

**UNIVERSIDAD DE LOS ANDES
FACULTAD DE CIENCIAS
DEPARTAMENTO DE QUÍMICA
POST-GRADO EN ELECTROQUÍMICA FUNDAMENTAL Y APLICADA**

**EVALUACIÓN CUALITATIVA DE LA CORROSIÓN EN BRACKETS DE
ORTODONCIA (Ni-Cr) Y SU POSIBLE IMPORTANCIA EN LOS
PROCESOS ALÉRGICOS**

**Por:
Od. Gladys Velazco V**

**Tutor:
Dr. Elkis Weinhold**

Mérida 2004

**SERBIULA
Tulio Febres Cordero**

**Licencia Creative Commons:
Atribución - No Comercial - Compartir Igual 3.0 Venezuela
(CC BY-NC-SA 3.0 VE)**

AGRADECIMIENTOS.

A la Dra. Elkis Weinhold, tutora de este trabajo a quien reconozco y admiro su dedicación y capacidad de compartir sus conocimientos. El que transmite lo que sabe, no muere jamás. Gracias.

A todos los miembros del grupo de Electroquímica, gracias por la paciencia y la ayuda prestada.

A Ludwing Weinhold, la primera luz en el camino del aprendizaje, en el momento adecuado.

A la ilustre Universidad de Los Andes.

A mis amigos y compañeros de lucha en especial a Felia, Zogehil y Reynaldo.

A todos muchas gracias.

WWW.BDIGITAL.ULA.VE

DEDICATORIA.

A mis hijos María Jose y Ricardo Jesús.

A mi esposo Ricardo, apoyo incondicional y amigo en los momentos en que más lo he necesitado.

A mis padres y hermanos por confiar en mí en todo momento.

Al Dr. José L. Cova maestro, compañero y amigo durante muchos años, parte de este logro es suyo.

A la Universidad de Los Andes, institución arraigada en la tendencia de estimular el pensamiento humano. Sembrada en la antigüedad y superviviente a las vicisitudes del tiempo. Forjadora de los firmes valores de una civilización ante un incierto futuro, la vida.

WWW.BDIGITAL.ULA.VE

Licencia Creative Commons:
Atribución - No Comercial - Compartir Igual 3.0 Venezuela
(CC BY-NC-SA 3.0 VE)

RESUMEN

Mediante la utilización de técnicas electroquímicas, químicas, microbiológicas y clínicas, se ha logrado analizar en forma exitosa, cualitativamente la corrosión en Bracotes de ortodoncia a base de Ni-Cr en cavidad bucal y sus posibles implicaciones alérgicas.

Con los experimentos realizados se estudió la corrosión de los Brackets de ortodoncia a base de Ni-Cr, a través de técnicas electroquímicas que permitieron calcular los potenciales y corrientes de corrosión.

Se elaboró un sistema electroquímico de tres electrodos uno de trabajo hecho con un Bracket de ortodoncia a base de Ni-Cr, uno de referencia de Ag/AgCl y un contra electrodo de platino, con los que se realizaron curvas de polarización lineal, polarización cíclica y mediciones a circuito abierto. Buscando simular al máximo el medio bucal, se utilizaron soluciones a base de saliva artificial con modificadores que consistieron en alimentos de consumo masivo café, vinagre, y gaseosa.

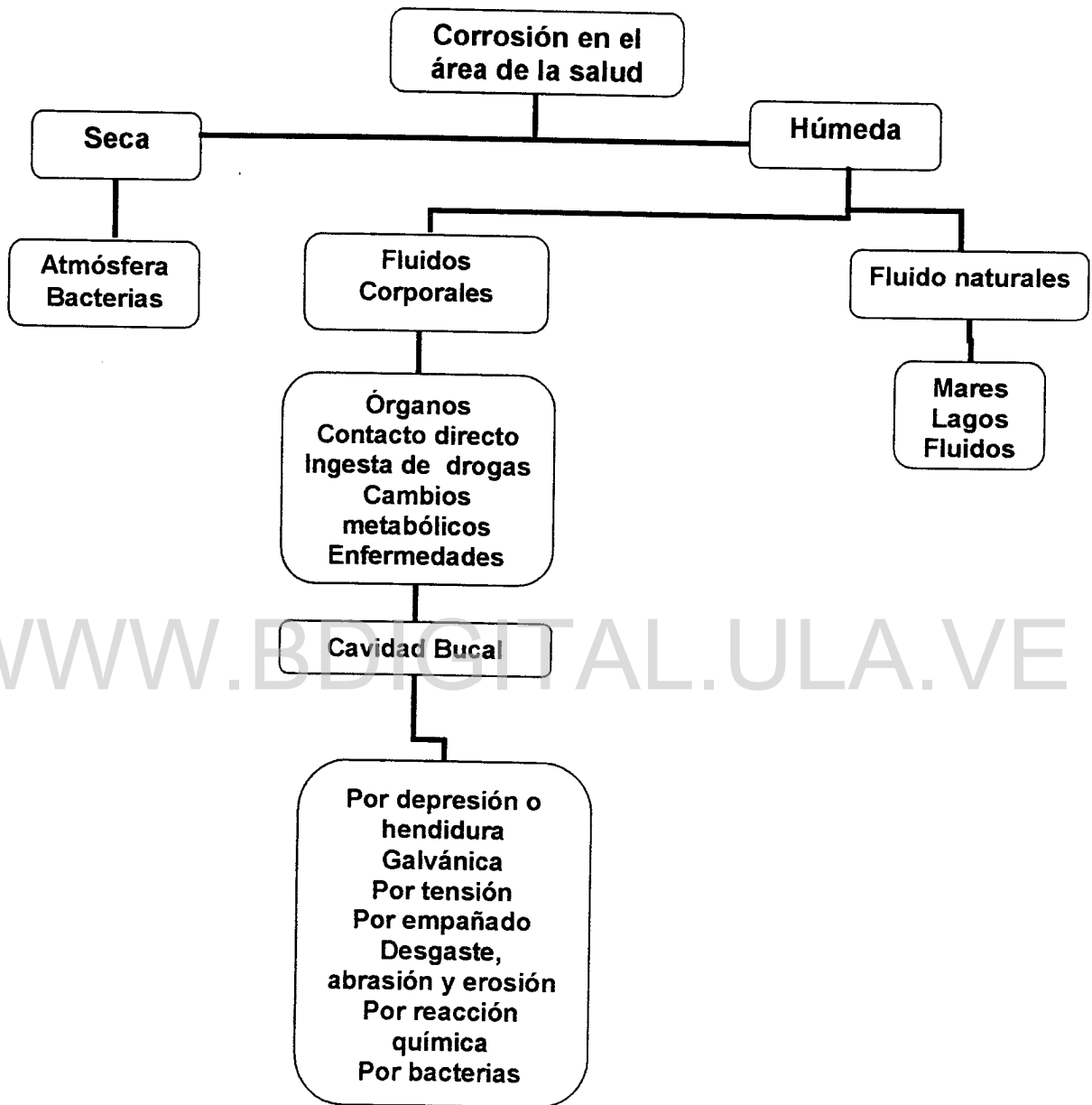
Con la finalidad corroborar que en la cavidad bucal puede darse la corrosión microbiológica, se realizó un estudio comparativo de la placa bacteriana de los pacientes sin ortodoncia con la placa bacteriana de los pacientes con ortodoncia a través del Test de Snyder, utilizado para determinar la acidez del medio bucal.

El análisis químico por vía húmeda se realizó con la finalidad de detectar la presencia de iones potencialmente alérgenos como el Ni^{+2} , causante de desatar reacciones de hipersensibilidad tipo v en los pacientes portadores, esta experiencia fue realizada posterior a las volatametrías.

Los análisis clínicos se elaboraron con La finalidad de significar la importancia de realizar una prueba alérgica antes de la colocación de aleaciones metálicas en cavidad bucal de nuestros pacientes.

CONTENIDO

CAPITULO I	I.- Introducción	1
	I.1 El fenómeno de corrosión	1
	I.2 Tipos de corrosión	3
	II. Las aleaciones metálicas en odontología	7
	II.1 Clasificación de los sistemas de aleaciones dentales	9
	II.2 Mecanismo de liberación de los iones metálicos al medio bucal	11
	III. Reacciones alérgicas en odontología	13
CAPITULO II	IV. Antecedentes	15
	V. Justificación	20
	VI. Objetivos	21
	II. Descripción del proceso experimental	23
	II.1 Materiales y métodos	23
	II.1.1 Pruebas de Corrosión	23
	II.1.2. Análisis de los iones presentes en los medios luego del proceso	25
	II.1.3 Análisis clínico	26
	II.1.3.1 Pruebas de Hipersensibilidad	26
	II.2. Preparación de los electrodos	28
CAPITULO III	II.3 Limpieza del material de vidrio	29
	Resultados y discusión	30
	III.1 Evaluación de la respuesta electroquímica en la corrosión de los brackets de ortodoncia	30
	III.2 Diagramas de Evans para los medios evaluados	33
	III.3 Análisis de las curvas de polarización cíclica	40
	III.4 Perfiles de potencial de los brackets de ortodoncia a circuito abierto	45
	III.5 Pérdida de masa de los brackets de ortodoncia	51
	III.6 Análisis químico por vía húmeda de los medios utilizados	52
	III.7 Evaluación fotográfica de los brackets de ortodoncia expuesta y sin exponer a los medios corrosivos	53
	III.8 Análisis de test de Snyder	55
CAPITULO IV	III.9 Análisis clínico	60
	Conclusiones	61
	Bibliografía	63



CLASIFICACIÓN DE LA CORROSIÓN PARA EL ÀREA DE LA SALUD.

I.2.- TIPOS DE CORROSIÓN.

Observando el cuadro clasificatorio de la figura anterior, vemos que en cavidad bucal existen diferentes tipos de corrosión los cuales describimos como:

a.- Corrosión galvánica: es el ataque uniforme sobre grandes áreas de una superficie, es la forma más común de la corrosión y puede ser húmeda o seca. Se presenta cuando dos metales diferentes entran en contacto a través de una solución conductora ^(2, 6). Existe una diferencia en potencial eléctrico entre metales diferentes y sirve como fuerza directriz para el paso de corriente eléctrica a través del medio, de tal manera que, el flujo de corriente es la manifestación del proceso de corrosión que sufre uno de los metales del par formado. Mientras más grande es la diferencia de potencial entre los metales, mayor es la probabilidad de que se presente la corrosión galvánica debiéndose notar, que este tipo de corrosión sólo causa deterioro en uno de los metales, mientras que el otro metal del par casi no sufre daño. El metal que se corroe recibe el nombre de **metal activo**, mientras que el que no sufre daño se le denomina **metal más noble** ⁽⁶⁾ La relación de áreas entre los dos metales es muy importante, ya que un área muy grande de metal noble comparada con el metal activo, acelerará la corrosión y por el contrario, una mayor área del metal activo comparada con el metal noble disminuye el fenómeno de corrosión.

b.- Corrosión por desgaste, abrasión y erosión: Cuando el movimiento del medio corrosivo sobre la superficie metálica incrementa la velocidad de ataque debido a desgaste mecánico, este recibe el nombre de corrosión por erosión ^(2, 3). La importancia relativa del desgaste mecánico y la corrosión, es a menudo difícil de establecer y varía grandemente de una situación a otra, el mecanismo de la erosión, generalmente se atribuye a la remoción de películas superficiales protectoras, como por ejemplo, películas de óxido formadas por el aire, o bien, productos adherentes para protección de la

Licencia Creative Commons:

corrosión. La corrosión por erosión puede ser evitada por cambios de diseño o por selección de materiales más resistentes. La corrosión por cavitación y desgaste (fretting), son formas especiales de la corrosión por erosión. La primera es causada por la formación y colapso de burbujas de vapor en la superficie del metal. Las altas presiones producidas por este colapso pueden disolver el metal, remover las partículas protectoras, etc. La corrosión por desgaste (fretting), ocurre cuando las piezas de metal se deslizan una sobre la otra, (Brackets y arcos de ortodoncia) causando daño mecánico a una o ambas piezas. La corrosión por deslizamiento se atenúa utilizando materiales más duros o empleando lubricación.

c.- Corrosión por hendidura o depresión Las condiciones ambientales en una grieta, pueden con el tiempo volverse muy diferentes de las existentes en una superficie limpia, por lo que un medio ambiente muy agresivo, puede desarrollar y causar corrosión en las grietas, generalmente se atribuye a los siguientes factores ^(2, 7).

- i.- Cambios de acidez en la grieta o hendidura.
- ii.- Escasez de oxígeno en la grieta.
- iii.- Desarrollo de iones diferentes en la hendidura.
- iv.- Agotamiento de Inhibidor en la grieta.

Al igual que todas las formas de corrosión localizada, la corrosión por agrietamiento no ocurre en todas las combinaciones metal-agente corrosivo, y algunos materiales son más susceptibles que otros, como por ejemplo, aquéllos que dependen de las películas protectoras de óxido formadas por el aire para adquirir su resistencia a la corrosión, tal y como sucede con el acero inoxidable y el titanio.

d.- Corrosión por picadura se presenta por la formación de orificios en una superficie relativamente inatacada. La forma de una picadura es a menudo responsable de su propio avance, por las mismas razones mencionadas en la corrosión por agrietamiento, es decir, una picadura puede ser considerada como una grieta o hendidura formada por si misma ⁽⁶⁾. Para reducir la

Licencia Creative Commons:

corrosión por picadura se necesita una superficie limpia y homogénea, por ejemplo, un metal homogéneo y puro con una superficie muy pulida deberá ser generalmente, mucho más resistente que una superficie que tenga incrustaciones, defectos o rugosidad. La corrosión por picadura es un proceso lento que puede llevarse meses y años antes de ser visible, pero que naturalmente, causará fallas inesperadas. El pequeño tamaño de la picadura y las minúsculas cantidades de metal que se disuelven al formarla, hacen que la detección de ésta sea muy difícil en las etapas iniciales.

e.- Corrosión por tensión: La acción conjunta de un esfuerzo de tensión y un medio ambiente corrosivo, dará como resultado en algunos casos, la fractura de una aleación metálica ^(2, 3). La mayoría de las aleaciones son susceptibles a este ataque, pero afortunadamente el número de combinaciones aleación / agente corrosivo que causan este problema, son relativamente pocas. Sin embargo, hasta la fecha, este es uno de los problemas metalúrgicos más serios. Los esfuerzos que causan las fracturas provienen de trabajos en frío, soldadura, tratamiento térmicos, etc. Las fracturas pueden seguir caminos intercristalinos o transcristalinos. Algunas de las características de la corrosión de fractura por tensión, son las siguientes:

- i.- Se requiere un esfuerzo de tensión.
- ii.- Las fracturas se presentan quebradizas en forma macroscópica, mientras que las fallas mecánicas de la misma aleación, en ausencia de un agente corrosivo específico, generalmente presentan ductilidad.
- iii.- Depende de las condiciones metalúrgicas de la aleación.
- iv.- Algunos medios ambientes específicos, generalmente causan fractura en una aleación dada. El mismo medio ambiente no causa fracturas en otras aleaciones.
- v.- La corrosión por esfuerzo puede ocurrir en medios ambientes considerados no agresivos para una aleación dada, por ejemplo la velocidad de corrosión uniforme, es baja hasta que se presenta una fractura.

Licencia Creative Commons:

Atribución - No Comercial - Compartir Igual 3.0 Venezuela
(CC BY-NC-SA 3.0 VE)

vi.- Largos periodos de tiempo, a menudo años, pueden pasar antes de que las fracturas sean visibles, pero entonces al presentarse, se propagan rápidamente con el resultado de una falla inesperada.

La corrosión por fatiga, es una forma especial del tipo de corrosión de fractura por tensión y se presenta en ausencia de medios corrosivos, debido a esfuerzos cíclicos repetidos. Estas fallas, son muy comunes en estructuras sometidas a vibración continua. La corrosión por fatiga, se incrementa naturalmente con la presencia de un medio agresivo, de tal forma que el esfuerzo necesario para producir la corrosión por fatiga, se reduce en algunas ocasiones hasta la mitad del necesario, para producir la falla en aire seco. Los métodos para evitar la corrosión por fatiga, necesitan prevenir la fractura producida por ésta desde el principio, ya que es muy difícil detener la propagación de las fracturas, una vez que se inician ^(5, 7).

De lo indicado anteriormente, se ve la necesidad de reconocer en primer lugar, las diferentes formas en las que se presenta la corrosión, para así tomar medidas pertinentes que permitan establecer los métodos correctivos para atenuarla, los cuales son mejor comprendidos si se conoce la teoría de la corrosión.

f.- Corrosión por bacterias: se define como el deterioro de un material metálico en presencia de hongos o bacterias, generalmente este fenómeno se presenta en condiciones anaeróbicas (bacterias sulfato reductoras) ^(8, 9). En condiciones aerobias, la corrosión se produce por presencia de un metabolito ácido, es el caso de la cavidad bucal donde la mayoría de las bacterias son productoras de ácido. En ocasiones, también producen corrosión por la aparición de celdas de concentración y formación de depósitos (Biopelícula) placa bacteriana.

II.- LAS ALEACIONES METÁLICAS DE USO ODONTOLÓGICO.

Para entender los procesos corrosivos que afectan las estructuras de las aleaciones usadas en odontología, conviene tener algunas nociones básicas con respecto a los metales usados y las aleaciones que conforman. La odontología es una ciencia en la cual confluyen una serie de especialidades, capaces de devolver a un individuo funcionalidad, estética, anatomía e incluso tiene la particularidad de reintegrar a un individuo a la sociedad.

Para lograr los efectos deseados en la rehabilitación de un paciente, se utilizan materiales, hablamos entonces, de sustancias que componen cualquier cosa o producto. Desde el comienzo de la civilización, los materiales, junto con la energía han sido utilizados por el hombre para mejorar su calidad de vida. Ha sido tan marcado, el efecto de los materiales en la vida del hombre que algunas eras fueron llamadas con los nombres de algunos de ellos: edad de piedra, edad de bronce, edad de hierro, etc ⁽¹⁰⁾.

En odontología, los materiales los podemos organizar en cuatro grandes grupos: orgánicos, cerámicos, metálicos y combinados. Es de nuestro interés para desarrollar este capítulo las aleaciones dentales.

Podemos entonces definir una aleación como: una sustancia compuesta por dos o más metales ^(10, 12). Las aleaciones, al igual que los metales puros, poseen brillo metálico y conducen bien el calor y la electricidad. Las sustancias que contienen un metal y ciertos no metales, particularmente las que contienen carbono, también se llaman aleaciones. La más importante entre estas últimas es el acero. El acero de carbono simple contiene aproximadamente un 0,5% de manganeso, hasta un 0,8% de carbono, y el resto de hierro ^(10, 14).

Una aleación puede ser un compuesto intermetálico, una disolución sólida, una mezcla íntima de cristales diminutos de los elementos metálicos, constituyentes o cualquier combinación de disoluciones o mezclas

Licencia Creative Commons:

Atribución - No Comercial - Compartir Igual 3.0 Venezuela
(CC BY-NC-SA 3.0 VE)

de los mismos ^(10, 15). Con frecuencia las propiedades de las aleaciones son muy distintas de las de sus elementos constituyentes, y algunas de ellas, como la fuerza y la resistencia a la corrosión, pueden ser considerablemente mayores en una aleación que en los metales por separado ⁽¹⁴⁾.

El uso de las aleaciones en odontología se remonta a la era A.C (antes de cristo) cuando los fenicios y etruscos utilizaban los alambres de oro para las prótesis dentales ⁽¹⁰⁾. En 1.855 Roberth Arthur usa el oro cohesivo en hojas para obturaciones ⁽¹⁰⁾. Es de hacer notar el hecho, que para este tiempo era el oro el metal seleccionado para los procedimientos odontológicos que tuvieran que ver con la introducción de metales en boca.

