



**UNIVERSIDAD MICHOACANA DE SAN NICOLÁS DE
HIDALGO**



**FACULTAD DE ODONTOLOGIA
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E
INVESTIGACIÓN**

**COMPARACIÓN DE T16AL4V Y ACERO INOXIDABLE 316 L
MEDIANTE TÉCNICAS TERMOELÉCTRICAS PARA APLICACIONES
DENTALES.**

TESIS

PRESENTA:
C.D. ANA BEATRIZ GARCÍA HERNÁNDEZ

PARA OBTENER EL GRADO DE:
ESPECIALISTA EN ORTODONCIA

DIRECTOR DE TESIS:
C.D.C.E.O Vidal Almanza Avila
CO-DIRECTORA DE TESIS:
D. en C. Maria Guadalupe Carreón Garcidueñas

Morelia, Michoacán, Mayo del 2021

MESA SINODAL

ARACELY FRANCO SOTO

MARIA GUADALUPE CARREON GARCIDUEÑAS

VIDAL ALMANZA AVILA.

AGRADECIMIENTOS

Gracias principalmete a Dios por poner sueños en mi vida y los medios para cumplirlos, a mis maravillosos padres, que son mi ejemplo y orgullo por todo su apoyo incondicional, por creer en mi y alentarme a cumplir mis metas los amo infinitamente.

Gracias infinitas a mis maestros por qué se convirtieron en parte de mi vida y algunos dejan huella como profesores, seres humanos, profesionistas.

Gracias D. en C. Maria Guadalupe Carreón Garcidueñas por todo su apoyo incondicional y aceptarme para la resliazar el proyecto

Gracias a la universidad por abirme sus puertas para continuar aprendiendo del mundo de la ortodoncia.

Gracias a mis compañeros por cada una de sus palabras, sonrisas y momentos,

Gracias a la maravillosa ciudad de Morelia y su gente, por su hospitalidad a quien me la brindo y hacer el camino menos pesado y divertido, por qué solo quien lo vive sabe el reto que es hacer una especialidad, y salir de tu zona de confort para seguir aprendiendo.

Índice general

Índice General	I
Índice de figuras	II
Índice de tablas	III
Lista de abreviaturas	IV
Resumen	V
Abstract	VI
I. Introducción.	1
II. Antecedentes	2
2.1 Aplicaciones de fuerzas en ortodoncia	3
III. Generalidades.	4
3.1 Biometales	4
3.2 Arcos dentales	4
3.3 Aleaciones usadas en odontología	5
3.3.1 NiTi.	6
3.3.2 Aceros inoxidables.	8
3.3.3 Titanio y sus aleaciones.	10
3.3.3.1 Ti6Al4V.	10
3.4 Sustancias a las que se exponen los biomateriales en cavidad oral	13
3.5 Termoelectricidad	14
3.5.1 Efecto seebeck	15
3.5.2 Relaciones entre los coeficientes termoeléctricos.	16
3.5.3 Flujo de portadores de carga.	18
3.5.4 Potencial termoeléctrico en metales puros.	20
3.5.5 Influencia de la microestructura.	21
3.5.6 Estimación de la magnitud de propiedades termoeléctricas.	23
3.5.7 Métodos de medición del potencial termoeléctrico.	26
3.5.8 Método de punta caliente.	29
IV. Justificación.	31
V. Pregunta de investigación	31
VI. Objetivo general.	31
VII. Objetivos particulares	32
VIII. Hipótesis.	32
IX. Materiales y métodos	32
9.1 Materiales	32
9.2 Métodos	33
9.3 Medidas de poder termoeléctrico Método de punta caliente	33
X. Resultados	37
XI. Discusión	41
XII. Conclusiones.	44
XIII. Bibliografía	45

Índice de figuras

Figura 1. Fornas cristalográficas de la aleación NiTi.

Figura 2. Diagrama que representa el efecto de memoria de la aleación NiTi.

Figura 3. Histeresis de transformación martensítica

Figura 4. Diagrama esquemático de fases en la región $\alpha+\beta$ de interés en los procesados de trabajo en frío

Figura 5. Esquema del efecto seebeck

Figura 6. Efecto seebeck, gradiente de temperatura en un conductor

Figura 7 Termopar simple conectado a un voltímetro

Figura 8 Esquema de PTE absoluto, S_d = PTE componente de flujo de electrón, S_g = PTE componente fonón/electrón. θ = temperatura de Debye.

Figura 9 Esquema de los estados de electrones ocupados (área sombreada) en un semiconductor idealizado, (a) electrones de conducción y (b) "hoyo" dejado en la banda de valencia.

Figura 10 Esquema de niveles de electrones ocupados en un semiconductor con niveles de impureza, (a) electrones de conducción, (b) impureza "donante".

Figura 11 Esquema de los estados de electrones ocupados en un semiconductor con niveles de impureza, (a) "hoyo" en la banda de valencia, (b) impureza "receptora".

Figura 12 Diagrama esquemático de la unión doble en la que se muestra el efecto Seebeck.

Figura 13 a) Diagrama esquemático del equipo de gradiente lateral, b) Gradiente térmico.

Figura 14 a) Diagrama esquemático del equipo de punta caliente, b) gradiente térmico.

Figura 15 Diagrama esquemático de la medición de potencial termoeléctrico por el método de punta caliente.

Índice de tablas

Tabla 1.Fuerzas óptimas para la movilización ortodontica de los dientes.

Tabla 2.Propiedades mecánicas a tracción de la aleación Ti6Al4V

LISTA DE ABREVIATURAS

- α_i : Resistividad específica
- C_i : Concentración del elemento de soluto
- C_q : Calor específico de equilibrio de conducción de cargas por unidad positiva de carga
- C_{el} : Calor específico por electrón y e la carga
- e : Carga del electrón.
- E_e : Energía del electrón.
- E_f : Energía de Fermi.
- MF : Martinsite finish temperature
- MS : Martensite star temoerature
- $NiTiNOL$: Niquel titanio naval ordance laboratory
- S : Coeficiente de Seebeck / Potencial Termoeléctrico.
- S_i : Potencial termoeléctrico específico del elemento i
- S_d : Flujo de los electrones
- S_g : Interacción fonón/electrón
- θ : Temperatura de Debye
- ρ_0 : Resistividad del metal puro
- ρ_i : Incremento en la resistividad debido a los átomos de soluto
- RMN : Resonancia magnética nuclear.
- T : Temperatura
- T_{β} : Temperatura de transición α - β / Temperatura Beta transus.
- $Ti-6Al-4V ELI$: Titanio 6Alumino-4Vanadio-Extra -Low Intercial.
- TiO_2 : Óxido De Titanio
- U : Energía de excitación por electrón
- ΔT : Diferencial de temperatura.
- V : Voltaje
- Π : Coeficiente de Peltier.
- $316L$: 316 Low carbon content
- $316VM$: Low vacuum melting

RESUMEN

Los biometales siguen siendo los materiales de elección en cavidad oral en el área ortodóntica debido a sus propiedades y características específicas (compatibilidad y resistencia específicamente) las cuales hasta el momento ningún material estético ha logrado obtener. La topografía superficial de los biometales es una propiedad esencial para el éxito en los tratamientos biomédicos, numerosos estudios se han centrado en la búsqueda de nuevos materiales que presenten óptimas propiedades mecánicas, así como de superficie, sin embargo, en el área ortodóntica aunque hoy en día, hay cientos de marcas de biometales disponibles en el mercado, ninguno presenta las condiciones ideales para ser utilizado. Actualmente la aleación Ti6Al4V ELI, es una aleación ampliamente utilizada en el área biomédica específicamente en el área de prótesis, la cual es muy utilizada debido a su excelente biocompatibilidad, bajo peso, buena resistencia a la corrosión, alta resistencia a la fatiga y bajo modulo elástico De acuerdo a todas las características presentadas por el Ti6Al4V ELI, resulta interesante indagar al respecto y por tanto dilucidar las propiedades, de este biometal y presentar la forma óptima del mismo para poder en un futuro poderlo presentar como posible candidato para la utilización en el área ortodóntica el cual hasta la fecha no ha sido utilizado.

Palabras clave:, Biomaterials, Biocompatibility, Ti6Al4V ELI, , Orthodontic archwires, corrosion.

ABSTRACT

Biometals remain the materials of choice in oral cavity in the orthodontic area due to their specific properties and characteristics (compatibility and resistance specifically) which so far no aesthetic material has achieved get. The superficial topography of biometals is an essential property for success in biomedical treatments, many studies have focused on the search of new materials that present optimal mechanical properties, as well as surface, however, in the orthodontic area although today, there are hundreds of biometal brands available in the market, none present the ideal conditions to be used. Currently the Ti6Al4V ELI alloy is an alloy widely used in the biomedical area specifically in the prosthesis area, which is highly used due to its excellent biocompatibility, low weight, good corrosion resistance, high resistance to Fatigue and low modulus elastic according to all the characteristics presented by the Ti6Al4V ELI, it is interesting to inquire about it and therefore to elucidate the properties, of this biometal and to present the optimal form of the same one to be able in a future to be able Present as a potential candidate for use in the orthodontic area which has not been used to date.

I.INTRODUCCIÓN

Generalmente los biometales son los materiales de elección en cavidad oral debido a la buena compatibilidad y resistencia propiedades que hasta el momento ningún material estético ha logrado obtener, si bien todos los biometales encontrados en la literatura hasta la fecha presentan características aceptables, en términos de biocompatibilidad y de soporte características esenciales para su uso en cavidad oral, ninguno de ellos presenta condiciones ideales para ser utilizado.

Al ser la topografía superficial de los arcos ortodónticos una propiedad esencial para el éxito en los tratamientos ortodónticos, y sabiendo que el resultado de la estructura superficial de un biometal depende de factores, como la aleación utilizada, el complejo proceso de fabricación y el tratamiento de acabado de la superficie, numerosos estudios se han centrado en la búsqueda de nuevos materiales que presenten óptimas propiedades mecánicas así como de superficie. Actualmente la aleación (Ti6Al4V ELI), (90% en masa de titanio, 6% de aluminio, 4% vanadio), es una aleación ampliamente utilizada en el área biomédica específicamente en el área de prótesis, muy utilizada debido a su excelente biocompatibilidad, alta resistencia a la fatiga y bajo módulo elástico. La baja densidad del titanio, junto con sus buenas propiedades mecánicas, electroquímicas, así como buena resistencia a la corrosión son las características más sobresalientes de este material con vistas a su aplicación biomédica

Por todos los antecedentes antes mencionados, consideramos útil realizar un estudio que incluya el análisis de los arcos ortodónticos constituidos por acero inoxidable 316L así como Ti-6Al-4V ELI caracterizando sus propiedades in vitro, para resaltar y comparar las propiedades mecánicas de ambos arcos ortodónticos simulando el medio y funcionalidad a la cual están expuestos en la cavidad oral, para así poder determinar las mejores condiciones para en un futuro poder ser colocados in vivo.

II.ANTECEDENTES.

La palabra ortodoncia etimologicamente hablando proviene del vocablo griego *ortho (recto) odonto (diente)* introducido por Defoulon en 1841, siendo Angle años más tarde quien estableciera un nuevo concepto de ortodoncia, describiéndola como una ciencia médica que tiene como objetivo el estudio y tratamiento de la maloclusión de los dientes. [1]

Como parte fundamental de la odontología contemporánea, la ortodoncia, ha experimentado cambios a lo largo de la historia; hace aproximadamente 100.000 años, datan en el hombre de Neandertal los primeros indicios de malposiciones dentarias, pero fueron alrededor de 1600 años a.c; los griegos y romanos quienes realizaron los primeros tratamientos para corregirlos por medio de presión digital; aplicando fuerza sobre los dientes para ser desplazados y así corregir su malposición, siendo su objetivo fundamentalmente estético [1].

