C, Cr, Fe, Ni, Mn, Si, and the presence of O, P, K, Ca, Mg and Na is added . The zones that were analyzed without the presence of inorganic material in their chemical composition, with respect to the new ones, presented significant differences in: C, Fe, Ni, O, P, Ca and Cu, and no significant differences were found in the composition of Cr, Mn, Si, K, or Cl. **CONCLUSIONS:** Through the analysis of results with Shapiro Wilk tests for the chemical elements, Student's Test and Mann Whitney for the comparison of the chemical composition of the stainless steel arches and Fisher's test for the comparison of the wear of the faces of these, the conclusion of the investigation shows that there were deformations in the faces and edges of the arc, as well as significant changes in its chemical composition, evidencing signs of corrosion.

Keywords: stainless steel arches, friction, wear, corrosion.

3. INTRODUCCIÓN

Frente a la experiencia clínica adquirida como estudiante de la carrera de especialización en ortodoncia, surgió una inquietud, respecto al motivo por el cual al pasar de un arco redondo de **acero 0.020"** a uno **rectangular de 0.019" x 0.025"** en la fase final del tratamiento, tanto en el torque como en la inclinación de las piezas, se advertían modificaciones notorias en la alineación dentaria. Teniendo en cuenta lo planteado, se llevó a cabo una investigación bibliográfica donde se consultaron los posibles problemas, entre los cuales podían ser: el mal cementado de los brackets, imperfecciones en el **slot** o ranura del bracket, deformaciones en la **superficie** del arco, ajuste de las ligaduras, cúmulo de bacterias o tártaro entre otros.

En el presente trabajo de investigación se analizó la respuesta que tiene el **arco de acero inoxidable 0.019" x 0.025"**, cuando ejerce fricción con el **slot del bracket**, luego de haber sido utilizado durante al menos un mes en la cavidad bucal.

Los alambres en ortodoncia, son elementos activos que tienen propiedades físicas elásticas, con capacidad de almacenar y liberar fuerzas. Una selección adecuada de la aleación y la sección transversal del arco, permite al ortodontista controlar las fuerzas y los momentos necesarios para mover los dientes en forma eficiente y efectiva. Para ello, hay que tener en cuenta cualidades extrínsecas, configuración física del alambre y también sus características intrínsecas.¹

Considerando que durante el tratamiento de ortodoncia, los elementos que constituyen el aparato fijo, se someten a diferentes procesos, se obtiene como resultado alteraciones en la **superficie** del metal, modificando de este modo el torque y posición correcta de las piezas dentarias involucradas.² En esta etapa, los aparatos de ortodoncia fija se colocan en la cavidad oral durante alrededor de 2-3 años y están expuestos a factores físicos y químicos que pueden causar la corrosión y pasivación.^{3, 4} Como resultado del flujo salival, la masticación, el cepillado y la fricción entre los soportes y alambres, así como el efecto de las bebidas ácidas, enjuague bucal, pasta de dientes y la formación de biopelículas, las superficies de los elementos del aparato se modifican.^{5,6}

En la corrosión del **acero inoxidable**, los metales que componen la aleación experimentan disolución con la formación de iones, que son liberados en el ambiente circundante (saliva).⁷ En la pasivación, se forman óxidos de metales, como una capa que protege la aleación de la corrosión. Mientras la capa de pasivación está intacta, la corrosión no progresa. Si se excede el potencial de ruptura de una aleación, la capa de óxidos se disuelve y la corrosión procede.⁸

La saliva posee electrolitos que proporcionan un entorno que soporta el proceso de corrosión. Adicionalmente, los ácidos orgánicos producidos por los microorganismos, así como enzimas, aumentan el progreso de la corrosión en el ambiente oral.⁹ Teniendo en cuenta los mecanismos del proceso, los siguientes son los tipos de corrosión que se pueden distinguir: uniforme, grietas, intergranular, galvánica y microbiológica.^{10,12} Como resultado de la corrosión, los iones metálicos (por ejemplo níquel y cromo) se liberan de la superficie de aleaciones de ortodoncia, produciendo un impacto alérgico en la cavidad oral. Asimismo, los carcinógenos y mutágenos de este proceso citotóxico, se acumulan en los tejidos y pueden producir efectos indeseables en los tejidos orales.^{13,15,16}

Además de estos resultados biológicos, la liberación de iones de metal de la aleación, produce aumento de la rugosidad, la formación de cráteres, grietas y poros en la **superficie** del mismo, lo que conduce a un debilitamiento de la fuerza de la estructura. Ello puede derivar en fracturas de los elementos y cambios en la finalización correcta de los tratamientos.^{12,17,19} El ambiente anaeróbico desarrollado, permite el crecimiento de bacterias, que reducen los sulfatos a sulfuros, acompañando la formación de residuos insolubles.²⁰

Los elementos contenidos en las aleaciones de **acero inoxidable** (por ejemplo cromo y níquel) son responsables de la formación de la capa de pasivación en las **superficies** de los elementos, que consisten en óxidos (principalmente Cr_2O_3 y NiO) que los protegen de la corrosión.⁹

El método para el análisis de la morfología de la **superficie** de materiales de ortodoncia, a menudo utilizado en la literatura disponible de microscopía electrónica de barrido, se

realiza con un sistema analítico de rayos X de dispersión de energía SEM-EDX^{20, 23}, que permite evaluaciones cualitativas y cuantitativas de elementos particulares en las aleaciones. Los resultados son proporcionales a las fracciones en peso de estos elementos en la aleación.^{22,23}

4. MARCO TEÓRICO

La ortodoncia, es la rama de la odontología que se ocupa del estudio del crecimiento del complejo cráneo-facial, el desarrollo de la oclusión y el tratamiento de las anomalías dento-faciales, con el fin de restablecerlas y lograr las funciones orales normales.

Las fuerzas que mueven las piezas dentarias durante los tratamientos de ortodoncia, provienen, por lo general, de los alambres y los elásticos que actúan sobre los brackets. Los alambres almacenan fuerzas, que luego se liberan y estimulan el ligamento periodontal, para producir cambios químicos, biológicos, celulares y moleculares que permiten el movimiento dental. Para ello, se aprovechan las características mecánicas de ciertos materiales, que son deformados dentro de su rango elástico y al tratar de recuperar sus dimensiones originales, generan tensiones en las estructuras biológicas que se quieren modificar. Producen tensiones compresivas y traccionales en una estructura ósea, generando procesos de remodelación y de reabsorción. De este modo se posibilita el desplazamiento de la pieza dentaria a la posición deseada. ^{25, 26, 27, 28.}

Un aparato fijo de ortodoncia es aquel que se cementa a los dientes de manera permanente por adhesión y sólo puede ser removido por el ortodoncista. A continuación, se describirán los componentes de una aparatología de ortodoncia fija:

COMPONENTES DE UN SISTEMA DE APARATOS FIJOS

(Figura 4.1) Brackets, bandas o tubos, alambres y el sistema de sujeción entre ellos o ligaduras. ¹

Elementos pasivos: brackets, tubos y auxiliares.

Elementos activos: **arcos de alambre** y ligaduras.

En cada uno de los brackets se identifica una base y un cuerpo, (Figura 4.2). La base se fija a través de sistemas adhesivos a las piezas dentarias y el cuerpo presenta cuatro aletas, de las cuales dos son gingivales y dos de ellas son incisales u oclusales.

Los brackets para los **caninos** y premolares poseen un hook, capaz de recibir aditamentos tales como gomas intermaxilares.

El arco de alambre, como fue mencionado anteriormente, almacena energía y ejerce la fuerza para generar movimientos en las piezas dentarias. Tal como aquí se usa, es un **arco** vestibular inicialmente de calibre fino y se va cambiando conforme la evolución del tratamiento por otros de mayor sección. Sólo los arcos finales son gruesos, de **acero inoxidable** y ocupan la luz completa del **slot del bracket**.



Figura 4.1: Fuente secundaria: <http://www.medicalexpo.es>. Imagen ilustrativa en donde se observan ambos maxilares con brackets individuales en cada pieza dentaria ligados al alambre de ortodoncia.



Figura 4.2: Fuente secundaria: Grill DS, Nairani FB. Ortodoncia Principios y Práctica. 1º edición. México: Manual moderno 2013. Características de un bracket para arco recto.²⁶

Dentro de la estructura de cada bracket, (Figura 4.2) se encuentra la ranura o **slot**, que es el sitio donde se localiza la información para imprimir a la pieza dentaria, los movimientos en los tres sentidos del espacio. (Figura 4.3)

Los movimientos mencionados son los siguientes:

- a. Movimientos de primer orden o in-out.
- b. Movimientos de segundo orden o angulación.
- c. Movimientos de tercer orden o torque.²⁹

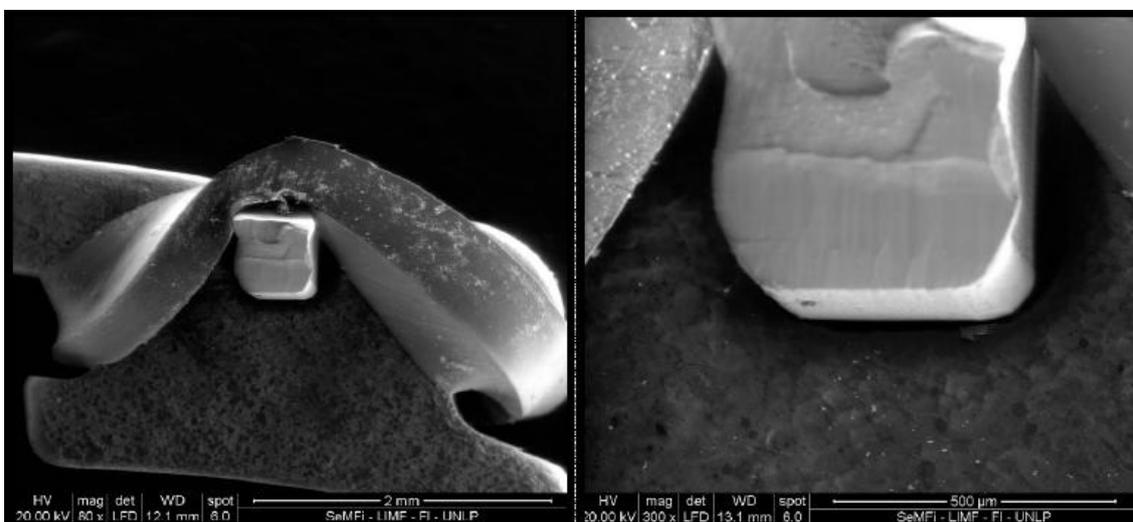


Figura 4.3: Fuente secundaria: Ruiz Valeria. “Estudio comparativo al microscopio electrónico de barrido del desgaste del slot de los brackets de zafiro al inicio y finalización del tratamiento de ortodoncia. Sedici 2018”. Imágenes obtenidas del MEB donde se visualiza el contacto del arco del acero rectangular 0.019” x 0.025”, con el slot del bracket, utilizando el sistema de ligadura elastomérica.²⁹

RESEÑA HISTÓRICA DE LAS TÉCNICAS DE ORTODONCIA

La historia de la ortodoncia comienza con el primer movimiento de expansión en 1728. Lo hizo Pierre Fauchard, (Figura 4.4), un médico francés que utilizó una tira de metal plana de gran calibre, con forma de arcos dentales, que presentaban perforaciones para ligar las piezas dentarias por medio de hilos. El movimiento que otorgaba era inclinación de las mismas en una sola dimensión y sin tener control sobre la rotación.³⁰ (Figura 4.5)



Figura 4.4: Fuente secundaria: Internet. The Dental HiWay (Historical Overview). Pierre Fauchard, médico francés y padre de la odontología moderna.



Figura 4.5: Fuente secundaria: Internet. Lynch CD, O'Sullivan VR, McGillicuddy CT. Pierre Fauchard: el padre de la odontología moderna. Br Dent J. 2006, 23 de diciembre; 201 (12): 779-81. Arco de expansión de gran calibre y sus ligaduras.

Posteriormente Schange introdujo la banda clamp, ajustable con un tornillo por lingual y luego, Dwinelle en Nueva York, en 1849, introdujo un tornillo regulable, que producía fuerzas de empuje sobre los dientes. Todos estos aparatos eran rudimentarios y los tratamientos empíricos, desordenados y demandaban mucho tiempo de trabajo.

Luego en 1887 Edward Hartley Angle, creó un sistema básico ortodóncico, constituido con un alambre de piano. El primer prototipo de bracket, consistió en un tubo de metal soldado a una banda llamándolo arco E. El mismo, (Figuras 4.6- 4.7) estaba compuesto por un alambre de oro grueso, puesto por vestibular y fijado con soldadura a las bandas de los primeros molares. Cada diente iba ligado al **arco** y solo se conseguían movimientos de inclinación. Había cuatro diseños diferentes: arco E básico: se utilizaba para maxilar inferior, con el fin de utilizar anclaje intermaxilar, arco E reforzado con nervadura: se usaba para hacer expansión, arco E con extremos no roscados: se adaptaba para el uso de casquete de tracción alta, arco E con ganchos: se utilizaba en el maxilar superior y tenía ganchos para el anclaje intermaxilar.

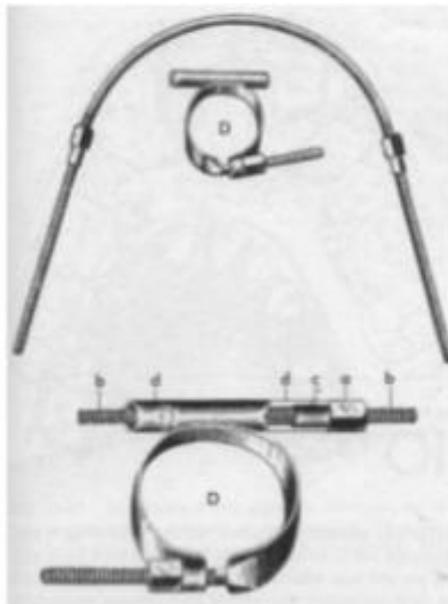


Figura 4.6: Fuente secundaria: Jose Antonio Canut Brusola “ortodoncia clinica y terapeutica” 2º Edicion Cap.19 Pag 319. ³⁰ Arco en forma de E.

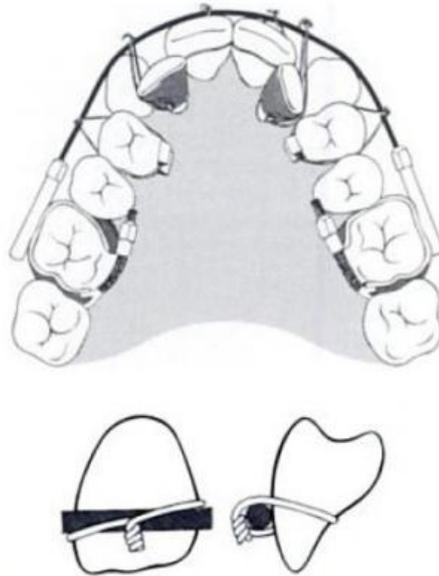


Figura 4.7: Fuente secundaria Jose Antonio Canut Brusola “ortodoncia clinica y terapeutica” 2º Edicion Cap.19 Pag 319. Arco en forma de E: Los dientes se ligaban al arco E con ligaduras gruesas y solo realizaba movimientos de inclinación.³⁰

En el año 1910, Angle detectó la necesidad de mover los dientes en cuerpo y diseñó el aparato con Perno o Pin y Tubo. (Figura 4.8) A cada diente le colocó una banda y un tubo vertical, en el que introdujo un pin que sostenía el arco. Los extremos de los alambres, debían ajustarse correctamente en los tubos cuadrados de las bandas.

Fue el primer aparato con un mecanismo eficiente para mover las raíces, pero debía ser modificado en cada cita, a medida que los dientes se movían.³⁰

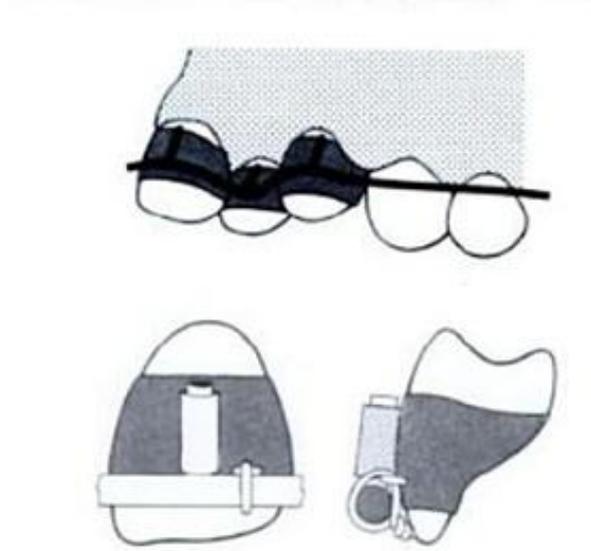


Figura 4.8: Fuente secundaria: Jose Antonio Canut Brusola "ortodoncia clinica y terapeutica" 2º Edicion Cap.19 PAG 320. Arco tubo y pin o perno. ³⁰

En 1916 y después de probar varios diseños del pin y tubo, Angle creó el arco en forma de cinta denominado **arco Ribbon** o cinta, de mas fácil utilización.(Figura 4.9) Aquí se introdujeron **los brackets con slot** verticales y los **arcos** de alambre se ajustaban al tipo de maloclusión del paciente. Los alambres se mantenían sujetos al **slot del bracket** por pines de bronce y se sustituye el alambre redondo por alambre plano.

Con este sistema, los dientes quedaban libres para moverse a lo largo del arco, pero no permitía movimientos finos de las raíces¹. La ventaja de este **arco** fue que permitía los movimientos de giroversion, aunque mantenía el mismo control de los movimientos labiolinguales y verticales; el arco no tenía el ajuste preciso en el **slot del bracket** y la holgura impedía el control mesiodistal. ³⁰



Figura 4.9: Fuente secundaria: Jose Antonio Canut Brusola “Ortodoncia clinica y terapeutica” 2º edicion cap.19 pag 320. Arco Ribbon. ²⁹

Angle, en 1928, con el afán de superar las dificultades técnicas y relacionar adecuadamente las posibilidades del aparato con las metas de tratamiento, diseñó el **arco** de canto con las siguientes características: (Figura 4.10 A) Cambió la forma, ubicó las ranuras rectangulares en sentido horizontal y en el centro de los brackets. Los alambres de oro, eran del mismo grosor que los **slot del bracket** de 0.022” x 0.028” y se fijaban con ligaduras de cobre y **acero** inoxidable.

En lugar de utilizar alambres redondos, experimentó con **alambres** de sección **rectangular** que debían alojarse con precisión en el **slot del bracket** y sus dimensiones debían ser idénticas a las del **arco rectangular**. Este aporte de Angle resolvía el problema del control del movimiento dentario.

Era posible generarle torsión sobre sí mismo al **alambre rectangular** (ejerciendo la acción de torque) y de esta manera es posible realizar trabajos sobre las raíces dentarias. ¹

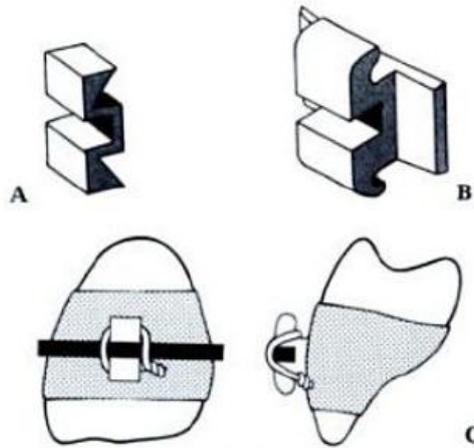


Figura 4.10: Fuente secundaria Jose Antonio Canut Brusola "Ortodoncia clinica y terapeutica" 2º Edicion Cap.19 Pag 320. Arco de canto: A) Bracket numero 447 Diseñado por Angle B) Bracket numero 452 Diseñado por Steiner C) Ligado del bracket al arco rectangular puesto de canto. ³⁰

El último aporte de Angle fue el bracket de apertura frontal o labial, en lugar de vertical como en el **arco** cinta. Tenía como ventaja que se introducía fácilmente, controlaba los movimientos de los bicúspides y mejoraba el ajuste para desplazamientos mesiodistales.

En 1928, tras múltiples pruebas y nuevos diseños, presentó la técnica de arco de canto o Edgewise Mechanism (Figura 4.10 A) con un **slot** horizontal de 0.022" x 0.028", servía para introducir un **arco rectangular** del mismo grosor que se ponía de canto, (de ahí el nombre de esta técnica). El bracket estaba hecho con oro y disponía de unas aletas en oclusal y gingival del **slot**. Con un mismo **arco rectangular** se controlaba el movimiento de los dientes en los tres planos del espacio. La dimensión del **slot del bracket** podía variar de acuerdo al sistema de aparatología usado, aunque la mayor parte de éstos tenían un tamaño de ranura de 0.018" o de 0.022". Estas cifras están relacionadas con la altura vertical del **slot** en milésimas de pulgadas y la profundidad normal de estos es de 0.025" o de 0.028".

El sistema de aparatología fija Edgewise, estaba diseñado para utilizar brackets standard sin información sobre su estructura, por lo que esta técnica, precisaba de la habilidad del ortodoncista para realizar movimientos dentarios, ya que se tenía que añadir y conformar

previamente los dobleces en los tres sentidos del espacio. Además, era necesario realizar torsiones para cada diente.²⁶ Como consecuencia de ello, se observaban limitaciones en dicha técnica ya que se requería tiempo para los dobleces de los arcos respectivos, así como también se presentaron dificultades para establecer una oclusión ideal final.

Tabla 1: Fuente secundaria: Grill DS., Nairi FB. Ortodoncia Principios y Práctica. 1º edición. México: Manual moderno 2013 ²⁶. Evolución en el diseño de la aparatología fija de Angle.

Dispositivo	Año de elaboración
Arco E	1887
Perno y tubo	1910
Arco Ribbon	1916
Edgewise	1928

Más adelante Steiner, un discípulo de Angle, continuó perfeccionando los brackets: redondeó las aletas para evitar roces con la mejilla, añadió bordes acanalados para las ligaduras y reemplazó el **arco** de oro por el de **acero**, cuyas propiedades eran mejores (Figura 4.10 B) constituyendo el prototipo de bracket contemporáneo. Era más resistente a la deformación.³¹

Luego, se comenzó a cuestionar algunos de los principios por Angle defendidos, entre ellos la validez de la expansión del arco dentario para estimular el crecimiento de los maxilares y el establecimiento de una relación ideal de cúspides y planos inclinados que garantizaron la estabilidad.

Las observaciones de Tweed y Lundstrom fueron decisivas para aceptar el papel de la extracción en la corrección del apiñamiento y protrusión dentaria. El cambio de los

criterios terapéuticos, significó una readaptación de la mecánica del aparato de **arco** de canto, para cerrar espacios de extracciones, manteniendo el control de los movimientos en masa de las piezas anteriores y posteriores vecinas al espacio generado.³⁰

Charles H. Tweed, fue el principal discípulo de Angle y dedicó toda su vida a trabajar en la técnica de **arco** de canto y a establecer el área de ortodoncia como especialidad de la odontología.

El sistema de **arco** de canto se utilizó, inicialmente, para hacer tratamientos sin extracciones de dientes, con base en la expansión de los **arcos** dentales con resultados poco satisfechos y con muy poca estabilidad en las etapas de retención.

Cuando los **arcos** de **acero inoxidable** reemplazaron a los de oro, los cálculos técnicos originales de Angle, dejaron de tener validez, ya que el alambre de acero era mucho más rígido. Se propuso reducir el tamaño del **slot** de 0.022" a 0.018". La tendencia a aplicar fuerzas más ligeras y el uso de las aleaciones, en lugar de las originales de oro, condicionó una disminución en la luz del bracket, que luego tendría 0.018" x 0.025", lo que consecuentemente llevaría a realizar cambios en la ortodoncia, sobre todo en base al Anclaje, ya que su sucesor Tweed, comienza a incursionar en extracciones terapéuticas.¹

Tweed, después de estudiar los fracasos en sus pacientes, decidió extraer dientes permanentes con el fin de brindar más estabilidad.

Se produjeron cambios en los diseños, en las bases filosóficas y mecánicas del sistema, ya que era necesario cerrar los espacios dejados por las extracciones, de manera perfecta, sin que produjera movimientos anormales de inclinación y sin pérdida de la estética.

Tweed, en 1929, aseguró la aprobación de la primera ley que limitaba la práctica de la ortodoncia a los especialistas en Estados Unidos y definió los objetivos del tratamiento de ortodoncia, en forma ordenada. Hizo gran énfasis en los tratamientos de estética facial, popularizó las extracciones de primeros premolares como parte del tratamiento, mejoró algunas aplicaciones clínicas de la cefalometría, introdujo la preparación de anclaje y popularizó universalmente la técnica de arco de canto.¹

Se cambió el diseño de los brackets haciéndolos más largos y mejorando las posibilidades de corregir las giroversiones. Se aplicaron fuerzas más ligeras para soslayar el peligro de

la hialinización y las reabsorciones radiculares concomitantes a las presiones excesivas sobre el ligamento periodontal.

El uso de alambres más finos, la adición de ansas y resortes en el arco principal, eliminaron el uso exclusivo del grueso **arco rectangular** en el alineamiento inicial de los dientes. Además se añadieron los efectos ventajosos de otros diseños mecánicos, como las fuerzas extraorales, capaces de ejercer una tracción adicional o un efecto ortopédico sobre la dentición y el hueso maxilar de soporte. Se mejoró también la preservación del anclaje dentario evitando el movimiento indeseado de los dientes posteriores.

Este conjunto de acciones, realizado por discípulos de la escuela de Angle, abrieron las puertas a nuevas posibilidades de un aparato cuyo diseño conservara los mismos principios fundamentales, pero que arrastrado por los nuevos postulados biológicos, esté en constante estado de renovación. La simplificación del diseño, la incorporación de brackets prefabricados con distintos grados de torsión e inclinación, el uso de aleaciones metálicas y la adhesión directa de los brackets a los dientes, son las características fundamentales del actual afán renovador del original aparato de Angle.^{30, 31, 32}

Con el sistema de **arco** de canto, se podían hacer movimientos dentales con excelente control, mejoraba la forma y ancho de los arcos dentales y con las fuerzas producidas por los alambres, movía los dientes en los sentidos bucolingual, mesiodistal, oclusolingival o incisolingival¹

Como cualquier otro aparato ortodóncico, el mecanismo del arco de canto constaba de elementos que generaban fuerzas y otros que transmitían la fuerza generada a la corona dentaria. Había un elemento activo (alambre), dinámico, en el que se generaba la fuerza y otro elemento pasivo (bracket), que la recibía y canalizaba hacia el diente.

La carga del elemento activo se fundamentaba en la capacidad de deformación elástica de los materiales. Este se deforma y recupera, volviendo a su forma original, lo que se aprovecha para que arrastre la corona hacia la posición inducida por el nuevo equilibrio. La carga del componente elástico los transforma de un material inerte a un núcleo de energía almacenado en el elemento activo.

La deformación manual del elemento activo es el origen de la fuerza y es el operador el que debe, por un lado, cargar el diseño mecánico y posteriormente, sujetarlo a los brackets por medio de ligaduras.^{31,32.}

Hasta 1950, la técnica de arco de canto (Edgewise Mechanism estándar), era la más utilizada en el mundo de la ortodoncia, ya que hasta ese momento, había logrado objetivos para los cuales se había diseñado. Pero algunos ortodoncistas investigadores, insatisfechos con estos resultados y con el tiempo que demoraban los tratamientos en sus pacientes, pensaron en la manera de reemplazar los mecanismos de la técnica estándar, tratando de disminuir el tiempo que se gastaba en confeccionar los arcos ideales de alambre con los dobleces de primero, segundo y tercer orden. Siendo el de primer orden el in-out, el de segundo orden la angulación y el tercer orden, el torque.²⁶

De todas las modificaciones que tuvo la técnica Edgewise, la evolución más destacada fue que el torque, en vez de proporcionarlo con la torsión del alambre, se realizó con la información que se estableció en el **slot del bracket**. Fue así como Lawrence Andrews realizó estudios que terminaron con una publicación llamada "las seis llaves de la oclusión normal". El estudio se dividió en dos fases. En la primera, entre 1960 y 1964, se analizaron 120 modelos de pacientes con oclusión normal que no habían recibido tratamiento de ortodoncia. Se evaluaron las inclinaciones mesio-distales, las bucolinguales, las rotaciones, los espacios interdientales, las relaciones molares y el nivel del plano oclusal. En la segunda fase, entre 1965 y 1971, se evaluaron 1150 casos que habían tenido tratamiento de ortodoncia y los compararon con los 120 modelos ideales.

Las investigaciones culminaron con el desarrollo de un sistema que se denominó pre ajustado, en donde se ponían secuencias de **arcos** de alambre de diversos calibres, sin necesidad de hacer los dobleces de primero, segundo y tercer orden, para obtener resultados similares a la técnica estándar.¹ Con el dispositivo de arco recto, la angulación e inclinación final de cada diente, se construyó dentro del respectivo bracket, en contraposición con el bracket de la técnica de Edgewise.