Las aleaciones a base de oro han evolucionado considerablemente, desde que el gobierno norteamericano dejó de mantener el precio del Oro (Au) en 1.969. Anteriormente a esta fecha más de un 95% de las prótesis colocadas en Estados Unidos contenían un 75% de su peso en oro y el otro 25% eran metales nobles. Sin embargo, cuando el precio del oro subió de 35 dólares por onza a 400 dólares por onza a comienzos de los años ochenta, aumentó espectacularmente el interés por desarrollar otras aleaciones alternativas, con el objeto de reducir el precio de las restauraciones dentales coladas y de los aparatos usados en odontología ⁽¹¹⁾. En consecuencia, se han venido elaborando sistemas de aleaciones con el pasar de los años, con la finalidad de abaratar el costo de las mismas, motivo por el cual en odontología, las han clasificado de acuerdo a su uso, composiciones, etc. En el mercado odontológico, se ofrecen en la actualidad múltiples sistemas de aleaciones, usados para la confección de prótesis dentales convencionales y para implantología. Esto crea un ambiente de incertidumbre entre los técnicos y los odontólogos, cuando tienen que elegir el más adecuado para el caso clínico a tratar. Aparecen constantemente, nuevas aleaciones que mejoran las características mecánicas del material, facilitan los procesos técnicos de laboratorio, mejoran el precio en el mercado, pero hay que prestar vital atención porque con frecuencia son

Licencia Creative Commons:

Atribución - No Comercial - Compartir Igual 3.0 Venezuela
(CC BY-NC-SA 3.0 VE)

aleaciones a las que no se les ha realizado los estudios y pruebas de corrosión. Para indicar correctamente la aplicación clínica de un sistema de aleación dental, se hace necesario conocer un poco de su historia y peculiares características físicas, químicas y biológicas, así como, las diferencias fundamentales de comportamiento biológico con respecto al resto de las aleaciones usadas en odontología ^(12, 13).

Entes como la Asociación Dental Americana (ADA), encargada entre otras cosas de certificar el uso de materiales, ha elaborado especificaciones con la finalidad de clasificar algunos sistemas de aleaciones dentales. De igual manera, escuelas de odontología, autores de prestigiosos libros e incluso casas dentales han tomado algunas características de las aleaciones dentales para agruparlas.

II.1.- CLASIFICACION DE LOS SISTEMAS DE ALEACIONES DENTALES.

Para clasificar las aleaciones en odontología se han tomado muchos puntos de vista, como: el tamaño del grano, el tipo de proceso de laboratorio, el contenido de metales nobles, el contenido de metales preciosos, principales componentes, usos, etc. La aleación más simple es aquella en la cual dos átomos de sus metales se entremezclan al azar en una red espacial en común. Si dos elementos están presentes, se habla de una aleación binaria, si hay tres o cuatro átomos se forma una aleación terciaria a cuaternaria y así sucesivamente. De acuerdo al incremento molecular, se incrementa lógicamente su complejidad ^(10, 13, 16). El mayor número de aleaciones usadas en odontología son soluciones sólidas, por lo tanto, deben estar en equilibrio en una fase definida como: cualquier parte de un sistema físicamente distinto, homogéneo y mecánicamente separable. Es por ello que luego de revisar la bibliografía hemos decidido tomar dos puntos de vista importantes y las hemos agrupado de la siguiente manera:

Licencia Creative Commons:

Atribución - No Comercial - Compartir Igual 3.0 Venezuela
(CC BY-NC-SA 3.0 VE)

ESPECIALIDAD	CLASIFICACIÓN	COMPOSICIÓN
Aleaciones en Restauradora	Aleaciones con Oro (Con metales nobles)	Alto contenido de Oro Bajo contenido de Oro
	Aleaciones sin oro (Sin metales nobles)	Amalgama Níquel – Cromo Cobalto – Cromo Hierro – Cromo Titanio
Aleaciones en Ortodoncia	Aceros Aleados	Hierro – Carbono
	Aceros Inoxidables	Ferríticos: Cromo%: 11,5 – 27 Níquel%: 0 Carbono%: Max: 0,2 Hierro%: 88,3 – 78,3
		Martensíticos: Cromo%: 11,5 – 17 Níquel%: 0 – 2,5 Carbono%: Max: 0,25 Hierro%: 88,3 – 80,2
		Austeníticos: Cromo%: 16 – 26 Níquel%: 7 – 22 Carbono%: 0,08 – 1,20 Hierro%: 76,95 – 50,8
	Acero	18-8: 18 % Cromo 8% Níquel (mas usado)
	Titanio	Níquel – Titanio Beta –Titanio
Aleaciones en Cirugía Bucal	Titanio Aceros Inoxidables	Titanio-6Aluminio-4Vanadio CP Níquel-Titanio y Aceros 316

II.2. MECANISMO DE LIBERACIÓN DE IONES METÁLICOS AL MEDIO BUCAL.

La biocompatibilidad de las aleaciones dentales, es relacionada a ciertos parámetros como son; la calidad y cantidad de varios elementos liberados en ciertas condiciones clínicas, ya que pueden provocar efectos adversos en el ser humano, además de variar las características y propiedades así como la conducta de la aleación en sí ^(17, 18). Tal liberación de iones es de interés, principalmente, por ser fuente potencial de alérgenos en reacciones de hipersensibilidad ^(19, 20, 21). Los iones metálicos de algunas restauraciones dentales en la cavidad oral son liberados como resultado del proceso de corrosión, penetrando esmalte, dentina, pulpa y gíngiva, es decir, tanto tejidos duros como tejidos blandos, causando síntomas locales y/o generales ^(11, 20). Dichos productos de corrosión entran al cuerpo vía gastrointestinal, después de la ingestión o vía absorción a través de los tejidos orales, alcanzando el sistema circulatorio, y siendo transportados por todo el cuerpo buscando órganos blancos específicos, para así acumularse, con el riesgo acompañado de producir una reacción sistémico-tóxica, o por otro lado interferir con el metabolismo del sistema biológico. Cada metal se caracteriza por una distribución típica y modelo de eliminación. Es por tanto importante que las interacciones posibles de iones metálicos con varios órganos no sean descuidadas cuando se escogen materiales dentales para uso clínico ^(21, 22, 23). Actualmente, el mecanismo de la migración del ión metálico dentro de la estructura dentaria no es claramente entendido. Sin embargo, se conoce que la proporción de difusión en esmalte y dentina es inversamente relacionada al grado de mineralización del diente. Esto implica, que el esmalte y dentina de pacientes adultos, cuales son más mineralizados, permiten menos penetración de iones hacia la pulpa. La proporción de penetración puede también ser disminuida si la fase acuosa en esmalte y dentina es reducida como en el diente no vital ⁽²¹⁾.

Existe, entonces, la posibilidad de que aleaciones metálicas utilizadas en odontopediatría y ortodoncia, puedan aumentar la cantidad de iones metálicos en la cavidad oral, pero este aumento parece ser más pequeño con el comparado con la ingesta de comida. Algunos autores indican que no existen datos cuantitativos sobre las cantidades de níquel y cromo liberados de los aparatos ortodónticos ⁽²⁵⁾, mientras que existen datos que señalan aproximadamente 40 µg/L día de un componente de níquel soluble es liberado de una serie completa de aditamentos de ortodoncia (brackets), de acero inoxidable ^(26, 27) otros estudios, remiten unos valores máximos de níquel en saliva de individuos con aparatología de ortodoncia de aproximadamente 75 µg/L día siendo esta cantidad casi una cuarta parte de aquella después de la ingesta de comida ⁽²⁸⁾. Otros estudios ejemplifican la liberación de iones metálicos, valorando el contenido de níquel y hierro en la saliva de pacientes con aparatología fija de ortodoncia, encontrando que después de cinco a diez minutos de haber colocado dicha aparatología, existía una liberación elevada de iones metálicos, lo que disminuía con el tiempo, aunque indicaban que esta liberación aumentada después de la colocación de la aparatología en boca podría ser debida a la manipulación de las bandas, aditamentos de ortodoncia y alambres debido a una abrasión de la superficie metálica y concluyendo que la liberación del níquel y/o hierro de aparatos ortodónticos en pacientes es baja ⁽¹⁹⁾. Otro ejemplo es un estudio reciente sobre la concentración de níquel y cromo en cavidad oral en pacientes recibiendo tratamiento de ortodoncia con aparatología metálica, observándose en este que hubo un aumento de los iones de los metales mencionados a los tres días de su inserción, pero no encontrándose después de tres meses ⁽²¹⁾.

Esta liberación de iones metálicos depende de factores pertenecientes a las aleaciones "per se", así como factores externos: tipo de aleación (cantidad de níquel y cromo presente), calidad y tratamiento del

Licencia Creative Commons:

Atribución - No Comercial - Compartir Igual 3.0 Venezuela
(CC BY-NC-SA 3.0 VE)

material, área de superficie de la aleación dental expuesta, procedimiento de pulido, composición electrolítica, presencia de otras restauraciones metálicas, condiciones biomecánicas relacionadas a la carga, compresión y corte (es decir, a las fuerzas de masticación), entre otras. Asimismo, depende de características propias del individuo, específicamente de la saliva, pues sus propiedades físicas, por ejemplo temperatura, cantidad y composición, son influenciados por variables como: pH, propiedades físicas y químicas de dieta, hábitos de bebida, medicamentos y condición de salud general y local, además de medidas propias de higiene oral (placa dental) ^(20, 21, 23, 27). Hay investigaciones que indican, que el uso de aparatología de ortodoncia en boca a base de aleaciones metálicas puede de hecho, inducir a una tolerancia inmunológica, es decir, contactos orales con sales de níquel o cromo pueden no sensibilizar al paciente, pero sí disminuir el riesgo de una sensibilización subsiguiente a estos metales, en otras palabras, inducir a una tolerancia, lo que podría contribuir a la baja incidencia de problemas alérgicos en pacientes bajo tratamiento de ortodoncia o de prótesis, donde la aleación de níquel / cromo es frecuentemente utilizada ⁽³⁾.

III. REACCIONES ALÉRGICAS EN ODONTOLOGÍA.

El níquel y el cromo son metales conocidos como elementos tóxicos y poseer potenciales alérgicos, provocando reacciones de hipersensibilidad ^(18, 20, 21). La aleación que contiene como principales elementos al níquel y al cromo son aleaciones metálicas no nobles caracterizadas por su alta resistencia mecánica ⁽²⁴⁾. Las reacciones alérgicas tipo IV o mediadas por células son comunes en cavidad bucal, pudiendo ser confundidas con otras patologías de parecidas características, por lo tanto, se debe hacer un diagnóstico diferencial certero en el momento de elaborar un plan de tratamiento ante esta patología. Básicamente en una reacción alérgica lo que ocurre es lo siguiente ^(9, 16,22).

i. Primera Fase: (Inducción) consiste en el período desde que ocurre el contacto inicial con un químico hasta que los linfocitos reconocen y reaccionan ante el químico.

ii. Segunda Fase: (Provocación o estimulación) es el período desde la reexposición al químico hasta la aparición de la dermatitis ⁷⁵.

Los metales como el níquel y cromo estimulan este tipo de respuesta inmune por su entrada a través del tejido conectivo del huésped sobre el contacto directo con la piel o mucosa. Es sorprendente, que pocos casos reportados de reacciones alérgicas orales aparezcan en la literatura dental ⁽¹⁵⁾. Esta aseveración, es corroborada en investigaciones donde la alergia al cromo en hombres se presentaba en un 10% con respecto a un 3% en mujeres, no así con el níquel que se encontraba en un 25% en el sexo masculino y en un 10 % en el sexo femenino ⁽⁵⁰⁾. Cabe señalar que la hipersensibilidad al cromo ocurre con dermatitis de contacto alérgica a otros metales alérgenos, primariamente con el níquel y el cobalto. Aunque estos metales están ubicados cerca en la tabla periódica, es conocido que tales hipersensibilidades coexistentes no son debidas a una reactividad inmunológica cruzada, sino más bien, a una sensibilización concomitante, es decir, una sensibilización específica simultánea ⁽²⁹⁾. Las manifestaciones clínicas de la hipersensibilidad son el resultado de una respuesta inmune celular de tipo IV tardía, dependiente del linfocito derivado del timo ^(30, 31,32). La persistencia de este tipo de hipersensibilidad celular o "tardía" parece ser debida a una "memoria" duradera linfocítica en la circulación, capaz de reconocer los antígenos específicos muchos años después de su exposición inicial ⁽³⁰⁾. El mecanismo de este tipo de reacción consiste en que el alérgeno, en casos de hipersensibilidad al metal, como por ejemplo dermatitis de contacto, usualmente, es una combinación del metal y de la proteína de la piel. Este apareamiento sirve para estimular la respuesta celular T que ocurre a los tres ó cuatro días. La respuesta de

Licencia Creative Commons.

hipersensibilidad tipo IV en la piel es típicamente dominada por linfocitos T específicos y macrófagos no específicos, con la patología debida a la activación de los macrófagos mediante las células T derivadas de la linfoquina MAF (Factor de Actividad Macrófaga) ⁽¹⁷⁾.

IV.- ANTECEDENTES.

La evaluación de la corrosión de metales en medios acuosos, ha sido motivo de estudio durante muchos años. Se ha indicado que el interés en evaluar los fenómenos de corrosión de un material radica en la necesidad de prevenir el deterioro de un material "per se"; fundamentado a la vez de la selección del material para su uso adecuado. En la actualidad existen estudios basados en calcular la corrosión de aceros con las cuales se elaboran el electrodo de trabajo ⁽²⁸⁾ en un sistema típico de tres electrodos. La experiencia se realiza con soluciones de 6.5% de Na Cl y H₂SO₄ a 2 M. Una de las principales conclusiones de este trabajo fue que la susceptibilidad a la corrosión de un metal en un ambiente determinado, no solo depende de la composición de la aleación, si no también de la naturaleza del medio. El hecho de conocer el fenómeno corrosivo, le facilita al operador determinar el ambiente con el cual el material seleccionado va a interactuar, comprobando duración, estabilidad y estructura del mismo. Si evaluaciones de este tipo fuesen realizadas, podría reducirse el gasto de millones de dólares reemplazando materiales deteriorados por corrosión en la industria ⁽³²⁾. Otros investigadores analizan críticamente el fenómeno corrosivo, indicando que el deterioro producido por la corrosión, es un problema que le concierne tanto a la industria como al consumidor. Asumen que el estudio central de la corrosión radica en los procesos electroquímicos, en particular las reacciones anódicas de los metales ⁽¹⁸⁾. Una fracción considerable de problemas podría ser evitada si nosotros educamos a nuestros futuros profesionales sobre los factores que envuelven los procesos corrosivos.

Son muchos los investigadores que han tratado de explicar el fenómeno corrosivo en medios acuosos pero es ahora cuando la investigación se ha avocado hacia el área médica, debido a la gran incidencia en cuanto a la colocación de materiales como sustitutos de estructuras perdidas. Analistas del área odontológica exponen que los metales mas usados en ortodoncia son los aceros inoxidable, sin embargo, no todas las composiciones son iguales. En la actualidad existen centenares de aleaciones en el mercado, avocadas a este uso y siguen comercializándose nuevas aleaciones cada año. Algunas de estas aleaciones son mecánicamente buenas (duras) y no pueden ser procesadas con una tecnología avanzada, otros por el contrario demasiado blandos, para cumplir de esta manera los requisitos físicos y mecánicos mínimos exigidos. Ninguno de ellos lamentablemente cumple todas las cualidades. Todos los esfuerzos realizados para mejorar las propiedades mecánicas de estas aleaciones, ha descuidado la fuerte posibilidad de una corrosión galvánica ⁽³³⁾.

A pesar de estos problemas y contrariamente a lo que ocurre en la medicina, no existe ningún tipo de control o regulación de los metales usados particularmente en ortodoncia. Algunas aleaciones, pueden literalmente disolverse en boca liberando en el paciente iones de metales pesados. Es a raíz de esto que se han escrito varios artículos sobre una serie de alteraciones que oscilan desde alergias, hasta necrosis tisulares causadas por la presencia de elementos metálicos lo cual ha llevado a otros países a realizar determinadas “recomendaciones” en contra de estas aleaciones.

Cuando se refiere a las ciencias de la salud, es de hacer notar la cantidad de metales que incluso de manera indiscriminada introducimos al organismo humano. En estudios publicados se pueden apreciar problemas de diversa índole en el 17% de las personas que se han puesto Piercing, y menos problemas en los casos de tatuajes, recordando que varios de los

Licencia Creative Commons:

pigmentos usados para lo que se conoce como "Body-Art" son derivados de óxidos metálicos ⁽³⁴⁾.

En el área traumatológica los aceros inoxidable son de uso frecuente. Existen estudios recientes que hacen énfasis en el comportamiento de las aleaciones de aceros en el fluido celular el cual representa el comportamiento del músculo esquelético, la celda fue especialmente diseñada y el acero entra en contacto con diferentes medios manteniéndose a una temperatura constante de 37 °C. Todos los resultados demuestran que los aceros tratados con tratamiento térmico son menos sensibles a la corrosión ⁽³⁵⁾.

Analizar las características corrosivas de las aleaciones ferríticas y austeníticas de acero inoxidable utilizadas para ataches magnéticos y de cualquier otro tipo debería convertirse en una conducta cuando se piensa lanzar al mercado cualquier tipo de aleación dental ⁽³⁶⁾. La experiencia expuesta en este caso consto de; un sistema electroquímico donde figuran tres electrodos; uno de trabajo, elaborado con acero y hierro de aproximadamente 0.05 cm², una rueda de grafito como electrodo auxiliar y un calomel como referencia. La solución consistió de 1.25 M KNO₃ ajustando el pH con HNO₃. Basándose en el diagrama de Pourbaix obtuvieron curvas de polarización variando el pH y las concentraciones de NaCl.

La conducta corrosiva del Ti puro y aleaciones de Ti para usos odontológico ha sido poco estudiada, basándose en las características del metal, pero las evaluaciones del mismo no han sido descartadas por completo: mas aún en medios bucales. Por lo tanto las evaluaciones en soluciones que contienen fluoruros son muy importantes. Estas aleaciones fueron fácilmente corroídas inclusive en presencia de bajas concentraciones de fluoruros. El Ti puro, Ti-6Al-4V y Ti-6Al-7Nb son aleaciones de uso dental

Licencia Creative Commons:

con excelente estabilidad química (Alta resistencia a la corrosión) y biocompatibilidad, son usadas como bases de dentaduras, coronas y puentes, así como también en implantes en odontología ⁽³⁸⁾. Un reporte reciente emite que la resistencia a la corrosión del Ti se perdió en soluciones que contenían fluoruros. Las aleaciones de Ti y Ti puro no deben ser expuestas a soluciones de NaF que excedan concentraciones del 0.5% ⁽³⁸⁾. En este estudio se reportó que la corrosión del Ti puro y aleaciones de Ti dependía de la concentración de ácido fluorhídrico (HF) y que esta concentración por encima de 30 ppm destruía la capa de pasivación del Ti dejándolo expuesto al medio oral.

El titanio es ampliamente usado en odontología, especialmente en ortodoncia investigadores reportaron la conducta corrosiva de la superficie estructural de las aleaciones de Ni-Ti para uso ortodóntico. Ellos elaboraron el experimento en soluciones de NaCl al 0.9% y ácido láctico al 1%. La presencia de la capa de óxido de Ti y una ligera capa de Hidróxido de Ni contribuyo a aumentar la resistencia a la corrosión en estos medios. En las soluciones de NaCl hubo buena respuesta pero en las soluciones de ácido láctico la respuesta fue menor ⁽³⁹⁾.

Las aleaciones de Ni-Ti poseen ciertas características, como lo son la súper elasticidad y los efectos de memoria que justifican su uso en ortodoncia, debido a que estas propiedades favorecen la nivelación y alineación de las piezas dentarias afectadas por problemas de mal oclusión. Ha sido demostrado que la resistencia a la corrosión de las aleaciones de Ni-Ti en medios fisiológicamente salinos es mucho mas alta que las aleaciones de Co-Cr ⁽⁴⁰⁾.