Actualmente la ortodoncia tiene como objetivo interceptar, prevenir y curar las relaciones de los maxilares, anomalías dentales de posición, restaurando y manteniendo las funciones normales del sistema estomatognático, las cuales por modificaciones patológicas, funcionales y edad se originan, siendo esta ciencia la responsable del diseño, aplicación y control de la aparatología bien fija o removible, la cual será utilizada para corregir problemas dentales y esqueléticos, manteniendo estructuras craneofaciales cuidando de mantener las relaciones dentoesqueléticas en equilibrio estético, funcional, conservando la salud integral del aparato estomatognático como principal objetivo [1,2].

2.1 APLICACIÓN DE FUERZAS EN ORTODONCIA

En el área ortodóntica el movimiento de las piezas dentales se realiza por la aplicación de fuerzas en los diversos tejidos orales; gracias a ello se pueden corregir maloclusiones con éxito. Las fuerzas mecánicas inducen este movimiento dental ortodóntico bajo el estímulo de una fuerza ortodóntica apropiada. Con ello, se genera en el ligamento periodontal una remodelación a los niveles molecular, celular y tisular reconstruyéndose el tejido periodontal. [3]

Schwarz en los últimos 70 años propuso un concepto clásico de fuerza óptima definiéndola como la fuerza que conduce a un cambio en la presión del tejido que se aproximaba a la presión arterial de los vasos capilares, evitando así su oclusión en el ligamento periodontal comprimido. Al exceder las fuerzas el movimiento de los dientes se retrasará ya habrá necrosis tisular evitando la reabsorción. [4].

En la actualidad el concepto de fuerza óptima se basa en la hipótesis de que una fuerza con ciertas características y magnitud produce sin daño tisular y comodidad del paciente, un movimiento dental máximo. Considerando pues que la fuerza óptima varía para cada paciente de manera individual y cada diente [5].

En la gráfica que a continuación presentamos, se mencionan las fuerzas óptimas para la movilización ortodóntica de los dientes.

FUERZAS ÓPTIMAS PARA LA MOVILIZACIÓN ORTODÓNICA DE LOS DIENTES	
TIPO DE MOVIMIENTO	FUERZA * (g)
INCLINACIÓN	35-60
MOVIMIENTO EN MASA (TRASLACIÓN)	70-120
ENDEREZAMIENTO RADICULAR	50-100
ROTACIÓN	35-60
EXTRUSIÓN	35-60
INTRUSIÓN	10-20

Tabla 1. Fuerzas óptimas para la movilización ortodóntica de los dientes

Para ejercer dichas fuerzas son tres los elementos básicos que se utilizan en ortodoncia: brackets, aleaciones metálicas en forma de alambres y módulos elastoméricos. Existen varios suministros para controlar la fuerza requerida y lograr un control óptimo del movimiento del diente, por medio de elásticos los cuales fijan el alambre al brackets tiene forma circunferencial y son individuales, accesorios soldados en los arcos, arcos dentales, cadenas elastoméricas las cuales aplican fuerza para producir un movimiento ortodóntico, proporcionando características elásticas y son utilizadas en distalización de caninos cierre de diastemas, corrección de rotaciones y cierre de espacios.[6,7].

III.GENERALIDADES

3.1 BIOMETALES

Generalmente los biometales llamados así por el hecho de que son aleaciones de metales que están en contacto con los fluidos corporales, son los materiales de elección en cavidad oral debido a sus propiedades y características específicas (compatibilidad y resistencia específicamente) las cuales hasta el momento ningún material estético ha logrado obtener. [8]

Los metales se usan ampliamente en muchas aplicaciones biomédicas una de ellas en el área ortodóntica; para realizar movimientos a través del uso de energía mecánica la cual se transmite a las piezas a través de aparatos fijos y algunos elementos móviles entre los cuales encontramos a los arcos dentales. [9].

3.2 ARCOS DENTALES

Los arcos dentales: son aleaciones de metal diseñados para realizar movimientos con fuerzas ligeras continuas, las cuales son aplicadas por un periodo de semanas o meses utilizando el almacenamiento de energía elástica para realizar los movimientos dentales deseados; un arco dental para su uso en ortodoncia debe poseer ciertas propiedades tales como: 1) gran resistencia;(máximo soporte de

carga que tiene el alambre) 2) poca rigidez (en la mayoría de las aplicaciones); 3) gran recorrido, periodo de flexión elástico del alambre antes de que se produzca una deformación permanente). y 4) gran moldeabilidad. (Porción de deformación permanente que puede tolerar un alambre antes de fragmentarse) [10].

Al ser los arcos ortodónticos son elementos básicos para el éxito del tratamiento ortodóntico, se requiere tener un conocimiento profundo de su composición para así poder elegir el adecuado que proporcione óptimos resultados [11,12,13], sin embargo, no solo el factor constitutivo es importante considerar sino también es importante considerar las condiciones en las que son utilizados, durante los tratamientos.

3.3. ALEACIONES USADAS EN ODONTOLOGIA

A través de los años hemos podido ver que los seres humanos como consecuencia de un accidente o enfermedad se han enfrentado siempre al problema de tener que restaurar aquellas partes de sus cuerpos perdidas para reemplazarlos con materiales artificiales

Específicamente en odontología se tienen reportes desde la antigüedad hasta el siglo XVIII donde las cavidades dentales eran restituidas o remplazadas por diversos materiales, entre ellos trozos de piedra, marfil, dientes humanos, corcho, goma y láminas de metal (plomo y estaño). Las prótesis dentales eran de oro el cual ha sido uno de los primeros materiales utilizados para fabricar prótesis dentales desde hace 2,500 años.

Las restauraciones fenicias constituyeron un ejemplo claro sobre el empleo de alambres en ortodoncia siendo ellos quienes comenzaron a utilizarlos para sujetar los dientes en una posición fija, posteriormente Hipócrates utilizó alambre de oro y hebras de lino para reparar fracturas óseas y practicar ligaduras, no fue sino hasta 1826 que O.Taveu hizo pública en París la combinación de plata y mercurio para formar una amalgama de pasta de plata, sin embargo años mas tarde surgio el uso de aleaciones.

3.3.1 NiTi

En 1959 Buehler, un metalúrgico del Laboratorio Naval de Artillería de Estados Unidos (NOL por sus siglas Naval Ordnance Laboratory), descubrió un material resultado de la aleación de Níquel y Titanio: un “metal inteligente” con propiedades únicas de resistencia a la fatiga y capacidad de memoria mecánica; él nombró a su descubrimiento NiTiNOL, por su acrónimo **Níquel Titanio Naval Ordnance Laboratory** (18).

A partir del desarrollo de Nitinol (NiTi), la investigación fue orientada hacia las diferentes ramas de la ingeniería y medicina, ya que se pudo observar las ventajas de comenzar a utilizar aleaciones. En 1971 el uso de NiTi se introdujo en la Odontología con su aplicación en arcos ortodónticos (18),

En sus inicios, se encontró que los arcos de NiTi tenían una capacidad de deformación dos o tres veces mayor en flexión y torsión, así como una resistencia superior a la fractura torsional, (19), lo cual era unan muy buenas propiedades.

La aleación NiTi puede existir en diversas formas cristalográficas (Figura 1), el término genérico para estas aleaciones es 55-Nitinol; tienen la capacidad de alterar el tipo de enlace atómico lo que le proporciona características únicas y significativas en las propiedades mecánicas y la disposición cristalográfica de la aleación; ocurriendo dichos cambios en función de la temperatura y el estrés (20).

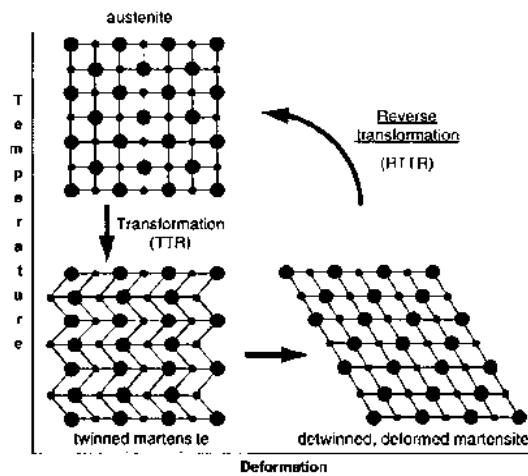


Figura 1: Formas cristalgráficas de la aleación NiTi (20).

Las dos características únicas que son de relevancia para la odontología clínica son aquellas que ocurren como resultado de la transición de fase austenita a martensita, o lo que se denomina *memoria de forma* y *super elasticidad* (Figura 2) (20).

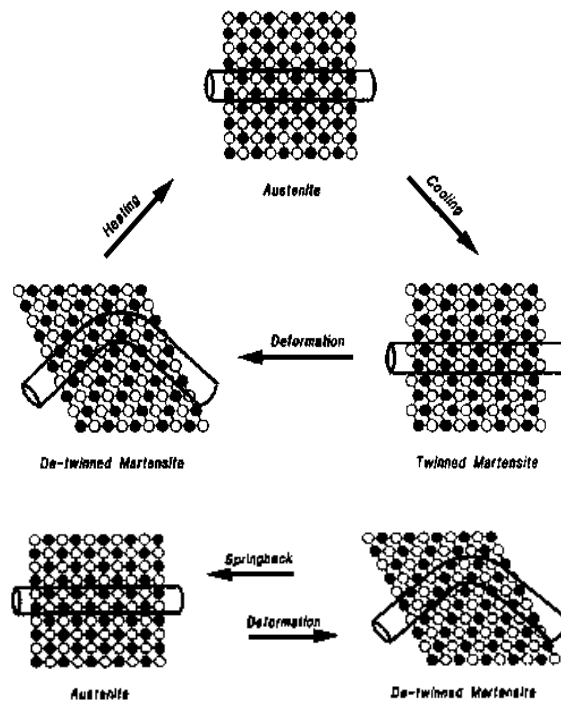


Figura 2: Diagrama que representa el efecto de memoria de la aleación NiTi (20).

La estructura de los cristales de NiTi es una red cúbica, estable y centrada en una fase *austenita* a temperatura de 100°C; cuando la aleación se enfría, ocurre un fenómeno muy particular del NiTi: su módulo de elasticidad (rigidez) cambia, ocurren cambios en la unión de los electrones que resultan en una resistencia a la deformación. A este fenómeno se le conoce como deformación *martensítica*. La cantidad de esta transformación martensítica es en función de la temperatura de inicio (M_s) y final (M_f) (Figura 4) (20).

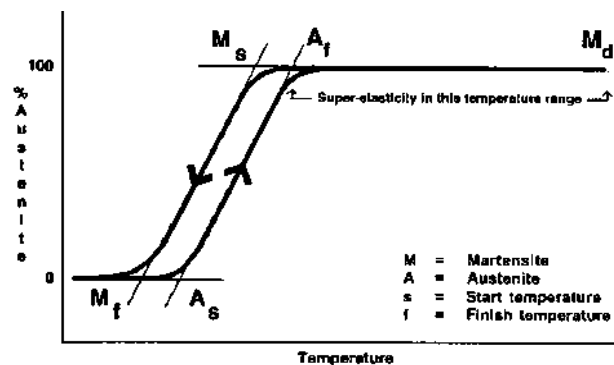


Figura 3: Histéresis de transformación martensítica.

3.3.2 Aceros inoxidables

Un grupo de aleaciones resistentes a la corrosión y que han sido ampliamente en odontología son las de acero inoxidable debido a que incorporan hierro y cromo en su estructura. Según el componente de fase predominante de su microestructura las aleaciones se pueden dividir en 5 familias las primeras cuatro son martensítica, ferrítica, austenítica (tienen una mayor resistencia a la corrosión en comparación con otras microestructuras) y dúplex y la última familia son los que se obtienen mediante tratamiento térmico llamados aceros inoxidables. [21].