El bracket diseñado en la técnica de **arco** recto, usa ganchos o hooks para **caninos** y premolares con el objeto de permitir que los auxiliares para el cierre de espacios estuvieran activos, cerca del centro de resistencia del diente. Para lograr un resultado exitoso con el uso de un dispositivo pre ajustable, uno de los factores clave era la precisión en la colocación del bracket; el eje longitudinal de la corona clínica, es el punto central de la superficie de la corona del diente, sobre la cual deberá localizarse el bracket para el arco recto, para ello debía haber una morfología radicular normal para cumplir con los objetivos ideales.²⁶

Hasta principios de la década de 1970, el tratamiento exitoso con la técnica Begg y la técnica Tweed Edgewise, requirió una tediosa flexión del alambre. La introducción del aparato de arco recto de Andrews cambió eso y fue una de las contribuciones más significativas en la historia de la ortodoncia. El bracket pre programado llevaba a cabo el movimiento de las piezas, ya que su información debía estar en la base y no en el **slot**. El dispositivo de **arco** recto redujo significativamente la cantidad de flexión del alambre y también trajo otras opciones en la mecánica de tratamiento. La retracción de los caninos con cadenas elásticas y alambres de ligadura se hicieron más común y la mecánica de deslizamiento, se convirtió en el método de cierre del espacio para un número significativo de ortodoncistas. Los niveles de fuerza Edgewise se usaron inicialmente para cerrar espacios, sin embargo, pronto se observó que las fuerzas más ligeras eran más efectivas con la mecánica de deslizamiento. Junto con estos cambios, se hizo evidente que se necesitaba una compensación en el aparato, dependiendo del tipo de maloclusión y particularmente con secuencias de extracción variables. Se desarrollaron diversos diseños de dispositivos para adaptarse a los cambios en la mecánica y los niveles de fuerza. Estas modificaciones mejoraban las posiciones de los dientes al final del tratamiento, siempre que los soportes estuvieran colocados correctamente. Estos cambios importantes en la aparatología, los niveles de fuerza y la mecánica de tratamiento se remontan al trabajo del Dr. Lawrence Andrews y los aparatos de arco recto.^{26, 28, 33.}

TÉCNICAS EMPLEADAS EN LOS ÚLTIMOS CUARENTA AÑOS

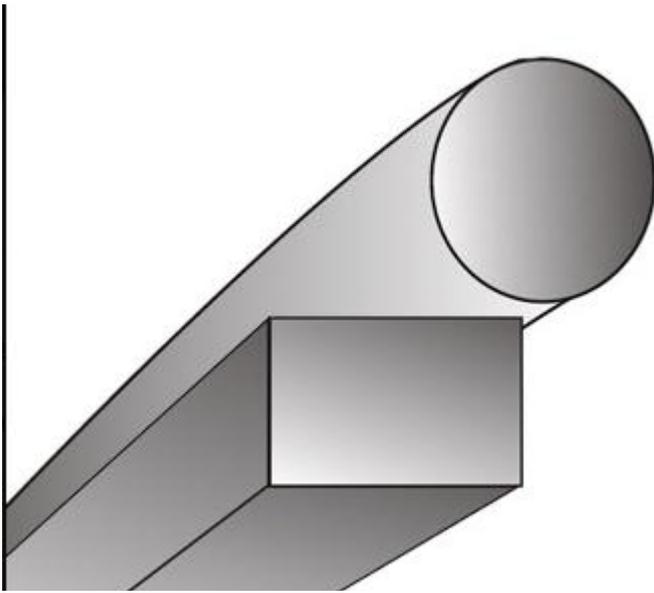
Esta reseña histórica brinda una descripción general de 40 años de experiencia en la mecánica del tratamiento y los diseños de la aparatología a utilizar. Debido al ligamento periodontal y la biología ósea, los dientes se mueven en todas direcciones. Algunos de estos movimientos son positivos y beneficiosos para el paciente, y otros no. Por lo tanto, ha habido muchas ideas sobre cómo mover y cómo evitar mover los dientes. Innumerables métodos de mecánica de tratamiento se han desarrollado y la experiencia con estos, ha llevado a muchos diseños diferentes de brackets y arcos. Este fue el patrón a lo largo de la historia de la ortodoncia. Los ortodoncistas han establecido sus ideas sobre la mecánica del tratamiento y luego han desarrollado o utilizado dispositivos para complementar su mecánica.³³

Antes de la década de 1970, se utilizaron dos sistemas de tratamiento principales en ortodoncia: la técnica de Begg con el dispositivo homónimo y la técnica de Tweed con el dispositivo Edgewise. Estos sistemas de tratamiento se desarrollaron en respuesta a una filosofía de ortodoncia del tratamiento de no extracción en casi todos los pacientes de ortodoncia, según lo recomendado por Edward H. Angle. Tanto Raymond Begg como Charles Tweed propusieron que era apropiado extraer los dientes cuando el apiñamiento o protrusión estaba presente, en un grado tal que el tratamiento sin extracción, daría lugar a la inestabilidad post tratamiento y la posible rotura del equilibrio periodontal. Demostraron numerosos casos con extracciones para apoyar su posición. Begg, recomendó un enfoque de tres etapas para el tratamiento con alambres redondos. Se usaron alambres redondos de 0.016", ansas múltiples y niveles de fuerza ligera en la primera etapa, para una alineación temprana. En la segunda etapa, se inclinaron los dientes en los sitios de extracción y se cerraron los espacios. Finalmente, en la tercera etapa, se usaron alambres redondos y auxiliares más pesados, para enderezar los dientes y corregir las posiciones de las raíces. Los ortodoncistas necesitaban habilidad y experiencia para lograr buenos resultados y el método de tratamiento requería mucho trabajo.^{33,34}

Andrews comenzó su investigación para desarrollar el aparato, mediante la recopilación de los 120 modelos normales no tratados con ortodoncia. Éstos fueron de pacientes a quienes Andrews evaluó como si tuvieran oclusiones ideales. Los estudió y observó muchas características, encontrando seis determinantes o "seis llaves" que fueron consistentes en todos los modelos y publicó estas observaciones en su artículo clásico "Las seis llaves para la oclusión normal".³⁵ Las investigaciones culminaron con el desarrollo de un sistema que se denominó "preajustado" en donde se recomendaba utilizar una amplia gama de brackets y se utilizaba secuencias de alambres de calibres diversos, sin necesidad de hacer dobleces de primer, segundo o tercer orden, para obtener resultados similares a la técnica estándar (**arco recto**).¹

Los **slot de los brackets** en la técnica de arco recto varían de tamaño de 0.022" x 0.028" y de 0.018" x 0.022" y los **alambres** de trabajo más utilizados en esta técnica son: (Figura 4.11)

- **Redondos:** en las fases iniciales de tratamiento para alineación y nivelación: 0.014" de **acero** inoxidable o níquel titanio, 0.016" de **acero** inoxidable o níquel titanio, 0.018" de **acero** inoxidable o níquel titanio, alambres templados.
- **Cuadrados:** Se utilizan en la fase final de alineación y nivelación de los arcos dentales y estos son: 0.014" x 0.014" de **acero** inoxidable o titanio/ molibdeno, 0.016" x 0.016" de **acero** inoxidable o titanio/ molibdeno, 0.017" x 0.017" de **acero** inoxidable o titanio/ molibdeno.
- **Rectangulares:** para mecánicas de deslizamiento con fricción y la expresión de torque radicular: 0.016" x 0.022", 0.017" x 0.025", 0.018" x 0.025", **0.019" x 0.025"** de **acero inoxidable** o titanio/ molibdeno. Estos alambres son del mismo tamaño de los **slot de los brackets**, (según el diseño del mismo) para que entreguen la información preestablecida en la fase de finalización.^{1, 35,36,37,38}



Fuente 4.11: Fuente secundaria: Alonso Uribe R. Ortodoncia teórica y clínica. 2º edición. Medellín. Cap 23. Alambres de trabajo. Sección rectangular y redonda. ¹

Antes de la técnica de **arco** recto, la mayoría del espacio de cierre con el dispositivo Edgewise se logró con varios tipos de ansas de cierre. La mecánica de deslizamiento rara vez se usaba. Sin embargo, se convirtió en una opción factible por primera vez. Andrews apoyó y usó la mecánica de deslizamiento como el método de elección para el cierre de espacios. Esto también fue elegido como el método de cierre de espacios por muchos ortodoncistas, reduciendo la necesidad de flexión de alambres y de ansas de cierre.

Basados en la dificultad de establecer una oclusión ideal, Roth en 1981, desarrolló un método de aparatología (sistema que lleva su nombre) con cierto grado de sobre corrección. Aplicó la oclusión funcional y concluía los casos con la máxima intercuspidadación, para llegar a la relación céntrica. El tratamiento con aparatología de **arco** recto, desarrolló la segunda generación de brackets pre-ajustados, aumentando la angulación de los **caninos**; además de reducir la amplia gama de brackets, por un solo juego en casos con o sin extracciones; disminuyó los niveles de fuerza utilizando doble ansa en T para el cierre de espacios.

Durante este período, se desarrolló el grupo de alambres de aleación de níquel-titanio, pero los ortodoncistas no estaban seguros sobre cuándo usarlos. La flexibilidad de estos **arcos** fue excelente para la alineación dental individual en muchas situaciones clínicas. Sin embargo, no fue efectivo cuando se requirió rigidez del alambre para retraer **caninos**. Estos problemas de nivelación, alineación y cierre de espacio llevaron a Andrews a agregar modificaciones al sistema de arco recto.

Se hizo evidente que al usar el sistema de **arco** recto y la mecánica de deslizamiento, los niveles de fuerza y la duración de la activación superaban la rigidez de los **arcos**.^{26,27}

Entre 1975 y 1993 Mc Laughlin y Bennet a pesar de evaluar gran número de variaciones de brackets, trabajaron con el conjunto de brackets del aparato de **arco** recto estándar. Se dedicaron a planificar durante 15 años el desarrollo de una mecánica de tratamiento y en fuerzas ligeras y continuas.

Sus recomendaciones sobre la mecánica incluyen:

- Una colocación precisa del bracket, implementando calibradores y tablas de posicionamiento, para lograr la expresión de la prescripción de la técnica de **arco** recto.
- Utiliza retroligaduras y dobleces distales para un control inicial del anclaje.
- Ésta recomienda una mecánica de deslizamiento con **arcos rectangulares de acero de 0.019" x 0.025"** y arcos ligeros de terminación de 0.014".^{24,39}

El uso de cadenas elásticas para la retracción canina sin curvaturas compensadoras demostró ser una fuerza excesiva en esta etapa de alambre redondo y provocó la inclinación de los dientes hacia los sitios de extracción. Los alambres de níquel-titanio colocados durante esta etapa del tratamiento agravaron el problema de la inclinación. En cambio, se colocaron alambres pasivos de ligadura en forma de ocho, conocidos como "lacebacks" (retroligaduras) (Figura 4.12) desde los primeros molares hasta los **caninos** antes de la colocación del **arco**.⁴⁰

La tercera generación de aparato pre-ajustado comienza con la técnica desarrollada por

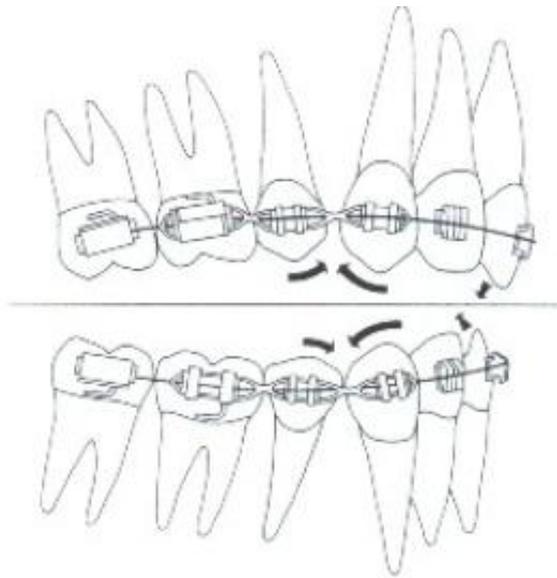


Figura 4.12: Fuente secundaria: Mc. Laughlin R, P. Bennet John C, Trevisi H J; Mecánica sistematizada del tratamiento ortodóncico. Página 5. En los primeros años de aparato pre-ajustado se utilizaban altos niveles de fuerza, lo que se asociaba con el efecto de “montaña rusa”.²⁴

Mc Laughlin, Bennet y Trevisi (Técnica MBT, utilizada actualmente). Trataron de mantener las prescripciones originales de Andrews y Roth, mejorando las prescripciones clínicas para solucionar las limitaciones de los sistemas anteriores, es por esto que implementa una filosofía de tratamiento que toma en cuenta los siguientes ítems: ²⁴

- Selección de brackets específicamente diseñados para la técnica: forma romboidal, torque en la base, posee especificaciones en la inclinación o tip y especificaciones en el toque. Los brackets deben ser colocados con precisión, implementando el uso de calibradores y tablas de posicionamiento preestablecidas para cada pieza dentaria. No utiliza el eje longitudinal del diente.
- Versatilidad: reduce la necesidad de hacer dobleces compensatorios del alambre, ya que permite la resolución de distintos tipos de casos, sin la necesidad de presentar una amplia gama de brackets.
- Desarrollaron un sistema de brackets basado en la mecánica de deslizamiento con fuerzas ligeras y continuas.

- Se trabaja con **slot de brackets** 0.022" y en las fases avanzadas se utilizan **arcos de acero de 0.019" x 0.025"** expresando el torque para dichos **slot**. (Figura 4.13)
- Control de anclaje en las fases iniciales del tratamiento.
- Movimiento en grupo de las piezas dentarias.
- Utiliza tres formas de **arcos** (ovoidea, estrecha y cuadrada) según el tamaño y forma de la arcada dentaria del paciente.
- Un único tamaño de **arco de acero rectangular, 0.019" x 0.025"**, cuyo comportamiento se va a investigar en el presente trabajo. (Figura 4.14) ²⁴

EL SLOT DE UN BRACKET DE 0.022" FRENTE A LA DE 0.018"

El aparato pre-ajustado funciona mejor en su versión de 0.022". La mayor dimensión del **slot**, permite una mayor libertad de movimientos con los arcos iniciales y, por lo tanto, ayuda a limitar el nivel de fuerzas (Figura 4.13). En fases más avanzadas del tratamiento, se ha evidenciado que los **arcos rectangulares de acero 0.019" x 0.025"** funcionan bien, (Figura 4.13). Con los **slot** de 0.018" los arcos de trabajo más habituales son los de 0.016" x 0.022" o 0.017" x 0.025. Estos arcos son más flexibles y por lo tanto presentan una mayor deflexión y deformación durante el cierre de espacios con la mecánica de deslizamiento. ²⁴



Figura 4.13 Fuente secundaria: Mc. Laughlin R, P. Bennet John C, Trevisi H J; Mecánica sistematizada del tratamiento ortodóncico. Página 14. El slot o ranura de 0.022" permite una mayor libertad de movimiento a los arcos iniciales y facilita mantener las fuerzas ligeras. ²⁴

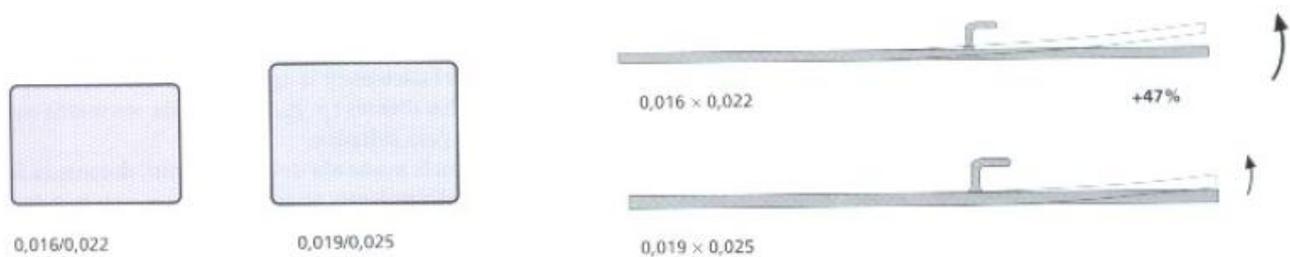


Figura 4.14: Fuente secundaria: Mc. Laughlin R, P. Bennet John C, Trevisi H J; Mecánica sistematizada del tratamiento ortodóncico. Página 14. Los arcos de trabajo de 0.019" x 0.025" son más rígidos que los de 0.016" x 0.022" o 0.017" x 0.025" y se comportan mejor durante el cierre de espacios y control de la sobremordida. ²⁴

ÚNICO TAMAÑO DE ARCO DE ACERO INOXIDABLE

En los tratamientos de la técnica MBT se utiliza un único tamaño de **arco rectangular de acero** y este es el de **0.019" x 0.025"**. Se ha evaluado la posibilidad de utilizar arcos de mayor grosor pero, a pesar de que proporcionan un mejor control, son menos efectivos en la mecánica de deslizamiento.

En las últimas fases del tratamiento a veces se considera la utilización de arcos NiTi o de **acero** de 0.021" x 0.025" para conseguir que la información de los brackets se exprese completamente. La técnica se basa en arcos completos y raramente se utilizan arcos seccionales. Teóricamente, existe una holgura de 10.5° entre el **alambre de 0.019" x 0.025"** y el **slot** de 0.022". Sin embargo, en la práctica esta dimensión de arcos se comporta mejor de lo esperado y se supone que se debe a la inclinación residual que todavía está sin corregir cuando se coloca en **arco rectangular** y que aparece intermitentemente durante el tratamiento, mientras se mueven los dientes. ^{24, 36, 39, 40, 41, 42} (Figura.4.15).

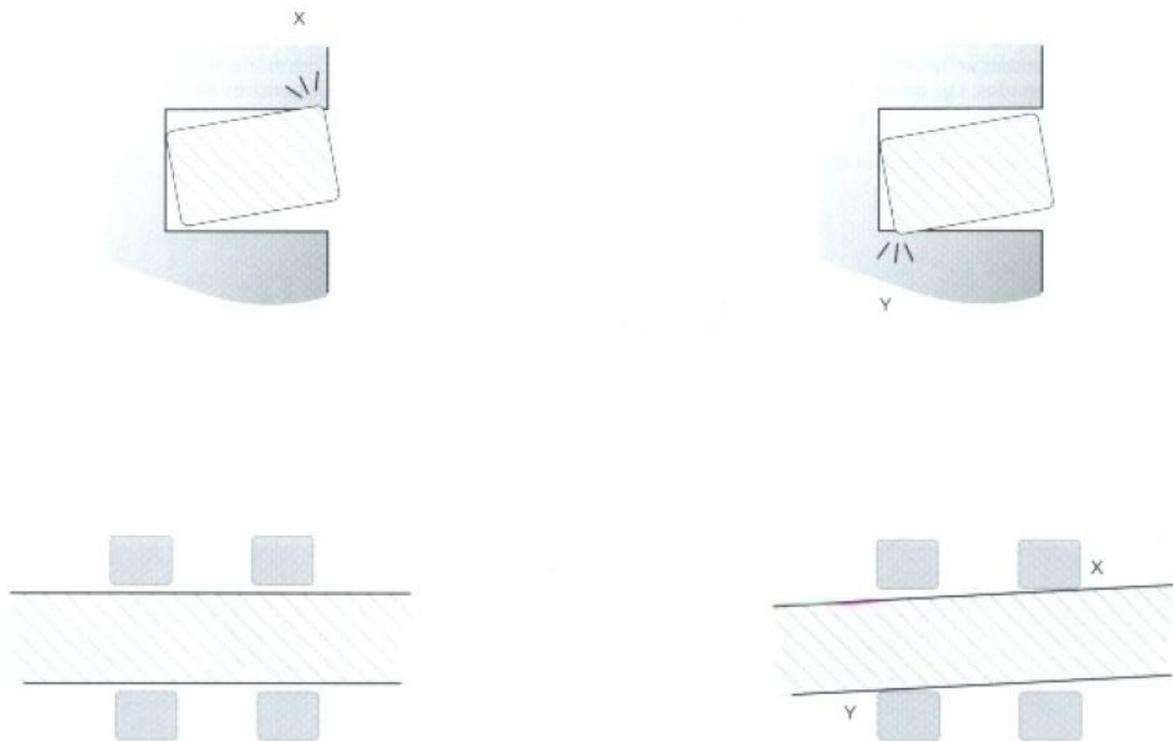


Figura 4.15: Fuente secundaria. Mc. Laughlin R, P. Bennet John C, Trevisi H J; Mecánica sistematizada del tratamiento ortodóncico. Página 17. El arco 0.019" x 0.025" de acero se comporta mejor de lo esperado. Se supone que esto se debe a la inclinación residual en el momento de la colocación del arco rectangular, de modo que el efecto de torsión se produce en los puntos X e Y.²⁴

En la década de 1990, los brackets de autoligado se hicieron populares en ortodoncia, junto con promesas de gran eficiencia y efectividad.

Los brackets de autoligado disminuyen la fricción al evitar la ligadura, pero quien cumple su función es una tapa (que se encuentra dentro de la estructura de este bracket) que al cerrarse cumple la función de ligado del alambre, siendo un factor menor en los aspectos de fricción dinámica. Las características de estos brackets, es la presencia de una “tapa” que permite el paso del **arco** sobre el **slot**, con menor resistencia al deslizamiento.⁴³

Fueron diseñados dos tipos: pasivo y activo.

En las primeras etapas del tratamiento, estos brackets de autoligado fueron efectivos en la alineación inicial de las coronas de los dientes. Los pequeños **arcos** iniciales en una

ranura cerrada más grande, proporciona un movimiento efectivo debido a la fricción reducida.

También fueron populares ya que las ligaduras elásticas y las ligaduras de metal se eliminaron en gran medida facilitando la activación del alambre.

ACCIÓN QUE EJERCE EL ALAMBRE DENTRO DEL SLOT DEL BRACKET

No es poco usual que los clínicos manifiesten “empeoramiento” cuando se completa el espacio **del slot de los brackets** con el arco. Casos en los que hasta pasar de los arcos de sección redonda y baja carga/ deflexión donde todo lucía adecuadamente, luego se distorsiona una vez que son colocados los **alambres** de sección **rectangular**, sobre todo **0.019” x 0.025”** o superior.

El motivo suele ser sembrado al inicio del tratamiento, por cometer pequeños errores de posicionamiento e incluso hasta por presentar espesores desiguales de cemento. Al no ser errores muy evidentes, se manifiestan una vez que al completar el **slot**, se expresa la información que los brackets contienen en ellos. Lo mismo sucede con la programación que contienen los tubos molares, generando movimientos imprevistos en dichas piezas.^{44, 45, 46, 47, 48}

La función del alambre es actuar como guía o riel a lo largo del cual una pieza dentaria debe alinearse o deslizarse. El deslizamiento trae a colación una palabra muy nombrada que es la fricción.⁴⁹

FRICCIÓN

La fricción es muy importante en los tratamientos de ortodoncia y depende del rozamiento entre el **arco** y el bracket.

Una excesiva cantidad de fricción bracket-alambre, puede resultar en la pérdida de anclaje y en la disminución del movimiento dental. La forma y el material con que se ligue el alambre sobre los brackets, inciden en forma sustancial, en el sistema de fuerzas

y la rigidez del mismo.¹ También incide su deflexión, el calibre del **arco**, la distancia interbracket, el material del **slot del bracket** y la lubricación de la ligadura.⁴⁵

La resistencia de fricción al deslizamiento dependerá de la fuerza con que el bracket contacte con el alambre y del ángulo de contacto entre ambos. Con un **bracket de slot** ancho, se reduce la fuerza necesaria para generar un momento de fuerza.

La magnitud de la fricción, depende de la angulación del alambre al deslizarse por el **slot del bracket**.

La fricción puede ser:

- Estática: Es la resistencia inicial a la movilización, siendo que la fuerza aplicada debe superar la inercia. Es la menor fuerza necesaria para iniciar un movimiento de un cuerpo que estaba en reposo. Ejemplos: la musculatura, la intercuspidadación, el material del bracket, el contacto del alambre, el sistema de ligaduras.
- Dinámica: Ocurre durante el deslizamiento dentario, el alambre actúa dentro del **slot de los brackets** y tubos. En este caso, intervienen el material de fabricación del bracket, el alambre ortodóncico y el sistema de amarre. En este caso ya se encuentra el cuerpo en movimiento.

Cuando se aplica una fuerza a un bracket para mover un diente, el mismo se inclina en la dirección de la fuerza, hasta que el **arco** entra en contacto con las esquinas del **slot del bracket** y se produce la unión. Esto provoca una deformación permanente del alambre, en la interfaz de la esquina del **slot del bracket y alambre**. El movimiento del diente se detiene cuando un alambre con muesca se engancha en la esquina del **slot** y se reanuda solo cuando se suelta la muesca. Para disminuir la resistencia friccional, los fabricantes redondearon los bordes del **slot del bracket y del alambre**, generando control sobre el ángulo de fricción y de esta manera se evita la deformación o micro-fracturas del alambre.^{1, 29, 50, 51, 52, 53} (Figura 4.16 y 4.17).

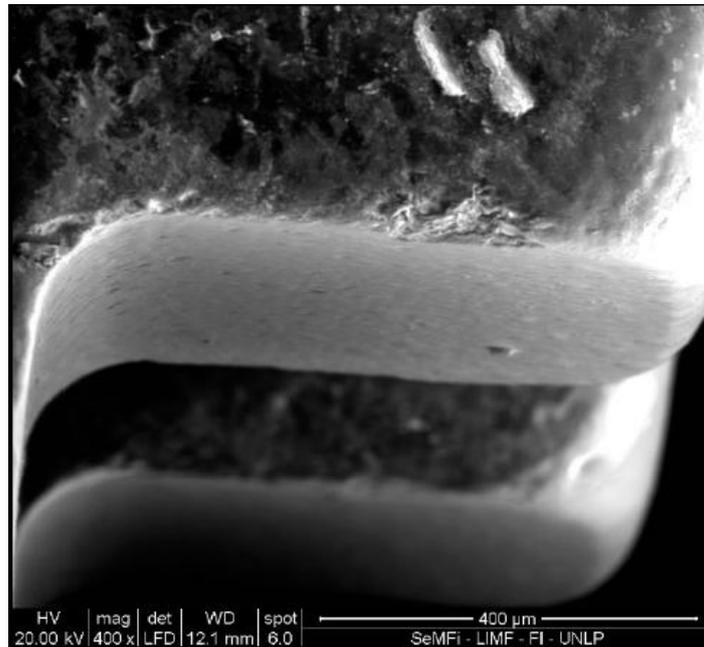


Figura 4.16: Fuente secundaria: Ruiz Valeria. “Estudio comparativo al microscopio electrónico de barrido del desgaste del slot de los brackets de zafiro al inicio y finalización del tratamiento de ortodoncia. Sedici 2018”. Imagen obtenida del MEB donde se visualiza, el slot del bracket con su ángulo redondeado.²⁹

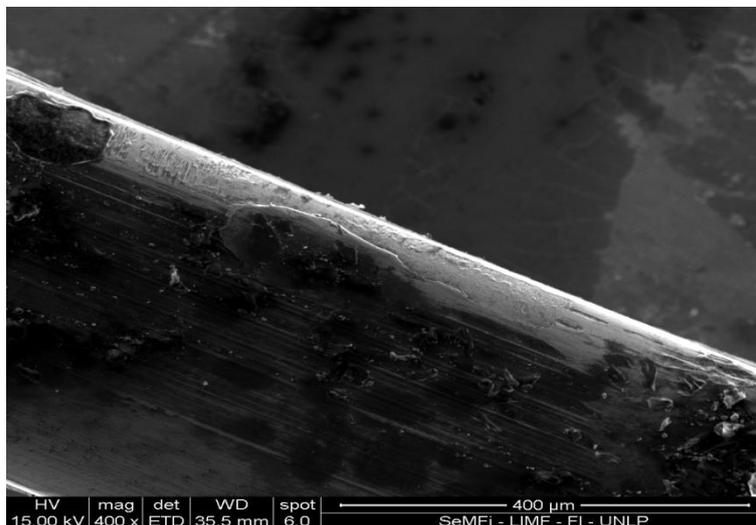


Figura 4.17: Fuente primaria: Imagen obtenida del MEB donde se observan las aristas redondeadas del arco rectangular 0.019” x 0.025”

FACTORES QUE INFLUYEN EN LA FRICCIÓN DURANTE EL TRATAMIENTO

El factor biológico de mayor influencia en la fricción es la presencia de saliva, que actúa como un lubricante y juega un papel importante en la reducción de la fricción.

a. La acumulación de suciedad en la superficie de los alambres de ortodoncia, también es una variable importante que puede aumentar la fricción durante el tratamiento de ortodoncia.

b. El tipo de ligadura utilizado y la fuerza aplicada: la presión ejercida por la ligadura sobre el alambre genera un aumento de fricción. Las ligaduras que se utilizan para unir el **arco** de alambre al bracket pueden ser elastoméricas o metálicas de 0.020” o puede ser un sistema de autoligado que se encuentra dentro de la estructura del bracket.

c. El espacio libre entre el bracket y el alambre y la angulación entre ellos: se evidencia una holgura de 10.5°, entre el **slot del bracket** de 0.022” y el **alambre de 0.019 x 0.025”** generando una torsión en los puntos X e Y de este último. (Figura 4.15).

d. Tamaño, la geometría del **arco**, rigidez, rugosidad superficial, desgaste y la biodegradación que los materiales ortodóncicos sufren durante el tratamiento, determinan mayor resistencia al deslizamiento.⁴⁸

e. La resistencia friccional también varía según las propiedades de los materiales en contacto. Es así que la inserción de una ranura metálica, en el **slot de los brackets** de cerámica, ha mostrado relativamente buenos resultados, para reducir los niveles de fricción. Sin embargo, entre los diversos intentos por cambiar el diseño de los brackets con este fin, el uso de brackets de autoligado ha sido el más aprobado. Durante la última década, son la nueva gran novedad en ortodoncia. (Figura 4.18).