La aparición de reacciones de hipersensibilidad en medios bucales en presencia de aleaciones metálicas alertó a varios investigadores a realizar

Licencia Creative Commons:

Atribución - No Comercial - Compartir Igual 3.0 Venezuela
(CC BY-NC-SA 3.0 VE)

trabajos sobre la posible asociación entre metales e intolerancia. Desde entonces otros autores y en diferentes ámbitos han ido informando sobre reacciones alérgicas. Existen reportes de posibles reacciones alérgicas en cirugía vascular ⁽⁴¹⁾, en cirugía ortopédica ⁽⁴²⁾, en cirugía plástica ⁽⁴³⁾, alerta de reacciones de hipersensibilidad en odontología ⁽⁴⁴⁾. Los implantes fabricados en Ti también han sido objeto de intolerancia, con lo que la posibilidad de reacciones de metales con los que se elaboran aleaciones de uso biomédico deben ser tomados en cuenta ⁽⁴⁵⁾. Otros investigadores reseñan que todos los metales en contacto con un medio biológico sufren de corrosión ⁽⁴⁶⁾. Se trata entonces de un proceso electroquímico que conduce a la formación de iones, los cuales son capaces de activar el sistema inmune formando complejos con proteínas endógenas, considerados como antígenos o alérgenos.

En vista de que los metales son posibles causantes de reacciones alérgicas investigadores reportan que los metales son posibles sensibilizadores (Be (Berilio), Co (Cobalto), y Cr (Cromo)) ⁽⁴⁷⁾. Hay reportes de dermatitis por contacto por Ni (Níquel) ⁽⁴⁸⁾, actualmente se culpa al Ti (titanio) de las reacciones alérgicas ⁽⁴⁹⁾. Se resume diciendo que de todos ellos el Ni (Níquel) es el metal con mayor capacidad antigénica, seguido del Co (Cobalto) y el Cr (Cromo), siendo las reacciones cruzadas entre el Ni y el Co las más comunes. La saliva de pacientes que recibían tratamiento con aparatología ortodóntica, una muestra presencia de níquel la cual fue cuantificada por espectroscopia de absorción electrotermica EAAE. Se encontraron niveles significativos de Ni y acero en saliva en las muestras recogidas, en este artículo recomiendan análisis de corrosión de las aleaciones colocadas en boca ⁽⁷³⁾. Tal liberación de iones es de interés, principalmente, por ser fuente potencial de alérgenos en reacciones de hipersensibilidad ⁽⁵⁰⁾.

V.- JUSTIFICACIÓN.

El odontólogo invierte gran cantidad de tiempo y recursos en la manipulación de diversos materiales y muchas veces el éxito o fracaso de los tratamientos dependen directamente de la correcta selección de ellos y de una adecuada manipulación. El número de Biomateriales Dentales aumenta constantemente, se hace necesario que se evite el uso de materiales que bajo ciertas condiciones no serían beneficiosos para nuestros pacientes. Cabe destacar que los fabricantes se ajustan a un estricto programa de control de calidad que bajo ninguna circunstancia debe ser obviado.

Sin embargo es de hacer notar, que en nuestro mercado nacional por las características económicas, se hace arduo adquirir equipos para procesamiento de nuevas aleaciones altamente biocompatibles (Ti) el procesamiento altamente costoso, limita al clínico en la selección de una aleación adecuada.

En vista de estas aseveraciones hay que aclarar, que aún se usan aleaciones en boca de nuestros pacientes que probablemente bajo las condiciones clínicas, sistémicas, socioeconómicas, microbiológicas, temperatura, cambios de pH, alimentación, etc. No sea la adecuada para la realización de determinado tratamiento y que por lo tanto sea causante de un problema mayor a largo plazo.

Es importante que los métodos usados para evaluar los materiales en el laboratorio, den resultados que puedan correlacionarse directamente con la experiencia clínica. La corrosión es un problema que no solo afecta la estructura del metal, si no que los productos de esta son capaces de estimular al sistema inmunológico de un paciente sano desencadenando reacciones de hipersensibilidad no deseadas.

Si el odontólogo como científico, conoce a fondo el fenómeno corrosivo, lo identifica y a la vez lo controla, nuestros pacientes contarán con un personal altamente calificado para de manera sencilla ser capaces de conocer las posibles causas de reacciones adversas. Es por ello que se hace necesario realizar pruebas in vitro, para identificar y analizar los fenómenos corrosivos que afectan a las aleaciones de uso odontológico.

VI.- OBJETIVOS.

Con el presente trabajo se quiere determinar si en las aleaciones de uso ortodóntico frecuentes en Mérida, existen procesos corrosivos y si la liberación de iones debidos a ese proceso pueden liberar reacciones de hipersensibilidad en pacientes expuestos:

- a. Analizar el fenómeno corrosivo ocurrido en cavidad bucal y aplicarlo a las aleaciones para brackets de ortodoncia.
- b. Formular una propuesta sobre la composición básica de las aleaciones en ortodoncia.
- c. Aplicar pruebas electrofíticas para determinar hasta que punto y bajo que condiciones las aleaciones sufren corrosión, en algunos medos compuestos por alimentos de ingesta frecuente.
- d. Elaborar un estudio comparativo de la placa bacteriana depositada sobre estructuras metálicas con la que se deposita en estructura dentaria y relacionarla con los procesos corrosivos de tipo microbiológico, como posible causante de liberación de iones alérgenos.

- e. Comprobar la eficacia de las pruebas de hipersensibilidad tipo parche elaborada con sales metálicas, con la finalidad de optimizar el método para facilitar su aplicación en los consultorios odontológicos.
- f. Diseñar propuestas de control de la alimentación que contribuyan a controlar este fenómeno.

WWW.BDIGITAL.ULA.VE

CAPITULO II.- DESCRIPCIÓN DEL PROCESO EXPERIMENTAL.

II.1 MATERIALES Y MÉTODOS.

II.1.1 Preparación de los electrodos.

Con la finalidad de determinar el comportamiento electroquímico de los brackets a base de Ni/Cr cuya composición y forma se muestran en la **Tabla I**, estos fueron sometidos a pruebas de caracterización en un sistema electroquímico de tres electrodos. El procedimiento general seguido para la preparación de los electrodos fue el siguiente: se soldó el extremo del bracket con un alambre de cobre, para lograr el contacto eléctrico, posteriormente éste fue introducido en un tubo de vidrio Pirex de 10cm de largo y 6mm de diámetro, sellándolo a su vez con resina epoxi para evitar las filtraciones y el contacto de la solución con la conexión. La superficie del metal, fue dejada intacta, como la envía la casa dental para ser colocada en la cavidad bucal de los pacientes sujetos a tratamientos ortodónticos. El contra electrodo fue elaborado de la misma manera pero con un alambre de Pt y el electrodo de referencia fue de Ag/AgCl de constitución propia. La celda de vidrio y un tapón de goma con tres compartimientos por donde se introdujeron los electrodos para de esta manera lograr el contacto con la solución.

TABLA I. COMPOSICIÓN DE LOS BRACKETS DE ORTODONCIA DE LA CASA SUPPLY DENTAL.

METAL	PORCENTAJE
Níquel	35%
Cromo	25%
Hierro	15%
Berilio, iridio, aluminio, Carbono	25%

II.1.2.- Pruebas de corrosión.

Para los experimentos realizados en este trabajo se diseñó un sistema electroquímico de tres electrodos, un contra electrodo de Pt, un electrodo de referencia de Ag/AgCl y un electrodo de trabajo elaborado con un bracket de ortodoncia de la casa Supply Dental (USA) a base de Níquel-Cromo, para estudiar su comportamiento electroquímico frente al fenómeno corrosivo. La celda consistió de un vaso de precipitado de 25 mL provista de un tapón que fijaba los electrodos (Fig. 1). Todas las experiencias electroquímicas fueron realizadas en un Potenciostato/Galvanostato EcoChemie 4.0 acoplado a un computador para el manejo de los datos.

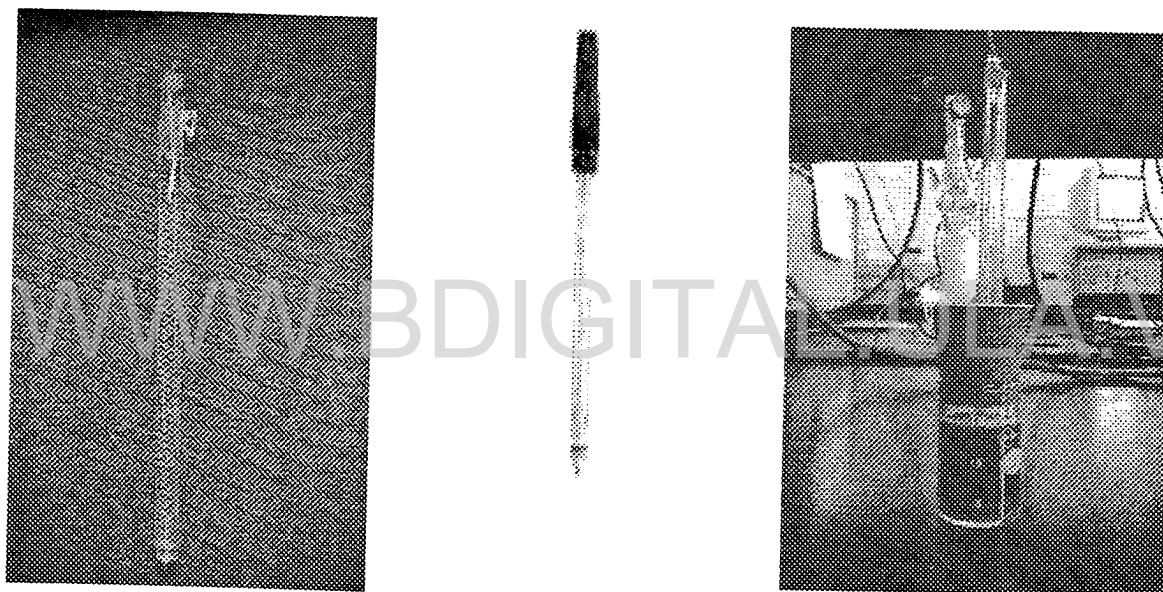


Figura 1. Celda electroquímica empleada en todas las experiencias, se puede apreciar inicialmente el electrodo de referencia, el electrodo de trabajo y la celda en su conjunto.

Se utilizó como medio electrolítico saliva artificial preparada en la Facultad de Farmacia, Departamento de Galénica, la cual tiene la composición que se indica en la **Tabla II**. Para efectos de observar cómo los alimentos de uso frecuente influyen en el proceso corrosivo de los Brackets se procedió a modificar la saliva artificial con café, gaseosa y vinagre en las proporciones y condiciones

que se muestran en la **Tabla III**. La temperatura del sistema electrolítico se mantuvo constante en $37^{\circ}\text{C} \pm 0.5^{\circ}\text{C}$, empleando para ello un baño termostatzado en las experiencias de curvas de polarización y un horno de calor seco para las experiencias de mediciones de potencial a circuito abierto.

TABLA II. COMPOSICIÓN DE LA SALIVA ARTIFICIAL.

REACTIVO	CANTIDAD
Metilcelulosa	1 gr
Cloruro de Potasio	0.0120 gr
Sorbitol	3 gr
Cloruro de Magnesio	0.005 gr
Fosfato bibásico de potasio	0.034 gr
Agua destilada	100 ml

TABLA III. SOLUCIONES SALIVALES SIMULADAS

Muestras	Soluciones y concentraciones	pH
Muestra 1	10 ml de saliva artificial sin modificadores	8
Muestra 2	10 ml de saliva artificial en 1 ml café	6.3
Muestra 3	10 ml de saliva artificial en 1 ml gaseosa	3.0
Muestra 4	10 ml de saliva artificial en 1 ml Vinagre	2.4

Se realizaron curvas de polarización para cada medio, en el intervalo de potencial desde -1.5V hasta 1.5V Vs Ag/AgCl, para determinar los potenciales de corrosión en cada sistema. Luego de realizadas éstas experiencias empleando un electrodo para cada medio, se procedió a realizar curvas de polarización cíclica con la finalidad de determinar los valores de los potenciales de protección y picadura con el mismo electrodo con el cual se obtuvo la curva de polarización

Licencia Creative Commons:

Atribución - No Comercial - Compartir Igual 3.0 Venezuela
(CC BY-NC-SA 3.0 VE)

lineal. Las experiencias se realizaron 5 veces usando para cada experiencia un electrodo nuevo, los resultados reportados son el promedio de las medidas.

Se realizaron diagramas de Evans (E Vs $\ln I$) con la finalidad de evaluar el comportamiento de los Brackets en las zonas catódicas y anódicas en los diferentes medios.

A través del programa del software del equipo se obtuvieron los parámetros correspondientes de potenciales de corrosión y corrientes de corrosión, este software realiza los gráficos de Tafel y reporta los valores de las pendientes automáticamente.

Las mediciones a circuito abierto se realizaron con la finalidad de observar si en los medio evaluados se producía el fenómeno de corrosión "per se". Estas mediciones se realizaron preparando los medios tal y como se muestra en la **Tabla III**, los medios se mantuvieron durante 7 días en un horno de calor seco a $37^{\circ}\text{C} \pm 0.5$ (tiempo de vida útil de la saliva artificial), registrándose los valores de potencial en un sistema de dos electrodos (referencia Ag/AgCl y electrodo de trabajo, Bracket) empleando para ello un Tester Gold Star 500 V.

II.1.3 Análisis de iones presentes en los medios luego del proceso corrosivo.

Con la finalidad de determinar si en los medios electrolíticos (Saliva) estaban presentes iones alérgenos liberados luego del proceso de corrosión, se procedió a realizar análisis químico por vía húmeda. Se detectó la presencia de iones níquel y cromo, al analizar las soluciones mediante una marcha de cationes¹.

A partir de 10 ml de muestra, se tomaron dos alícuotas de 2 ml cada una, se agregó 0.05 ml de HCl para tener pH 5-6 y diluyó aproximadamente hasta 20 ml, se calentó la solución a 60°C - 80°C bajo continua agitación, luego agregaron 3 ml de solución alcohólica de dimetilgloxima al 1% y homogeneizó. Se Agregó NH_3 0.1 M hasta sentir un leve olor amoniacal. La formación de un quelato de color rosa indicó la presencia de iones níquel.

II.1.4 Análisis Clínicos.

II.1.4.1 Pruebas de hipersensibilidad.

Se realizaron pruebas para detectar la hipersensibilidad de diversos pacientes frente al ión alérgeno níquel.

Para las pruebas de susceptibilidad alérgica, se utilizó el método del "Patch Testing" ⁽³⁾. Se seleccionaron 20 pacientes de la Clínica Integral en la Facultad de Odontología de la Universidad de Los Andes, 8 hombres y 12 mujeres. Para la preparación del parche se utilizó una sal de Sulfato de Níquel al 2%, una loceta, espátula de acero inoxidable, vaselina, gasa, adhesivo antialérgico 3M y un aplicador. Se limpió el área a exponer con alcohol isopropílico durante 10s, para eliminar cualquier elemento reaccionante no deseado y se procedió a colocar la prueba sobre la superficie tapándola con una gasa y dejándola por 72 horas (Figura 2).

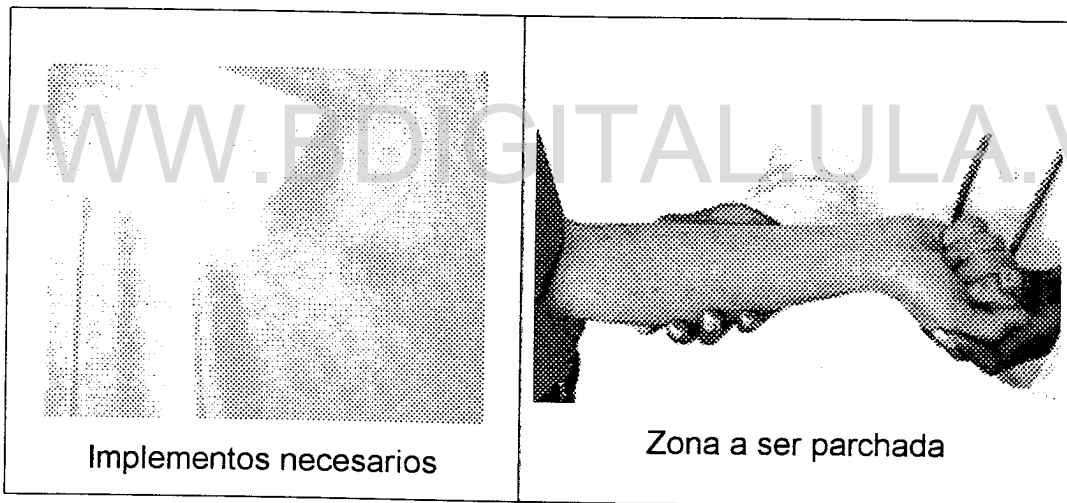


Figura 2. Secuencia de fotos de los implementos usados en las pruebas alérgicas.

II.1.4.2 Pruebas microbiológicas.

Ya que es conocido que algunas bacterias juegan un papel importante en el fenómeno de corrosión, se procedió a elaborar pruebas microbiológicas que nos

Licencia Creative Commons:

Atribución - No Comercial - Compartir Igual 3.0 Venezuela
(CC BY-NC-SA 3.0 VE)

permitieron detectar la presencia de la misma placa bacteriana sobre los Brackets de ortodoncia que en las estructuras dentarias.

El test de Snyder es una prueba microbiológica usada en odontología para determinar la acidez del medio bucal motivo por el cual el tests positivo hace suponer la presencia de bacterias acidógenas en el medio.

Se procedió a lavar y esterilizar 60 tubos de ensayo para realizar las pruebas con muestra doble, posteriormente se elaboraron 60 tapones de algodón estéril y se procedió a elaborar el medio bajo la composición que se muestra en la **Tabla IV**. Para la preparación del agar se colocó el agua con el agar en una fiola bajo la llama de un mechero hasta que hirvió para activar la gelificación del agar, y lograr que quede translúcido sin partículas por disolver se le agregó 1ml de HCL 1M para acidificar el medio controlando el pH hasta 4.8 a 5, es importante hacer notar que el pH siempre se regula antes de aforar hasta completar los 200ml. En vista de que este medio contiene glucosa no se esteriliza por 15 min si no por 10 min a 110°C en vez de 121°C, esto se debe a que se puede degradar la glucosa y no crecen las bacterias. Posteriormente se incorporan los componentes y antes que el medio enfriara se comenzaron a llenar los tubos con 3ml de agar para cada tubo hasta completar los sesenta llevados al autoclave durante 15min, se tomo un grupo control de 3 tubos llevados a una estufa regulada a 37°C durante 24 horas para observar la completa esterilidad sin contaminación (cambios de coloración no deseadas en el medio), la respuesta del grupo control fue negativo.

Posteriormente se procedió a tomar las muestras a los pacientes 15 portadores de ortodoncia y 15 sin ortodoncia previo llenado de una ficha clínica contentiva de los siguientes ítem; Número, apellidos y nombres, edad, sexo, estado civil, ocupación, origen, raza, dirección, teléfono, tratamiento médico, fumador, ingesta de alimentos que tipo (grupos básicos).

Para la toma de la muestra se tomaron los siguientes parámetros, pacientes entre 19 y 45 años de edad, de ambos sexos a los pacientes se les dio parafina para estimular la segregación salival y ellos depositaron la saliva en tubos de ensayo estériles. Consecutivamente se llevaban 2ml de la muestra con una

pipeta calibrada en los medios estériles y se transportaba a la estufa calibrada a 37°C dejándola allí por 24 horas para observar el cambio de coloración.

TABLA IV. COMPOSICIÓN DEL AGAR SNYDER.

REACTIVOS	CANTIDAD
Peptona	10 g
Glucosa	10 g
Cloruro de Sodio	5 g
Agar Agar	10 g
Verde de Bromocresol	20mg

II.1.5 Limpieza del material de vidrio.

Todo el material de vidrio fue lavado inicialmente con detergente y abundante agua destilada y posterior a ello se lavó con agua de alta pureza, para proceder a ser secado en una estufa de calor seco a 45°C.

CAPITULO III.- RESULTADOS Y DISCUSIÓN

III.1.- Evaluación de la respuesta electroquímica en la corrosión de los Brackets de ortodoncia.