El primer acero inoxidable utilizado para la fabricación in vivo fue el 18-8, por sus características mecánicas y resistencia a la corrosión. Posteriormente se introdujeron los aceros 18-8-Mo con el fin de aumentar la resistencia a la corrosión en soluciones salinas. Esta aleación fue conocida como acero inoxidable 316. En los años 50, el contenido en carbono del acero 316 fue reducido de ~ 0,08% (en masa) a ~ 0,03%, pasando a denominarse 316L ("Low carbon content") con el

propósito de evitar la precipitación de carburos de cromo, lo que mejoró su resistencia a la corrosión en soluciones cloruradas. Su composición química es la siguiente: 65% Fe, 17-20% Cr, 10-17% Ni, 2-4% Mo, 0,03% C, con menos del 2,8% de otros componentes como Mn, P, S, Si. Estos aceros no son magnéticos y no son endurecibles por tratamiento térmico, pero pueden endurecerse por trabajado en frío, pasando en ocasiones su estructura metalográfica a contener martensita (ferromagnética), convirtiéndose así en parcialmente magnéticos, pudiendo promover el movimiento o desprendimiento de prótesis durante la realización de imágenes de resonancia magnética nuclear (RMN).

Los aceros inoxidable austeníticos, especialmente el 316L y el 316LVM (de sus siglas en inglés, "Low Vacuum Melting"), se siguen utilizando como biomateriales osteoarticulares, principalmente para fabricación de clavos intramedulares, tornillos, placas de osteosíntesis, y en el área ortodóntica., debido a su bajo costo. Además, son resistentes a la corrosión, dado que tanto el cromo como otros metales que contiene, poseen gran afinidad por el oxígeno y reaccionan con él formando una capa pasiva. El níquel estabiliza la fase γ -austenita a temperatura ambiente y mejora la resistencia a la corrosión, aunque la estabilidad de esta fase depende también del contenido de cromo. El pequeño porcentaje de molibdeno se añade para mejorar su resistencia a la corrosión por cloruros (corrosión por picadura). Sus características mecánicas son una resistencia a la deformación de 260-890 MPa y un módulo elástico de ~ 200 GPa, lo que supone un valor unas 12 veces superior al del hueso cortical [22].

Sin embargo, existen varios motivos por los cuales su uso, sobre todo en Europa y Estados Unidos, es cada vez menor. El primero es consecuencia de la liberación de sustancias biológicas activas (iones metálicos) o de micropartículas que son arrancadas en los procesos de desgaste [23]. Aunque estas sustancias y micropartículas provengan de materiales que en principio no son tóxicos, pueden provocar una respuesta inflamatoria debido a su tamaño. Estas partículas causan una irritación de las células fagocíticas y las activan, iniciando así la producción de factores inflamatorios, lo que lleva finalmente a una inflamación crónica, fibrosis y

osteolisis [23]. Además, la liberación de níquel y cromo puede llegar a crear fuertes reacciones alérgicas [24-25] y el manganeso está relacionado con la aparición de enfermedades como el Parkinson [26].

3.3.3 Titanio y sus aleaciones

El titanio en estado metálico es un material alotrópico, es decir, puede existir en más de una forma cristalográfica. A temperatura ambiente presenta una estructura hexagonal compacta, HC (fase α) y a temperaturas superiores a 882°C sufre una transformación reversible a una estructura cúbica centrada, CC (fase β). Esta transformación ofrece la posibilidad de obtener aleaciones con distintas microestructuras α , β o $\alpha + \beta$ mediante la adición de elementos que estabilizan una u otra fase [27]. Por ejemplo, el aluminio tiende a estabilizar la fase α mientras que el vanadio estabiliza la fase β . La adición de estos elementos aleantes proporciona a la aleación una mayor resistencia a la fatiga.

La baja densidad del titanio, 4,5 g/cm³, en comparación con los 7,9 g/cm³ del acero inoxidable, junto con sus buenas propiedades mecánicas y electroquímicas, son las características más sobresalientes de este material con vistas a su aplicación como implantes osteoarticulares. Además de su baja densidad, las aleaciones de base titanio presentan un módulo elástico de 105 - 120 GPa, menor que el de los aceros inoxidables, por lo que su comportamiento mecánico es más semejante al del hueso [28]. También presentan buena resistencia a la corrosión en el medio biológico debido a la formación espontánea de una capa de óxido en la superficie (TiO₂), que pasiva eléctrica y químicamente al material [29].

3.3.3.1 Aleación Ti6Al4V

Actualmente la aleación Ti6Al4V (90% en masa de titanio, 6% de aluminio, 4% de vanadio) es la más utilizada en la fabricación de componentes protésicos que van a soportar carga y requieren fijación biológica, debido a su elevada resistencia a la fatiga y a la corrosión, así como a su excelente biocompatibilidad [28, 30]. La aleación Ti6Al4V es del tipo $\alpha + \beta$, en la que el aluminio incrementa la temperatura de la transformación entre las fases α y β (es un estabilizador de la fase α) y el

vanadio disminuye esa temperatura estabilizando la fase β . Además, el aluminio disminuye la densidad de la aleación y el vanadio aumenta su ductilidad. Se produce en diferentes grados, siendo los más usados los de grado 5, 23 y 29. La variedad de grados está relacionada con la cantidad de oxígeno, que hace variar las propiedades mecánicas de la aleación. Cuanto menor es la cantidad de oxígeno, mayor es la ductilidad y tenacidad a la fractura, con alguna reducción en la resistencia.

El Ti6Al4V ELI (de sus siglas en inglés, "Extra Low Intersticial") es una versión del Ti6Al4V, con bajos límites específicos de hierro y de elementos intersticiales como C y O. Es un material muy utilizado en aplicaciones médicas y dentales debido a su excelente biocompatibilidad, alta resistencia a la fatiga y bajo módulo elástico. Puede ser mecanizado para acomodar las superficies irregulares de los huesos, como en el caso de placas para los huesos fracturados, cuando se utiliza para prótesis óseas o dentales. También puede ser considerado para algunas aplicaciones que requieran una alta resistencia, bajo peso, buena resistencia a la corrosión y alta tenacidad, especialmente a temperaturas criogénicas. Algunas aplicaciones típicas incluyen reemplazos articulares, dispositivos de fijación de huesos, material quirúrgico y vasos criogénicos.

La microestructura del Ti6Al4V depende del tratamiento térmico y de la conformación mecánica previa. Cuando es calentada por encima de 1000°C en el campo de la fase β , Fig. 4, y luego enfriada lentamente a temperatura ambiente, se produce una estructura Widmanstätten de dos fases. La fase α , rica en aluminio y pobre en vanadio, precipita como placas o agujas con una orientación cristalográfica específica dentro de los granos de la matriz β . Por otro lado, si el enfriamiento desde la fase β es más rápido (ej. en aceite), se produce una microestructura tipo acicular debida a la transformación martensítica o bainítica. La aleación Ti6Al4V más utilizada para el reemplazo de hueso es la que tiene una microestructura del tipo "mill annealed" que consiste en granos equiaxiales y placas de Widmanstätten α , en una matriz β no transformada. Esta microestructura es el resultado de calentar y deformar en la región $\alpha + \beta$ y enfriar luego lentamente, permitiendo la transformación de β a α . Este tipo de

microestructura permite obtener una excelente combinación de resistencia mecánica, tenacidad, ductilidad y resistencia a la fatiga. Concretamente, su límite elástico, resistencia a tracción, porcentaje de alargamiento y estricción son superiores a los que presenta la aleación con microestructura tipo Widmanstätten, Tabla 2, y la velocidad de propagación de fisuras por fatiga es menor.

Por otra parte, el Ti6Al4V es una aleación que rápidamente genera una capa pasiva de óxido de titanio (TiO₂) de manera espontánea, en presencia de oxígeno, con espesores del orden de nanómetros [31, 32]. Esto le confiere una excelente resistencia a la corrosión en una gran variedad de medios, tales como la mayoría de las soluciones acuosas, medios ácidos oxidantes, cloruros (en presencia de agua) y álcalis. Parte de la razón de la buena biocompatibilidad del Ti6Al4V ELI se debe a su resistencia a la corrosión. Los fluidos corporales son básicamente cloruros con un rango de pH desde 7,4 hasta pH ácido, otra condición orgánica en la que el Ti6Al4V es altamente inmune a la corrosión. Cuando el Ti6Al4V es sometido a ciertas temperaturas, la capa de óxido puede crecer hasta el orden de varias micras [33]. Este óxido, más estable, es bioactivo y, por tanto, de gran interés en su aplicación en implantes, ya que puede generar una respuesta biológica específica en la intercara del material con el tejido, resultando en un enlace directo entre ambos [34].

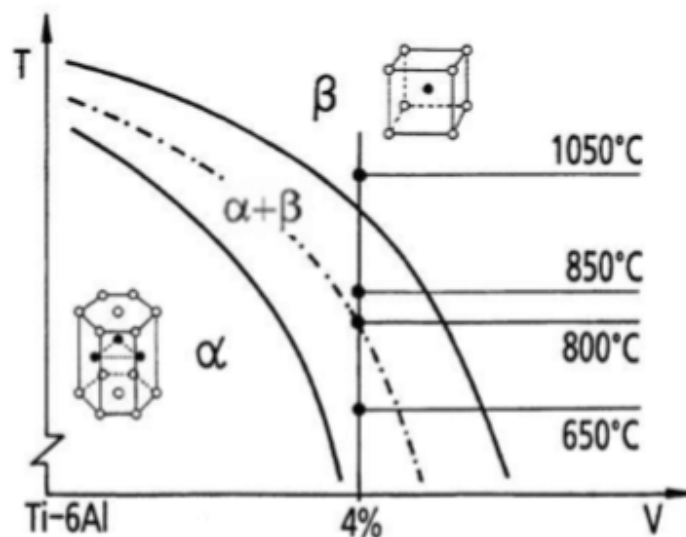


Figura. 4 Diagrama esquemático de fases en la región $\alpha+\beta$ de interés en los procesados de trabajo en frío [35].

Microestructura	Límite elástico (MPa)	Resistencia a tracción (MPa)	Elongación (%)	Estricción (%)
Mill-annealed	880	945	18	34
Widmanstätten	750	885	15	18
Martensita	840	1070	7	14

Tabla 2 Propiedades mecánicas a tracción de la aleación Ti6Al4V.

A pesar de que todos estos metales y aleaciones metálicas se suelen utilizar sin ninguna modificación superficial, estudios recientes consideran que es crucial mejorar la estabilidad de los implantes empleados para reparar fracturas de hueso en los estados tempranos [36].

3.4 SUSTANCIAS A LAS QUE SE EXPONEN LOS BIOMATERIALES EN CAVIDAD ORAL

Los arcos ortodónticos están sometidos continuamente a numerosos estímulos, por un lado estímulos físicos como lo son las fuerzas de masticación, por lo cual estos biomateriales deben poseer suficiente elasticidad para resistir a la deformación permanente y así poder mantenerse activos, así como las condiciones a las que son sometidos, es común que durante estos tratamientos este indicado el uso diario de preparaciones fluoradas como un método profiláctico utilizado para prevenir las lesiones de caries, lo cual es de vital importancia considerar ya que sabemos que los iones de flúor de estas preparaciones pueden causar alteraciones en los biomateriales tales como corrosión, cambio de color de los arcos así como alteraciones de las propiedades mecánicas, especialmente las propiedades de fricción propiciando cambios sobre la superficie y la estructura del biomaterial. [37]

En los tratamientos ortodónticos los arcos dentales son sometidos a un medio muy característico el cual contiene: un ph ácido, así como diversos suplementos

empleados durante el tratamiento los cuales causan una corrosión paulatina y por consiguiente efectos desfavorables liberando elementos de los alambres metálicos y rugoridad de las superficies resultado de las reacciones químicas. [38], la eliminación de placa dental dificulta la limpieza ya que son varios los elementos que se necesitan durante el tratamiento de ortodoncia resultando gingivitis y caries dental ya que esta placa se acumula alrededor de los brackets y las bandas. [39,40,41] Los enjuagues más utilizados son a base de clorhexidina, por sus efectos adversos se indica su uso por un corto plazo. Es comúnmente recetado ya que inhibe la formación de placa y bacterias reduciendo la caries dental. Por otra parte los enjuagues con fluoruro que protegen al diente contra lesiones alrededor del bracket blancas y la desmineralización causan decoloración corrosión y altera las propiedades mecánicas de los alambres metálicos [43].

