

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ

Colegio de Posgrados

Estudio in vitro de la resistencia a la fatiga cíclica y corrosión frente a irrigantes usados en el tratamiento de conducto en limas de Níquel Titanio con tratamiento térmico “Blue” Quito, 2022

Michele Arellano Daste

**Dra. Nazareth Peñaherrera
Director de Trabajo de Titulación**

Trabajo de titulación de posgrado presentado como requisito
para la obtención del título de Especialista en Endodoncia

Quito, 9 de agosto de 2022

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ
COLEGIO DE POSGRADOS

HOJA DE APROBACIÓN DE TRABAJO DE TITULACIÓN

Estudio in vitro de la resistencia a la fatiga cíclica y corrosión frente a irrigantes usados en el tratamiento de conducto en limas de Níquel Titanio con tratamiento térmico “Blue” Quito, 2022

Michele Arellano Daste

Dr. José Maldonado Paredes
Especialista en Endodoncia

Dra. Paulina Aliaga
Especialista en cirugía Oral
Decano del Colegio de Odontología

PHD. Hugo Burgos
Decano del Colegio de Posgrados

Quito, 9 de agosto de 2022

© DERECHOS DE AUTOR

Por medio del presente documento certifico que he leído todas las Políticas y Manuales de la Universidad San Francisco de Quito USFQ, incluyendo la Política de Propiedad Intelectual USFQ, y estoy de acuerdo con su contenido, por lo que los derechos de propiedad intelectual del presente trabajo quedan sujetos a lo dispuesto en esas Políticas.

Asimismo, autorizo a la USFQ para que realice la digitalización y publicación de este trabajo en el repositorio virtual, de conformidad a lo dispuesto en la Ley Orgánica de Educación Superior del Ecuador.

Nombre del estudiante: Michele Arellano Daste

Código de estudiante: 00215376

C.I.: 1722737820

Lugar y fecha: Quito, 9 de agosto de 2022.

ACLARACIÓN PARA PUBLICACIÓN

Nota: El presente trabajo, en su totalidad o cualquiera de sus partes, no debe ser considerado como una publicación, incluso a pesar de estar disponible sin restricciones a través de un repositorio institucional. Esta declaración se alinea con las prácticas y recomendaciones presentadas por el Committee on Publication Ethics COPE descritas por Barbour et al. (2017) Discussion document on best practice for issues around theses publishing, disponible en <http://bit.ly/COPETHeses>.

UNPUBLISHED DOCUMENT

Note: The following graduation project is available through Universidad San Francisco de Quito USFQ institutional repository. Nonetheless, this project – in whole or in part – should not be considered a publication. This statement follows the recommendations presented by the Committee on Publication Ethics COPE described by Barbour et al. (2017) Discussion document on best practice for issues around theses publishing available on <http://bit.ly/COPETHeses>.

AGRADECIMIENTOS

A Dios, mis padres, Francisco Arellano Proaño, Magdalena Date Falconí. Mi hermana Isabel Arellano Daste. Mi prima Katherine Daste, mis tíos Patrick Morón y Martine Daste, quienes me acompañaron y apoyaron durante todo el proceso.

A mis profesores, mentores y guías. Dra. Nazareth Peñaherrera, Dra. Paulina Aliaga, Dr. José Maldonado, Dr. Nicolás Castrillón, Dr. Raúl Aponte, Dr. Ulpiano Naranjo, Dra. María Fernanda Mora, Dra. Ana Cristina Viteri, Dra. Andrea Ponce, Dra. Daniela Mendoza.

A los profesionales y amigos que fueron clave en el desarrollo y ejecución de la investigación. Ing. Krustskaya Yépez, equipo de colaboradores del instituto de nano materiales de la USFQ. Ing. Daniela Viteri, equipo de colaboradores del instituto de química de la USFQ, Dra. Andrea Rojas, Ing. Paúl Garay, Ing. Yirelly Paredes.

A todos mis compañeros de postgrado con quienes compartimos las mejores experiencias.

RESUMEN

La literatura advierte que, a diferencia de los instrumentos de acero inoxidable, las limas de níquel-titanio no evidencian una deformación plástica visible, e inevitablemente termina en una fractura no anticipada. No obstante, estos instrumentos pueden ser evaluados por su vida útil, que se define como: el número de ciclos requeridos para producir una fractura o “NCF” (Huang et al., 2017). Por lo que es necesario realizar estudios que evalúen la resistencia a la fatiga cíclica y brinden al clínico una referencia para aplicarlo en su práctica.

Irrigantes, como el hipoclorito de sodio, está indicado para el tratamiento de conductos. Tiene propiedades antimicrobianas, pero también efectos corrosivos, que afecta al metal. Esto incrementa dudas sobre su efecto en la superficie de la lima durante ese contacto directo con el instrumento (Huang et al., 2017). El objetivo del presente estudio es doble: evaluar la resistencia a la corrosión por la exposición a hipoclorito de sodio al 5.25% a temperatura corporal de 37 °C durante 1 y 5 minutos, así como evaluar la diferencia de resistencia a la fatiga cíclica de dos instrumentos nuevos, rotatorios continuos de NiTi con aleación térmica Blue en conductos artificiales de metal.

El estudio constó de dos grupos de limas (A) Fanta Blue S-One 25.06 (Fanta Dental, Shanghai, China) y (B) Race Evo 25.06 (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds Switzerland). El número de ciclos hasta su fractura fue grabado con una cámara digital en un dispositivo móvil. El fragmento restante fue analizado con microscopio de barrido electrónico (SEM) para análisis químico, estadísticamente evaluado con ANOVA ($p=0.5$) y Chi cuadrado ($p=0.5$). El grupo de limas Race Evo mostró el mayor número de ciclos hasta la fractura ($N_f=2512,1 \pm 381,5$) en comparación a Fanta Blue ($N_f=2099,0 \pm 1088,6$) (p . valor = $0,0186 < 0,05$). No se encontró una relación significativa entre la corrosión por picadura existente y la resistencia a la fatiga (Chi-

cuadrado = 2,5 p-valor = 0,287 > 0,05). No se encontró relación significativa entre las picaduras presentes y la resistencia a la fatiga (Chi-cuadrado = 2,5 p. valor = 0,287 > 0,05).

Palabras clave: Endodoncia, conducto artificial, limas níquel-titanio, hipoclorito de sodio, corrosión, tratamiento térmico, fatiga cíclica

ABSTRACT

The literature states that, unlike stainless steel instruments, nickel-titanium files do not evidence visible plastic deformation, and inevitably ends in an unanticipated fracture. However, these instruments can be measured by their lifespan, typically defined as, the number of cycles required to produce a fracture or "NCF" (Huang et al., 2017). Thus, there is a need for studies that evaluate cyclic fatigue resistance and provide the clinician with a reference to apply in their practice.

Irrigants, like sodium hypochlorite, is used for root canal treatment. It has antimicrobial properties but also corrosive effects, which impairs the metal. This increases doubts about its effect on the file surface during such direct contact with the instrument (Huang et al., 2017). The objective of the present study is twofold: to evaluate the corrosion resistance from exposure to 5.25% sodium hypochlorite at body temperature (37 °C) for 1 and 5 minutes. To assess the difference in cyclic fatigue resistance of two new, continuous rotary NiTi instruments with Blue thermal alloy in artificial metal canals.

The study consisted of two files groups (A) Fanta Blue S-One 25.06 (Fanta Dental, Shanghai, China) and (B) Race Evo 25.06 (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds Switzerland). The number of cycles until fracture (NCF) was recorded with a cell phone device camera. The remaining fragment was analyzed with scanning electron microscopy (SEM) for chemical analysis and statistically evaluated with ANOVA ($p=0.5$) and Chi squared ($p=0.5$). Race files group showed the greatest number of cycles to fracture. No significant relationship was found between pitting present and fatigue strength (Chi-square = 2.5 p . value = 0.287 > 0.05).

Key words: Root Canal Treatment, artificial canal, niquel-titanium files, sodium hypochlorite, corrosion, heat treatment, cyclic fatigue

TABLA DE CONTENIDO

Resumen	6
Abstract.....	8
Capítulo 1.....	16
1.1 Introducción.....	16
1.2 Justificación.....	18
1.3 Objetivo general	18
1.4 Objetivos específicos	19
1.5 Hipótesis	19
1.6 Hipótesis nula.....	20
Capítulo 2.....	21
2.1 Revisión de la literatura	21
2.2 Antecedentes históricos de la aleación Níquel-Titanio.....	21
2.3 Propiedades de la aleación Níquel-Titanio	22
2.4 Tipos de cinemática en sistemas rotatorios.....	28
2.5 Sistemas de rotación continua	33
2.6 Prueba de fatiga cíclica	38
2.7 Causas de fractura de los instrumentos de níquel-titanio rotatorios.....	41
2.8 Irrigantes en el tratamiento de conducto	43
2.9 Corrosión en metales.....	44
Capítulo 3.....	51
3.1 Metodología y diseño de la investigación	51

3.2 Diseño de Estudio	51
3.3 Muestra.....	51
3.4 Criterios de inclusión	51
3.5 Criterios de exclusión.....	52
3.6 Materiales	52
3.7 Métodos	53
Capítulo 4.....	56
4.1 Resultados.....	56
4.2 Análisis de datos.....	56
4.3 Recolección de datos y variables en el estudio	56
4.4 Resultados de la prueba EDS (Análisis químico) Fanta S-One.....	59
4.5 Resultados de la prueba EDS (Análisis químico) Race Evo Blue.....	82
4.6 Análisis descriptivo de datos	104
4.7 Análisis ligado a las hipótesis.....	105
Capítulo 5.....	109
Discusión	109
Capítulo 6.....	111
Recomendaciones.....	111
Conclusiones	112
Referencias	113

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Resumen de composición de austenita y martensita en limas níquel titanio	28
Tabla 2: Clasificación de grupos en estudio.....	53
Tabla 3: Matriz de recolección de datos promedio en unidades de tiempo	57
Tabla 4: Matriz de recolección de datos en corrosión.....	57
Tabla 5: Variables en el estudio	58
Tabla 6: Resultado descriptivo del tipo de lima y el tiempo de inmersión en hipoclorito de sodio al 5.25%	105
Tabla 7: Resultado del análisis de varianza para el tipo de lima y el tiempo de inmersión hipoclorito de sodio al 5.25%	106
Tabla 8: Resultado de las comparaciones entre medias por tipo de lima y tiempo de inmersión	106
Tabla 9: Resultado de la comparación de defectos de corrosión y su relación al evaluar la resistencia a la fatiga cíclica en las superficies de limas Fanta Blue S-One y Race Evo Blue después de la inmersión en hipoclorito de sodio al 5.25% durante 1 y 5 minutos .	107
Tabla 10: Resultado de la prueba de normalidad, de las mediciones del experimento.....	108
Tabla 11: Resultado de la prueba de homocedasticidad, de las mediciones del experimento	108

ÍNDICE DE FIGURAS

Ilustración 1: Cambios de fase de Austenita (Estado rígido) a	24
Ilustración 2: Espesor de óxido escala de a) 0 a 90 nm y b) 0 a 450 nm	26
Ilustración 3: Diferencias entre limas austeníticas y martensíticas.....	27
Ilustración 4: Clasificación de tipos de cinemática.....	29
Ilustración 5: Representación esquemática del movimiento continuo	29
Ilustración 6: Movimientos recíprocos por sistema	31
Ilustración 7: Comparación de torque axial en técnica manual vs Técnica rotatoria.....	33
Ilustración 8: Sistema Race EVO.....	34
Ilustración 9: Punta inactiva de Race Evo.....	35
Ilustración 10: Sección transversal Fanta S-One 25.06.....	35
Ilustración 11: Características de la lima fanta Blue S-One.....	36
Ilustración 12: Tiempo en fracturarse en segundos de Mtwo vs Fanta S-One.....	36
Ilustración 13 : Comparación de torque entre Mtwo vs Fanta S-One	38
Ilustración 14: Diseño del conducto metálico para prueba de fatiga cíclica	39
Ilustración 15: Prueba de fatiga cíclica por Berutti.....	40
Ilustración 16: Proceso de corrosión por picadura	47
Ilustración 17: Proceso de corrosión en hendiduras.....	49
Ilustración 18: Diseño del conducto artificial	54
Ilustración 19: Imagen en EDS Fanta S-One en 1 min de NaOCl al 5.25% (1/3)	59
Ilustración 20: Histograma del punto N° 1 de la lima Fanta S-One 1 min (1/3).....	60
Ilustración 21: Imagen en EDS Fanta S-One en 1 min de NaOCl al 5.25% (2/3)	61
Ilustración 22:Histograma del punto N° 1 de la lima Fanta S-One 1 min (2/3).....	62

Ilustración 23: Histograma del punto N° 2 de la lima Fanta S-One 1 min (2/3).....	63
Ilustración 24: Histograma del punto N° 3 de la lima Fanta S-One 1 min (2/3).....	64
Ilustración 25: Imagen en EDS Fanta S-One en 1 min de NaOCl al 5.25% (3/3)	64
Ilustración 26: Histograma del punto N° 1 de la lima Fanta S-One 1 min (3/3).....	65
Ilustración 27: Histograma del punto N° 2 de la lima Fanta S-One 1 min(3/3).....	66
Ilustración 28: Imagen en EDS Fanta S-One en 5 min de NaOCl al 5.25% (1/3)	67
Ilustración 29: Histograma del punto N° 1 de la lima Fanta S-One 5 min(1/3).....	68
Ilustración 30: Histograma del punto N° 2 de la lima Fanta S-One 5 min(1/3).....	69
Ilustración 31: Imagen en EDS Fanta S-One en 5 min de NaOCl al 5.25% (2/3)	69
Ilustración 32: Histograma del punto N° 1 de la lima Fanta S-One 5 min (2/3).....	70
Ilustración 33: Histograma del punto N° 2 de la lima Fanta S-One 5 min (2/3).....	71
Ilustración 34: Imagen en EDS Fanta S-One en 5 min de NaOCl al 5.25% (3/3)	72
Ilustración 35: Histograma del punto N° 1 de la lima Fanta S-One 5 min (3/3).....	72
Ilustración 36: Histograma del punto N° 2 de la lima Fanta S-One 5 min (3/3).....	74
Ilustración 37: Imagen en EDS Fanta S-One Grupo Control (1/3)	74
Ilustración 38: Histograma del punto N° 1 de la lima Fanta S-One Grupo Control (1/3)	75
Ilustración 39: Histograma del punto N° 2 de la lima Fanta S-One Grupo Control (1/3)	76
Ilustración 40: Imagen en EDS Fanta S-One Grupo Control (2/3)	77
Ilustración 41: Histograma del punto N° 1 de la lima Fanta S-One Grupo Control (2/3)	78
Ilustración 42: Histograma del punto N° 2 de la lima Fanta S-One Grupo Control (2/3)	79
Ilustración 43: Imagen en EDS Fanta S-One Grupo Control (3/3)	79
Ilustración 44: Histograma del punto N° 1 de la lima Fanta S-One Grupo Control (3/3)	80
Ilustración 45: Histograma del punto N° 2 de la lima Fanta S-One Grupo Control (3/3)	81
Ilustración 46: Imagen en EDS Race Evo 1 min (1/3).....	82

Ilustración 47: Histograma del punto N° 1 de la lima Race Evo 1 min (1/3)	83
Ilustración 48: Histograma del punto N° 2 de la lima Race Evo 1 min (1/3)	84
Ilustración 49: Imagen en EDS Race Evo 1 min (2/3).....	84
Ilustración 50: Histograma del punto N° 1 de la lima Race Evo 1 min (2/3)	85
Ilustración 51: Histograma del punto N° 2 de la lima Race Evo 1 min (2/3)	86
Ilustración 52: Imagen en EDS Race Evo 1 min (3/3).....	87
Ilustración 53: Histograma del punto N° 1 de la lima Race Evo 1 min (3/3)	88
Ilustración 54: Histograma del punto N° 2 de la lima Race Evo 1 min (3/3)	89
Ilustración 55: Imagen en EDS Race Evo 5 min (1/3).....	89
Ilustración 56: Histograma del punto N° 1 de la lima Race Evo 5 min (1/3)	90
Ilustración 57: Histograma del punto N° 2 de la lima Race Evo 5 min (1/3)	91
Ilustración 58: Imagen en EDS Race Evo 5 min (2/3).....	92
Ilustración 59: Histograma del punto N° 1 de la lima Race Evo 5 min (2/3)	93
Ilustración 60: Histograma del punto N° 2 de la lima Race Evo 5 min (2/3)	94
Ilustración 61: Imagen en EDS Race Evo 5 min (3/3).....	94
Ilustración 62: Histograma del punto N° 1 de la lima Race Evo 5 min (3/3)	95
Ilustración 63: Histograma del punto N° 2 de la lima Race Evo 5 min (3/3)	96
Ilustración 64: Imagen en EDS Race Evo Control (1/3).....	97
Ilustración 65: Histograma del punto N° 1 de la lima Race Evo Grupo Control (1/3)	98
Ilustración 66: Histograma del punto N° 2 de la lima Race Evo Grupo Control (1/3)	99
Ilustración 67: Imagen en EDS Race Evo Control (2/3).....	99
Ilustración 68: Histograma del punto N° 1 de la lima Race Evo Grupo Control (2/3)	100
Ilustración 69: Histograma del punto N° 2 de la lima Race Evo Grupo Control (2/3)	101
Ilustración 70: Imagen en EDS Race Evo Control (3/3).....	102

Ilustración 71: Histograma del punto N° 1 de la lima Race Evo Grupo Control (3/3)	103
Ilustración 72: Histograma del punto N° 2 de la lima Race Evo Grupo Control (3/3)	103
Ilustración 73: Gráfico de medias para el tipo de lima y el tiempo de inmersión en hipoclorito de sodio al 5.25%	105

CAPÍTULO 1

1.1 INTRODUCCIÓN

La instrumentación de los conductos radiculares es uno de los factores de importancia en el éxito de la endodoncia. Se busca continuamente obtener un tratamiento más simple, respetar la anatomía del conducto radicular, disminuir el riesgo de contaminación a otras estructuras, realizar una conformación adecuada y que el instrumento mantenga resistencia a la fatiga cíclica (Canalda Sahli & Brau Aguadé, 2014). El material conocido como “níquel-titanio” se ha usado ampliamente para preparar conductos. Sin embargo, tiene desventajas como, el potencial riesgo de fractura en canales curvos, por lo que puede alterar el pronóstico del tratamiento al fracturarse dentro del conducto.

Estudios recalcan que la preparación del conducto radicular con instrumentos endodónticos de NiTi mediante el uso de un motor disminuye las probabilidades de transporte del conducto significativamente en comparación con los instrumentos manuales de acero inoxidable (Zupanc et al., 2018).

En la actualidad, una nueva generación de instrumentos es expuesta a un tratamiento de calentamiento y enfriamiento que resulta en una capa visible de óxido de titanio presente en la superficie del instrumento, lo cual, según el distribuidor, resulta en superioridad de resistencia al momento de usarlos. A este método, se le denomina, tratamiento térmico (De-Deus et al., 2017). Las nuevas generaciones de limas han sido usadas exitosamente para mejorar sus propiedades mecánicas. Estos tipos de limas incorporan el control de memoria y “la fase R”, los cuales son usados para mejorar sus propiedades. El tratamiento térmico azul modifica la estructura molecular, proporcionando a los instrumentos una fuerza y flexibilidad adicional en comparación con el sistema de instrumentos, por lo que varios estudios previos informan que

esta tecnología de tratamiento térmico mejora la vida útil de los instrumentos (Adiguzel & Tufenkci, 2018).

Los instrumentos niti a pesar de tener súper elasticidad, ante los cambios de flexión en ocasiones se fracturan al pasar de un estado a otro. El estado que alternan varía entre austenita o rígido y martensita o flexible. Diversas circunstancias contribuyen a la resistencia o no de la fatiga cíclica, por ejemplo el tipo de movimiento o cinemática, la aleación, el entorno operativo y las propiedades metalúrgicas del instrumento (Keskin et al., 2017). Por otra parte, existen más factores que intervienen en la resistencia de un instrumento antes que ocurra una fractura, estos son: número de usos, la masa del instrumento, así como, el diseño de la sección transversal (Miccoli et al., 2020).

La corrosión de limas puede ser ocasionada al momento de realizar el tratamiento endodóntico usando sustancias químicas. Además, el proceso de esterilización es otro factor contribuyente. El inicio de la corrosión comienza por pequeños defectos superficiales a esto se le conoce como “corrosión por picadura”, afectando la capacidad de corte de las limas. No obstante, no hay reportes en la literatura sobre el fallo de los instrumentos por corrosión de los instrumentos, por lo que es lógico asumir que la “corrosión por picadura” puede ocurrir primero para eventualmente alterar la forma del suceso de la fractura, de un fallo por fatiga convencional a un fallo por corrosión (Bonaccorso et al., 2008).

1.2 Justificación

Según (Shen et al., 2009) al realizar una encuesta a practicantes generales y endodoncistas, encontraron que el 93.6% de los endodoncistas y 79.5% de los practicantes generales han experimentado alguna vez una separación de instrumentos. Nuevas generaciones de limas Niti rotatorias con tratamiento térmico se encuentran disponibles con el objetivo de ser usados una sola vez y reducir la incidencia de fractura. En este estudio se busca evaluar la corrosión y resistencia a la fractura de las limas con tratamiento térmico “Blue” luego de ser sumergidas en hipoclorito de sodio al 5.25% usado en el tratamiento de conductos puesto que, en algunos países, no se mantiene las instrucciones de un solo uso, por tanto, la capacidad máxima de las nuevas aleaciones genera dudas clínicas. Por tales motivos, se busca evidenciar las diferencias significativas de la resistencia a la fatiga entre grupos de limas con hipoclorito de sodio simulando la temperatura in vivo de 37 °C. Este estudio será de importancia para odontólogos que realicen el procedimiento de Endodoncia, con el objetivo de mejorar el pronóstico del tratamiento de conducto considerando y analizando los casos en los que serán aplicados.

1.3 Objetivo general

Evaluar la resistencia a la corrosión y a la fatiga cíclica (dinámica) en las limas de Niquel Titanio, Fanta Blue S-One (“Fanta Dental, Shangai, China”) y Race Evo (“FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds Switzerland”), durante la inmersión en hipoclorito de sodio al 5.25% durante 1 y 5 minutos.

1.4 Objetivos específicos

- Determinar la lima más resistente, para obtener una guía referencial del número de ciclos mediante el tiempo de fractura del instrumento.
- Evaluar la lima con mayor defecto estructural en la superficie, para comparar con los tiempos de fractura, mediante el uso de un cronómetro y el microscopio de barrido electrónico (SEM).
- Comparar los defectos de corrosión y su relación al evaluar la resistencia a la fatiga cíclica en las superficies de limas Fanta Blue S-One y Race Evo Blue después de la inmersión en, hipoclorito de sodio al 5.25% durante 1 y 5 minutos
- Analizar aleatoriamente 3 muestras por cada grupo en Microscopio de barrido electrónico (SEM) y EDS para confirmar la presencia o no de corrosión
- Socializar y difundir los resultados, mediante la publicación de resultados para beneficios científicos-académicos y sociales.

1.5 Hipótesis

- Se encuentran diferencias significativas en la resistencia a la fatiga cíclica entre grupos de limas inmersas en distintos tiempos.
- Se encuentran diferencias significativas en la resistencia a la corrosión entre grupos de limas
- La lima Fanta Blue S-One tendrá una resistencia a la fatiga cíclica igual o mayor a las limas Race Evo

1.6 Hipótesis nula

- No se encuentran diferencias significativas en la resistencia a la fatiga cíclica entre grupos de limas con irrigantes a distintas concentraciones
- No se encuentran diferencias significativas en la resistencia a la corrosión entre grupos de limas
- La lima Fanta Blue S-One no tendrá una resistencia a la fatiga cíclica igual o mayor a las limas Race Evo

CAPÍTULO 2

2.1 REVISIÓN DE LA LITERATURA

2.2 *Antecedentes históricos de la aleación Níquel-Titanio*

Gustav Arne Olander, químico sueco, fue el primer investigador en descubrir el efecto de memoria de forma en 1932 en un modelo de Au-Cd (Oro- cadmio) (Tadaki et al., 1988). Según (Otsuka et al., 1976) se observó por primera vez el efecto de la superelasticidad en un modelo de cobre y zinc, investigado por Reynolds y Bever en los años 1950's. Sin embargo, el mayor descubrimiento fue en los 60's porque se encontró que la propiedad de superelasticidad se podía aplicar a la aleación Ti-Ni (Tadaki et al., 1988).

En 1963, Buehler y colaboradores del laboratorio naval en Estados Unidos realizan un desarrollo de la aleación de Ni-Ti con memoria de forma incorporada, lo que permitió un mayor interés por investigar el comportamiento de las aleaciones en distintos materiales. En 1971 se comienza a aplicar a la rama odontológica con el Dr Andreasen y Hilleman para realizar los alambres de ortodoncia. En cuanto a Endodoncia, Civjan y colaboradores en 1975, fueron los pioneros en conceptualizar las limas endodónticas con este tipo de aleación. Años después en 1988, "Walia, Brantley y Gerstein" introdujeron los primeros instrumentos fabricados con material ortodóncico (Gavini et al., 2018).

A partir de estos antecedentes, los avances y modificaciones en los instrumentos como, la forma de fabricación, cambios en la punta, ángulo de corte, ángulo helicoidal, así como diferencias en la conicidad, resulta en otra forma de estandarización a de las normas ISO publicadas en 1958 para limas manuales. Años más tarde, en 1999 los tratamientos con aleaciones de níquel titanio son usadas en los instrumentos, cambiando su estructura y consecuentemente su manejo clínico (Gavini et al., 2018).

2.3 Propiedades de la aleación Níquel-Titanio

“La aleación NiTi fue desarrollada por el Naval Ordnance Laboratory y se lo consolidó como Nitinol, el cual es un acrónimo de níquel (ni), titanio (ti) y Naval Ordnance Laboratory (nol)” (Zupanc et al., 2018). Los instrumentos endodónticos convencionales de NiTi se encuentran compuestos por aproximadamente 56% de níquel y 44% de titanio. Se encuentran formados principalmente por la fase austenita o rígida y poseen propiedades súper elásticas. El proceso de manufacturación puede dar lugar a defectos en la superficie de los instrumentos de NiTi, que se supone que tienen efectos negativos en relación con la resistencia a la fractura, la eficacia del corte y resistencia a la corrosión (Zupanc et al., 2018).

El material de Niti se caracteriza por ser un material bastante sensible a los cambios térmicos, así como a los cambios mecánicos. Por tal motivo, se ha desarrollado un proceso termomecánico para provocar la propiedad de súper elasticidad en su aleación que por lo general tiene una fase martensítica estable (Plotino et al., 2014). El tratamiento térmico adicional de los instrumentos de níquel-titanio puede ser eficaz para aumentar la flexibilidad de los instrumentos rotativos de níquel-titanio (G. Gambarini et al., 2011).

Las propiedades de la aleación níquel titanio se encuentran influenciadas por cuatro factores, el diseño del instrumento, la aleación como tratamiento térmico, su uso clínico y tipo de cinemática (recíproco o continuo). En los últimos años el tratamiento térmico se ha convertido en un factor determinante en la calidad de los instrumentos niti (Zupanc et al., 2018). En especial porque una superficie sin irregularidades ayuda a tener mayor resistencia a la fatiga cíclica (Kwak et al., 2017).

2.3.1 Superelasticidad

Se puede definir como la capacidad de mantener un estrés constante a pesar del incremento en la fuerza. Esta propiedad es dada cuando la austenita se transforma en martensita. El estrés constante durante esta transformación permanece hasta que la masa del instrumento de niti se haya convertido totalmente en la fase martensítica, lo que indicaría que la fase de súper elasticidad finalizó. Si la deformación continúa pasado este punto, el estrés puede causar un cambio en la estructura cristalina, a tal punto que el instrumento ya no puede absorber más presión. No obstante, si la deformación plástica no es alcanzada la deformación mantiene su capacidad de ser reversible (Tabassum et al., 2019).

2.3.2 Memoria de forma.

La aleación de memoria de forma conocida como “SMA” (shape memory alloy) posee una propiedad específica de poder volver a su forma inicial después de haber sido expuesta a una gran deformación a través del calor, este efecto se lo conoce como el efecto de la memoria de forma “SME” (shape memory effect). El Niti exhibe características súper elásticas que permite un cambio entre la fase austenítica y martensítica (Gutmann & Gao, 2011).

El material de NiTi se puede encontrar en dos estructuras cristalinas diferentes que varía a la temperatura; la fase de austenita o de alta temperatura y “tiene una estructura cristalina B2 cúbica”; y la fase de martensita o baja temperatura, “con una estructura cristalina monoclinica B19”. Estas propiedades se producen como resultado de la transición de austenita a martensita que puede ser inducida por la tensión o temperatura, es decir, que de una etapa austenítica puede pasar a la fase de martensita por el estrés. Por lo tanto, las propiedades mecánicas de la aleación niti dependen de la temperatura ambiente y de si la aleación se enfría o se calienta (Zupanc et al., 2018).

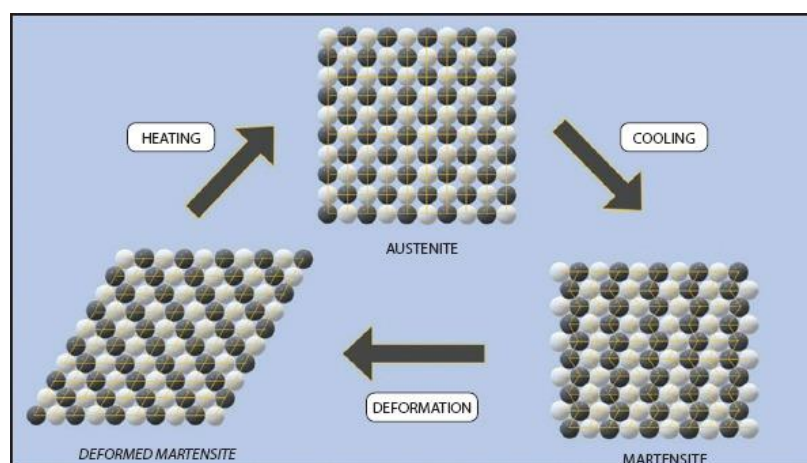
El estado martensítico presenta un módulo de elasticidad 30-40 GPa, el cual es menor que el estado de austenita que oscila 80-90 GPa (Zupanc et al., 2018). Esto significa que existe una mayor resistencia a la fractura en el estado austenítico pero menor flexibilidad que en el estado martensítico. Por el otro lado, el tener un bajo módulo de elasticidad no significa que sea más propenso a la fractura, puesto que es más flexible y por lo tanto reduce el tiempo que toma en llegar a un límite elástico (Zupanc et al., 2018)

Debido a la propiedad de super elasticidad en las limas niti, se da el caso que disminuye de la conexión entre la sección transversal y la rigidez del instrumento, las limas con diámetros mayores o cónicos son posibles (Zupanc et al., 2018).

2.3.3 Fase R.

Un tratamiento térmico después de una aplicación de frío puede aparecer una fase distorsionada (fase R) antes que se produzca una transformación romboédrica. La fase R presenta un módulo de deformación más bajo, por lo que se requiere menos tensión para provocar una deformación plástica en la fase R (Zupanc et al., 2018).

Ilustración 1: Cambios de fase de Austenita (Estado rígido) a Martensita (Estado flexible)



Fuente: (Tabassum et al., 2019)

Cuando se procede a elevar la temperatura del instrumento deformado sobre pasando la temperatura de acabado de la austenita, como en el caso de esterilizar en autoclave, el instrumento va a recuperar su forma original, lo que significa que regresará al estado austenítico (Zupanc et al., 2018).

2.3.4 Tratamiento Térmico.

El tratamiento termomecánico de la aleación de NiTi permite un cambio en la composición de las fases que conduce a la aparición de martensita o fase R en condiciones clínicas (Zupanc et al., 2018). El tratamiento térmico se utiliza para optimizar o mejorar la microestructura de la lima y el cambio de transformación de las aleaciones de níquel-titanio, lo que, a su vez, tiene una gran influencia en la confianza al momento de utilizar limas NiTi (Duke et al., 2015). Cuando el metal se calienta, se produce una recristalización, la densidad de los defectos de base disminuyen, así como la tensión interna producto del endurecimiento. Este proceso va a mejorar la flexibilidad y la resistencia de la aleación (Gutmann & Gao, 2011).

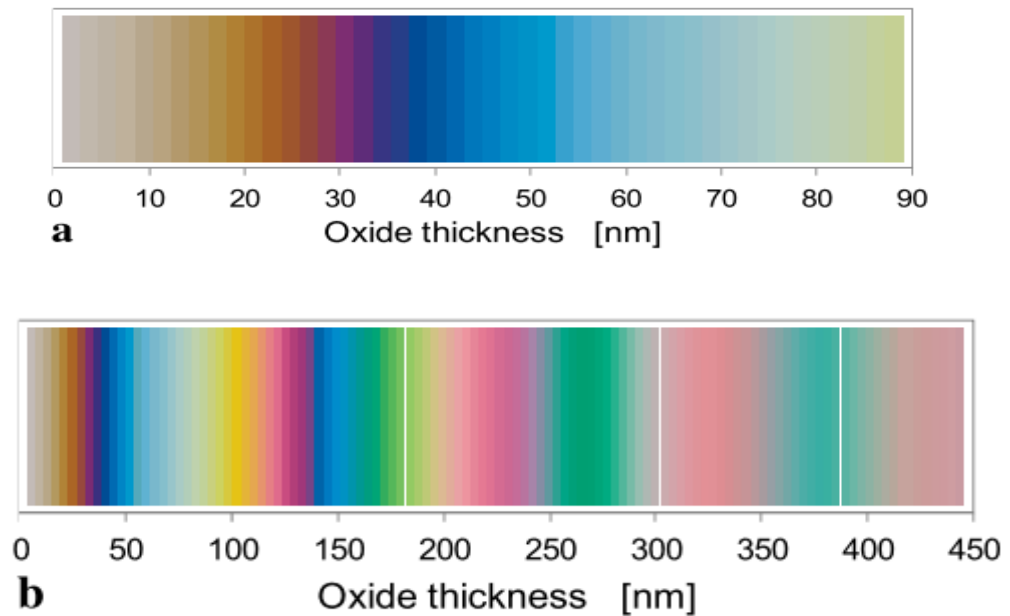
Los cambios que se generan por el tratamiento térmico aumentan la flexibilidad, pero es necesario tener en cuenta que no es posible predecir la vida útil de las limas de NiTi porque no es frecuente el poder visualizar la deformación plástica en la superficie de los instrumentos después de usarlos (Gutmann & Gao, 2011).

Tratamiento térmico Azul.

Existe la hipótesis que la capa de óxido que recubre al instrumento es homogénea, por lo tanto, la reflectancia que da el color varía de acuerdo con el espesor del óxido. A mayor grosor de la capa de óxido, el color es menos monocromático y tiende a ser más variable. En el caso del tratamiento azul, el espesor oscila en un grosor

de 35 a 40 nm o valores cercanos a 150 nm; a partir de 250 nm solo se obtienen colores similares al rosa o turquesa (Antończak et al., 2014).