Al ligar arcos de **acero inoxidable 0.019” x 0.025”**, los brackets activos y pasivos de autoligado se comportan de diferente manera, presentando una diferencia significativa en la expresión de torque. Hay una diferencia notoria en el ángulo de compromiso entre los dos tipos de soportes; en promedio, el torque comienza a expresarse a 7,5° de torsión para los soportes activos autoligados y a 15° de torsión para los soportes pasivos autoligados. Los brackets activos de autoligado son más efectivos en la expresión de torque que los brackets pasivos de autoligado.⁵⁴



Figura 4.18: Fuente secundaria: Biomecánica estas ahí? Dr. Álvarez página 68. Brackets de autoligado: pasivo y activo. Apréciase que un alambre de escasa sección queda libre en el interior de la ranura, en tanto que al llegar a un calibre mayor, la tapa presiona sobre el mismo. ⁴⁹

ELEMENTOS QUE INFLUYEN EN LA PÉRDIDA DEL TORQUE

Conservar el torque durante los tratamientos de ortodoncia, es habitualmente una difícil tarea, ya que es su mantenimiento, lo que suele actuar en detrimento de una correcta finalización de los mismos. Son el biotipo facial, apiñamiento dentario, ranura del bracket, material del **slot bracket**, desgaste del arco, su material de construcción y corrosión, los elementos que influyen en la pérdida del torque. ^{55, 56, 57, 58, 59}

Aunque a los **arcos** de trabajo suele llamárselos full size, es importante comprender que no lo son. En prescripción de **brackets con slot 0.022"** es "full size" el alambre **0.019" x 0.025"** y es habitual que al llegar a esa sección de alambre, el clínico confíe en que el ajuste entre el alambre y el bracket será suficiente para un adecuado control de torque, sin necesidad de ninguna maniobra extra. Es por ello determinante saber, que esa sección de alambre, tiene un juego interno dentro del **slot** de 10.5°, con lo que el control de torque por el solo ajuste **arco-slot**, no resulta tan preciso como pudiera suponerse. Si el clínico hereda la costumbre de utilizar **arcos** de 0.017" x 0.025" o de 0.016" x 0.022" como arcos de trabajo, para un **slot** de 0.022", el juego interno aumenta con una absoluta pérdida de control. ⁴⁹

Los autores, actualmente sostienen que para el **arco de 0.019" x 0.025"** los brackets pasivos de autoligado presentaron menos resistencia de fricción que los brackets

convencionales y activos de autoligado.^{60, 61, 62,63} También el tipo de ligadura a utilizar, ya que se ha demostrado que el sistema de conexión entre el alambre / bracket, autoligado (activo, pasivo) o convencional con ligadura elástica, no parece interferir en la expresión final, ya que esta, depende de la interacción entre el alambre y el soporte elegido para la mecánica ortodóntica.⁶⁴

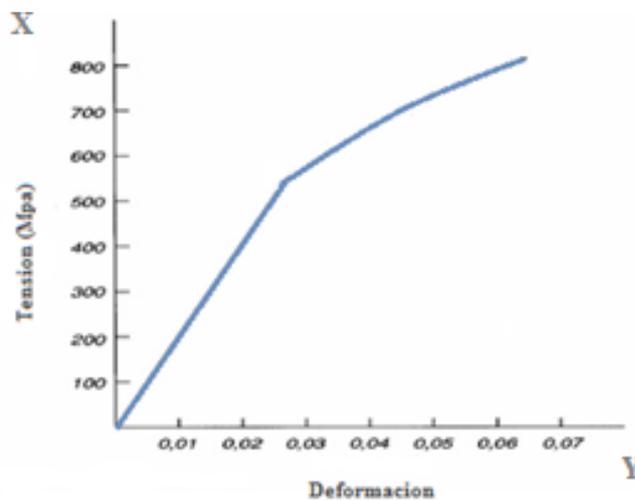
CARACTERÍSTICAS DE LOS METALES

Aunque automáticamente se insertan **arcos** esperando resultados predeterminados, es importante recordar que los movimientos dentarios, se realizan a partir de la energía mecánica acumulada en un dispositivo. Esta propiedad, depende de las características de las distintas aleaciones metálicas utilizadas para la confección de alambres.

Deformados dentro de su límite elástico y al recuperar sus dimensiones originales, los alambres generan tensiones compresivas y traccionales, generando procesos de reabsorción y aposición ósea conforme desplazan las piezas dentarias hacia la posición deseada.

La descripción de las propiedades físicas de un alambre, suelen ejemplificarse con un gráfico de coordenadas cartesianas: en el eje X se expresa la carga o fuerza (tensión) y en el eje Y se expresa la deflexión (deformación). (Gráfico 1).^{28,49}

Gráfico 1: Fuente secundaria: Ricardo Luis Macchi. Materiales dentales. 4ta edición. Editorial Panamericana, cap. 2, página 25. Curva de Tensión deformación.²⁹



El gráfico incluye una parte recta que representa el comportamiento elástico, por lo que, si la estructura confeccionada con ese material se deforma dentro de ese rango (que incluye la cantidad de deformación que se produce hasta la tensión correspondiente al límite proporcional) y se apoya sobre una pieza dentaria, la tendencia a la recuperación

elástica producirá la acción de desplazamiento buscada. Para poder realizar satisfactoriamente esa acción debe disponerse de suficiente capacidad de deformación elástica máxima (flexibilidad máxima), pero al mismo tiempo con un módulo elástico (rigidez) adecuadamente elevado para que la fuerza que genere la recuperación, sea suficiente para producir el desplazamiento dentario.

El trabajo ortodóncico básico se realiza con alambres y **arcos** preformados, por lo que, la confección de un alambre determinado obliga a conformarlo de manera tal, que la porción del gráfico tensión/deformación que se genera con las tensiones superiores al límite proporcional, debe ser suficientemente larga (capacidad de deformación permanente) para evitar la fractura. En definitiva no debe ser exageradamente frágil.

El conocimiento del valor del límite proporcional junto con el módulo elástico permite conocer la flexibilidad o capacidad máxima de trabajo, es decir, hasta qué medida puede ser activado el dispositivo y qué magnitud total de desplazamiento dentario puede producir. Estos conceptos se entienden si se tiene presente el valor del módulo elástico que surge del cociente entre una tensión que no supere el límite proporcional y la correspondiente deformación elástica. ¹

$$E = T / D$$

E= modulo elástico

T= tensión no superior al límite proporcional

D= deformación

Estas consideraciones son suficientes para comprender la información que deben brindar los fabricantes y proveedores de alambres para ortodoncia, ya que debe ser conocida por los profesionales que los utilizan. Cuando estos aspectos se analizan en forma combinada con el proceso de fabricación de un determinado arco o alambre, surge cierta dualidad. Para poder producir el movimiento dentario se necesita en el material un límite proporcional elevado, pero para poder confeccionar un alambre se hace necesario un límite proporcional no demasiado elevado para asegurar la posibilidad de deformación permanente (alta ductilidad/ baja fragilidad). Estas propiedades mecánicas con valores

variables según las necesidades de un tratamiento ortodóncico en particular, deben obviamente, ser acompañadas por adecuada resistencia a la corrosión, y buena biocompatibilidad, ya que los alambres deben funcionar en el medio bucal. ⁶⁶

ESTRUCTURA INTERNA DE LOS SÓLIDOS

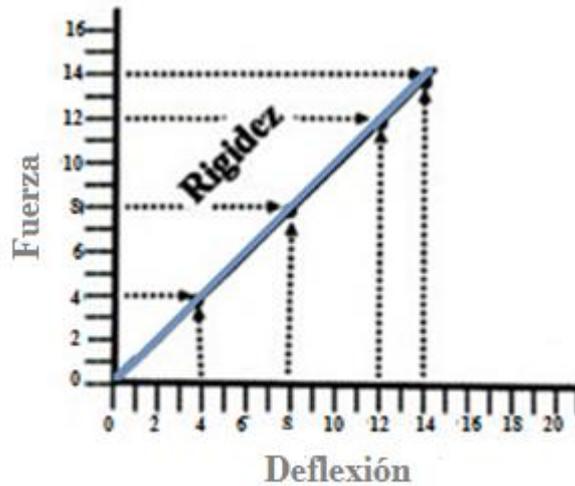
Cualquier material fluido o sólido está conformado por un conglomerado de moléculas, las fuerzas de atracción que existen entre las moléculas y sus magnitudes están determinadas por la densidad de las mismas y la distancia que hay entre ellas. Las fuerzas de atracción en un fluido son relativamente pequeñas, lo cual hace que sólo tomen forma cuando están en un recipiente, por el contrario, las partículas en un sólido son densas y distribuidas en forma estrecha y muy cohesiva. Las partículas que conforman los alambres están formadas por moléculas, con fuerzas cohesivas altas, que están constituidas, a su vez, por átomos. ¹

COMPORTAMIENTO INTERNO Y EXTERNO DE LOS ARCOS

Características extrínsecas y configuración física del alambre:

La curva carga/ deflexión se utiliza en ortodoncia para estudiar el comportamiento y las características internas de todos los materiales, en especial, de los alambres. Esta curva se obtiene a través de lecturas progresivas producidas por una máquina electrónica de medición llamada Instrom. El diagrama resultante es para entender las diferencias y cambios que se producen en un mismo material sometido a distintas cargas o para conocer las que hay entre distintos materiales. La relación entre la vertical y la horizontal de la porción diagonal de la curva, indicará que tan rígido o flexible será el material con respecto a la aplicación de fuerzas. (Gráfico 2)

Gráfico 2: Fuente secundaria: Dr. Gonzalo Alonso Uribe Restrepo. Ortodoncia Teórica y clínica. Capítulo 11 pág. 227. Curva de relación fuerza con deflexión. ¹

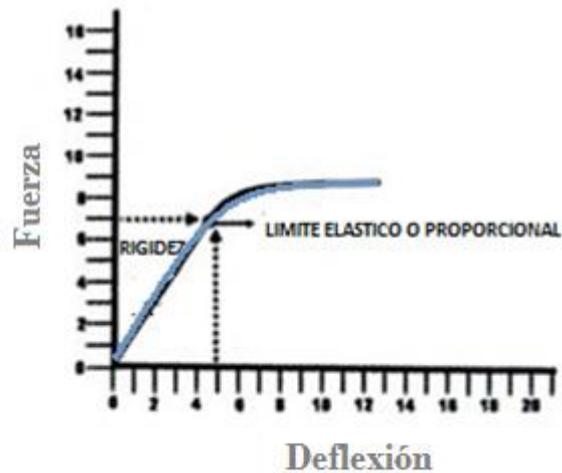


Cuando se aplica una carga o fuerza sobre un alambre, éste sufre cambios internos y externos que dependen de variables importantes como lo son el material de fabricación, la longitud y la distancia intra e interbracket.

La gráfica que relaciona la carga con la deflexión es directamente proporcional, es decir, por cada unidad de fuerza hay una unidad de deflexión del alambre y este comportamiento se mantiene hasta un punto de la curva llamado el límite proporcional o límite elástico. En este punto, si se suspende la fuerza, el alambre retorna a su forma original en un ciento por ciento, sin deformarse.

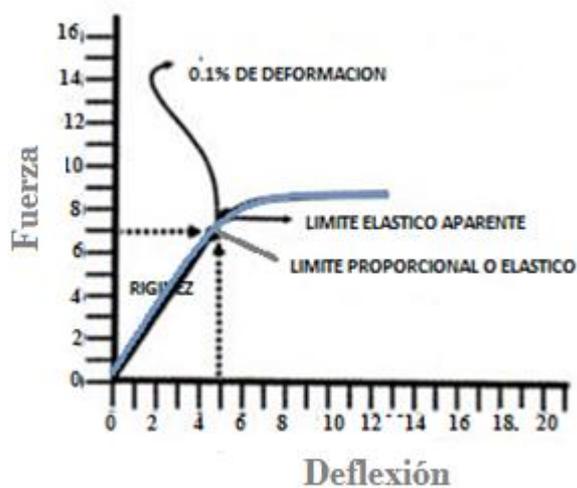
El límite proporcional o elástico: Corresponde a la porción diagonal de la curva, si se excede este punto con la fuerza, el alambre comenzara a sufrir daño permanente ya que la fuerza y la deformación no serán directamente proporcionales y se producirá más deformación por cada unidad de fuerza. (Gráfico 3)

Gráfico 3: Fuente secundaria: Dr. Gonzalo Alonso Uribe Restrepo. Ortodoncia Teórica y clínica. Capítulo 11 pág. 227. Limite proporcional o elástico. ¹



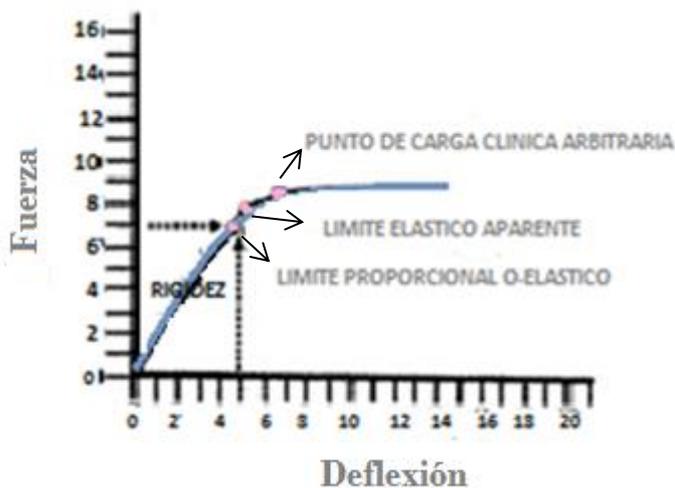
Limite elástico aparente: es el punto de la curva en donde el alambre sufre una deformación del 0.01%. Este punto no tiene importancia ya que los diámetros de los alambres en ortodoncia son muy pequeños y fácilmente intercambiables (Gráfico 4)

Gráfico 4: Fuente secundaria: Dr. Gonzalo Alonso Uribe Restrepo. Ortodoncia Teórica y clínica. Capítulo 11 pág. 227. Curva de límite elástico aparente. ¹



Punto de carga clínica arbitraria: A partir de este punto el alambre entra en un rango de inestabilidad y puede dañarse en forma irreparable (Gráfico 5)

Gráfico 5: Fuente secundaria Dr. Gonzalo Alonso Uribe Restrepo. Ortodoncia Teórica y clínica. Capítulo 11 pág. 227. Punto de carga clínica arbitraria. ¹



Punto de ruptura: en este punto el alambre no resiste más la carga y la deformación, por lo tanto se quiebra (Gráfico 6).

Gráfico 6: Fuente secundaria: Dr. Gonzalo Alonso Uribe Restrepo. Ortodoncia Teórica y clínica. Capítulo 11 pág. 227. Punto de ruptura. ¹



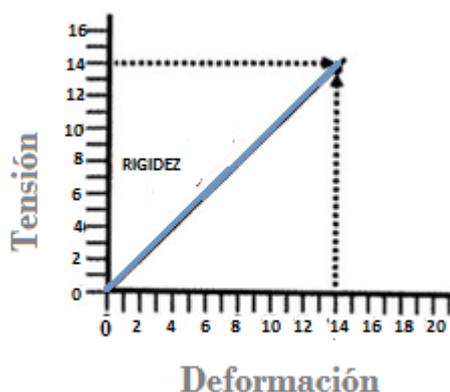
En el gráfico 6, se observa que el límite elástico aparente se denominará punto de resistencia y el punto de carga clínica arbitraria, punto de resistencia final a la tensión, que indicara la máxima carga que un alambre podrá soportar y, al mismo tiempo la fuerza máxima que podrá producir.

El rango comprendido entre el límite elástico aparente y el punto de carga clínica arbitraria, corresponde al empleado en ortodoncia cuando se confeccionan ansas o se hacen dobleces permanentes en los alambres. ^{1, 66, 67}

El comportamiento elástico interno de un material, ante una carga externa se define en función de la respuesta en la curva de tensión/ deformación. Tanto la tensión como la deformación se refieren al estado interior del material y depende del tipo de aleación y de la sección transversal o diámetro del alambre. Para estudiar los fenómenos que se presentan en el interior de los alambres, se utiliza un modelo parecido al de carga/ deflexión pero con base en dos parámetros diferentes:

En vez de carga se utiliza la tensión o esfuerzo y en vez de deflexión se utiliza la deformación. (Gráfico 7)

Gráfico 7: Fuente secundaria: Dr. Gonzalo Alonso Uribe Restrepo. Ortodoncia Teórica y clínica. Capítulo 11, pág. 228. Curva de tensión/ deformación. ¹



La tensión o esfuerzo: es la distribución interna de la carga, definida en términos de fuerza por unidad de área o superficie. Se mide en pascales (N/m²) y se representa con la letra (d).

La deformación: es la distorsión interna producida por la carga, definida en términos de desviación por unidad de longitud. Se representa por medio de la letra épsilon (e)

$$e = d / \text{longitud del alambre}$$

La relación entre tensión y deformación es siempre igual hasta el límite. Por cada unidad de tensión se produce una unidad de deformación. ¹

El módulo de elasticidad (E) o módulo de Young: Es la relación entre el esfuerzo y la deformación. Un cuerpo experimenta deformación elástica, cuando recupera su forma inicial, al cesar la fuerza que produjo esa deformación.

El módulo de resiliencia: es el área que hay por debajo del diagrama de tensión / deformación hasta el límite elástico.

El módulo de dureza: es el área por debajo de la línea de tensión/deformación hasta el punto de fractura.

La relación entre tensión y la deformación define el módulo de elasticidad del material y conjuntamente con otros factores, determinará la rigidez de algunos de los sistemas de fuerzas utilizados de manera rutinaria en ortodoncia. Estos se interrelacionan y conforman la siguiente fórmula:

K = coeficiente de fricción del sistema, es constante.

E= módulo de elasticidad, que es constante y depende del material de fabricación del alambre.

I' = es la sección transversal o diámetro del alambre

L = es la longitud del alambre utilizado en el sistema mecánico.

Todos los factores del numerador incrementarían la rigidez del sistema y solo la longitud del alambre del denominador la disminuiría. El especialista en ortodoncia podrá modificar la relación de los factores anteriores, para alterar la rigidez de un sistema de fuerzas específico según la necesidad. El módulo de elasticidad es una constante inalterable y en la actualidad hay una cantidad de materiales con un módulo de elasticidad diferente, que se pueden aprovechar sin cambiar el diámetro y sin aumentar la longitud, pero conociendo en forma clara la tensión/deformación

RELACIÓN FUERZA/DEFORMACIÓN

Es un procedimiento por el cual, es posible conocer el grado de deformación de un material al aplicarle una fuerza que aumenta permanentemente. Como resultado se obtiene una gráfica en donde es posible tener mucha información de la respuesta del material a la fuerza recibida ^{65, 66, 67} en los Gráficos 8 y 9, se observa el comportamiento de los alambres rectangulares de NiTi, y el comportamiento de los alambres rectangulares de acero inoxidable, allí se puede notar que el grado de deformación de un alambre de NiTi es mayor que la del acero inoxidable ^{69,70} (Gráficos 8 y 9). En contraposición también cabe destacar que, en estudios realizados in vitro, los arcos de NiTi son significativamente más estables y resistentes a la corrosión que los arcos de acero inoxidable. ⁷¹

Gráfico 8: Fuente secundaria: Revista American Orthodontics 2013-2016. Fuerza /Deformacion: arcos de sección rectangular de Niti.⁷¹

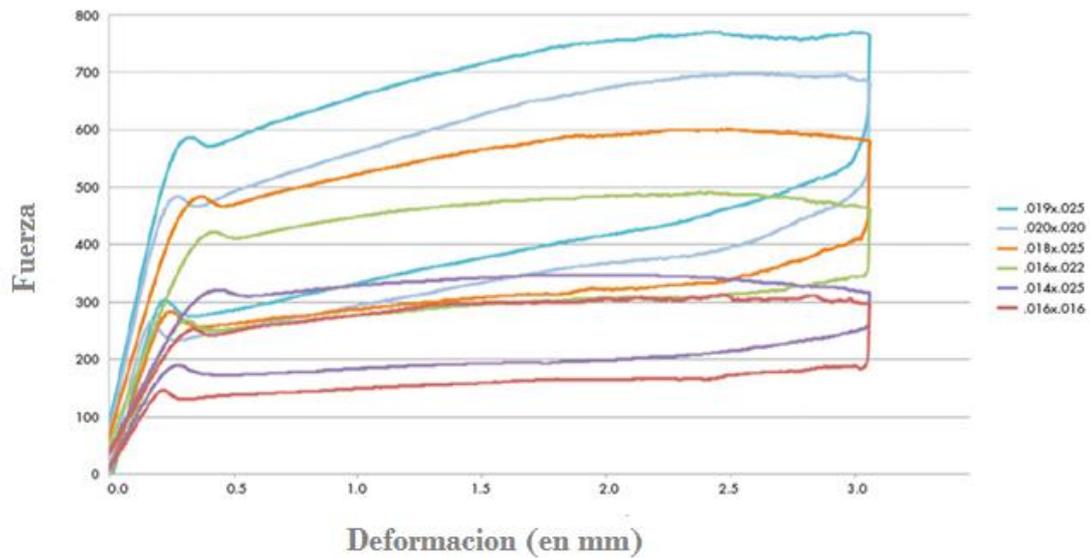
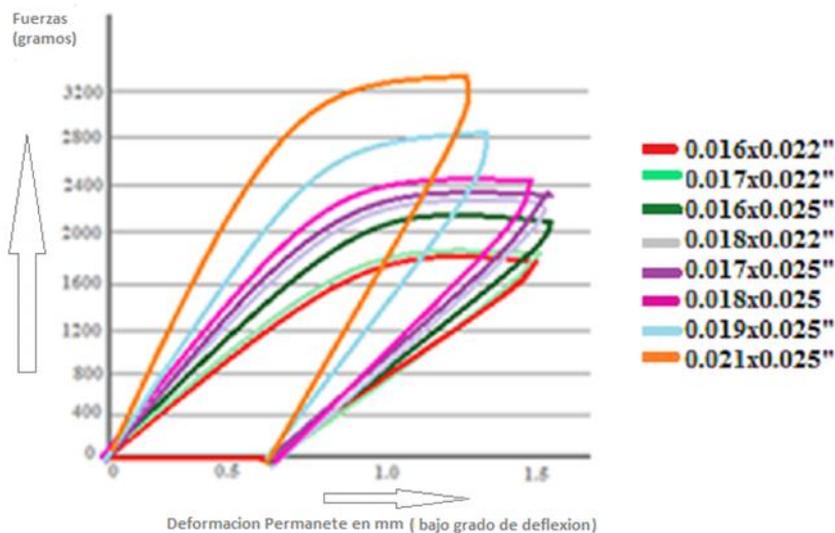


Gráfico 9: Fuente secundaria: revista American Orthodontics 2013-2016. Fuerza / Deformación; Arco de acero inoxidable de sección rectangular.⁷¹



Un material es más rígido cuando su E (esfuerzo o fuerza) es alto, en el gráfico 9 la recta se encontrará más vertical y cuando la línea es más horizontal, como en el gráfico 8, el material será más flexible siendo su fuerza más baja.

PROPIEDADES DESEABLES EN LOS ALAMBRES DE ORTODONCIA

Deben tener una gran elasticidad y ser muy rígidos o flexibles (dependiendo de la fase de tratamiento). En la mayoría de los casos deben ser maleables, tener la capacidad de almacenar energía, deben ser biocompatibles, poseer estabilidad ambiental y de baja fricción superficial.

Los tres tipos de esfuerzos más comunes son:

TENSIÓN: Es la resistencia interna a una fuerza al tratar de jalar a un cuerpo para separarlo.

COMPRESIÓN: Es la resistencia interna a una fuerza al tratar de hacer más pequeño un cuerpo.

TORSIÓN: Es la resistencia interna a una fuerza al buscar deslizar una parte de un cuerpo sobre la otra.

DEFORMACIÓN: Es el cambio relativo en las dimensiones o en la forma de un cuerpo, como resultado de la aplicación de un esfuerzo. Hay dos tipos de deformaciones:

Deformación elástica: Es reversible, ya que la estructura molecular del material no se modifica y desaparece la deformación una vez eliminada la tensión.

Deformación plástica: Se presenta un desplazamiento permanente molecular del material y hay deformación aún retirada la tensión.

PROPIEDADES BÁSICAS DE LOS ALAMBRES

RIGIDEZ: Es la resistencia a la deformación elástica cuando se hace un doblar o una torsión. Es la cantidad de fuerza requerida para doblar o deformar un alambre a una distancia definida

RESISTENCIA: Es la capacidad de un alambre de resistir una carga que lo deforma sin exceder el límite de deformación plástica. También es la máxima carga que un alambre puede entregar hasta el límite que permite el material. La resistencia depende de la rigidez y del rango de trabajo.

RANGO DE TRABAJO: Es la carga máxima a la que puede someterse un alambre sin exceder el límite de la deformación plástica. No produce deformación permanente.

Otras propiedades:

BIOCOMPATIBILIDAD: Es la tolerancia y la poca capacidad alérgica del alambre.

ESTABILIDAD AMBIENTAL: Es la resistencia a la corrosión. Asegura que el alambre mantenga sus propiedades después de un periodo de tiempo.

LA POSIBILIDAD DE SER SOLDADO: La habilidad de unirse a otros alambres por medio de soldaduras, le confiere ventajas adicionales a los alambres, ya que se les pueden incorporar modificaciones.

FRICCIÓN: Es la resistencia al desplazamiento de dos cuerpos que están en contacto. Una excesiva cantidad de fricción bracket- alambre puede resultar en la pérdida de anclaje y en la disminución del movimiento dental (previamente detallado). La forma y el material con que se ligue el alambre sobre los brackets, inciden en forma sustancial en el sistema de fuerzas y la rigidez del alambre. ^{1, 72, 73}

DETERMINANTES DE LAS CARACTERÍSTICAS DEL ALAMBRE

Las propiedades elásticas fundamentales de los alambres como la rigidez, la resistencia y el rango de trabajo, se alteran significativamente por los cambios en los siguientes factores: El diámetro, la longitud, la forma de la sección transversal, la aleación o estructura molecular y la manipulación.

El diámetro: La sección transversal o diámetro del alambre influye sobre la resistencia, rigidez y el rango de trabajo en proporciones diferentes.

La resistencia: Se multiplica por ocho, la elasticidad se divide por dieciséis, el recorrido se reduce a la mitad. Al disminuir el tamaño o sección transversal la resistencia y la rigidez disminuyen, en forma considerable y llegan a un punto en que pierden su valor clínico. Al incrementar el diámetro, su rigidez aumenta hasta llegar a un punto en el que deja de ser útil. Estos límites, determinan la utilidad clínica en ortodoncia.

La longitud: Si se duplica la longitud de un alambre se produce una reducción a la mitad de la resistencia a la flexión, se multiplica la elasticidad por ocho, se multiplica el rango por cuatro.

Forma de sección transversal: En un **arco** redondo la altura y la profundidad son las mismas y coinciden con el diámetro. En los de sección cuadrada (que posee las mismas dimensiones en sus cuatro caras) y **rectangular** donde existen dos dimensiones:

- La altura: es la dimensión perpendicular al plano de deflexión. La rigidez es proporcional al cubo de la altura y la fuerza es proporcional al cuadrado de esta.
- La profundidad: Es la dimensión perpendicular a la altura. No tiene efecto sobre la amplitud de trabajo, lo cual es inversamente proporcional a la altura. Afecta de la misma manera a la rigidez y a la fuerza que son directamente proporcionales a ella. En un alambre **0.019" x 0.025"**, la altura corresponde a 0.019" y la profundidad a 0.025".^{1, 72, 73}

En los **arcos** cuadrados o **rectangulares**, la resistencia a la deformación es directamente proporcional al módulo elástico, al ancho y al cubo de la altura, e inversamente proporcional al cubo de la longitud.²⁷

FACTORES A TENER EN CUENTA EN LA SELECCIÓN DEL ALAMBRE

Los factores que deben ser considerados para seleccionar un alambre para un tratamiento para ortodoncia son: Debe permitir el control en los tres planos del espacio, debe ser moldeable, la aleación debe ser resistente a las fuerzas de trabajo, debe ser biocompatible, inocuo, estético, suave y resistente a la corrosión, debe tener un costo razonable.

TIPOS DE ALAMBRES EN ORTODONCIA

Las aleaciones: los metales puros son blandos y tienden a corroerse. Para mejorar sus propiedades se mezclan con dos o más metales diferentes, que se unen por encima de sus puntos de fusión y forman aleaciones con características físicas diferentes a los originales.

Los alambres: son metales en forma de hilo que han sufrido estiramientos por fuerzas traccionales. Se utilizan como:

- Elementos activos: son aquellos que almacenan y liberan fuerzas controladas para mover dientes.
- Elementos pasivos: se utilizan para confeccionar los retenedores.

CORROSIÓN EN LOS MATERIALES METÁLICOS

Si se considera la estabilidad y duración de una estructura metálica, es el proceso de corrosión, que implica pérdida de masa. Puede decirse que lo que lleva a un bloque de azúcar a solubilizarse en agua es un proceso de corrosión, pero en los metales no se observa solo así ese fenómeno, sino que se produce la llamada corrosión electroquímica o galvánica cuando están sumergidos en un medio líquido o aún más en un medio electrolito como la saliva. Este tipo de corrosión representa una combinación de mecanismos de oxidación y de solubilización.

Cuando el metal está sumergido en agua, generalmente, el oxígeno en solución, provoca la liberación de electrones, lo que deja al metal con carga positiva; en ese momento, algunos de sus átomos pueden entrar en solución como iones, con la consiguiente pérdida de masa. Este proceso continúa hasta alcanzarse el equilibrio en el sistema. Pero los electrones que han quedado en libertad pueden combinarse con cationes. En el caso de la inmersión en agua, pueden hacerlo con iones hidrógeno formando gas, que se libera y se reanuda el proceso cuando los iones del metal reaccionan con aniones. Este proceso es lento en el agua, pero en soluciones ácidas (con Ph bajo como en la cavidad bucal) se

acelera la corrosión. Al igual que en una simple oxidación, la velocidad de corrosión depende de la facilidad con que el metal pierde electrones.

La corrosión galvánica es cuando dos metales distintos en contacto, están sumergidos en una misma solución y el que tenga mayor potencial (litio, potasio, calcio sodio, magnesio, aluminio, cinc, cromo, hierro, níquel) se comporta como ánodo y por ello entra en solución. Allí se dice que entra en una corrosión electrolítica o galvánica por formación de una celda galvánica. Se pueden formar dichas celdas en zonas con rajaduras o no pulidas (corrosión de hendiduras), la zona superficial actúa como un cátodo y el interior de la hendidura o grieta, libera iones metálicos constituyendo un área anódica.

Este concepto de corrosión debe ser tenido en cuenta cuando se emplean materiales metálicos en medios agresivos, como la cavidad bucal. Los procesos de corrosión adquieren importancia no sólo por el deterioro que producen en la superficie del metal, sino también porque la liberación de iones metálicos puede conducir a reacciones de toxicidad al incorporarse al organismo.²⁸

TRATAMIENTOS TÉRMICOS

TEMPLADO: Se utiliza para cambiar las propiedades físicas intrínsecas de un metal y transformarlo en otro con condiciones clínicas más favorables. Las dos fases más importantes son:

- La fase Austenita: Son estructuras cristalinas que tienden a ser suaves y dúctiles. Requieren 750 a 800 grados centígrados de temperatura, hasta que se descomponga el carburo.
- La fase Martensita: Son estructuras cristalinas que tienden a ser duras y quebradizas. Requieren 250 a 300 grados centígrados de temperatura.¹

Muchas fases se presentan entre estos dos rangos de temperatura. El proceso de enfriamiento del material hasta la temperatura del medio ambiente tiene una gran importancia en relación al producto terminado. Algunos de los efectos de dicho

tratamiento son: endurecer el metal, suavizarlo, cambiar su resistencia a la corrosión, entre otras. Todas estas propiedades dependen en su totalidad de la temperatura, tiempo y velocidad de enfriamiento a la que son tratados y del tipo de aleación del alambre. De tal forma que el tiempo que pase en el enfriamiento de un extremo al otro de la temperatura será determinante en las propiedades que obtenga la aleación.^{1,74}

Cuando la aleación de memoria (níquel titanio) está por debajo de la "temperatura de transición", gracias a su pseudoelasticidad, puede ser estirada y deformada con facilidad, sin daño permanente, mucho más que la mayoría de los metales. Después de que la aleación ha sido deformada, si se calienta (ya sea eléctricamente o por una fuente externa de calor) por encima de su temperatura de transición y la aleación recupera su forma predeterminada o retorna a ella, deshace completamente su deformación previa. La fuente de estas propiedades reside en una transformación de fase cristalina, entre una de alta simetría y orden (austenita), donde se tiene una estructura de cristal cúbico de cuerpo centrado y otra de baja simetría y algo menos ordenada (martensita), con una estructura de cristal monoclinica.^{75,76, 77} En la Figura 4.19 cada cuadro representa un grano del material con sus respectivos límites. Los granos forman una estructura altamente organizada, en la que se orientan simétricamente a lo largo de los límites de grano. La estructura organizada permite al enrejado interno de granos individuales cambiar mientras que mantiene la misma interfase con los granos adyacentes.