Al tener todos los antecedentes mencionados y al saber el hecho de una alta incidencia de caries en pacientes con tratamientos ortodónticos debido bien a la acumulación de la placa dento-bacteriana en los biomateriales o a una deficiente higiene dental, al respecto encontramos un reporte en la literatura donde en un estudio realizado en implantes se corrobora que dependiendo de la superficie del biomaterial se facilita la colonización bacteriana y la formación del biofilm, produciendo finalmente el medio apropiado para desarrollar caries, pudimos inferir que las características de su superficie de los biomateriales, juegan un papel muy importante en la colonización temprana bacteriana de la formación del biofilm.

3.5 TERMOELECTRICIDAD

La termoelectricidad se considera como la rama de la termodinámica superpuesta a la electricidad donde se estudian fenómenos en los que intervienen el calor y la electricidad, el fenómeno más conocido es el de electricidad generada por la aplicación de calor a la unión de dos materiales diferentes (Figura 1.14). Si se unen por ambos extremos dos alambres de distinto material (este circuito se denomina termopar), y una de las uniones se mantiene a una temperatura superior

a la otra, surge una diferencia de tensión que hace fluir una corriente eléctrica entre las uniones caliente y fría. Este fenómeno fue observado por primera vez en 1821 por el físico alemán Thomas Seebeck, y se conoce como efecto Seebeck.

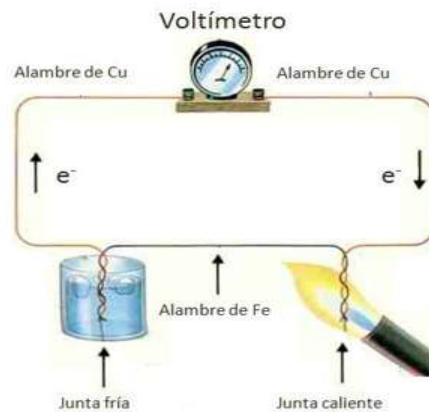


Figura5 Esquema del efecto Seebeck.

Trece años después de que Seebeck hiciera su descubrimiento, J. Peltier un relojero francés observó el segundo efecto termoeléctrico. Él observó que el paso de una corriente eléctrica a través de un termopar produce un pequeño efecto de calentamiento o enfriamiento dependiendo de la dirección de flujo.

La dependencia que existe entre el efecto Seebeck y el efecto Peltier no fue observada inmediatamente. Su interdependencia fue observada por W. Thomson (Lord Kelvin) en 1855. Aplicando la teoría de la termodinámica al problema, Thomson fue capaz de establecer la relación entre el efecto Seebeck y el efecto Peltier. Su teoría también demostró que debe existir un tercer fenómeno termoeléctrico existente en un conductor homogéneo. Este efecto, ahora conocido como efecto Thomson, consiste en un calentamiento o enfriamiento reversible donde exista un flujo de corriente eléctrica y un gradiente de temperatura. [44]

3.5.1 EFECTO SEEBECK.

Para explicar este efecto, considérese una barra de un metal que es calentada por un extremo y enfriada por el otro como se muestra en la Figura 1.15. Los

electrones en la región caliente tienen mayor energía y, por lo tanto, tienen mayores velocidades que los de la región fría. Por consiguiente, hay un flujo neto de electrones del extremo caliente hacia el extremo frío, lo cual deja detrás iones metálicos positivos expuestos en la región caliente y acumulación de electrones en la región fría. Por consiguiente, se desarrolla un voltaje entre los extremos caliente y frío, donde el extremo caliente presenta el potencial positivo.

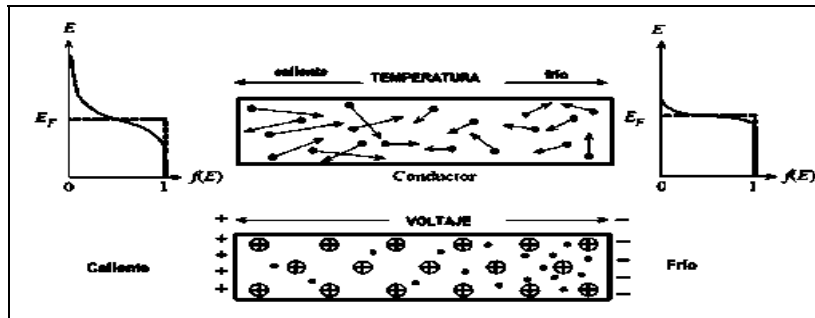


Figura 6 Efecto Seebeck. Gradiente de temperatura en un conductor.

El efecto volumétrico está íntimamente relacionado con el fenómeno de termoelectricidad por la cinética de los electrones a través del material. Entonces, el coeficiente del potencial termoelectrico está dado por la teoría de Mott-Jones expresado por la ecuación siguiente:

$$(1.1) \quad S = \frac{\pi^2}{3} \cdot \frac{k_B^2 T}{e} \frac{\partial}{\partial E_e} [\ln \sigma]_{E_e = E_f}$$

donde e , es la carga en el electrón; E_e es la energía en el electrón; E_f es la energía de Fermi; K_B es la constante de Boltzmann; T es la temperatura y σ es la conductividad eléctrica.

3.5.2 RELACIONES ENTRE LOS COEFICIENTES TERMOELÉCTRICOS

Una vez definidos los efectos Seebeck y Peltier se demostrará su relación. Para ello se usará como referencia el termopar simple de la Figura 1.16. El conductor A esta unido en sus dos terminales al conductor B, estando el conductor B dividido en dos partes para que, por ejemplo, un voltímetro pueda ser insertado en el hueco.

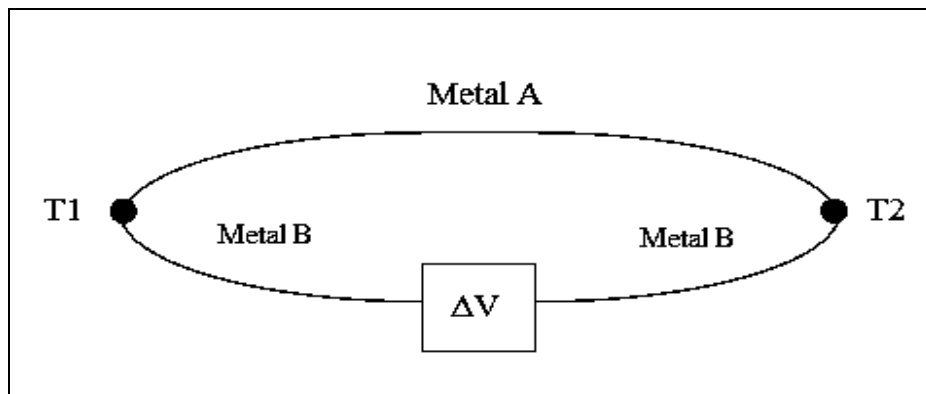


Figura 7 Termopar simple conectado a un voltímetro.

Suponiendo que un diferencial de temperatura ΔT es aplicado en las dos uniones y ambas terminales del conductor B son mantenidas a la misma temperatura generalmente se encontrara que una diferencia de potencial ΔV aparecerá entre las terminales libres. El coeficiente diferencial de Seebeck, S_{AB} , es definida como la razón de V a ΔT . Por lo tanto:

$$S_{AB} = \frac{V}{\Delta T}$$

(1.2)

α_{AB} será positivo si la fuerza electromotriz tiende a dirigir una corriente eléctrica a través del conductor A de la unión caliente a la unión fría.

El coeficiente diferencial de Peltier π_{AB} , para el mismo termopar suponiendo que una fuente de campo electromagnético es conectada a través de las uniones libres del conductor B para hacer fluir una corriente a través del circuito en sentido horario. El coeficiente de Peltier será positivo si la unión en la que la corriente entra al conductor A se calienta y la unión en la que salga del conductor A se enfría. π_{AB} es igual a la relación entre el rango de calentamiento o enfriamiento q de las uniones y la corriente I ,

$$\pi_{AB} = \frac{q}{I}$$

(1.3)

Es notable que es más fácil medir el coeficiente Seebeck que el coeficiente Peltier. Por lo tanto, ya que ambas cantidades entran en la teoría de la conversión de energía termoeléctrica, es preferible que únicamente solo una tenga que ser específica. Una de las relaciones de Kelvin permite expresar el coeficiente de Peltier en términos del coeficiente de Seebeck de la siguiente manera:

$$\pi_{AB} = S_{AB} * T$$

(1.4)

La otra relación de Kelvin conecta el coeficiente de Seebeck con el coeficiente de Thomson, τ , o más bien dicho, la diferencia de coeficientes Thomson de los dos conductores. El coeficiente de Thomson es definido como la relación de calentamiento por unidad de longitud que resulta del paso de una unidad de corriente a lo largo de un conductor donde existirá una unidad de gradiente de temperatura. La relación apropiada de kelvin es:

$$\tau_A - \tau_B = \frac{dS_{AB}}{dT}$$

(1.5)

Los coeficientes de Seebeck y Peltier definidos con anterioridad son determinados para un par de conductores, por lo que sería más conveniente si los valores estuvieran dados para un solo material. De hecho, los coeficientes absolutos de Seebeck y Peltier se hacen iguales al coeficiente diferencial si el segundo material es despreciado considerando que tiene como coeficiente absoluto cero. Es razonable asignar un coeficiente absoluto de Seebeck y Peltier igual a cero para un superconductor ya que el coeficiente diferencial entre pares de superconductores es igual a cero.

Es razonable escribir la ecuación (1.5) de la forma:

$$\tau = T \frac{\Delta S}{\Delta T}$$

(1.6)

Para un solo conductor. Entonces, si el coeficiente absoluto de Seebeck de un material a bajas temperaturas es determinado conectándolo a un superconductor, es posible usar la ecuación (1.6) para medir el coeficiente de Thomson a temperaturas más elevadas. [44]

3.5.3 FLUJO DE PORTADORES DE CARGA.

Los portadores de carga en los materiales (electrones en metales, electrones y hoyos en los semiconductores, iones en los conductores iónicos) fluirán cuando un extremo de un conductor está a una temperatura diferente del otro. Portadores calientes fluirán desde el extremo caliente al extremo frío, pues hay menor densidad de portadores calientes en el extremo frío del conductor. Portadores fríos fluirán desde el extremo frío al extremo caliente por la misma razón.

Si el conductor dejara alcanzar el equilibrio termodinámico, este proceso resultaría en la distribución uniforme de calor a través del conductor. El movimiento de calor (en la forma de portadores cargados) de un extremo al otro se llama corriente de

calor. Así como portadores de carga moviéndose, es también una corriente eléctrica.

En un sistema donde ambos extremos se mantienen a diferencia constante de temperatura (una corriente constante de calor de un extremo a otro), existe un flujo constante de portadores. Si la razón de fluidez de portadores calientes y fríos en direcciones opuestas es igual, allí no habría un cambio neto en la carga. Pero, el flujo de carga se dispersa con impurezas, imperfecciones, y vibraciones de la red cristalina (fonones). Si la dispersión depende de la energía, los portadores calientes y fríos fluirán a razones diferentes. Esto crea una densidad mayor de portadores a un extremo del material, y la distancia entre las cargas positivas y negativas produce una diferencia de potencial; un voltaje electrostático.