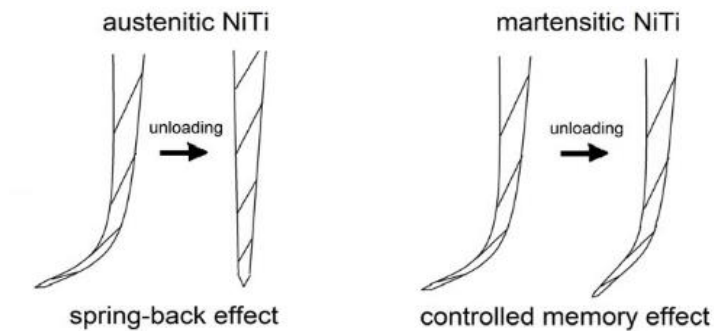
Ilustración 2: Espesor de óxido escala de a) 0 a 90 nm y b) 0 a 450 nm



Fuente: (Antończak et al., 2014).

Los instrumentos con aleación “Blue” están compuestos por cantidades significativas de martensita, lo que hace que sean más resistentes a la fatiga cíclica y menos resistentes a la torsión. Además, al ser un instrumento martensítico, le confiere la capacidad de ser una aleación más blanda y dúctil. En casos donde los conductos radiculares presenten curvaturas, es preferible utilizar instrumentos martensíticos o “Blue” por su capacidad de poder ser pre curvados ya que poseen entre sus propiedades, el efecto de control de memoria. La principal diferencia con la aleación que solo tienen control de memoria es que las limas del tipo “Blue” se pulen antes de pasar por un tratamiento térmico (Zupanc et al., 2018).

Ilustración 3: Diferencias entre limas austeníticas y martensíticas



Fuente: (Zupanc et al., 2018).

2.3.5 Electro pulido.

El electro pulido es un proceso comúnmente utilizado para el acabado final de superficies metálicas que se son usadas en el área médica, y en este caso para los instrumentos de Niti. Consiste en la aplicación de corriente eléctrica a una solución de electrolitos con una temperatura controlada, las limas son conectadas con un ánodo y se junta con un cátodo. El metal del ánodo se disuelve en la solución, mientras que en el cátodo se produce una reacción de reducción. El resultado final da lugar a una capa de óxido superficial más lisa y uniforme la cual funciona como una capa protectora, con menores tensiones y defectos excedentes en la superficie del metal. Al finalizar el proceso, la resistencia a la corrosión del metal aumenta porque mejora de las características de la superficie (Gutmann & Gao, 2011).

Si bien, el electro pulido ha demostrado durante algunos estudios que puede reducir la presencia de micro fisuras, restos de superficie, a su vez no es capaz de prevenir el inicio y progreso de microfracturas puesto que estudios has revelado que al fracturarse muestran un patrón irregular en forma de “Zigzag”. Sin embargo, si proporciona una mayor resistencia a la fatiga cíclica en comparación a los instrumentos que no tienen este acabado (Zupanc et al., 2018).

Tabla 1: Resumen de composición de austenita y martensita en limas níquel titanio

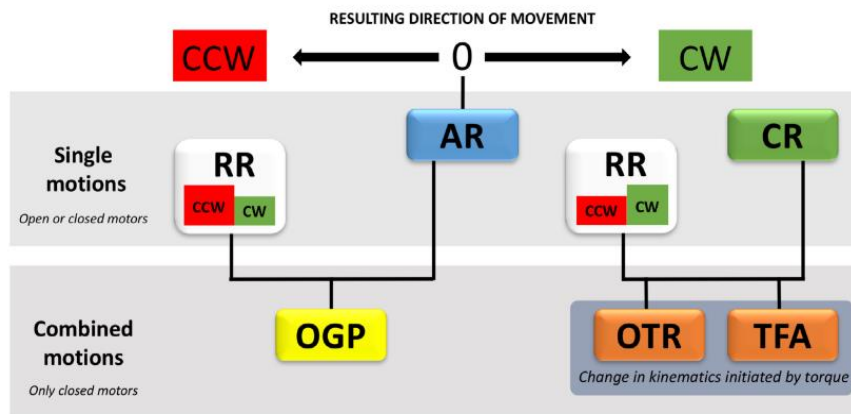
Aleación	Composición de fase/ Propiedades	Sistema Niti
Niti convencional	Austenítico -Superelástico	“Mtwo” “Protaper Universal” “Profile”
Electro pulido		“Race, Bio Race, iRace, BT Race”
Fase R	Austenítico -Superelástico - “Twisted”	“Twisted File” “Twisted File Adaptive”
Tratamiento térmico “Gold”	Martensítico en su mayoría con cantidades variables de austenita y fase “R” - Efecto de memoria de forma - Flexibilidad superior - Mejor resistencia a la fatiga cíclica - Ángulo de rotación mejorado - Capacidad de ser deformado o pseudoplástico	“Hyflex CM” “Hyflex EDM”
Tratamiento térmico “Blue”		“Reciproc Blue” “Profile Vortex Blue”

Fuente: (Zupanc et al., 2018).

2.4 Tipos de cinemática en sistemas rotatorios

La rotación continua y rotación alternada recíproca son movimientos citados en la literatura como movimientos únicos porque provienen de una cinemática que se caracteriza por tener ángulos fijos. Por lo general, en los movimientos simples, el control del torque se limita mediante la interrupción o corte de la acción de preparación del instrumento, ya sea deteniendo o invirtiendo el mismo (Gianluca Gambarini, Piasecki, et al., 2019).

Ilustración 4: Clasificación de tipos de cinemática

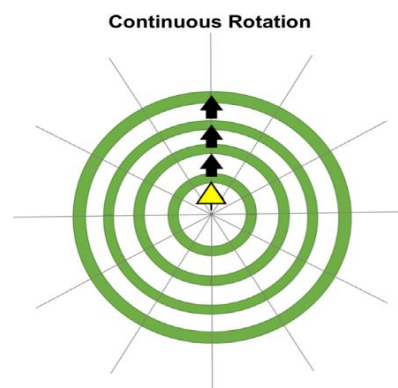


Fuente: (Gianluca Gambarini, Piasecki, et al., 2019).

2.4.1 Movimiento de rotación continua.

El movimiento de rotación continua se define como el movimiento en 360° que se realiza en el sentido de las manecillas del reloj (Wardoyo et al., 2020)

Ilustración 5: Representación esquemática del movimiento continuo



Fuente: (Gianluca Gambarini, Piasecki, et al., 2019)

2.4.2 Movimiento de rotación recíproca.

En el año 2008, el movimiento recíproco fue incorporado a los instrumentos de níquel-titanio. Después, en el año 2011, se incorporaron las limas Reciproc de la marca VDW y WaveOne de la marca Dentsply-Maillefer. El movimiento recíprocante en estas limas consistía en 30° en sentido horario y 150° en antihorario, además de 120° de incremento después de cada ciclo de movimiento. Al finalizar tres ciclos, se completa una vuelta completa, equivalente a

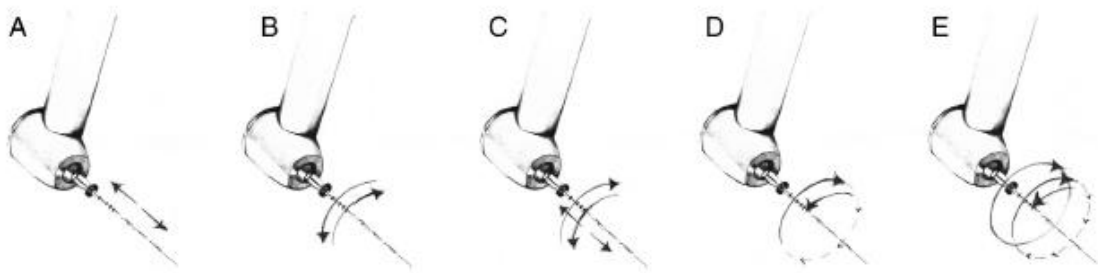
360°. Las dos marcas de instrumentos utilizan lo que se define como una reciprocidad de rotación (Gianluca Gambarini, Piasecki, et al., 2019).

El movimiento reciprocante consiste en un movimiento no continuo que combina la rotación en una dirección horaria y esta a su vez se alterna a un movimiento de rotación en el sentido antihorario. Existen diferentes medidas de ángulos, de tal manera que puede existir un movimiento antihorario mayor al movimiento horario o de igual manera puede existir una rotación antihoraria mayor que el movimiento horario. De tal manera que el primer movimiento horario, se encarga de enganchar y cortar mientras que el movimiento en sentido antihorario de liberar y limpiar (Zupanc et al., 2018).

Según (Grande et al., 2015) el sistema reciprocante se proclama como un nuevo sistema que usa limas de níquel titanio, puesto que presentan mayor resistencia a la separación. Antes se usaban limas de acero inoxidable, sin embargo, al cambiar la aleación de las limas, el sistema reciproco usado con las limas de acero inoxidable tuvo que ser diferente del que se aplica a los instrumentos de níquel titanio. El sistema recíproco completa la rotación de 360 grados en varios movimientos. En reciprocidad, el instrumento se conduce primero en una dirección de corte y luego se invierte para liberar el instrumento. En resumen el movimiento reciproco se lo puede definir como el conjunto de movimientos con rotación en sentido horario (adelante) y en sentido antihorario (atrás)(Grande et al., 2015).

El movimiento reciproco presenta variaciones en su movimiento que incluye reciprocación completa (oscilación), reciprocidad parcial (movimiento de rotación) y reciprocidad híbrida (movimientos combinados). En el movimiento reciproco híbrido la reciprocidad puede ser fija o flexible, lo que significa que pueden cambiar a otro tipo de movimiento reciprocante de acuerdo al torque o nivel de resistencia al avanzar en los conductos (Grande et al., 2015).

Ilustración 6: Movimientos recíprocos por sistema



Fuente: (Grande et al., 2015)

En la ilustración A se puede ver el tipo de movimiento vertical con las oscilaciones de este tipo vertical, se usan las limas tipo “Racer y SAF (Self adjusting file)” en la ilustración B es un movimiento completo con movimientos rotatorios horizontales oscilatorios (“Giromatic, Endo Eze”). El tipo C es un movimiento recíproco con movimientos oscilatorios completos (“Canal finder, Excalibur”).

En el tipo D, el movimiento es un movimiento parcial recíproco con efecto rotatorio, en esta categoría se encuentra el sistema Wave One, Wave One Gold y Reciproc. En la ilustración E se puede observar un movimiento recíprocante híbrido que trabaja con el sistema TF adaptivo y con el motor elements (Grande et al., 2015). Según (Grande et al., 2016) el ángulo en la dirección de corte es mayor que el ángulo en la dirección inversa, por tal motivo, el instrumento avanza continuamente hacia apical.

2.4.3 Comparación entre técnica manual y rotatoria.

Según (Bürklein et al., 2019) la remoción de la dentina infectada de los conductos radiculares es de relevancia clínica para el éxito de la preparación endodóntica. En su investigación se evaluó a quince dientes en cuatro grupos incisivos maxilares. Después de realizar patencia y preparados con una lima 20, se procedió a preparar los dientes con un sistema rotatorio de limas Niti con tres diferentes motores, que son “DentaPort ZX OTR, EndoPilot y

VDW silver” se configuraron en modo automático de reversa, el motor de la casa comercial morita DentaPort ZX se configuró en su modo OTR específico (torción inversa), además del grupo control, el cual consta de realizar instrumentación manual con limas K y aplicando la técnica de fuerzas balanceadas. Se analizó y comparó el torque de los diferentes sistemas y el tiempo empleado.

Al retirar dentina con instrumentos afilados, la dentina remanente puede tener tendencias a presentar microfracturas, pero la preparación manual no produce tales efectos puesto que un estudio que mide con micro CT se confirmó esa hipótesis. En cambio, se detectó cambios en la superficie de las paredes dentinarias (Bürklein et al., 2019).

En este estudio se esperó que la instrumentación manual aplicando las fuerzas balanceadas genere pocos defectos dentinarios y por la misma razón el torque que se espera que las paredes dentinarias soporten, sea de bajo valor. Como resultado, se comprobó que la instrumentación manual usando limas k del tipo flexofile, tienen un menor torque con fuerzas balanceadas al ser comparados con los sistemas rotatorios. El motor de la VDW silver paso el torque normal en treinta dientes que representan 3% del total. Sin embargo, hubo diferencias significativas en la preparación en sentido horario de los conductos. En este caso el torque aplicado de las fuerzas axiales fue mayor en la instrumentación manual. Al cambiar sentido en contra de las manecillas del reloj, no hubo diferencias significativas entre la preparación manual y el sistema rotatorio (Bürklein et al., 2019).

Ilustración 7: Comparación de torque axial en técnica manual vs Técnica rotatoria

Size/taper	Technique/ device	Axial coronal (=outward) force (peak) [N]	SD	Max	Min	Axial apical force (peak) [N]	SD	Max	Min
25/.02	Manual	1.92	1.11	4.87	0.49	2.17	0.96	4.39	0.70
30/.06	EndoPilot	0.94 ^b	0.69	2.93	0.06	1.59 ^b	0.66	3.32	0.96
30/.06	Morita OTR	0.59 ^b	0.29	1.08	0.20	1.96 ^b	1.06	3.85	0.52
30/.06	VDW.silver	0.80 ^b	0.30	1.45	0.33	1.82 ^b	0.68	3.62	1.08
30/.02	Manual	2.68 ^a	1.41	6.08	0.60	2.71 ^a	0.91	4.53	1.02
	P-value	<.0001				<.0001			
35/.02	Manual	3.41	1.85	6.77	1.03	3.59	1.66	6.50	1.15
40/.06	EndoPilot	0.66 ^b	0.18	0.98	0.32	1.26 ^b	0.44	2.05	0.72
40/.06	Morita OTR	0.62 ^b	0.29	1.23	0.31	1.76 ^b	0.63	2.90	0.69
40/.06	VDW.silver	0.71 ^b	0.24	1.24	0.34	1.61 ^b	0.48	2.69	1.09
40/.02	Manual	4.25 ^a	2.39	7.87	0.81	4.14 ^a	1.29	7.72	1.91
	P-value	<.0001				<.0001			

Fuente:(Bürklein et al., 2019)

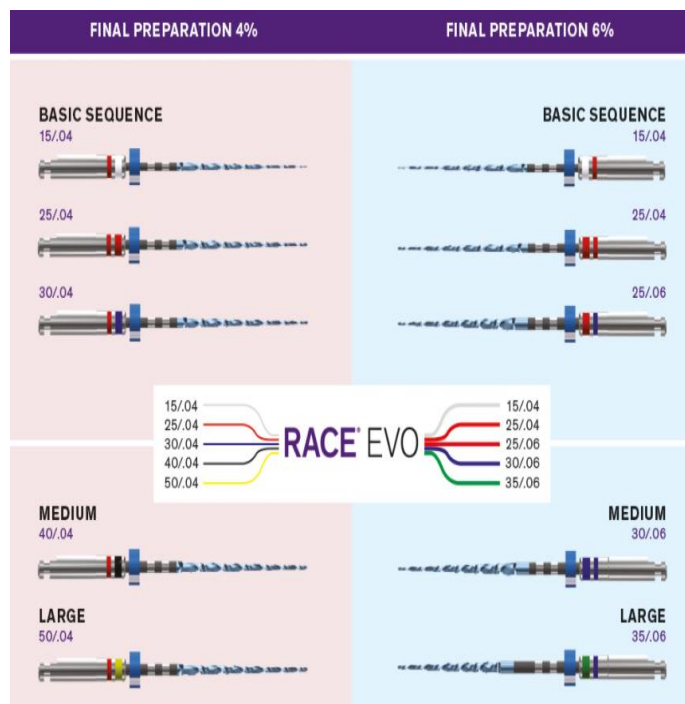
Según (Peters, 2004) establece que el torque al usar limas rotatorias depende del área de contacto entre las limas y la dentina. Además del tamaño, el torque es influenciado por la secuencia y la conicidad del sistema de limas rotatorias, por lo que una técnica corono apical es mucho mejor al generar menor riesgo de fracturas en dentina. Además, insiste que la técnica del operador debe variar la fuerza axial.

2.5 Sistemas de rotación continua

2.5.1 Sistema Race Evo.

El sistema RACE EVO, proviene de la casa comercial “FKG Dentaire SA, Suiza”. Este sistema de limas rotatorias en secuencia fue desarrollado con el propósito de realizar una instrumentación mínimamente invasiva en el año 2020. Se caracteriza por presentar una superficie electro pulida y bordes de corte alternos. Su diseño de sección transversal es triangular y tiene conicidades de 0.4 , así como 0.6 (Al Omari et al., 2021).

Ilustración 8: Sistema Race EVO



Fuente: (FKG, 2020).

Este sistema también presenta en su diseño una punta redonda que permite el avance de la lima en el conducto con más facilidad. También presenta estrías que evitan que se produzca un entorchamiento puesto que tienen cortes alternos mejorando las posibilidades que resista a la fatiga cíclica. Se recomienda usar a 1000 revoluciones por minuto con un torque de 1.5 Ncm (FKG, 2020). Este sistema es una mejora del sistema rotatorio anterior RaCe. Presenta aproximadamente un 40% más flexibilidad; 50% más eficiencia de corte y 2,8 veces más resistencia a la fatiga que el sistema anterior (Kolasa, 2021).

Ilustración 9: Punta inactiva de Race Evo



Fuente: (FKG, 2020).

2.5.2 Sistema Fanta Blue.

Este sistema es relativamente nuevo en el mercado. Su origen es China en la ciudad de Shangai. Las limas S-One son de un solo uso, con punta inactiva. Se caracterizan por una sección transversal variable, tiene una forma de “S” para toda la superficie de corte menos en los últimos 3 mm finales o apicales, cuya forma cambia a triangular, y termina en una punta ovalada (Seracchiani et al., 2021). Los S-One, son de conicidad constante y presenta una longitud de pitch variable (Miccoli et al., 2020).

Ilustración 10: Sección transversal Fanta S-One 25.06

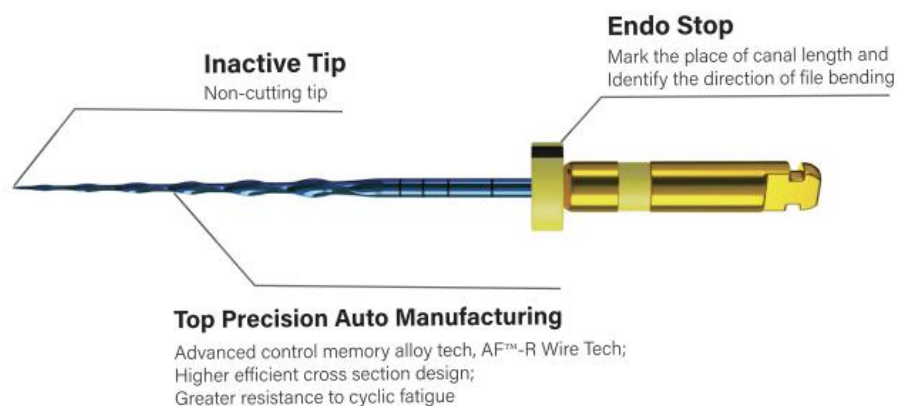


Fuente: (Gianluca Gambarini et al., 2020)

El fabricante, afirma que la forma de S le confiere la propiedad de tener menor enganche y menor masa que otros diseños, resultando en un aumento de resistencia a las fuerzas de fatiga

cíclica (Miccoli et al., 2020). Su cinemática debe ser usada en movimiento continuo. Su tratamiento térmico incluye memoria de forma de tecnología AF-H WIRE y una capa nanocerámica en la superficie (Fanta, 2020). Se lo usa como un sistema de lima único (Gianluca Gambarini et al., 2020)

Ilustración 11: Características de la lima fanta Blue S-One



Fuente: (Fanta, 2020).

Las limas Fanta Blue al tener la sección transversal en forma de “S”, se parecen en diseño a las limas Mtwo (Miccoli et al., 2020), por tal razón, se han realizado diferentes estudios comparativos entre estas dos limas. Como resultados de comparar datos de resistencia a la fatiga cíclica, las limas Fanta Blue S-One demostraron mayor tiempo en fracturarse en comparación con los instrumentos Mtwo.

Ilustración 12: Tiempo en fracturarse en segundos de Mtwo vs Fanta S-One

Table 1: Time to fracture (TtF) in seconds. Group I and Group II of S One and M-Two ($p < 0.05$)

	<i>S One</i>	<i>M-Two</i>		<i>S One</i>	<i>M-Two</i>
Mean	51.14	32.62	Mean	46.00	27.75
SD	1.28	0.17	SD	0.99	1.58
<i>p</i> value	0.02		<i>p</i> value	0.00	

Fuente: (Miccoli et al., 2020)

En otro estudio, (Di Nardo et al., 2020) realizaron un estudio comparativo entre cuarenta limas S-One de Fanta 20.06 usando a 300 rpm a 2 Ncm y cuarenta M-two 20.06, estos fueron

divididos en 4 grupos con igual número, siendo que 10 limas se usaron para cada marca. Cada lima realizó 3 conformaciones de conducto en dientes con tipo I de Vertucci, mismos que fueron seleccionados de acuerdo con los siguientes criterios de inclusión: sanos, sin caries. Después, cada grupo fue sometido a dos pruebas. De torsión operacional y torsión con el objetivo de medir la seguridad del instrumento.

Se conoce que M-two tiene una aleación endodóntica tradicional, S-One en cambio posee un nuevo tratamiento térmico producido recientemente por el fabricante AF-H wire, lo que garantiza una lima más flexible y con una mayor resistencia a la flexión y torsión en comparación con los demás instrumentos. Para las pruebas se usaron 20 limas de cada grupo. Para realizar la prueba de torsión, se evaluó un bloque fijo de 3 mm de punta de la lima con una resina autopolimerizante. (Di Nardo et al., 2020).

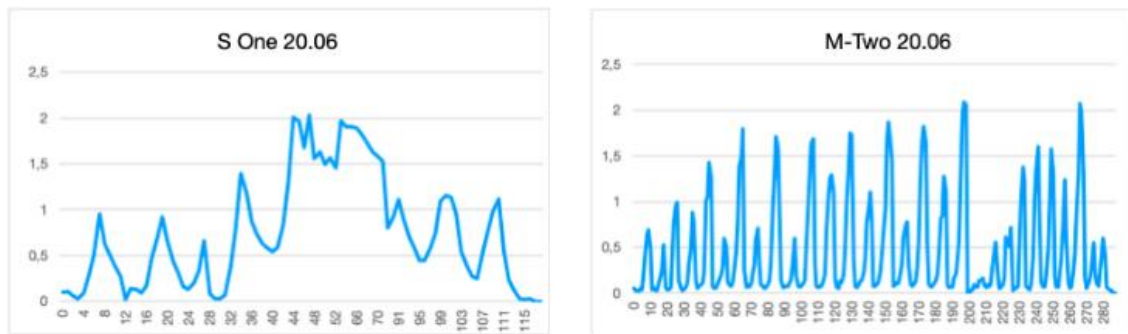
Se tomó una CBCT de dientes extraídos, con un total de 40 conductos. A las muestras de dientes esterilizaron 121 °C durante 20 min, se realizó glide path con un lima N° 15 y se aplicó NaOCl al 5% durante la instrumentación (Di Nardo et al., 2020).

El torque operacional se define como la cantidad de torque presente durante la progresión del instrumento hacia el ápice. Es una medición en tiempo real de las fuerzas dinámicas necesarias para realizar la conformación del conducto. Este valor está influenciado por el tiempo necesario y la técnica para alcanzar la longitud de trabajo por medio de un instrumento que mide en ese instante (Kavo). Este nuevo parámetro para evaluar la seguridad de un instrumento ayuda a observar la cantidad de torque que el profesional debe aplicar para no fracturar (Di Nardo et al., 2020).

Como resultados se obtuvo que un instrumento que exhibe un rango amplio es más seguro que un instrumento que exhibe un rango más corto o negativo por tal motivo, S-One

20.06 exhibió un rango más amplio que el M-Two 20.06, mostrando un mejor rendimiento tanto antes como después del uso múltiple (Di Nardo et al., 2020).

Ilustración 13 : Comparación de torque entre Mtwo vs Fanta S-One



(Di Nardo et al., 2020)

2.6 Prueba de fatiga cíclica

Se puede definir a la fatiga cíclica como aquella repetición constante de una carga que conduce a la fractura del instrumento a través de un ciclo. Por lo tanto, la resistencia a la fatiga cíclica abarca “el número de ciclos que un instrumento pueda soportar bajo una condición de carga específica hasta que se produzca la fractura” (De-Deus et al., 2014).

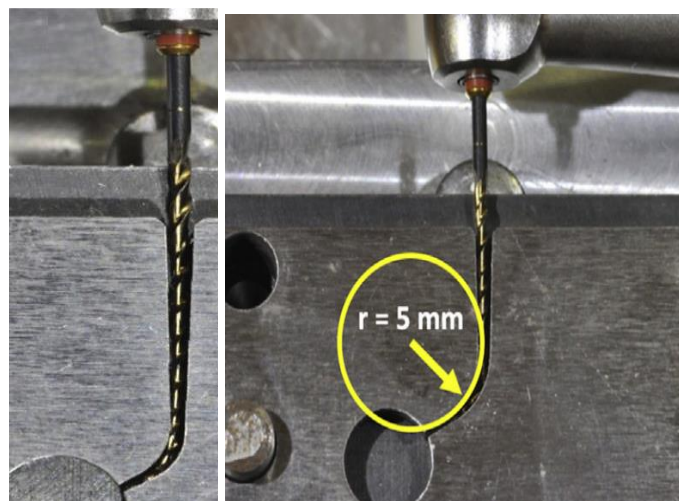
Idealmente las pruebas de fatiga cíclica implicarían el poder realizar la instrumentación de canales curvos en dientes naturales. Sin embargo, estandarizar las condiciones en las que se experimenta resulta una tarea de alta complejidad, puesto que, el diente a probar sólo puede ser utilizado una sola vez, así como la forma del conducto radicular está sujeto a cambios durante la instrumentación. Por lo tanto, existen distintos medios o dispositivos para medir la resistencia a la fractura por fatiga cíclica de los instrumentos endodónticos rotatorios (Plotino et al., 2009).

Para evaluar la fatiga cíclica se pueden dividir en pruebas estáticas y dinámicas. Las pruebas del tipo dinámico simulan una tensión más pareja a la de la práctica clínica (Seracchiani

et al., 2021). Según el estudio de (De-Deus et al., 2014), se establece que las pruebas del tipo dinámicas producen una mayor fatiga cíclica en el instrumento en comparación con el modelo estático ya que este último, se caracteriza por que la lima se desplaza axialmente en el conducto existiendo una mejor distribución de las tensiones a lo largo del instrumento, lo que reduce la concentración de compresión y de tracción en la zona del instrumento, por consecuencia, aumenta la resistencia a la fractura.

En los canales curvos, los instrumentos rotatorios de NiTi están sometidos a fatiga tanto torsional como flexional (Seracchiani et al., 2021). La fractura que se produce por fatiga mediante la flexión es resultante de la fatiga del metal porque el instrumento no se agarra en el canal, en su lugar el mismo gira libremente en la curvatura, generando varios ciclos de tensión y compresión en un punto de máxima flexión hasta que sucede la fractura (Plotino et al., 2009).

Ilustración 14: Diseño del conducto metálico para prueba de fatiga cíclica



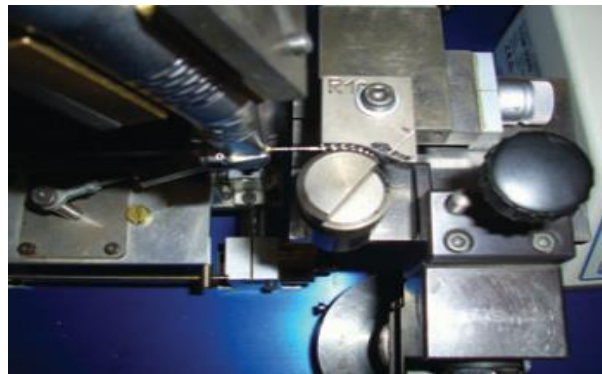
Fuente: (Pedullà et al., 2020)

En el estudio realizado por (Berutti et al., 2006) se analizó la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos Protaper Niti F2, en cuanto a su metodología usaron 120 limas que fueron aleatoriamente asignados a tres grupos diferentes de 40 cada uno. El primer grupo fue el de control; el segundo grupo utilizó hipoclorito de sodio al 5% con una temperatura de 50

grados durante 5 minutos sin embargo se excluyó el mango del instrumento. En el tercer grupo los instrumentos fueron sumergidos en hipoclorito de sodio al 5% a una temperatura de 50 grados centígrados por 5 minutos con el mango del instrumento, todos estos instrumentos fueron probados para un test de fatiga cíclica y grabado al tiempo en segundos hasta su fractura (Berutti et al., 2006).

El aparato que usaron para la prueba de fatiga cíclica fue conectado a un motor endodóntico, el cual permitía que el instrumento gire libremente dentro de un canal artificial previamente realizado de acero inoxidable aplicando la misma presión. Todos los instrumentos son aplicados a una velocidad de 300 rpm. Este aparato tiene una curvatura de 60 grados; después de cada prueba los instrumentos eran enfriados con aire con el objetivo de evitar sobrecalentamiento. Se usa un cronómetro para registrar el tiempo desde el inicio hasta el momento que se fractura el instrumento (Berutti et al., 2006).

Ilustración 15: Prueba de fatiga cíclica por Berutti



Fuente: (Berutti et al., 2006)

Como resultado el grupo 3 obtuvo una resistencia reducida en comparación con los demás grupos puesto que se le atribuye una presencia de corrosión causada por corrientes galvánicas en dónde la aleación de Niti contribuye a que la lima actúe como un ánodo y al estar

en contacto con presencia de otros metales provenientes del mango en este caso los cuales representarán al cátodo acarreado corrosión (Berutti et al., 2006).

La resistencia a la fatiga cíclica se ve afectada negativamente por un radio corto, una curvatura un con ángulo mayor, múltiples curvaturas y el grado de inclinación al entrar en el conducto (Seracchiani et al., 2021) (Pedullà et al., 2020). A mayor diámetro del instrumento, menor flexibilidad pero mayor capacidad de torque (Zupanc et al., 2018).

2.7 Causas de fractura de los instrumentos de níquel-titanio rotatorios

Al realizar el tratamiento de conductos, la lima endodóntica se encuentra expuesta a varios tipos de fuerzas, en los que se incluye, la torsión, la flexión, la presión apical y la tracción. Estos tipos de fuerzas se puede clasificar en simples o compuestas. Una fuerza simple incluye las fuerzas de torsión, flexión y vertical; en cambio las fuerzas compuestas comprenden una fuerza de flexo-torsión. Una carga por flexión se caracteriza por que las fuerzas externas se aplican en un plano específico del eje longitudinal. A este plano se lo conoce como plano de carga. Por otro lado, cuando existe torsión, se puede definir como la resistencia que se opone al instrumento al encontrarse con las paredes del canal radicular cuando rota en el conducto, y puede ser medida en N/mm o g/cm (Beruti & Gagliani, 2017).

La fuerza de flexo-torsión se caracteriza por que estas dos fuerzas ocurren al mismo tiempo. Se caracteriza por que el instrumento rota en relación con su eje longitudinal y una carga es aplicada a uno de sus ejes. Es por tal razón que cuando se detalla la rotación de un instrumento dentro del conducto radicular, no se puede aislar y determinar que ocurre solo por un tipo de carga simple (Beruti & Gagliani, 2017).

Los índices de fractura en los molares por casos de flexo-torsión es de 94.3% en molares, en cambio, los dientes anteriores son de aproximadamente 1.4% y en premolares 4.3%. En

datos más específicos, existe un 85.3% de probabilidad de fractura en raíces mesiales de molares inferiores y 61.5 % en raíces de molares superiores (Beruti & Gagliani, 2017).

A pesar de que los instrumentos Niti presentan un aumento de la flexibilidad y actualmente mejora en el corte, una de las preocupaciones al momento de aplicarlos en la parte clínica es la posibilidad que ocurra una fractura. Un factor importante que acarrea a la separación de un instrumento endodóntico es la fatiga del metal. Esta situación clínica se da por lo general cuando se trabaja en conductos curvos, puesto que la mitad del instrumento se encuentra en tensión cuando está fuera de la curva y la otra mitad que está en el interior de la curva se encuentra en compresión; las tensiones son mayores en la curvatura (Gutmann & Gao, 2011).

La secuencia de fractura puede resumirse en tres pasos; primero se forman los cracs sobre algún punto de concentración alto de estrés, luego, en relación con el aumento cada ciclo, el crac se propaga provocando como última fase, una fractura final, la cual se provoca cuando el instrumento pasa un punto crítico (Beruti & Gagliani, 2017).

De acuerdo a otro autor, las limas endodónticas cumplen un ciclo de vida total que puede dividirse en dos etapas: La iniciación de la grieta, es en la que las micro fisuras se forman y empiezan a crecer a lo largo de los planos específicos de las limas y la segunda etapa, en la cual se la propagación de la grieta progresa hasta la fractura final (Zupanc et al., 2018). La extensión de la grieta se genera cuando la energía elástica almacenada, liberada durante la extensión, sobrepasa la energía requerida para que se formen nuevas superficies (Arias et al., 2012).

La tensión en la superficie de un instrumento aumenta con el diámetro, los instrumentos pequeños con poca conicidad tienen una mayor resistencia a la fatiga cíclica en comparación con los instrumentos grandes y de mayor conicidad (Zupanc et al., 2018). En otras palabras, la

resistencia está específicamente relacionada con la masa metálica del instrumento en el punto de máxima tensión (Plotino et al., 2009).

Si una zona corrosiva estuviera presente en el centro de la curva simulada en el cubo, el instrumento podría romperse prematuramente. Sin embargo, si la presencia de corrosión afecta al instrumento en una zona diferente a la de máxima tensión generada por el dispositivo de ensayo, la resistencia a la fatiga cíclica de la lima probablemente no se verá reducida (Pedullà et al., 2011).

Varios estudios que analizan la fractura de instrumentos endodónticos no toman en cuenta la temperatura intra-conducto, a pesar de que un cambio en la temperatura ambiental afecta a las propiedades mecánicas de los instrumentos endodónticos de NiTi. Actualmente se ha demostrado que el cambio de temperatura ambiental a la temperatura intra-conducto disminuye significativamente la resistencia a la fatiga cíclica (Zupanc et al., 2018).

2.8 Irrigantes en el tratamiento de conducto

2.8.1 Hipoclorito de Sodio.

El hipoclorito de sodio se compone del catión sodio Na^+ y el anión cloro ClO^- . El pH del hipoclorito varía entre 11 y 12. Sus características como baja viscosidad, bajo costo de adquisición y facilidad de entrada en los conductos hace que sea el irrigante más usado en el tratamiento de endodoncia. Sus propiedades antimicrobianas y disolvente de tejido orgánico dependen de la superficie disponible para su acción. Su concentración viene en presentaciones desde 0.5 % hasta 5.25% para uso clínico, pero es necesario tomar en cuenta que a mayor concentración, mayor toxicidad (Cumbo et al., 2019).

Las soluciones de hipoclorito de sodio que se encuentran en el mercado se presentan con ingredientes aditivos que incluyen cantidades sustanciales de hidróxido de sodio y, entre otros, pueden incluir cloruro de sodio, tensioactivos y fragancias (Ozlek et al., 2020).