En la **Figura 3**, se observa la curva de polarización lineal para el Bracket de ortodoncia en el medio electrolítico de saliva artificial, obtenida del primer barrido lineal de potencial. Inicialmente se registran valores negativos de corriente que comienzan en -1.5V hasta -0.49V , a partir de ese valor de potencial se alcanza el cero en corriente y luego comienza un aumento paulatino de la corriente que posteriormente se eleva bruscamente al potencial de 0.8V , el hecho descrito demuestra que al potencial de -0.49V se inicia el proceso corrosivo. A simple vista no se puede determinar el potencial de corrosión en éste medio, es por ello que se realiza una ampliación de la zona donde la corriente deja de ser cero, con la finalidad de apreciar la zona correspondiente a las corrientes anódicas.

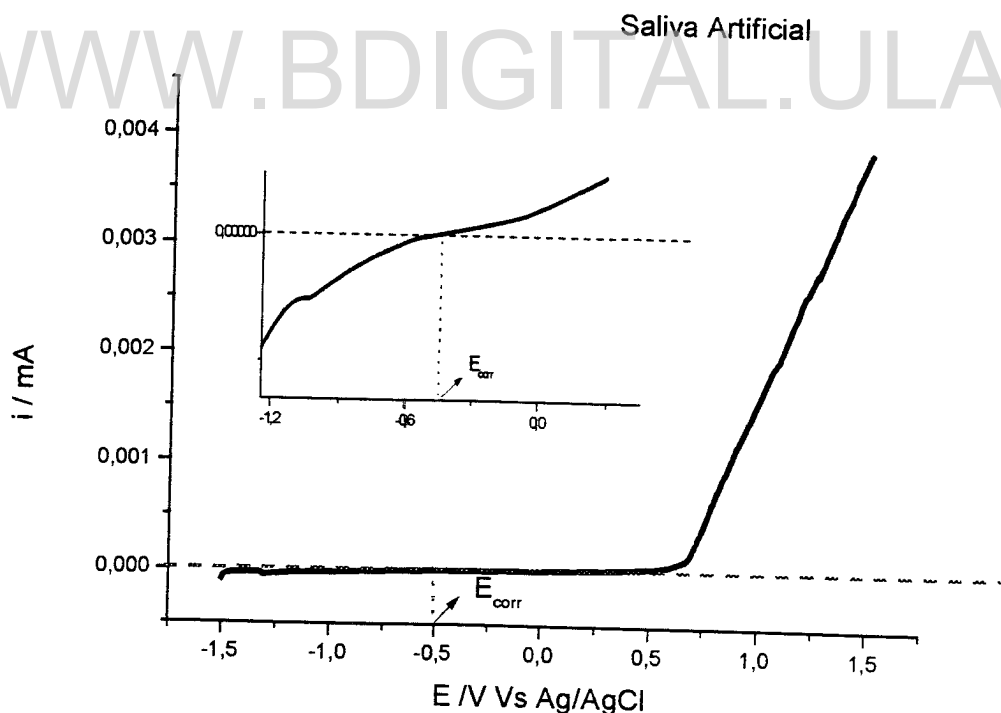


Figura 3. Curva de polarización lineal obtenida para los Brackets de ortodoncia en saliva artificial. $v=2\text{mV/s}$

La **Figura 4** muestra la curva de polarización lineal obtenida para el Bracket en la solución de saliva artificial/café. Al comienzo de la experiencia se genera una pequeña corriente negativa producto de la degradación de alguna especie presente en la solución, hasta que se estabiliza en 0 V alcanzando el equilibrio. El aumento en las corrientes anódicas se observa a partir del potencial de -0.550 V, éste incremento es leve hasta el potencial de 0.800 V a partir del cual las corrientes incrementan considerablemente, al igual que en el medio anterior este comportamiento se aprecia mejor en la ampliación de la zona de corrientes descritas.

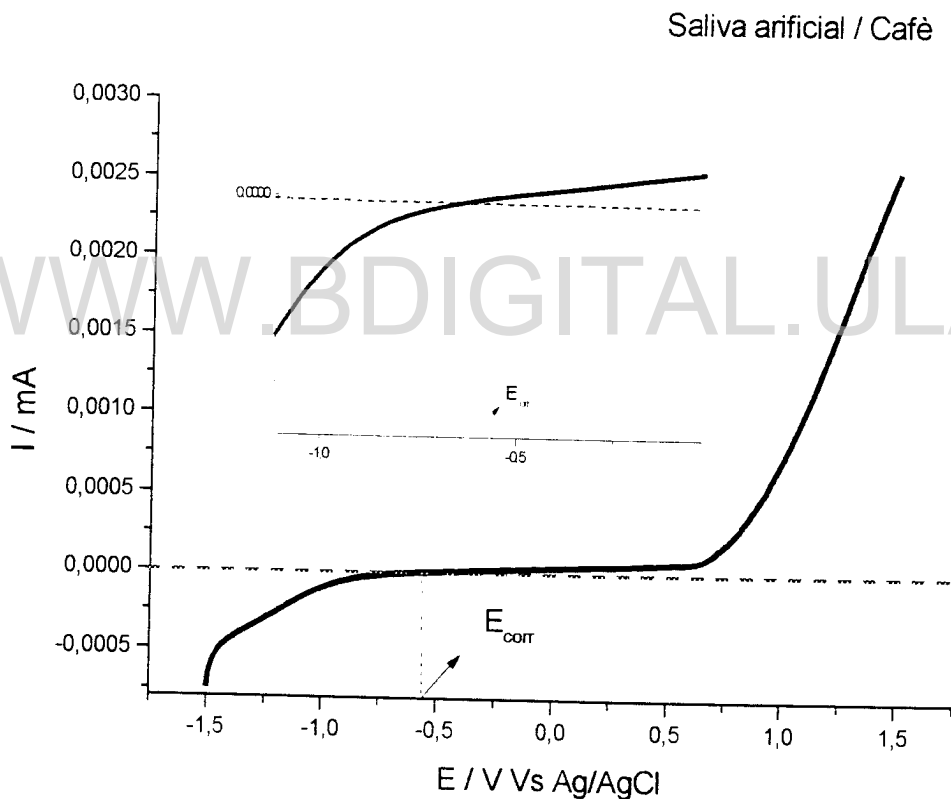


Figura 4. Curva de polarización lineal del medio con saliva artificial/café. $\nu=2\text{mV/s}$.

En la curva de polarización registrada para el Bracket en el sistema saliva artificial/gaseosa (**Figura 5**) la aparición de corrientes negativas se mantiene por un intervalo de potencial mayor, entre potenciales que van de -1.50V hasta -0.41 V

indicativo de la degradación de alguna otra especie presente en el medio debido a la complejidad del mismo, podríamos hablar de la liberación de hidrógeno. Posteriormente, se observa un ligero aumento de la corriente a partir de -0.413 V indicativo del comienzo del proceso corrosivo. La gaseosa utilizada presenta la siguiente composición: azúcar, caramelo, cafeína, ácido fosfórico, hojas de coca descocainizadas, nuez de cola, alcohol al 20%, zumo de lima, extracto de vainilla, glicerina, esencia de naranja, limón y nuez moscada entre otros. Son entonces todos estos componentes los que modifican al medio, logrando la diferencia de potencial observado.

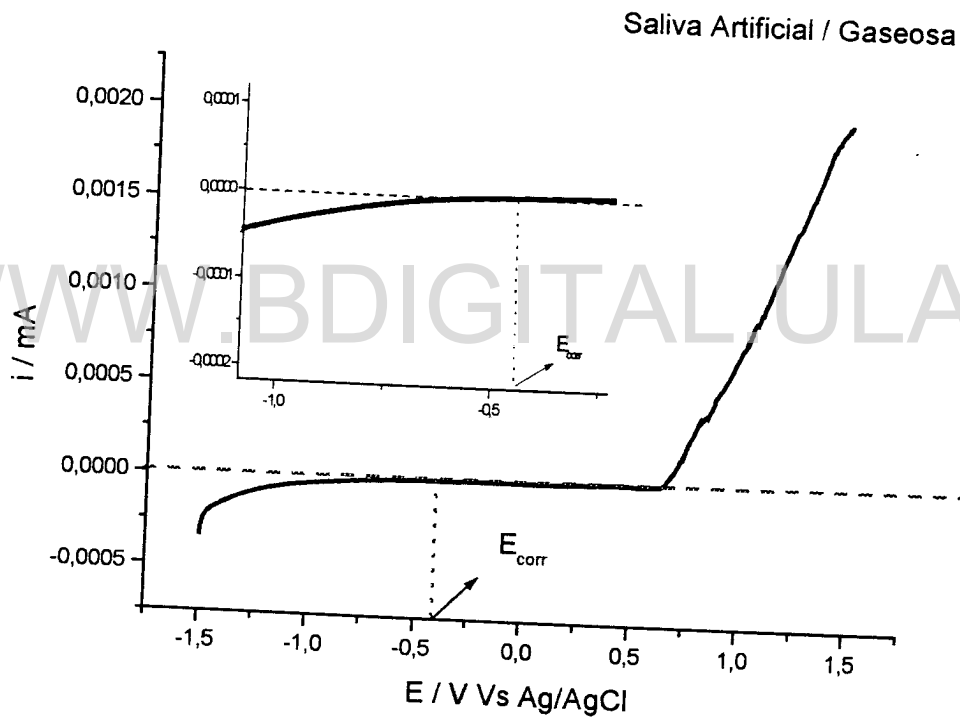


Figura 5. Curva de polarización obtenida para el medio saliva artificial/gaseosa. $v=2\text{mV/s}$.

En la curva de polarización lineal del Bracket en saliva artificial/vinagre (Figura 6), comenzamos observando la aparición de corrientes negativas desde el potencial, de -1.5V hasta -0.275V (indicativo de la degradación de alguna especie presente en el medio), a partir de este valor de potencial la corriente comienza a aumentar levemente, comportamiento característico del proceso

Licencia Creative Commons:

Atribución - No Comercial - Compartir Igual 3.0 Venezuela
(CC BY-NC-SA 3.0 VE)

corrosivo. Un aumento de la zona permite apreciar el valor de potencial donde comienza el proceso corrosivo.

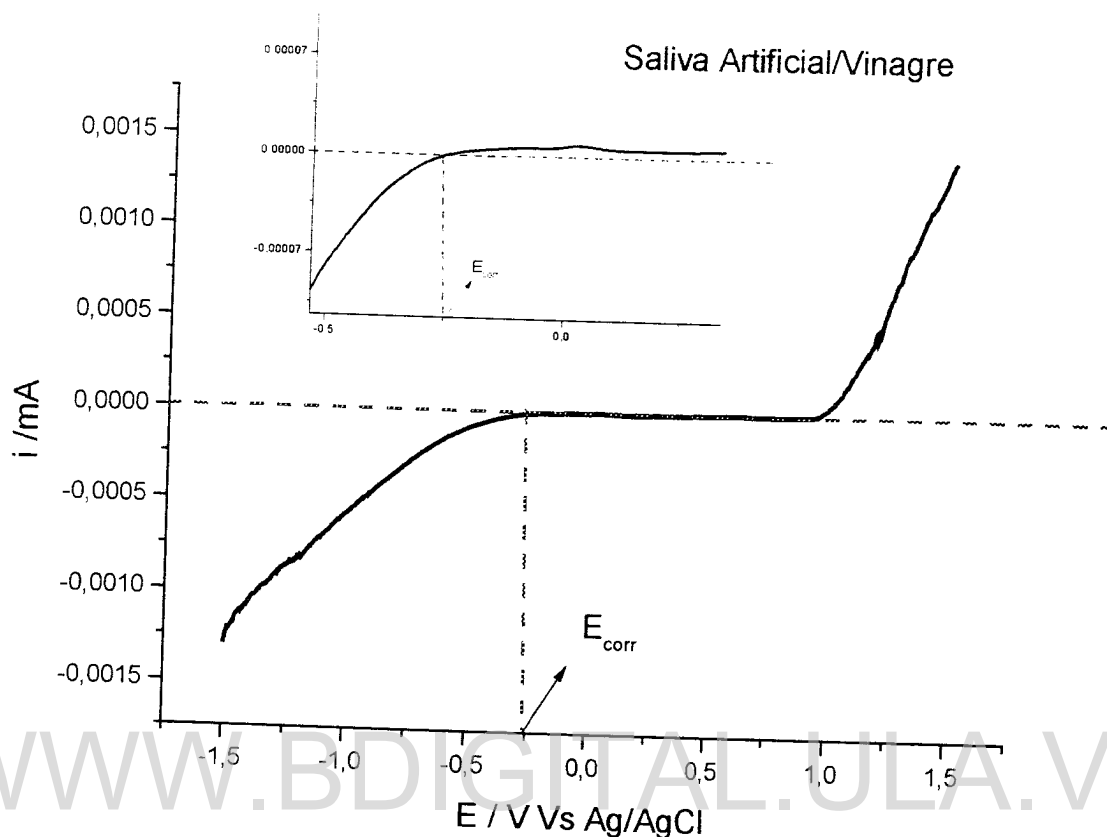


Figura 6. Curva de polarización obtenida para el medio electrolítico de saliva artificial/vinagre. $v = 2\text{mV/s}$.

III.2 Diagramas de Evans de los medios evaluados.

Los diagramas de Evans muestran el comportamiento de los Brackets de ortodoncia en los diferentes medios evaluados, en ellos se puede apreciar la respuesta en la zona catódica y anódica de los mismos, éstos diagramas se obtienen graficando el potencial Vs $\ln I$, dichos valores se tomaron de las curvas de polarización lineal.

El software del potenciostato empleado en la mediciones nos permitió obtener los valores de potencial y corriente de corrosión. Para ello el programa calcula el potencial relativo (E_{rel}) como la diferencia entre el potencial real aplicado

y el potencial de corrosión (E_{corr}), en función del logaritmo del valor absoluto de la corriente a cada potencial aplicado.

Las corrientes de corrosión (I_{corr}) las determina superponiendo una línea recta a lo largo de la porción lineal de las curvas anódicas y catódicas, que se encuentran 10 mV por encima y 10 mV por debajo del potencial de corrosión dado por el diagrama de Evans.

Los valores obtenidos de I_{corr} y E_{corr} se presentan en la **Tabla V**. Toda reacción de corrosión que transcurre según un mecanismo electroquímico consta al menos de dos reacciones parciales, una anódica de oxidación y una catódica de reducción. Es por ello que la corrosión sucede gracias a la formación y movimiento de las partículas con carga eléctrica y a los procesos parciales anódicos y catódicos les corresponde una intensidad proporcional a la velocidad del fenómeno.

La **Figura 7** muestra el diagrama de Evans para el bracket de ortodoncia en saliva artificial demostrando que el potencial de corrosión para el sistema propuesto esta en $-0.490 \text{ V Vs Ag/AgCl}$ y la corriente de corrosión es $6.68 \times 10^{-15} \text{ A}$ lo que indica una corriente bastante baja y por ende bajas velocidades de corrosión. En la curva anódica se observa una zona donde existe un incremento paulatino de la corriente hasta un potencial de 0.500 V donde la corriente se dispara abruptamente, este comportamiento se puede atribuir a que el metal intentó un proceso de pasivación sin éxito.

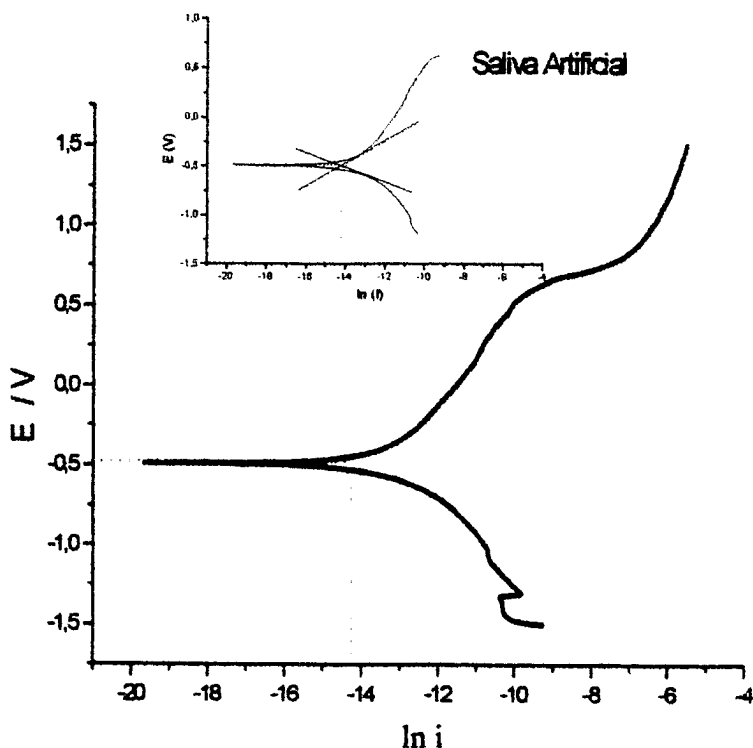


Figura 7. Diagrama de Evans obtenido de las curvas de polarización para Brackets en saliva artificial.

El diagrama de Evans para un bracket de ortodoncia en saliva artificial/café (Figura 8) muestra un potencial de corrosión a -0.563 V, mas negativo que el medio anterior y una corriente de corrosión que se incrementa hasta 8.83×10^{-6} A. En la zona anódica presenta un comportamiento muy parecido al medio anterior pudiéndose atribuir la misma causa, el material intentó un proceso de pasivación sin éxito, por lo cual luego de un corto intervalo de potencial se disparan de nuevo los valores de corriente.

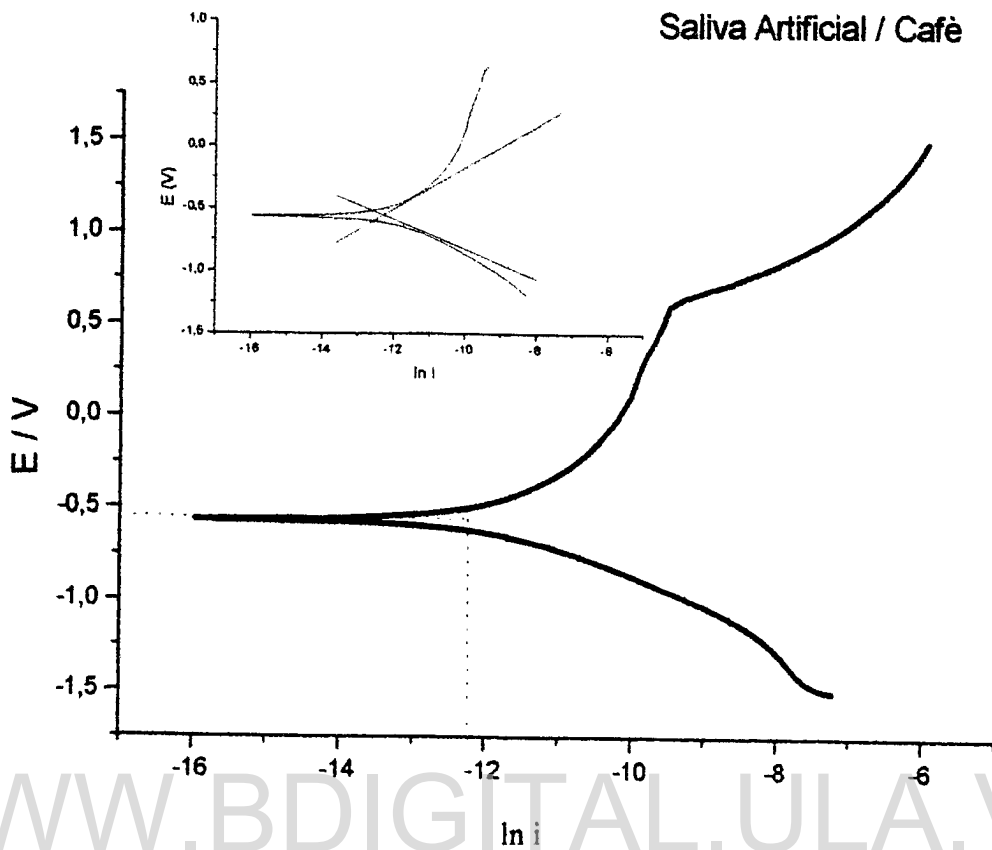


Figura 8. Diagrama de Evans obtenido de las curvas de polarización para Brackets en saliva artificial/café.