Los electrones de conducción alrededor de la energía de Fermi tienen una velocidad media que solo tiene una pequeña dependencia con la temperatura. Este pequeño cambio en la velocidad media con la temperatura es importante para entender el efecto termoeléctrico. Este campo eléctrico, sin embargo, se opone a la dispersión desigual de portadores, y se alcanza un equilibrio donde el número neto de portadores desplazados es cancelado por el número neto de portadores moviéndose en dirección opuesta desde el campo electrostático. Esto indica que el potencial termoeléctrico de un material depende grandemente de las impurezas, imperfecciones, y cambios estructurales (el cual frecuentemente varía entre ellos mismos con la temperatura y el campo eléctrico) y el potencial termoeléctrico de un material es la colección de muchos efectos diferentes.

El potencial termoeléctrico generado en el conductor (S) depende principalmente de dos contribuciones, las cuales son: el potencial termoeléctrico debido al flujo de los electrones en el material (S_d) y el potencial termoeléctrico debido a la interacción fonón/electrón (S_g) ver ecuación 1.7. En el primer caso, el incremento en la corriente termoeléctrica es debido al flujo de electrones de la punta caliente a la punta fría los cuales tienen mayor energía térmica que los electrones en la punta fría, el cual presenta un comportamiento lineal con respecto a la temperatura, mientras que la contribución al potencial termoeléctrico debido a las

ondas de Debye o fonones, que son causados por la energía que fluye a través de la red y que se presentan como vibraciones de la red cristalina interactuando significativamente con los electrones de conducción mediante colisiones, lo que ocasiona una variación en la resistencia del conductor dependiente de la temperatura, teniendo así un efecto conocido como: efecto fonón/electrón, donde estas ondas tienden a “barrer” los electrones desde la zona caliente hacia la zona fría. El incremento en la vibración de la red corresponde a un incremento no lineal para temperaturas bajas el cual es proporcional al cubo de la temperatura (para $T \ll \theta$), hasta que el incremento en la temperatura aumenta la probabilidad de que una onda generada en la red, choque con otra onda generada, más que con un electrón de conducción, haciendo que estas ondas se anulen en un movimiento no armónico, este efecto aumenta con la temperatura haciendo que las colisiones fonón/fonón sean más frecuentes, disminuyendo la interacción entre fonón/electrón en $1/T$, desapareciendo el efecto fonón/electrón a más altas temperaturas (para $T \geq \theta$) (Figura 1.17).

$$S(T) = S_d(T) + S_g(T)$$

(1.7)

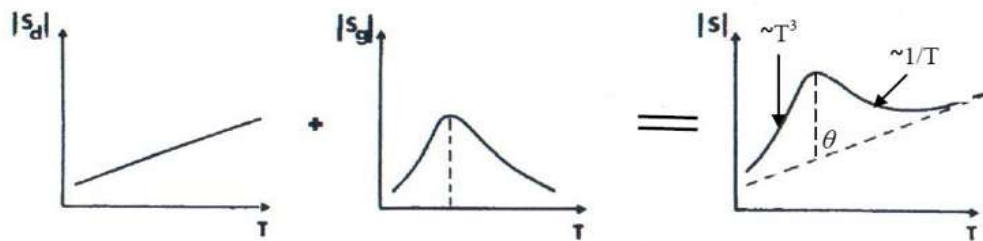


Figura 8 Esquema de PTE absoluto, S_d = PTE componente de flujo de electrón, S_g = PTE componente fonón/electrón. θ = temperatura de Debye.

3.5.4 EL POTENCIAL TERMOELÉCTRICO EN METALES PUROS.

El potencial termoeléctrico de metales puros (S) es la suma de dos componentes:

$$S = S_d + S_g$$

(1.8)

Donde S_d es el componente de difusión el cual es asociado con la conducción de dispersión de electrones y que varía casi linealmente con el valor de la temperatura absoluta.

S_g es el componente de latencia que toma en cuenta la interacción entre fonones y electrones. Presenta un máximo en $\theta_D = 5$ (donde θ_D es la temperatura de Debye) y es generalmente despreciable para valores de $T > \theta_D$. Por lo tanto, en la mayoría de los casos, el potencial termoeléctrico absoluto PTE de un metal puro a temperatura ambiente se debe esencialmente debido al componente de difusión.

3.5.5 INFLUENCIA DE LA MICROESTRUCTURA.

El valor absoluto del potencial termoeléctrico PTE (S) de los materiales metálicos es afectado en diferentes niveles por todos los defectos latentes (átomos de soluto, dislocaciones, precipitados, etc.), lo cual puede perturbar las propiedades electrónicas o elásticas del material y consecuentemente inducir una variación del potencial termoeléctrico.

Por lo tanto la ecuación que define el potencial termoeléctrico puede ser escrita como:

$$S = S_0 + \Delta S_{ss} + \Delta S_{dis} + \Delta S_{pp}$$

(1.9)

Donde S_0 es el PTE del metal puro (sin defectos) y S_{ss} , S_{dis} y S_{pp} son las variaciones en el potencial termoeléctrico debido a elementos en solución sólida (ss), dislocaciones (dis), y precipitados (pp), respectivamente.

La contribución de los elementos de soluto en el componente de difusión del potencial termoeléctrico está dada por la ley de Gorter-Nordheim, la cual puede ser expresada de la siguiente manera:

$$pS = p(S - S_0) = \sum_i p_i S_i = \sum_i \alpha_i C_i S_i$$

(1.10)

Donde: $p = p_0 + \sum p_i$ es la resistividad del material analizado (dada por la regla de Mathiessen); p_0 es la resistividad del metal puro, p_i es el incremento en la resistividad debido a los átomos de soluto i ($p_i = \alpha_i C_i$, donde C_i es la concentración del elemento de soluto i mientras que α_i es su resistividad específica) y S_i es el potencial termoeléctrico específico del elemento i .

Cuando la concentración de los elementos de aleación en solución es baja (<10⁻¹%) o cuando la variación del contenido de soluto es débil, la resistividad (p) puede ser considerada como constante, y la ley de Gorter-Nordheim se transforma de la siguiente forma:

$$S = \sum_i P_i C_i \quad \text{donde} \quad P_i = \frac{\alpha_i S_i}{p}$$

(1.11)

P_i es el coeficiente que refleja la influencia del elemento de soluto i en el potencial termoeléctrico.

En lo que concierne a los precipitados, su efecto, como segunda fase generalmente puede ser despreciado, excepto si los precipitados son coherentes o si su fracción volumétrica es alta (>10%). En este caso, los precipitados pueden inducir grandes variaciones en el potencial termoeléctrico, la magnitud y el signo del potencial termoeléctrico son difíciles de predecir. Como ejemplo se tiene la investigación de Crussard y Aubertin quienes observaron un efecto significativo de los precipitados de Fe en el aluminio durante la etapa de disolución, a este efecto lo llamaron "anormalidad del PTE". Ellos asumieron que era debido al campo de esfuerzos que rodea los precipitados.

En la mayoría de las aleaciones, las dislocaciones tienen un efecto en el potencial termoeléctrico. Por ejemplo en las aleaciones de hierro el potencial termoeléctrico tiende a decrecer, lo que lleva a una variación del potencial termoeléctrico que está asociada con la densidad de dislocaciones. [45]

El efecto que tiene el tamaño de la microestructura puede ser muy importante en materiales con grano fino a altas temperaturas si la muestra es altamente desordenada. En esta situación el único efecto relacionado con el tamaño que afecta el transporte térmico es la dispersión de portadores de carga por fronteras (de grano, plaquetas, muestra).

La conductividad térmica en materiales con tamaño de grano fino será reducida debido a la dispersión de fonones en las fronteras de grano para materiales cuyo tamaño de grano sea comparable a o más pequeño que el camino libre del fonón. A temperatura ambiente los fonones tienen un camino libre de aproximadamente 0.3 μm .

Los fonones tienen una longitud de onda de entre 1-2nm a temperatura ambiente, por lo tanto, tienden a dispersarse fácilmente en fronteras de grano con una rugosidad superficial de entre 3 y 5 Å. En cambio los electrones con una longitud de onda de 8nm a temperatura ambiente, interactuarán de forma especular con las fronteras de grano y no serán dispersados.

La dispersión de fonones ocurre también cuando estos chocan entre sí. Esta es la forma de dispersión que limita la conductividad térmica latente en materiales abultados. A menos que el tamaño de grano del material sea comparable o más chico que el camino libre del fonón la dispersión choque de fonones dominará y la conductividad térmica será la misma. Sin embargo, si las fronteras de grano están muy juntas entre ellas, la dispersión fonón-frontera de grano dominará y la conductividad térmica se reducirá.

3.5.6 ESTIMACIÓN DE LA MAGNITUD DE LAS PROPIEDADES TERMOELÉCTRICAS.

Intentando aproximar la ecuación del calor de Thomson al calor específico de equilibrio por unidad de carga positiva conducida, se supone un modelo de conductor que compuesto por una cantidad constante de electrones libres en una "caja" rígida (representando las fronteras físicas del conductor) y que obedece estadísticas Maxwellianas. Por lo tanto, se puede decir que el calor de Thomson, μ , es:

$$\mu \approx C_q \quad (1.12)$$

Dónde: C_q es el calor específico de equilibrio de conducción de cargas por unidad positiva de carga. En términos del modelo propuesto con electrones libres la ecuación se reescribe de la siguiente forma:

$$\mu = \frac{C_{el}}{e} \quad (1.13)$$

Donde C_{el} es el calor específico por electrón y e la carga (en magnitud y signo) del electrón. Con estadísticas Maxwellianas esta ecuación se transforma en:

$$\mu \approx \frac{3k}{2e} \quad (1.14)$$

Pero $k \approx 1.4 \times 10^{-23} \text{ joules/}^\circ\text{K}$, y $e = -1.6 \times 10^{-19} \text{ coulombs}$, entonces de la ecuación podemos esperar:

$$\mu = - \frac{1.3 \times 10^{-4} \text{ Volt}}{\text{grado}} \quad (-130 \mu\text{V/grado})$$

(1.15)

Estas ecuaciones parecen ser solo válidas para el caso de los semiconductores, ya que es necesario que en los semiconductores exista un hueco de energía sobre el cual los electrones deben ser excitados para que exista conducción eléctrica. Si se compara un semiconductor con un metal, en un semiconductor existen relativamente pocos electrones disponibles para conducir a temperaturas normales. Por lo tanto, se espera que los semiconductores obedezcan las estadísticas Maxwellianas.

Sin embargo, este modelo puede ser inadecuado para un semiconductor real, principalmente si los electrones son excitados térmicamente en la banda de conducción ya sea desde la banda de valencia o de niveles localizados de impurezas (llamados sitios donantes) (Figuras 1.18, 1.19), una “memoria” de los electrones ausentes permanecerá.

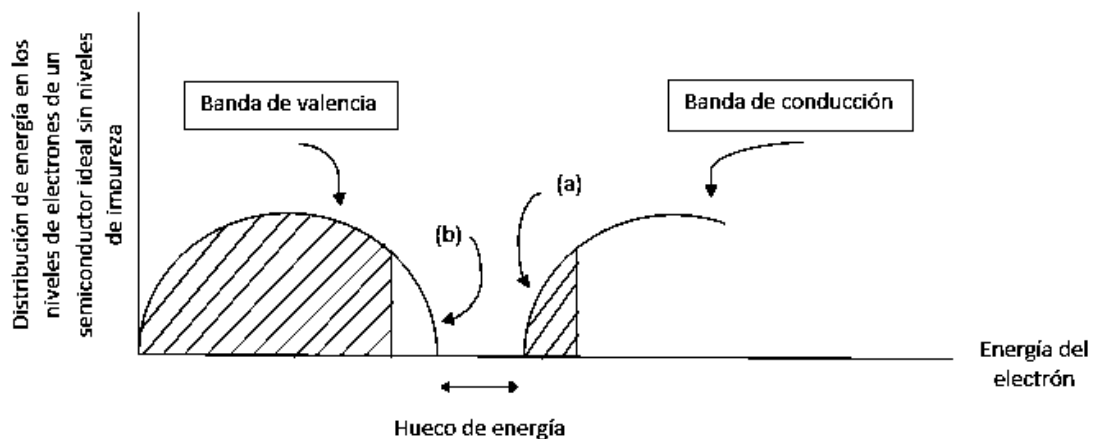


Figura 9 Esquema de los estados de electrones ocupados (área sombreada) en un semiconductor idealizado, (a) electrones de conducción y (b) “hoyo” dejado en la banda de valencia.