La irrigación del conducto radicular con una solución de hipoclorito de sodio (NaOCl) al 5,25% es un factor que debe considerarse en el estudio del mecanismo de fractura. Durante la terapia endodóntica, el uso de instrumentos no puede promover la limpieza completa del sistema de canales radiculares, ya que se ha demostrado que algunos tipos de ramificaciones estaban presentes en el 27%-45% de todos los dientes estudiados. Por lo tanto, siempre es necesario el uso de una solución eficaz para irrigar la zona. El NaOCl en una concentración de 5,25% es adoptado en la práctica clínica porque presenta, al mismo tiempo, dos propiedades básicas requeridas, desinfección y disolución de la materia orgánica (Ormiga Galvão Barbosa et al., 2007).

La acción corrosiva del NaOCl al estar en contacto con metales implica que sucederá una eliminación selectiva del níquel de las superficies de los instrumentos, creando micro picaduras. Estos defectos en la microestructura de los instrumentos pueden concentrar tensiones en áreas específicas, con lo que produce un debilitamiento de la estructura del instrumento. Sin embargo, hay algunos estudios que afirman que el hipoclorito no afecta ni la eficacia de corte ni su capacidad (Cumbo et al., 2019). Por otro lado en el estudio de (Dartar Öztan et al., 2002), confirman que el hipoclorito de sodio si ocasiona índices de corrosión significativos en limas de acero inoxidable por lo que se recomienda realizar un retiro del hipoclorito lo más pronto posible de la lima que ha sido empleada.

2.9 Corrosión en metales

La corrosión de los instrumentos de endodoncia puede ocurrir durante la desinfección y/o la esterilización (Bonaccorso et al., 2008). El proceso de corrosión es un fenómeno natural que ocurre principalmente por la dinámica entre aniones y cationes en los metales. La reacción

de reducción del hidrógeno y del oxígeno son conceptos base para comprender el resultado de la corrosión (Angelini et al., 2002).

Reducción de reducción del hidrógeno.

En el caso del metal, el ion de hidrógeno tendrá una gran influencia en la cinética de reacción (Angelini et al., 2002).

Reacción Oxido reducción.

En este proceso se transfieren electrones de dos especies. El oxígeno que se constituye como un gas, se puede solubilizar en agua o en soluciones electrolíticas. Toda molécula de oxígeno que llega al metal se reduce al instante. Por tanto, este proceso de corrosión ocurre por la exposición del metal con el oxígeno y el agua que actúa como conductor (Angelini et al., 2002).

Los materiales metálicos al estar en contacto con fluidos fisiológicos se encuentran en presencia de la acción de aniones inorgánicos u orgánicos. Al producirse esta interacción, se modifica su superficie, específicamente la corrosión que se encuentra localizada y profunda tiende a producir fallas en el componente y una pérdida estructura (Angelini et al., 2002).

En caso de la corrosión de los metales, ocurre un proceso electroquímico o un proceso químico espontáneo. Cualquiera de estos dos procesos interviene el ambiente que lo rodea con una degradación subsecuente de los materiales. El proceso de corrosión ocurre en zonas específicas de los metales y a su vez se clasifican en distintos variedades o tipos de corrosión (Angelini et al., 2002).

El metal presenta distintas zonas de importancia que son: el área de inmunidad, donde el metal reducido es termodinámicamente estable, por lo que el metal no puede sufrir el fenómeno de la corrosión. En segundo lugar, se encuentran las regiones de corrosión, donde las formas solubles como iones metálicos, aniones son estables y en tercer lugar, se presenta la

capa pasiva, lugar en el cual se dan las condiciones termodinámicas de corrosión, pero la velocidad de corrosión es extremadamente baja y puede considerarse no significativo (Angelini et al., 2002).

2.9.1 Tipos de corrosión

2.9.1.2 Corrosión general.

Este tipo de corrosión se presenta con mayor frecuencia en toda la superficie del material. Por lo general, se encuentra en ambientes ácidos, como, por ejemplo, en la atmósfera. Este tipo de corrosión no se lo asocia a los biomateriales ya que estos se encuentran previamente realizados para evitar la mínima corrosión posible (Angelini et al., 2002).

2.9.1.3 Corrosión localizada.

Los procesos oxidativos no se producen de manera continua y puede variar su extensión con el tiempo, dependiendo específicamente de las variaciones del ambiente. Este tipo de corrosión es importante en los biomateriales ya que el efecto de este puede potencialmente ser tóxico y producir iones irritantes que ocasionen daño al cuerpo humano (Angelini et al., 2002).

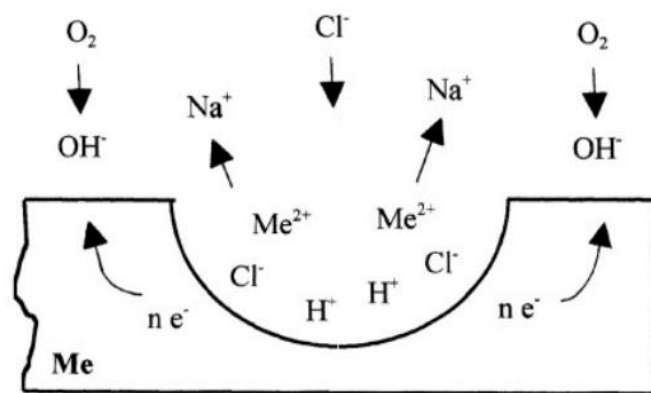
2.9.1.4 Corrosión por picadura.

Este tipo de corrosión se presenta en metales cubiertos con superficies con capas pasivas en especial con la presencia de aniones agresivos como los cloruros. Este tipo de corrosión es frecuente en los biomateriales por qué los materiales con una capa pasiva son usualmente aplicados en el cuerpo humano debido a que reemplazan los metales nobles que, por lo general, son de más alto costo y menos biocompatibles (Angelini et al., 2002).

Al principio del proceso de este tipo de corrosión, en el caso que exista hipoclorito, los cloruros dañan la capa pasiva, la capa no puede volver a su estado original y estos puntos localizados se corroerán activamente y se formarán picaduras en la superficie del material (Angelini et al., 2002).

Cuando se produce el proceso químico de reducción del oxígeno, puede dar lugar a una alcalinización que mejora la película pasiva. La solución dentro de las grietas aumenta su concentración en iones metálicos e induce una afluencia de cloruros. La velocidad de crecimiento de las microgrietas se aceleran mediante el proceso de hidrólisis de las sales ácidas; el valor del pH de la solución dentro de una grieta es de 1-2 , mientras que el electrolito tiene un valor de pH de 7-8 (Angelini et al., 2002).

Ilustración 16: Proceso de corrosión por picadura



Fuente: (Angelini et al., 2002).

Se ha evidenciado que los instrumentos rotatorios de NiTi son propensos a la corrosión en medios específicos. Estudios han determinado que la corrosión por picadura, el cual es un ataque localizado, se produce en metales que se encuentran en medios que contienen cloruros (Bonaccorso et al., 2008).

2.9.1.5 Corrosión por fatiga cíclica.

La corrosión por fatiga puede ser una combinación de un ambiente agresivo y de un estrés aplicado como la fatiga cíclica que causa una serie de microgrietas perpendiculares a la carga de estrés aplicada. Las microgrietas se originan usualmente por un defecto de superficie como por ejemplo irregularidades en la superficie o por falta de pulido (Angelini et al., 2002).

En una fractura que se produce por corrosión y fatiga, será visualmente identificada como una zona corroída con evidentes estrías que son producto del crecimiento de las microgrietas; esto a su vez depende de la resistencia del metal. En este caso la influencia del medio no es tan influyente en la fractura porque la aplicación de una carga va a ser la principal causa de una falla en la capa pasiva del metal (Angelini et al., 2002).

En conclusión, la resistencia a la fatiga de los materiales se ve específicamente afectada en la presencia de un ambiente agresivo ya que el proceso corrosivo toma acción y supera a la carga aplicada por acción mecánica y está a su vez es inversamente proporcional a la frecuencia de la carga aplicada (Angelini et al., 2002).

2.9.1.6 Corrosión galvánica.

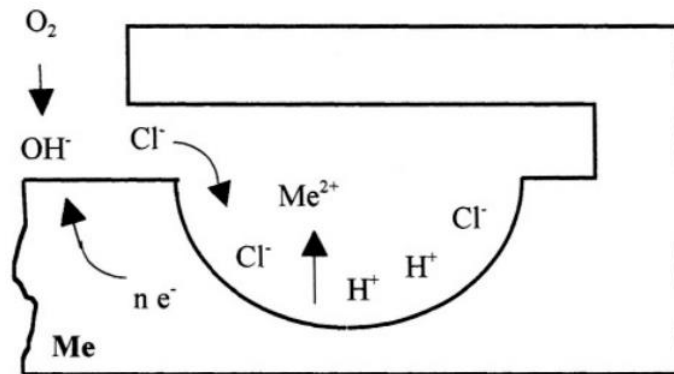
La corrosión galvánica se produce cuando existen dos diferentes tipos de metales y que se encuentran en contacto con un electrolito que actúa como una fuente de conducción. Se produce un proceso de reducción de oxígeno porque un elemento actúa como ánodo y el otro como cátodo. En el caso que cualquier tipo de aleación de acero inoxidable esté en contacto con cualquier otra aleación, se va a producir una corrosión galvánica. Sin embargo, si los dos tipos de metales permanecen pasivos cuando son unidos la corrosión puede ser mínima. Este fenómeno se produce también en la cavidad oral, puesto que puede pasar entre amalgamas y puentes de oro con coronas de metales no preciosos que pueden ser utilizados y tener como medio conductor la saliva (Angelini et al., 2002).

2.9.1.7 Corrosión por hendidura.

La corrosión en grietas se da en metales pasivos inmersos en soluciones electrolíticas, y se determina por que presenta una fase de inicio a la que le sigue un periodo de crecimiento. Puede producirse en diversos lugares como por ejemplo entre estrías. Este tipo de corrosión se da debido a condiciones geométricas que facilitan el contacto entre dos superficies y/o en las

grietas debido a la deposición de elementos que corroen o fomentan este proceso. Este proceso puede explicarse al tener una porción del metal que se encuentra sin oxígeno entonces, adopta la función de ánodo, mientras que la zona del metal a la cual el oxígeno llegue fácilmente se convierte en un cátodo (Angelini et al., 2002).

Ilustración 17: Proceso de corrosión en hendiduras



Fuente: (Angelini et al., 2002).

Al principio, la reacción anódica de oxidación del metal y la reacción catódica de reducción del oxígeno se generan de manera igualitaria en toda superficie metálica, incluyendo la grieta. Si la grieta es pequeña, sólo una limitada cantidad de la solución quedará internamente. Luego debido a que la solución está presente, se agota el oxígeno, cuando no hay un reciclaje de la solución, la difusión del oxígeno se anula, y por tanto, se produce únicamente una reacción del tipo anódica en el interior de la grieta (Angelini et al., 2002).

En la superficie del metal que se encuentra más externa, a la que tiene acceso el oxígeno, el pH aumenta porque existe una reacción catódica, lo que vuelve alcalina a la superficie, y en consecuencia aumenta la estabilidad de la película pasiva. Mientras tanto, en la hendidura, ocurre un proceso de migración de iones metálicos hacia la superficie, precipitando en hidróxidos que se acumulan y evitan que exista un recambio en la solución, al mismo tiempo, esta precipitación facilita, por el contrario, el ingreso de los iones de cloro, generando o

formando de esta manera “cloruros metálicos” lo que marca el final de la etapa de iniciación y da lugar a la etapa de expansión (Angelini et al., 2002).

Al encontrarse estos cloruros metálicos con agua, se hidrolizan, generando una solución ácida. El pH se ve acidificado y aumenta la concentración de aniones fuertes lo que dificultan la repasivación de la superficie dentro de la grieta (Angelini et al., 2002).

2.9.2 Prevención de la corrosión en instrumentos endodónticos.

La prevención de la corrosión en el metal puede obtenerse mediante la modificación directa de la superficie del metal con métodos químicos o electroquímicos. Con los biomateriales sólo se puede realizar una modificación directa de la superficie del metal. El metal idealmente deberá presentar un grado de pureza alto para evitar la formación de grietas, por lo tanto, una superficie pulida y un diseño adecuado con formas geométricas continuas evita una concentración de tensiones. Además, es importante recalcar que el esquivar tensiones innecesarias y causar un daño al instrumento evitará posiblemente una fractura prematura (Angelini et al., 2002).

CAPÍTULO 3

3.1 METODOLOGÍA Y DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN

3.2 *Diseño de Estudio*

El presente tipo de estudio es in vitro del tipo experimental y comparativo. Se usa una muestra total de 60 instrumentos NiTi (Diámetro de punta 25 y conicidad 0.06) nuevos en movimiento rotatorio continuo, con el torque específicamente indicado por el fabricante (Race Evo 1000 rpm; torque:1.5 y Fanta S-One 400 rpm; torque; 2.6). Las superficies de las limas son evaluadas en estereomicroscopio con una magnificación de 20x previo a su uso para inspección de posibles defectos en su superficie. Sin embargo, ningún instrumento fue descartado.

Se busca evaluar la resistencia a la fatiga cíclica y a la corrosión en un cubo de acero inoxidable (radio=5 y curvatura de 60°). Por tal motivo, las limas fueron asignadas aleatoriamente en 3 grupos diferentes de acuerdo con el tipo de lima y al tiempo de irrigante. Basados en el estudio de (Ertuğrul & Orhan, 2019) se asignaron 10 limas de cada grupo de lima a tres tipos de irrigantes (n=3) diferentes (ver tabla 1) y el tiempo de fractura fue grabado y analizado con el análisis Anova y Chi cuadrado.

3.3 *Muestra*

- Grupo A: 30 Limas Fanta Blue S-One 25.06
- Grupo B: 30 Limas Race Evo 25.06

3.4 *Criterios de inclusión*

- Limas con tratamiento térmico Blue: Fanta Blue S-One y Race Evo
- Limas nuevas de paquete
- Limas con conicidad variable

- Limas de 25 mm de longitud

3.5 Criterios de exclusión

- Limas con defectos de fábrica en su presentación observables
- Limas pasadas su fecha de vencimiento

3.6 Materiales

1. Motor endodóntico X-smart (Dentsply-Maillefer)
2. Limas Fanta Blue S-One 25.06 (5 paquetes / Blisters de 6 limas)
3. Limas Race Evo 25.06. (10 paquetes/ Blisters de 3 limas)
4. 2 cubos de acero inoxidable #404 con 2 conductos artificiales cada uno
5. Cubierta de acrílico para los cubos de acero inoxidable #404
6. Plataforma fija y dispositivo móvil
7. Baño María “Precision”
8. Jeringas 3 ml
9. Agujas de irrigación (salida lateral)
10. Agua destilada
11. Hipoclorito de Sodio al 2,25%
12. Cronómetro
13. Termómetro de laboratorio
14. Computadora
15. Internet
16. Software de análisis de datos (Excel)
17. Microscopio electrónico de barrido (SEM) y EDS
18. Dispositivo móvil con cámara

19. Tubos de ensayo
20. Regla milimetrada
21. Bolígrafos (azul y negro)

3.7 Métodos

Los dos grupos de limas: A) (Fanta Blue) y B) (Race Evo) fueron clasificadas en las siguientes sub-agrupaciones: Grupo Control: Sin sumersión de solución previa. Se usa agua destilada como refrigerante. Grupo 1: hipoclorito de sodio al 5.25% por 1 min. Grupo 2: Hipoclorito de sodio al 5.25% durante 5 min. En total, el grupo A consta de 30 limas Fanta Blue de punta 25 con una conicidad de 0.06 y longitud de 25 mm. Para el grupo B se usaron 30 limas Race Evo de punta 25 con una conicidad 0.06 de 25 mm. Todos los irrigantes fueron preparados a una temperatura de 37°C que simulan la temperatura corporal (Abuhulaibah & Abumostafa, 2020).

Tabla 2: Clasificación de grupos en estudio

30 limas Grupo A	30 limas Grupo B	Irrigantes	
Fatiga cíclica	Fatiga cíclica		
10	10	Sin solución	Grupo Control
		-	
10	10	NaOCl 5.25%	Grupo 1
		1 min	
10	10	NaOCl 5.25%	Grupo 2
		5 min	

Fuente: (Pedullà et al., 2011)

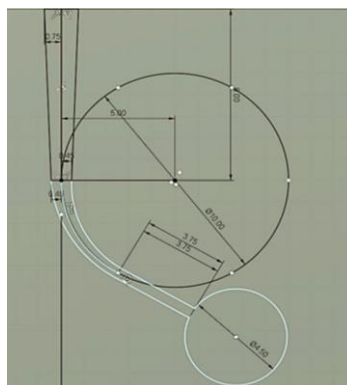
Las diferencias entre limas fue el corte de la sección transversal; el de las limas Fanta Blue S-One tiene un centro de masa variable en forma de “S” (Miccoli et al., 2020). Los instrumentos Race Evo presentan una forma de triángulo (FKG, 2020). Además, la aleación Blue en las limas Fanta Blue consiste en una nueva cubierta nanocerámica AF-wire que asegura brindar mayor resistencia a la fatiga cíclica (Gianluca Gambarini et al., 2020). En cambio, en

las limas Race Evo, presenta una superficie Blue electropulida que ayuda a que la superficie sea más lisa (FKG, 2020). Los grupos por comparar tienen la misma punta, conicidad continua, diámetro y aleación de Niti.

Los instrumentos se usaron en un torque específico a cada instrumento mediante el uso de un motor endodóntico X-Smart Plus con una pieza de mano de 6:1 (Gianluca Gambarini, Miccoli, et al., 2019). Para el sistema Race Evo y Fanta Blue S-One, se siguieron las instrucciones del fabricante. El sistema Race Evo se usó a 1000 rpm con un torque de 1.5 Ncm (FKG, 2020). El sistema Fanta Blue S-One se fijó a 400 rpm a un torque de 2.6 Ncm.

Para evaluar la fatiga cíclica se usó un dispositivo fijo mediante una plataforma y adjunto al mismo uno móvil y una pieza de mano eléctrica para que el movimiento sea constante y exacto de las limas a probar por medio de un conducto artificial de metal prefabricado mediante una estandarización por estudios previos. El modelo utilizado para someter al instrumento a fatiga cíclica es de forma cónica y consta de un diámetro de 1.5 mm, un ángulo de curvatura de 60 grados y su radio de curvatura es de 5 mm que simula al conducto (Kaval et al., 2016). El canal artificial de 17 mm de longitud se fabricó de acuerdo al tamaño y la conicidad del instrumento sumando dos mm de más para evitar torsión y proporcionar una trayectoria adecuada que respete los parámetros de la curvatura elegida (Plotino et al., 2014).

Ilustración 18: Diseño del conducto artificial



Fuente: (Duke et al., 2015)

La pieza de mano se montó en un dispositivo móvil para permitir la colocación precisa y reproducible de cada instrumento dentro del canal artificial. El conducto se encuentra abierto en la parte de arriba para la entrada de la lima (1.4 mm), además se encuentra cubierto por delante con una tapa removible de acrílico que se atornilla para una buena fijación, evitando el deslizamiento del instrumento, lo que permite el visualizar el fragmento al separarse y retirarlo con practicidad. Los instrumentos previamente sumergidos durante 1 y 5 minutos en la solución de cada grupo a 37 °C son enseguida lavados con agua destilada por 1 minuto para evitar que el hipoclorito siga teniendo efecto, secados al aire y clasificadas en tubos de ensayo de vidrio rotulados (Abuhulaibah & Abumostafa, 2020).

Los instrumentos son introducidos 17 mm dentro del conducto artificial. En esta prueba se mide el tiempo que la lima se demora en fracturarse por medio de un cronómetro y grabación en video para confirmación de datos (Abuhulaibah & Abumostafa, 2020). Los fragmentos fracturados fueron medidos y aleatoriamente seleccionados (tres de cada grupo) (Huang et al., 2017). Una vez listas las muestras, se limpian con alcohol absoluto y nuevamente son secados al aire para su almacenamiento y posterior análisis en el EDS. Las muestras son analizadas bajo microscopio de barrido electrónico (SEM) para evaluar la superficie de la lima de acuerdo a cada grupo (Gianluca Gambarini, Miccoli, et al., 2019).

CAPÍTULO 4

4.1 RESULTADOS

4.2 Análisis de datos

Los datos son almacenados en Excel, al momento de la fractura del instrumento por fatiga cíclica. Del total de instrumentos (60), se analizaron diez y ocho (18) instrumentos, aleatoriamente seleccionados tres (3) de cada grupo, para ser analizados por EDS y observar si existe presencia o no de corrosión (Huang et al., 2017).

Se determinó el tiempo mediante un cronómetro hasta la fractura, con lo cual se multiplicó por el número de rotaciones por minuto para que se determine el número de ciclos hasta el fallo de cada instrumento (RPM/60) (G. Gambarini et al., 2011). Se confirmó la información con grabaciones de la fractura de las limas (Abuhulaibah & Abumostafa, 2020).

Una vez que se obtienen los datos, se analiza en el programa estadístico SPSS, aplicando ANOVA y chi cuadrado de independencia para analizar la asociación. Se calcularon los datos promedios, la desviación estándar de los grupos de fatiga cíclica, y se compararon resultados. Se evaluó la presencia o no de corrosión en las superficies de las limas. La significancia de los mismos fue puesto en $p=0.5$ (Gianluca Gambarini, Miccoli, et al., 2019).

4.3 Recolección de datos y variables en el estudio

En la primera fase del estudio, los datos serán recolectados en una matriz realizada en Excel, y dividida por grupos. Cada grupo de limas (A y B) serán puestos a prueba previamente sumergidos en el subgrupo correspondiente (Grupo control: Sin solución pero se usa agua destilada como refrigerante durante la prueba de fatiga (1),

hipoclorito de sodio al 5.25% por 1 min (2) e hipoclorito de sodio al 5.25% por 5 min (3).

Se tomará el tiempo en fracturarse con un cronómetro, confirmado por el tiempo en video y será anotado en la matriz de datos correspondiente (ver tabla 2).

- Grupo A: Limas Fanta Blue S-One 25.06 (n=30)

Grupo B: Limas Race Evo 25.06 (n=30)

Tabla 3: Matriz de recolección de datos promedio en unidades de tiempo

Limas Grupo: A			
Irrigante	Min.	S.	Milisegundos
Sin solución previa (Grupo control)			
Hipoclorito de sodio 5.25% por 1 min			
Hipoclorito de sodio 5.25% por 5 min			

Tabla 4: Matriz de recolección de datos en corrosión

Grupo 1: Limas Grupo A		
Irrigante	Picaduras presentes	Picaduras ausentes
Sin solución previa (Grupo control)		
Hipoclorito de sodio 5.25% por 1 min		
Hipoclorito de sodio 5.25% por 5 min		

En la segunda fase, una vez que se recolecta el fragmento separado, los fragmentos se limpian con agua destilada; una vez secos al aire, se almacena en tubos de ensayo de vidrio, rotulados con el tiempo del irrigante usado y el grupo de lima al cual pertenece, para posteriormente, escoger aleatoriamente tres instrumentos de cada grupo y enviarlos para análisis bajo el microscopio SEM y EDS (Huang et al., 2017).

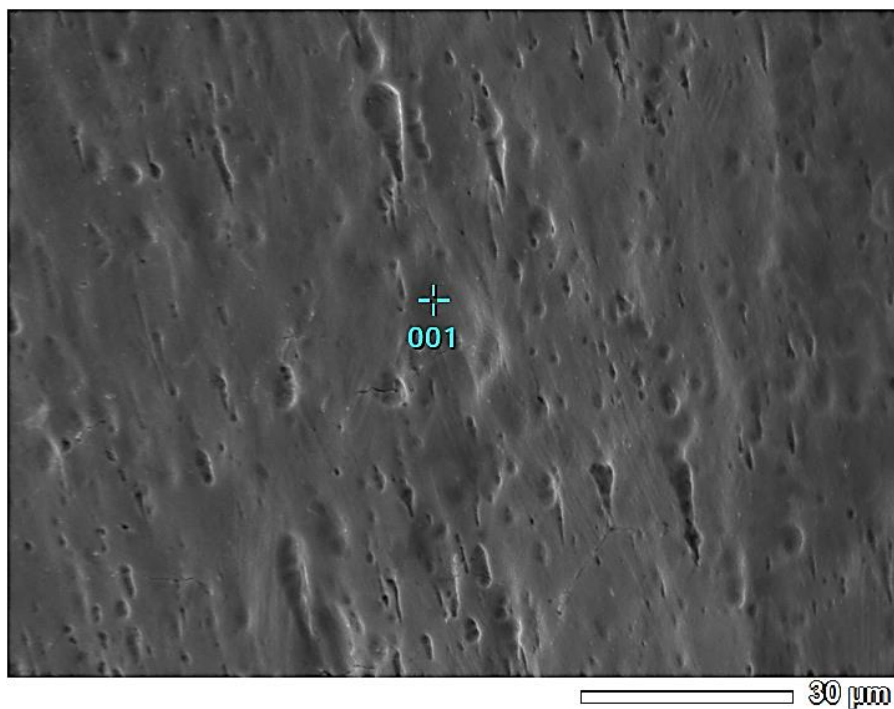
Tabla 5: Variables en el estudio

Variable	Definición operacional	Tipo	Clasificación	Indicador categórico	Escala de medición
Instrumentos rotatorios con aleación térmica	Instrumentos rotatorios en sentido horario	Independiente	Cualitativa nominal dicotómicas	Fanta S-One Race Evo	0 1
Fatiga cíclica	Resistencia de los instrumentos antes de su fractura	Independiente	Cuantitativa continua	Número de ciclos que gira el instrumento antes de su fractura	-Mayor resistencia de 500 ciclos por segundo -Menor resistencia de 500 ciclos por segundo
Resistencia a la corrosión	Resistencia al proceso oxidativo en superficies metálicas	Dependiente	Cualitativa nominal dicotómicas	- Presencia de corrosión en la superficie de la lima - No hay presencia de corrosión en la superficie de la lima	- 0 No presenta - 1 Presenta
Temperatura de los irrigantes	Grados de calor presente en los irrigantes	Independiente	Cuantitativa continua	Nivel térmico del irrigante	37 C.

4.4 Resultados de la prueba EDS (Análisis químico) Fanta S-One

4.4.1 Análisis de Lima Fanta S-One en 1 min. de NaOCl al 5.25% (1/3)

Ilustración 19: Imagen en EDS Fanta S-One en 1 min de NaOCl al 5.25% (1/3)



Fuente: Lab. USFQ

Resultados del análisis del Punto N°1:

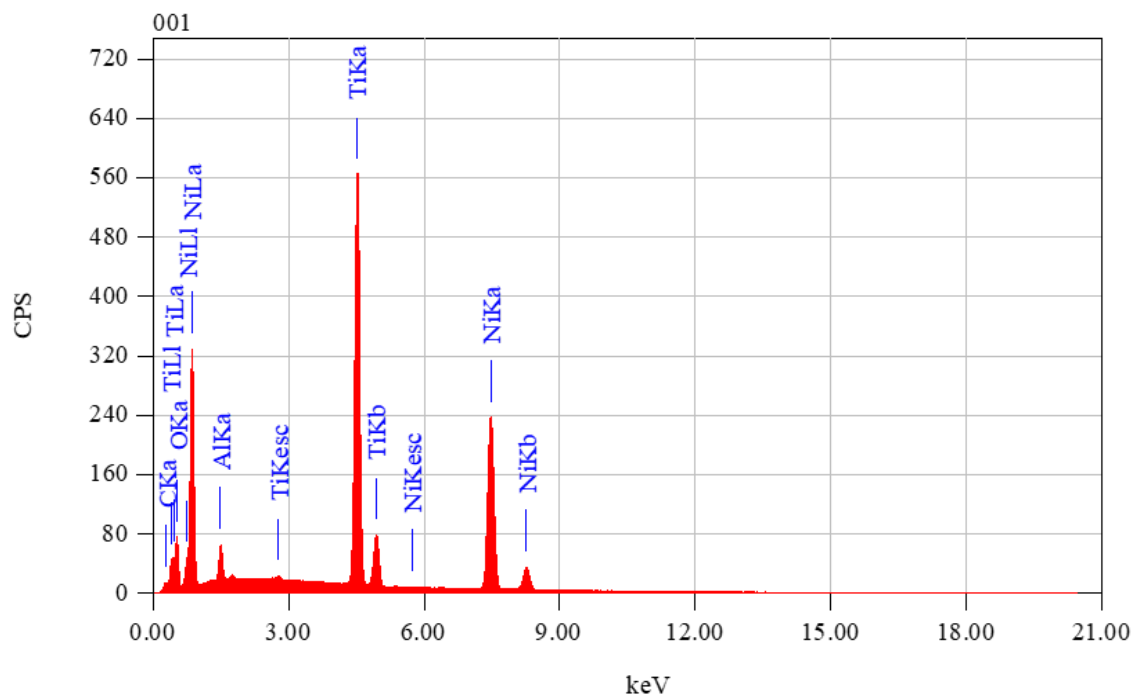
ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.0177

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
C K	0.277	1.10	0.01	3.72				0.3662
O K	0.525	11.22	0.06	28.41				5.8056
Al K	1.486	1.84	0.01	2.76				1.0790
Ti K	4.508	37.64	0.05	31.84				41.1106
Ni K	7.471	48.20	0.09	33.27				51.6387
Total		100.00		100.00				

Fuente: Lab. USFQ

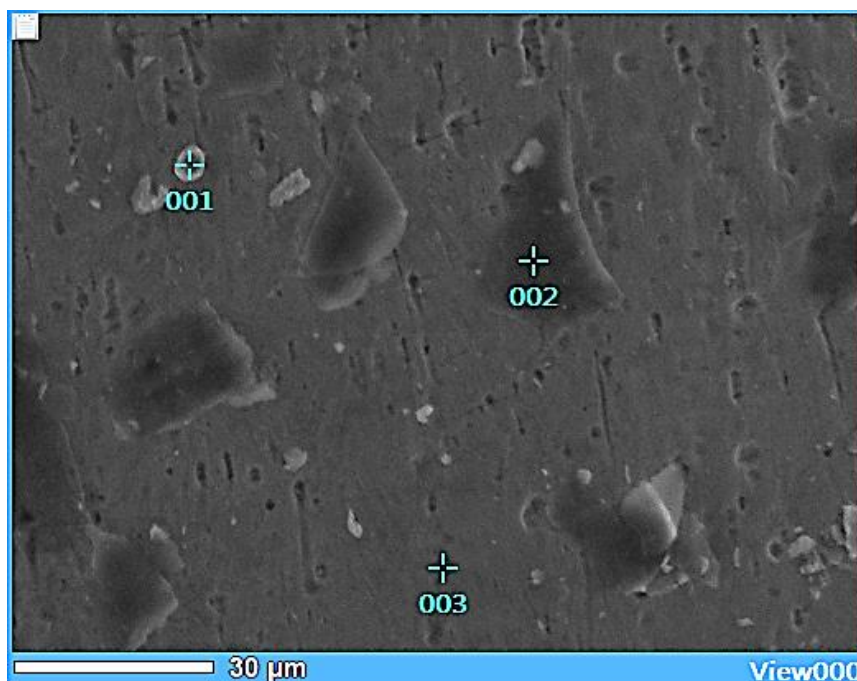
Ilustración 20: Histograma del punto N° 1 de la lima Fanta S-One 1 min (1/3)



Fuente: Lab. USFQ

4.4.2 Análisis de Lima Fanta S-One en 1 min. de NaOCl al 5.25% (2/3)

Ilustración 21: Imagen en EDS Fanta S-One en 1 min de NaOCl al 5.25% (2/3)



Fuente: Lab. USFQ

Resultados del análisis del Punto N°1:

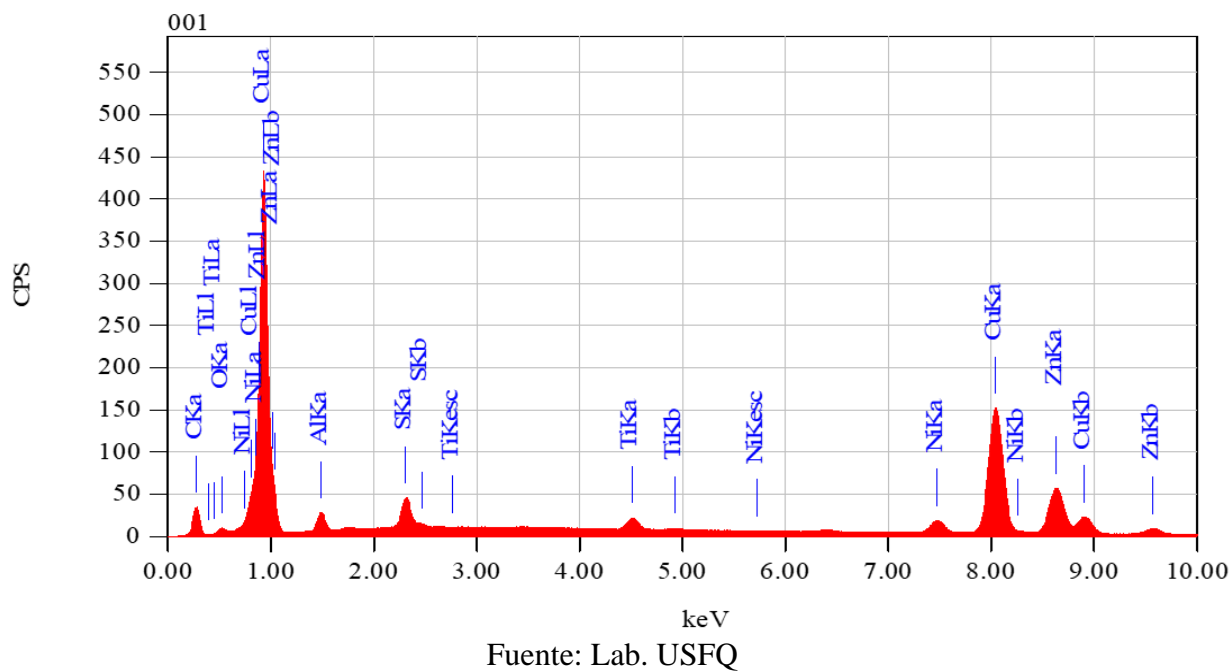
ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.0226

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
C K	0.277	12.66	0.04	41.65				3.1102
O K	0.525	0.89	0.01	2.19				0.9242
Al K	1.486	1.51	0.01	2.21				0.7625
S K	2.307	1.79	0.01	2.21				1.7259
Ti K	4.508	1.27	0.01	1.05				1.4361
Ni K	7.471	3.64	0.03	2.45				4.7010
Cu K	8.040	53.97	0.12	33.57				60.2897
Zn K	8.630	24.28	0.09	14.68				27.0504
Total		100.00		100.00				

Fuente: Lab. USFQ

Ilustración 22: Histograma del punto N° 1 de la lima Fanta S-One 1 min (2/3)