El diagrama de Evans para el medio saliva artificial/gaseosa se muestra en la **Figura 9**, se observa un potencial de corrosión del bracket de -0.413 V, mas positivo que los valores de potencial de los medios anteriores y una corriente de corrosión de 2.53×10^{-6} menor a las obtenidas en los medios anteriores, lo que indica de manera cualitativa que la velocidad de corrosión es menor en gaseosa que en saliva artificial y café. En la curva anódica se aprecia una zona donde la corriente se hace constante, característica de los sistemas que tienen un mecanismo de corrosión bajo control difusional. Por consiguiente, podemos pensar que este comportamiento hace que aumente la cantidad de iones metálicos liberados.

Saliva Artificial / Gaseosa

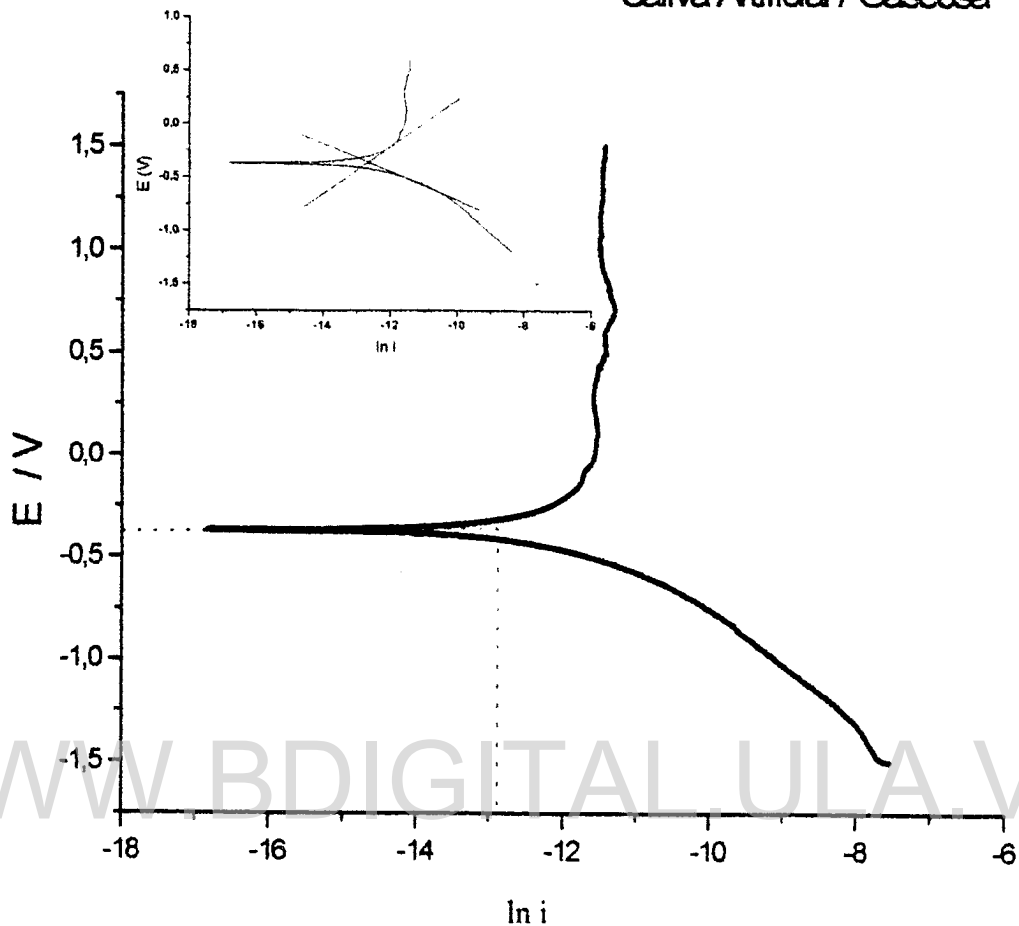


Figura 9. Diagrama de Evans obtenido de las curvas de polarización para Brackets en saliva artificial/gaseosa.

En saliva artificial/vinagre el comportamiento varió gradualmente como se muestra en la **Figura 10**. El potencial de corrosión obtenido es de -0.275 V, siendo el valor más positivo y la corriente de corrosión de 3.72×10^{-6} , en la zona catódica se observa una zona de pasivación y luego una ruptura de la misma por aumento brusco de la corriente lo que podría dar lugar a un ataque localizado traduciéndose esto en corrosión por picadura. Una vez formada la capa pasiva pueden presentarse tres casos, que se rompa la capa pasiva dando lugar a un ataque localizado (picadura) indicado por un aumento de i , también puede ocurrir que en una aleación binaria, compuesta de dos metales x e y , comience a

Licencia Creative Commons:

disolverse uno de los metales (y), produciéndose una superficie porosa (x) de malas propiedades mecánicas o por último puede ocurrir que se descomponga la solución antes de que la capa se destruya.

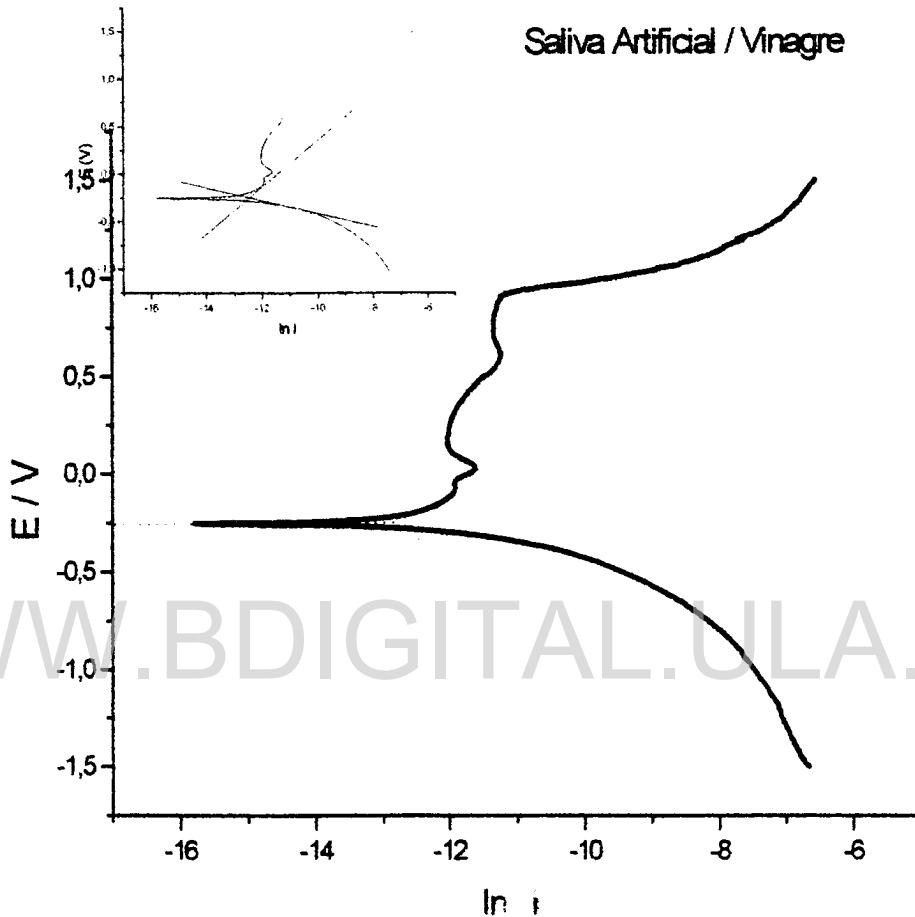


Figura 10. Diagrama de Evans obtenido de las curvas de polarización para Brackets en saliva artificial/vinagre.

La **Figura 11** representan los diagramas de Evans para todos los medios evaluados, observándose las transiciones de potencial para los mismos, es de hacer notar, que los valores van desde muy negativos como en saliva artificial/café hasta valores mas positivos como el de saliva artificial /vinagre. Si evaluamos comparativamente esta respuesta con los de las curvas de polarización lineal, podemos decir que el orden de potenciales de corrosión va desde el más

negativo para el café, seguido de saliva artificial, gaseosa y finalmente el menos negativo, vinagre. En estos casos en particular a las corrientes anódicas se les atribuyen la oxidación de la superficie del metal, mientras que a las corrientes catódicas se deben principalmente la reducción de algunas otras sustancias presentes como agua por ejemplo.

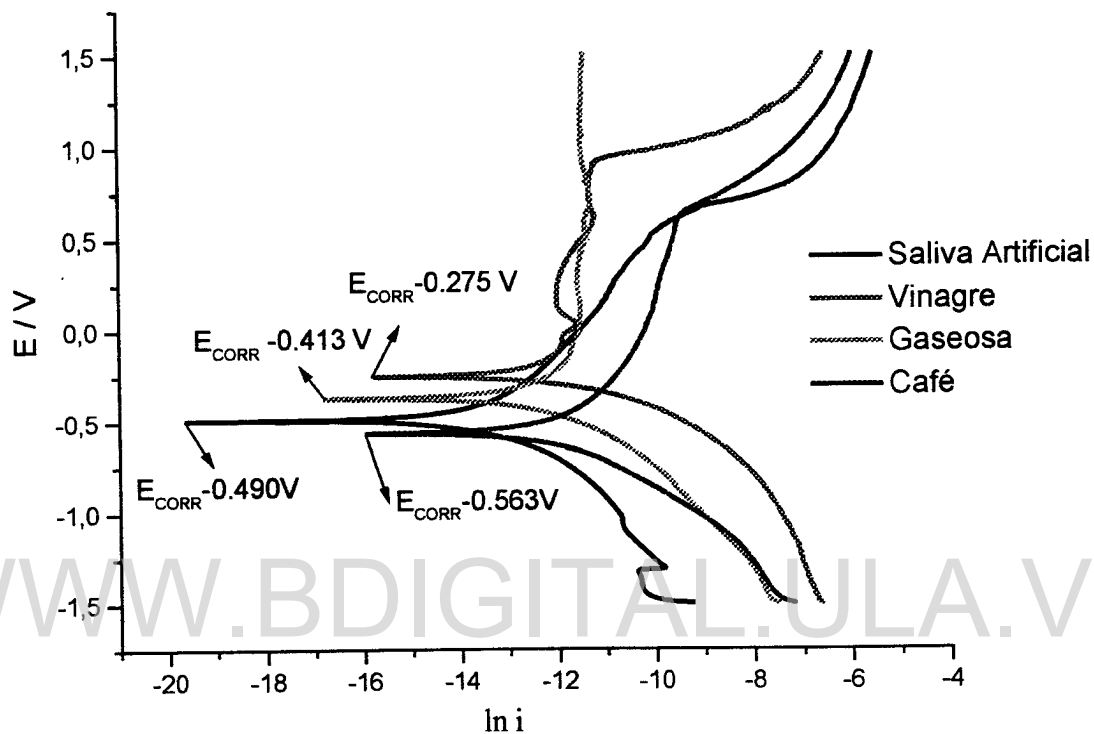


Figura 11. Superposición de los Diagramas de Evans obtenidos en los diferentes medios evaluados.

TABLA V
POTENCIALES Y CORRIENTES DE CORROSION EN LOS DIFERENTES MEDIOS

MEDIO	E_{corr}	I_{corr}
Saliva Artificial	-0.490 V	6.06×10^{-15} A
Saliva Artificial/Café	-0.563 V	8.83×10^{-6} A
Saliva Artificial/ Gaseosa	-0.413 V	2.53×10^{-6} A
Saliva Artificial/Vinagre	-0.275 V	3.72×10^{-6} A

La **Tabla V** presenta los valores de potencial y corriente para cada medio en particular, los medios muestran el siguiente orden para los potenciales de corrosión:

Vinagre>Gaseosa>Saliva>Café

III.3. Análisis de las curvas de polarización cíclica.

Para comprobar el desarrollo de la corrosión por picadura, en presencia y ausencia de modificadores de los medios en saliva artificial, se realizaron curvas de polarización cíclica. Las pruebas se realizaron con el mismo electrodo usado para obtener las curvas de polarización lineal en cada medio en particular.

En el sistema saliva artificial se observa un potencial de protección $E_{(porot)}$ (donde las curvas de los barridos anódicos y catódicos se cruzan) de 0.099 V, desde ese valor de potencial y hasta el potencial de 0.645 V la corriente se mantiene constante la corriente, siendo a partir del valor de 0.645 V donde se observa un aumento brusco de la corriente, lo que es indicativo de un proceso de corrosión por picadura (**Figura 12**).

De igual manera que en las curvas de polarización lineal, se observa una zona de corrientes negativas, debido a degradación de especies presentes. Los valores de corriente de las curvas de polarización lineal y de las curvas de polarización cíclica son diferentes, debido a que se emplea el mismo electrodo para ambas experiencias, por lo tanto cuando se realiza la curva de la polarización cíclica el Bracket ya se ha corroído cambiando la rugosidad del sistema, generándose corrientes mayores, por la mayor área efectiva del electrodo.

Saliva Artificial

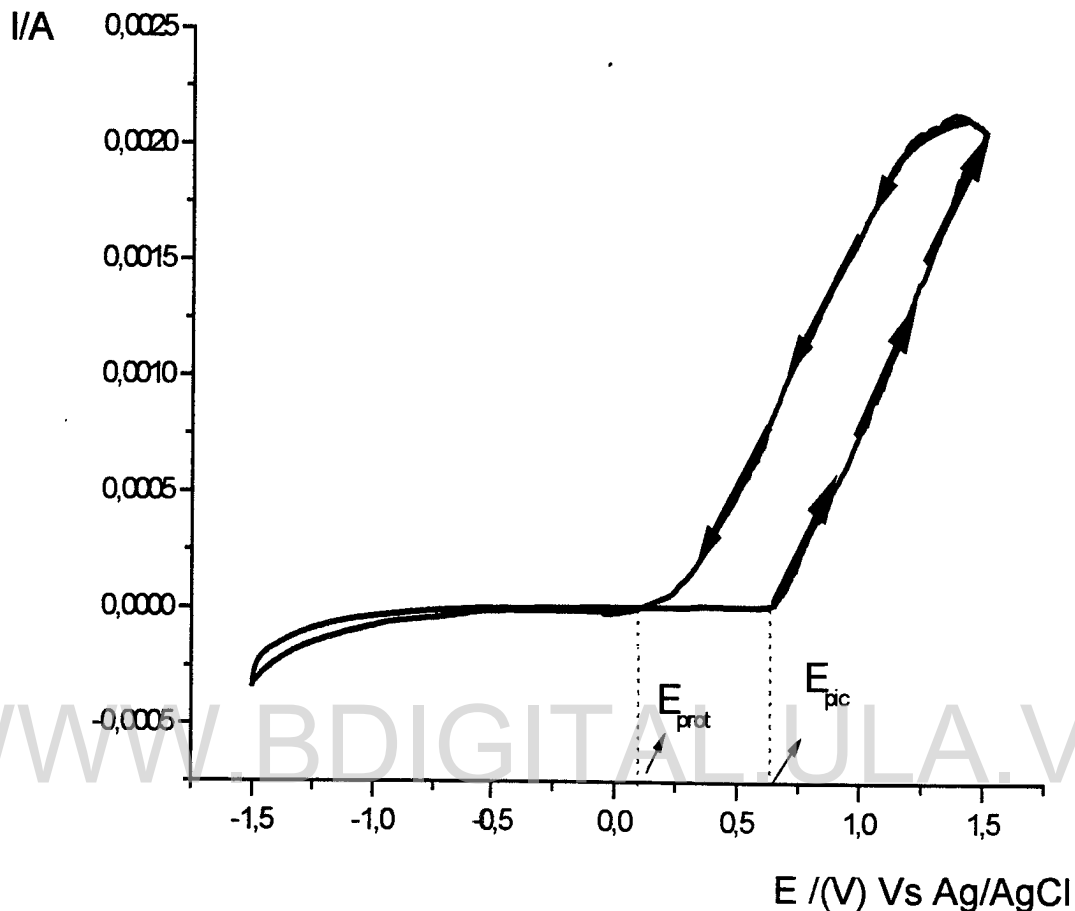


Figura 12. Curva de polarización cíclica obtenida para el Bracket de ortodoncia en saliva artificial.

En la **Figura 13** se reporta la curva de polarización cíclica para el Bracket en el medio saliva artificial/café, en este sistema el potencial de protección $E_{(prot)}$ esta en 0.084 V y en 0.699 V el potencial de picadura. También se observa la generación de corrientes negativas, tanto en el barrido ascendente como en el descendente, las cuales se atribuyen a la presencia de especies en el medio.

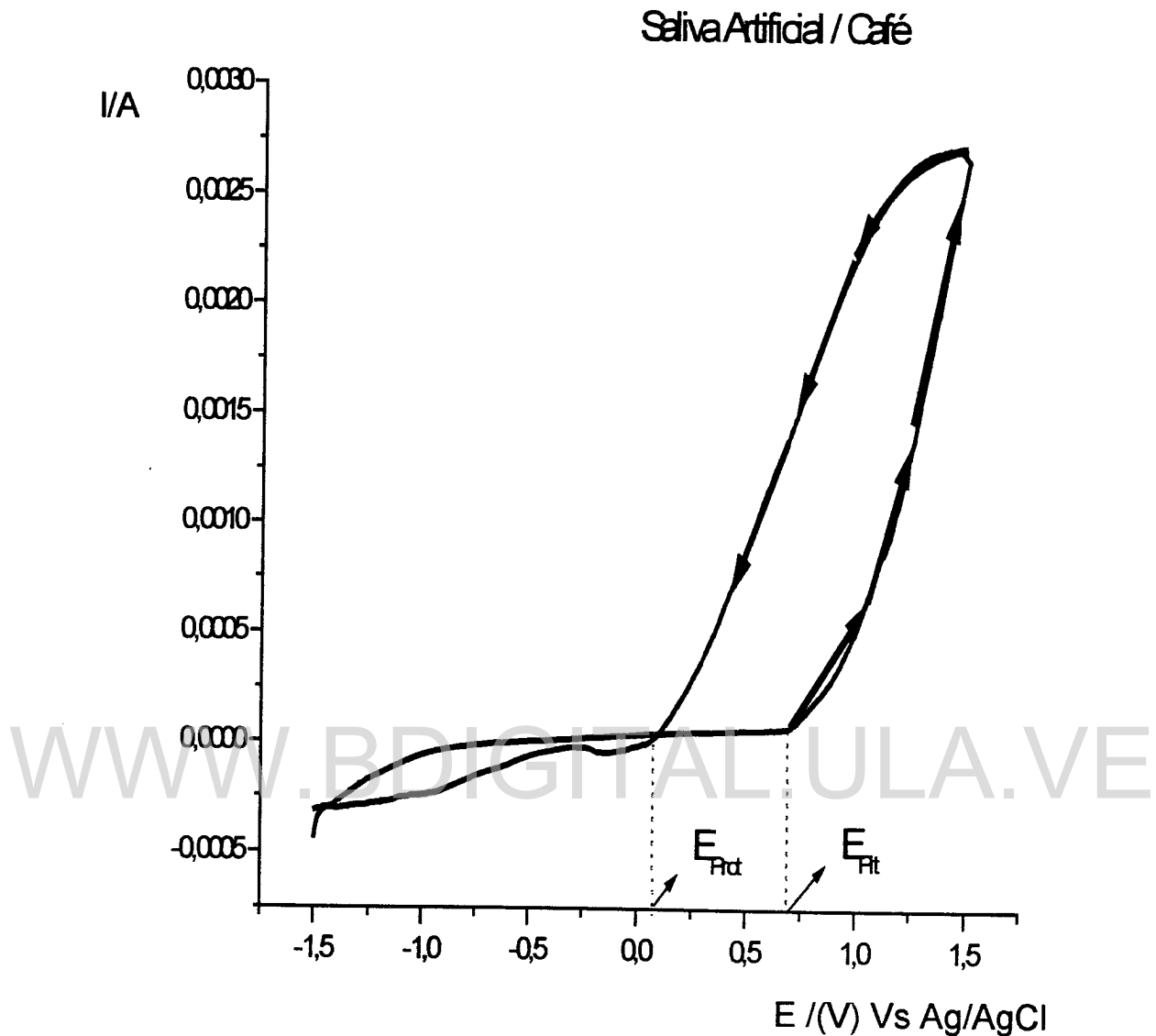


Figura 13. Curva de polarización cíclica obtenida para el Bracket de ortodoncia en saliva artificial/café.