En consecuencia, las aleaciones con memoria de forma pueden experimentar deformaciones macroscópicas mientras mantienen un orden notable en su estructura microscópica. Por ejemplo, si un material comienza como austenita (Figura 4.19a), la rejilla atómica para cada grano es cúbica, creando granos con ángulos aproximadamente rectos. Si ahora se le permite enfriarse por debajo de la temperatura de transición, la estructura cristalina cambiará a martensita (Figura 4.19b) y los granos colapsarán. Hay que recordar que los granos se encuentran en diferentes direcciones para diferentes capas. Ahora, si se ejerce suficiente tensión, la estructura martensita representada en la Figura 4.19 b se tensionará y se descomprimirá a medida que los granos sean reorientados de tal manera que queden alineados (Figura 4.19 c). Para tensiones pequeñas, la estructura

representada en la Figura 4.19 b se comporta elásticamente, el material se tensiona y a continuación ocurre deformación, la estructura martensítica se encuentra totalmente deformada como se representa en la Figura 4.19 c. Ahora, se da una deformación plástica permanente, que no es recuperable.

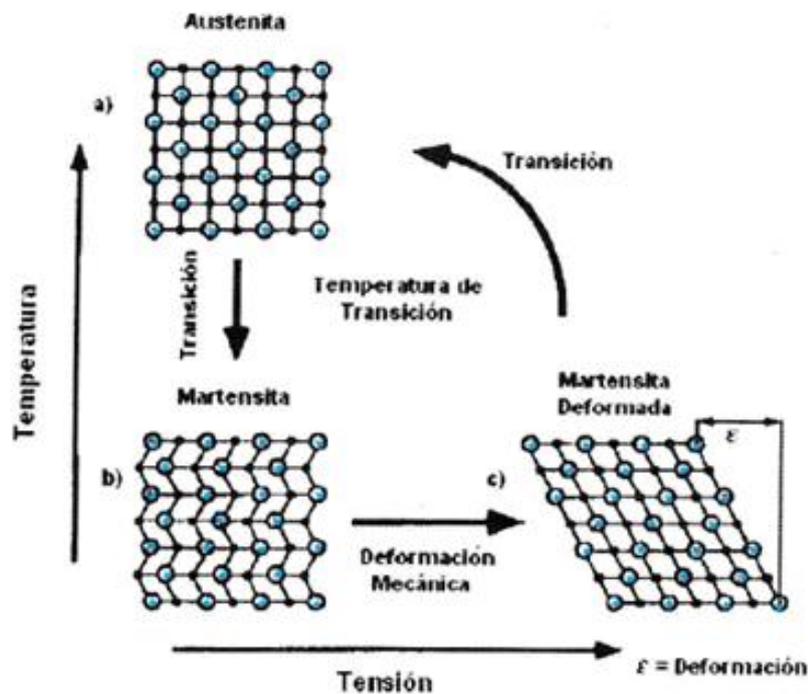


Figura 4 .19: Fuente secundaria: Fases Austenita – Martensita. Revista .EIA.Esc.Ing.Antioq no.4 Envigado July/Dec. 2005.

CARACTERÍSTICAS DE ALAMBRES DE ACERO

Las aleaciones preciosas:

Con la aparición de las aleaciones de **acero inoxidable** y el aumento en el costo del oro, hizo que éste disminuyera su uso en forma total. Antes de 1930 los únicos alambres disponibles para la ortodoncia era de aleaciones preciosas debido, fundamentalmente, a que no existían materiales diferentes que soportaran las condiciones y el ambiente intraoral. El oro era demasiado blando para el uso de la ortodoncia pero, al combinarlo

con platino, paladio y cobre, lograba una dureza apropiada para su utilización, las aleaciones más usadas tenían la siguiente fórmula:

50% oro, 16% cobre, 23% plata., 5% paladio, 5% platino, 1% níquel.

LAS ALEACIONES DE ACERO INOXIDABLE

Las aleaciones, en ortodoncia, que resisten la acción de los agentes químicos externos son llamadas aceros inoxidable. El acero comercial es una aleación de hierro o ferrita, que en su forma natural es un material muy blando e inestable. Metales como el cromo, níquel y carbono le confieren dureza. ¹

El **acero inoxidable** se introdujo en 1929 y ya para 1940 había desplazado casi en forma completa, al oro como la primera aleación utilizada en la fabricación de los alambres de ortodoncia. Fueron empleados por primera vez por DECOSTER, en Bélgica, y su uso se extendió rápidamente por las siguientes razones: La comodidad para trabajarlo, el buen módulo de elasticidad para la época, la facilidad para ser soldado, la maleabilidad excelente, la baja fricción, su resistencia a la corrosión y el bajo costo.

Las aleaciones de **acero inoxidable** utilizadas en ortodoncia pertenecen al grupo de los materiales martensíticos, son anti magnéticas, resistentes a los agentes químicos y tiene la fórmula 18-8 por la proporción de cromo y níquel que contienen:

73.8% hierro o ferrita, 18% cromo (proporciona inalterabilidad), 8% níquel (brillo y maleabilidad, 0.20% carbono (dureza)

Las dos fórmulas universales para las aleaciones de acero inoxidable en ortodoncia, son las siguientes:

- Formula de CHARLIER: 74.8% hierro; 15% cromo; 10% níquel; 0.2% carbono.
- Formula de WIPLA (en la que se basa el presente trabajo de investigación): 73.8% hierro; 18% cromo; 8% níquel; 0.2% carbono.

El **acero inoxidable** se encuentra comercialmente en diferentes secciones transversales, tamaños y durezas. El tratamiento por color que se le da al **acero inoxidable** en su fabricación puede ser de dos tipos:

- **Recocido:** Este procedimiento requiere unos mil grados centígrados de temperatura y hace que el material pierda totalmente sus características de templado. El alambre de ligadura que es totalmente blando y maleable está hecho con este tipo de material.
- **Liberación de tensiones:** Este tratamiento térmico se hace a menor temperatura y supone reajustes en las relaciones intermoleculares, sin pérdida en las propiedades de dureza o temple del alambre.¹

CARACTERÍSTICAS CLÍNICAS DEL ACERO INOXIDABLE

Tiene un módulo de elasticidad grande, es muy rígido, resiste la deformación, tiene alta maleabilidad, produce fuerzas altas que se disipan en periodos cortos, almacena poca energía.

Comparado con otras aleaciones, las ansas o resortes necesitan activaciones frecuentes, es ideal para las técnicas ortodóncicas que utilizan la fricción, es regular en las técnicas ortodóncicas sin fricción.^{78, 79}

Tiene extraordinaria resistencia, son inocuas para los tejidos, son durables, se quiebran poco, son inalterables físicamente, son inoloras e insaboras ¹

5. OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

Realizar la evaluación de las propiedades intrínsecas y extrínsecas de los alambres rectangulares de 0.019" x 0.025" de acero inoxidable, de ortodoncia.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Comparar arcos de acero inoxidable que no fueron utilizados en tratamiento de pacientes (arcos nuevos), con arcos que sí, fueron utilizados dentro de la cavidad bucal, luego de haber sido sometidos a la fricción generada en contacto con el slot del bracket.
- Observar el grado de corrosión que sufren los arcos de acero inoxidable de 0.019" x 0.025" luego de estar en la cavidad bucal como mínimo un mes.

6. HIPÓTESIS

H 0: Los arcos rectangulares de 0.019" x 0.025" de acero inoxidable sufrieron cierta modificación en su superficie cuando se hallaron en contacto con el slot del bracket de 0.22", debido a la fricción generada entre ambas estructuras que componen una aparatología ortodóncica.

H 1: Los arcos rectangulares de 0.019" x 0.025" de acero inoxidable, después de situarse un mes en la cavidad bucal, sufrieron corrosión y cambios en su composición química.

H2: Luego de estar en la cavidad bucal como mínimo un mes, hay depósito de placa bacteriana en los arcos de acero inoxidable de 0.019" x 0.025".

7. VARIABLES

- Arco de acero inoxidable de 0.019" x 0.025" nuevos y usados un mes en boca de la marca American Orthodontics.
- De superficie lisa y pulida.
- Para maxilar superior de canino a canino.

CRITERIOS DE INCLUSIÓN

Arco de acero inoxidable de 0.019" x 0.025" nuevos y usados un mes en boca de la marca American Orthodontics.

Piezas dentarias presentes 13-12-11-21-22-23.

Tratamiento de pacientes con brackets de zafiro, slot 0.022".

CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

Arcos de Niti.

Sección redonda.

Arcos inferiores.

Arcos: 0.016"x 0.025"; 0.017"x 0.025"; 0.016" x 0.022"; 0.017" x 0.022", 0.018" x 0.025".

Arcos que hayan sido utilizados menos de un mes en la cavidad oral

Zona del alambre comprendida fuera del slot del bracket.

Apiñamiento dentario.

Enjuagues bucales.

8. DISEÑO METODOLÓGICO

El presente trabajo corresponde a un estudio transversal, descriptivo, comparativo (cuantitativo y cualitativo) de los defectos de la superficie de los alambres de ortodoncia de 0.019" x 0.025" de acero inoxidable de la marca American Orthodontics, luego de haber sido utilizados en contacto con el slot de los brackets 11-12-13-21-22-23 (en la zona de canino a canino superior) en los tratamiento de ortodoncia.

Sitio y lugar de estudio: Argentina, Provincia de Buenos Aires, Ciudad de La Plata.

Universidad: Universidad Nacional de La Plata.

Facultades: El presente trabajo es una investigación interdisciplinaria entre la Facultad de Odontología de La Plata y la Facultad de Ingeniería de La Plata.

8.1 MATERIALES

El siguiente trabajo de investigación se llevó a cabo de la siguiente manera:

Se comenzó con la solicitud de turnos vía web en la página del Ministerio de Ciencia, Tecnología e Innovación productiva de la Nación, para la utilización del microscopio electrónico de barrido, microscopio óptico y lupa en el LIMF (Facultad de Ingeniería de La Plata).

Se utilizaron los siguientes materiales:

Universo y muestra: seis arcos de acero inoxidable de 0.019” x 0.025” (Figura 8.1)

- Cinta adhesiva doble faz de grafito (Figura 8.2)
- Porta objetos para arcos (Figura 8.3)
- Botón de acrílico (Figura 8.4)
- Turbina y fresas.
- Microfibras indelebles de distintos colores (Figura 8.5)
- Regla milimetrada (Figura 8.6)
- Planilla para volcar datos obtenidos de la observación (Figura 8.7)
- Lupa (Figura 8.8)
- Microscopio óptico: Modelo: Leica DMC 2900 (Figura 8.9)
- Microscopio Electrónico de Barrido ambiental, ESEM (Environmental Scanning Electron Microscopy) (Figura 8.10) Modelo: FEI Quanta 200: consta de un sistema dispersivo de energías EDS.

Servicio de microscopia electrónica de barrido y microanálisis del LIMF de la Universidad Nacional de La Plata.



Figura 8.1: Fuente primaria: Arcos de acero Inoxidable 0.019" x 0.025"

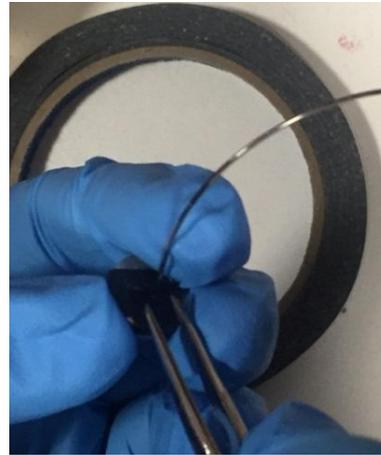


Figura 8.2: Fuente Primaria: Portaobjetos y cinta grafito doble faz

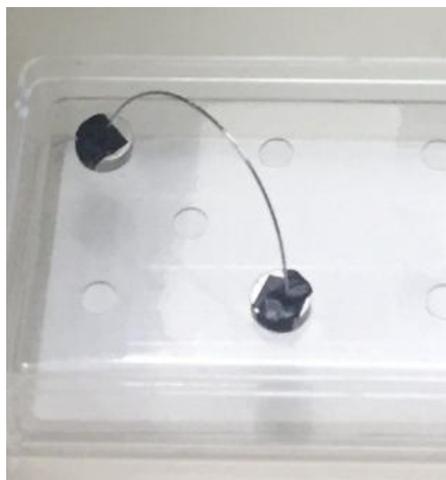


Figura 8.3: Fuente primaria: Portaobjetos para sujetar el arco dentro del MEB

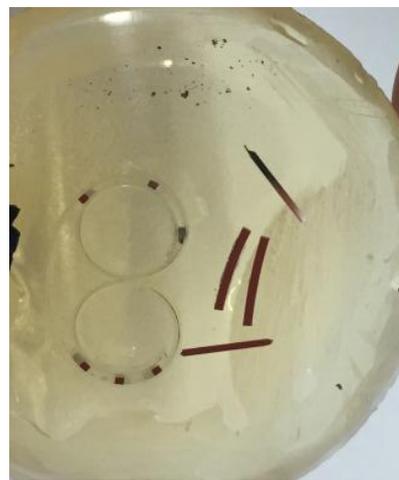


Figura 8.4: Fuente primaria: Diferentes cortes de arco sin uso, en botón de acrílico



Figura 8.5: Fuente primaria: Fibra indeleble de distintos colores.

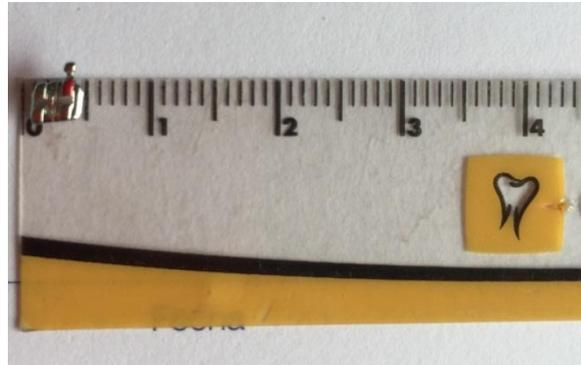


Figura 8.6: Fuente primaria: Regla milimetrada

Caso N°	Ubicación	Mediciones															
		Cara externa		Cara interna		Cara superior		Cara inferior		Arista Sup.Int		Arista Sup.Ext		Arista Inf.Int		Arista Inf.Ext	
		Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal
43	R n° 33																
	R n° 32																
	R n° 31																
	R n° 30																
	R n° 29																
Dds.																	
47	R n° 33																
	R n° 32																
	R n° 31																
	R n° 30																
	R n° 29																
Dds.																	
48	R n° 33																
	R n° 32																
	R n° 31																
	R n° 30																
	R n° 29																
Dds.																	
44	R n° 33																
	R n° 32																
	R n° 31																
	R n° 30																
	R n° 29																
Dds.																	
45	R n° 33																
	R n° 32																
	R n° 31																
	R n° 30																
	R n° 29																
Dds.																	
46	R n° 33																
	R n° 32																
	R n° 31																
	R n° 30																
	R n° 29																
Dds.																	

Figura 8.7: Fuente primaria: Modelo de planilla para la recopilación de los resultados obtenidos.

Para poder definir la forma de medición del arco se utilizaron estos tres elementos (MEB, MO, lupa):



Figura 8.8: Fuente primaria: Lupa



Figura 8.9. Fuente primaria: Microscopio óptico



Figura 8.10: Fuente primaria Microscopio Electrónico de barrido del LIMF Quanta 200.

CARACTERÍSTICAS QUE PRESENTA EL MEB

En el año 2009 se instaló y puso en funcionamiento el servicio de microscopia electrónica de barrido ambiental con capacidad de microanálisis (ESEM-EDS), en el LIMF-Facultad de Ingeniería-UNLP. El equipamiento se adquirió en el marco del PME-2006 N° 1891 “Estudio teórico-experimental de componentes para la tecnología energética y de materiales” en el cual participaron diferentes grupos de investigación de la UNLP, CONICET y CICIPBA. El microscopio electrónico de barrido (SEM, Scanning Electron Microscope, Quanta200) es uno de los instrumentos más versátiles para el examen y análisis de características microestructurales de objetos sólidos. Una de las razones para ello es su alta resolución (de 20 a 50 Å) y otra característica importante es la apariencia tridimensional de las imágenes, producto de su gran profundidad de foco (aproximadamente entre 100 y 1000 veces mayor que la de un microscopio óptico a la misma magnificación). En general los SEM cuentan con capacidad analítica mediante el agregado de un detector de rayos X dispersivo en energías (EDS, Energy Dispersive Spectrometer), que permite obtener información composicional de manera rápida y eficiente. Los microscopios electrónicos de barrido (SEM), trabajan a un vacío aproximado de 10^{-6} torr. En estos microscopios las muestras como las de **acero inoxidable**, que son conductoras, pueden ser examinadas sin ningún tipo de preparación previa (metalizado). Los nuevos microscopios electrónicos de barrido (ESEM, Enviromental Scanning Electron Microscope) tienen la capacidad de trabajar con bajo vacío (hasta 20 torr), aumentado notablemente el campo de aplicación, llegando a extremos de poder estudiar en esas condiciones muestras con un 100% de humedad relativa.⁸⁰

Descripción de las unidades de muestra: se analizó el desgaste superficial de las caras y aristas de los **alambres 0.019” x 0.025”** con y sin uso clínico dentro de la cavidad bucal. Al mismo tiempo, se realizó el análisis cuantitativo de la composición química del mismo, en las mismas situaciones clínicas que para las estudiadas para el desgaste de ellos.

El método empleado para el análisis morfológico de la superficie de materiales de ortodoncia, fue llevado a cabo con microscopio óptico, lupa y microscopía electrónica de barrido, quien este último, con el sistema analítico de rayos X de dispersión de energía SEM-EDX, permitió evaluaciones cualitativas y cuantitativas de elementos particulares en las aleaciones. Los resultados son proporcionales a las fracciones en peso de estos elementos en la aleación y es posible estimar indirectamente la liberación de iones desde el níquel, el cromo y el hierro de las aleaciones de los **arcos de acero inoxidable** que son empleados en los tratamientos de ortodoncia.

Se comenzó con la solicitud de turnos al servicio de Microscopía Electrónica de Barrido y Microanálisis del LIMF (como se mencionó con anterioridad).

Las muestras debían estar limpias, lavadas con agua destilada o solvente orgánico alcohol absoluto o acetona, en ocasiones con vinagre de manzana (para no borrar marcas hechas en los arcos con fibra indeleble, como se explicará más adelante en el procedimiento). La lavadora ultrasónica fue descartada del trabajo, ya que dejaba marcas innecesarias como desgastes y rayas en la superficie del alambre, provocando falsos valores. Las muestras porosas o que contienen residuos volátiles debieron estar limpias y secas antes de ser introducidas en la cámara del MEB.

Para poder determinar la forma de medición del arco se decidió como primera medida evaluar los **arcos** nuevos para poder comprobar si las características que el fabricante detalla, coinciden con lo que se va a observar y poder compararlos luego, con los **arcos** usados.

PRIMERA ETAPA DE LA INVESTIGACIÓN

Consistió en el análisis cualitativo de los **arcos**, es decir, observar las marcas de desgaste, muescas, depósitos de placa y rayas en la **superficie**, para los arcos nuevos y usados clínicamente en pacientes.

Preparación de la muestra para arcos nuevos:

Para el análisis de los arcos nuevos, sin uso, se entregaron limpias, con alcohol absoluto.

Los porta muestras son cilindros de 1cm de diámetro de Al o Cu-Zn a los que, con cinta doble faz de grafito o pintura de plata, usualmente se les adhería el arco muestra, que fueron manipuladas por los operadores del servicio de microscopía (Figura 8.11).

Inicialmente se introdujo un **arco** nuevo sin uso para experimentar en el microscopio electrónico toda la superficie a analizar, recorriéndola de un extremo a otro y en todas sus caras, para corroborar si las características que indica el fabricante son correctas.



Figura 8.11: Fuente primaria: Manipulación del arco de acero inoxidable 0.019" x 0.025" nuevo, sin uso en el portaobjetos y adherido al mismo con cinta grafito.

Se utilizó la técnica Alto Vacío es decir que las muestras que se observan, deben ser conductoras para obtener buenas imágenes (el **acero inoxidable** se caracteriza por su buena conductividad eléctrica y térmica).

Se realizó el Microanálisis: La espectroscopía dispersiva en energía es una técnica que permite realizar análisis composicional en forma rápida y simultánea a la observación con el MEB. (Figura 8.12).

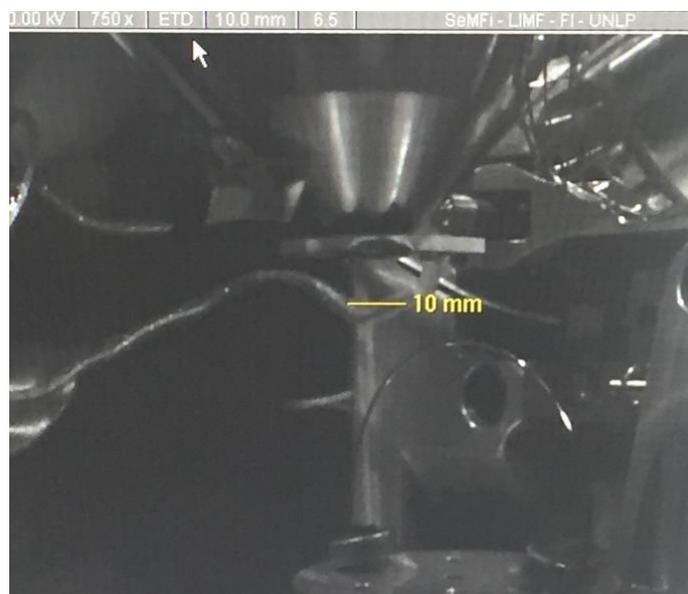


Figura 8.12: Fuente primaria: Arco preparado para el microanálisis dentro de la platina de MEB

Para obtener un buen análisis semicuantitativo, se recomendó que las muestras presenten una **superficie** (o parte de la misma) plana y/o pulida. Luego, se confeccionó un botón de resina acrílica de autocurado marca Subiton para el análisis del **arco** nuevo con más detalle. Dicho arco se introdujo en sus diferentes cantos: vestibular, superior/ inferior, interna y los extremos en porciones de 2cm. Estos fueron observados al MEB para corroborar, en este caso sus dimensiones, forma y **superficie**. (Figura 8.13 y 8.14)

Ambos **arcos** preparados con la cinta grafito y botón de acrílico, fueron montados en el porta muestras (Figura 8.15- 8.16) y analizados a través de un software por el que se obtienen las imágenes (Figura 8.17)



Figura 8.13

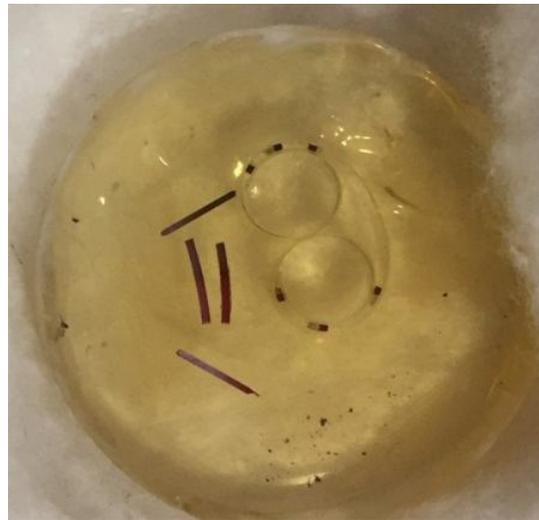


Figura 8.14

Figuras 8.13 y 8.14: Fuentes primarias: 8.13: Se observa la capsula con sus respectiva planilla de solicitud e identificación y figura 8.14 botón de acrílico con los diferentes cortes del arco nuevo en imagen ampliada.



Figura 8.15: Fuente primaria: Montaje del arco nuevo en la platina del MEB.

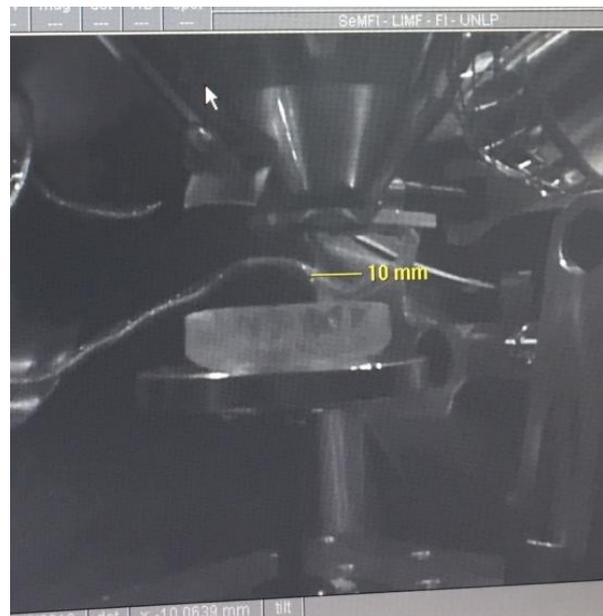


Figura 8.16: Fuente primaria: Botón de acrílico dentro del MEB.

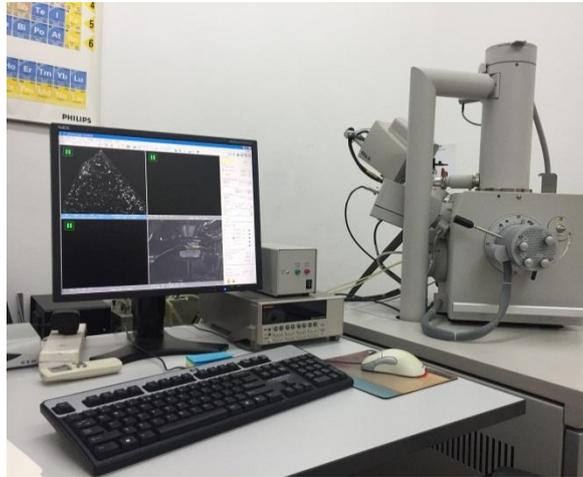


Figura 8.17: Fuente primaria: imágenes en software

Para el análisis de **arcos** usados, el procedimiento fue de la siguiente manera:

Antes del retiro del **arco** de la boca del paciente y luego de permanecer un mes en ella, ligado con elastómeros individuales, se marcó con una microfibrá indeleble sobre él, los siguientes puntos:

- Un punto que indica el lado derecho del arco (color negro)
- El centro de cada bracket (los caninos color rojo, los incisivos laterales color verde, incisivos centrales rojo)
- Se remarcó la línea media del **arco** que posee de fábrica (color negro).

En estos puntos, se determinó una desviación de $\pm 0.05\text{mm}$ que corresponde al ancho de la punta de la microfibrá indeleble.

Fue necesario colocar una etiqueta que además de estar uniformemente en todos los **arcos**, en el sector derecho, se debió identificar a cada uno, con una letra A (**arco**), seguida del número de arco a estudiar (A1, A2, A3, A4, A5 y A6)

Una vez realizados estos procedimientos, se estiraron con el pulpejo de los dedos (para que no sufra deformaciones permanentes, ya que de manera contraria se dificultaba la visualización en el microscopio por la curvatura del alambre, dando imágenes poco nítidas, con poco aumento y dimensiones distorsionadas.

En la lupa se midió la distancia desde la línea media del **arco** hacia cada uno de los puntos del centro del bracket (Figura 8.18) para saber si el desgaste que se observa, corresponde al roce entre el arco y el **slot de cada bracket** (descartando las zonas que no están comprendidas en el slot) y la prevalencia de desgaste del arco en una u otra pieza dentaria.

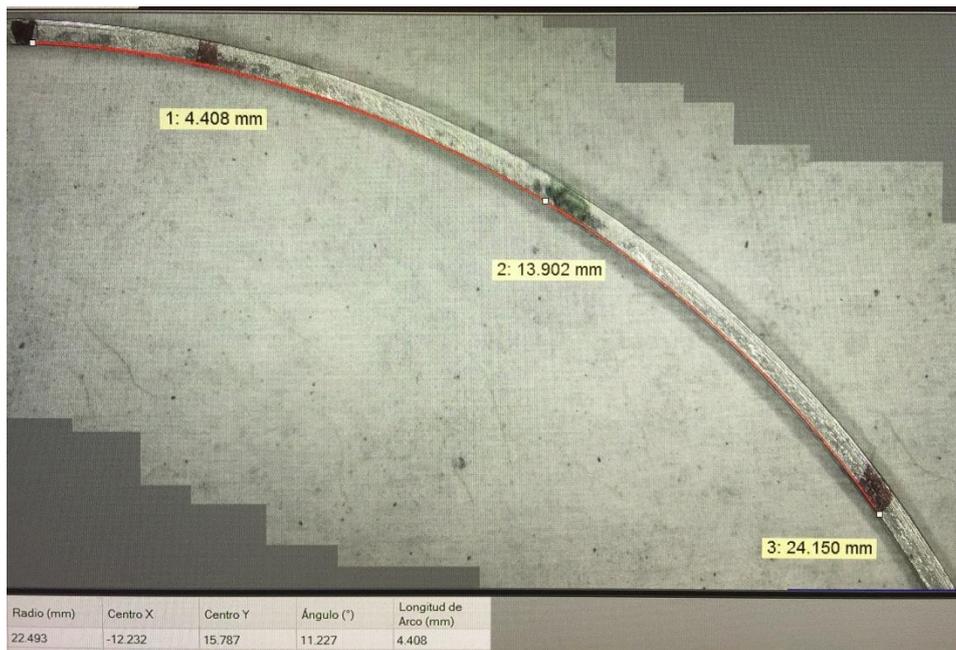


Figura 8.18: Fuente primaria: medición del arco desde la línea media hacia las marcas del centro de cada bracket, observándose en la imagen, los correspondientes a los brackets 11-12-13.