En el caso de un electrón excitado en la banda de valencia, al desplazarse éste dejará un “hoyo” positivo como es llamado. Si estos hoyos contribuyen significativamente a la conducción eléctrica total del semiconductor (considerando la movilidad relativa de los electrones y hoyos), entonces evidentemente los hoyos deben ser tomados en cuenta en la teoría.

La situación también se incrementa donde exista un gran hueco de energía entre la banda de valencia y las bandas de conducción, donde es más fácil excitar electrones de la banda de valencia hacia orbitales atómicos localizados cerca de

átomos de impurezas (llamados receptores), los cuales piden menos energía que la excitación para la banda de conducción. Entonces, la conducción será debida principalmente a los hoyos móviles dejados en la banda de valencia previa; en este caso la carga efectiva se puede esperar sea positiva.

Si la posición de la impureza es más cercana a la banda de valencia los electrones serán excitados térmicamente de esta y viajaran a la impureza que se convertirá en “receptora”, los electrones excitados al desplazarse dejaran “hoyos” en la banda de valencia. (Figura 1.20)

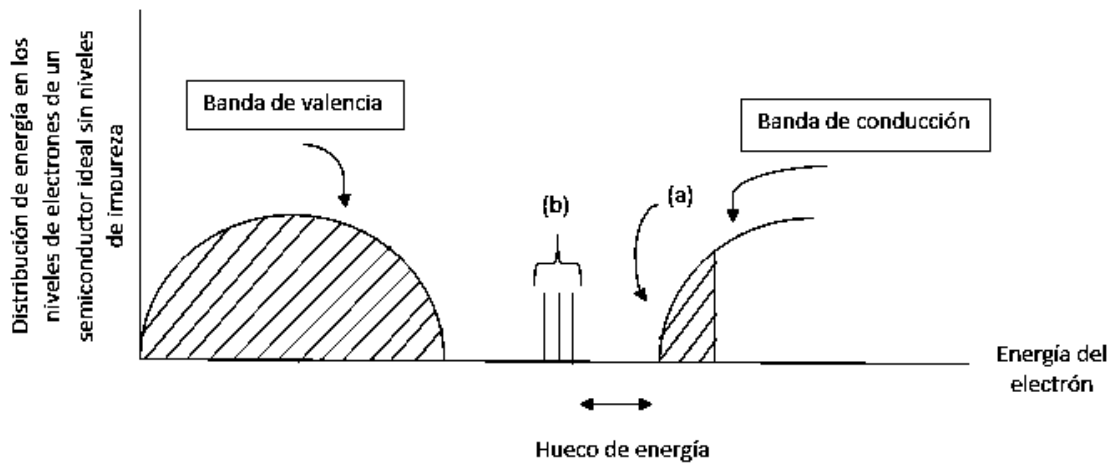


Figura 10 Esquema de niveles de electrones ocupados en un semiconductor con niveles de impureza, (a) electrones de conducción, (b) impureza “donante”.

En el modelo propuesto se considera el que el conductor está lleno de electrones libres, ésta consideración puede ser válida solo en los metales en donde la influencia de la temperatura en los electrones puede ser despreciable debido a la energía de punto-cero, que permite a los electrones moverse libremente. Sin embargo, en un semiconductor esto no puede ser así ya que los electrones deben ser excitados térmicamente para moverse dentro de las bandas de conducción, en consecuencia el número de electrones disponibles para conducir carga varía en función de la temperatura. [46]

Para conocer el número N de electrones disponibles para conducción se puede utilizar la siguiente ecuación:

$$(1.16) \quad N \propto \exp\left(-\frac{U}{kT}\right)$$

Donde U es igual a la energía de excitación por electrón, e independientemente de la base N varia rápidamente con la temperatura. Tomando en cuenta esta ecuación, la ecuación (1.13) puede ser sustituida por:

$$\mu \approx \frac{k}{e} \left(\frac{3}{2} - \frac{T}{N} \frac{dN}{dT} \right) \approx \frac{k}{e} \left(\frac{3}{2} - \frac{U}{kT} \right) \quad (1.17)$$

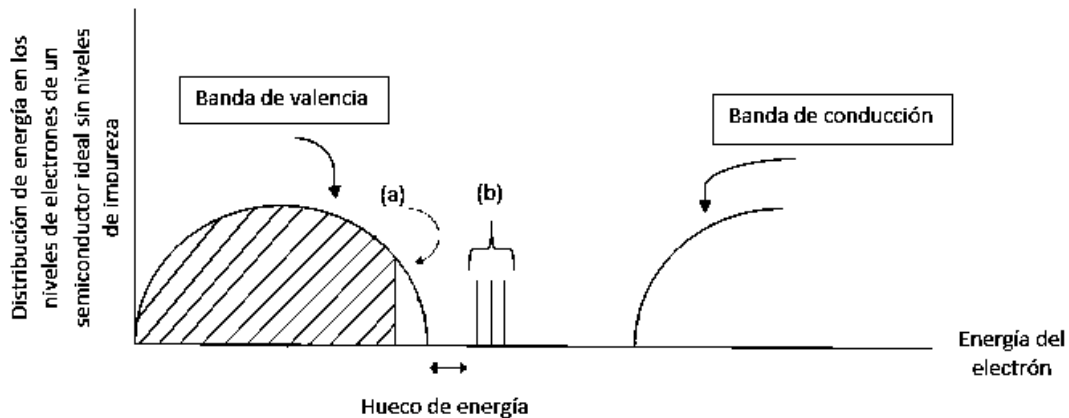


Figura 11 Esquema de los estados de electrones ocupados en un semiconductor con niveles de impureza, (a) “hoyo” en la banda de valencia, (b) impureza “receptora”.

3.5.7 MÉTODOS DE MEDICIÓN DEL POTENCIAL TERMOELÉCTRICO

Las técnicas termoelectricas convencionales son únicamente sensibles a variaciones intrínsecas del material, pero son básicamente insensibles a efectos geométricos externos como lo son: la forma, tamaño, y calidad de la superficie del espécimen a ser inspeccionado. Solo los termopares hechos con materiales de diferentes poderes termoelectricos generarán una señal termoelectrica, esta característica única hace de un simple medidor termoelectrico, uno de los más sensibles instrumentos utilizados en la caracterización de materiales por técnicas no destructivas.

Los efectos microestructurales del material están relacionados fuertemente por el fenómeno de la termoelectricidad y por la cinética de los electrones a través del material. El poder termoelectrico de los metales es sensible a una variedad de propiedades del material que pueden afectar la medición. Claramente, la composición química ejerce el más fuerte de los efectos en las propiedades termoelectricas, y en consecuencia, la aplicación básica de la de caracterización de materiales termoelectricos es la clasificación del metal, sin embargo, es bien conocido que bajo condiciones especiales, los materiales de idéntica composición química pueden incluso producir un termopar eficiente como resultado de un

tratamiento térmico diferente, procesos de precipitación, crecimiento de grano, restauración, endurecimiento, textura, esfuerzos residuales, fatiga, entre otros; los cuales pueden ser caracterizados mediante evaluaciones no destructivas de materiales.

Se consideran dos materiales diferentes A y B (Figura 1.21) conectados por los extremos 1 y 2, si se mantienen estas dos uniones a temperaturas diferentes T_1 y T_2 , circulará un voltaje termoeléctrico en el circuito, este voltaje es proporcional a la diferencia de temperatura $\Delta T = T_1 - T_2$ entre las dos uniones. El potencial termoeléctrico S_{AB} del metal A es relativo al metal B.

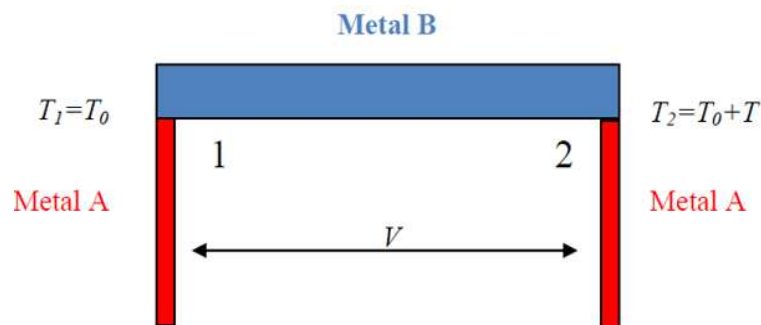


Figura 12 Diagrama esquemático de la unión doble en la que se muestra el efecto Seebeck.

$$S = \frac{\Delta V}{\Delta T} \quad (\mu V / K) \quad (1.18)$$

Que es igual a:

$$\Delta S = S_A - S_B = \lim_{\Delta T \rightarrow 0} (\Delta V / \Delta T) \quad (1.19)$$

Donde S_A y S_B son potenciales termoeléctricos absolutos del metal A y B respectivamente.

Para determinar el potencial termoeléctrico del metal que deseamos caracterizar es necesario primeramente producir dos uniones con un metal de referencia como el mostrado en la Figura 1.21, posteriormente se genera un gradiente de temperatura controlado dentro del espécimen ΔT , y finalmente se mide el voltaje generado ΔV , donde mediante la siguiente ecuación podemos determinar el PTE absoluto del espécimen, conociendo el PTE absoluto del metal de referencia.

$$S_B = S_A + \frac{\Delta V}{\Delta T} \quad (1.20)$$

Las mediciones deben de ser a una temperatura fija donde el potencial termoeléctrico absoluto $S(T)$ tenga un comportamiento lineal, que es donde los fonones (vibraciones en la red cristalina con influencia en la conductividad térmica) han sobrepasado la temperatura de Debye y ya no contribuyen a la variación calor específico (aproximadamente por encima de 300K) y únicamente se tenga un PTE debido al flujo de los electrones.

Existen dos métodos principales para la determinación del PTE. El primero es el método del gradiente lateral en el cual un espécimen es posicionado entre dos bloques de un metal conocido (por ejemplo, cobre), uno de los bloques se encuentra a una temperatura T_1 y el otro bloque se encuentra a una temperatura T_1+T_2 . La unión de estos bloques mediante el espécimen, cierra un circuito el cual genera una corriente eléctrica, (Figura 1.22 a)).

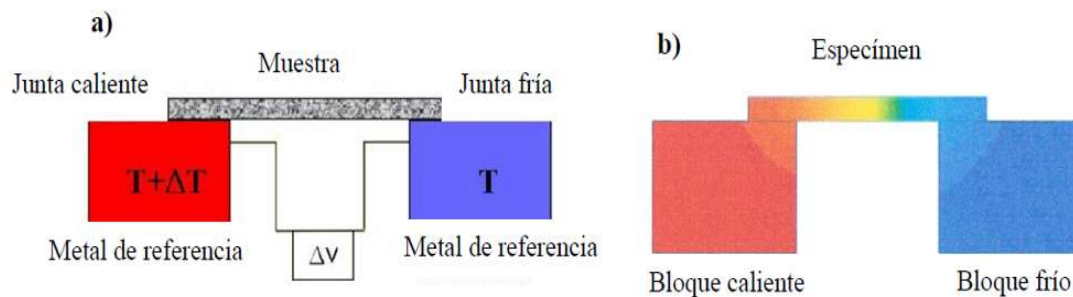


Figura 13 a) Diagrama esquemático del equipo de gradiente lateral, b) Gradiente térmico.