En la curva de polarización cíclica para el Bracket en saliva artificial/gaseosa (**Figura 14**) se observa un potencial de protección de 0.120 V, los valores de corriente permanecen mas o menos constantes hasta alcanzar el

valor del potencial de picadura en 0.645 V, donde la corriente aumenta bruscamente.

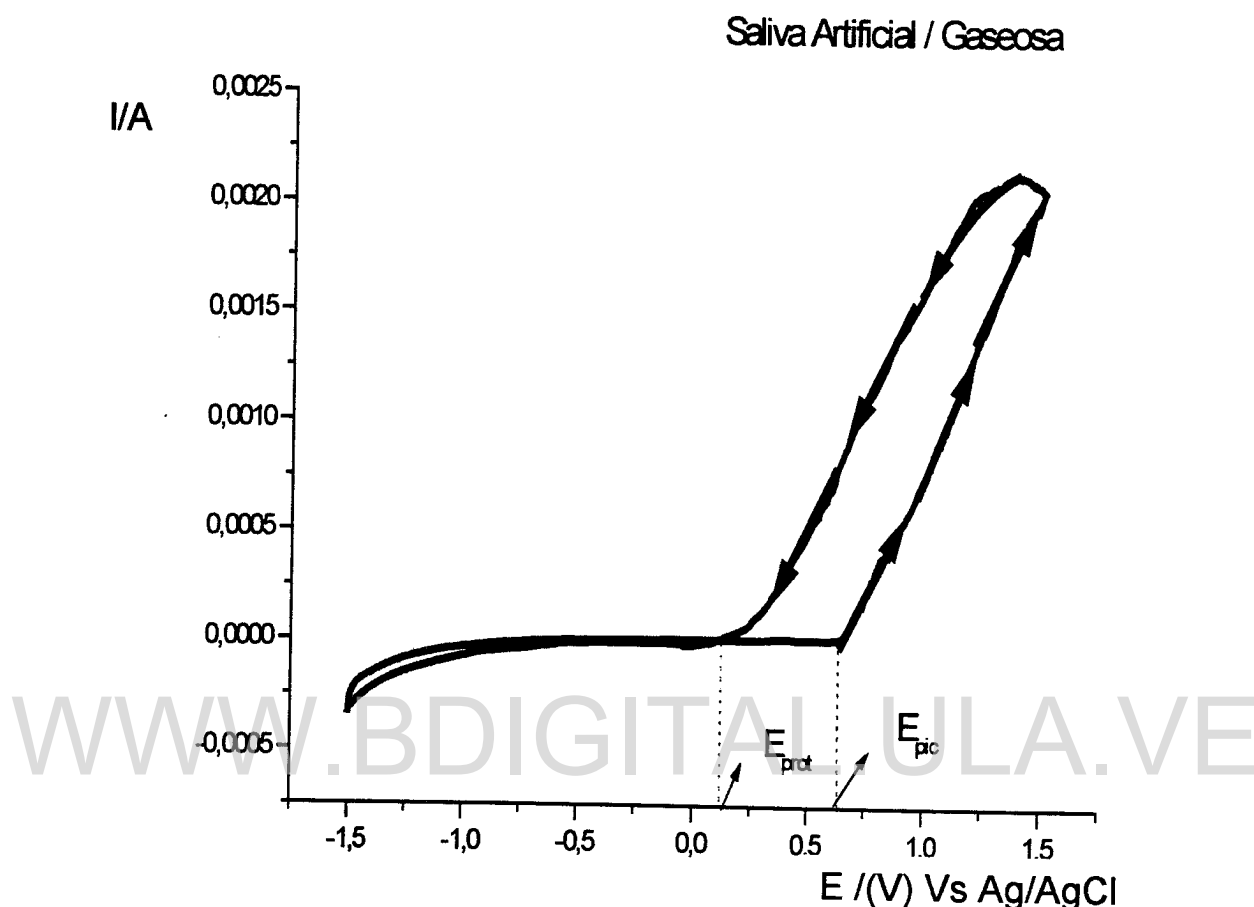


Figura 14. Curva de polarización cíclica obtenida para el Bracket de ortodoncia en saliva artificial/Gaseosa.

En la **Figura 15** el potencial de protección para el Bracket en saliva artificial/vinagre, se localiza en 0.287V, a partir de ese valor los valores de corriente se mantienen mas o menos constantes para luego aumentar considerablemente a partir del potencial de 0.813V, zona donde comienza la corrosión por picadura. En la **tabla VI** observamos comparativamente los potenciales de picadura y protección para todos los medios.

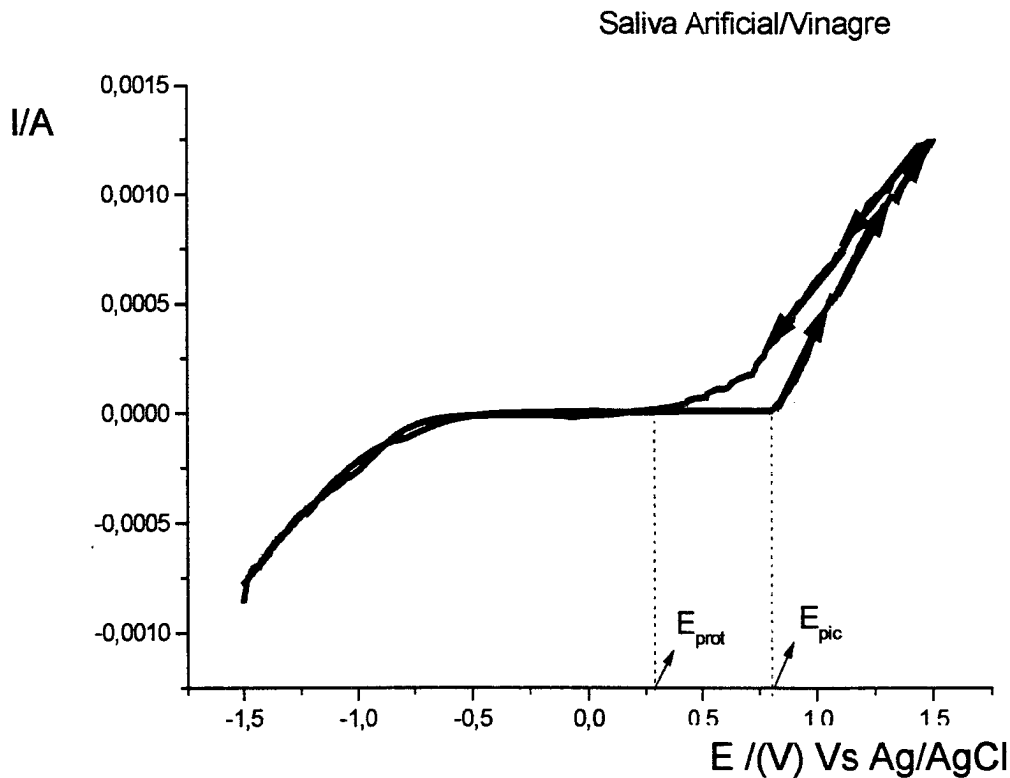


Figura 15. Curva de polarización cíclica obtenida para el Bracket de ortodoncia en saliva artificial/Vinagre

En la **tabla VI** se muestran los potenciales de protección y de picadura para cada medio en particular, observando que la diferencia de potencial entre el potencial de protección y el de picadura permanece relativamente constante a pesar de los diferentes medios utilizados, tomando en cuenta la diferencia de pH que hay en los medios (pH saliva > pH café > pH gaseosa > pH vinagre), podemos pensar que el efecto del mismo sobre el rango de protección no es significativo .

TABLA VI. POTENCIALES DE PICADURA Y PROTECCIÓN EN LOS DIFERENTES MEDIOS

MEDIO	E_{Picadura}	$E_{\text{protección}}$	ΔE
Saliva Artificial	0.645V	0.099V	0.546V
Saliva Artificial/Café	0.699V	0.084V	0.615V
Saliva Artificial/ Gaseosa	0.645V	0.120V	0.525V
Saliva Artificial/Vinagre	0.813 V	0.287V	0.526V

III.4. Perfiles de potencial de los Brackets a circuito abierto.

Las medidas a circuito abierto, reportaron los cambios que ocurren en un medio que simuló el ambiente bucal. La **Figura 16** (saliva artificial) muestra el comportamiento de un bracket de ortodoncia en el medio, la gráfica muestra una disminución progresiva del potencial durante las primeras 48 horas desde un potencial inicial de -0.217 V hasta -0.490 V , que se corresponde con el potencial de corrosión obtenido en la gráficas de Tafel elaboradas previamente. Este valor continuó disminuyendo hasta alcanzar un valor de -0.823 V , a un tiempo de 120 horas a partir de ese momento el potencial comienza a aumentar paulatinamente hasta alcanzar un valor de -0.490 V a las 165 horas, tiempo en el cual se detiene el experimento para evitar la descomposición del medio artificial utilizado. El comportamiento mostrado por el Bracket en éste medio nos indica que el material comienza a formar una capa de pasivación, la cual se fortalece a medida que pasa el tiempo, hasta alcanzar su máximo de protección a las 120 horas, a partir de ese momento, se comienza a destruir la capa de pasivación por lo que el potencial aumenta gradualmente hasta alcanzar de nuevo el valor del potencial de corrosión aproximadamente a las 155 horas, desde este momento y hasta finalizar la experiencia (180 horas) el material presenta de nuevo el proceso corrosivo.

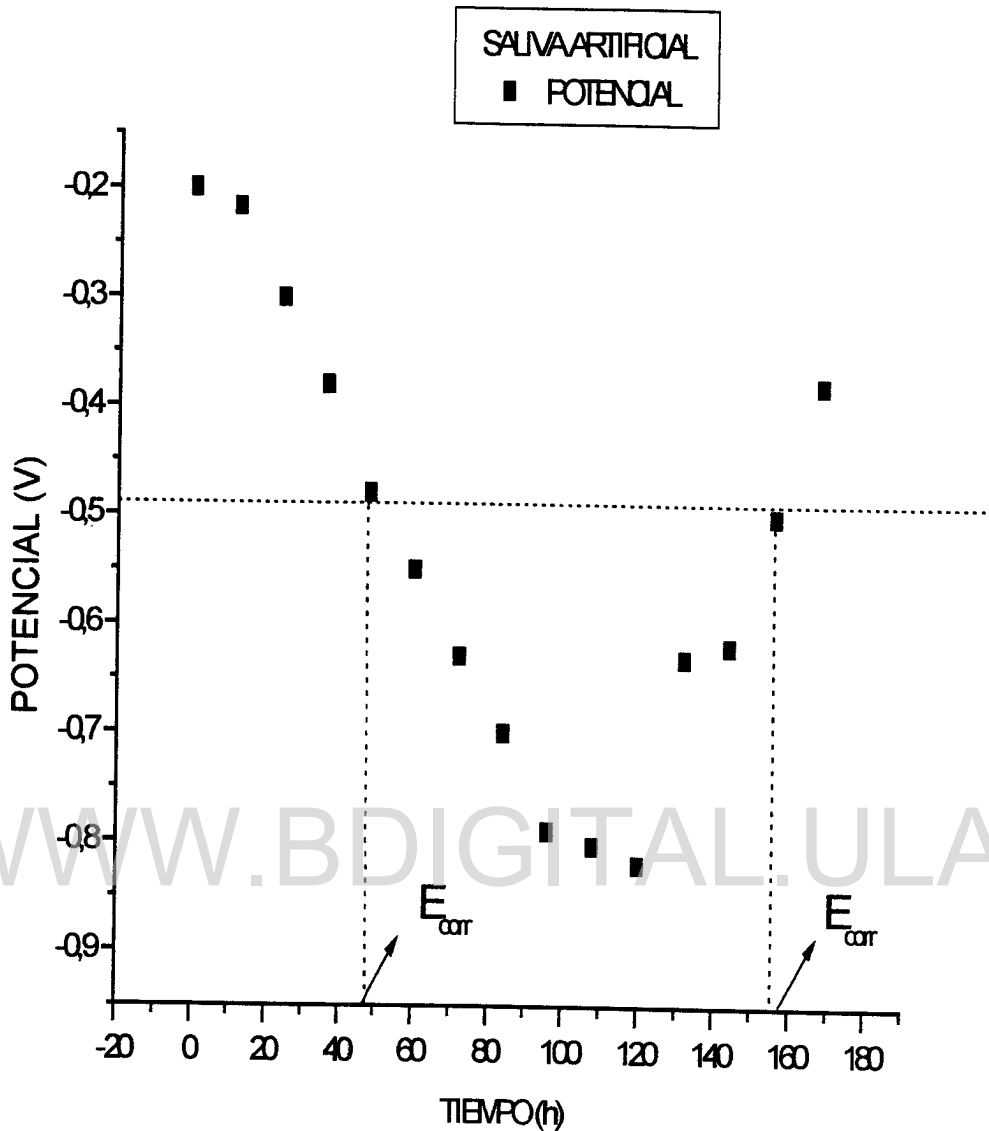


Figura 16. Perfiles de potencial en Brackets de ortodoncia para medios biológicos. Mediciones a circuito abierto en saliva artificial.

En la **Figura 17** (saliva artificial / café) comienza generándose un potencial de -0.095 V el cual se va haciendo más negativo a medida que pasa el tiempo hasta alcanzar el potencial de corrosión obtenido en las pendientes de Tafel a las 70 horas. A pesar de que existen oscilaciones en las medidas de potencial, realizadas en las siguientes horas el comportamiento sigue una tendencia de disminución hasta las 145 horas, lo cual nos indica que el material de alguna

Licencia Creative Commons:

Atribución - No Comercial - Compartir Igual 3.0 Venezuela
(CC BY-NC-SA 3.0 VE)

manera se pasiva en éste medio luego de permanecer en él por aproximadamente 70 horas. A partir de ese momento la siguiente medida (160 horas), muestra un incremento abrupto del potencial hasta 0.512 V. Entre 71 y 130 horas el electrodo presenta un comportamiento pasivo, mucho menor en tiempo al anterior, aproximadamente de 60 horas para luego aumentar el potencial y disparar el proceso corrosivo.

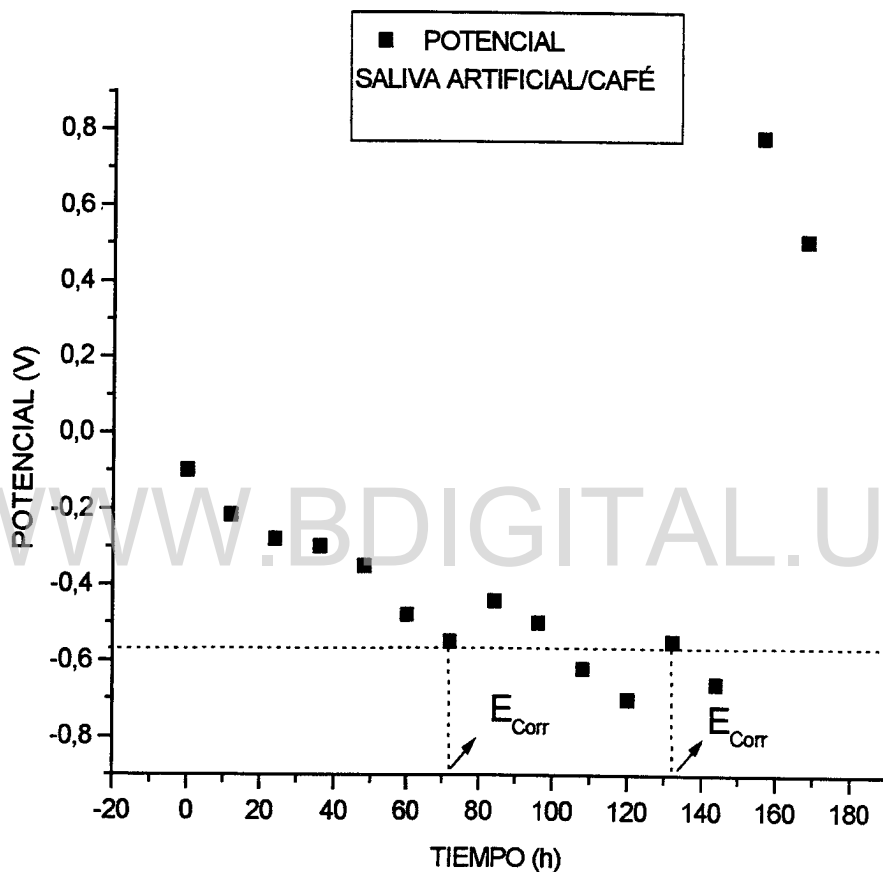


Figura 17. Perfiles de potencial en Brackets de ortodoncia para medios biológicos. Mediciones a circuito abierto en saliva artificial/café.

En la **Figura 18.** (saliva artificial / gaseosa) comienza generándose un potencial de -0.242 V el cual se mantiene con pequeñas oscilaciones que van entre -0.242 V hasta -0.293 V hasta las 48 horas donde se estabiliza el potencial de corrosión. Las siguientes 110 horas el potencial disminuye paulatinamente hasta -1.69 V comportamiento que caracteriza al proceso de pasivación, las

Licencia Creative Commons:

Atribución - No Comercial - Compartir Igual 3.0 Venezuela
(CC BY-NC-SA 3.0 VE)

siguientes 10 horas el potencial vuelve a aumentar a valores de 1.000 V lo que nos indica que la capa de pasivación que se pudo haber formado en el electrodo, experimentó disolución a partir de este momento. En este medio los Brackets de ortodoncia muestran un proceso de pasivación que dura aproximadamente 107 horas.

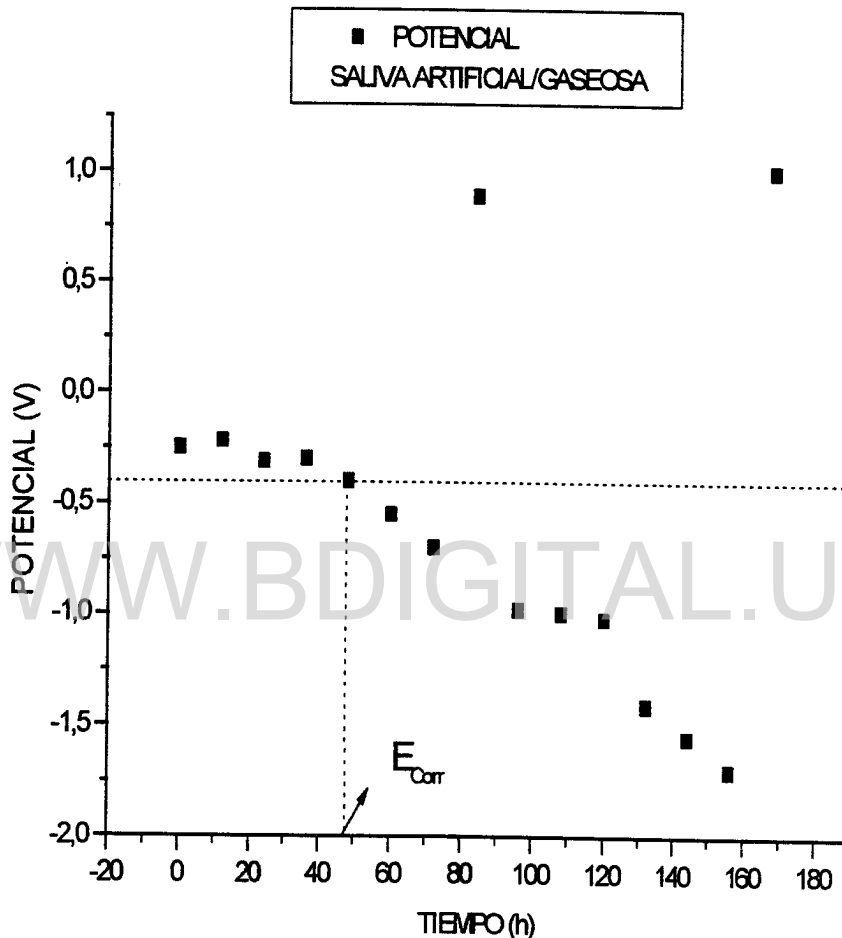


Figura 18. Perfiles de potencial en Brackets de ortodoncia para medios biológicos. Mediciones a circuito abierto en saliva artificial/Gsaeosa.