Este tipo de medición no resultó útil ya que no se obtuvieron datos precisos, por lo que se concluyó que tomando como referencia la marca realizada en el centro del bracket identificado con microfibra en el **arco** y tomando como medida, el ancho del **slot de cada bracket** en particular (en mm) , podría identificarse dentro de ese fragmento , las cuatro caras del alambre denominadas como: (superior, inferior, interna y externa) y sus aristas (superior interna, superior externa, inferior interna e inferior externa) y así obtener imágenes de desgastes, rayas, muescas y cúmulos de materia inorgánica perteneciente a la placa bacteriana en su **superficie** y ser estos, observados con el M.O y MEB.

Las guías de referencia para calcular el espacio que ocupa el slot del bracket de cada pieza dentaria estudiada en el arco correspondiente, se obtuvo de la siguiente manera:

Se midió el ancho del slot de cada bracket comprometido en la investigación y se obtuvieron los siguientes valores:

- Para el slot de Incisivos centrales: PD 11 y 21: 3.4mm.
- Para el slot de Incisivos laterales: PD 12 y 22: 3mm.
- Para el slot de Caninos: PD 13 y 23: 3.5mm.

De este modo ya se podía identificar si el sitio donde se visualizaba un signo de desgaste del alambre, correspondía al espacio comprendido por el íntimo contacto y fricción alambre- slot. Esto se dedujo según la marca realizada con el indeleble (antes de retirar el alambre de la cavidad bucal) en el centro del bracket y teniendo los valores del espacio q ocupa cada slot de cada pieza.

Al introducir en esta etapa de la investigación, los alambres usados, éstos debieron ser desinfectados con alcohol e hisopo, previo a su visualización, (Figura 8.19) y en ocasiones con vinagre de manzana también, para no borrar marcas hechas en los arcos con la microfibra indeleble. La lavadora ultrasónica, fue descartada (como ya se mencionó) ya que dejaba marcas innecesarias (rayas) en la **superficie del alambre** provocando falsos valores al ser visualizados al microscopio. Por estos motivos, resulto muy difícil la limpieza. Las muestras porosas o que contienen residuos volátiles debieron estar limpias y secas antes de ser introducidas en la cámara del MEB.



Figura 8.19: Fuente primaria: limpieza del arco con hisopo

En el microscopio óptico se empleó 25x de aumento para el análisis todas las caras y aristas de los seis **arcos** usados, se midió por consiguiente, la distancia desde la línea del centro del bracket, (según las guías de referencia establecidas) hacia cada uno de los extremos que debería ocupar el **slot de cada bracket** y se evaluó si los desgastes, coincidían con la localización del slot del bracket en el alambre, o si las marcas o desgastes se dieron fuera del espacio ocupado por él. Al mismo tiempo se dedujo si estos pertenecían al roce generado dentro del **slot**, o fuera del el, por consecuencia de las fuerzas masticatorias, métodos de higiene y demás acciones que no corresponden al íntimo contacto de los elementos que componen la aparatología fija. Por lo tanto para obtener lógica, en los valores obtenidos, la metodología empleada para la localización de las deformaciones en el **arco 0.019” x 0.025”** comprendidas en el espacio que ocupa cada bracket en la **zona de canino a canino** del maxilar superior, se realizó con los siguientes pasos:

- Se tomó la medida del ancho del **slot de cada bracket**, con lupa para que haya una mayor precisión (Figura 8.20), de esto se obtuvo también como dato, que el íntimo contacto que ejerce el arco con el **slot del bracket**, es redondeado, tanto el arco en sus aristas, como el bracket. (Figuras 8.21 y 8.22).
- Se identificó con nombre cada **arco** estudiado: (A1, A2, A3, A4, A5 y A6).
- Todos los alambres fueron ubicados en la misma dirección y sentido para su observación. Para ello, se emplearon las marcas con microfibras indelebles para identificar el lado derecho y línea media con microfibras negras.
- Se procedió entonces a la observación de los mismos. Con la medida del ancho del **slot de cada bracket**, se determinó (como se mencionó anteriormente) si las deformaciones que se observaron dentro de la marca realizada con microfibras, (color rojo para la localización del centro de los brackets 11-13-21-23 y verde para la de los brackets 12-22), se encontraron comprendidas dentro de cada **slot** de cada bracket y si dichas deformaciones eran representativas, se fotografiaban en el software y se volcaban en la planilla de datos.

El presente trabajo estará dividido por lo tanto en el análisis de la **superficie de los arcos** usados con desgastes o sin desgastes y el análisis de espectrometría (Figura 8.25).

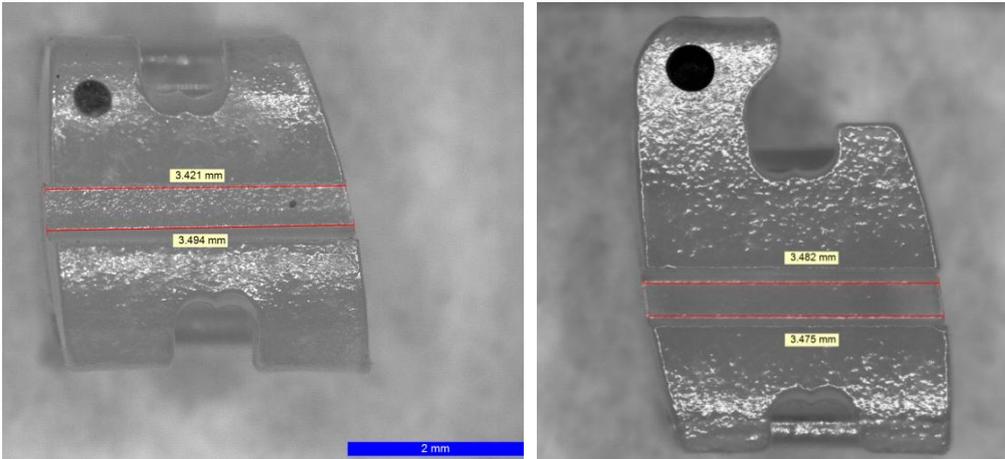


Figura 8.20: Fuente primaria: Imagen obtenida de la Lupa con aumento 1.6 x donde se ve como ejemplo, la medición del slot del bracket pd. 12 que es 3.421mm y pieza 13 que es 3,482mm

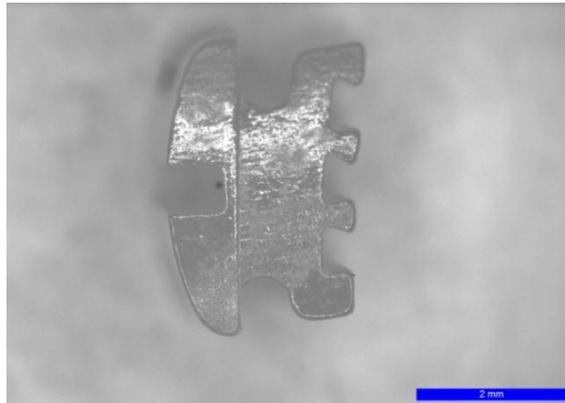


Figura 8.21: Fuente primaria bracket observado de perfil con un aumento 16 x en Lupa, donde se puede visualizar que el slot es redondeado al igual que las aristas del arco rectangular.

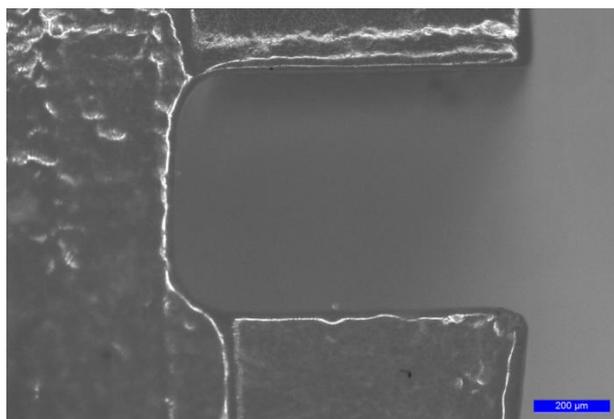


Figura 8.22: Fuente primaria: forma del slot, en donde el arco toma íntimo contacto. Lupa aumento 25x

Los pasos consistieron por consiguiente en el montaje de la muestra en un portaobjetos (manipulada por los becarios de la Facultad de Ingeniería de La Plata), como se observa en la imagen (Figura 8.23). Para los **arcos** usados se empleó el M.O. y Lupa para obtener imágenes de desgastes y el MEB para realizar el análisis de composición química (espectrometría) y también para los detalles más precisos.

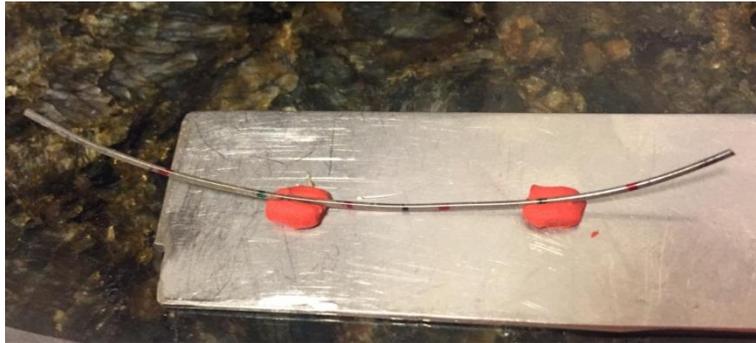


Figura 8.23: Fuente primaria: Montaje del arco en portaobjetos con punto de apoyo en plastilina ya que es curvo, para ser observado en el M.O.

Luego de montar las muestras, comenzó de esta manera la visualización detallada de cada sector correspondiente a la distancia que ocupa el bracket (Figura 6.24) en el arco por sus cuatro caras y sus cuatro aristas y capturadas en el software. (Figura 6.25).



Figura 8.24: Fuente primaria: Espacio comprendido por el slot del bracket de manera abstracta pero con las dimensiones reales del mismo (recuadro rojo)

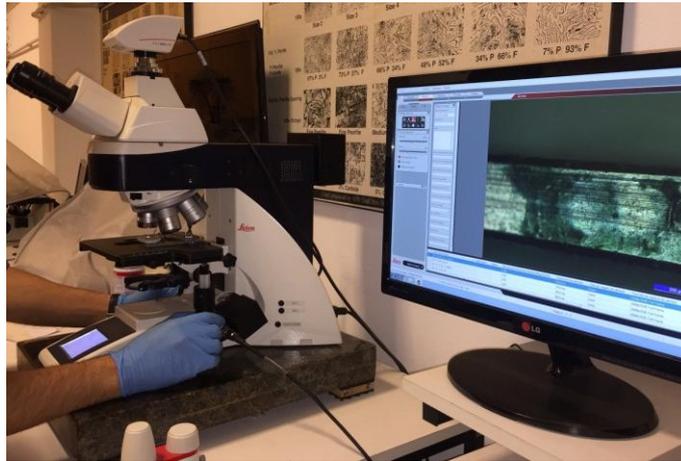


Figura 8.25: Fuente primaria: visualización de la imagen en el software.

En el siguiente esquema (Figura 8.26) se puede tomar noción de las imágenes obtenidas de la **superficie del arco 0.019" x 0.025"**, haciendo referencia a grietas o rayas (Figura 8.26 A), muescas (Figura 8.26 B) y placa bacteriana (Figura 8.26 C) que se ha transformado en materia inorgánica por falta de medios para sobrevivir fuera de la cavidad oral.

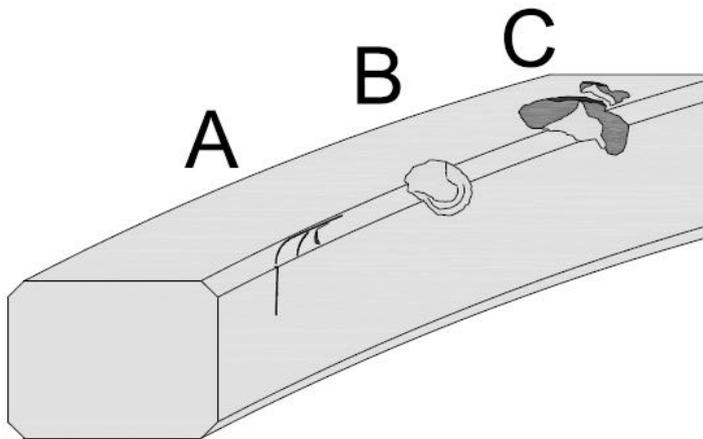


Figura 8.26: Fuente primaria: Esquema realizado con el programa AutoCad, del arco 0.019" x 0.025" con sus accidentes en la superficie a causa del uso en la cavidad oral y el roce con el bracket.

Cada **arco** fue visualizado en sus cuatro caras y cuatro aristas y los resultados fueron volcados en una planilla Excel a la que se le colocó un n° 0 si no había marcas de desgaste y un n° 1 si se encontraron dichas marcas de desgaste en la **superficie** (grietas, rayas, muescas) comprendida en el espacio que ocupa el **slot de los brackets en la zona de canino a canino superior**. (Figura 8.27). Así mismo también cabe recordar que cada arco fue rotulado e identificado con una etiqueta que los llamó A1, A2, A3, A4, A5 y A6. (Figura 8.28).



Figura 8.27: Fuente primaria: mesa de trabajo con la planilla y los arcos etiquetados por su nombre

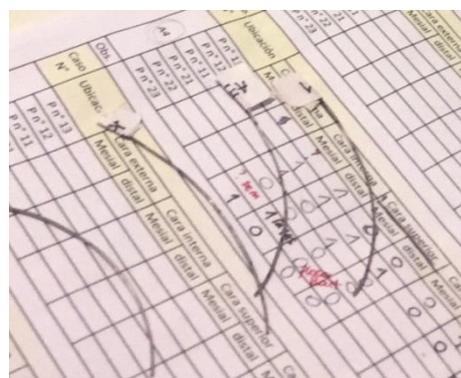


Figura 8.28: Fuente primaria: arcos rotulados

Las siguientes imágenes fueron obtenidas del análisis del arco en el M.O. y al MEB.

Los **arcos** nuevos cumplieron con las especificaciones brindadas por el fabricante (tamaño y composición química), salvando que a diferencia de ello, las aristas son redondeadas, no representan un ángulo de 90° como podemos observar en la literatura. (Figura 8.29)

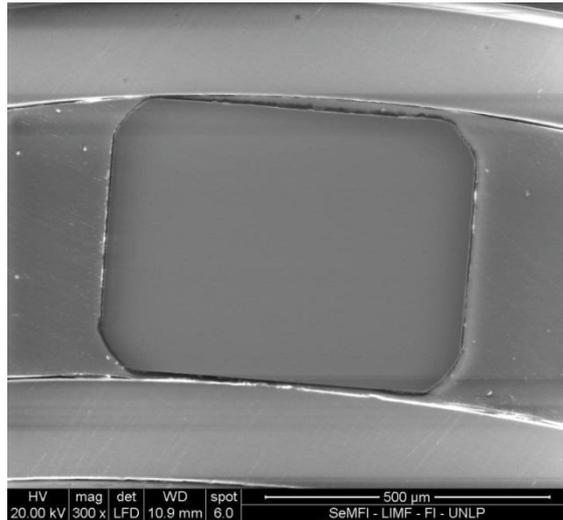


Figura 8.29: Fuente primaria: Arco nuevo (sin uso). Vista transversal, 500micrones de aumento MEB. Obsérvese las aristas del arco redondeadas.

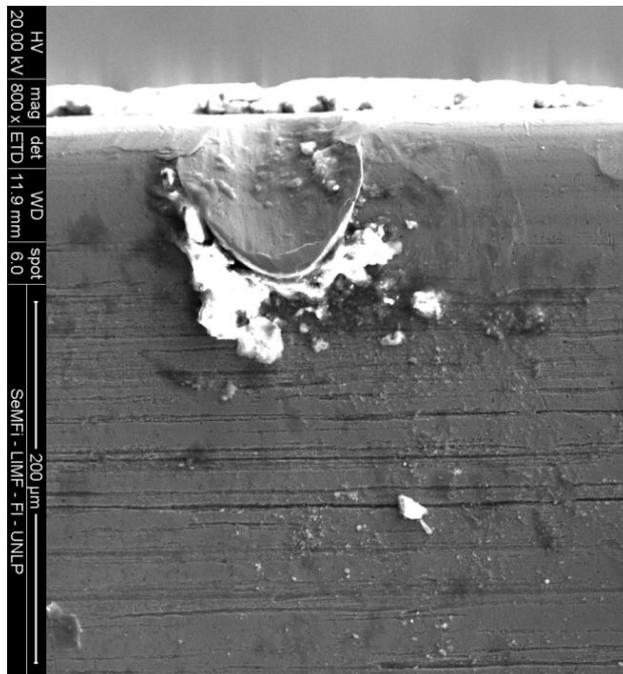


Figura 8.30: Fuente primaria: Deformación en arista superior interna del arco 0.019”x 0.025”. Imagen obtenida en el MEB 200 micrones de aumento.

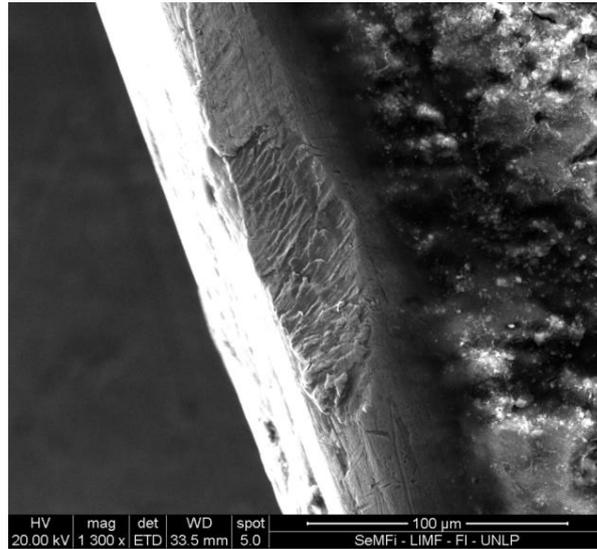


Figura 8.31: Fuente primaria: Imagen obtenida del MEB, 100 micrones de aumento. Obsérvese muesca en la arista superior interna del arco 0.019" x 0.025". Cara interna con acúmulo de materia inorgánica.

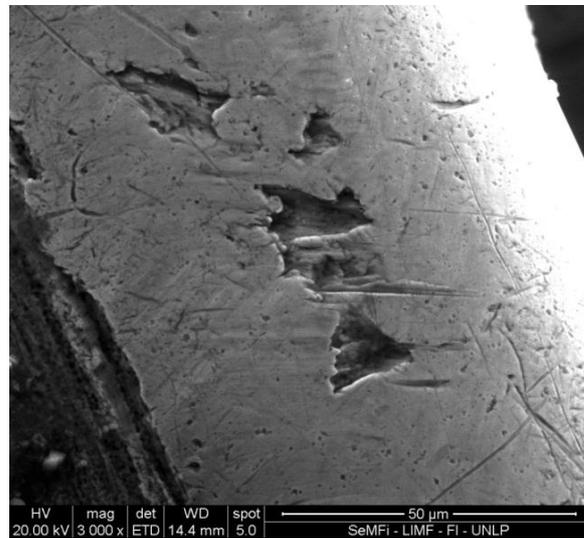


Figura 8.32: Fuente primaria: MEB: Aumento 50 micrones. Superficie del arco de acero inoxidable 0.019" x 0.025" usado un mes en la cavidad bucal, con poros en la cara externa.

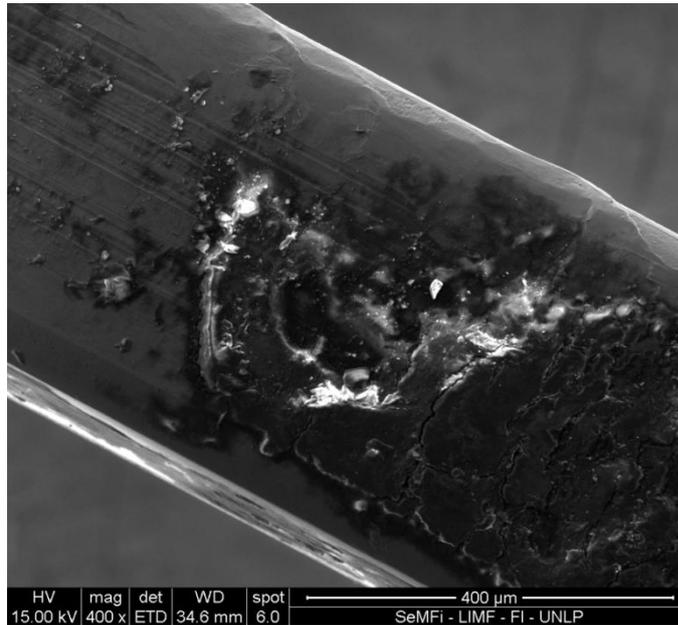


Figura 8.33: Fuente primaria: Placa bacteriana acumulada en la cara externa del arco 0.019" x 0.025". Dicha placa es materia inorgánica por encontrarse fuera de la cavidad oral.

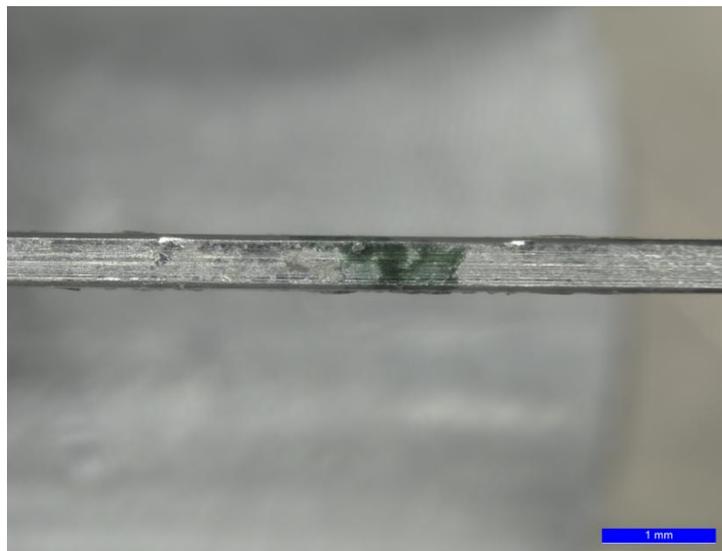


Figura 8.34: Fuente primaria: obtenida del MO aumento 25 x: obsérvese en verde la marca realizada en el arco (A4) de la ubicación del bracket de la Pd. 12 cara interna. A ambos lados de dicha marca se observó una muesca.

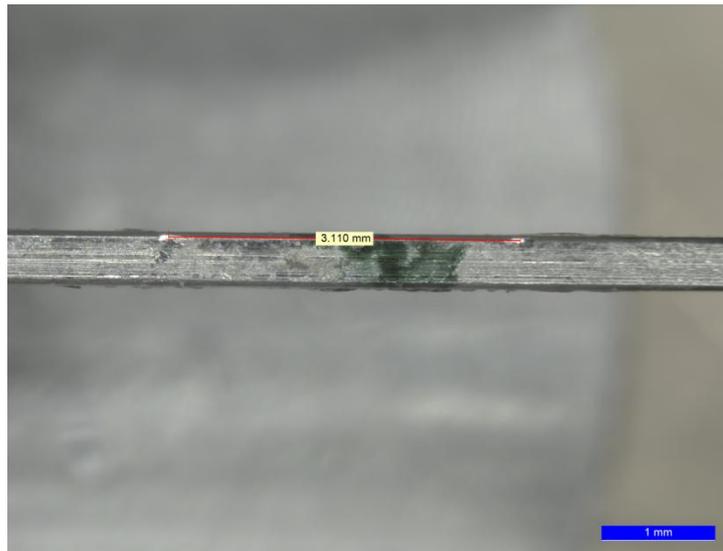


Figura 8.35: Fuente primaria: Misma imagen que la anterior (ampliada) con la distancia medida de lado a lado de la marca verde, comprendida por el slot del bracket. Desviación de $\pm 0.05\text{mm}$ que equivale a la punta de la microfibr. Aumento 25x. M.O.

Ejemplos del estudio (figuras 8.34 y 8.35): Habiendo medido el slot de un bracket para la pieza dentaria 12 cuyo resultado daba 3.421mm, se observó dicho sector del arco, (en sus cuatro caras y aristas), por mesial y distal del punto verde, (cuya desviación es de $\pm 0.05\text{mm}$ debido al ancho de la punta de la microfibr empleada). Aquí se puede observar que presenta muescas de desgaste por mesial y distal del punto medio que ocupa el bracket y comprendidas dentro del espacio del slot.

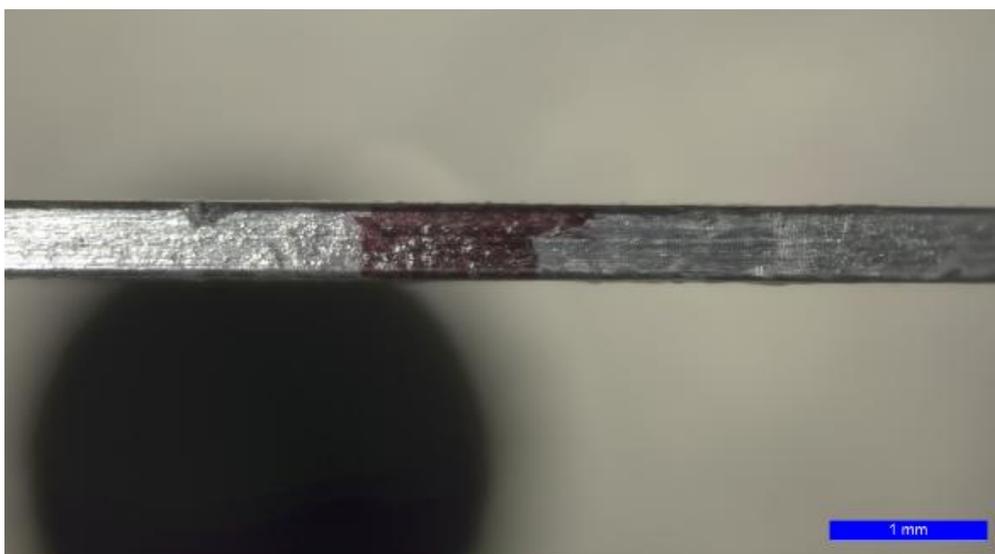


Figura 8.36: Fuente primaria observación en el MO: A4 cara interna por mesial (desgaste).

SEGUNDA ETAPA DE LA INVESTIGACIÓN

La segunda etapa, incluyó la espectrometría del arco nuevo (sin uso) comparado con un arco modelo adquirido de la bibliografía. Al mismo tiempo, el análisis de los arcos utilizados por un mes, dentro de la cavidad oral y en contacto con el slot del bracket.

De este examen se obtuvo a través de la pantalla del software, un eje de cartesianas con los valores de la composición química del arco visualizada dentro del microscopio electrónico: Ejemplos de Espectrogramas analizados con EDS

Arcos nuevos sin uso: Se obtuvo como ejemplo de los arcos nuevos estudiados, el siguiente gráfico que muestra los distintos pesos reales de cada elemento presente en el alambre de acero inoxidable: (Gráfico 10)

Gráfico 10: Fuente primaria: Valores que emite el MEB con el EDS. Este es un ejemplo de un arco sin uso en un eje de cartesianas.

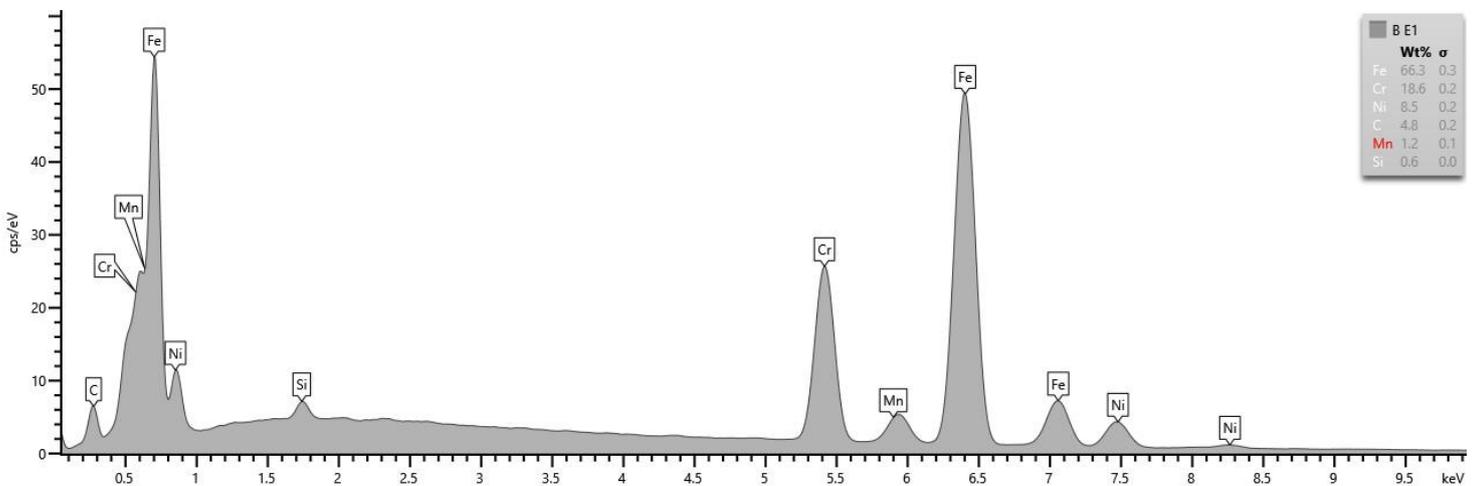


Tabla 2: Fuente primaria: Valores numéricos que se obtuvieron en el MEB con el análisis de EDS (arco sin uso)

Element	Weight %
C	4.83
Si	0.55
Cr	18.63
Fe	66.32
Ni	8.50
Mn	1.16
Total	100.00

Arcos usados sin presencia de materia inorgánica Se obtuvo como ejemplo de los arcos investigados, el siguiente gráfico de cartesianas que muestra los distintos pesos reales de cada elemento presente. (Gráfico 11)

Gráfico 11: Fuente primaria: Ejemplo de resultado obtenido del análisis EDS en el MEB de un arco usado sin presencia de material inorgánico

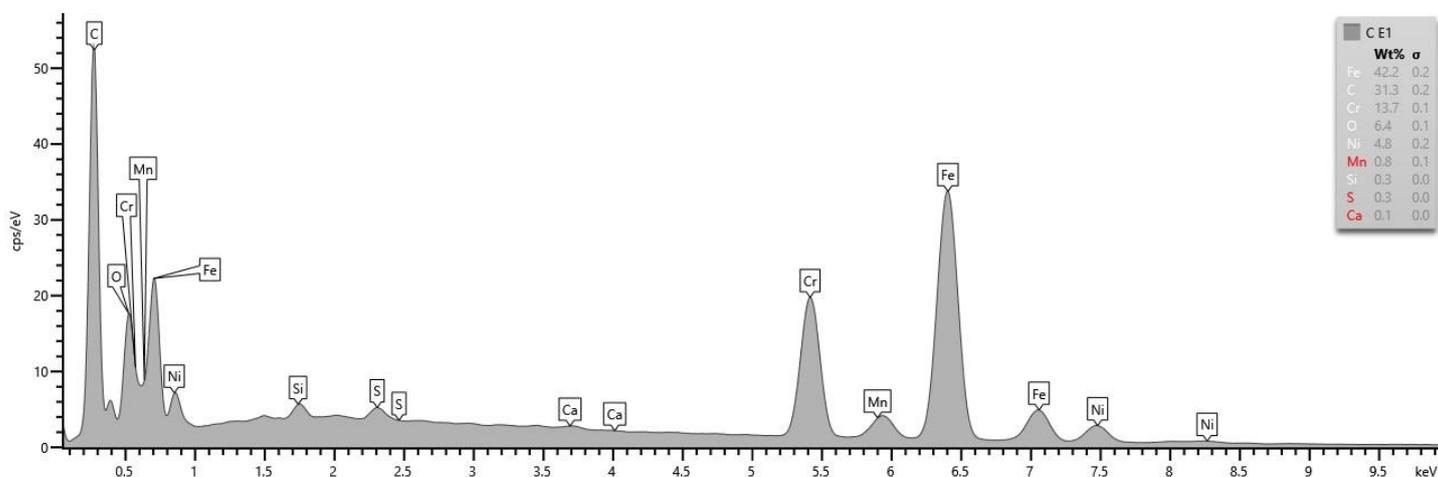


Tabla 3: Fuente primaria: Valores numéricos que se obtuvieron en el MEB con el análisis EDS. Arco usado sin presencia de material inorgánico.