Esta técnica se considera volumétrica ya que el gradiente térmico es homogéneo a través del espécimen, además de ser muy sensible siempre y cuando se respeten algunas dimensiones de las probetas para garantizar una buena medición de la temperatura en los extremos del espécimen (Figura 1.22 b)), para ello el error de la medición de la temperatura se reduce si la resistencia térmica de la muestra se incrementa y la resistencia de contacto se disminuye, esto se logra disminuyendo la longitud y sección transversal de la muestra.

La resistencia térmica del contacto introduce un gradiente térmico en la unión, para reducir esta resistencia se debe aplicar un control mecánico en la presión de la unión, pulir la unión de la muestra, remover la capa de óxido que se pudiera formar y aplicar eventualmente un conductor térmico líquido.

El segundo método para la medición de PTE es el método de punta caliente, en el cual únicamente se regula la temperatura de una de las puntas, (punta caliente = 50°C) mientras la otra punta permanece a temperatura ambiente (punta fría) (Figura 14).

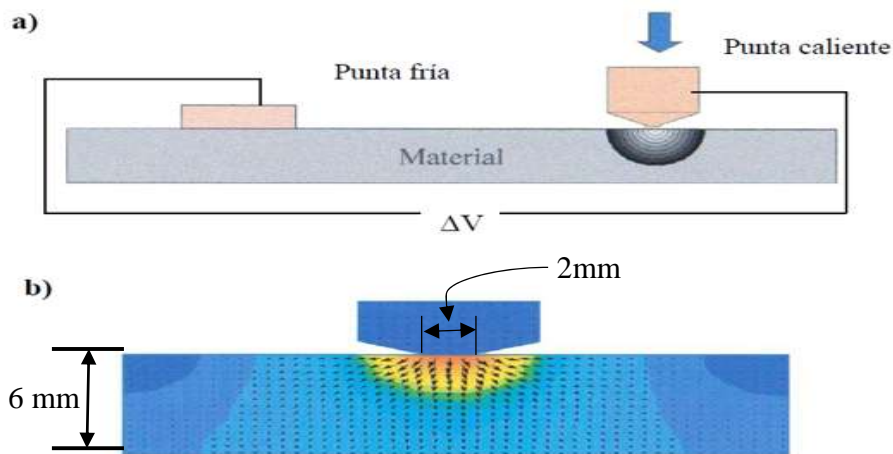


Figura 14 a) Diagrama esquemático del equipo de punta caliente, b) gradiente térmico.

En este método el gradiente térmico es localizado en el área de contacto y su tamaño es determinado por el tamaño de la unión, (diámetro de la punta) el volumen de gradiente térmico equivale aproximadamente a 6 veces el radio de la punta (Figura 14).

Una de las ventajas de este método es que las mediciones del PTE son localizadas y éstas pueden hacerse a elementos en sitio. La principal desventaja es que tiene una menor sensibilidad que el método de gradiente lateral, esto es debido a la determinación precisa de la temperatura en la unión por consecuencia del espesor de la punta que puede desarrollar un amplio gradiente térmico en la unión con el espécimen. La incertidumbre de la temperatura está fuertemente relacionada con la conductividad térmica del material estudiado, este error se incrementa con el aumento en la conductividad del material. [47,48,49]

3.5.8 MÉTODO DE LA PUNTA CALIENTE

Basado en el efecto Seebeck, cuando dos uniones hechas de diferentes metales tienen un diferencial de temperatura, una fuerza electromotriz es generada entre ellas. Este voltaje dividido por el diferencial de temperatura es igual a la diferencia de potencial termoeléctrico de ambos metales.

La figura 15 muestra el diagrama esquemático de la medición de potencial termoeléctrico por el método de punta caliente como generalmente se realiza en la caracterización de materiales. Uno de los electrodos de referencia es calentado por medios eléctricos a una temperatura preestablecida T_h , este electrodo será llamado punta caliente, el otro electrodo es mantenido a temperatura ambiente T_c , este electrodo es conocido como toque frío.

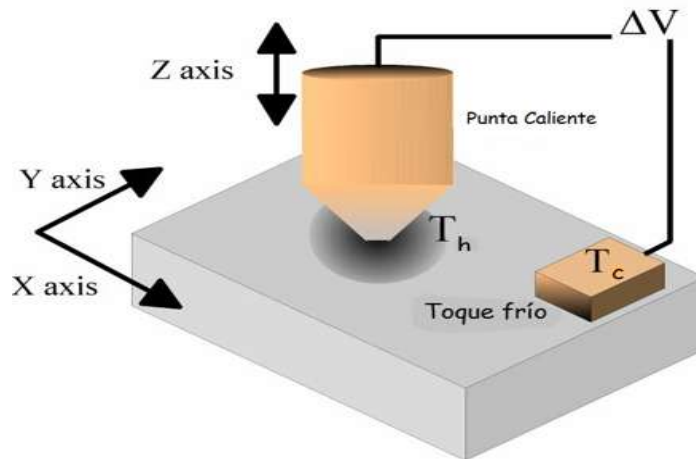


Figura 15 Diagrama esquemático de la medición de potencial termoeléctrico por el método de punta caliente. [49].

La medición se realiza haciendo contacto primero con el toque frío para después tocar el espécimen con la punta caliente, las mediciones son realizadas rápidamente en un par de segundos para asegurar que el electrodo caliente no sea enfriado perceptiblemente por el espécimen y que el espécimen no sea calentado por la punta caliente. El voltaje termoeléctrico medido debido al efecto Seebeck está dado por:

$$V = \int_{T_c}^{T_h} [S_S(T) - S_R(T)] dT = \int_{T_c}^{T_h} S_{SR}(T) dT$$

(1.21)

Donde T es la temperatura, S_S y S_R denotan el potencial termoeléctrico del espécimen y el electrodo de referencia, respectivamente. Cualquier variación en las propiedades del material puede afectar las mediciones del voltaje termoeléctrico vía $S_{SR} = S_S - S_R$, que es el potencial termoeléctrico del espécimen a ser medido con relación al electrodo de referencia.

En la mayoría de los casos la dependencia de temperatura del potencial termoeléctrico puede ser despreciada sobre el rango de operación y el voltaje termoeléctrico puede ser aproximado como $V \approx (T_h - T_c) S_{SR}$. Idealmente, sin importar que tan alta sea la diferencia de temperatura entre las uniones, sólo termopares hechos de diferentes materiales, o más precisamente, materiales con diferente potencial termoeléctrico generarán una señal termoeléctrica. Esta característica única hace de un simple probador termoeléctrico, uno de los más sensibles caracterizadores usados en la inspección no destructiva. [47,48,49,50]

IV. JUSTIFICACION.

Si bien todos los biometales encontrados en la literatura hasta la fecha presentan características aceptables, en términos de biocompatibilidad y de soporte características esenciales para su uso en cavidad oral, ninguno de ellos presenta todas las características necesarias, sabemos que el uso de biometales en cavidad oral puede producir efectos adversos tales como la liberación de iones metálicos, producción de reacciones alérgicas así como se ha relacionado con la aparición de enfermedades como el parkinson .

Actualmente la aleación (Ti6Al4V ELI), es una aleación de biometales con grandes ventajas, ampliamente utilizada en el área biomédica específicamente en el área de prótesis, debido a su excelente biocompatibilidad, alta resistencia a la fatiga, bajo modulo elástico, y buena resistencia a la corrosión.

Al ser la topografía superficial de los arcos ortodónticos una propiedad esencial para el éxito en los tratamientos ortodónticos, y sabiendo que el resultado de la estructura superficial de un biomaterial depende de varios factores, tales como la aleación utilizada en la fabricación, el complejo proceso de fabricación y el tratamiento de acabado de la superficie, y de acuerdo a todas las características presentadas por el Ti6Al4V ELI, resulta interesante indagar al respecto y por tanto delucidar las propiedades, de este biomaterial y presentar la forma óptima del mismo para poder en un futuro presentar a este biomaterial un como posible candidato para la utilización en el área ortodóntica el cual hasta la fecha no ha sido utilizado.

V.PREGUNTA DE INVESTIGACION

¿Presentara Ti6Al4V ELI las características necesarias para poder presentarse como un buen candidato para ser utilizado en cavidad oral?

VI.OBJETIVO GENERAL

Caracterizar microestructuralmente las superficies de los biomateriales: acero inoxidable 316L y Ti 6Al4V ELI.

VII.OBJETIVOS PARTICULARES

1.Determinar el Potencial termoeléctrico del acero inoxidable 316L y Ti6Al4V.

VIII.HIPOTESIS

El biomaterial Ti6Al4V ELI es un buen candidato para ser utilizado en cavidad oral debido a las ventajas microestructurales que presenta sobre los biomateriales ya existentes.

IX.MATERIALES Y METODOS

9.1Materiales

Los materiales utilizados en este estudio fueron:

Arcos de aleación médica Ti6Al4V ELI (intersticial extra bajo) (0.017x 0.025) y su composición química exacta es: 6.10Al 3.93V– 0.17Fe– 0.12O– 0.009C– 0,005N– 0,002H – Ti (% en peso).

Arcos de acero inoxidable 316L, de la marca comercial AH-KIM-Pech (0.017x0.025) y su **composición química exacta es:**

Saliva artificial de la marca viarden de 250 ml.

Enjuague dental: Bexident encias (clorhexidina al 12%).

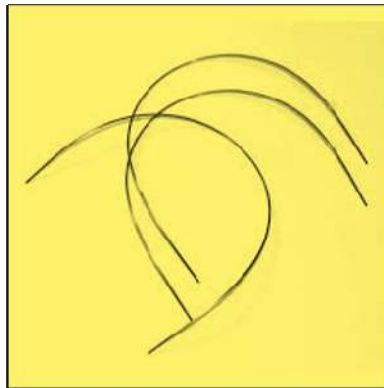


Figura 16. Arcos Ti6Al4V ELI y Acero Inoxidable 316L



Figura 17.

9.2 Métodos

Comportamiento de los biomateriales soluciones biológicas. - En esta fase colocaremos los biomateriales en estudio en 3 condiciones con tres arcos en cada condición: un grupo sumergidos en saliva artificial, otro grupo únicamente con clorhexidina al 0.12% y un tercer grupo clorhexidina+saliva. Los arcos de inmersión se colocarán en recipientes de plástico herméticamente cerrados y luego se incubarán a 37°C durante 90 días (con análisis cada 30) en el termostato de laboratorio (WB Falc M5, Falc Instruments, Italia). La monitorización permanente de la temperatura se realizará con un termómetro digital y no se registrarán variaciones de ± 1 ° C. La cantidad de solución de inmersión en cada recipiente será de 4 ml, para asegurar la inmersión completa de los arcos. Al mismo tiempo, cada 24 ,48 y 72 horas las soluciones serán cambiadas. Al final del período de inmersión, los arcos se lavarán con agua destilada y se colocarán en paquetes nuevos marcados individualmente.

9.3 Medidas de poder termoeléctrico, método de punta caliente

Las medidas de poder termoeléctrico (PTE) se realizaron con un equipo calibrado ThermoSorter marca Walker Scientific Inc. ATS-6044T, mostrado en la Fig. , en el Instituto de Investigaciones Metalúrgicas (UMSNH-IIM), Morelia, México. El funcionamiento de este equipo se basa en el principio Seebeck para determinar el PTE relativo de la muestra con respecto al de un material de referencia.