Resultados del análisis del Punto N°2

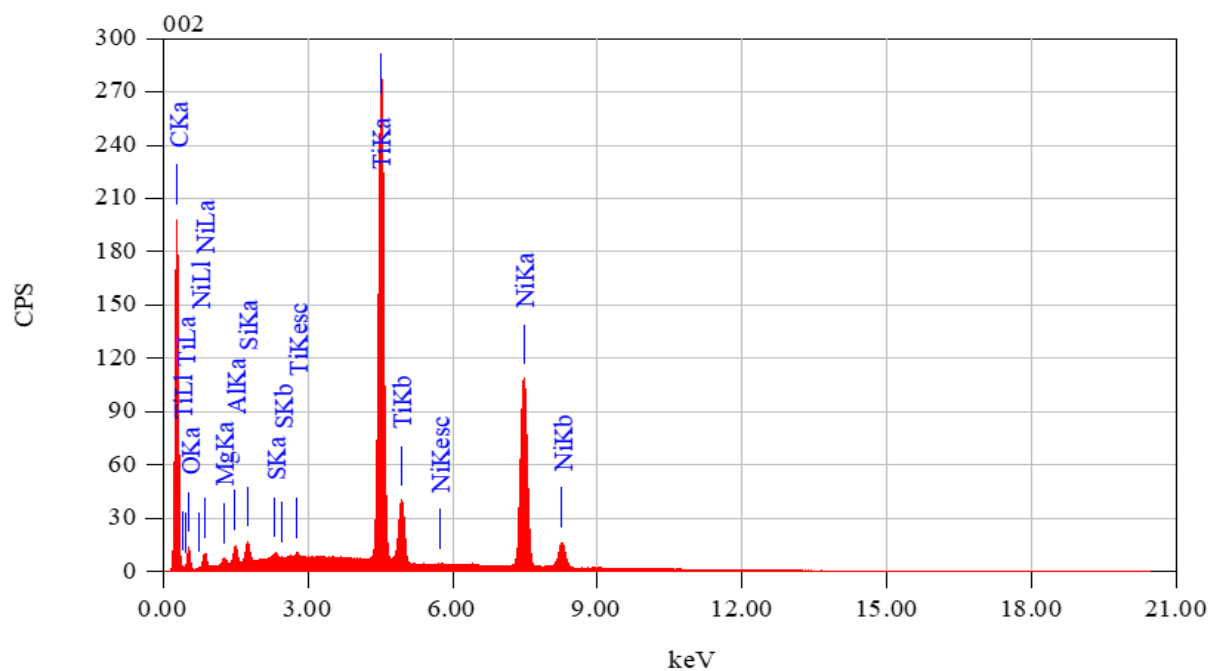
ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.0284

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
C K	0.277	39.82	0.06	70.93				21.1940
O K	0.525	4.78	0.05	6.40				2.2991
Mg K	1.253	0.17	0.00	0.15				0.1019
Al K	1.486	0.42	0.01	0.33				0.3759
Si K	1.739	0.39	0.01	0.30				0.3920
S K	2.307	0.13	0.00	0.09				0.1849
Ti K	4.508	24.68	0.04	11.02				34.8750
Ni K	7.471	29.60	0.08	10.78				40.5772
Total		100.00		100.00				

Fuente: Lab. USFQ

Ilustración 23: Histograma del punto N° 2 de la lima Fanta S-One 1 min (2/3)



Fuente: Lab. USFQ

Resultados del análisis del Punto N°3

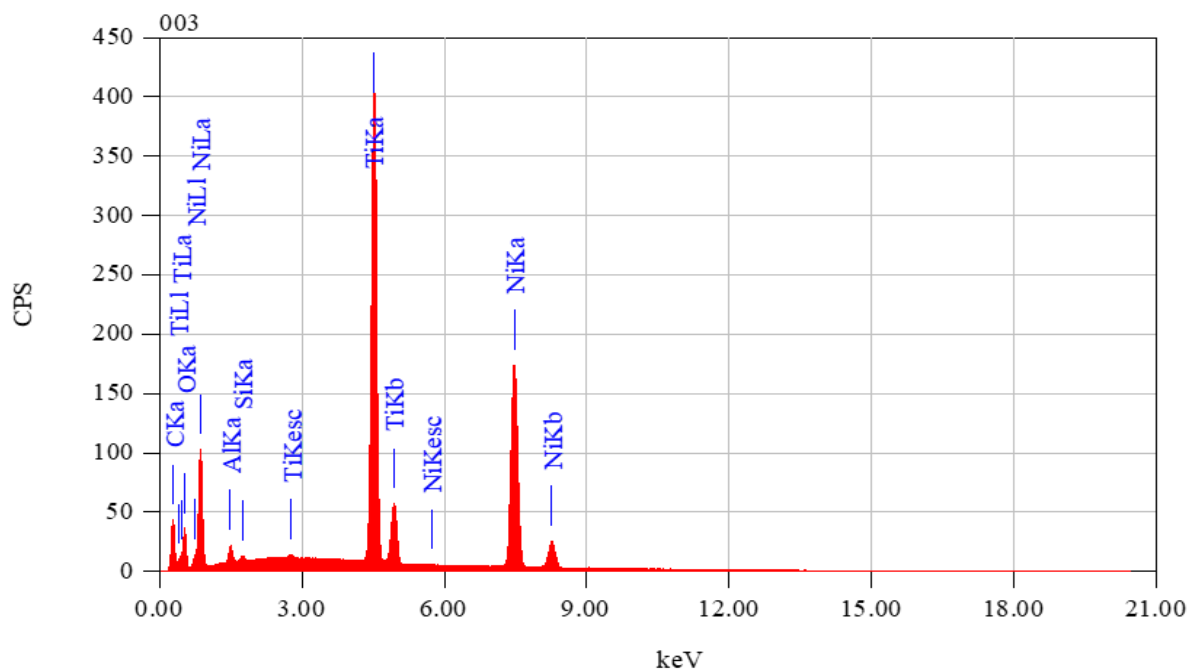
ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.0142

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
C K	0.277	9.85	0.03	28.48				3.5461
O K	0.525	8.19	0.05	17.78				4.0856
Al K	1.486	0.70	0.01	0.90				0.4373
Si K	1.739	0.17	0.01	0.21				0.1229
Ti K	4.508	35.11	0.05	25.44				40.2366
Ni K	7.471	45.98	0.09	27.19				51.5715
Total		100.00		100.00				

Fuente: Lab. USFQ

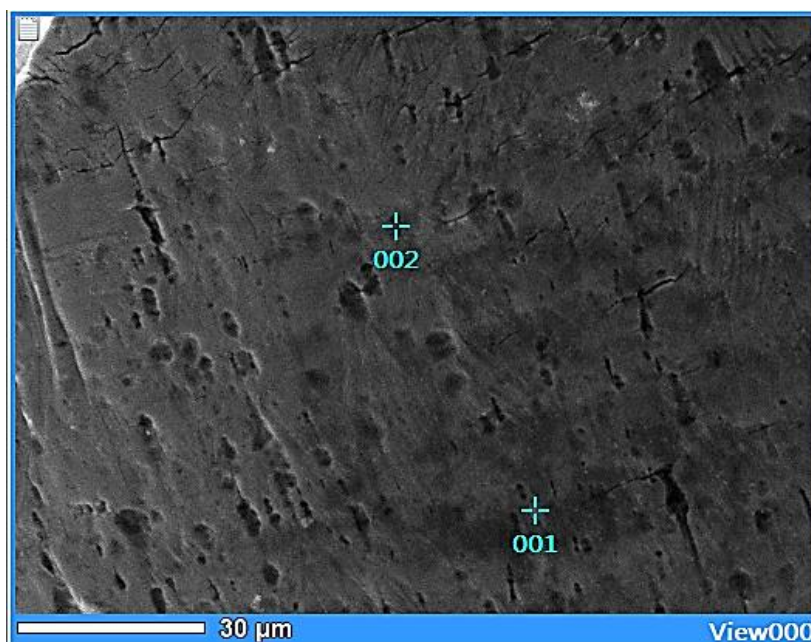
Ilustración 24: Histograma del punto N° 3 de la lima Fanta S-One 1 min (2/3)



Fuente: Lab. USFQ

4.4.3 Análisis de Lima Fanta S-One en 1 min. de NaOCl al 5.25% (3/3)

Ilustración 25: imagen en EDS Fanta S-One en 1 min de NaOCl al 5.25% (3/3)



Fuente: Lab. USFQ

Resultados del análisis del Punto N°1:

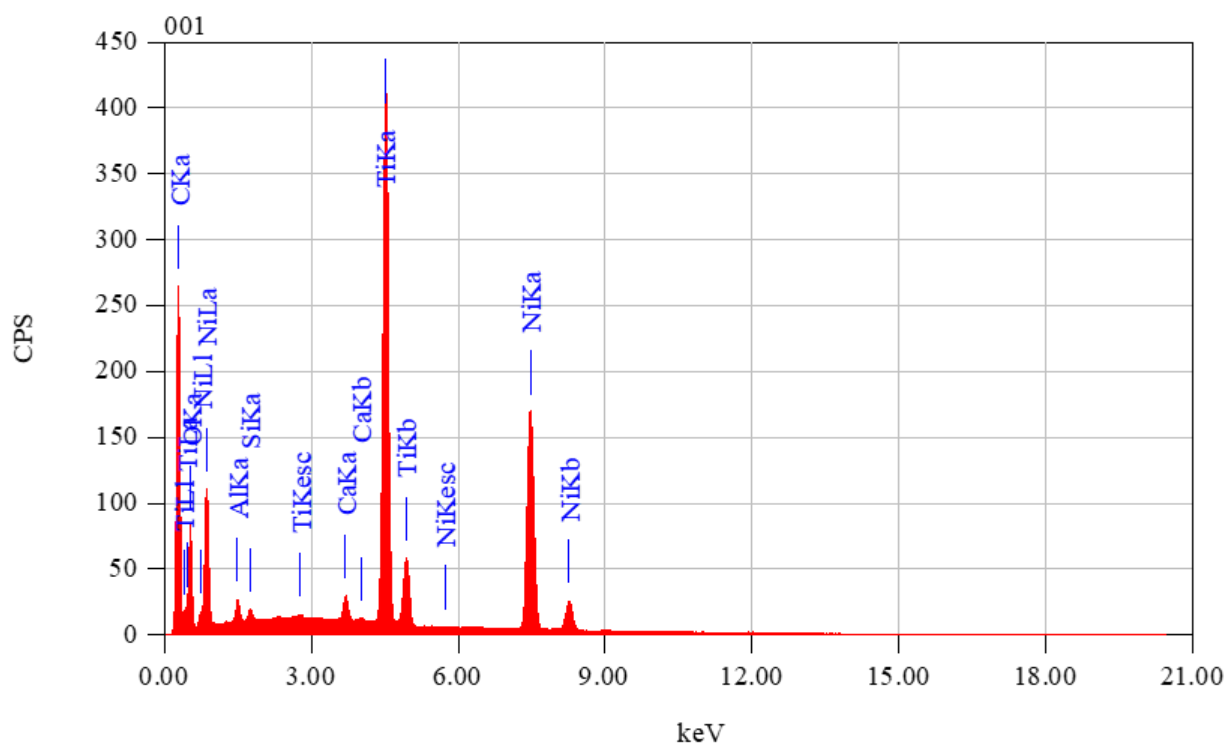
ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.0284

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
C K	0.277	32.71	0.04	58.89				17.7108
O K	0.525	14.27	0.06	19.29				7.9513
Al K	1.486	0.47	0.01	0.38				0.4205
Si K	1.739	0.20	0.00	0.15				0.1989
Ca K	3.690	0.66	0.01	0.35				1.1531
Ti K	4.508	22.84	0.03	10.31				32.5342
Ni K	7.471	28.85	0.06	10.62				40.0312
Total		100.00		100.00				

Fuente: Lab. USFQ

Ilustración 26: Histograma del punto N° 1 de la lima Fanta S-One 1 min (3/3)



Fuente: Lab. USFQ

Resultados del análisis del Punto N°2:

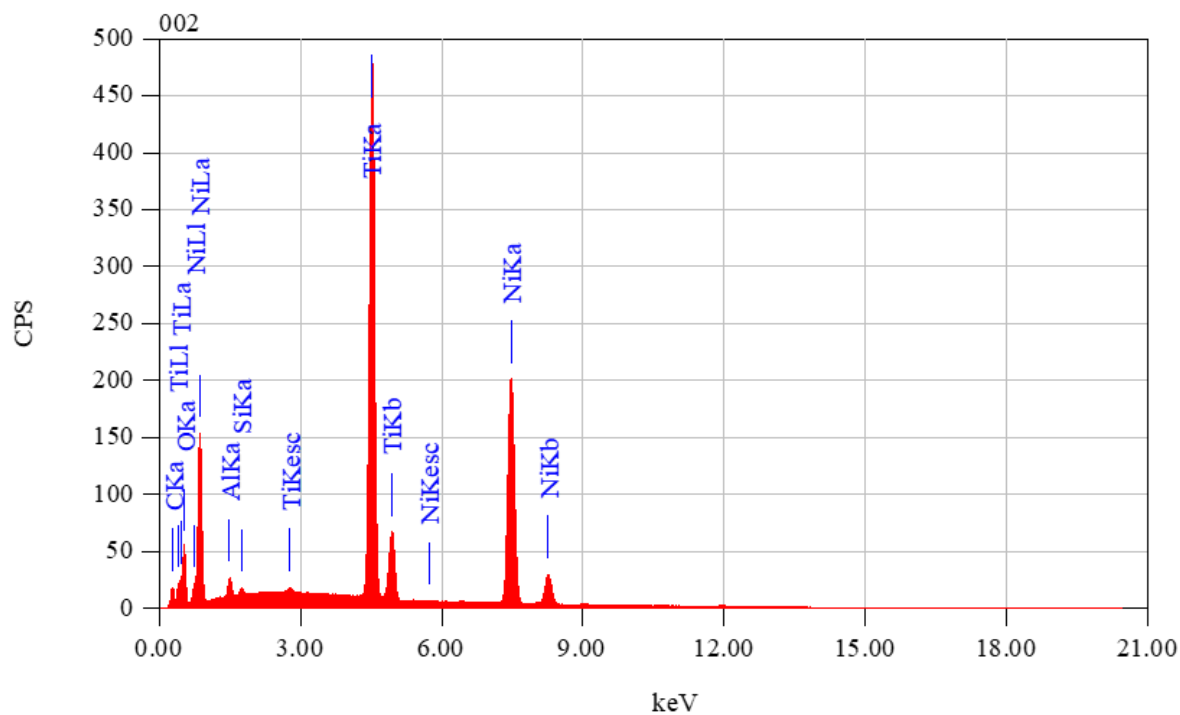
ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.0139

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
C K	0.277	3.10	0.02	10.15				1.0578
O K	0.525	10.38	0.06	25.51				5.2646
Al K	1.486	0.72	0.01	1.04				0.4234
Si K	1.739	0.21	0.01	0.30				0.1448
Ti K	4.508	37.55	0.05	30.83				41.3193
Ni K	7.471	48.04	0.09	32.18				51.7901
Total		100.00		100.00				

Fuente: Lab. USFQ

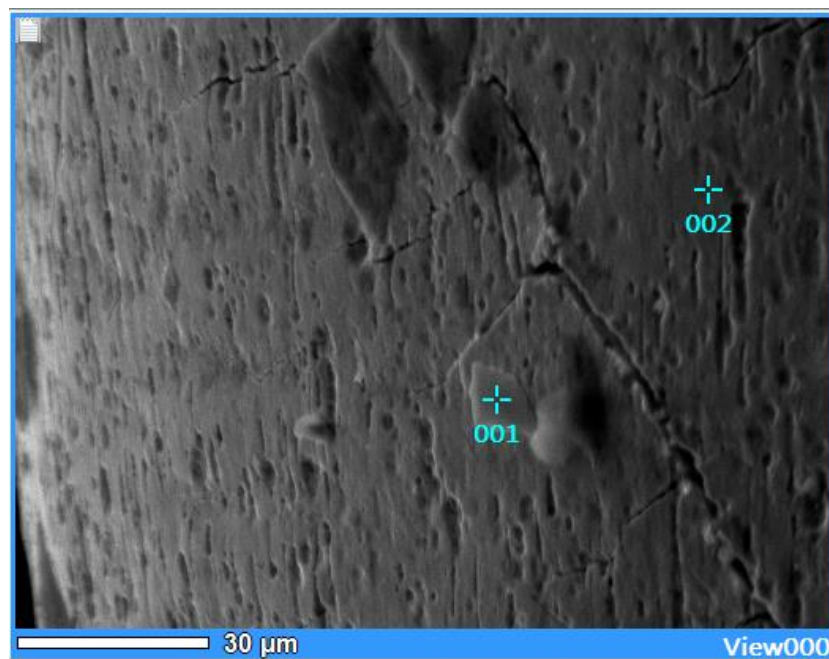
Ilustración 27: Histograma del punto N° 2 de la lima Fanta S-One 1 min (3/3)



Fuente: Lab. USFQ

4.4.4 Análisis de Lima Fanta S-One en 5 min. de NaOCl al 5.25% (1/3)

Ilustración 28: Imagen en EDS Fanta S-One en 5 min de NaOCl al 5.25% (1/3)



Fuente: Lab. USFQ

Resultados del análisis del Punto N°1:

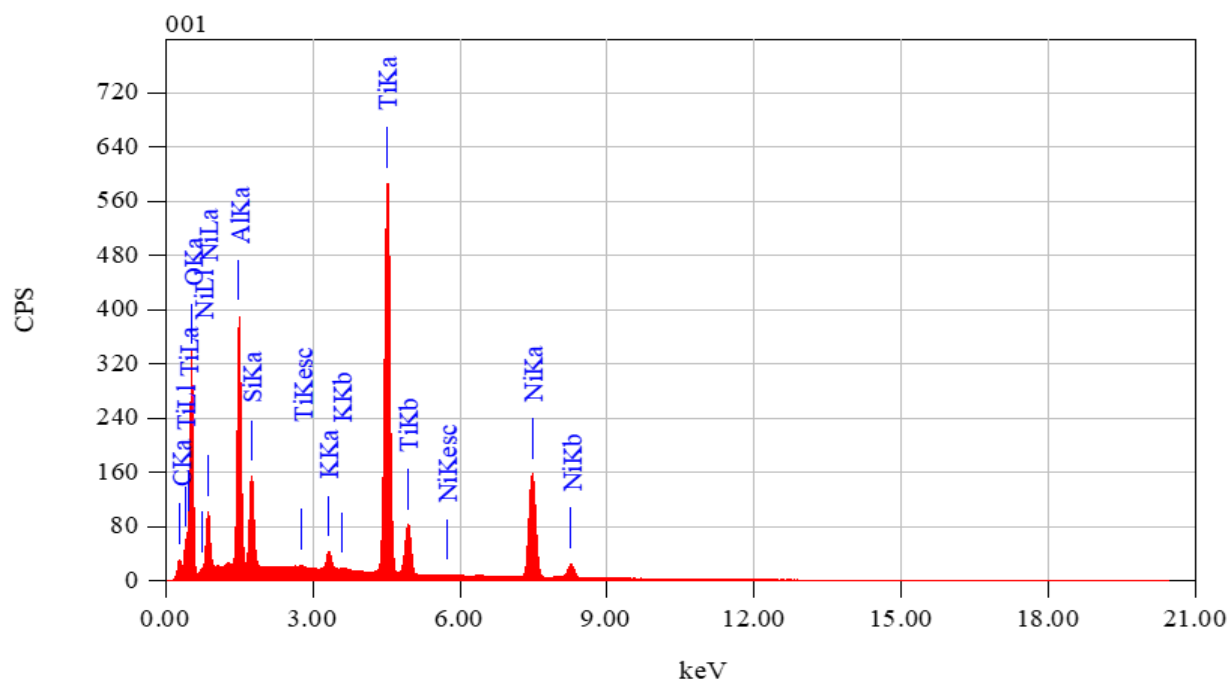
ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.0218

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
C K	0.277	2.98	0.01	6.43				1.0620
O K	0.525	35.94	0.08	58.13				25.4222
Al K	1.486	8.27	0.02	7.93				7.0155
Si K	1.739	2.86	0.01	2.63				2.4741
K K	3.312	0.69	0.01	0.45				0.9938
Ti K	4.508	27.36	0.04	14.78				35.2432
Ni K	7.471	21.90	0.05	9.65				27.7891
Total		100.00		100.00				

Fuente: Lab. USFQ

Ilustración 29: Histograma del punto N° 1 de la lima Fanta S-One 5 min (1/3)



Fuente: Lab. USFQ

Resultados del análisis del Punto N°2:

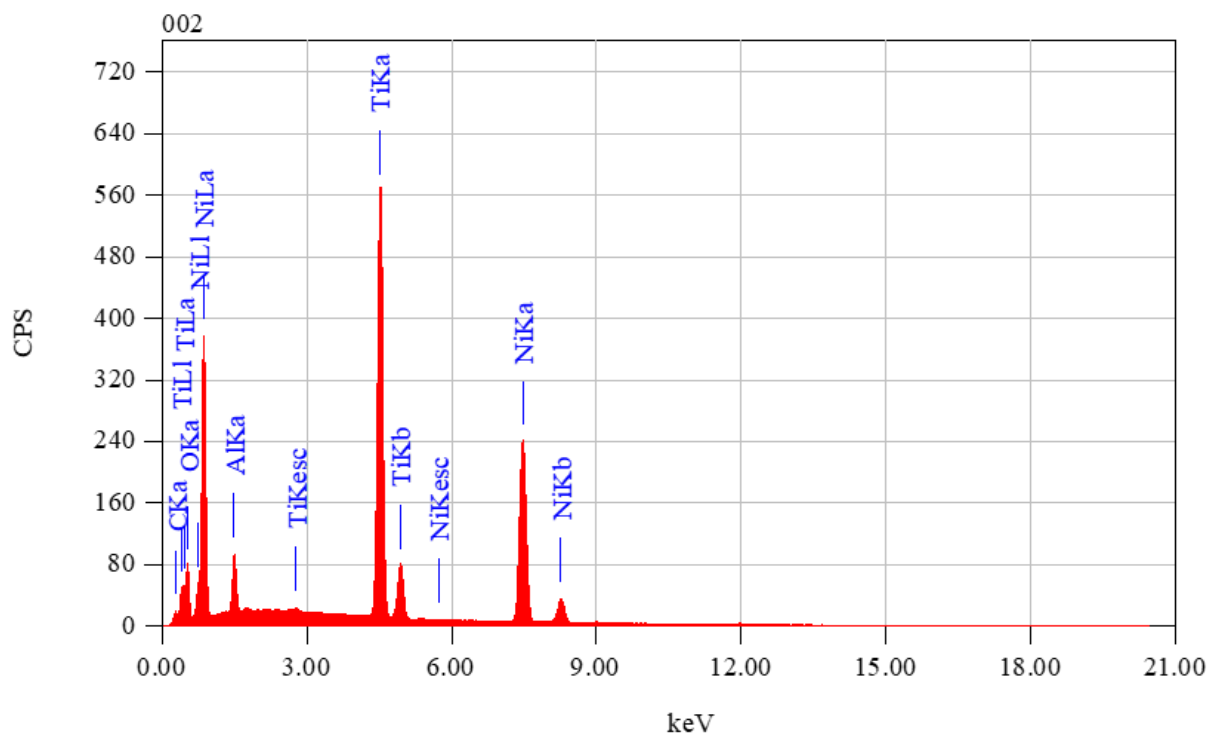
ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.0192

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
C K	0.277	1.72	0.01	5.67				0.5662
O K	0.525	11.18	0.05	27.70				5.8507
Al K	1.486	2.78	0.01	4.08				1.6590
Ti K	4.508	36.87	0.05	30.51				40.6175
Ni K	7.471	47.45	0.09	32.04				51.3066
Total		100.00		100.00				

Fuente: Lab. USFQ

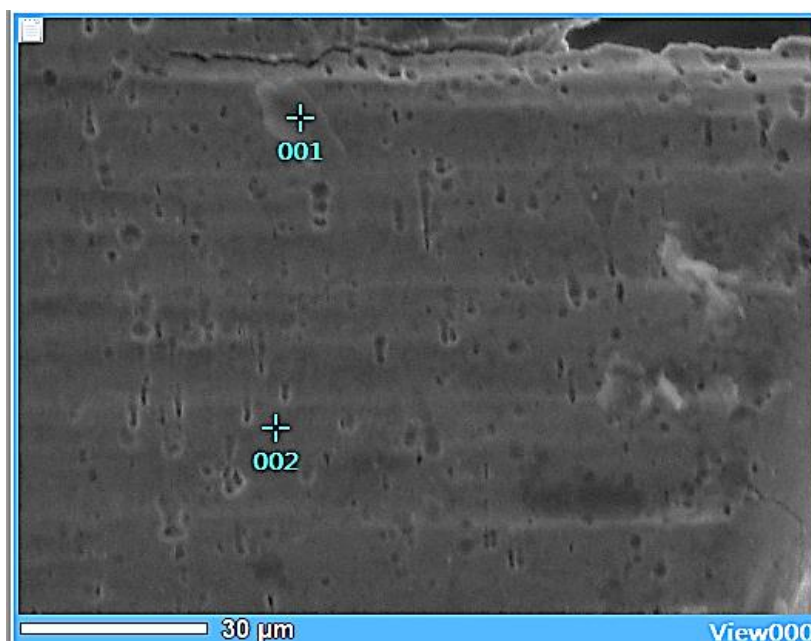
Ilustración 30: Histograma del punto N° 2 de la lima Fanta S-One 5 min (1/3)



Fuente: Lab. USFQ

4.4.2 Análisis de Lima Fanta S-One en 5 min. de NaOCl al 5.25% (2/3)

Ilustración 31: Imagen en EDS Fanta S-One en 5 min de NaOCl al 5.25% (2/3)



Fuente: Lab. USFQ

Resultados del análisis del Punto N°1:

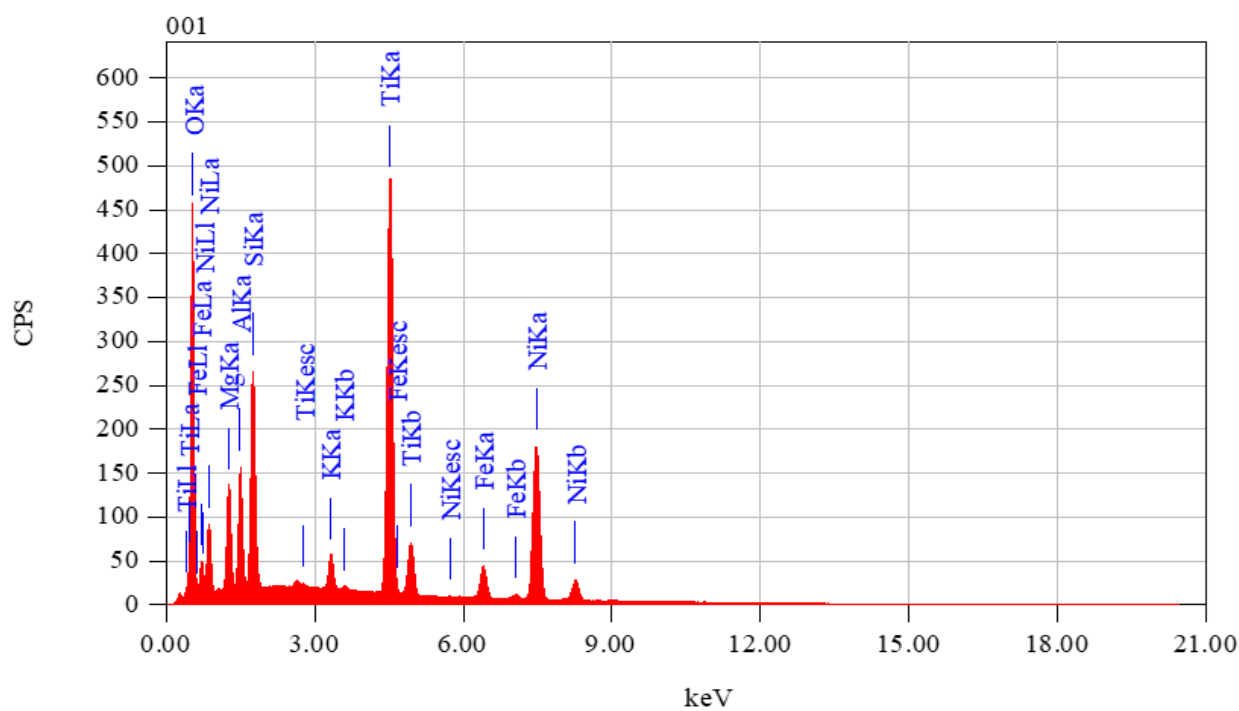
ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.0302

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
O K	0.525	39.76	0.07	64.86				32.9407
Mg K	1.253	3.03	0.01	3.26				1.5656
Al K	1.486	3.10	0.01	3.00				2.3044
Si K	1.739	4.93	0.01	4.58				4.0247
K K	3.312	1.06	0.01	0.71				1.4183
Ti K	4.508	21.17	0.03	11.54				25.5353
Fe K	6.398	3.10	0.02	1.45				3.8299
Ni K	7.471	23.85	0.05	10.60				28.3810
Total		100.00		100.00				

Fuente: Lab. USFQ

Ilustración 32: Histograma del punto N° 1 de la lima Fanta S-One 5 min (2/3)



Fuente: Lab. USFQ

Resultados del análisis del Punto N°2:

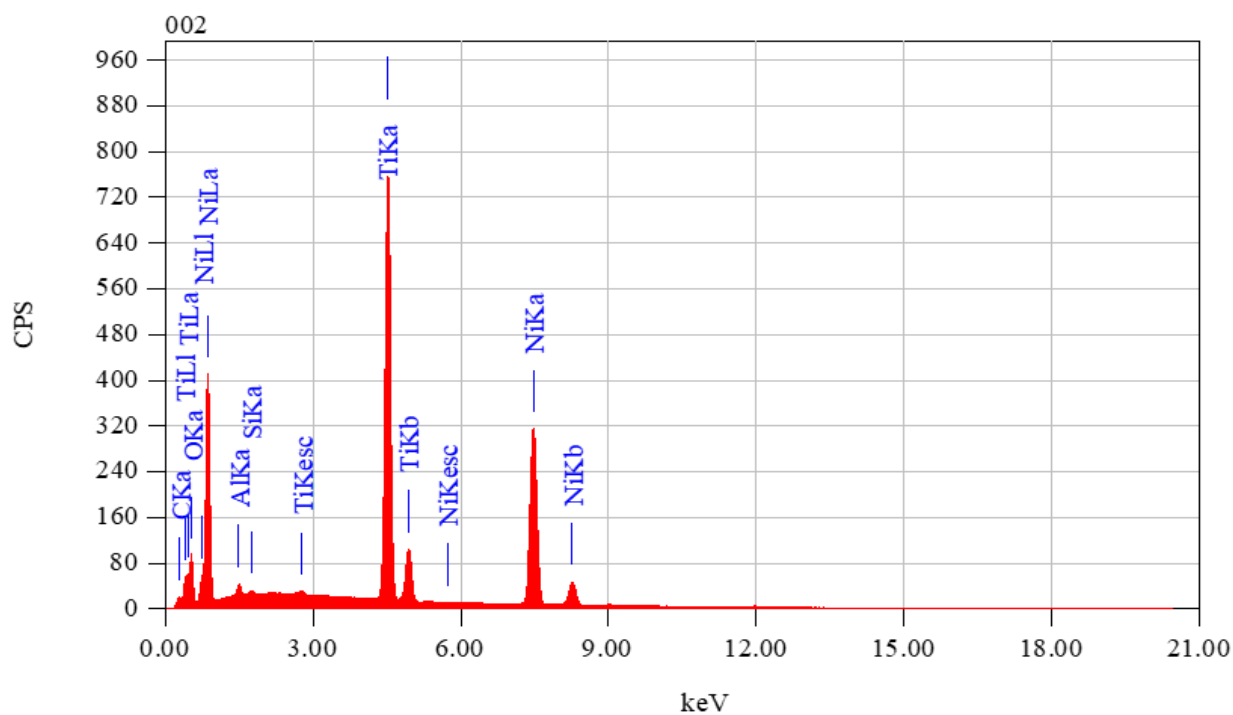
ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.0176

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
C K	0.277	1.58	0.01	5.35				0.5335
O K	0.525	10.69	0.05	27.22				5.4358
Al K	1.486	0.58	0.01	0.88				0.3368
Si K	1.739	0.13	0.00	0.19				0.0879
Ti K	4.508	38.14	0.04	32.44				41.4896
Ni K	7.471	48.89	0.08	33.93				52.1164
Total		100.00		100.00				

Fuente: Lab. USFQ

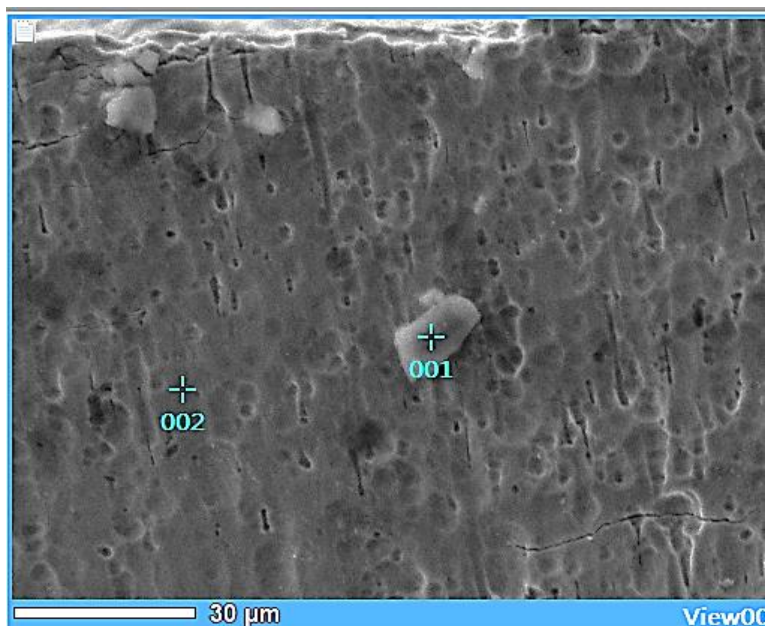
Ilustración 33: Histograma del punto N° 2 de la lima Fanta S-One 5 min (2/3)



Fuente: Lab. USFQ

4.4.3 Análisis de Lima Fanta S-One en 5 min. de NaOCl al 5.25% (3/3)

Ilustración 34: Imagen en EDS Fanta S-One en 5 min de NaOCl al 5.25% (3/3)



Fuente: Lab. USFQ

Resultados del análisis del Punto N°1:

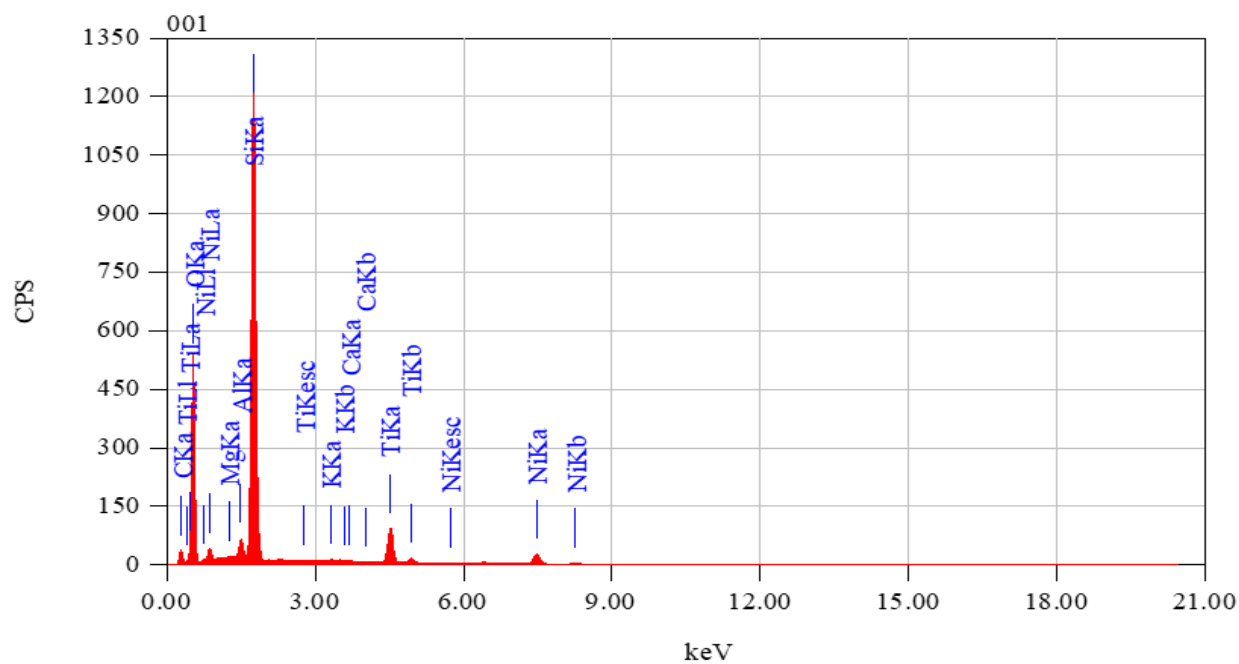
ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.0669

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
C K	0.277	10.44	0.04	16.44				2.1739
O K	0.525	51.94	0.08	61.37				56.0755
Mg K	1.253	0.12	0.00	0.09				0.0896
Al K	1.486	1.07	0.01	0.75				1.1193
Si K	1.739	26.15	0.03	17.60				28.1933
K K	3.312	0.13	0.00	0.06				0.1684
Ca K	3.690	0.11	0.00	0.05				0.1568
Ti K	4.508	5.55	0.02	2.19				6.6071
Ni K	7.471	4.49	0.03	1.44				5.4160
Total		100.00		100.00				

Fuente: Lab. USFQ

Ilustración 35: Histograma del punto N° 1 de la lima Fanta S-One 5 min (3/3)



Fuente: Lab. USFQ

Resultados del análisis del Punto N°2:

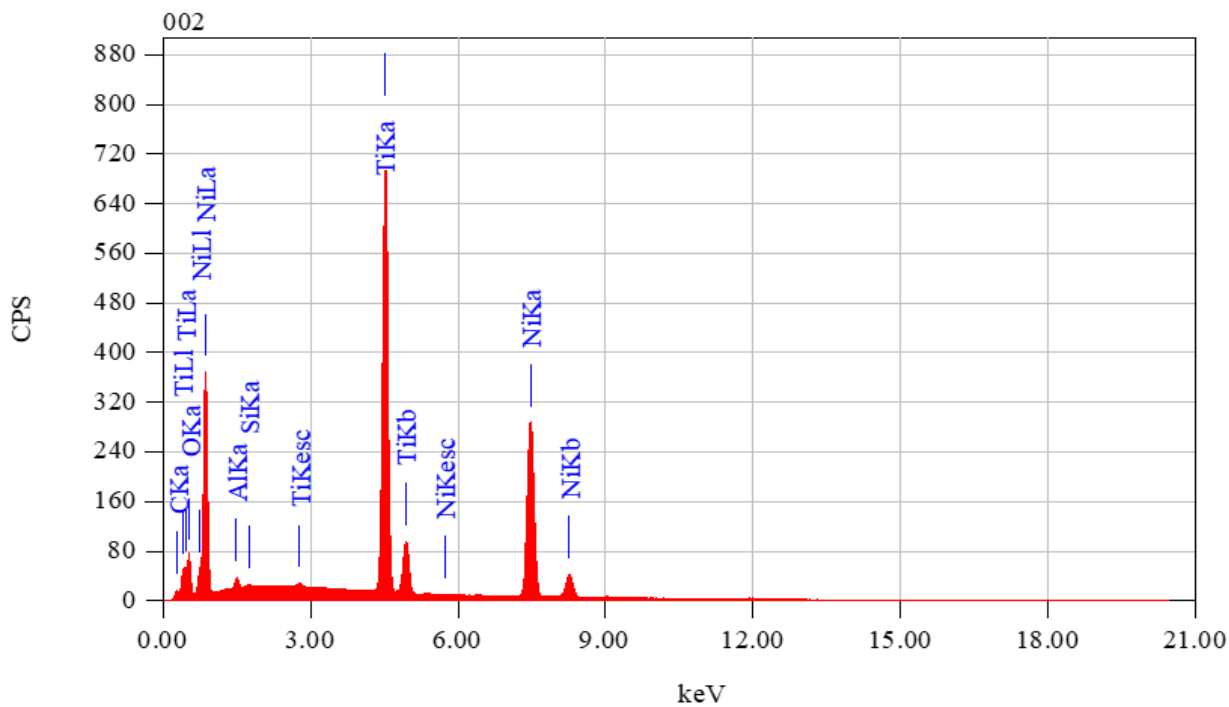
ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.0168

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
C K	0.277	1.23	0.01	4.32				0.4100
O K	0.525	9.11	0.05	24.12				4.5428
Al K	1.486	0.53	0.01	0.83				0.3034
Si K	1.739	0.10	0.00	0.15				0.0657
Ti K	4.508	39.05	0.05	34.52				41.9968
Ni K	7.471	49.98	0.08	36.05				52.6812
Total		100.00		100.00				

Fuente: Lab. USFQ

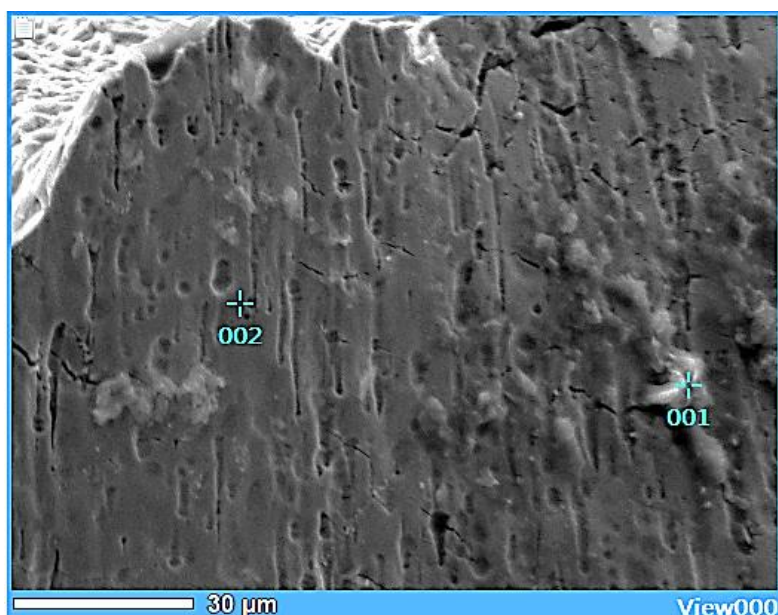
Ilustración 36: Histograma del punto N° 2 de la lima Fanta S-One 5 min (3/3)



Fuente: Lab. USFQ

4.4.4 Análisis de Lima Fanta S-One Grupo Control (1/3)

Ilustración 37: Imagen en EDS Fanta S-One Grupo Control (1/3)



Fuente: Lab. USFQ

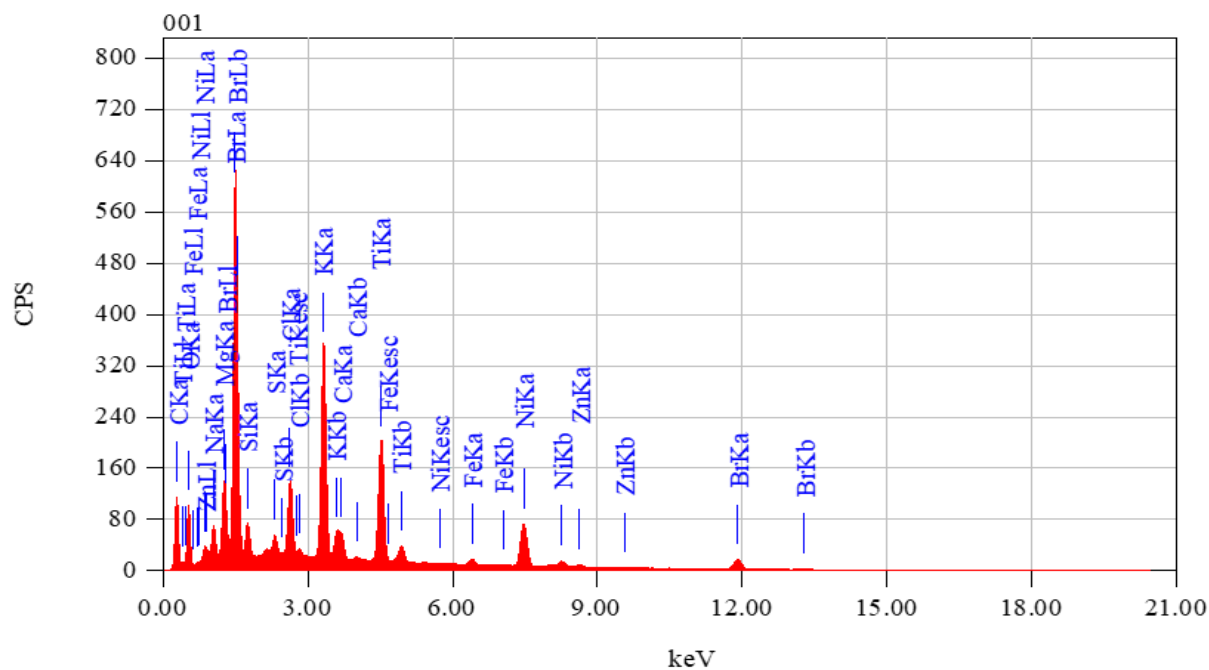
Resultados del análisis del Punto N°1:

ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.0227

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
C K	0.277	23.35	0.05	48.41				6.0859
O K	0.525	13.58	0.05	21.14				8.8305
Na K	1.041	1.17	0.01	1.27				1.1750
Mg K	1.253	1.99	0.01	2.04				1.8051
Si K	1.739	1.06	0.01	0.94				1.0039
S K*	2.307	0.64	0.00	0.50				0.8894
Cl K	2.621	2.71	0.01	1.91				4.0390
K K	3.312	9.71	0.02	6.18				15.5235
Ca K	3.690	1.17	0.01	0.73				1.9273
Ti K	4.508	8.87	0.02	4.61				12.7403
Fe K	6.398	0.77	0.01	0.35				1.1722
Ni K	7.471	8.74	0.03	3.71				13.3136
Zn K	8.630	0.77	0.01	0.29				1.1027
Br L*	1.480	25.46	0.04	7.93				30.3915
Total		100.00		100.00				

Ilustración 38: Histograma del punto N° 1 de la lima Fanta S-One Grupo Control (1/3)



Resultados del análisis del Punto N°2:

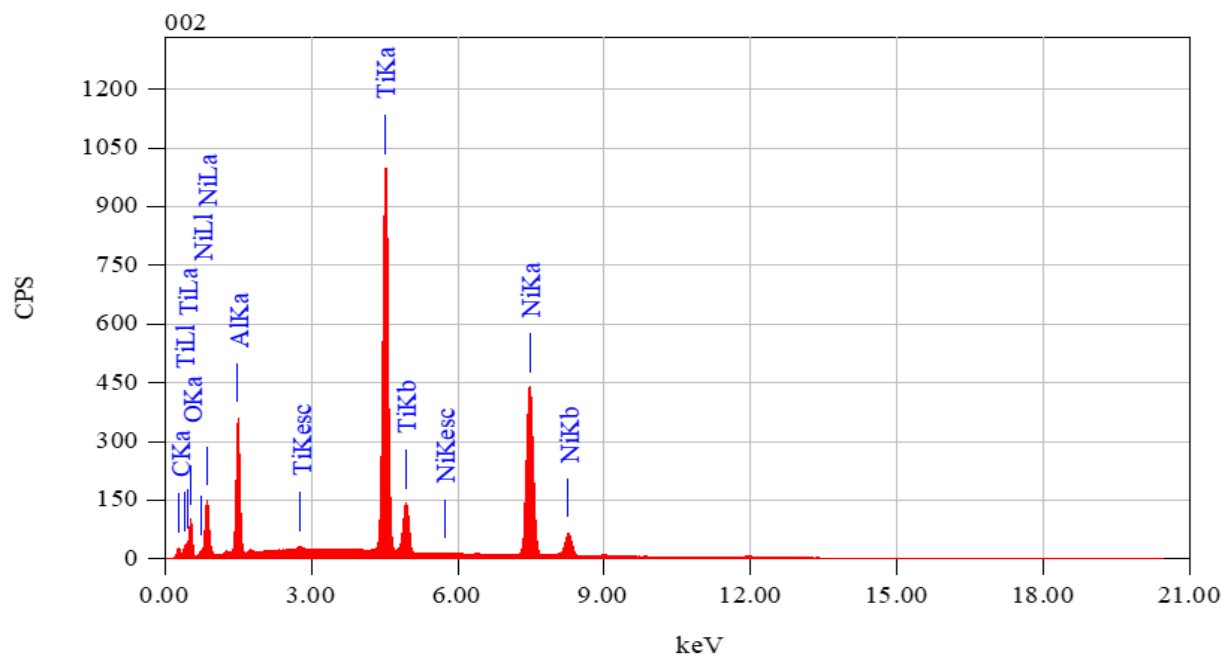
ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.0129

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
C K	0.277	2.46	0.01	8.10				0.7510
O K	0.525	8.62	0.04	21.26				4.6226
Al K	1.486	6.96	0.02	10.19				4.2957
Ti K	4.508	35.10	0.04	28.93				38.9991
Ni K	7.471	46.86	0.06	31.52				51.3316
Total		100.00		100.00				

Fuente: Lab. USFQ

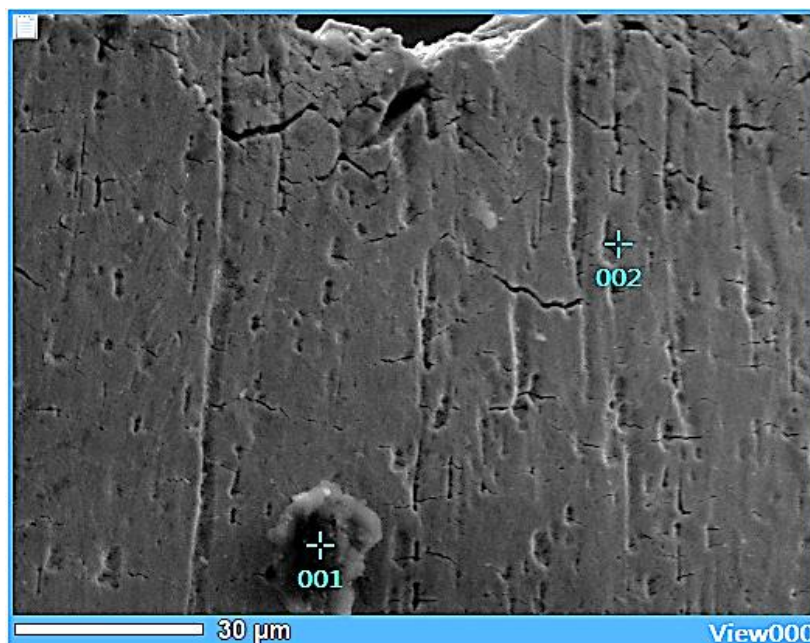
Ilustración 39: Histograma del punto N° 2 de la lima Fanta S-One Grupo Control (1/3)



Fuente: Lab. USFQ

4.4.5 Análisis de Lima Fanta S-One Grupo Control (2/3)

Ilustración 40: Imagen en EDS Fanta S-One Grupo Control (2/3)



Fuente: Lab. USFQ

Resultados del análisis del Punto N°1:

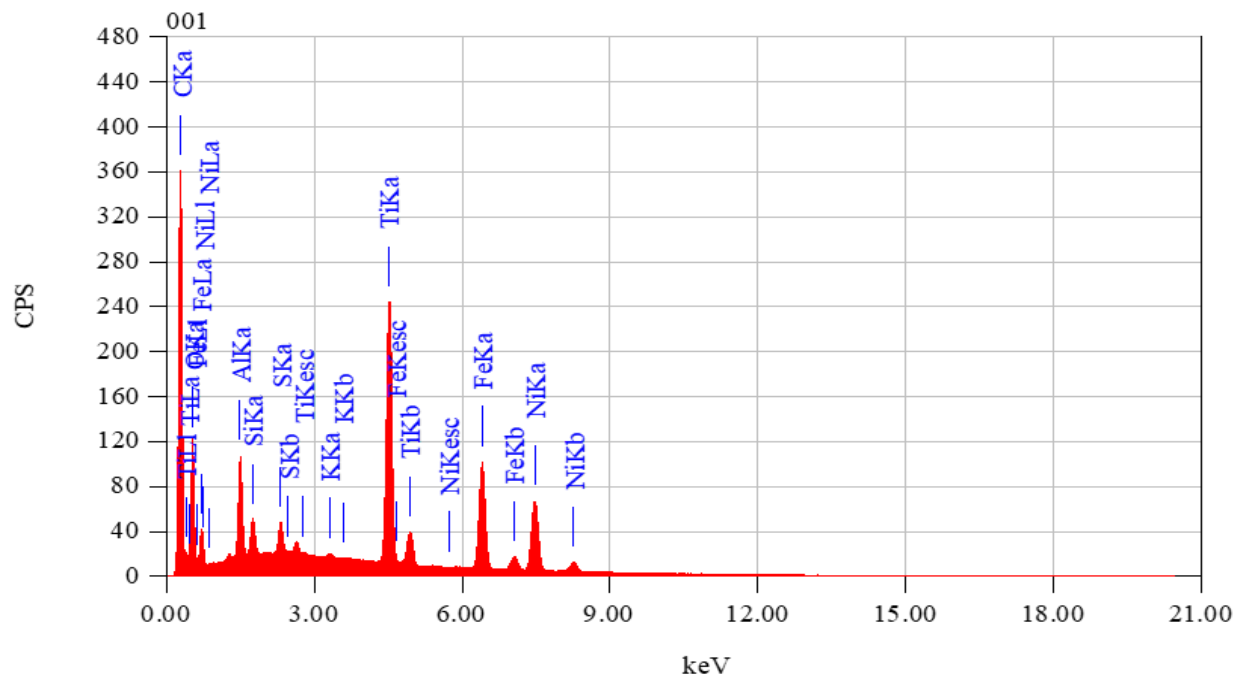
ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.0454

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
C K	0.277	41.80	0.04	62.92				26.7950
O K	0.525	20.58	0.07	23.25				14.6485
Al K	1.486	2.12	0.01	1.42				2.4351
Si K	1.739	0.68	0.01	0.44				0.8331
S K	2.307	0.66	0.00	0.37				1.1357
K K	3.312	0.11	0.00	0.05				0.2024
Ti K	4.508	12.82	0.03	4.84				20.7195
Fe K	6.398	10.45	0.03	3.38				16.6180
Ni K	7.471	10.79	0.04	3.32				16.6128
Total		100.00		100.00				

Fuente: Lab. USFQ

Ilustración 41: Histograma del punto N° 1 de la lima Fanta S-One Grupo Control (2/3)



Fuente: Lab. USFQ

Resultados del análisis del Punto N°2:

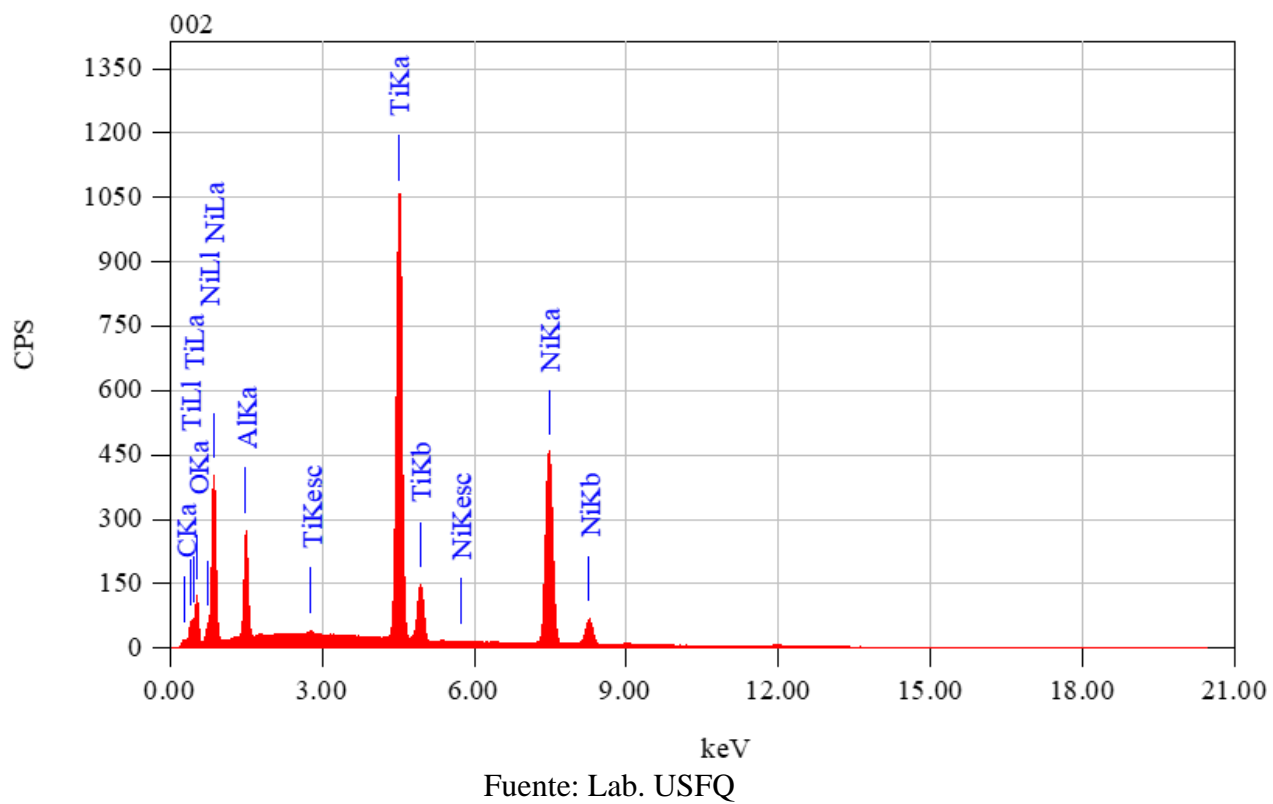
ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.0154

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
C K	0.277	0.92	0.01	3.13				0.2857
O K	0.525	9.48	0.04	24.34				5.0116
Al K	1.486	4.95	0.01	7.53				2.9540
Ti K	4.508	36.52	0.04	31.32				39.9386
Ni K	7.471	48.14	0.07	33.68				51.8101
Total		100.00		100.00				

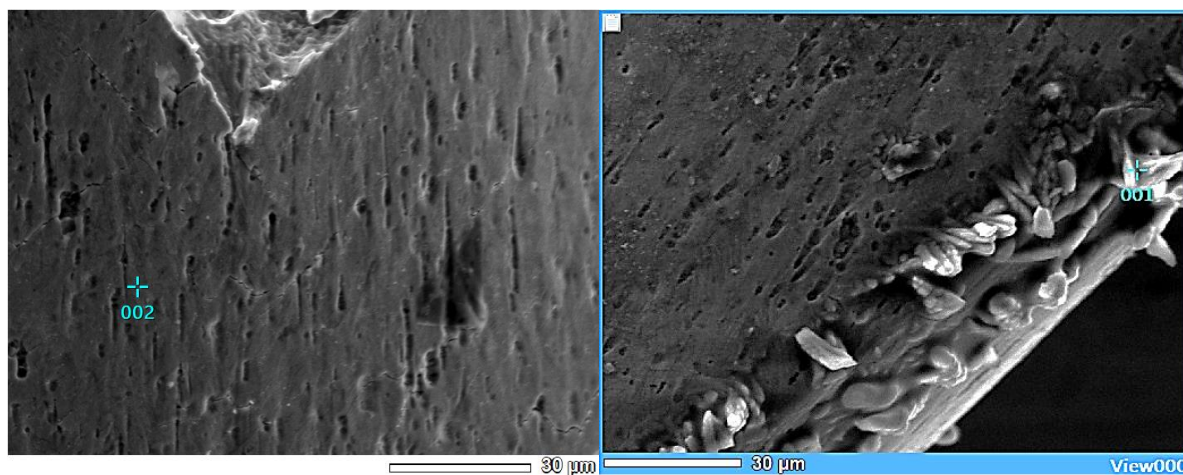
Fuente: Lab. USFQ

Ilustración 42: Histograma del punto N° 2 de la lima Fanta S-One Grupo Control (2/3)



4.4.6 Análisis de Lima Fanta S-One Grupo Control (3/3)

Ilustración 43: Imagen en EDS Fanta S-One Grupo Control (3/3)



Fuente: Lab. USFQ

Resultados del análisis del Punto N°1:

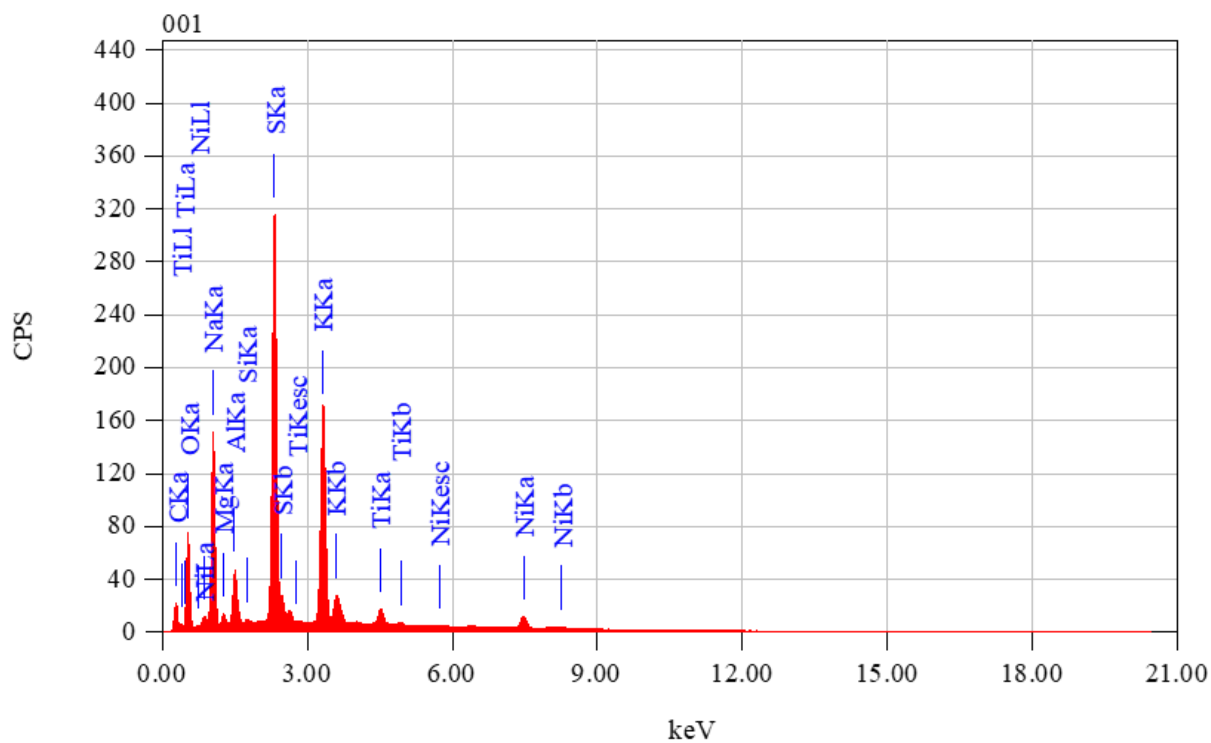
ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.0368

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
C K	0.277	16.64	0.07	28.50				3.3907
O K	0.525	27.57	0.12	35.45				19.9624
Na K	1.041	12.40	0.04	11.10				12.6527
Mg K	1.253	0.70	0.01	0.59				0.5218
Al K	1.486	2.17	0.02	1.65				2.3853
Si K	1.739	0.18	0.01	0.13				0.2095
S K	2.307	19.03	0.04	12.21				30.1154
K K	3.312	15.75	0.04	8.28				23.2505
Ti K	4.508	1.73	0.02	0.74				2.2260
Ni K	7.471	3.83	0.04	1.34				5.2858
Total		100.00		100.00				

Fuente: Lab. USFQ

Ilustración 44: Histograma del punto N° 1 de la lima Fanta S-One Grupo Control (3/3)



Fuente: Lab. USFQ

Resultados del análisis del Punto N°2:

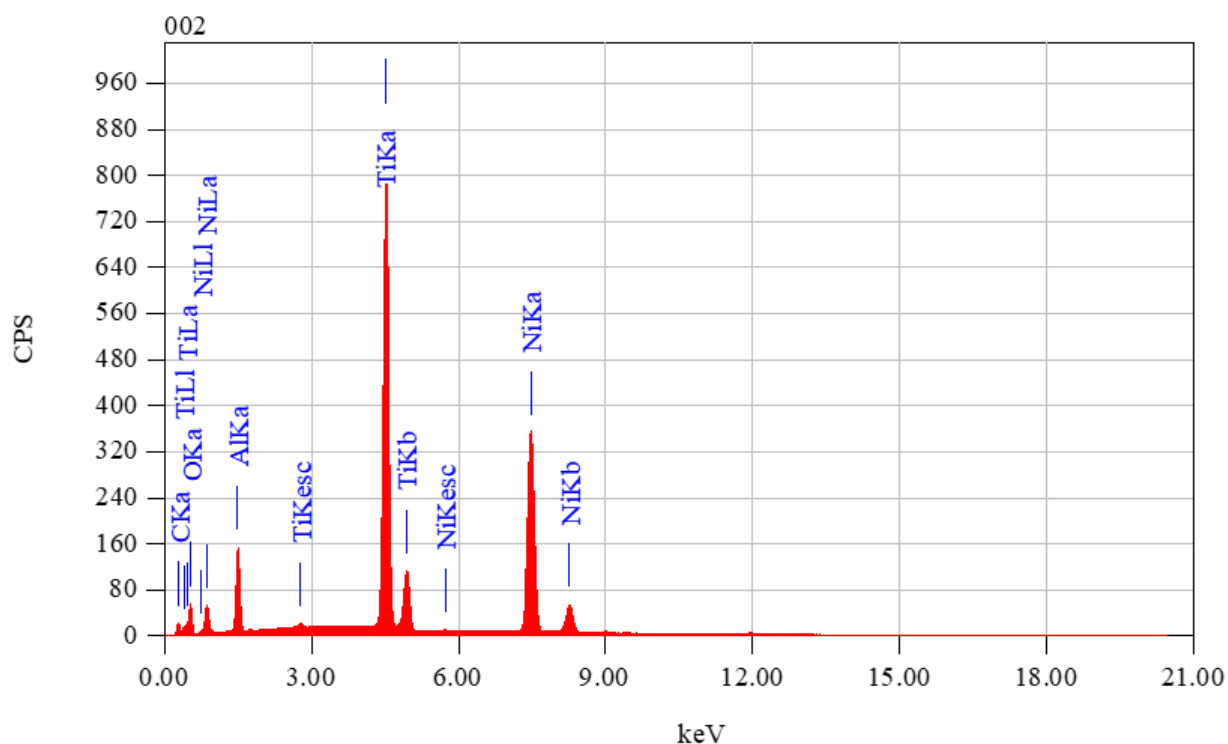
ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.0100

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
C K	0.277	2.69	0.01	9.35				0.8441
O K	0.525	6.53	0.03	17.01				3.3658
Al K	1.486	4.00	0.01	6.18				2.3430
Ti K	4.508	36.45	0.04	31.72				39.6105
Ni K	7.471	50.34	0.07	35.75				53.8366
Total		100.00		100.00				

Fuente: Lab. USFQ

Ilustración 45: Histograma del punto N° 2 de la lima Fanta S-One Grupo Control (3/3)



Fuente: Lab. USFQ

4.5 Resultados de la prueba EDS (Análisis químico) Race Evo Blue

4.5.1 Análisis de Lima Race Evo 1 min (1/3)

Ilustración 46: Imagen en EDS Race Evo 1 min (1/3)



Fuente: Lab. USFQ

Resultados del análisis del Punto N°1:

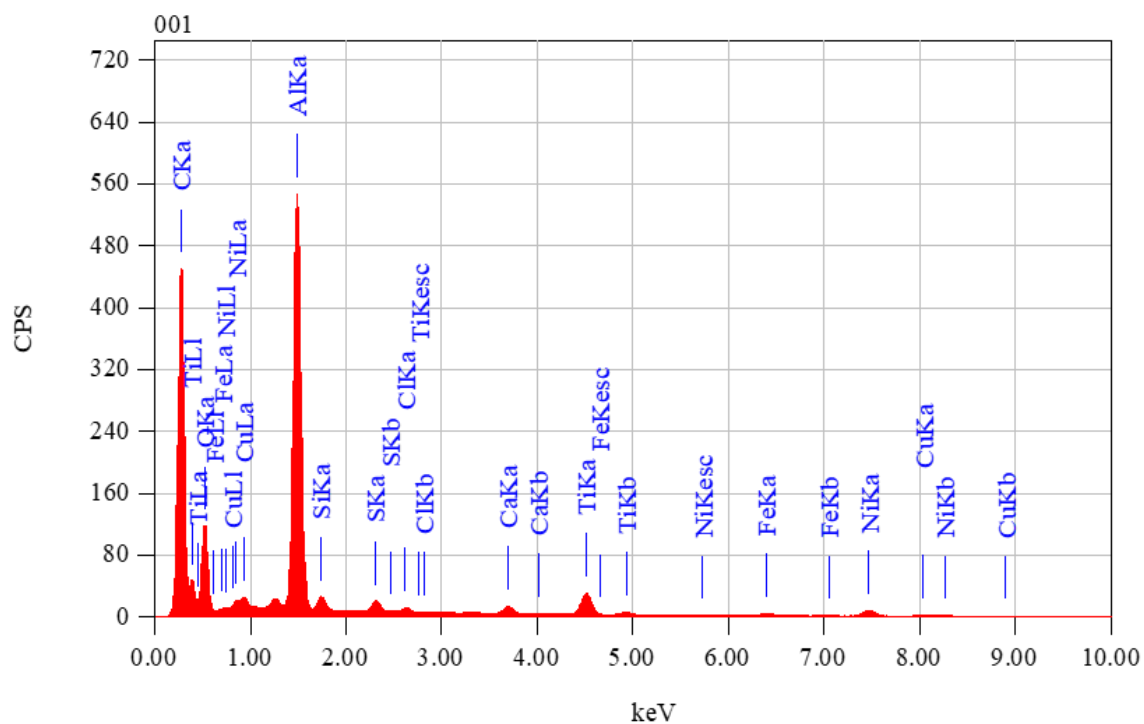
ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.0885