Element	Weight %
C	31.33
O	6.37
Cr	13.70
Fe	42.20
Ni	4.84
Si	0.35
S	0.31
Mn	0.78
Ca	0.13
Total	100.00

Arcos usados con restos de materia inorgánica proveniente de la placa bacteriana:

Se obtuvo como ejemplo el siguiente gráfico que muestra los distintos pesos reales de cada elemento químico presente. (Gráfico 12)

Gráfico 12: Fuente primaria: Ejemplo de los datos que arrojó el MEB con el análisis EDS de un arco usado con presencia de materia inorgánica

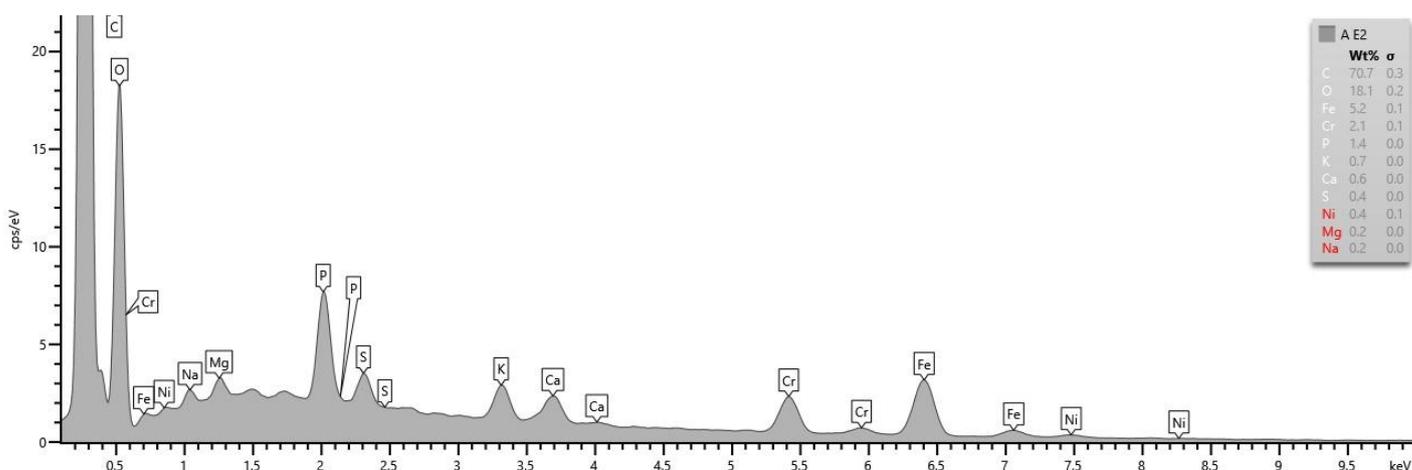


Tabla 4: Fuente primaria. Datos numéricos del valor que se obtuvo en el MEB del análisis con EDS (arco usado con presencia de material inorgánico).

Element	Weight %
C	70.66
O	18.08
P	1.39
K	0.72
Ca	0.62
Cr	2.11
Fe	5.20
S	0.43
Na	0.20
Mg	0.21
Ni	0.37
Total	100.00

9. RESULTADOS

DATOS NUMÉRICOS OBTENIDOS

Del análisis tanto del microscopio óptico, como el análisis del EDS en el MEB, se obtuvieron datos cuyos valores fueron organizados y resumidos en diferentes tablas de valores para luego realizar su análisis estadístico descriptivo.

a) Valores obtenidos del análisis del desgaste de las superficies del arco usado, al Microscopio óptico.

Tabla 5: Fuente primaria: Planilla de recopilación de datos, donde se volcaron los valores obtenidos de las caras y aristas del arco en la observación al microscopio óptico. Valor 1 es signo de desgaste y valor 0: no hay daños superficiales en él.

Caso N°	Ubicación	Mediciones															
		Cara externa		Cara interna		Cara superior		Cara inferior		Arista Sup Int		Arista Sup Ext		Arista Inf Int		Arista Inf Ext	
		Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal
A1	P n° 13	1	1	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0
	P n° 12	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0
	P n° 11	1	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	1	1	0	0
	P n° 21	1	1	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	1	0	0
	P n° 22	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1
	P n° 23	1	1	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0
Obs.		cara externa rayas															
Caso N°	Ubicación	Mediciones															
		Cara externa		Cara interna		Cara superior		Cara inferior		Arista Sup Int		Arista Sup Ext		Arista Inf Int		Arista Inf Ext	
		Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal
A7	P n° 13	0	0	1	0	1	0	0	0	1	0	1	0	0	0	0	0
	P n° 12	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	1	0	0	0
	P n° 11	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0
	P n° 21	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	P n° 22	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	1	0	0	0
	P n° 23	0	0	1	1	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	1	0
Obs.		cara externa rayas															
Caso N°	Ubicación	Mediciones															
		Cara externa		Cara interna		Cara superior		Cara inferior		Arista Sup Int		Arista Sup Ext		Arista Inf Int		Arista Inf Ext	
		Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal
A3	P n° 13	0	0	1	0	1	0	0	0	1	0	0	0	1	0	1	1
	P n° 12	0	0	0	1	0	0	0	0	0	1	0	0	1	1	0	0
	P n° 11	0	0	0	1	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0
	P n° 21	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	1
	P n° 22	0	0	0	1	1	0	0	0	1	1	0	0	0	1	0	0
	P n° 23	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	0	0	0	0	1
Obs.		cara externa rayas															
Caso N°	Ubicación	Mediciones															
		Cara externa		Cara interna		Cara superior		Cara inferior		Arista Sup Int		Arista Sup Ext		Arista Inf Int		Arista Inf Ext	
		Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal
A4	P n° 13	0	0	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0	0	1	0	0
	P n° 12	1	1	1	1	1	1	0	0	1	1	1	0	0	0	1	0
	P n° 11	0	0	1	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0	1	0	0
	P n° 21	1	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	1	0
	P n° 22	1	1	0	1	0	0	0	0	1	1	1	1	0	0	0	0
	P n° 23	1	1	1	0	0	0	0	0	1	0	0	1	0	0	1	0
Obs.		cara externa rayas superficiales															
Caso N°	Ubicación	Mediciones															
		Cara externa		Cara interna		Cara superior		Cara inferior		Arista Sup Int		Arista Sup Ext		Arista Inf Int		Arista Inf Ext	
		Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal
A5	P n° 13	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	0	0	1	1	0	0
	P n° 12	0	1	0	1	0	0	0	0	0	1	0	0	1	1	1	1
	P n° 11	0	0	0	1	0	0	0	0	1	1	1	0	1	1	0	1
	P n° 21	1	0	1	1	0	1	0	0	1	1	1	1	1	1	0	0
	P n° 22	1	1	0	1	0	0	0	0	1	0	0	0	1	0	1	1
	P n° 23	0	0	1	0	1	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	0
Obs.		cara externa rayas superficiales															
Caso N°	Ubicación	Mediciones															
		Cara externa		Cara interna		Cara superior		Cara inferior		Arista Sup Int		Arista Sup Ext		Arista Inf Int		Arista Inf Ext	
		Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal	Mesial	distal
A6	P n° 13	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	P n° 12	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	P n° 11	0	0	1	1	0	0	0	0	1	1	0	0	0	1	0	0
	P n° 21	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	P n° 22	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0
	P n° 23	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0
Obs.		cara externa rayas superficiales															

b) Los valores obtenidos del análisis de composición química con EDS en el MEB, fueron agrupadas de la siguiente manera:

Arcos nuevos, sin uso:

Tabla 6: Fuente primaria: Relevamiento de datos que se obtuvieron del análisis en el MEB con EDS, de los arcos nuevos. Detalle de la composición química del arco 0.019” x 0.025” de acero inoxidable.

NUEVO	ARCO MODELO	ARCOS DE ESTUDIO			
		X	A	B	C
C	0.2%	8.1%	4.83%	4.81%	3.1%
Cr	18.0%	17.67%	18.63%	18.49%	17.78%
Fe	73.8%	64.4%	66.32%	66.8%	65.59%
Ni	8.0%	8.12%	8.50%	8.12%	8.08%
Mn	0.0%	1.29%	1.16%	1.25%	1.33%
Si	0.0%	0.41%	0.55%	0.43%	0.63%

Arcos usados sin presencia de materia inorgánica:

Tabla 7: Fuente primaria: Relevamiento de datos que se obtuvieron del análisis en el MEB con EDS, de todos los arcos usados sin presencia de materia inorgánica. Detalle de la composición química de dicho arco 0.019” x 0.025” de acero inoxidable.

S/MAT INORG	ARCOS ESTUDIO							
	A	B	C	D	E	F	G	H
C	29.85%	20.08%	1.38%	3.30%	13.11%	17.75%	31.33%	15.83%
Cr	13.19%	15.36%	19.82%	20.09%	18.21%	16.94%	13.70%	14.99%
Fe	42.04%	50.20%	66.54%	64.75%	55.81%	55.56%	42.20%	54.01%
Ni	4.99%	5.90%	8.05%	7.79%	6.59%	6.96%	4.84%	6.49%
Si	0.30%	0.40%	0.47%	0.33%	0.27%	0.15%	0.35%	1.29%
O	7.77%	5.86%	0.81%	1.34%	3.37%		6.37%	5.11%
P	0.18%	0.18%			0.12%	0.15%		0.28%
K	0.09%							0.23%
Ca	0.21%	0.17%		0.19%	0.54%		0.13%	0.73%
Mn	0.80%	1.00%	1.37%	1.37%	1.05%	1.21%	0.78%	
Cu	0.18%	0.77%	1.31%	0.66%	0.62%			
Cl	0.09%	0.15%						

Arcos usados con presencia de materia inorgánica:

Tabla 8: Fuente primaria: Relevamiento de datos que se obtuvieron del análisis en el MEB con EDS, de todos los arcos usados 0.019” x 0.025” de acero inoxidable con presencia de materia inorgánica.

C/ MAT INORG	ARCOS ESTUDIO				
	A	B	C	D	E
C	71.5%	70.66%	67.99%	57.69%	62.09%
Cr	1.52%	2.11%	2.80%	4.47%	1.92%
Fe	3.73%	5.20%	6.76%	12.0%	4.97%
Ni	0.34%	0.37%	0.63%	1.09%	0.46%
Si	0.42%	0.43%	0.29%	0.27%	0.29%
O	18.97%	18.08%	18.32%	20.86%	27.17%
P	1.56%	1.39%	1.29%	1.26%	1.17%
K	0.91%	0.72%	0.79%	0.46%	0.58%
Ca	0.61%	0.62%	0.42%	1.09%	0.82%
Mg	0.21%	0.21%	0.18%	0.10%	0.10%
Na	0.23%	0.20%	0.23%	0.18%	0.19%

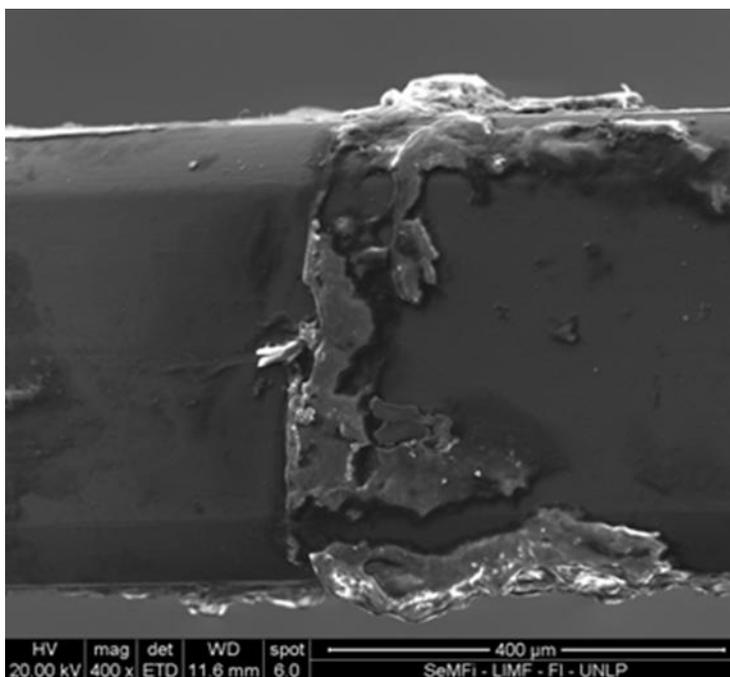


Figura 10.1: Fuente primaria: Arco con presencia de materia inorgánica. Foto obtenida del MEB.

ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Para el análisis de los datos se utilizaron el programa Excel para Windows 10 y el paquete estadísticos R versión 3.5.1.

Para cada elemento químico se analizó su normalidad mediante pruebas de Shapiro-Wilk. Aquellos datos que resultaron con distribución normal se informaron como media \pm desvío, mientras que los datos no paramétricos se informaron como mediana (IQR: rango intercuartílico). Las variables cualitativas se las informó con frecuencia (%).

Para la comparación de la composición química de los arcos se utilizaron los tests de Student y Mann-Whitney según correspondiera. Para la comparación del desgaste se utilizó el test de Fisher.

En todos los casos se consideró significativo un p-valor <0.05 .

ANÁLISIS DEL DESGASTE

Se analizó el desgaste de los seis arcos, en la posición de seis brackets: (11,12,13,21,22 y 23).

DEL ANÁLISIS DE LAS CARAS DE LOS ARCOS UTILIZADOS UN MES EN LA CAVIDAD BUCAL PARA LOS TRATAMIENTOS DE ORTODONCIA SE OBSERVÓ LA SIGUIENTE PREVALENCIA: (Gráfico 13)

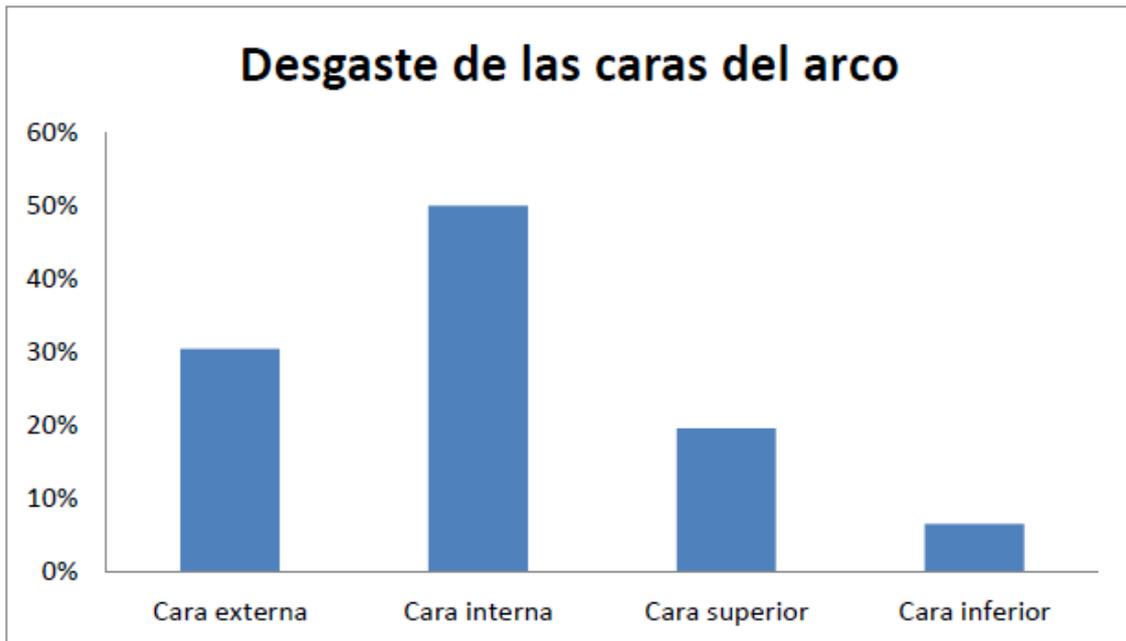
Tabla 9: Fuente primaria: Desgaste de las caras superior, inferior, interna y externa, en valor %, nótese mayor valor de desgaste de la cara interna.

	Desgaste	
	Frecuencia	%
Cara externa	14	30%
Cara interna	23	50%
Cara superior	9	20%
Cara inferior	3	7%

El desgaste fue más frecuente en la cara interna y el menos frecuente fue en la cara inferior.

Se demostró que la cara interna del **arco** toma íntimo contacto con el slot del bracket. Además se deduce que las caras mayormente desgastadas son las interna y externa, allí podemos comprobar que los puntos X e Y que evidencian los autores del libro “mecánica sistematizada de tratamiento” son afectados por la holgura de 10.5° del arco dentro del slot del bracket de 0.022”.

Gráfico 13: Fuente primaria: Desgaste de las cuatro caras de los seis arcos usados de acero inoxidable 0.019” x 0.025” estudiados.



ANÁLISIS DE LAS ARISTAS DE LOS ARCOS UTILIZADOS UN MES EN LA CAVIDAD BUCAL, LA PREVALENCIA QUE SE OBTUVO FUE LA SIGUIENTE: (Gráfico 14)

Tabla 10: Fuente primaria: Valor en % del desgaste de las aristas superiores, inferiores (internas y externas) en valor %, nótese mayor valor de desgaste de ambas aristas internas (superior e inferior).

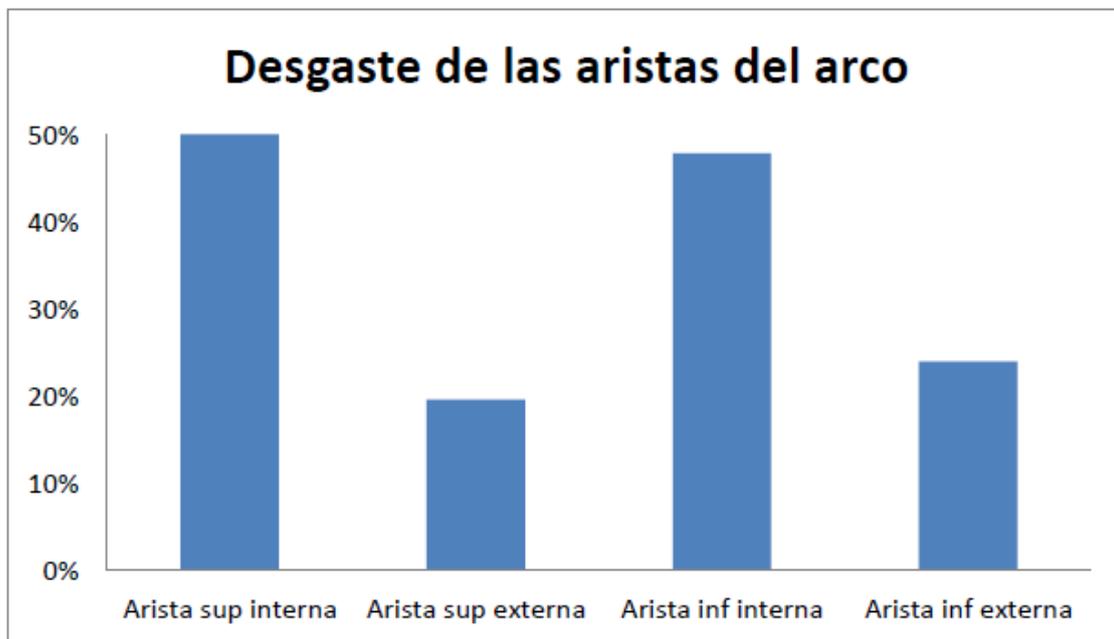
	Desgaste	
	Frecuencia	%
Arista superior interna	23	50%
Arista superior externa	9	20%
Arista inferior interna	22	48%
Arista inferior externa	11	24%

Las aristas que presentaron mayor desgaste fueron la superior interna y luego la inferior interna, siendo del mismo modo que en el análisis de las caras del arco, las internas fueron las más afectadas. En contraposición, la arista que presentó menos desgaste fue

la superior externa.

Ambas aristas internas también presentan íntimo contacto con la pared interna del slot del bracket, siendo la causa fundamental de dichos desgastes, la holgura del 10.5° dentro de ella, pese que al visualizar la forma del arco en el microscopio, este muestra que las aristas son redondeadas de fábrica, al igual que los extremos del slot del bracket.

Gráfico 14: Fuente primaria: Desgaste de las cuatro aristas de los seis arcos de acero inoxidable de 0.019" x 0.025" estudiados.



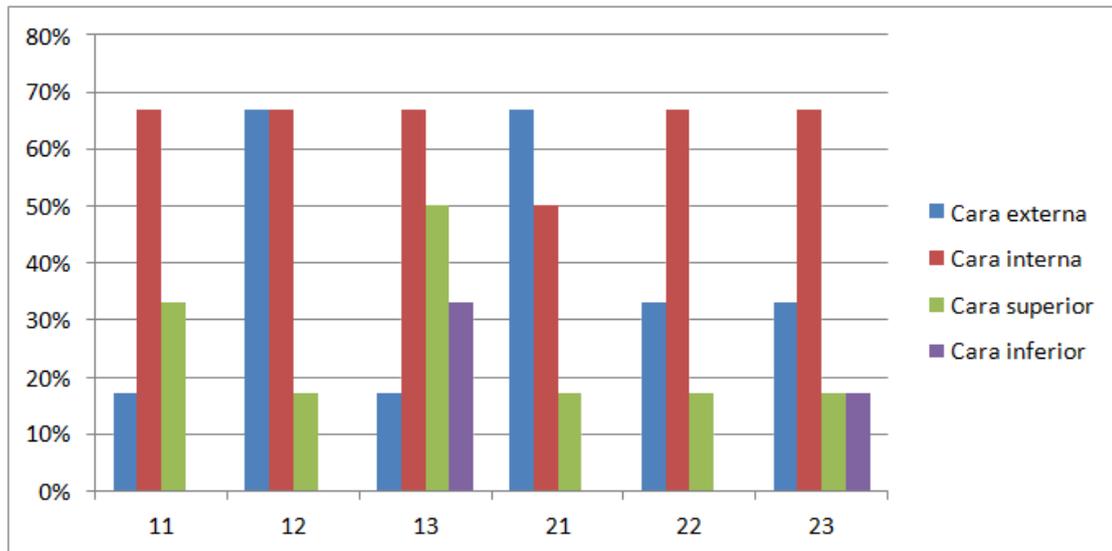
ANÁLISIS DE LAS CARAS DE LOS ARCOS UTILIZADOS UN MES EN LA CAVIDAD BUCAL, SEGÚN LA POSICIÓN EN QUE SE HALLA RESPECTO A CADA BRACKET, LA PREVALENCIA FUE LA SIGUIENTE:

Separando por la posición del arco según los brackets donde se halla, el desgaste de sus caras fue del siguiente modo:(Gráfico 15)

Tabla 11: Fuente primaria: Valores que se obtuvieron del análisis en el MO, en % según el desgaste sea en las caras superior, inferior, interna y externa, en cada bracket en particular. Se presentó más desgaste en la cara interna, indicando el número 4 el valor más elevado y el número 0 es el menor valor.

	Desgaste de las caras del arco en cada bracket					
	11	12	13	21	22	23
Cara externa	1 (17%)	4 (67%)	1 (17%)	4 (67%)	2 (33%)	2 (33%)
Cara interna	4 (67%)	4 (67%)	4 (67%)	3 (50%)	4 (67%)	4 (67%)
Cara superior	2 (33%)	1 (17%)	3 (50%)	1 (17%)	1 (17%)	1 (17%)
Cara inferior	0 (0%)	0 (0%)	2 (33%)	0 (0%)	0 (0%)	1 (17%)

Gráfico 15: Fuente primaria: Desgaste de las caras de los seis arcos de acero inoxidable 0.019” x 0.025” según su ubicación respecto a cada bracket.

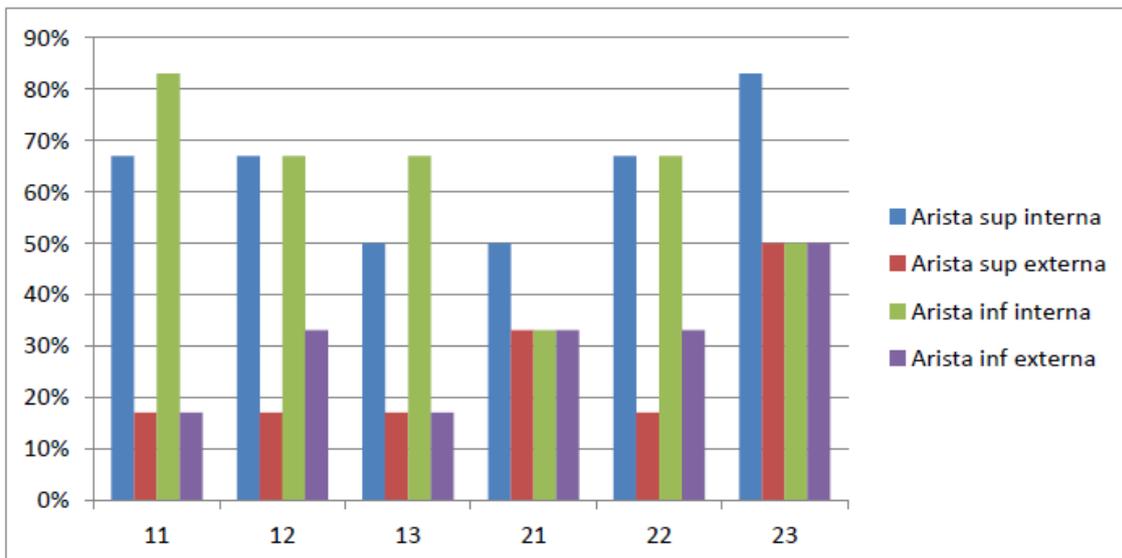


ANÁLISIS DE LAS ARISTAS DE LOS ARCOS UTILIZADOS EN EL TRATAMIENTO SEGÚN LA POSICIÓN EN QUE SE HALLA RESPECTO A CADA BRACKET: La prevalencia en el desgaste fue de la siguiente manera: (Gráfico 16)

Tabla 12: Fuente primaria: Valores que se obtuvieron del análisis en el MO en %, según el desgaste presente en las aristas. Se evidencia que el arco presenta desgastes en todas las aristas que toman contacto con los brackets. Se presentó más desgaste de las aristas internas. En esta tabla indica que el número 5 es el de mayor valor de desgaste y el número 1 el de menor valor de desgaste.

	Desgaste de las aristas del arco por bracket					
	11	12	13	21	22	23
Arista superior interna	4 (67%)	4 (67%)	3 (50%)	3 (50%)	4 (67%)	5 (83%)
Arista superior externa	1 (17%)	1 (17%)	1 (17%)	2 (33%)	1 (17%)	3 (50%)
Arista inferior interna	5 (83%)	4 (67%)	4 (67%)	2 (33%)	4 (67%)	3 (50%)
Arista inferior externa	1 (17%)	2 (33%)	1 (17%)	2 (33%)	2 (33%)	3 (50%)

Gráfico 16: Fuente primaria: Desgaste de las 4 aristas de los seis arcos de 0.019 x 0.025” de acero inoxidable, por ubicación en cada bracket.