La **Figura 19** muestra el perfil obtenido en saliva Artificial/Vinagre, durante las primeras 30 horas se generan potenciales cercanos a -0.200V, luego a partir de las 34 horas se alcanza el potencial de corrosión (-0.275V) reportado por Tafel para este medio. Cabe señalar que en horas posteriores el potencial baja abruptamente, producto de la pasivación del metal, a partir de las 100 horas el

Licencia Creative Commons:

Atribución - No Comercial - Compartir Igual 3.0 Venezuela
(CC BY-NC-SA 3.0 VE)

potencial permanece relativamente constante, lo cual nos indica que el material alcanzó su máximo de pasivación y permanece estable durante las siguientes 80 horas, momento en el cual se detiene la experiencia para evitar la descomposición de la saliva artificial empleada.

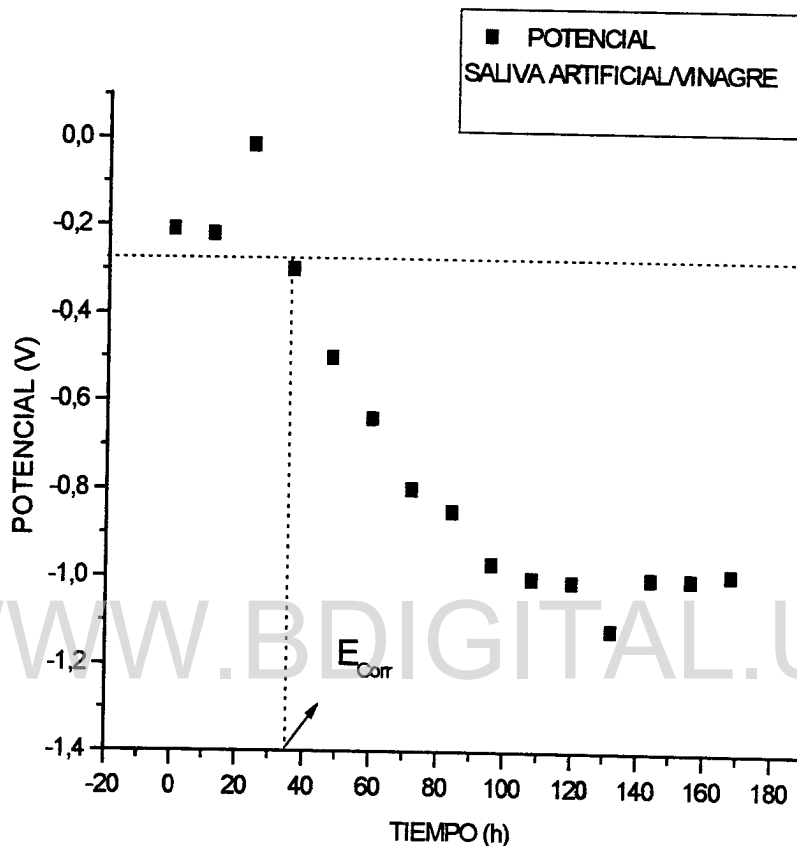


Figura 19. Perfiles de potencial en Brackets de ortodoncia para medios biológicos. Mediciones a circuito abierto en saliva artificial/vinagre.

En la **Figura 20** se observan el comportamiento de los brackets de ortodoncia en todos los medios evaluados. Comparativamente durante las primeras horas de la experiencia, todos los medios muestran corrosión, posteriormente se desarrolla un proceso de pasivación el cual se rompe luego de un lapso de tiempo, para generar nuevamente valores de potenciales que superan al potencial de corrosión para cada medio en particular. Este fenómeno se aprecia

en todos los medios a excepción de saliva/vinagre, en éste medio el proceso de pasivación es eficiente y perdura durante el tiempo del experimento.

Mientras menor es el pH del medio, mayor es la velocidad de corrosión, pero mas rápidamente ocurre el proceso de protección ó pasivación, durando lapsos de tiempo mayor mientras mas ácido es el medio. Cuando se modifica la saliva artificial con los alimentos seleccionados, estos mantienen la capa de pasivación de los Brackets durante mayor lapso mientras mas ácido es el medio, en vinagre cuyo pH es de 2.4, el tiempo de protección contra la corrosión dura aproximadamente 146 horas, en gaseosa (pH=3.0), la pasivación permanece durante 107 horas, mientras que para café el cual es el medio mas básico (pH=6.3) la pasivación sólo alcanza 75 horas.

Este resultado nos sugiere el papel importante que juega la acidez del medio bucal en los procesos corrosivos, ya que se pudo determinar que mientras más ácido es el medio mayor la velocidad de corrosión y mayor la cantidad de iones liberados al medio, los cuales pueden pasar por vía sistémica al resto del organismo y producir problemas de hipersensibilidad en pacientes susceptibles.

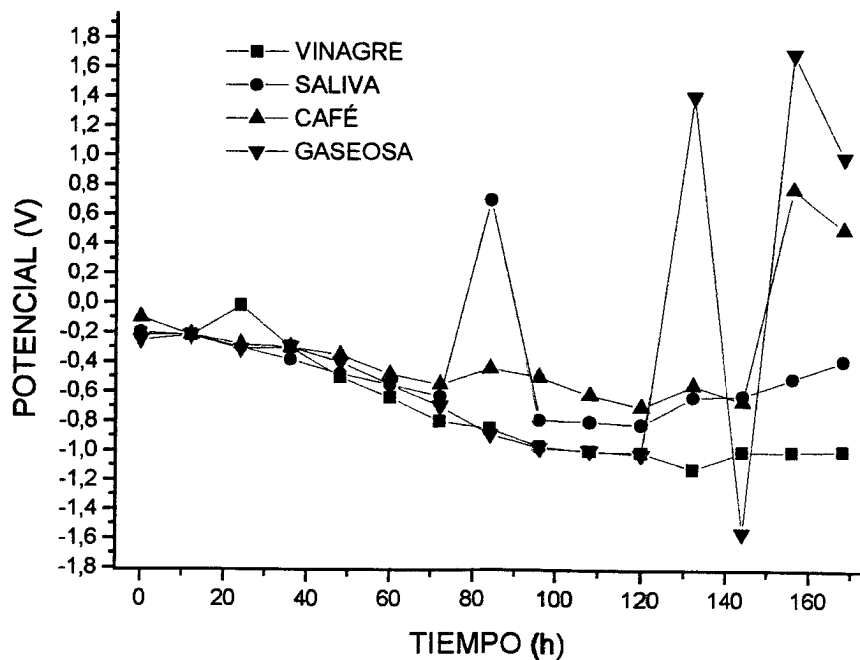


Figura 20. Perfiles de potencial en Brackets de ortodoncia para todos los medios biológicos estudiados.

III.5.- Pérdida de masa de los Brackets.

Cabe destacar que cuando existe un proceso corrosivo existe pérdida de masa, lo que puede reflejarse como el paso de los iones liberados durante el proceso al medio bucal, si se libera níquel de los Brackets éste metal puede desarrollar los procesos alérgicos que observamos en diferentes pacientes que portan tratamiento ortodóntico. Se procedió a pesar los Brackets sometidos a los experimentos a circuito abierto antes y después de las medidas arrojando los resultados que se muestran en la tabla VII. Se normalizaron los valores de pérdida de masa con el tiempo que dura el proceso corrosivo en cada medio en particular, con la finalidad de poder comparar las velocidades de pérdida de masa para cada sistema.

TABLA VII. REPORTE COMPARATIVO DEL PESO DE LOS BRACKETS DE ORTODONCIA.

MUESTRA	PESO ANTES DEL EXPERIMENTO	PESO DESPUES DEL EXPERIMENTO	PERDIDA DE MASA POR HORA
Saliva artificial	0.450 g	0.369 g	0.0093g/h
Saliva artificial/café	0.476 g	0.352 g	0.0068 g/h
Saliva artificial/gaseosa	0.512 g	0.390 g	0.0106 g/h
Saliva artificial/vinagre	0.509 g	0.350 g	0.0149 g/h

En saliva solamente existe una pérdida de masa de 0.081 gramos, 0.0093 g por hora. En la saliva artificial/café existe una deficiencia en peso de 0.124 g mayor a la de nuestro blanco y de 0.0068 g/h lo que indica que se pierde menos cantidad por hora que en saliva artificial solamente. En saliva artificial/gaseosa presenta una pérdida de masa de 0.122 g, 0.0106 g/h y en saliva artificial vinagre la que mayor reporta con 0.159 g, se pierde 0.0149 g/h.. Si embargo, a pesar de que en los medios más ácidos mayor es la velocidad de corrosión (tomada como la velocidad de pérdida de masa), recordemos que el proceso de pasivación es inverso, mientras más ácido el medio más tiempo dura la capa de pasivación que

se forma. No está claro el por qué el resultado obtenido, ya que es conocido que en medios ácidos la formación de óxidos que protejan la superficie es menos posible, sin embargo, pudiera deberse a la formación de una biopelícula que protege la superficie del Brackets y que luego de un tiempo de vida media, ésta se destruye para dar nuevamente paso a los procesos corrosivos, se sugiere realizar pruebas adicionales para comprobar el fenómeno de protección que ocurre.

La **Tabla VIII** muestra un resumen de todos los parámetros obtenidos de las experiencias electroquímicas.

TABLA VIII. RESUMEN DE LOS PARÁMETROS OBTENIDOS DE LAS PRUEBAS ELECTROQUÍMICAS.

Medio	pH	Ecorr	Icorr	Tpasiv	Masa
Saliva	8	-0.490V	$6.06 \times 10^{-15} \text{A}$	112 h	9.3 mg/h
Saliva/café	6.3	-0.563V	$8.83 \times 10^{-6} \text{A}$	75 h	6.8 mg/h
Saliva/gaseosa	3.0	-0.413V	$2.53 \times 10^{-6} \text{A}$	107 h	10.6 mg/h
Saliva/vinagre	2.4	-0.275V	$3.72 \times 10^{-6} \text{A}$	146 h	14.9 mg/h

Dada la gran cantidad de masa que se pierde durante el proceso de corrosión de los Brackets, pudiéramos pensar que esos iones metálicos liberados va a los medios biológico y es absorbida por nuestros pacientes pudiéndose decir que es ella la causante de desatar reacciones de hipersensibilidad.

Es por ello que se realizaron pruebas químicas de los medios luego de los estudios electroquímicos, para confirmar la presencia de níquel en los mismos.

III.6.- Análisis químico por vía húmeda.

En vista de que existe liberación iónica al medio se procedió realizar la prueba de dimetilglioxima para detectar iones de Ni^{+2} causantes de desatar procesos alérgicos. El objetivo de este trabajo práctico es lograr la precipitación cualitativa del níquel, usando un agente orgánico, en este caso en particular la

dimetilglioxima. Los agentes orgánicos son de gran importancia, debido a que forman complejos no iónicos poco solubles, los quelatos, que se forman por el enlace entre una molécula orgánica y un ion metálico. Sus propiedades son la baja solubilidad en agua, composición definida, ser muy estables y por lo común fáciles de filtrar, además tienen un peso molecular grande por consiguiente se logra un aumento en la precisión. La dimetilglioxima se caracteriza por tener un grupo funcional 1-2 dioxima; además es un reactivo muy específico ya que solo precipita cuantitativamente al paladio en medio ácido y al níquel en medio débilmente alcalino. La prueba resultó positiva detectando la presencia de iones Ni^{+2} en cada una de las muestras estudiadas.

III.7.- Evaluación fotográfica de la superficie de los Brackets

Mediante la observación microscópica fue posible confirmar la corrosión en los brackets expuestos. Las fotografías de las superficies de los electrodos expuestos y sin exponer nos permitió observar la corrosión que experimentaron los brackets sometidos a las experiencias relatadas, las picaduras características pueden ser observadas para cada bracket en cada medio en particular, cabe destacar que, estas son indicativas de pérdida de masa, además de disminuir significativamente la resistencia mecánica de los aditamentos expuestos. La **Figura 20** muestra las superficies de los brackets antes de ser sometidos a las experiencias haciendo referencia a que presentan desperfectos producidos por el colado en el proceso de fabricación de los mismos, esto podría contribuir a la susceptibilidad ante la corrosión para cada medio en particular. La **Figura 21** muestra las superficies corroídas posteriores a cada experiencia observándose las picaduras producidas y la pérdida de masa de las mismas.

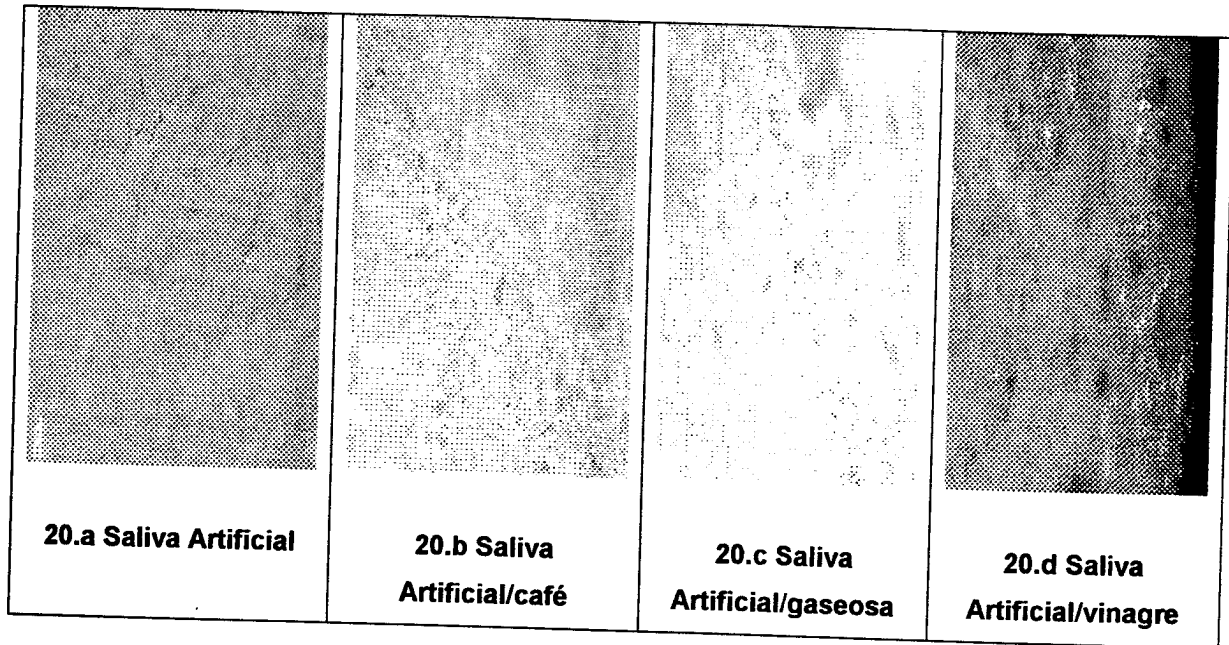


Figura 20. Fotografía microscópica de los Brackets previo a las experiencias de corrosión realizadas.

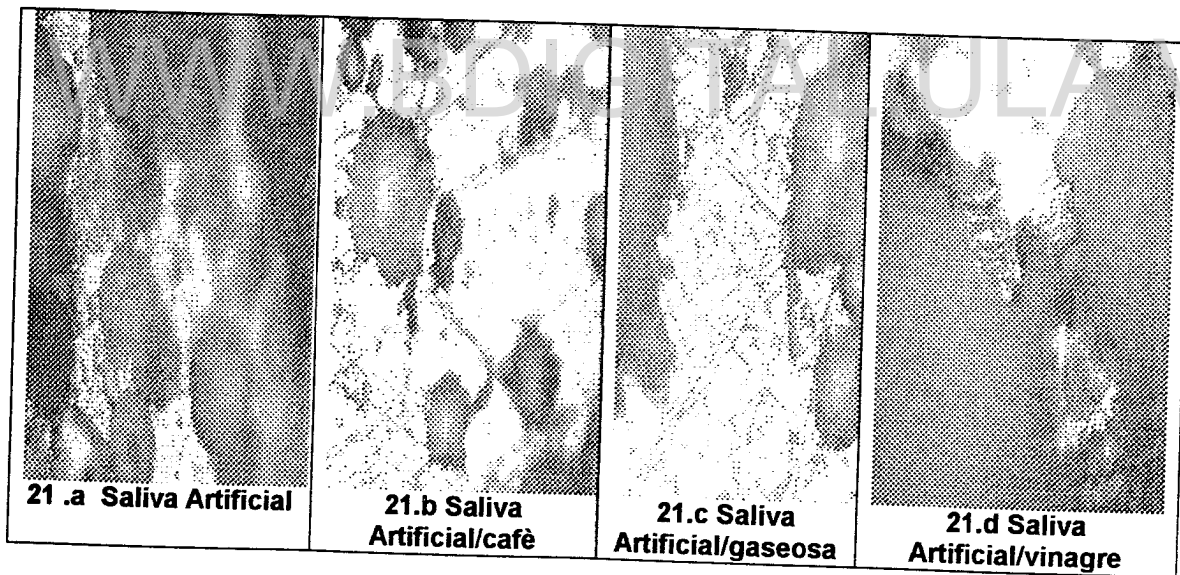


Figura 21. Fotografía microscópica de los Brackets posterior a las experiencias realizadas.

Las fotografías de las superficies corroboran los resultados obtenidos en las pruebas de corrosión, la Figura 21, nos muestra las superficies luego de los procesos corrosivos, podemos apreciar como en saliva/vinagre (Figura 21.d) la superficie es la que mayor deterioro presenta, seguida de gaseosa y café.

Licencia Creative Commons:

Atribución - No Comercial - Compartir Igual 3.0 Venezuela
(CC BY-NC-SA 3.0 VE)

Mientras mas ácido es el medio mayor es la pérdida de masa. Tenemos que resaltar que para todas las medidas realizadas la saliva artificial siempre presenta un comportamiento diferente al observado en el resto de los medios en cuanto a tendencias de velocidades y potenciales de corrosión se refiere respecto al pH del medio, aún no tenemos claro el por qué de éste comportamiento .

III.8.- Análisis del Test de Snyder.

En vista de que se pudo determinar que efectivamente en el medio bucal se desarrollan procesos corrosivos y que éstos pudieran estar fuertemente relacionados a la acidez del medio bucal, se desarrolló el Test de Snyder para apreciar la acidez en cavidad bucal de varios pacientes sometidos a tratamiento ortodontico. Con ésta prueba se determinó la presencia de bacterias posiblemente causantes de procesos corrosivos, lo cual aumenta el riesgo de liberación de iones metálicos en la cavidad bucal.

Las pruebas realizadas permitieron observar y clasificar los grupos de acuerdo a varios parámetros como se demuestra a continuación. La **Figura 22** demuestra la distribución general de los pacientes tomados para este estudio corroborado por la **Tabla IX**.

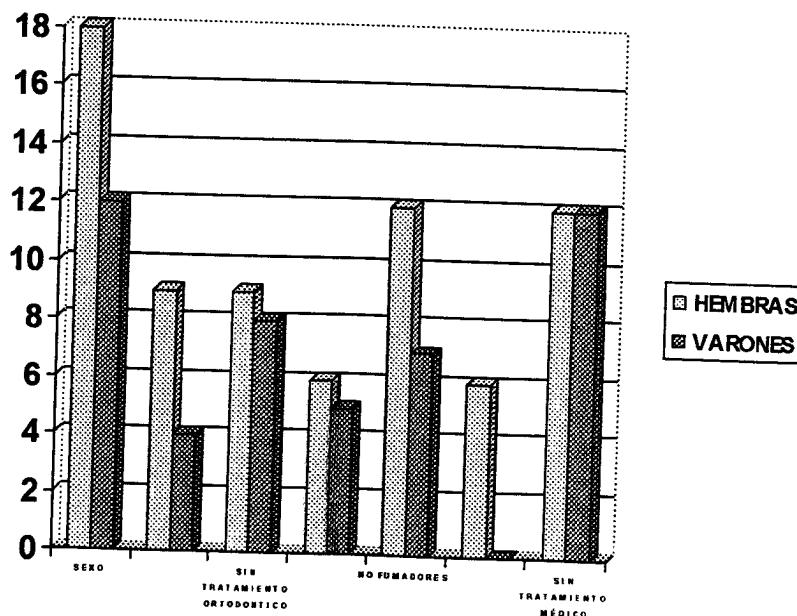


FIGURA 22. DISTRIBUCIÓN GENERAL DE PACIENTES SEGÚN SEXO, TRATAMIENTO ORTODONTICO, TRATAMIENTO MÉDICO Y FUMADORES.