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
C K	0.277	59.45	0.06	70.96				46.8272
O K	0.525	23.72	0.08	21.26				20.8291
Al K	1.486	11.53	0.02	6.13				21.8299
Si K	1.739	0.44	0.00	0.23				0.7228
S K	2.307	0.36	0.00	0.16				0.8066
Cl K	2.621	0.16	0.00	0.06				0.3563
Ca K	3.690	0.40	0.00	0.14				0.9492
Ti K	4.508	1.77	0.01	0.53				3.4853
Fe K	6.398	0.44	0.01	0.11				0.8546
Ni K	7.471	1.39	0.01	0.34				2.7066
Cu K	8.040	0.34	0.01	0.08				0.6323
Total		100.00		100.00				

Fuente: Lab. USFQ

Ilustración 47: Histograma del punto N° 1 de la lima Race Evo 1 min (1/3)



Fuente: Lab. USFQ

Resultados del análisis del Punto N°2:

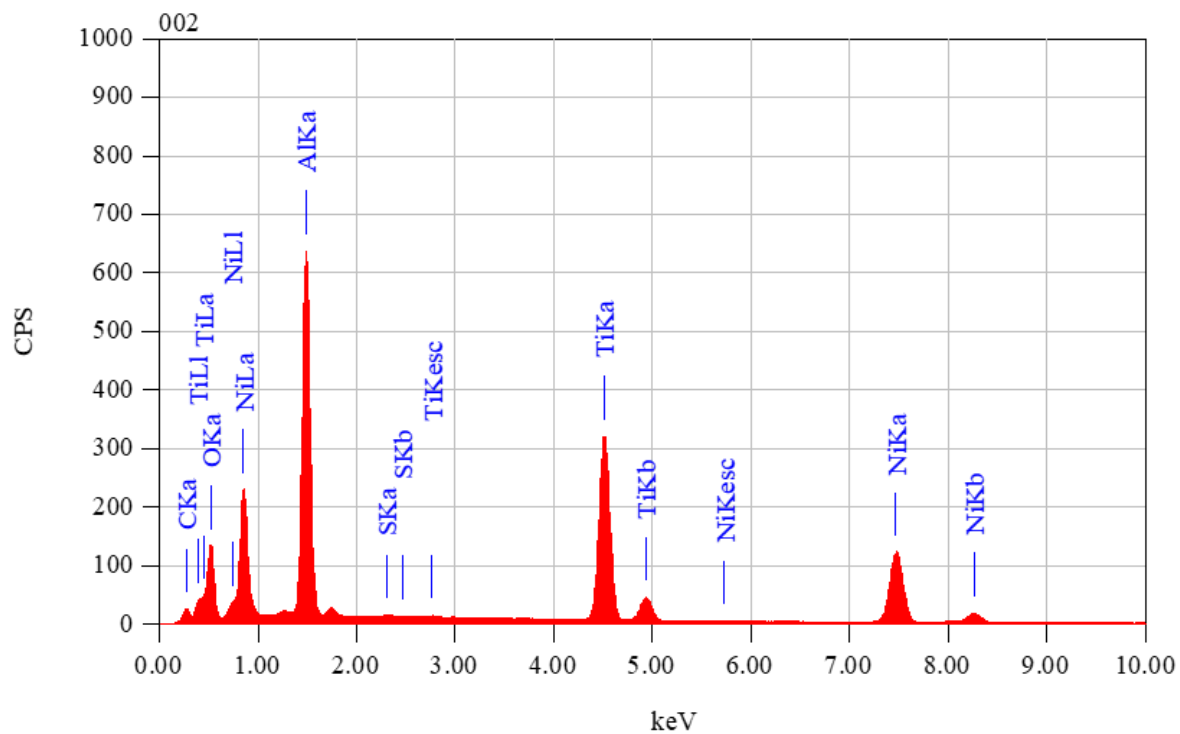
ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.0268

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
C K	0.277	5.24	0.03	12.33				1.4109
O K	0.525	20.92	0.07	36.93				14.8731
Al K	1.486	22.29	0.04	23.33				18.9130
S K	2.307	0.07	0.00	0.06				0.0857
Ti K	4.508	23.99	0.04	14.14				30.2302
Ni K	7.471	27.47	0.07	13.21				34.4870
Total		100.00		100.00				

Fuente: Lab. USFQ

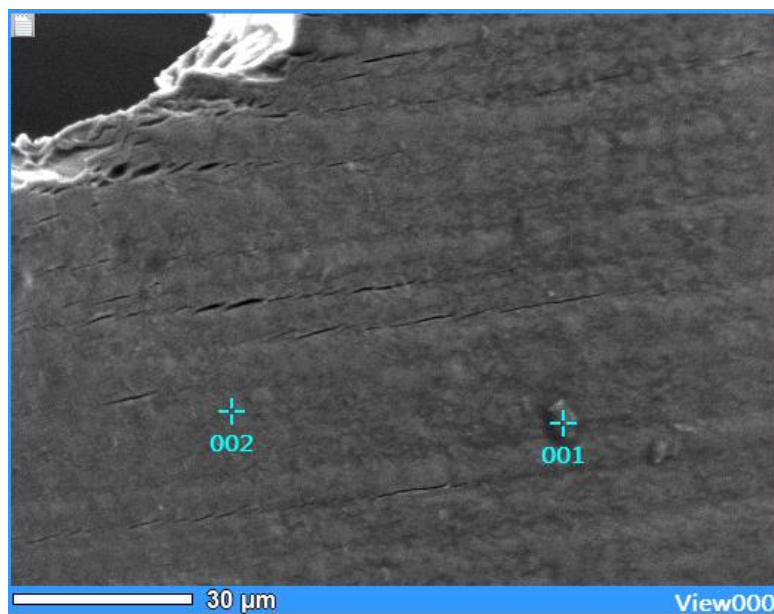
Ilustración 48: Histograma del punto N° 2 de la lima Race Evo 1 min (1/3)



Fuente: Lab. USFQ

4.5.2 Análisis de Lima Race Evo 1 min (2/3)

Ilustración 49: Imagen en EDS Race Evo 1 min (2/3)



Fuente: Lab. USFQ

Resultados del análisis del Punto N°1:

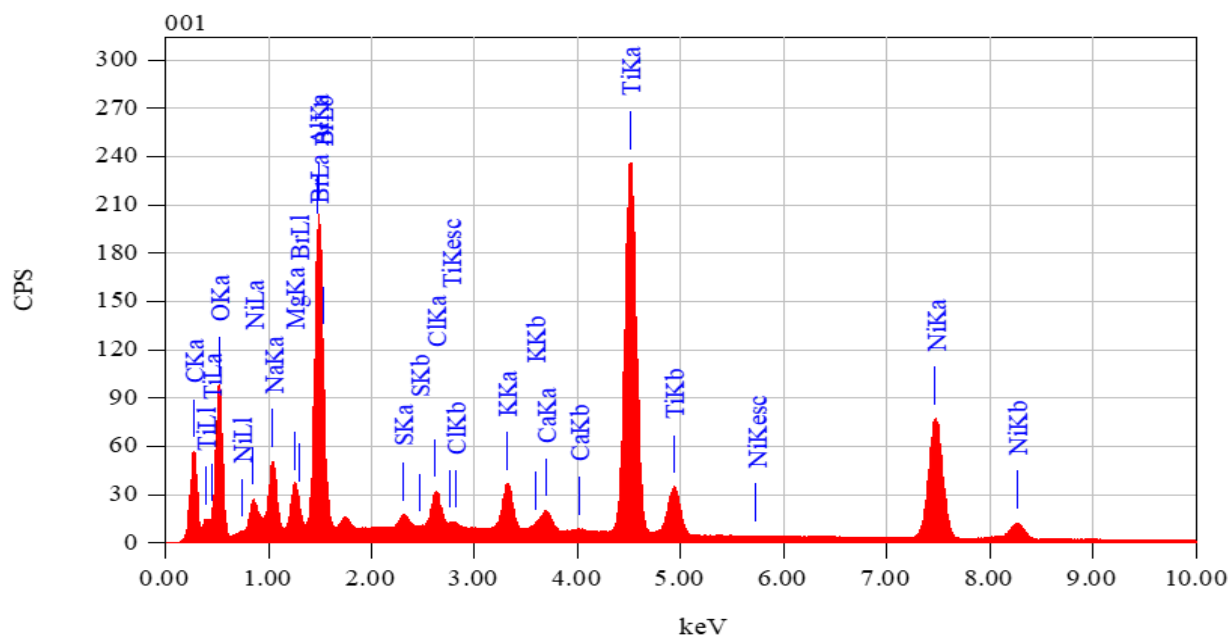
ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.0202

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
C K	0.277	16.29	0.04	33.70				5.4896
O K	0.525	22.21	0.08	34.50				15.5287
Na K	1.041	2.82	0.02	3.04				2.0739
Mg K	1.253	1.29	0.01	1.32				0.8853
Al K	1.486	3.32	0.03	3.06				3.3056
S K	2.307	0.31	0.00	0.24				0.4245
Cl K	2.621	1.00	0.01	0.70				1.4625
K K	3.312	1.48	0.01	0.94				2.3512
Ca K	3.690	0.67	0.01	0.41				1.1424
Ti K	4.508	20.07	0.04	10.41				28.7141
Ni K	7.471	19.35	0.06	8.19				27.8566
Br L	1.480	11.21	0.08	3.49				10.7656
Total		100.00		100.00				

Fuente: Lab. USFQ

Ilustración 50: Histograma del punto N° 1 de la lima Race Evo 1 min (2/3)



Fuente: Lab. USFQ

Resultados del análisis del Punto N°2:

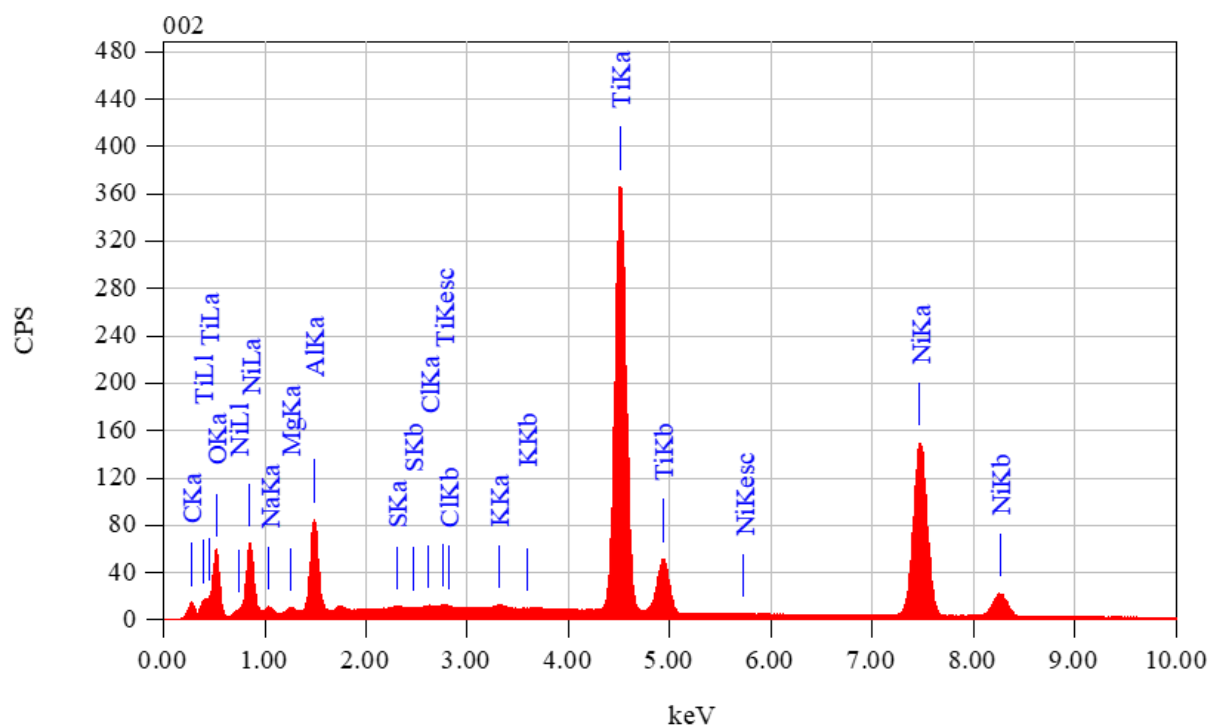
ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.0119

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
C K	0.277	3.28	0.02	9.78				1.0867
O K	0.525	13.82	0.07	30.92				7.6038
Na K	1.041	0.69	0.01	1.07				0.2897
Mg K	1.253	0.28	0.01	0.41				0.1170
Al K	1.486	4.19	0.02	5.55				2.6711
S K	2.307	0.08	0.00	0.09				0.0878
Cl K	2.621	0.11	0.00	0.11				0.1310
K K	3.312	0.18	0.01	0.17				0.2327
Ti K	4.508	34.39	0.05	25.69				39.3858
Ni K	7.471	42.98	0.09	26.20				48.3943
Total		100.00		100.00				

Fuente: Lab. USFQ

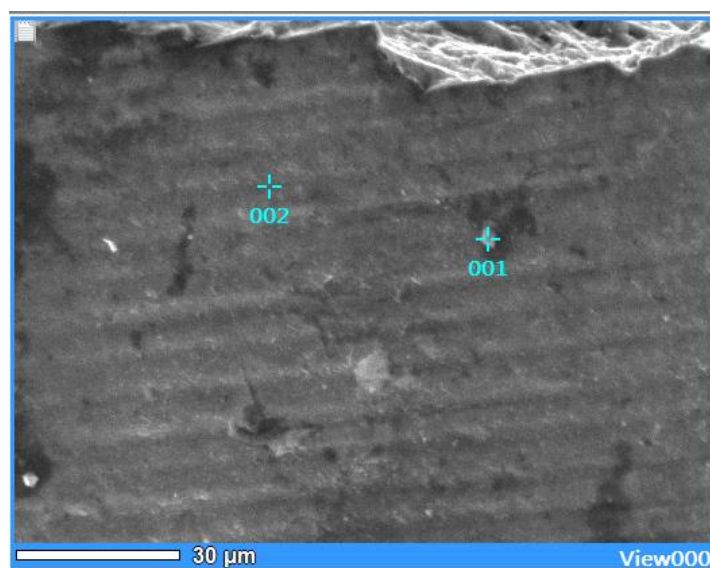
Ilustración 51: Histograma del punto N° 2 de la lima Race Evo 1 min (2/3)



Fuente: Lab. USFQ

4.5.3 Análisis de Lima Race Evo 1 min (3/3)

Ilustración 52: Imagen en EDS Race Evo 1 min (3/3)



Fuente: Lab. USFQ

Resultados del análisis del Punto N°1:

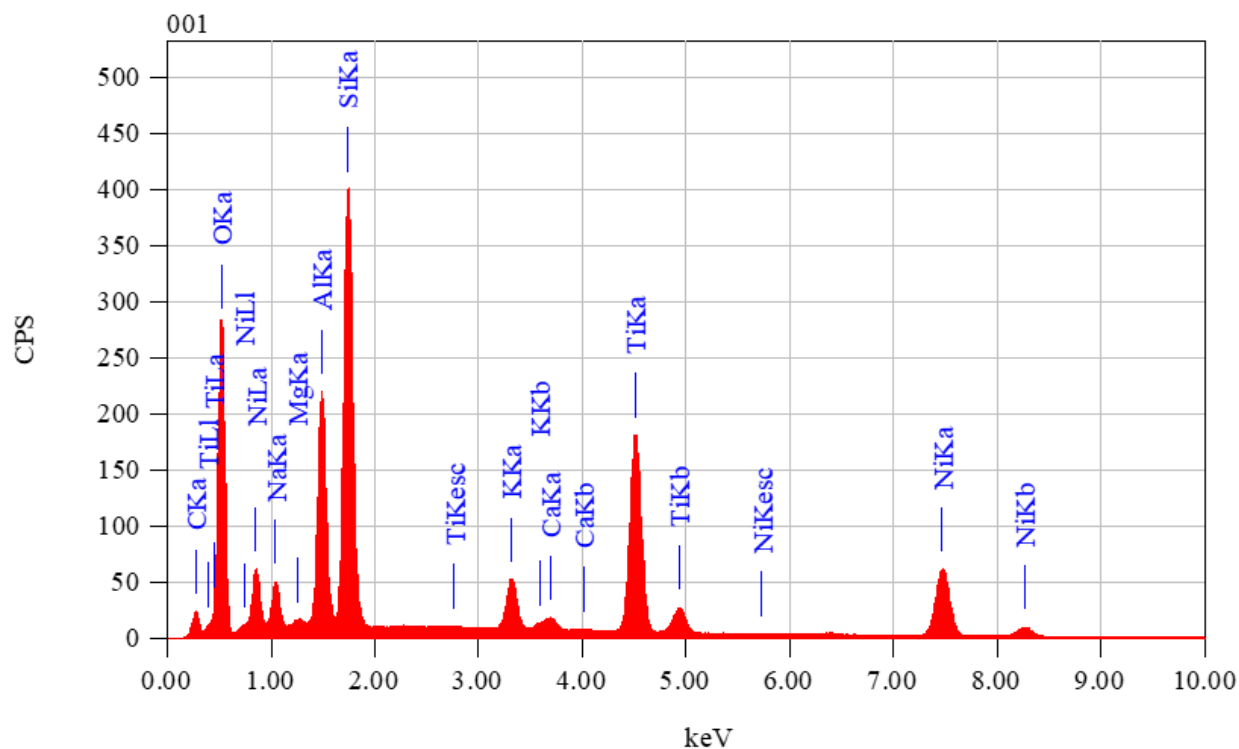
ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.0402

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
C K	0.277	6.28	0.03	11.56				1.7549
O K	0.525	41.61	0.09	57.48				38.3178
Na K	1.041	2.43	0.02	2.34				1.7049
Mg K	1.253	0.24	0.01	0.22				0.1607
Al K	1.486	6.83	0.02	5.60				6.5644
Si K	1.739	12.49	0.03	9.83				12.0607
K K	3.312	2.07	0.01	1.17				2.9825
Ca K	3.690	0.50	0.01	0.28				0.7726
Ti K	4.508	13.74	0.03	6.34				17.7436
Ni K	7.471	13.79	0.05	5.19				17.9379
Total		100.00		100.00				

Fuente: Lab. USFQ

Ilustración 53: Histograma del punto N° 1 de la lima Race Evo 1 min (3/3)



Fuente: Lab. USFQ

Resultados del análisis del Punto N°2:

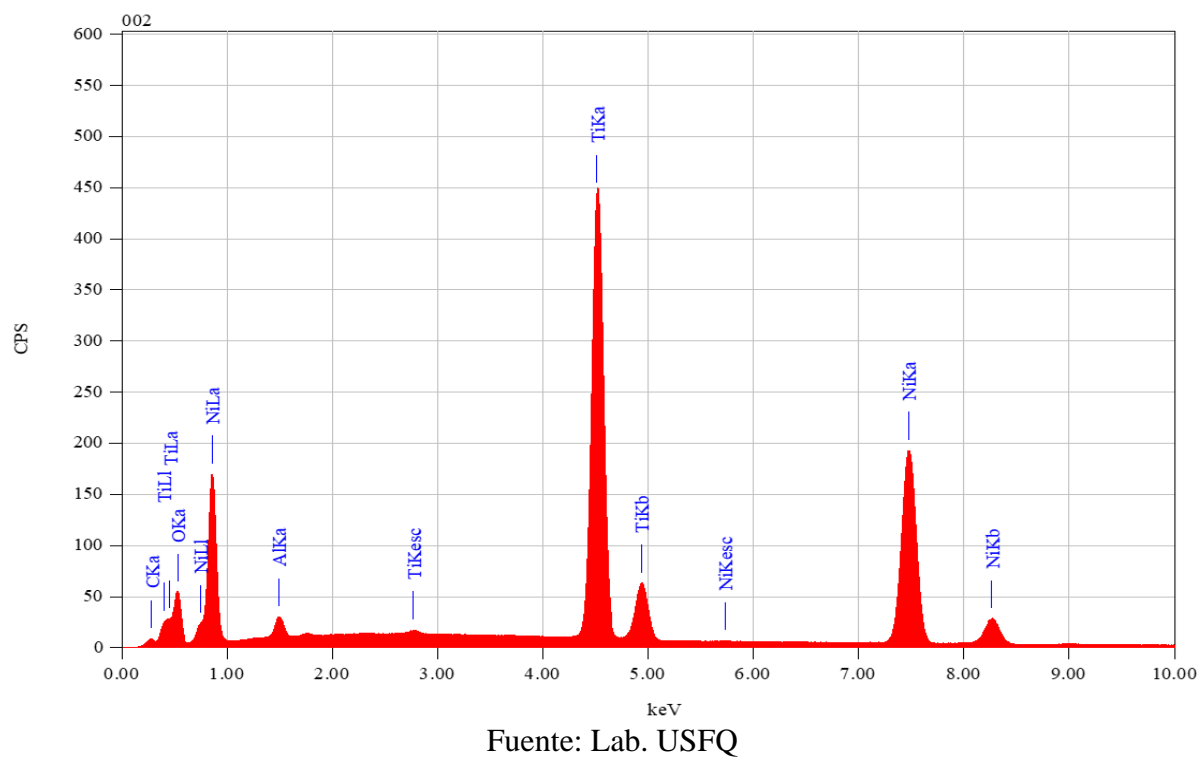
ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.0140

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
C K	0.277	0.83	0.01	2.86				0.2764
O K	0.525	10.77	0.06	27.90				5.5655
Al K	1.486	0.98	0.01	1.50				0.5641
Ti K	4.508	37.70	0.05	32.63				40.8113
Ni K	7.471	49.72	0.10	35.10				52.7826
Total		100.00		100.00				

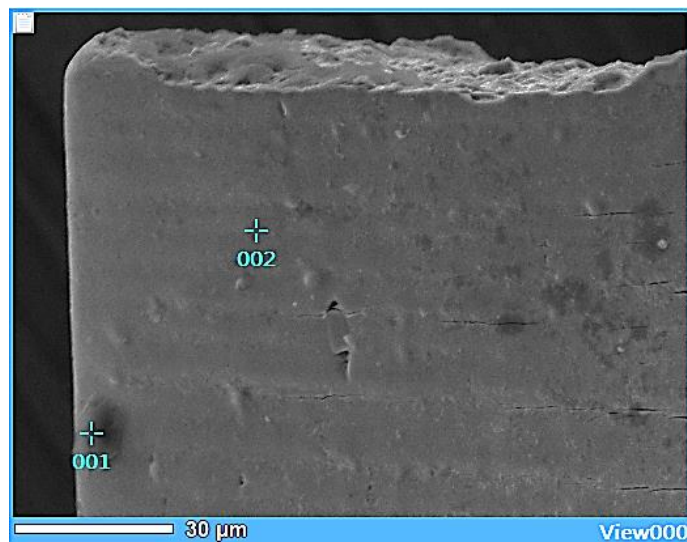
Fuente: Lab. USFQ

Ilustración 54: Histograma del punto N° 2 de la lima Race Evo 1 min (3/3)



4.5.4 Análisis de Lima Race Evo 5 min (1/3)

Ilustración 55: Imagen en EDS Race Evo 5 min (1/3)



Fuente: Lab. USFQ

Resultados del análisis del Punto N°1:

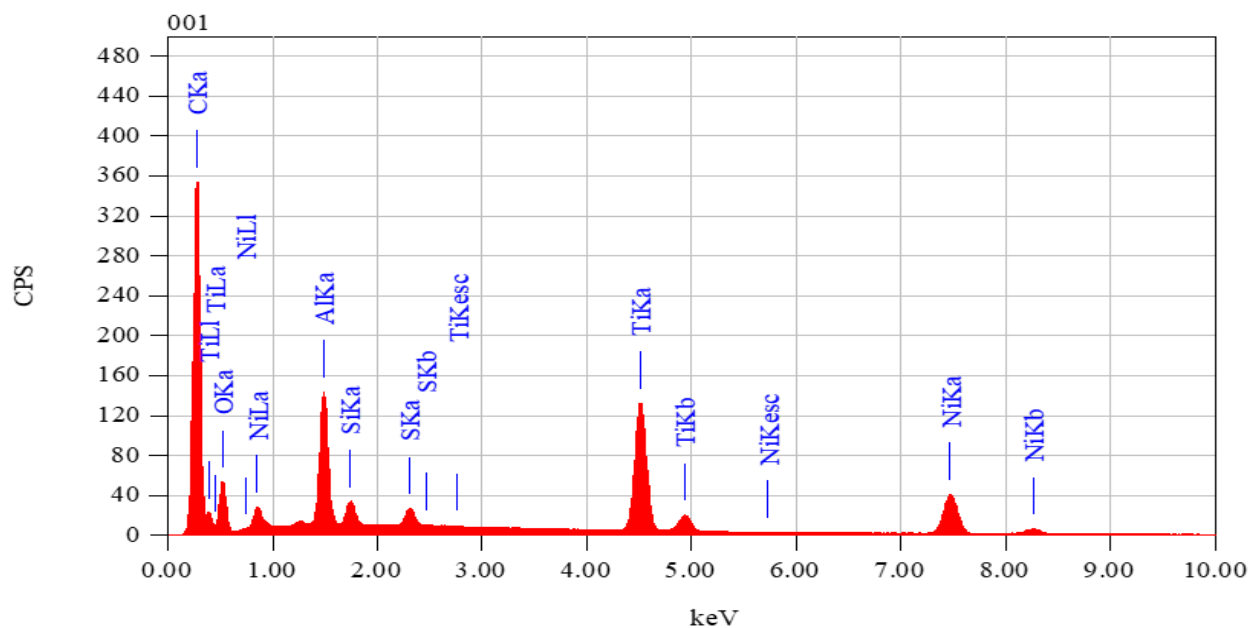
ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.0647

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
C K	0.277	56.50	0.06	73.97				43.9240
O K	0.525	16.79	0.08	16.50				10.8596
Al K	1.486	4.33	0.02	2.53				6.2496
Si K	1.739	0.74	0.01	0.42				1.0776
S K	2.307	0.61	0.01	0.30				1.1995
Ti K	4.508	10.90	0.03	3.58				19.2692
Ni K	7.471	10.13	0.04	2.71				17.4205
Total		100.00		100.00				

Fuente: Lab. USFQ

Ilustración 56: Histograma del punto N° 1 de la lima Race Evo 5 min (1/3)



Fuente: Lab. USFQ

Resultados del análisis del Punto N°2:

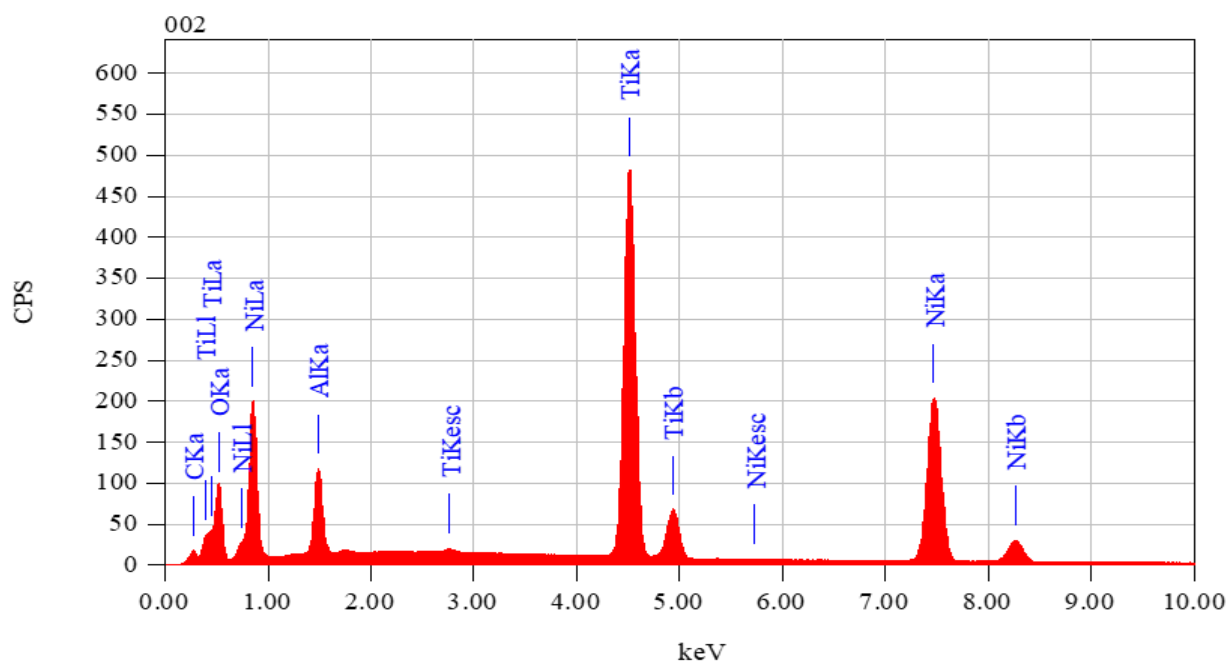
ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.0160

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
C K	0.277	2.22	0.01	6.61				0.7431
O K	0.525	16.19	0.07	36.15				9.1753
Al K	1.486	4.12	0.02	5.46				2.6103
Ti K	4.508	33.81	0.05	25.22				38.5642
Ni K	7.471	43.65	0.08	26.56				48.9071
Total		100.00		100.00				

Fuente: Lab. USFQ

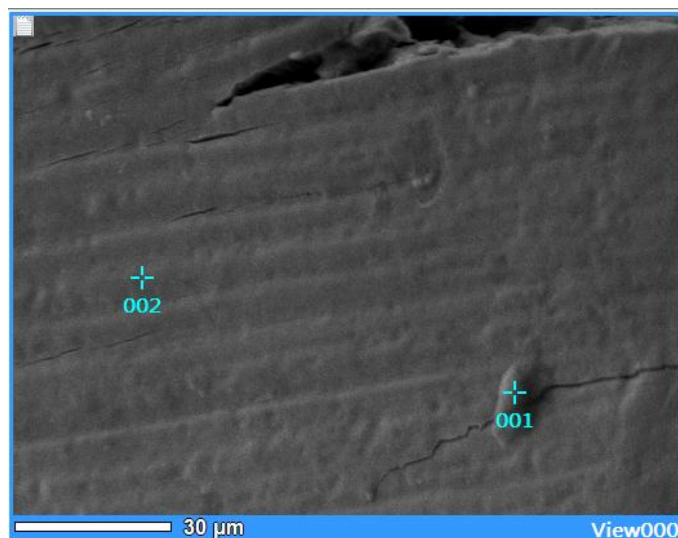
Ilustración 57: Histograma del punto N° 2 de la lima Race Evo 5 min (1/3)



Fuente: Lab. USFQ

4.5.5 Análisis de Lima Race Evo 5 min (2/3)

Ilustración 58: Imagen en EDS Race Evo 5 min (2/3)



Fuente: Lab. USFQ

Resultados del análisis del Punto N°1:

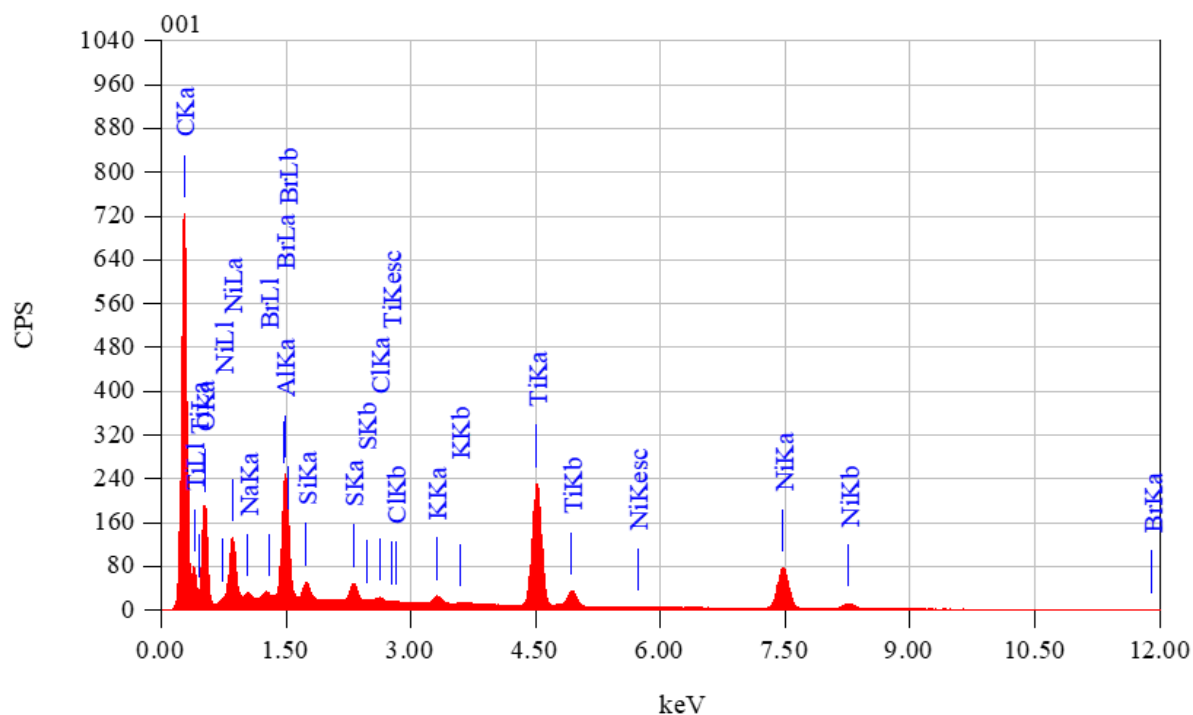
ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.0720

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
C K	0.277	52.69	0.04	69.35				40.5530
O K	0.525	23.39	0.06	23.11				17.7740
Na K	1.041	0.29	0.00	0.20				0.3311
Al K	1.486	1.55	0.01	0.91				2.3684
Si K	1.739	0.40	0.00	0.23				0.5996
S K	2.307	0.50	0.00	0.24				1.0072
Cl K	2.621	0.13	0.00	0.06				0.2659
K K	3.312	0.28	0.00	0.11				0.5985
Ti K	4.508	8.25	0.02	2.72				15.2402
Ni K	7.471	8.31	0.03	2.24				15.0617
Br L	1.480	4.20	0.04	0.83				6.2004
Total		100.00		100.00				

Fuente: Lab. USFQ

Ilustración 59: Histograma del punto N° 1 de la lima Race Evo 5 min (2/3)



Fuente: Lab. USFQ

Resultados del análisis del Punto N°2:

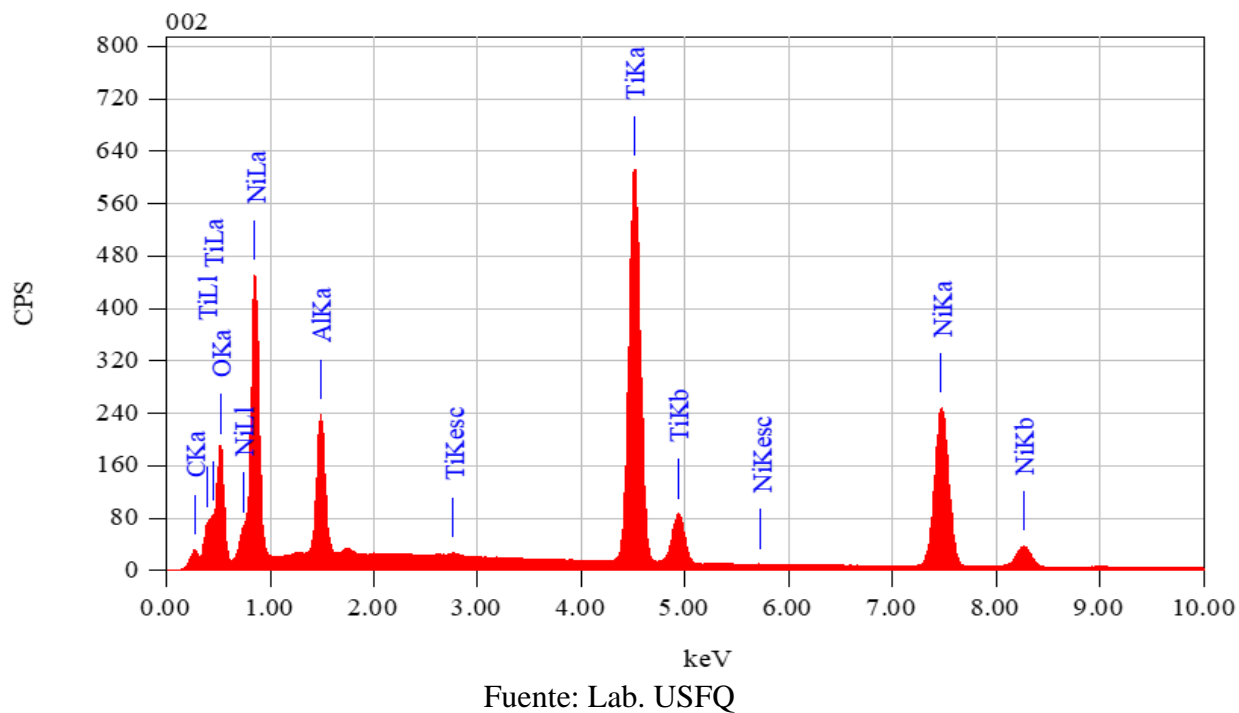
ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.0223

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
C K	0.277	2.60	0.01	7.00				0.8844
O K	0.525	21.47	0.06	43.42				13.1124
Al K	1.486	5.94	0.02	7.12				4.0339
Ti K	4.508	31.38	0.04	21.19				37.0962
Ni K	7.471	38.61	0.07	21.28				44.8731
Total		100.00		100.00				

Fuente: Lab. USFQ

Ilustración 60: Histograma del punto N° 2 de la lima Race Evo 5 min (2/3)



4.5.6 Análisis de Lima Race Evo 5 min (3/3)

Ilustración 61: Imagen en EDS Race Evo 5 min (3/3)



Fuente: Lab. USFQ

Resultados del análisis del Punto N°1:

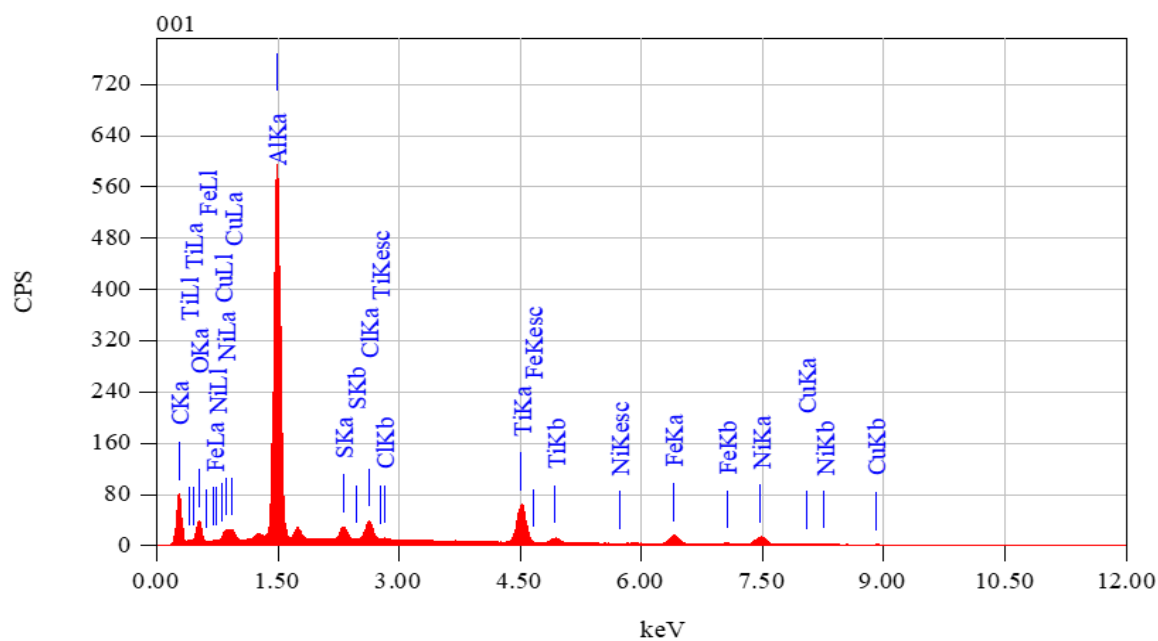
ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.0480

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
C K	0.277	42.37	0.09	62.20				14.7545
O K	0.525	12.69	0.08	13.98				10.0902
Al K	1.486	25.87	0.04	16.90				41.8451
S K	2.307	1.11	0.01	0.61				1.9667
Cl K	2.621	1.83	0.01	0.91				3.3677
Ti K	4.508	7.63	0.03	2.81				13.2627
Fe K	6.398	3.26	0.03	1.03				5.6980
Ni K	7.471	4.58	0.04	1.38				7.9235
Cu K	8.040	0.66	0.02	0.18				1.0916
Total		100.00		100.00				

Fuente: Lab. USFQ

Ilustración 62: Histograma del punto N° 1 de la lima Race Evo 5 min (3/3)



Fuente: Lab. USFQ

Resultados del análisis del Punto N°2:

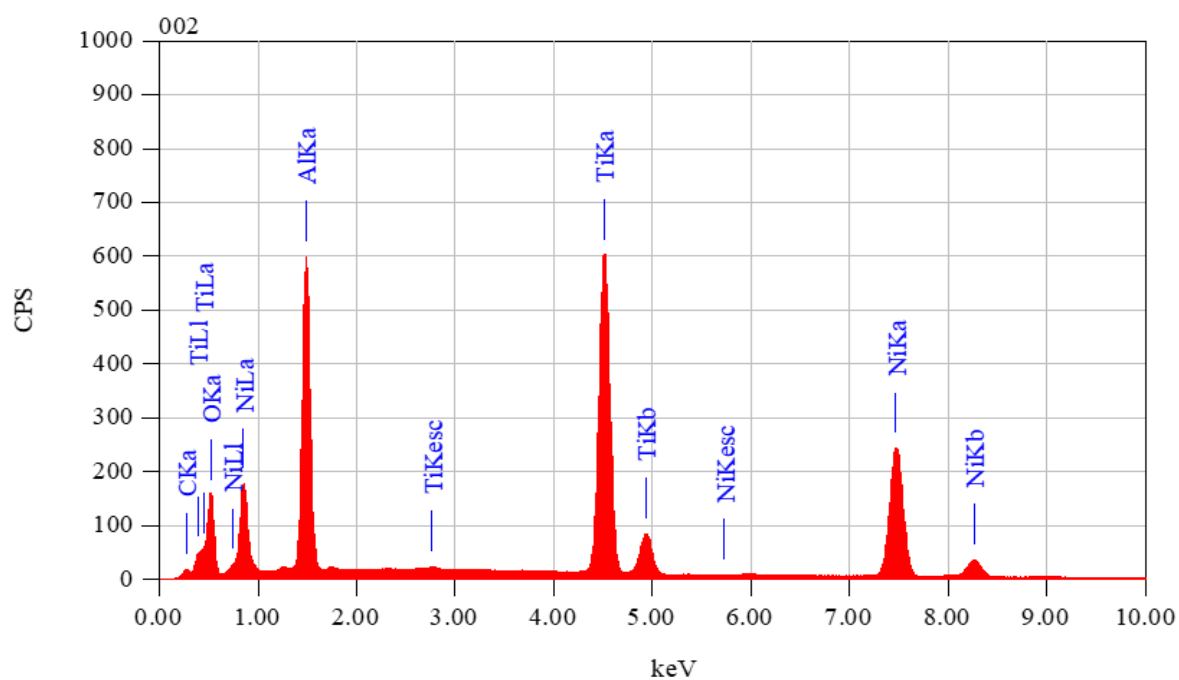
ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.0179

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
C K	0.277	1.72	0.01	4.74				0.4920
O K	0.525	17.51	0.06	36.14				11.0560
Al K	1.486	14.99	0.03	18.35				10.8358
Ti K	4.508	29.62	0.04	20.42				35.1290
Ni K	7.471	36.15	0.07	20.34				42.4872
Total		100.00		100.00				

Fuente: Lab. USFQ

Ilustración 63: Histograma del punto N° 2 de la lima Race Evo 5 min (3/3)



Fuente: Lab. USFQ

4.5.6 Análisis de Lima Race Evo Grupo Control (1/3)

Ilustración 64: Imagen en EDS Race Evo Control (1/3)



Fuente: Lab. USFQ

Resultados del análisis del Punto N°1:

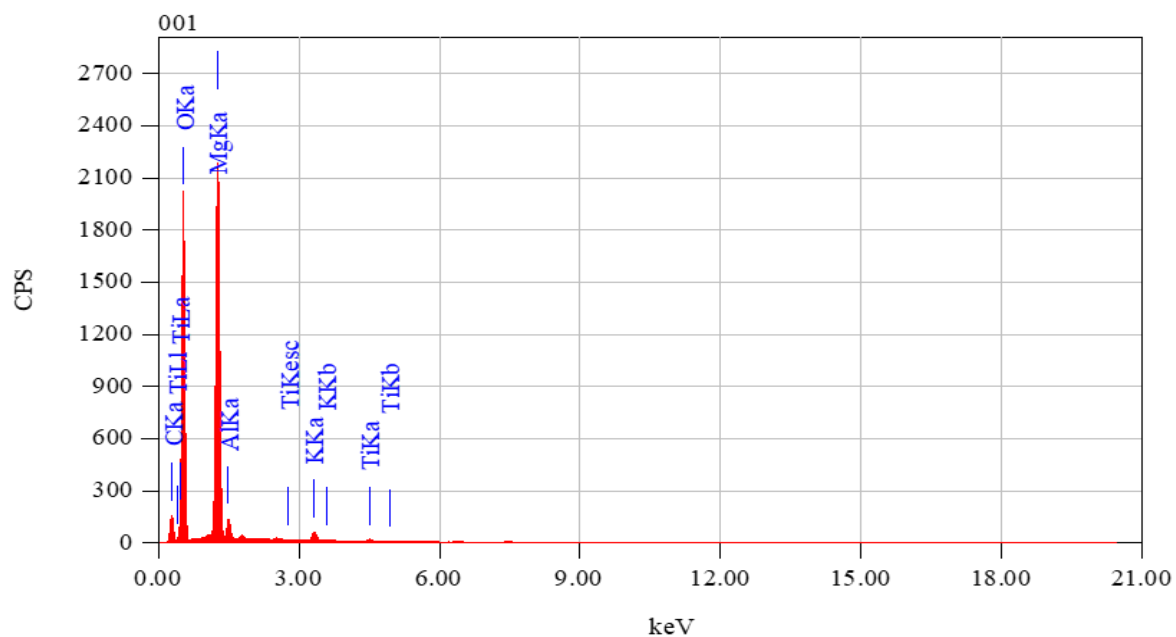
ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.0951

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
C K	0.277	12.92	0.02	18.14				3.6438
O K	0.525	60.71	0.05	64.01				78.7278
Mg K	1.253	23.41	0.02	16.25				15.2456
Al K	1.486	1.78	0.01	1.11				1.1058
K K	3.312	0.87	0.00	0.38				0.9683
Ti K	4.508	0.31	0.00	0.11				0.3086
Total		100.00		100.00				

Fuente: Lab. USFQ

Ilustración 65: Histograma del punto N° 1 de la lima Race Evo Grupo Control (1/3)



Fuente: Lab. USFQ

Resultados del análisis del Punto N°2:

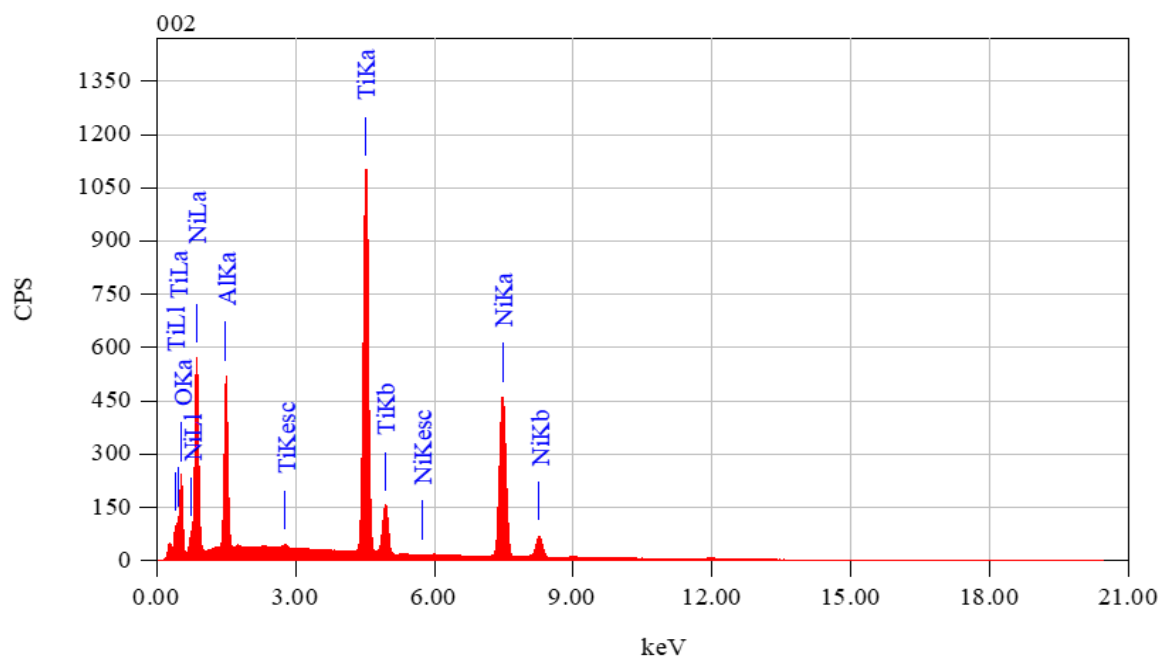
ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.0218

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
O K	0.525	16.11	0.05	36.93				9.4001
Al K	1.486	8.13	0.02	11.05				5.2469
Ti K	4.508	33.42	0.03	25.58				37.9498
Ni K	7.471	42.34	0.06	26.44				47.4031
Total		100.00		100.00				

Fuente: Lab. USFQ

Ilustración 66: Histograma del punto N° 2 de la lima Race Evo Grupo Control (1/3)



Fuente: Lab. USFQ

4.5.6 Análisis de Lima Race Evo Grupo Control (2/3)

Ilustración 67: Imagen en EDS Race Evo Control (2/3)



Fuente: Lab. USFQ

Resultados del análisis del Punto N°1:

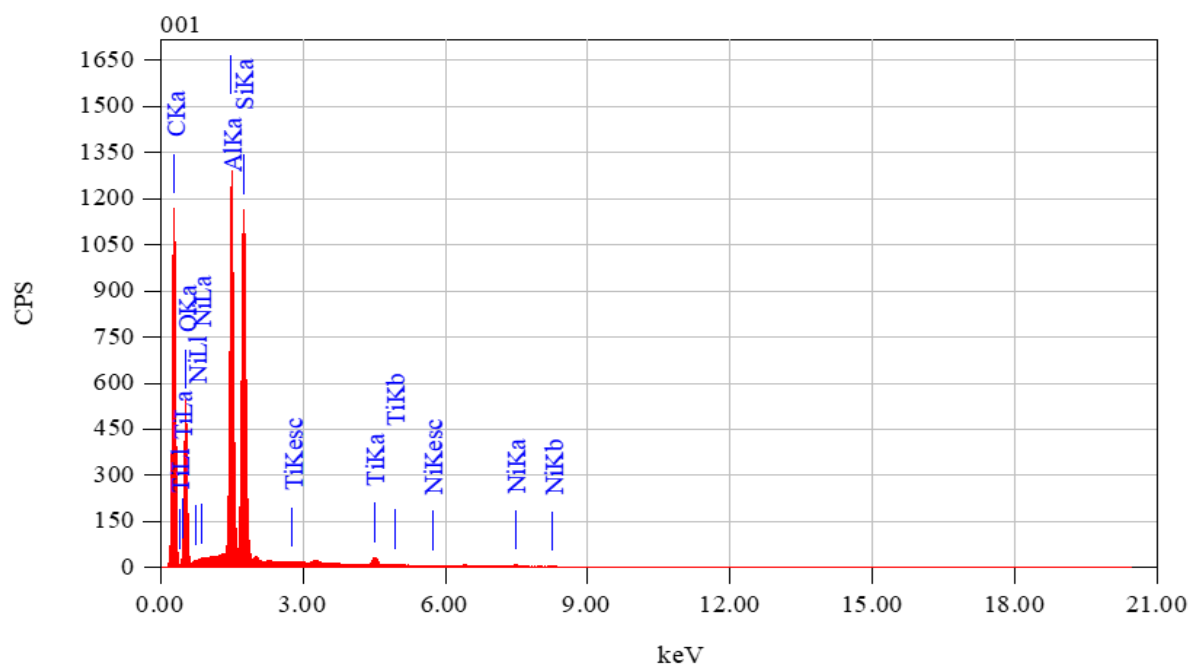
ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.0929

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
C K	0.277	55.65	0.03	66.42				39.3204
O K	0.525	28.40	0.05	25.45				29.2157
Al K	1.486	7.67	0.01	4.07				15.8276
Si K	1.739	7.52	0.01	3.84				14.0415
Ti K	4.508	0.46	0.00	0.14				0.9518
Ni K	7.471	0.31	0.00	0.08				0.6430
Total		100.00		100.00				

Fuente: Lab. USFQ

Ilustración 68: Histograma del punto N° 1 de la lima Race Evo Grupo Control (2/3)



Fuente: Lab. USFQ

Resultados del análisis del Punto N°2:

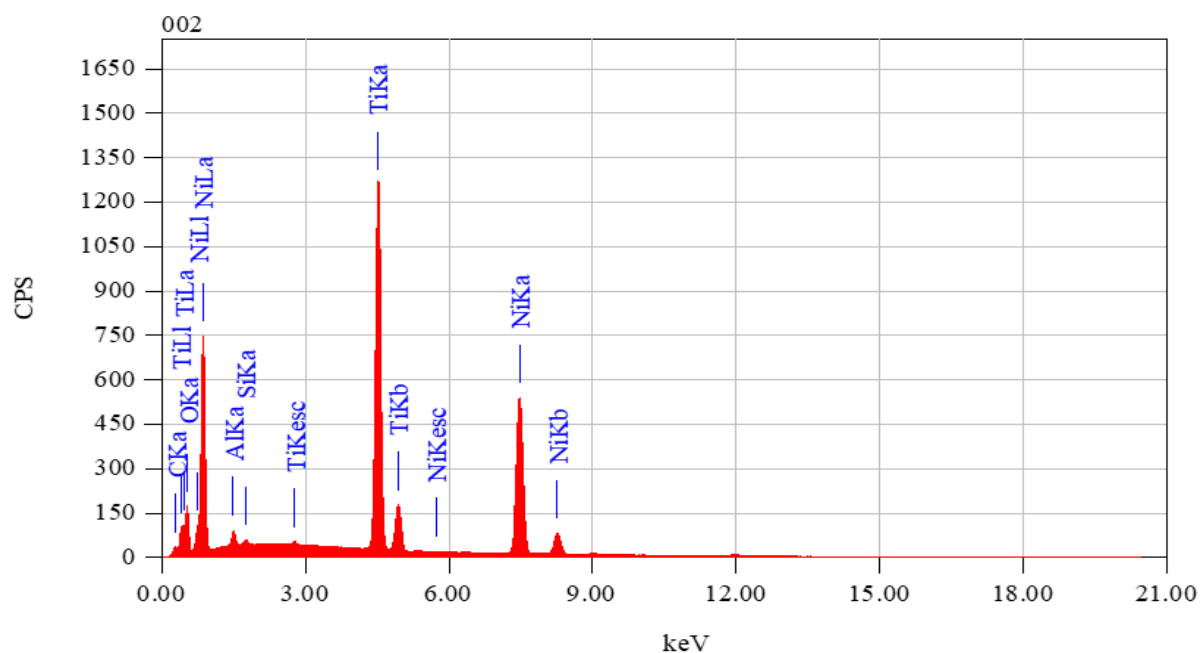
ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.0199

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
C K	0.277	1.26	0.01	4.26				0.4226
O K	0.525	11.25	0.04	28.54				5.8189
Al K	1.486	0.85	0.01	1.28				0.4949
Si K	1.739	0.22	0.00	0.32				0.1496
Ti K	4.508	37.54	0.04	31.81				40.8962
Ni K	7.471	48.88	0.06	33.79				52.2178
Total		100.00		100.00				

Fuente: Lab. USFQ

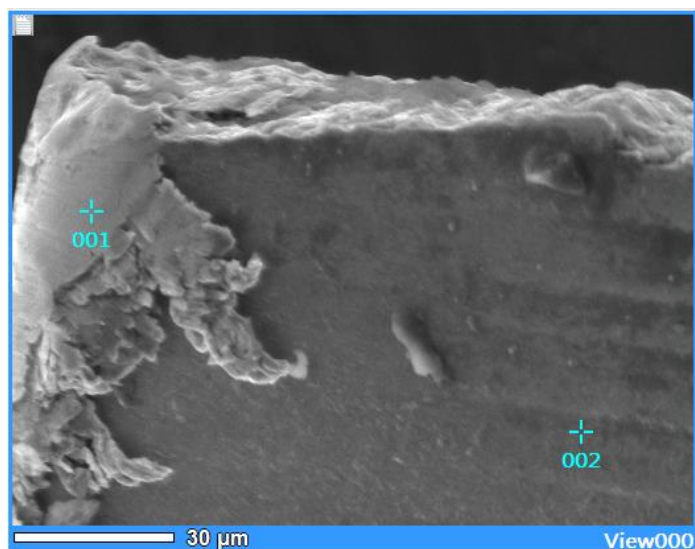
Ilustración 69: Histograma del punto N° 2 de la lima Race Evo Grupo Control (2/3)



Fuente: Lab. USFQ

4.5.6 Análisis de Lima Race Evo Grupo Control (3/3)

Ilustración 70: Imagen en EDS Race Evo Control (3/3)



Fuente: Lab. USFQ

Resultados del análisis del Punto N°1:

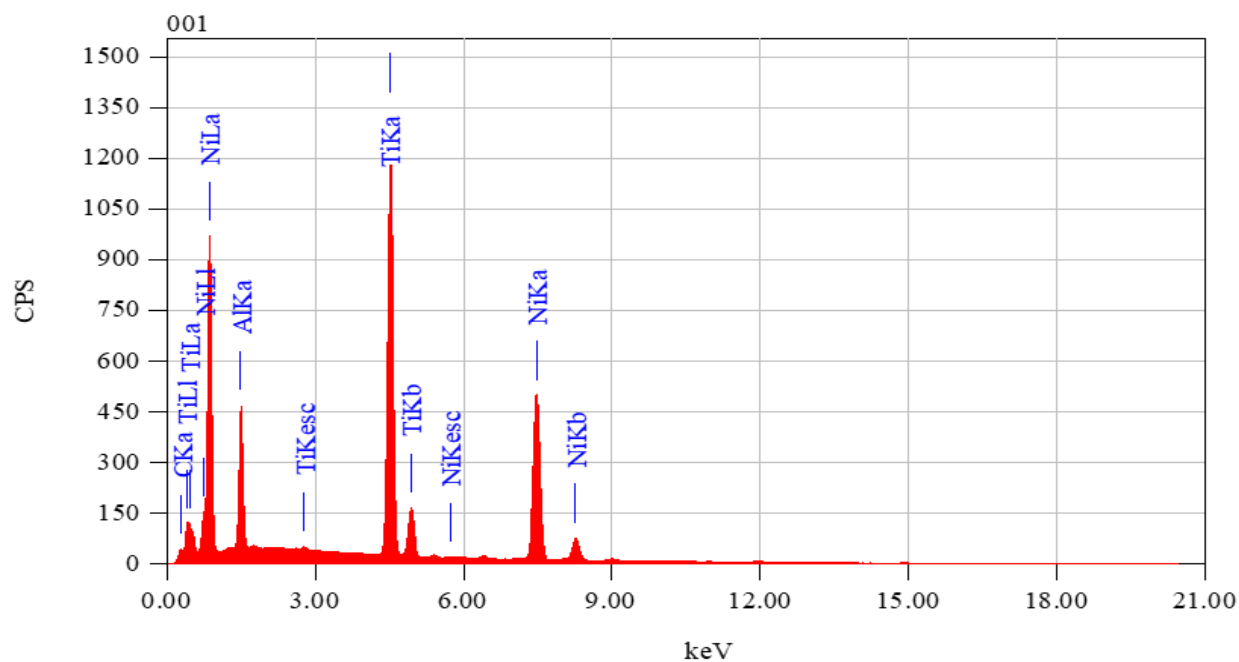
ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.0253

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
C K	0.277	2.03	0.01	7.87				0.5834
Al K	1.486	8.04	0.02	13.86				4.6995
Ti K	4.508	39.31	0.04	38.17				41.7245
Ni K	7.471	50.62	0.07	40.10				52.9926
Total		100.00		100.00				

Fuente: Lab. USFQ

Ilustración 71: Histograma del punto N° 1 de la lima Race Evo Grupo Control (3/3)



Fuente: Lab. USFQ

Resultados del análisis del Punto N°2:

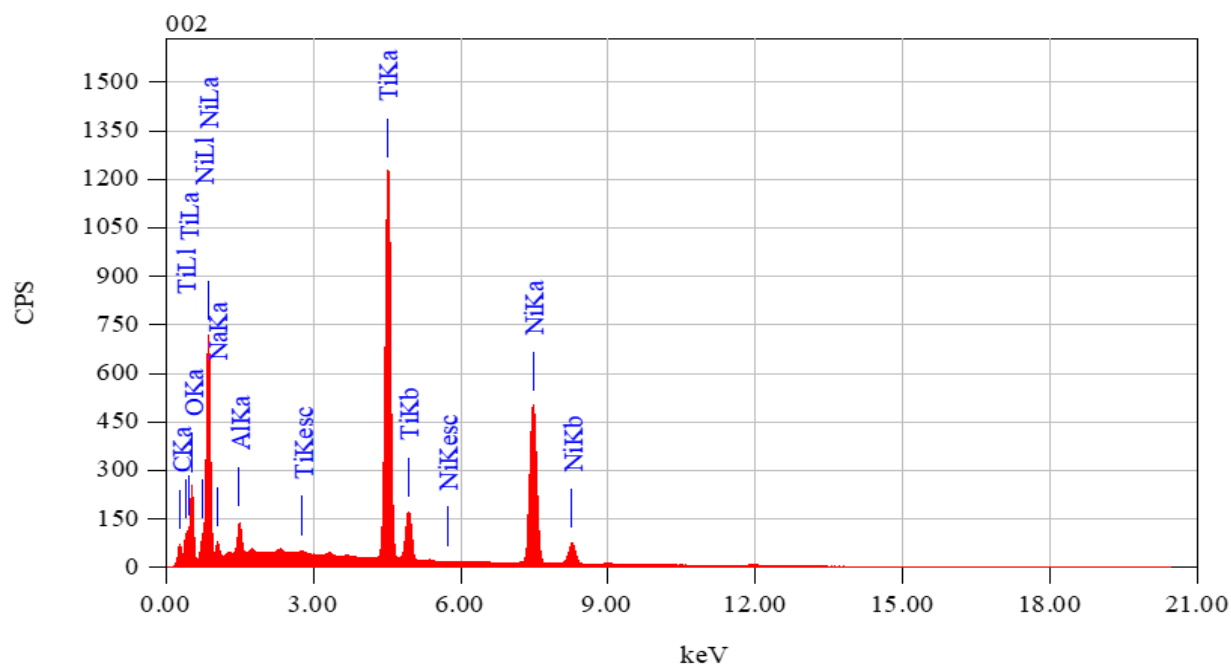
ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.0216

Element	(keV)	Mass%	Sigma	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
C K	0.277	3.93	0.01	11.23				1.4043
O K	0.525	16.35	0.05	35.05				9.1708
Na K	1.041	1.81	0.01	2.70				0.7606
Al K	1.486	1.49	0.01	1.89				0.9497
Ti K	4.508	34.00	0.03	24.35				39.4685
Ni K	7.471	42.42	0.06	24.78				48.2460
Total		100.00		100.00				

Fuente: Lab. USFQ

Ilustración 72: Histograma del punto N° 2 de la lima Race Evo Grupo Control (3/3)



Fuente: Lab. USFQ

4.6 Análisis descriptivo de datos

Las estadísticas descriptivas se resumen en la tabla 6 e ilustración 73, se observó que la lima Race Evo Blue, mostró mayor resistencia a la fatiga cíclica (dinámica), tanto en el grupo control ($2104,2 \pm 736,5$) como en los grupos que fueron sumergidos en hipoclorito de sodio al 5,25% durante 1 minuto ($2512,1 \pm 381,5$) y a 5 minutos ($2394,2 \pm 464,5$). Siendo las sumergidas a 1 minuto las que mostraron mayor resistencia.

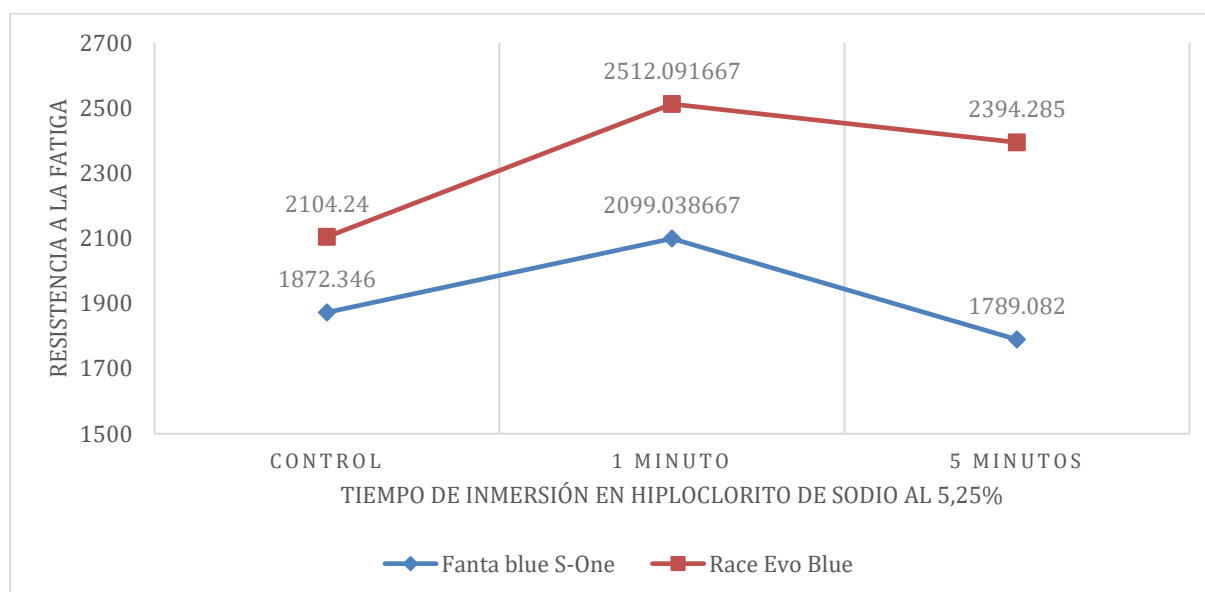
Para la Lima Fanta Blue S-One, se observó menor resistencia en las que fueron sumergidas en hipoclorito de sodio durante 5 minutos ($1789,1 \pm 568,9$), seguidas de las del grupo control ($1872,3 \pm 490,4$) y la de mayor resistencia fueron las sumergidas durante 1 minuto ($2099,0 \pm 1088,6$) mostrando mayor variabilidad.

Tabla 6: Resultado descriptivo del tipo de lima y el tiempo de inmersión en hipoclorito de sodio al 5.25%

Tipo de Lima	Tiempo	Media	Desviación Estándar	Mínimo	Máximo
Fanta Blue S-One	Control	1872,3	490,4	1193,9	2767,1
	1 minuto	2099,0	1088,6	867,2	4693,5
	5 minutos	1789,1	568,9	960,6	2673,8
Race Evo Blue	Control	2104,2	736,5	1183,7	3000,6
	1 minuto	2512,1	381,5	1867,0	3134,0
	5 minutos	2394,2	464,5	1668,1	2968,1

De la ilustración 73, se observa que la lima Race Evo Blue con inmersión de 1 minuto muestra mayor resistencia a la fatiga cíclica (dinámica), seguida de la inmersión a 5 minutos.

Ilustración 73: Gráfico de medias para el tipo de lima y el tiempo de inmersión en hipoclorito de sodio al 5.25%



4.7 Análisis ligado a las hipótesis

La tabla 7, exhibe el análisis de varianza, donde se observa que existen diferencias significativas en la resistencia media a la fatiga cíclica (dinámica) entre el tipo de lima Fanta Blue S-One y Race Evo Blue ($F = 5,89$ p. valor = $0,0186 < 0,05$).

No se encontraron diferencias significativas en la resistencia media a la corrosión y a la fatiga debida a los tiempos de inmersión en hipoclorito de sodio a 1 minuto y 5 minutos, ni en relación con el grupo control ($F = 1,18$ p. valor = $0,3138 > 0,05$).

Tabla 7: Resultado del análisis de varianza para el tipo de lima y el tiempo de inmersión hipoclorito de sodio al 5.25%

Origen de las variaciones	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio de los cuadrados	F	Probabilidad
Tipo de Lima	2604792	1	2604791,7	5,89	0,0186
Tiempo de inmersión	1047311	2	523655,3	1,18	0,3138
Interacción	348499,7	2	174249,8	0,39	0,6762
Error	23876837	54	442163,6		
Total	27877439	59			

Nota: evidencias de diferencias significativas entre los tipos de lima ($p < 0,05$)

En la tabla 7, se muestran el resumen de los hallazgos encontrados en el análisis de varianza, donde se puede observar que si existen diferencias entre el tipo de lima Fanta blue S-One y Race Evo Blue, pero no existen diferencias significativas entre los tiempos de inmersión y el grupo control.

Tabla 8: Resultado de las comparaciones entre medias por tipo de lima y tiempo de inmersión

Tipo de Lima	Tiempo de Inmersión		
	Control	1 minuto	5 minutos
Fanta blue S-One	1872,3 ± 490,4 Aa	2099,0 ± 1088,6 Aa	1789,1 ± 568,9 Aa
Race Evo Blue	2104,2 ± 736,5 Ba	2512,1 ± 381,5 Ba	2394,2 ± 464,5 Ba

Nota: Las medias seguidas de letras diferentes (letras mayúsculas: dentro de la columna; minúsculas: dentro de la fila) son significativamente diferentes ($P < 0,05$)

Mediante la tabla 8, se presenta la comparación de defectos de corrosión y se analiza mediante el estadístico Chi-cuadrado la relación al evaluar la resistencia a la fatiga cíclica en las superficies de las limas Fanta Blue S-One y Race Evo Blue, después de la inmersión en hipoclorito de sodio al 5,25% durante 1 minuto y 5 minutos.