ANÁLISIS DEL ESPECTOGRAMA

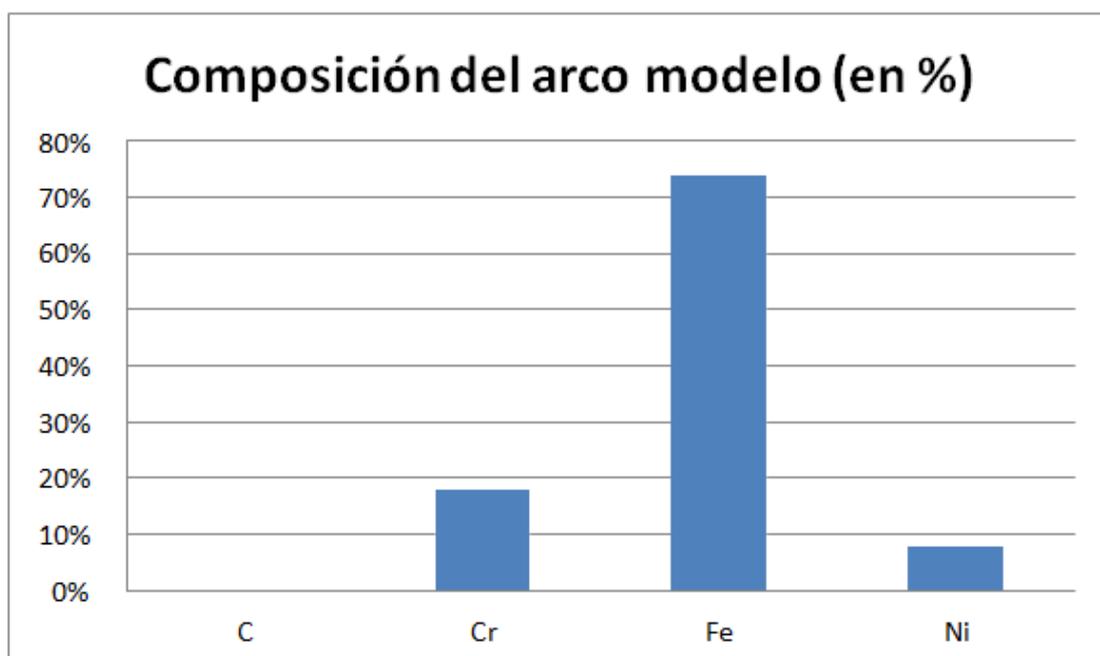
Se analizó la composición química de arcos sin uso, arcos usados un mes en la cavidad oral con presencia de materia inorgánica y arcos con uso, sin presencia de ésta.

Para el arco modelo se obtuvieron los siguientes datos: En la bibliografía analizada se obtuvieron los siguientes valores de la fórmula de la composición química del acero inoxidable: ¹ (Tabla 13 y Gráfico 17)

Tabla 13: Fuente primaria: Valor en porcentaje de la composición química que arroja la bibliografía acerca de los arcos de acero inoxidable.

ARCO MODELO	
C	0,2%
Cr	18,0%
Fe	73,8%
Ni	8,0%
Mn	0,0%
Si	0,0%

Gráfico 17: Fuente primaria: Valor en % de la composición química del arco modelo de acero inoxidable 0.019” x 0.025”.



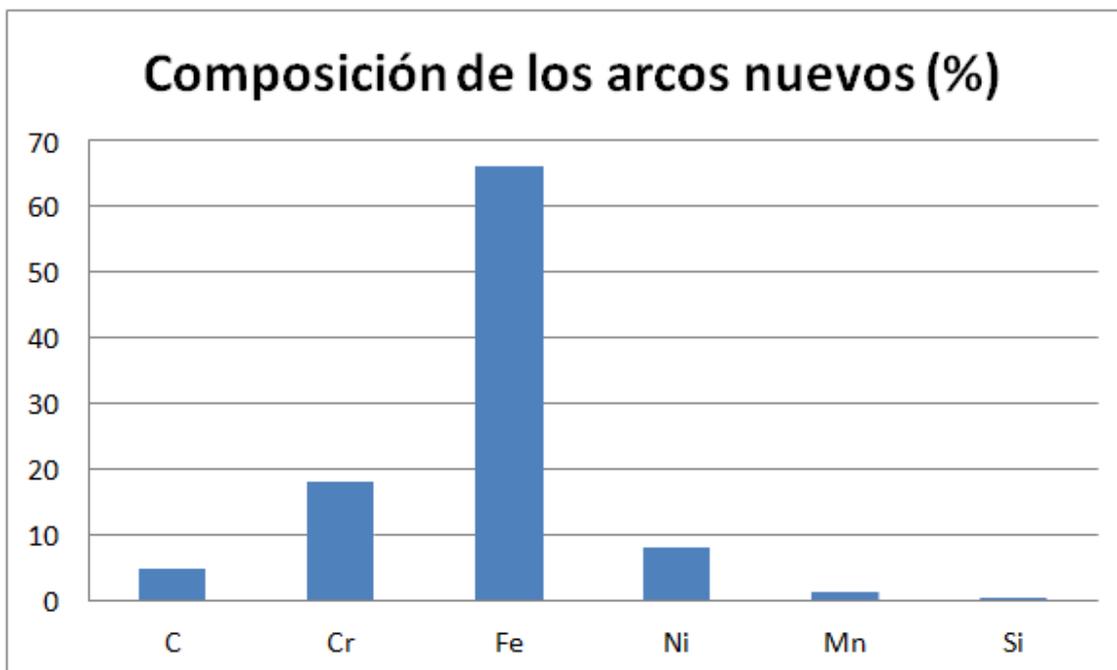
Para los arcos nuevos, la composición química fue la siguiente: (Tabla 14 y Gráfico 18)

Tabla 14: Fuente primaria: Datos obtenidos de la media en desvío \pm de todos los valores de la composición química del arco nuevo de acero inoxidable, exceptuando el elemento Ni (*), mediana.

ARCO NUEVO	
media \pm desvío	
C	4,82 \pm 2,09
Cr	18,14 \pm 0,49
Fe	65,96 \pm 1,04
Ni*	8,12 (8,11; 8,22)
Mn	1,27 \pm 0,07
Si	0,49 \pm 0,10

*mediana (IQR)

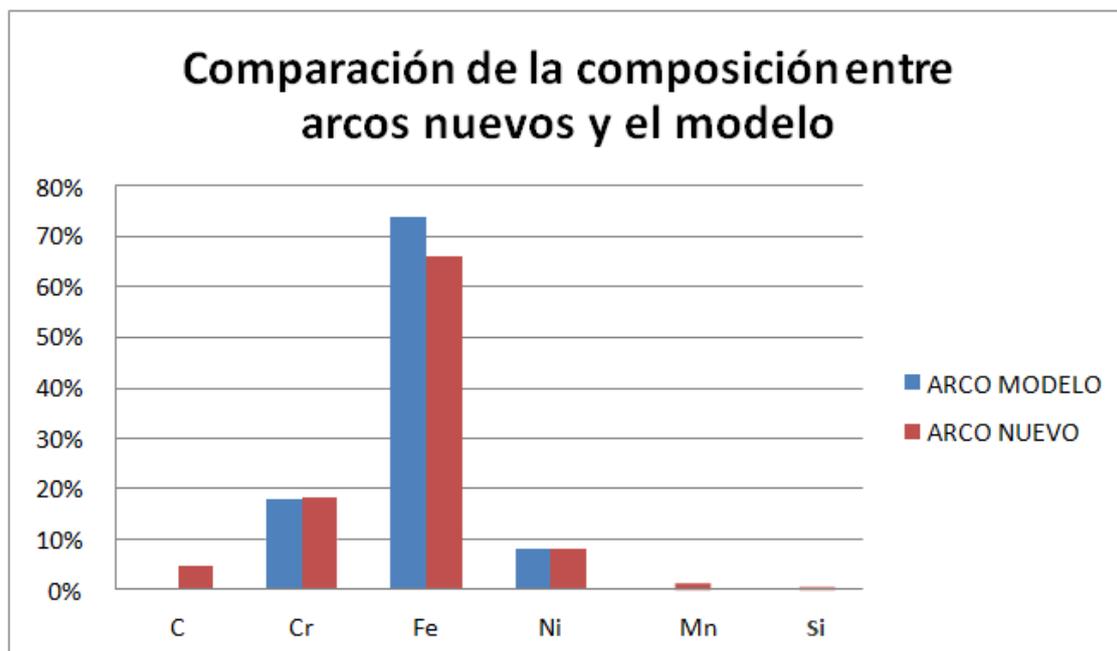
Gráfico 18: Fuente primaria: Composición química del arco nuevo que ofrece el fabricante del arco de acero inoxidable 0.019” x 0.025”.



Se hallaron diferencias significativas en la composición de los arcos nuevos respecto del modelo en: C ($p=0.0173$), Fe ($p=0.0006$), Mn ($p<0.0001$) y Si ($p=0.0023$). No se hallaron diferencias en Cr ($p=0.5999$) ni en Ni ($p=0.0975$)

Al compararlos observamos el siguiente gráfico: (Gráfico 19)

Gráfico 19: Fuente primaria: Comparación de la composición química de los arcos nuevos y modelo de acero inoxidable de 0.019” x 0,025”



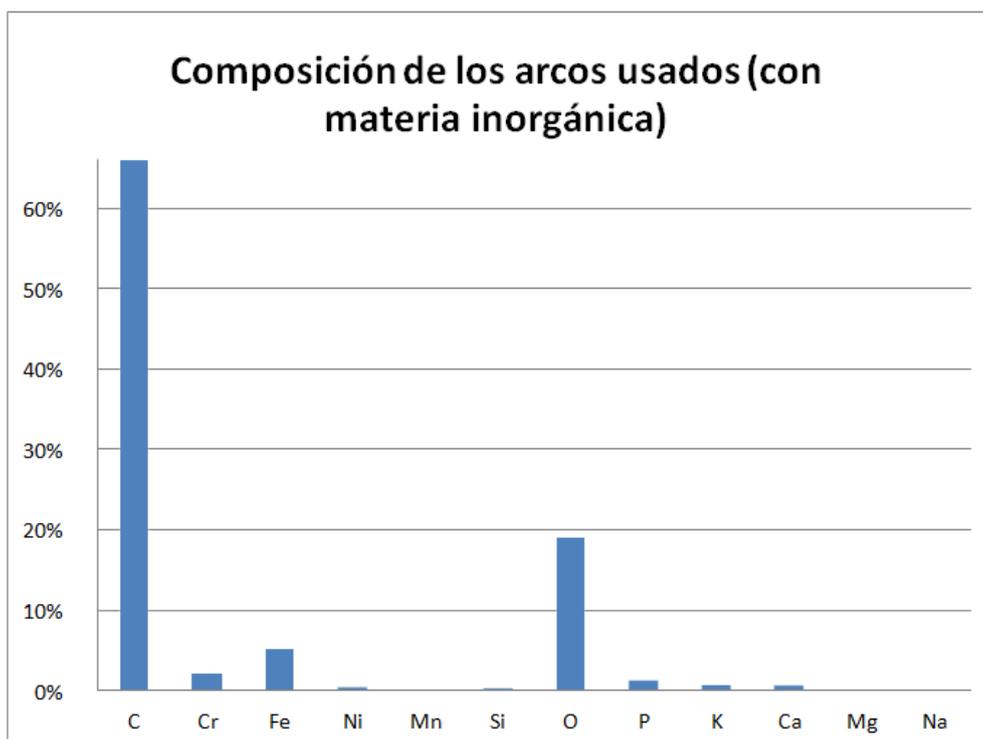
La composición de los arcos usados con materia inorgánica: Resultó: (Tabla 15 y Gráfico 20)

Tabla 15: Fuente primaria: Datos obtenidos de la media en desvío ± de todos los valores de la composición química del arco de acero inoxidable usado con materia inorgánica, exceptuando el elemento Ni y O (*), mediana.

*mediana (IQR)

Arco con Materia Inorgánica	
Media ± desvío	
C	67,99 ± 5,92
Cr	2,11 ± 1,16
Fe	5,2 ± 3,24
Ni*	0,46 (0,37; 0,63)
Mn	0
Si	0,29 ± 0,08
O*	18,97 (18,32; 20,86)
P	1,29 ± 0,15
K	0,72 ± 0,18
Ca	0,62 ± 0,25
Mg	0,18 ± 0,06
Na	0,20 ± 0,02

Gráfico 20: Fuente primaria: Composición química del arco de acero inoxidable 0.019” x 0.025” usado al menos un mes en la boca con materia inorgánica presente.



Se hallaron diferencias significativas en la composición de los arcos usados (con materia inorgánica) respecto de los nuevos en: C ($p < 0.0001$), Cr ($p < 0.0001$), Fe ($p < 0.0001$), Ni ($p = 0.0195$), Mn ($p < 0.0001$), Si ($p = 0.0421$), O ($p = 0.0003$), P ($p < 0.0001$), K ($p < 0.0001$), Ca ($p = 0.0033$), Mg ($p = 0.0031$) y Na ($p < 0.0001$) (Gráfico 21).

Gráfico 21: Fuente primaria: Comparación de la composición química de los arcos de acero inoxidable 0.019” x 0.025” nuevos y usados.



Composición química de los arcos usados sin materia inorgánica: Resultó: (Tabla 16 y Gráfico22)

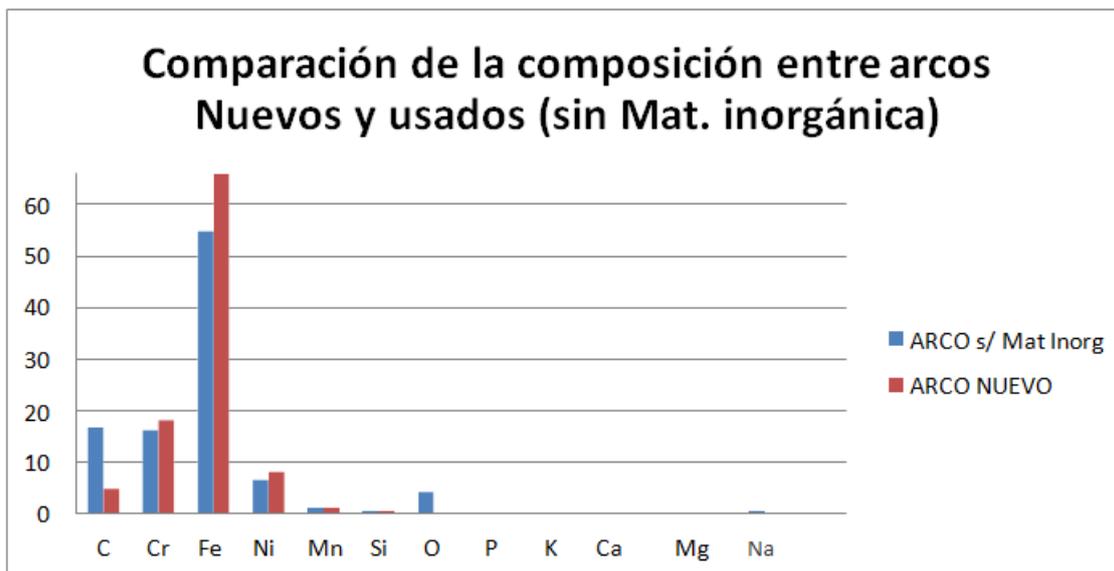
Tabla 16: Fuente primaria: Datos obtenidos de la media en desvío \pm de todos los valores de la composición química del arco de acero inoxidable usado sin materia inorgánica, exceptuando el elemento Ni, Si, K, Cl (*), mediana

Arco sin Materia inorgánica	
Media \pm desvío	
C	16,79 \pm 10,87
Cr	16,15 \pm 2,66
Fe	54,79 \pm 9,06
Ni*	6,54 (5,67; 7,17)
Mn	1,03 \pm 0,45
Si*	0,34 (0,29; 0,42)
O	4,24 \pm 2,88
P	0,14 \pm 0,10
K*	0 (0; 0,02)
Ca	0,18 \pm 0,26
Mg	0
Na	0
Cu	0,40 \pm 0,48
Cl*	0 (0; 0,02)

* mediana (IQR)

Se hallaron diferencias significativas en la composición de los arcos usados (sin materia inorgánica) respecto de los nuevos en: C ($p=0.0214$), Fe ($p=0.0074$), Ni ($p=0.0084$), O ($p=0.0070$), P ($p=0.0179$), Ca ($p=0.0306$) y Cu ($p=0.0343$) No se hallaron diferencias en Cr ($p=0.1372$), Mn ($p=0.0926$), Si ($p=0.1091$), K ($p=0.3711$) ni Cl ($p=03.711$) (Gráfico 22)

Gráfico 22: Fuente primaria: Comparación en la composición química de los arcos de acero inoxidable 0.019” x 0.025” nuevos y usados sin material inorgánico.



También se hallaron diferencias en la composición de los arcos usados con y sin materia inorgánica en: C ($p < 0.0001$), Cr ($p < 0.0001$), Fe ($p < 0.0001$), Ni ($p = 0.0016$), Mn ($p = 0.0005$), O ($p < 0.0001$), P ($p < 0.0001$), K ($p = 0.0027$), Ca ($p = 0.0113$) y Cu ($p = 0.0343$). No se halló diferencias en Si ($p = 0.7691$) ni Cl ($p = 0.0295$).

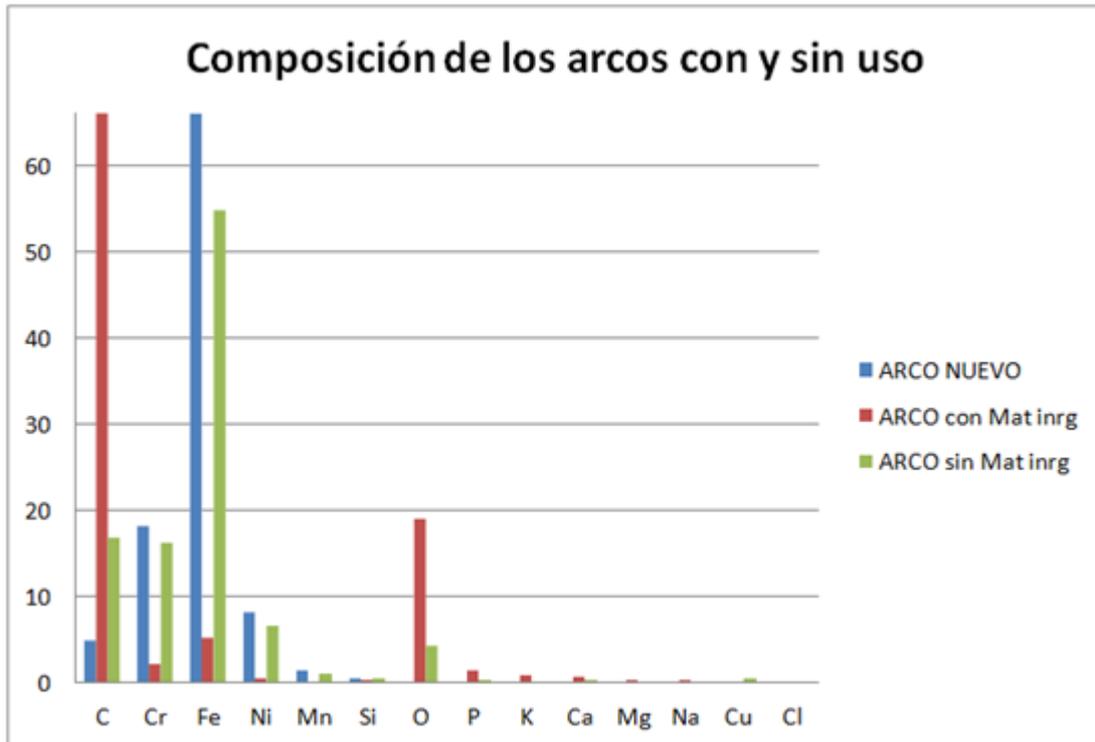
Si comparamos arcos usados con y sin materia inorgánica: (Gráfico 23)

Gráfico 23: Fuente primaria: Comparación de los arcos de acero inoxidable 0.019” x 0.025” usados con materia inorgánica y sin materia inorgánica.



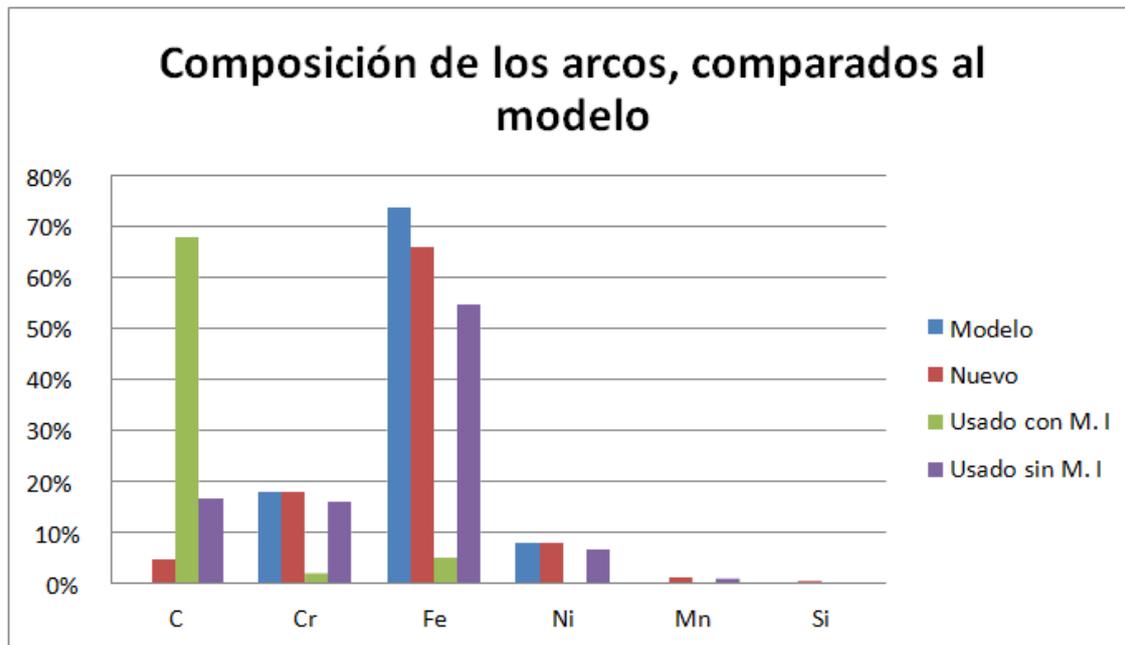
Y poniendo los tres en un mismo gráfico obtenemos la siguiente comparación según la composición química: (Gráfico 24):

Gráfico 24: Fuente primaria: Comparación de la composición química de los arcos usados de acero inoxidable de 0.019" x 0.025", con materia inorgánica y sin materia inorgánica.



Considerando también los elementos del acero inoxidable modelo: Fórmula Wipla¹: Se obtiene este último esquema: (Gráfico 25)

Gráfico 25: Fuente primaria. Comparación de la composición química del arco de acero inoxidable 0.019” x 0.025” modelo, nuevo usado con materia inorgánica y usado sin materia inorgánica



Al analizar y comparar resultados con otros autores, se observa que la determinación de los niveles de fuerza ejercidos ^{24,56,57,58,60} y la resistencia de un alambre en un tratamiento de ortodoncia, dependen siempre de diferentes factores, tales como la alineación dentaria, la **superficie** de contacto entre el **slot** y el **arco** de alambre, el ángulo formado por ellos, el tipo de brackets (convencional o de autoligado), ligaduras empleadas (metálica o elastomérica), tamaño, geometría y tipo de aleación de arco utilizada, fuerza, sector del arco destinada a la observación, dureza de los materiales que se asocian, ²⁹entre otros.

No es posible determinar que en todas las aristas de los arcos analizados, las marcas o desgastes se presentan en los puntos X e Y, como citaron los autores del libro “mecánica sistematizada del tratamiento de ortodoncia” ²⁴ sino que en su mayoría, éstos presentaron accidentes en sus aristas y caras internas en diferentes zonas.

En este trabajo resultó dificultoso reunir los criterios de los autores, ya que, controlar las variables y mantener las mismas condiciones para todos los pacientes, es una tarea ardua.

En contraste con lo dicho anteriormente, pudieron obtenerse detalles muy precisos de la ubicación de las áreas de desgaste con MEB, M.O y Lupa en los alambres de **0.019” x 0.025” de acero inoxidable** específicamente. ²³ Al mismo tiempo, se comparó el análisis de composición química con el sistema EDS “Mapping chemical elements on the surface of orthodontic appliance by SEM-EDX”.² donde se reflejan signos de corrosión.

Estudios futuros podrían analizar y comparar el desgaste y cantidad de cúmulo de placa bacteriana, de un alambre de **acero inoxidable 0.019”x 0.025”**, con un sistema de autoligado, estético o metálico, o con ligaduras metálicas con alambre de 0.020”. Podría

estudiarse el comportamiento del arco en el sector posterior, (recto en dicha sección) y de fácil manipulación para la observación con los aparatos de microscopía.

En este trabajo se evaluó la implicancia clínica de su desgaste frente a un sistema específico de brackets y ligadura, es decir un sistema de brackets convencional con técnica MBT y ligadura elastomérica.

11. CONCLUSIONES

Luego de la observación con el microscopio óptico puede observarse, que todos los arcos tuvieron depósito de material inorgánico en su **superficie**, perteneciente a la placa bacteriana o biofilm. También se ha detectado que el desgaste de las caras y de las aristas, se produjo de manera asimétrica en el espacio comprendido en el slot del bracket, trayendo dificultades para lograr el torque correcto en las piezas dentarias.

El comportamiento de cada arco analizado fue diferente, del mismo modo que lo fueron los sectores del arco correspondiente al bracket de cada pieza dentaria.

La cara interna del **alambre**, que se encuentra en íntimo contacto con el slot del bracket²⁹, fue la más afectada. En cuanto al comportamiento del arco a nivel de las aristas, hubo desgaste aunque no fue cruzado (arista interna inferior con arista externa superior y la arista interna superior con la arista externa inferior), sino que se evidenció el desgaste predominante en las aristas internas, (esto se deduce porque en el análisis estadístico, se observó que las aristas más afectadas fueron las internas, en un porcentaje más elevado que las externas). Hubo zonas del **arco** en determinados brackets, en los que sí se pudieron ver los desgastes en los puntos X e Y, aunque estos no fueron significativos²⁴.

En cuanto a la composición química realizada con EDS en el MEB, se pudo observar que no hubo cambios reveladores en el análisis de un arco modelo con respecto al arco que provee el fabricante, pero sí hay diferencias significativas en la composición química del **acero inoxidable** usado clínicamente, al menos un mes en la cavidad oral, tanto en las zonas donde no hay presencia de material inorgánico, como en zonas donde sí la hay, proveniente de la placa bacteriana.

Con un p valor <0.05 , se destacaron en los arcos usados (sin material inorgánico) niveles significativos de: Carbono, Hierro, Niquel, Oxígeno, Calcio y Cobre, alterando de este modo su estructura atómica. Al registrarse más presencia de carbono y sumarse

oxígeno forman un óxido de carbono, evidenciándose signos de corrosión en los **alambres** estudiados.

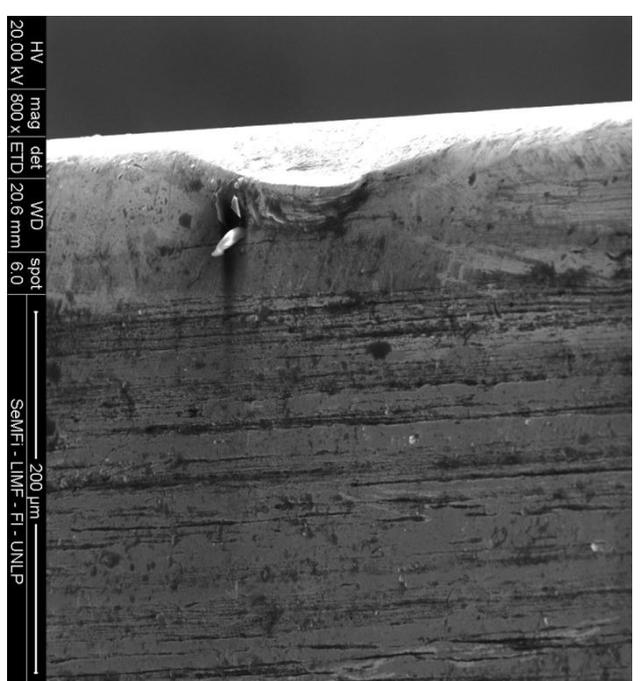
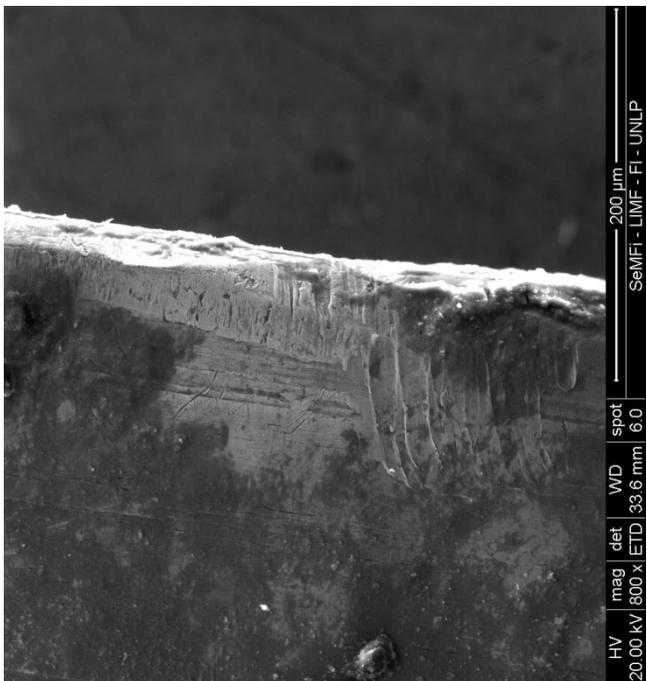
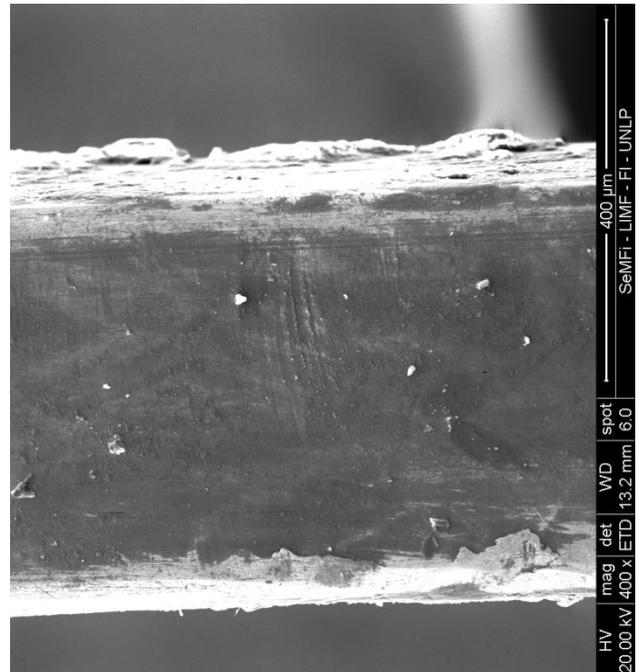
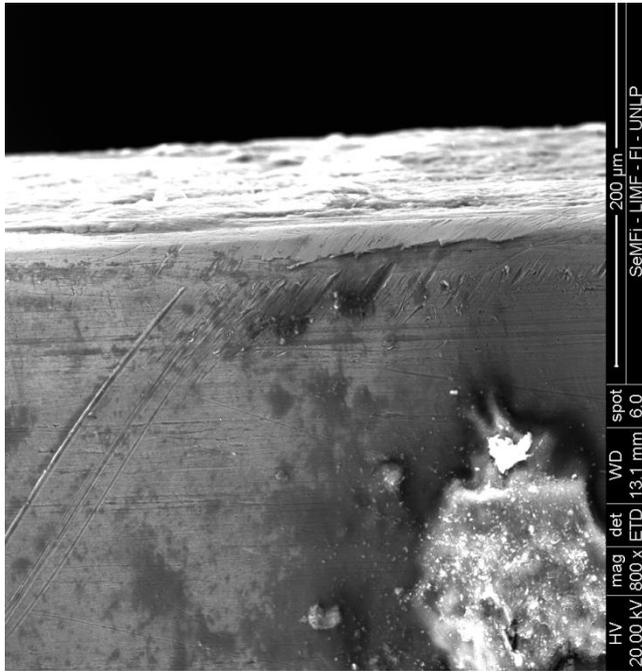
En conclusión el examen de los **alambres** metálicos de tratamiento post-ortodoncia reveló alteraciones tales como: signos de fatiga estructural, corrosión, deformación en sus caras y aristas y se registraron diferentes niveles de biofilm en la **superficie**.