Licencia Creative Commons:

Atribución - No Comercial - Compartir Igual 3.0 Venezuela
(CC BY-NC-SA 3.0 VE)

TABLA IX. DISTRIBUCIÓN DE PACIENTES TOMADOS PARA EL TEST DE SNYDER.

SEXO	NÚMERO	Con tto Ortodontico	Sin tto Ortodontico	Fumadores	No fumadores	Con tto Médico	Sin tto Médico
HEMBRAS	18	9	9	6	12	6	12
VARONES	12	4	8	5	7	0	12

En la **Figura 23** se clasificó la muestra tomada de acuerdo a los parámetros a seguir en la evaluación de los datos estadísticos. Quedando constituidos en seis grupos con seis variables diferentes.

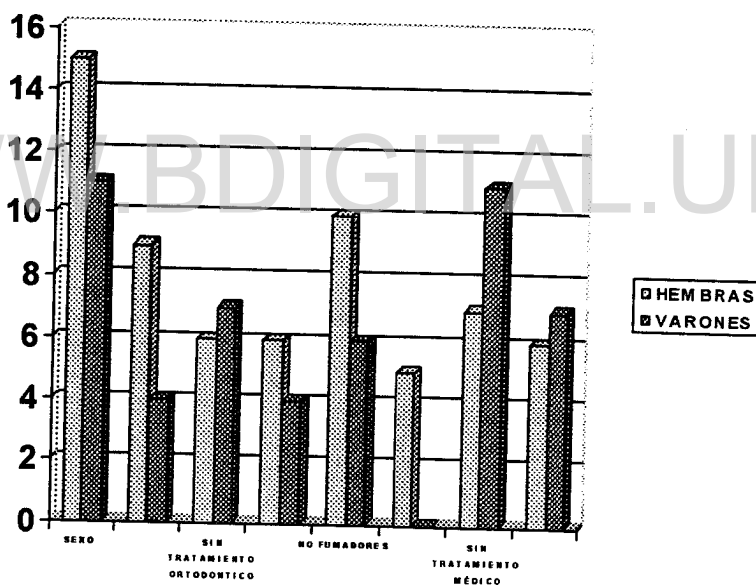


FIGURA 23. DISTRIBUCIÓN GENERAL DE PACIENTES SEGÚN SEXO, TRATAMIENTO ORTODONTICO, TRATAMIENTO MÉDICO Y FUMADORES QUE RESULTARON POSITIVOS PARA EL TEST DE SNYDER. P.E.F.A.P FACULTAD DE CIENCIAS U.L.A ABRIL 2004

TABLA X. DISTRIBUCIÓN DE PACIENTES POSITIVOS PARA EL TEST DE SNYDER

SEXO	Positivos al Test	Con Tto Ortodontico	Sin Tto Ortodontico	Fumador	No fumador	Con Tto Médico	Sin Tto Médico	Sin Tto Ortodontico
HEMBRAS	15	9	6	6	10	5	7	6
VARONES	11	4	7	4	6	0	11	7

La **Figura 24** junto con el análisis estadístico nos muestra que la mayoría de los pacientes testados independientemente de las variables tomadas, resultaron positivos lo que indica que existe la misma acidificación del medio bucal en pacientes con ortodoncia que sin ortodoncia.

Este método demostró que la placa bacteriana presente en ambos casos presenta el mismo comportamiento acidógeno, lo que nos hace pensar que existen bacterias acidógenas y acidófilas capaces de modificar el pH, por lo tanto, es de hacer notar que medios ácidos aceleran los procesos corrosivos y no es la presencia de aleaciones metálicas causante de cambios en la acidificación de dicho medio.

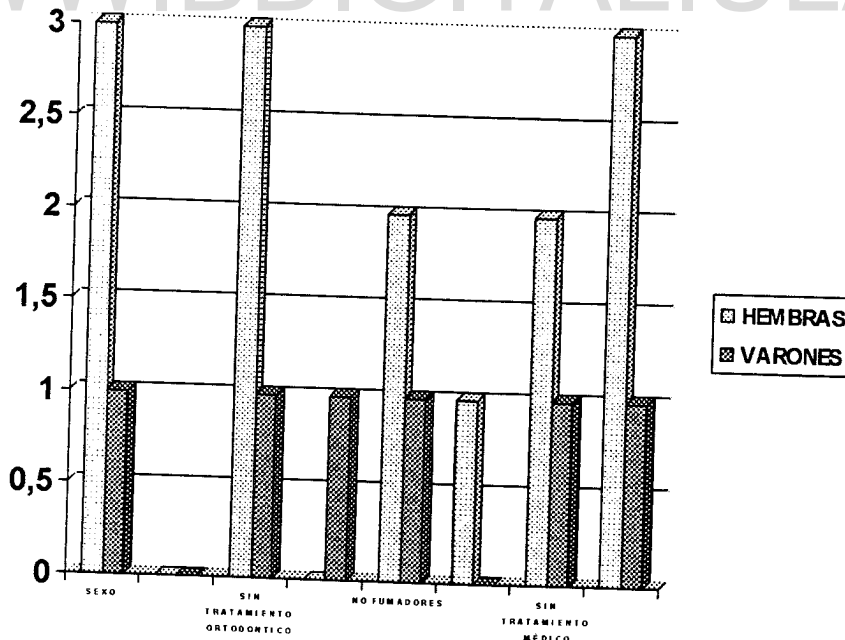


FIGURA 24. DISTRIBUCION GENERAL DE PACIENTES SEGÚN SEXO, TRATAMIENTO ORTODONTICO, TRATAMIENTO MÉDICO Y FUMADORES QUE RESULTARON NEGATIVOS PARA EL TEST DE SNYDER. P.E.F.A.P FACULTAD DE CIENCIAS U.L.A ABRIL 2004

TABLA XI. DISTRIBUCIÓN DE PACIENTES NEGATIVOS PARA EL TEST DE SNYDER

SEXO	Negativos al Test de SNYDER	Con Tto Ortodontico	Sin Tto Ortodontico	Fumadores	No fumadores	Con Tto Médico	Sin Tto Médico	Sin Tto Ortodontico
HEMBRAS	3	0	3	0	2	1	2	3
VARONES	1	0	1	1	1	0	1	1

El porcentaje de pacientes negativos al test es relativamente bajo, por lo tanto no es la presencia de brackets ortodonticos en cavidad bucal la causante de cambios en su flora bacteriana, su actividad sigue estando inalterable bajo estas circunstancias.

Se realizaron análisis estadísticos de las muestras para verificar su confiabilidad. Se procedió a estudiar la independencia de las variables con el test de independencia. Se comienza fijando el nivel de significancia que generalmente se designa como α , lo que en el área de la salud es del 5% lo que implica que $\alpha = 0.05$. La variable dependiente es la objeto a estudio, en este caso es positivo al test de Snyder, por lo tanto se elabora un test de independencia, en el que vamos a observar si cada una de las variables depende o no del sexo. Se concluyó que como α es mayor que la probabilidad se acepta H_0 lo que implica que los fumadores son independientes del sexo, que el tratamiento ortodontico es independiente del sexo, que el tratamiento médico es independiente del sexo, que el Test de Snyder es independiente del sexo y que el tratamiento ortodontico es independiente del Test de Snyder Positivo.

A la muestra se le aplicó el test de bondad o ajuste para calcular el intervalo de confianza arrojando un resultado de 74 a 98% de confiabilidad, lo que indica que la muestra es altamente confiable, por lo tanto se puede asegurar en un 95% que los individuos bajo estas condiciones van a tener un comportamiento similar y las bacterias presentes en la superficie dentaria que es capaz de desatar procesos corrosivos, también esta presente en los Brackets de ortodoncia.

III.9.- Análisis Clínico.

De 20 pacientes testados 12 eran hembras y 8 varones de los cuales 10 hembras y 3 varones resultaron positivos, lo que nos indica la mayor susceptibilidad en pacientes hembras, cabe señalar que el 65% de los pacientes fueron susceptibles a reacciones alérgicas como lo indican las **Figura 25 y 26.**

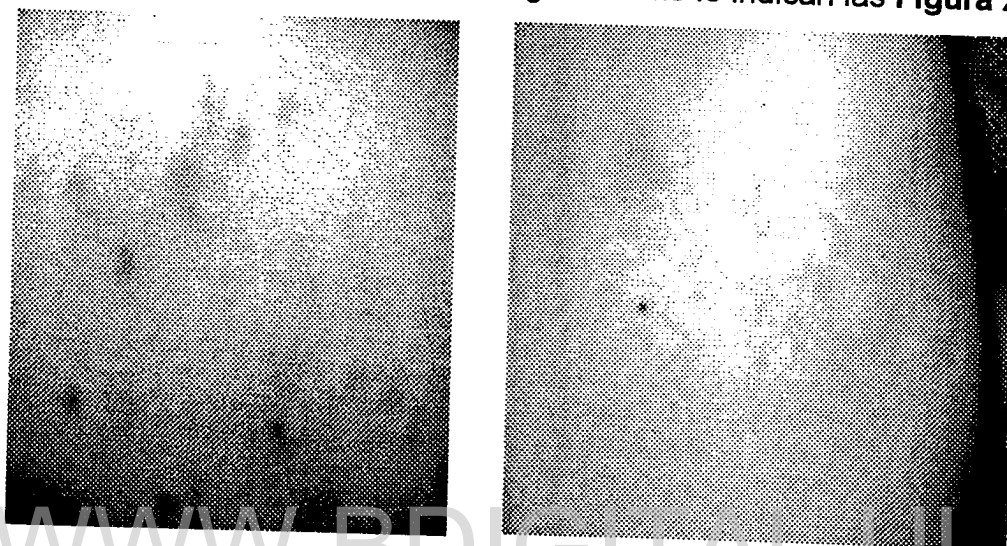


Figura 25. Pacientes con respuestas positivas al patch Testing.

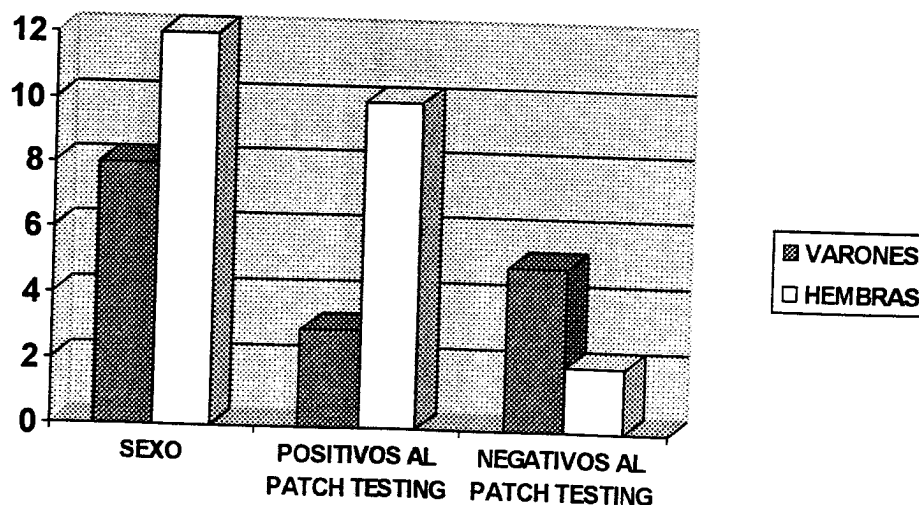


Figura 26. Distribución general de pacientes parchados con una sal de sulfato de níquel al 2% .

CAPITULO IV.- CONCLUSIONES

1. El uso de electrodos elaborados con materiales odontológicos en nuestro caso brackets de ortodoncia, permiten la detección de los potenciales de corrosión en soluciones que simulan el medio bucal, aportando valiosos resultados para el adecuado manejo y selección de los mismos.
2. El comportamiento de los brackets de ortodoncia en los distintos medios nos arrojó como resultado que este tipo de aleación es susceptible al proceso corrosivo.
3. Los potenciales de corrosión obtenidos de los diagramas de Evans, se alcanzaron en las mediciones a circuito abierto, lo que nos indica que en medios bucales donde no se induce un potencial, el medio por si solo es capaz de generarlo y por ende ocurrir procesos corrosivos que originen la liberación de iones metálicos al medio bucal.
4. Conociendo los medios en los cuales se generan los mayores potenciales de corrosión, pudiéramos clínicamente indicar una dieta acorde con el material colocado en cavidad bucal de manera tal que el deterioro del mismo sea mínimo. Para ello hay que tratar los temas de alimentación con profesionales del área los cuales nos pudieran suministrar mayores aportes al respecto.
5. El análisis químico de las soluciones luego de los procesos corrosivos muestran la presencia de iones potencialmente alergenicos, de manera tal que, en pacientes con predisposición alérgica no deben ser colocadas aleaciones contentivas de estos elementos.

6. Es conocido que el factor microbiológico juega un papel fundamental en la corrosión. La biopelícula que se forma en cavidad bucal denominada placa bacteriana, es capaz de producir ácidos y contiene aunque en pequeñas proporciones bacterias reductoras de sulfatos. El test de Snyder indicó que la acidez del medio en pacientes con ortodoncia era la misma que en pacientes sin ortodoncia, por lo tanto se deposita la misma placa bacteriana sobre los Brackets que sobre la superficie dentaria.
7. Los pacientes femeninos son mas sensibles ante las respuesta inmunológica, esto podría atribuirse a carga genética de las mismas.
8. La sensibilidad de los pacientes a los procesos alérgicos debe ser tomada en cuenta en el momento de la selección de una aleación para usos odontológico, por consiguiente reelaborar una historia medico odontológica donde se realicen pruebas de hipersensibilidad para los posibles pacientes portadores de aditamentos metálicos en cavidad bucal sería de gran ayuda para evitar estomatitis alérgicas que en ocasiones no tienen ni buen diagnostico ni buen pronostico.

REFERENCIAS

1. Nerey C., L.M., "Corrosión Industrial", SIEMS Estudios Empresariales, (2.004).
2. Anderez J.M. "Corrosión", Publicaciones Universidad de Los Andes (ULA),15, 16, 17. (1.996).
3. Nakagawa M., Matsuya S., Udoh K. "Corrosion behavior of pure titanium and titanium alloys in fluoride containing solutions". Dental Materials Journal, 20(4): 305, 314. (2.001).
4. Beltran, C., Saravia Rojas, M.A., Fosca, C. and Diaz, I., "A metallographic comparative study of the corrosion velocity among three brands of copper alloys used in fixed prosthesis". Rev. Estomatol. Hered. 2: 21-27, (1992).
5. Cutler A.J.B, Tucks S. P. Tyfield & Williams D.E. "Corrosion", Journal Chemistry and Britain, 1109,1116 (1.986).
6. Denny A. J., "Corrosión. Principles and prevention". Mc Millan Publisher Company, 46, 47, 68. (1.992).
7. Dunlap Ch, Vincent SK, Barker BF., "Allergic reaction to orthodontic wire: report of case". JADA 118: 449-50, (1.989).
8. Holgers KM, Roupe G, Tjellstrom A, Bjursten LM., "Clinical, immunological and bacteriological evaluation of adverse reactions to skin-penetrating titanium implants in the head and neck region", Contact Dermatitis. 27:1-7, (1.992).
9. Oda Y., Kawada, E., Yoshinari M., Hasegawa, K., and Okabe, T , "The influence of fluoride concentration on the corrosion of titanium and titanium alloys", J J Dent mater Dev, 15: 317-322, (1.996).
10. Cova N., J.L., "Biomateriales Dentales".Actualidades médico Odontológicas Latinoamericana C.A. Primera Edición. 215,216,218,550, (2004).
11. Matasa C.G., "Materiales usados por los ortodoncistas. Aceros", Journal of orthopedics, orthodonctics and pediatric. 27, (1.996).

12. Lausama J., Kasemo, B. Y Hansson, S. "Acelerated oxido grown on titanium implantas during autoclaving caused by fluoride contamination". *Biomaterials*, 6: 23-27, (1.985).
13. Nakakuki, T., Ueti, M. and Saito, T., " An in vitro comparative evaluation of the alterations of color and brightness of non-precious dental alloys according to time and several inmersion methods". Part II, *Rev. Estomatol.* 3: 11-14,(1.993).
14. Hubler WR, Hubler WR., "Dermatitis from a cromium dental plate". *Contact Dermatitis* 9: 377-83, (1983).
15. Iijima M., Endo K., Ohno H., Yonekura Y., Mizoguchi I, "Corrosion behavior and surface structure of orthodontic Ni-Ti alloys wires". *Dentals materials*, 20: (1) 103-113, (2.001).
16. Miura F., Mogi M., Ohura Y., and Hamanaka, H. "The super elastic property of the japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics". *Am J Orthodontics Dentofacial Orthopedics*, 90: 1-10 (1.986).
17. Vreeburg KJ, de Groot k, von Blomberg M, Scheper RJ. "Induction of immunological toleranceby oral administration of nickel of chromium", *J Dent Res*, 63(2): 124-8.(1.984).
18. Wilson AG, Gould DJ. ,"Nickel dermatitis from a dental prosthesis without buccal involvement", *Contact Dermatitis*, 21: 53.(1.989).
19. Gil, L., Arenas, F., Domínguez, E. y Belmonte, D., "Análisis de la falla de placas de compresión utilizadas en cirugía Ortopédica y Traumatológica". 1er Congreso de Estudiantes de Ingeniería. *Corrosión. Memorias*, 42-50 (1.998).
20. Liden C, Wahlberg JE. "Cross-reactivity to metal compounds studied in guinea pigs induced with chromate or cobalt", *Acta Derm Venereol*, 74:341- 3 (1.994).
21. Angle C.R., "Organ-specific therapeutic interventio, metal toxicology", *Academic Press*, 71-110, (1995).

22. Babb, M.I. and Dymond, A.M., "Electrode implantation in the human Body", Univ. California, Los Angeles: Brain Information Service/Brain Res. Inst., (1974).
23. Basker RM. "Nickel sensitivity Some dental implications", Brit Dent J. 151: 414-5, (1981).
24. Cymet Ramírez, J., Villalobos Garduño, E. y Torres Méndez, L., "Modelos estructurales de las prótesis de rodilla", Rev. Mex. Ortop. Traumatol. 10: 99-103, (1996).
25. Basketter DA, Briatico-Vangosa G, Kaestner W, Lally C, Bontinck WJ. "Nickel, cobalt and chromium in consumer products: a role in allergic contact dermatitis?", Contact Dermatitis., 28: 15-25, (1993).
26. Bruze M, Edman B, Bjorkner B, Moller H., "Clinical relevance of contact allergy to gold sodium", J Am Acad Dermatol., 31: 579-83, (1994).
27. Fousereau J, Laugler P. Allergic eczemas from metallic foreign bodies. Trans St Johns Hosp Dermatol Soc. 1966;52: 220-5.
28. Nils R., Gjerdet, Egil S., Erischesen, Hans E. Remlo and Gisle Evjen (1991). Nickel and iron in saliva of patient with fixed orthodontics appliances. Acta odontologica Scandinava 1991. 49: 73-78.
29. Vreeburg KJ, van Hoogstraten, von Blomberg BM, de Groot K, Scheper RJ. *Oral induction of immunological tolerance to chromium in the guinea pig. J Deflt Res* 69(10): 1634-9. 1990.
30. <http://www.monografiass.com/monografiass/EpypAkFVEZfBgYhePh.php>
31. <http://www.brandan.com.ar/prof-corrosión.htm>
32. Peltonen L. *Nickel sensitivity in the general population. Contact Dermatitis* 5: 27-32. 1979.
33. Burdairon G. *Manual de biomateriales dentarios*. Barcelona. Masson S. A., 2001
34. www.tuotromedico.com/temas/indice_alergia.htm