De las 18 muestras comparadas (9 para cada tipo de lima) el 83,3% presentó picaduras presentes. De las limas Fanta blue S-One el 66,6% presentó picaduras, donde el 33,3% fueron después del agua destilada (grupo control), el 33,3% después de la inmersión por 5 minutos y no se presentaron picaduras debida a la inmersión por 1 minuto. De las limas Race Evo Blue el

100% presentó picaduras, donde el 33,3% fue después de ser expuestas en agua destilada, el 33,3% después de la inmersión por 1 minuto y el 33,3% después de la inmersión por 5 minutos en hipoclorito de sodio al 5,25%.

De la prueba de asociación no se encontró relación significativa entre las picaduras presentes y la resistencia a la fatiga ($\chi^2 = 2,5$ p. valor = $0,287 > 0,05$)

Tabla 9: Resultado de la comparación de defectos de corrosión y su relación al evaluar la resistencia a la fatiga cíclica en las superficies de limas Fanta Blue S-One y Race Evo Blue después de la inmersión en hipoclorito de sodio al 5.25% durante 1 y 5 minutos

Resistencia a la fatiga / Irrigante	Picaduras Presentes		Total	Probabilidad
	Fanta Blue	Race Evo Blue		
Agua destilada (Grupo control)	33,3%	33,3%	33,3%	
Hipoclorito de sodio 5.25% por 1 min	0,0%	33,3%	16,7%	0,287
Hipoclorito de sodio 5.25% por 5 min	33,3%	33,3%	33,3%	
Total	66,7%	100,0%	83,3%	

Anexos

Prueba de Normalidad

Tabla 10: Resultado de la prueba de normalidad, de las mediciones del experimento

Tipo de Lima	Tiempo de Inmersión	Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.
	Control	0,958	10	0,759
Fanta Blue	1 minuto	0,858	10	0,072
	5 minutos	0,959	10	0,773
	Control	0,873	10	0,110
Race Evo Blue	1 minuto	0,965	10	0,843
	5 minutos	0,926	10	0,410

Nota: Prueba la hipótesis nula de que las mediciones provienen de una población con distribución normal. Nivel de significancia 5%.

Prueba de Homocedasticidad

Tabla 11: Resultado de la prueba de homocedasticidad, de las mediciones del experimento

	Estadístico de Levene	gl1	gl2	Sig.
Resistencia a la Fractura	1,821	5	54	0,124

Nota: Prueba la hipótesis nula de que la varianza de error de la variable dependiente es igual entre grupos. Nivel de significancia 5%

CAPÍTULO 5

DISCUSIÓN

En la literatura no hay estudios que comparen la fatiga cíclica y resistencia a la corrosión entre Race Evo Blue y Fanta S-One Blue. De preferencia, la selección de instrumentos para el tratamiento de conductos serán aquellos que presenten mayor resistencia a una fractura, por lo que muchos estudios han sido dedicados para comprender el proceso y los factores que influyen en el mismo (Kaval et al., 2016).

Se ha establecido que la vida media de los instrumentos depende de la acumulación de fuerzas ejercidas a lo largo del instrumento, por lo que en la actualidad no hay una guía establecida para calcular el número de veces que un instrumento endodóntico puede ser usado. Sin embargo, se recomienda descartar la lima endodóntica una vez que presente deformación plástica visible. Además, es de conocimiento que la técnica empleada al momento de instrumentar es más influyente en la duración del instrumento a diferencia del número de usos (Varela-Patiño et al., 2010).

El presente estudio evalúa la resistencia a la corrosión y el número de ciclos hasta la fractura, comparando dos tipos de limas con similitudes en conicidad, diámetro y tratamiento térmico “Blue”. El justificativo detrás de esta comparación es dar una referencia de tiempo y durabilidad en un modelo dinámico, en cubos de metal de 1.4 mm de ancho en la entrada para que la lima pueda rotar libremente y así evitar la presión del torque (De-Deus et al., 2014). Otra variable a tomar en cuenta es la eliminación de manera progresiva y selectiva de la capa de níquel en los instrumentos endodónticos, lo que puede llevar a un proceso de corrosión, sin embargo en las limas niti aún está indefinido o al menos, no tan clara, la acción del hipoclorito de sodio (Pedullà et al., 2011).

El aparato de fatiga cíclica que se diseñó en esta investigación fue hecho específicamente para las limas a probar porque una medida no adecuada incide en la trayectoria del instrumento en una máquina usada en previos estudios (Duke et al., 2015). De igual manera la mejor forma de tener buenos resultados es si se realizan pruebas estandarizadas, de tal manera, la prueba de fatiga cíclica en este caso comprende conductos con la misma curvatura y dimensiones. Adicionalmente modelos con interferencias donde se pueden interponer y causar torsión no son los ideales (De-Deus et al., 2014).

Los instrumentos que son más flexibles, como, por ejemplo, los que tienen tratamiento térmico, son ideales para usar en conductos con curvaturas acentuadas. Sin embargo, no se recomienda usarlos en conductos estrechos puesto que su resistencia al torque es menor (Kaval et al., 2016). En el caso de las aleaciones con tratamiento térmico “Blue” son indicadas principalmente para conductos curvos y/o para pasar escalones por lo que tienen mayor resistencia a la fatiga cíclica (Tabassum et al., 2019).

Estudios realizados internamente para demostrar la eficacia de Fanta Blue dieron como resultado que el tratamiento de “AF H wire” presenta cualidades superiores que permiten mayor flexibilidad al comparar con las limas M-two (Miccoli et al., 2020). Los resultados de este estudio dan a notar que, al comparar con otro tipo de lima más similar en estructura, las limas Fanta S-One presentan menor resistencia a la fatiga cíclica (ver Tabla N°6) que las limas Race Evo Blue. Estos resultados se confirman al comparar los instrumentos control con los de hipoclorito al 1 % e hipoclorito al 5%. Al tener estos resultados la hipótesis nula se valida y se concluye que las limas Fanta Blue S-One no tienen una resistencia a la fatiga cíclica igual o mayor a las limas Race Evo Blue.

CAPÍTULO 6

RECOMENDACIONES

El diseño experimental de este estudio y los análisis estadísticos, no consideran la influencia de la fricción con las paredes dentinarias durante la rotación ya que al usar cubos metálicos el instrumento se encuentra funcionando en forma pasiva, y por lo tanto otros factores como la dureza de la dentina, diámetros de los canales, también podrían desempeñar un papel en la determinación de la tensión y la resistencia porque clínicamente, el instrumento puede bloquearse en la dentina y provocar una fractura por torsión (Seracchiani et al., 2021). Por lo tanto, se recomienda investigar la resistencia a la fatiga cíclica en dientes para obtener mayor base de datos.

CONCLUSIONES

Como conclusiones del presente estudio, se encontró que la irrigación con hipoclorito de sodio al 5.25% no afecta o influye en la vida útil o tiempo de fractura de un instrumento endodóntico. Sin embargo, se observa que, el proceso de corrosión es un fenómeno natural inevitable en las superficies metálicas de los instrumentos, sean estos sometidos o no a hipoclorito durante el tratamiento de conductos. Además, se puede concluir que al igual de otros estudios, la corrosión por picadura aparece sin un patrón en específico producto de la degradación de la capa pasiva o superficial en el instrumento. Por lo tanto, se recomienda tener presente los resultados para seguir las instrucciones del fabricante y solo usarlos una sola vez.

Los tiempos presentados son referenciales y están sujetos a modificaciones debido a las distintas medidas de los conductos. La corrosión no representa un factor concluyente al cual se le pueda atribuir el fallo del instrumento a partir de microgrietas.

La resistencia de los instrumentos en ambos grupos dependerá de otro factor externo, el cual implica la técnica al momento de instrumentar el conducto tomando en cuenta, la presión, la distribución de fuerzas en el instrumento durante la preparación (movimiento de arriba y abajo), de igual manera, es una variable relevante tomar en cuenta que el conducto se encuentre con irrigación constante para evitar subir la temperatura causando eventualmente la separación del instrumento.

REFERENCIAS

- Abuhulaibah, H. F., & Abumostafa, A. (2020). Resistance to Cyclic Fatigue of Nickel-Titanium Files Immersed in Sodium Hypochlorite at Body Temperature. *International Journal of Dentistry*, 2020. <https://doi.org/10.1155/2020/8830163>
- Adıguzel, M., & Tufenkci, P. (2018). Comparison of the ability of Reciproc and Reciproc Blue instruments to reach the full working length with or without glide path preparation. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 43(4), 1–7. <https://doi.org/10.5395/rde.2018.43.e41>
- Al Omari, T., El-Farraj, H., Arican, B., & Atav Ateş, A. (2021). Apical debris extrusion of full-sequenced rotary systems in narrow ribbon-shaped canals. *Australian Endodontic Journal*. <https://doi.org/10.1111/aej.12540>
- Angelini, E., Caputo, A., & Zucchi, F. (2002). Degradation Processes on Metallic Surfaces. In R. Barbucci (Ed.), *Integrated Biomaterials Science* (pp. 297–324). Springer US. https://doi.org/10.1007/0-306-47583-9_7
- Antończak, A. J., Stępak, B., Kozioł, P. E., & Abramski, K. M. (2014). The influence of process parameters on the laser-induced coloring of titanium. *Applied Physics A: Materials Science and Processing*, 115(3), 1003–1013. <https://doi.org/10.1007/s00339-013-7932-8>
- Arias, A., Perez-Higueras, J. J., & De La MacOrra, J. C. (2012). Differences in cyclic fatigue resistance at apical and coronal levels of reciproc and waveone new files. *Journal of Endodontics*, 38(9), 1244–1248. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.05.022>
- Berutti, E., Angelini, E., Rigolone, M., Migliaretti, G., & Pasqualini, D. (2006). Influence of sodium hypochlorite on fracture properties and corrosion of ProTaper Rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 39(9), 693–699. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2006.01134.x>
- Bonaccorso, A., Tripi, T. R., Rondelli, G., Condorelli, G. G., Cantatore, G., & Schäfer, E. (2008). Pitting Corrosion Resistance of Nickel-Titanium Rotary Instruments with Different Surface Treatments in Seventeen Percent Ethylenediaminetetraacetic Acid and Sodium Chloride Solutions. *Journal of Endodontics*, 34(2), 208–211. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2007.11.012>
- Bürklein, S., Stüber, J. P., & Schäfer, E. (2019). Real-time dynamic torque values and axial forces during preparation of straight root canals using three different endodontic motors and hand preparation. *International Endodontic Journal*, 52(1), 94–104. <https://doi.org/10.1111/iej.12980>
- Canalda Sahli, C., & Brau Aguadé, E. (2014). *Endodoncia : técnicas clínicas y bases científicas. 3.ª edición.*
- Cumbo, E., Melilli, D., & Gallina, G. (2019). Irrigants in endodontics: A review. *International Journal of Clinical Dentistry*, 12(1), 37–62.
- Dartar Öztan, M., Akman, A. A., Zaimoglu, L., & Bilgiç, S. (2002). Corrosion rates of stainless-steel files in different irrigating solutions. *International Endodontic Journal*, 35(8), 655–659. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2591.2002.00530.x>
- De-Deus, G., Leal Vieira, V. T., Nogueira Da Silva, E. J., Lopes, H., Elias, C. N., & Moreira, E. J. (2014). Bending resistance and dynamic and static cyclic fatigue life of Reciproc and Waveone large instruments. *Journal of Endodontics*, 40(4), 575–579. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2013.10.013>
- De-Deus, G., Silva, E. J. N. L., Vieira, V. T. L., Belladonna, F. G., Elias, C. N., Plotino, G., &

- Grande, N. M. (2017). Blue Thermomechanical Treatment Optimizes Fatigue Resistance and Flexibility of the Reciproc Files. *Journal of Endodontics*, *43*(3), 462–466. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2016.10.039>
- Di Nardo, D., Seracchiani, M., Mazzoni, A., Del Giudice, A., Gambarini, G., & Testarelli, L. (2020). Torque range, a new parameter to evaluate new and used instrument safety. *Applied Sciences (Switzerland)*, *10*(10), 6–13. <https://doi.org/10.3390/app10103418>
- Duke, F., Shen, Y., Zhou, H., Ruse, N. D., Wang, Z. J., Hieawy, A., & Haapasalo, M. (2015). Cyclic fatigue of ProFile vortex and vortex blue nickel-titanium files in single and double curvatures. *Journal of Endodontics*, *41*(10), 1686–1690. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2015.06.012>
- Ertuğrul, İ. F., & Orhan, E. O. (2019). Cyclic fatigue and energy-dispersive X-ray spectroscopy examination of the novel ROTATE instrument. *Microscopy Research and Technique*, *82*(12), 2042–2048. <https://doi.org/10.1002/jemt.23374>
- Fanta, M. (2020). *Endodontic Fanta Catalogue* (pp. 1–77).
- FKG. (2020). *Race Evo brochure*. https://www.fkg.ch/sites/default/files/FKG_RACE_EVO_Brochure_EN_WEB_202006.pdf
- Gambarini, G., Plotino, G., Grande, N. M., Al-Sudani, D., De Luca, M., & Testarelli, L. (2011). Mechanical properties of nickel-titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique. *International Endodontic Journal*, *44*(4), 337–341. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2010.01835.x>
- Gambarini, Gianluca, Miccoli, G., Di Nardo, D., Del Giudice, A., Mazzoni, A., Seracchiani, M., & Testarelli, L. (2020). Torsional resistance of two new heat treated nickel titanium rotary instruments: An in vitro evaluation. *Pesquisa Brasileira Em Odontopediatria e Clinica Integrada*, *20*, 1–7. <https://doi.org/10.1590/pboci.2020.156>
- Gambarini, Gianluca, Miccoli, G., Seracchiani, M., Khrenova, T., Donfrancesco, O., Angelo, M. D., Galli, M., Nardo, D. Di, & Testarelli, L. (2019). Role of the Flat-Designed Surface in Improving the Cyclic Fatigue Resistance of Endodontic NiTi Rotary Instruments. *Materials*.
- Gambarini, Gianluca, Piasecki, L., Miccoli, G., Gaimari, G., Di Giorgio, R., Di Nardo, D., Azim, A. A., & Testarelli, L. (2019). Classification and cyclic fatigue evaluation of new kinematics for endodontic instruments. *Australian Endodontic Journal*, *45*(2), 154–162. <https://doi.org/10.1111/aej.12294>
- Gavini, G., dos Santos, M., Caldeira, C. L., Machado, M. E. de L., Freire, L. G., Iglecias, E. F., Peters, O. A., & Candeiro, G. T. de M. (2018). Nickel-titanium instruments in endodontics: A concise review of the state of the art. *Brazilian Oral Research*, *32*, 44–65. <https://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0067>
- Grande, N. M., Ahmed, H. M. A., Cohen, S., Bukiet, F., & Plotino, G. (2015). Current assessment of reciprocation in endodontic preparation: A comprehensive review - Part I: Historic perspectives and current applications. *Journal of Endodontics*, *41*(11), 1778–1783. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2015.06.014>
- Grande, N. M., Plotino, G., Mohamed, H., & Ahmed, A. (2016). The reciprocating movement in endodontics. *Endodontic Practice, February*, 28–33.
- Gutmann, J. L., & Gao, Y. (2011). Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: A focused review. *International Endodontic Journal*, *45*(2), 113–128. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2011.01957.x>
- Huang, X., Shen, Y., Wei, X., & Haapasalo, M. (2017). Fatigue Resistance of Nickel-titanium Instruments Exposed to High-concentration Hypochlorite. *Journal of Endodontics*,

- 43(11), 1847–1851. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2017.06.033>
- Kaval, M. E., Capar, I. D., & Ertas, H. (2016). Evaluation of the Cyclic Fatigue and Torsional Resistance of Novel Nickel-Titanium Rotary Files with Various Alloy Properties. *Journal of Endodontics*, 42(12), 1840–1843. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2016.07.015>
- Keskin, C., Inan, U., Demiral, M., & Keleş, A. (2017). Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc Blue, Reciproc, and WaveOne Gold Reciprocating Instruments. *Journal of Endodontics*, 43(8), 1360–1363. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2017.03.036>
- Kolasa, T. (2021). The complete rotary file system RACE. *British Dental Journal*, 23(3), 48–50. <https://doi.org/10.4102/sajpsychiatry.v12i3.69>
- Kwak, S. W., Lee, J. Y., Goo, H.-J., & Kim, H.-C. (2017). Effect of surface treatment on the mechanical properties of nickel-titanium files with a similar cross-section. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 42(3), 216. <https://doi.org/10.5395/rde.2017.42.3.216>
- Miccoli, G., Seracchiani, M., Del Giudice, A., Mazzoni, A., D'Angelo, M., Bhandi, S., Gambarini, G., & Testarelli, L. (2020). Fatigue resistance of two Nickel-Titanium rotary instruments before and after ex vivo root canal treatment. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 21(7), 728–732. <https://doi.org/10.5005/JP-JOURNALS-10024-2875>
- Ormiga Galvão Barbosa, F., Antônio da Cunha Ponciano Gomes, J., & Pimenta de Araújo, M. C. (2007). Influence of Sodium Hypochlorite on Mechanical Properties of K3 Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics*, 33(8), 982–985. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2007.05.008>
- Otsuka, K., Wayman, C. M., Nakai, K., Sakamoto, H., & Shimizu, K. (1976). Superelasticity effects and stress-induced martensitic transformations in CuAlNi alloys. *Acta Metallurgica*, 24(3), 207–226. [https://doi.org/10.1016/0001-6160\(76\)90071-7](https://doi.org/10.1016/0001-6160(76)90071-7)
- Ozlek, E., Neelakantan, P., Khan, K., Cheung, G. S. P., & Rossi-Fedele, G. (2020). Debris extrusion during root canal preparation with nickel-titanium instruments using liquid and gel formulations of sodium hypochlorite in vitro. *Australian Endodontic Journal*. <https://doi.org/10.1111/aej.12424>
- Pedullà, E., Grande, N. M., Plotino, G., Pappalardo, A., & Rapisarda, E. (2011). Cyclic fatigue resistance of three different nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite. *Journal of Endodontics*, 37(8), 1139–1142. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.04.008>
- Pedullà, E., La Rosa, G. R. M., Virgillito, C., Rapisarda, E., Kim, H. C., & Generali, L. (2020). Cyclic Fatigue Resistance of Nickel-titanium Rotary Instruments according to the Angle of File Access and Radius of Root Canal. *Journal of Endodontics*, 46(3), 431–436. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2019.11.015>
- Peters, O. (2004). Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: A review. *Journal of Endodontics*, 559–567. https://doi.org/10.1142/9789813225763_0004
- Plotino, G., Grande, N. M., Cordaro, M., Testarelli, L., & Gambarini, G. (2009). A Review of Cyclic Fatigue Testing of Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics*, 35(11), 1469–1476. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2009.06.015>
- Plotino, G., Grande, N. M., Cotti, E., Testarelli, L., & Gambarini, G. (2014). Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of vortex nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics*, 40(9), 1451–1453. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2014.02.020>
- Seracchiani, M., Miccoli, G., Di Nardo, D., Zanza, A., Cantore, M., Gambarini, G., & Testarelli, L. (2021). Effect of Flexural Stress on Torsional Resistance of NiTi Instruments. *Journal of Endodontics*, 47(3), 472–476. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2020.10.011>
- Shen, Y., Cheung, G. S. pan, Peng, B., & Haapasalo, M. (2009). Defects in Nickel-Titanium

- Instruments after Clinical Use. Part 2: Fractographic Analysis of Fractured Surface in a Cohort Study. *Journal of Endodontics*, 35(1), 133–136.
<https://doi.org/10.1016/j.joen.2008.10.013>
- Tabassum, S., Zafar, K., & Umer, F. (2019). Nickel-titanium rotary file systems: What's new? *European Endodontic Journal*, 4(3), 111–117.
<https://doi.org/10.14744/ej.2019.80664>
- Tadaki, T., Otsuka, K., & Shimizu, K. (1988). Shape memory alloys. *Annual Reviews*, 18(4), 49–56. <https://doi.org/10.1557/S0883769400037350>
- Varela-Patiño, P., Ibañez-Párraga, A., Rivas-Mundiña, B., Cantatore, G., Otero, X. L., & Martín-Biedma, B. (2010). Alternating versus Continuous Rotation: A Comparative Study of the Effect on Instrument Life. *Journal of Endodontics*, 36(1), 157–159.
<https://doi.org/10.1016/j.joen.2009.09.023>
- Wardoyo, M. P., Putri Artiningsih, D., Usman, M., Nazar, K., & Wiranatakusumah. (2020). Rotary Continuous and Reciprocating Single-File Nickel–Titanium Instruments in the Induction of Dentinal Cracks. *Journal of International Dental and Medical Research*, 13, 922–927.
- Zupanc, J., Vahdat-Pajouh, N., & Schäfer, E. (2018). New thermomechanically treated NiTi alloys – a review. *International Endodontic Journal*, 51(10), 1088–1103.
<https://doi.org/10.1111/iej.12924>

ÍNDICE DE ANEXOS

Anexo 1: Superficies de limas 1) Fanta Blue S-One 25.06 y 2) Race Evo Blue 25.06 en 30x	118
Anexo 2: Imagenes resultantes de EDS limas Fanta Blue S-One 1 min.....	118
Anexo 3: Imagenes resultantes de EDS limas Fanta Blue S-One 5 min.....	119
Anexo 4: Imagenes resultantes de EDS limas Fanta Blue S-One Control.....	119
Anexo 5: Imagenes resultantes de EDS limas Race Evo 1 min	120
Anexo 6: Imagenes resultantes de EDS limas Race Evo 5 min	120
Anexo 7: Imagenes resultantes de EDS limas Race Evo Control	121

ANEXO 1:

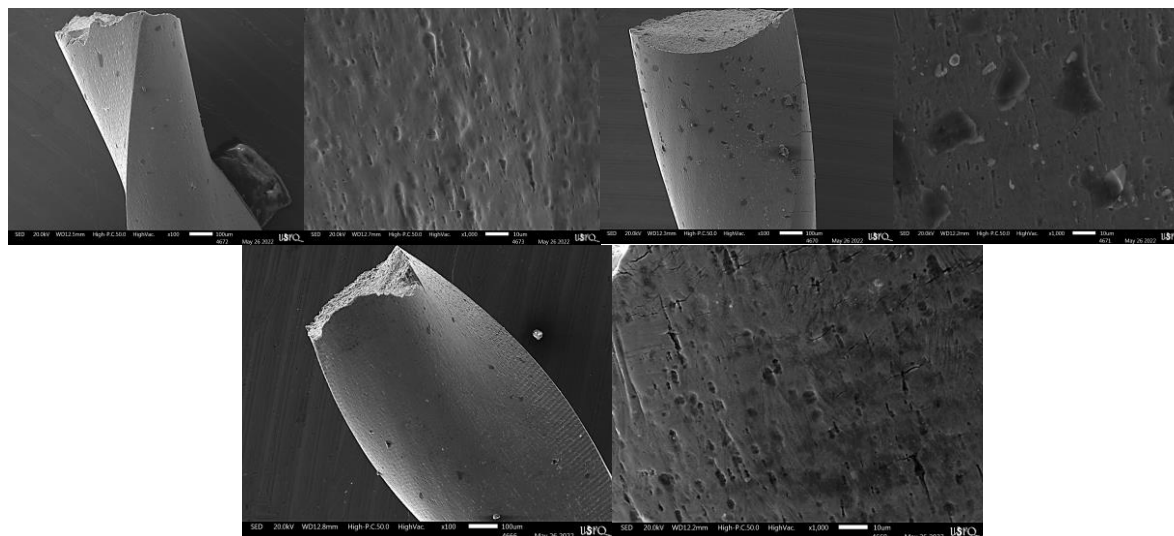
Anexo 1: Superficies de limas 1) Fanta Blue S-One 25.06 y 2) Race Evo Blue 25.06 en 30x



Fuente: Fotografías tomadas en microscopio de USFQ con cámara GoPro

ANEXO 2:

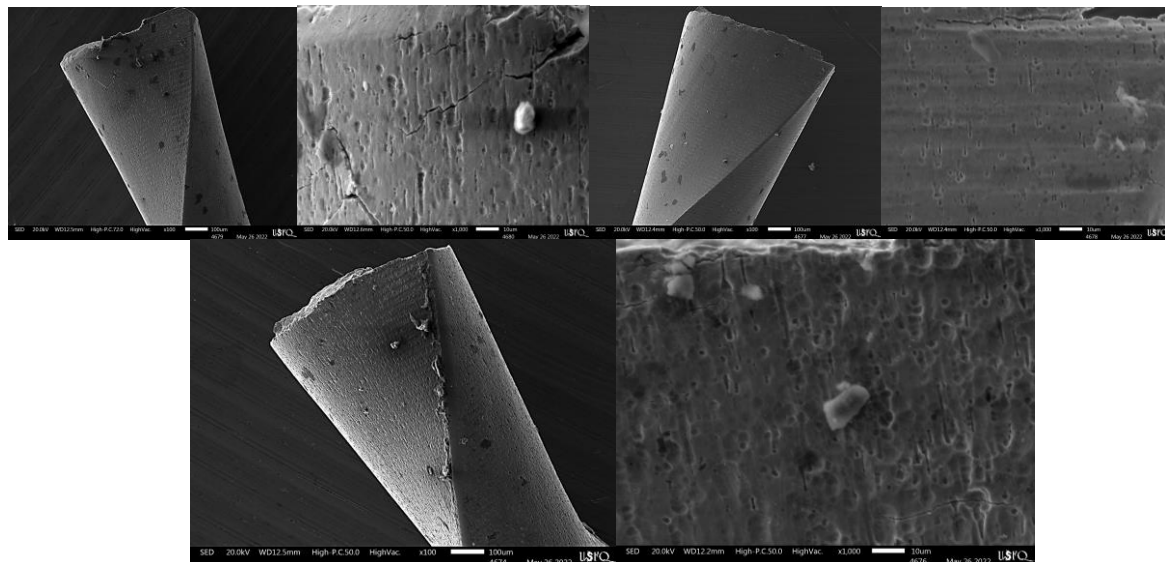
Anexo 2: Imágenes resultantes de EDS limas Fanta Blue S-One 1 min



Fuente: Lab. nanomateriales USFQ

ANEXO 3:

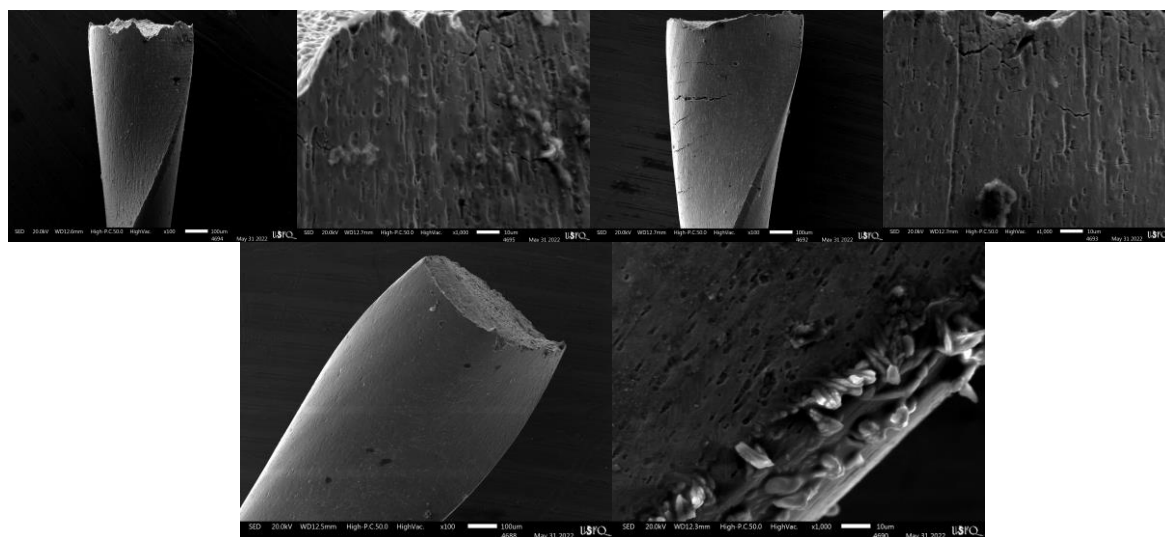
Anexo 3: Imagenes resultantes de EDS limas Fanta Blue S-One 5 min



Fuente: Lab. nanomateriales USFQ

ANEXO 4:

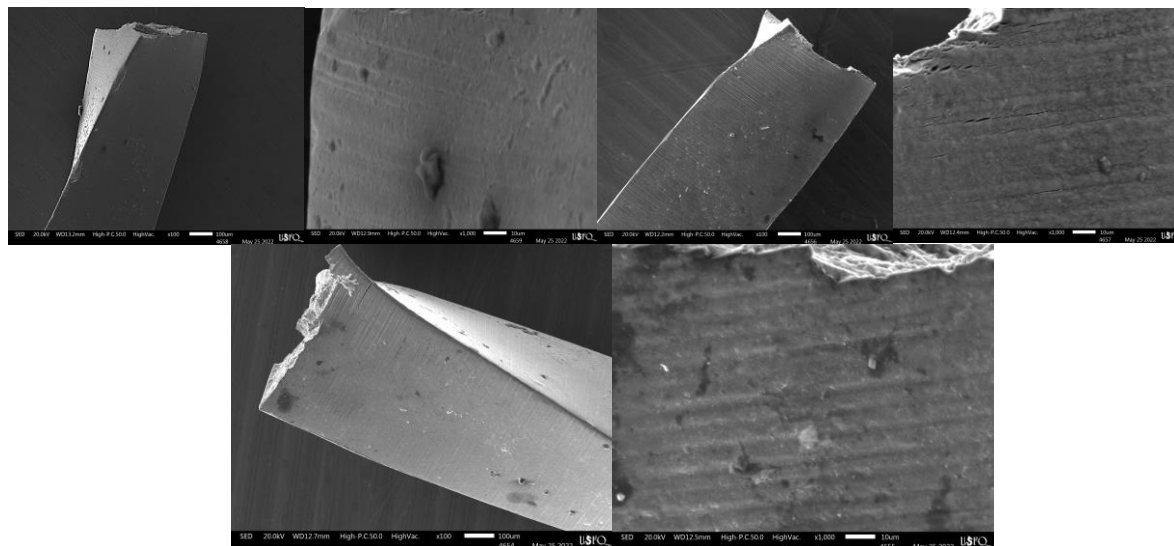
Anexo 4: Imagenes resultantes de EDS limas Fanta Blue S-One Control



Fuente: Lab. nanomateriales USFQ

ANEXO 5:

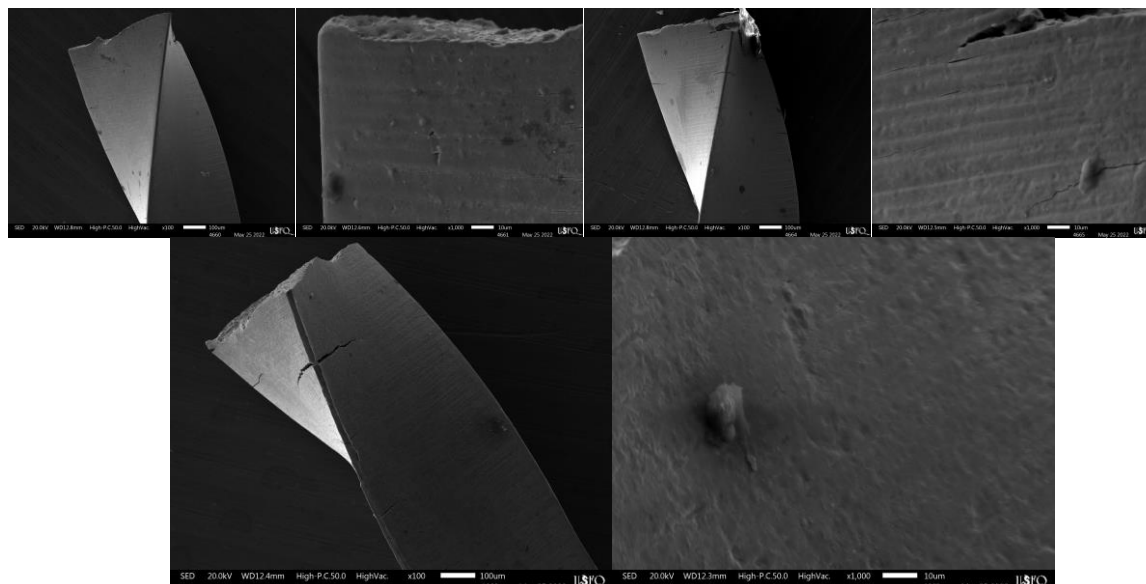
Anexo 5: Imagenes resultantes de EDS limas Race Evo 1 min



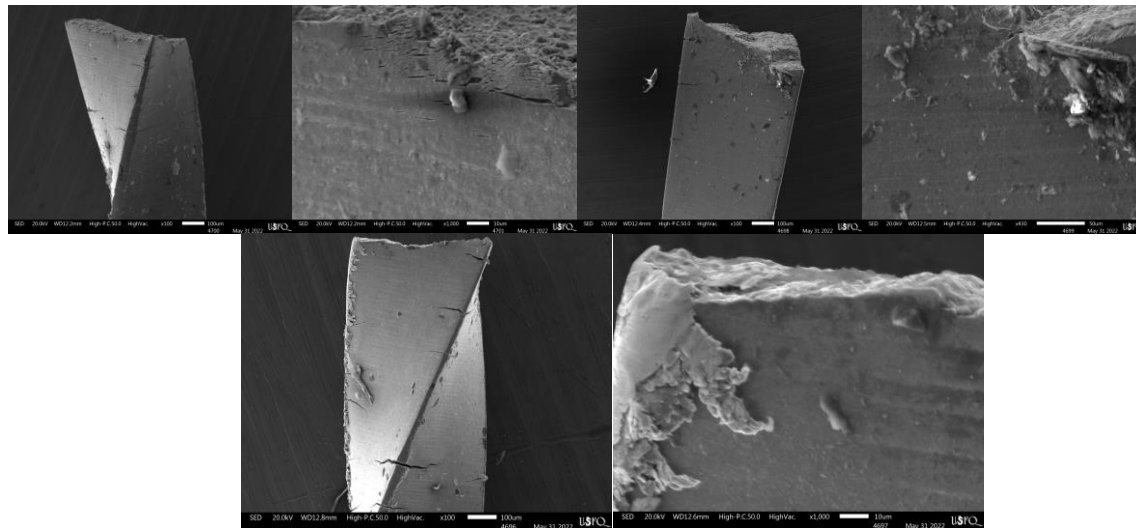
Fuente: Lab. nanomateriales USFQ

ANEXO 6:

Anexo 6: Imagenes resultantes de EDS limas Race Evo 5 min



Fuente: Lab. nanomateriales USFQ

ANEXO 7:*Anexo 7: Imágenes resultantes de EDS limas Race Evo Control*

Fuente: Lab. nanomateriales USFQ