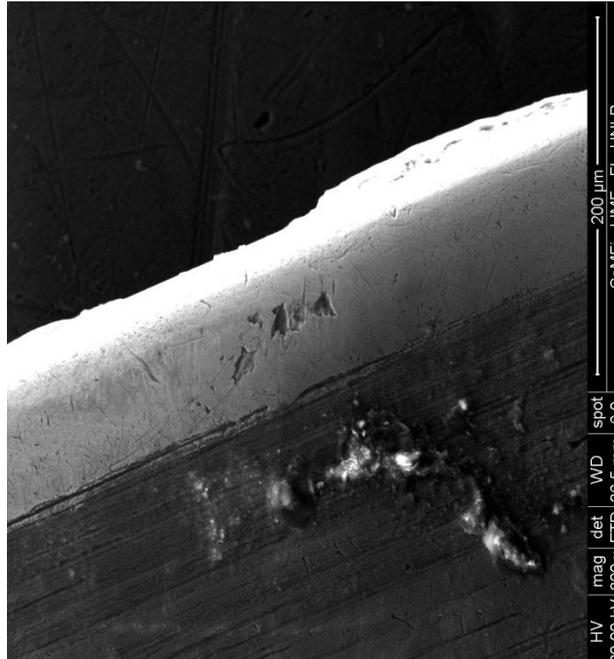
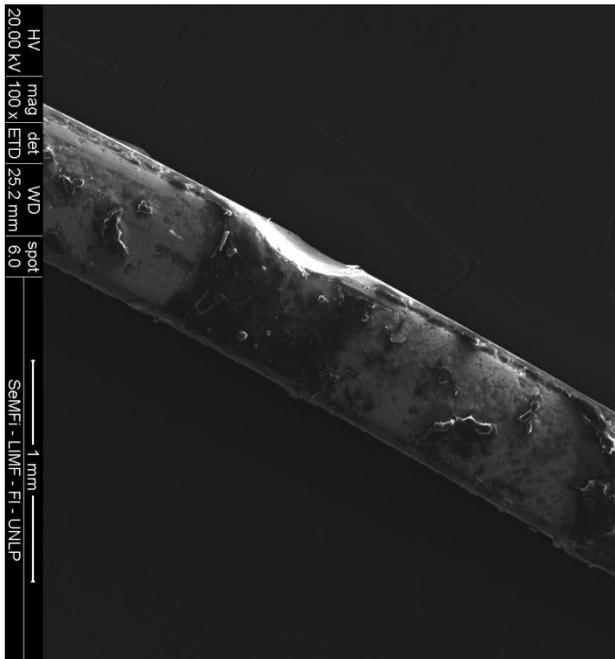
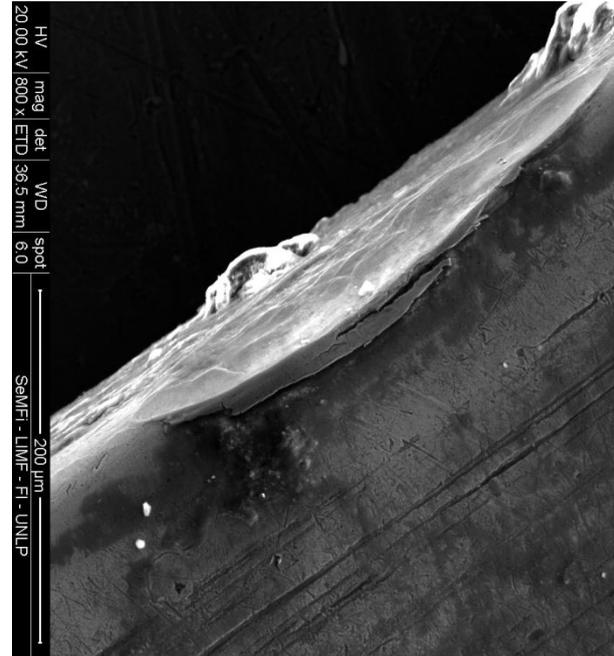
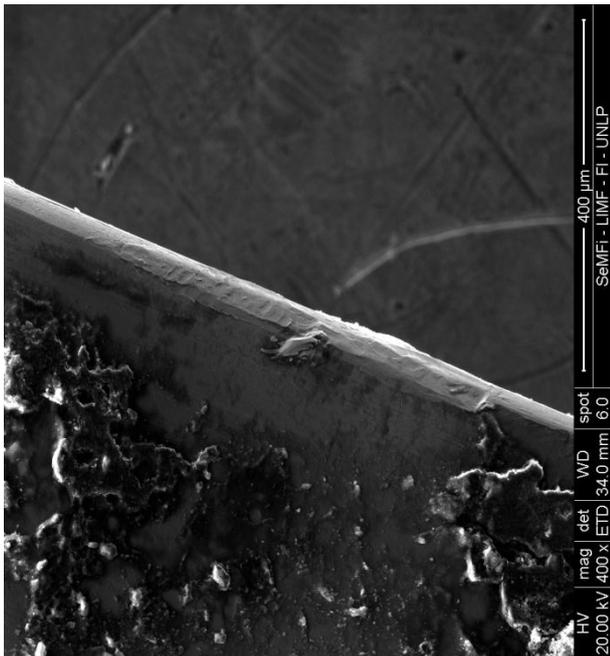
Se detectaron importantes cantidades de biopelícula sobre los **arcos** de ortodoncia después de solo cuatro semanas de uso, fundamentalmente en la zona donde se liga el elastómero.

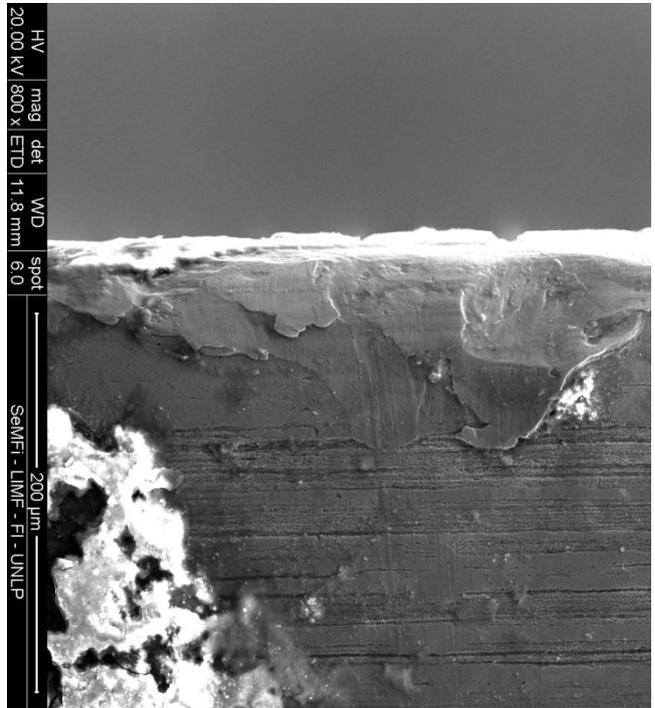
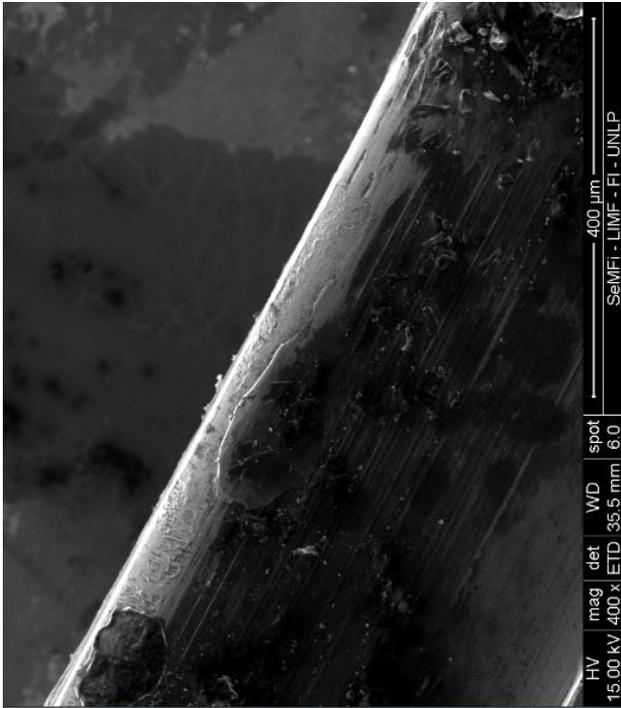
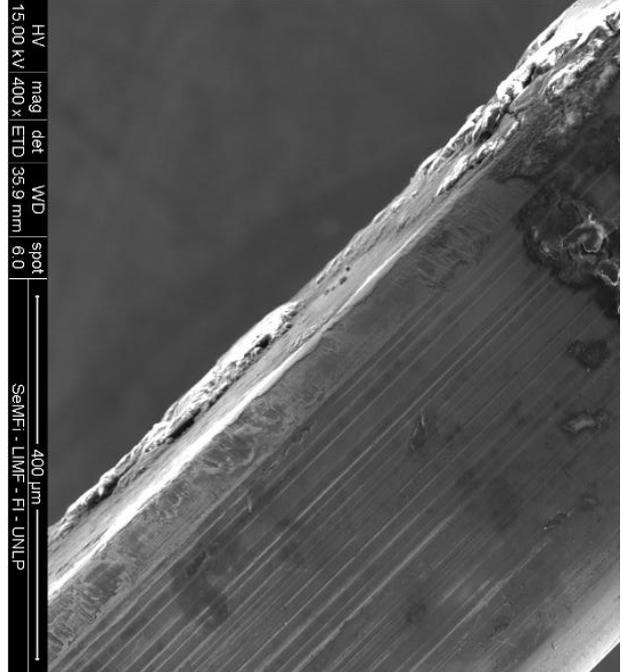
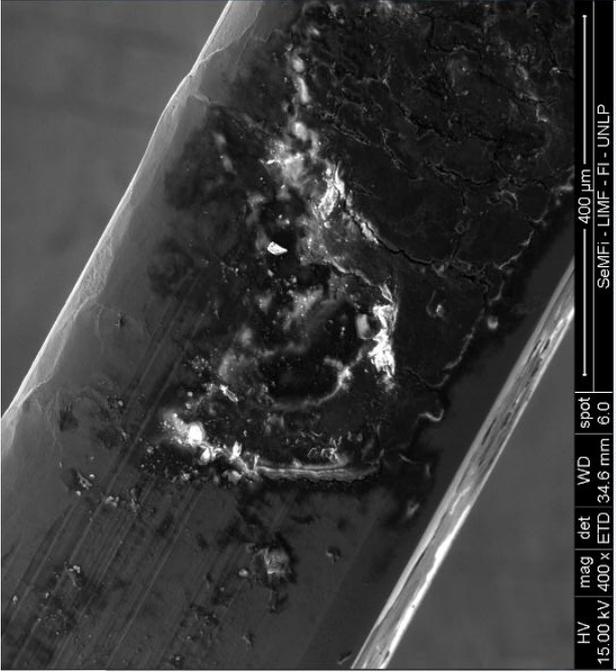
Por otra parte, se ve descartada la posibilidad de que la ligadura elastomérica, sea la causa de deformaciones, dado que éstas provienen de la fricción del **arco con el slot del bracket**, debido a la holgura de 10.5°.

12. ANEXOS

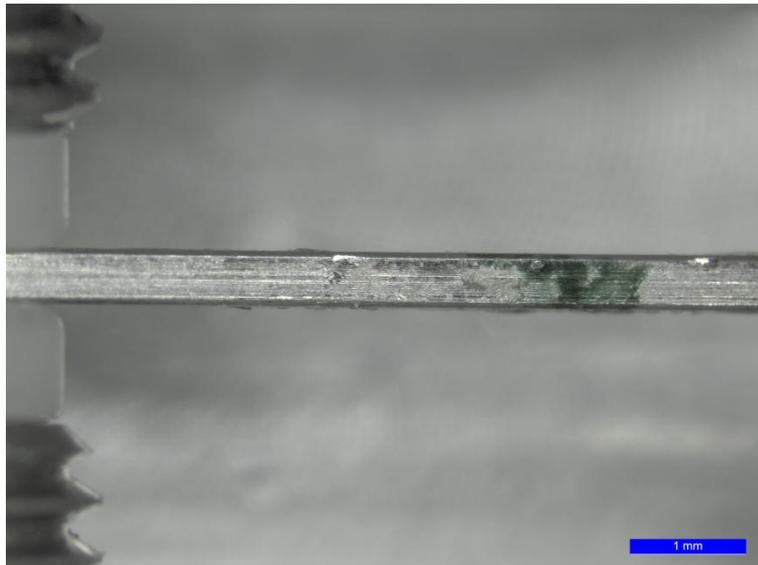
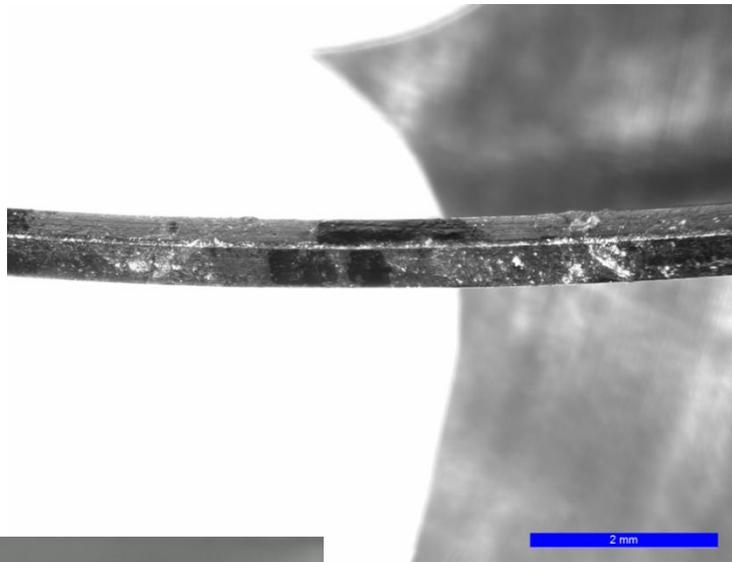
Imágenes obtenidas del MEB







Imágenes obtenidas del M.O:



13. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Alonso Uribe Restrepo G. Ortodoncia Teórica y Clínica. 1º Edición. Medellín, Colombia: 2004.
2. Mikulewicz M, Wołowiec P, Michalak I, Chojnacka K, Czopor W, Berniczei-Royko A. Mapping chemical elements on the surface of orthodontic appliance by SEM-EDX. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014
3. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Maffia E. La liberación de cromo a partir de acero inoxidable nuevo, reciclado y brackets ortodóncicos libres de níquel. *Orthod ángulo.* 2009; 79 : 361-367.
4. Fernandez-Minano E, Ortiz C, Vicente A. Contenido de ion metálico y el daño al ADN en las células de la mucosa oral de niños con aparatos de ortodoncia fijos. *Biometals.* 2011; 24: 935-941.
5. Harzer W, Schröter A, Gedrange T, Muschter F. Sensibilidad de soportes de titanio a la influencia corrosiva de pasta de dientes y el té que contiene fluoruro. *Orthod ángulo.* 2001; 71 : 318-323.
6. Amini F, Rakhshan V, Mesgarzadeh. Efectos a largo plazo del tratamiento de ortodoncia en níquel y cromo, Niveles salivales: un estudio de corte prospectivo de 1 año. *Biol traza Elem Res.* 2012; 150:15-20.
7. Mikulewicz M, Chojnacka K, B Wozniak, Downarowicz P. La liberación de iones metálicos de aparatos ortodóncicos: Una vitro en estudio. *Biol traza Elem Res.* 2012; 146: 272-80.
8. Kim H, Johnson JW. La corrosión de acero inoxidable, níquel-titanio, recubierto de níquel-titanio, y alambres de ortodoncia de titanio. *Orthod ángulo.* 1999; 69 : 39-44.

9. Amini F, Borzabadi Farahani A, Jafari A, Rabbani M. In vivo estudio de contenido de metal de células de la mucosa oral en pacientes con y sin aparatos de ortodoncia fijos. *Orthod Craniofac Res.* 2008; 11: 51-56.
10. Eliades T, Athanasiou AE. In Vivo, el envejecimiento de ortodoncia aleaciones: Implicaciones para la potencial de corrosión, níquel Release, y la biocompatibilidad. *Orthod ángulo.* 2002; 72 : 222-237.
11. Casa K, Sernetz F, Dymock D. La corrosión de los aparatos de ortodoncia - nos debe importar? *Am J Orthod Dentofaciales Orthop.* 2008; 133: 584-92.
12. Chaturvedi TP, Upadhayay SN. Una visión general de la degradación del material de ortodoncia en la cavidad oral. *Indian J Dent Res.* 2010; 21: 275-284.
13. Gedrange T, Kuhn UD, Walter B. Efectos de 28 días la tensión mecánica y masticar sobre el contenido de iones difusibles consolidados y en los músculos de la masticación. *Exp Toxicol Pathol.* 2001; 53: 207-13.
14. Hafez SA, Selmi REM, Eid FHK, et al. La citotoxicidad, genotoxicidad, y el metal de liberación en pacientes con aparatos ortodóncicos fijos: a longitudinal in-vivo estudio. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2011; 140: 298-308.
15. Mikulewicz M, Chojnacka K, Wołowiec P. La liberación de iones metálicos de aparato de ortodoncia fija un in vitro estudio en sistema de flujo continuo. *Orthod ángulo.* 2014; 84: 140-48.
16. Mikulewicz M, Chojnacka K, Zielinska A, Michalak I. La exposición a metales a partir de aparatos de ortodoncia por análisis mineral del cabello. *Environ Toxicology Phar.* 2011; 32: 10-16.
17. Kao TC, Ding SJ, Chen YC, Huang TH. La capacidad anticorrosiva de nitruro de titanio chapado (TiN) sobre un soporte de metal de ortodoncia y su biocompatibilidad. *J Biomed Mater Res.* 2002; 6 : 786-792.

18. Kao TC, Ding SJ, El H. Citotoxicidad de alambre de ortodoncia corroído en solución de fluoruro in vitro . *Orthod ángulo*. 2007; 77: 349-354.
19. Luft S, Keilig L, Jager A, Bourauel C. In-vitro Evaluación del comportamiento a la corrosión de los soportes de ortodoncia. *Orthod Craniofac Res*. 2009; 12: 43-51.
20. Bagatin CR, Ito IY, Andruccioli MCD. La corrosión en Haas expansores con y sin el uso de un agente antimicrobiano: un estudio in situ. *J Appl Sci Oral*. 2011; 19: 662-667.
21. Gedrange T, Mai R, Richter G. Microanálisis de rayos X de elementos en el músculo masticatorio después de paresia del masetero derecho. *J Dent Res*. 2005; 84: 1026-1030.
22. Fjeld M, Ogaard B. Evaluación microscópica electrónica de barrido de las superficies de esmalte expuestas a 3 sistemas de unión de ortodoncia. *Am J Orthod Dentofaciales Orthop*. 2006; 130: 575-581.
23. Amini F, Rakhsahan V, Pousti M. Las variaciones en la rugosidad de la superficie de siete arcos de alambre de ortodoncia: un estudio de SEM-perfilometría. *Corea J Orthod*. 2012; 42 : 129-137.
24. Mc Laughlin R, P Bennet John C, Trevisi H J. *Mecánica sistematizada del tratamiento ortodóncico*. 1º Edición Madrid; España. Elsevier; 2004
25. Moyers R.E. *Manual de Ortodoncia*. 4º Edición. Buenos Aires. Editorial Panamericana. Cap. 1: 2-5. 1992.
26. Grill DS., Naiani FB. *Ortodoncia Principios y Práctica*. 1º edición. Mexico: Manual moderno 2013.
27. Jorge Gregoret, Elisa Tuber, Horacio Escobar. “Tratamiento ortodoncico con Arco recto” NM ediciones Madrid. 2003 reimpression 2007.

28. Macchi, “Materiales dentales”, 4ta edicion .Editorial Panamericana. 2007.
29. Ruiz Valeria. Estudio comparativo al microscopio electrónico de barrido del desgaste del slot de los brackets de zafiro al inicio y finalización del tratamiento de ortodoncia. Sedici 2018.
30. Jose Antonio Canut Brusola “Ortodoncia clinica y terapeutica” 2º Edicion. 2000
31. Tweed CH: The application of the principles of the Edgewise arch in the treatment of malocclusion. Angle orthod 11: 5-67. 1941.
32. Angle EH: The latest and best in orthodontic mechanisn. Dent-cosmos 70: 1143-1158. 1928
33. Richard P. Mc Laughlin, John C. Bennett: “ Evolución de la mecánica de tratamiento y diseño de electrodomésticos contemporáneos en ortodoncia: una perspectiva de 40 años” American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 147: 654–662. 2015
34. Hibbeler R. Mechanics of materials, 4º Edición. Boston USA. Pearson 1998; 607-608.
35. Andrews, LF. The six keys to normal occlusion. . Am J Orthod . 1972 ; 62 : 296-307
36. Andrews LF. The straight-wire Appliance. Case Histories: Non-Extraction 1976. J.C:O.
37. Meyer M and Nelson G. Preajusted edwise appliances: Theory and practice. Am.J.Orthod. 1978
38. Roland H Roth. The Straight- Wire Apliance 17years later .J.C.O 1987.
39. Bennet Jhon C, Mc Laughlin Richard, Orthodontic treatment mechanics and the Preajusted Appliance. 1993.

40. McLaughlin, RP y Bennett, J. La transición de edgewise estándar a sistemas de dispositivos preajustados. *J Clin Orthod* . 1989
41. Reukers E. Straight wire appliance versus conventional full Edewise, prospective clinical trial. University of Nijmegen. 1997
42. Mc Laughlin R.P, Bennet JC. Arch from considerations for stability and esthetics. *Revista España Ortodontica* 29(2) 46-63
43. Nieto M. Barrera J.P, Gonzales EJ, Parra IL, Rodriguez AC. Comparación de la resistencia al deslizamiento en brackets de autoligado y brackets convencionales ligados con ligadura elastometica convencional y baja fricción. *Rev. Facultad de Odontología Universidad Atntioq.* 23 (2) 192-206, 2012
44. Michel Dalstra, Henrik Eriksen, Chiara Bergamini and Birte Melsen “Juego torsional real versus teórico en sistemas de brackets convencionales y autoligados”. *Journal of Orthodontics*, Vol. 42, 2015, 103–113
45. Al Fakir H, Carey JP, Melenka GW, Nobes DS, Heo G, Major PW. “Investigation into the effects of stainless steel ligature ties on the mechanical characteristics of conventional and self-ligated brackets subjected to torque”, *J Orthod* 2014; 41: 188–200
46. Cash AC, Good SA, Curtis RV, McDonald F. “An evaluation of slot size in orthodontic brackets-are standards as expected” *Angle Orthod* 2004; 74:450–453.
47. Sifakakis I, Pandis N, Makou M, Eliades T, Katsaros C, Bourauel C. “Torque efficiency of different archwires in 0.018- and 0.022-inch conventional brackets”. *Angle Orthod* 2014; 84: 149–154.
48. Trevisi R. Tratamiento ortodóncico con aparato de autoligado pasivo; 2001.
49. Alfredo T. Alvarez “ Biomecanica estas ahi? Argentina: Providence; 2011

50. Kusy RP, Whitley JQ. “Influencia de las dimensiones del cable del arco y del soporte en la mecánica de deslizamiento: Derivaciones y determinaciones de los ángulos de contacto críticos para la unión”. *Eur J Orthod* 1999; 21: 199-208.
51. Madriguera SJ. Fricción y resistencia al deslizamiento en ortodoncia: una revisión crítica. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 135: 442-7
52. Southard TE, Marshall SD, Grosland NM. La fricción no aumenta la carga de anclaje. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 131: 412-4.
53. Pacheco MR, Jansen WC, Oliveira DD; The role of friction in orthodontics; *Dental Press J. Orthod*, 2012; 17(2)
54. Hisham M. Badawi a, Roger W. Toogood b, Jason PR Carey c, Giseon heo d, Paul W. Mayor , “Expresión de par de brackets autoligantes”. *Asociación Americana de Ortodoncistas*, 2008; 133: 721–728
55. Daems J, Celis JP, Willems G. “Caracterización morfológica de arcos de acero inoxidable de ortodoncia in vivo recibidos e in vivo”. *Eur J Orthod*, 2009; 31: 260–265.
56. Varadaraju Magesh a, Pandurangan Harikrishnan “ Análisis de elementos finitos de la deformación de la pared de la ranura en acero inoxidable y brackets ortodónticos de titanio durante el torque simulado de la raíz palatina”, 2018; 153:481–488
57. Schiff N, Grosogeat B, Lissac M, Dalard F. “Influencia de los enjuagues bucales fluorados en la resistencia a la corrosión de los alambres de ortodoncia. *Biomateriales*”. 2004; 25: 4535–4542.
58. Kim H, Johnson JW. “Corrosión de alambres de acero inoxidable, níquel-titanio, níquel-titanio recubierto y titanio”. *Ortodo de angulo* 1999; 69: 39–44.

59. Burrow S J 2009 “Friction and resistance to sliding in orthodontics: a critical review”, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 135: 442 – 447
60. Sandra L Gómez, Yesid Montoya, Nora L García, Ana L Virgen, Javier E Botero. Comparison of frictional resistance among conventional, active and passive self-ligating brackets with different combinations of arch wires: a finite elements study. *Acta odontologica latinoamericana: Aol* 2016.
61. Vittorio Cacciafesta, Maria Francesca Sfondrini, Andrea Ricciardi, Andrea Scribante, Catherine Klersy. Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-archwire combinations. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 2003
62. Drescher D, Bourauel C, Schumacher HA. Frictional forces between bracket and arch wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989; 96: 397-404.
63. Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistance between orthodontic bracket and archwire. *Am J. Orthod* 1980; 78: 593-609.
64. Shivapuja PK, Berger J. A comparative study of conventional ligation and self-ligation bracket systems. *Am J Orthod. Dentofacial Orthop* 1994; 106: 472-480.
65. Hain M, Dhoptkar A, Rock P. A comparison of different ligation methods on friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 130: 666-670.
66. Goldberg AJ, Liebler SA, Burstone CJ. *Eur J. “Viscoelastic properties of an aesthetic translucent orthodontic wire”*. *Orthod.* 2011; 33: 673-678.
67. Echarri P. “Tratamiento ortodoncico con extracciones”, Madrid: Ripiano 2010.
68. Dolci GS, Spohr AM, Zimmer ER, Marchioro EM. “Assessment of the dimensions and Surface characteristics of Orthodontic wires and bracket slots”. *Dental Press J Orthod.* 2013; 18: 69-75.

69. Aphinan Phukaoluan, Anak Khantachawana, Pongpan Kaewtatip, Surachai Dechkunakorn, Niwat Anuwongnukroh, Peerapong Santiwong, Julathep Kajornchaiyakul “Comparación de las fuerzas de fricción entre los soportes de acero de ortodoncia inoxidable y los cables de TiNi en condiciones húmedas y secas” *Internacional Orthodontics*, 2017. 15:13-24.
70. E K Wong D W Borland V C West “Deformación de arcos ortodóncicos a lo largo del tiempo”. *Australian Orthodontic Journal*, 1994. 13; 152-158.
71. Shin JS 1 , Oh KT , Hwang CJ. In vitro corrosión superficial de acero inoxidable y aparatos de ortodoncia NiTi. *Australian Orthodontic Journal* Apr; 19 (1): 13-8. 2003
72. Zhang C, Sun X, Hou X, Li H, Sun D. “The corrosion resistance of composite arch wire laser-welded by NiTi shape memory alloy and stainless steel wires with Cu interlayer in artificial saliva with protein”. *Int J Med Sci*. 2013; 21; 1068-1072.
73. Shahabi M 1 , Jahanbin A , Esmaily H , Sharifi H , Salari S . Comparación de algunos hábitos dietéticos sobre la corrosión comportamiento de acero inoxidable paréntesis: un estudio in vitro. *J Clin Pediatr Dent*. 2011; 35: 429-432.
74. Ito Arai J, *Alternativas mecánicas en ortodoncia aplicación práctica*, Mexico: El manual moderno; 2012.
75. Li CW, Han LZ, Luo XM, Liu QD, Gu JF. Fine structure characterization of martensite/austenite constituent in low-carbon low-alloy steel by transmission electron forward scatter diffraction. *J Microsc*. 2016.
76. Agarwal Ch, Vakil K, Mahamuni A, Tekale P, et al. Evaluation of Surface roughness of the bracket slot floor- a 3D perspective study. *Prog Ortho*. 2016; 17:3.

77. Redlich M, Y Mayer, D. Harari , and I. Lewinstein . In vitro study of frictional forces during sliding mechanics of “reduced-friction” brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003. 124: 69–73.
78. Phukaoluan A, Khantachawana A, Kaewtatip P, Dechkunakorn S, Kajornchaiyakul J. Improvement of mechanical and biological properties of TiNi alloys by addition of Cu and Co to orthodontic archwires. *Int Orthod*. 2016; 14: 295-310.
79. Doshi UH, Bhad- Patil WA. Static frictional force and Surface roughness of various bracket and wire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011 Jan; 139: 74-79.
80. Servicio de microscopía electrónica de barrido y microanálisis LIMF. Departamento de mecánica. Facultad de Ingeniería de La Plata.