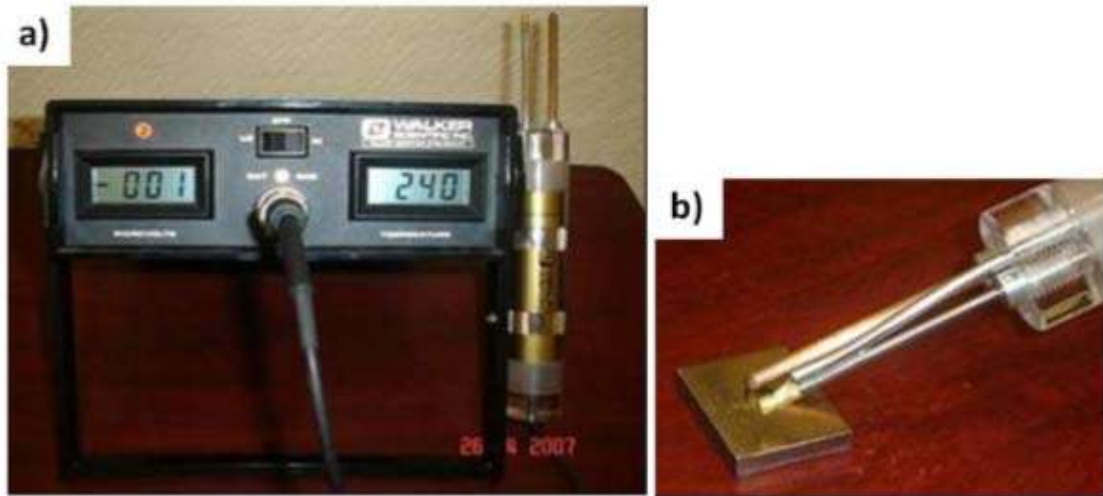
Para medir el poder termoeléctrico de una muestra metálica es necesario poner sus extremos en contacto con otro metal, Fig. , el cual, en el presente estudio, se trata de dos puntas de cobre. El instrumento termoeléctrico induce la diferencia de temperatura en la muestra por medio de esta sonda de referencia de doble punta. Una punta se encuentra a temperatura ambiente (T) y la otra se calienta a una temperatura específica (T+ΔT), de tal manera que si se mantienen ambas a temperaturas diferentes y se completa un circuito eléctrico, se registrará una diferencia de potencial ΔV proporcional a la diferencia de temperatura (efecto Seebeck). La magnitud del efecto Seebeck (SAB), es lo que se conoce como el poder termoeléctrico relativo (o coeficiente Seebeck) del metal A con respecto al B, y se define como la diferencia de potencial inducida por unidad de incremento de temperatura:

$$SAB (T) = \Delta V / \Delta T \quad (\quad)$$

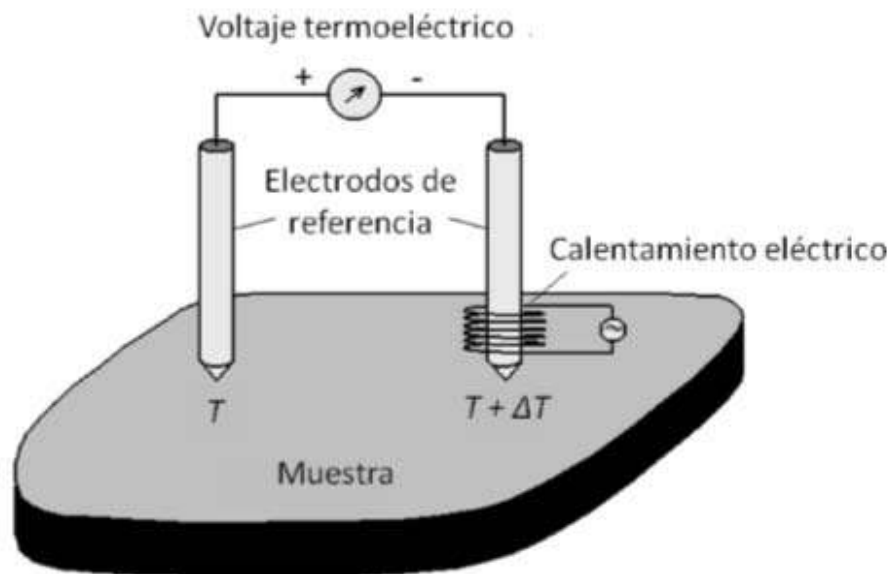
Siendo, en este caso, los metales A y B la muestra y las puntas de cobre respectivamente.

El PTE relativo (SAB) es la diferencia de poder termoeléctrico absoluto de los metales A y B, $SAB (T) = SA (T) - SB (T)$, y se representa en V/K.

De esta manera, midiendo el PTE relativo de dos metales y conociendo el PTE absoluto de uno de ellos (metal de referencia), se obtiene con facilidad el PTE absoluto del otro metal. Los valores absolutos de PTE son difíciles de medir experimentalmente, ya que requieren de la determinación experimental del coeficiente de Thomson [6] por lo que resulta más práctico medir el PTE relativo.



Equipo utilizado para las medidas de poder termoeléctrico. (b) Detalle de la sonda de referencia de doble punta en contacto con la muestra.



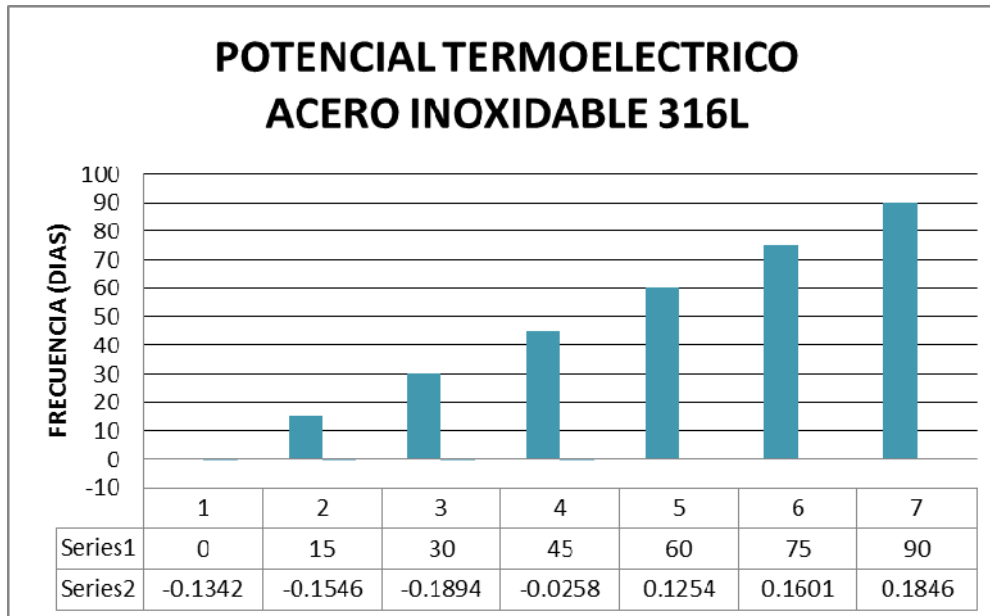
Representación esquemática del equipo de poder termoeléctrico.

En el presente estudio se empleó una sonda de doble punta de oro puro como material de referencia (Scobre = 1910 nV/K, a 20°C [7]). Una punta se encuentra a temperatura ambiente (~25°C) y la otra se calienta a una temperatura específica (~ 45°C) mediante una resistencia eléctrica. El control preciso de la temperatura se realiza mediante dos termopares colocados en las puntas muy cerca de la muestra permitiendo corregir automáticamente las fluctuaciones de temperatura.

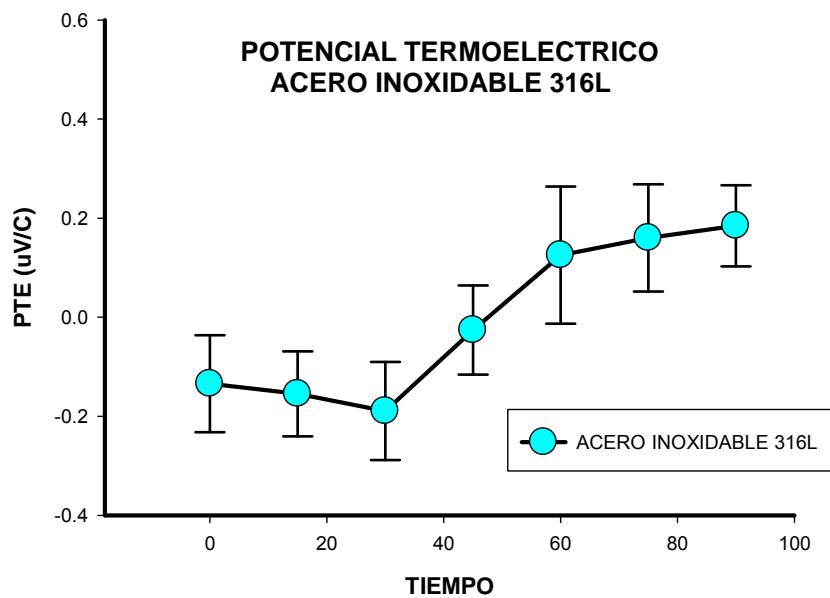
Por lo general la medida se lleva a cabo con un ángulo de 30-45° entre las puntas y la muestra, Fig. . Las puntas, que se encuentran a una distancia fija entre sí de 1,2 cm, se desplazan para hacer las medidas en varios puntos, siempre en la misma dirección, y se colocan sobre la muestra teniendo la precaución de asegurar el contacto entre las puntas y la muestra para obtener una señal correcta del poder termoeléctrico. Esta señal se procesa para obtener una lectura de pico, que se registra en la pantalla digital en $\mu\text{V}/\text{K}$. La variación de esta lectura en la muestra procesada es representativa de los cambios microestructurales inducidos por el proceso de deformación plástica. A pesar de que la magnitud del PTE es muy baja, el uso de amplificadores especiales permite medir con gran precisión variaciones de PTE del orden de $\pm 0,01 \mu\text{V}/\text{K}$, siendo la resolución del equipo de $0,001\mu\text{V}/\text{K}$. Además, hay que destacar la rapidez de las medidas, ya que el tiempo estimado para cada una es 1 minuto aproximadamente, que es el tiempo requerido para que el gradiente de temperatura a lo largo de la muestra se estabilice.

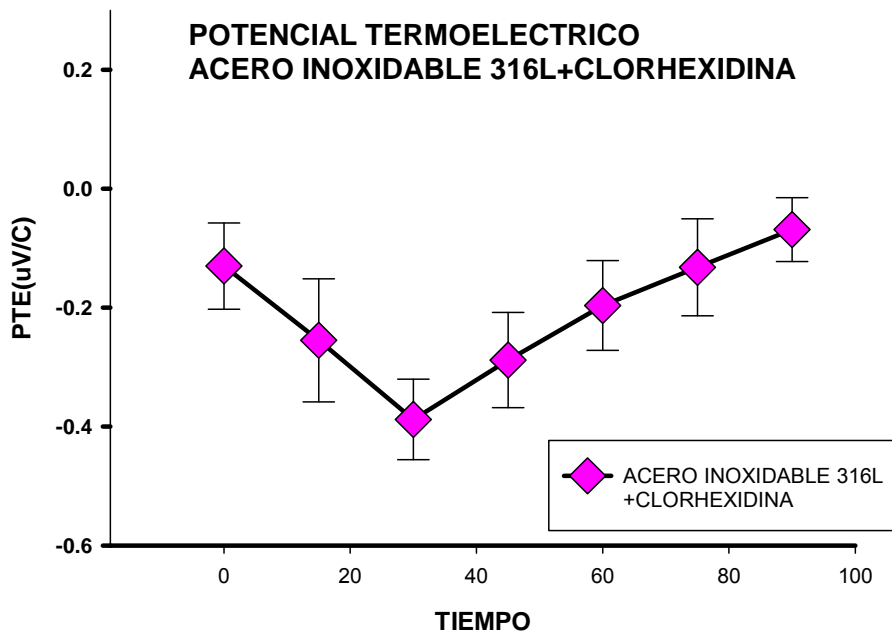
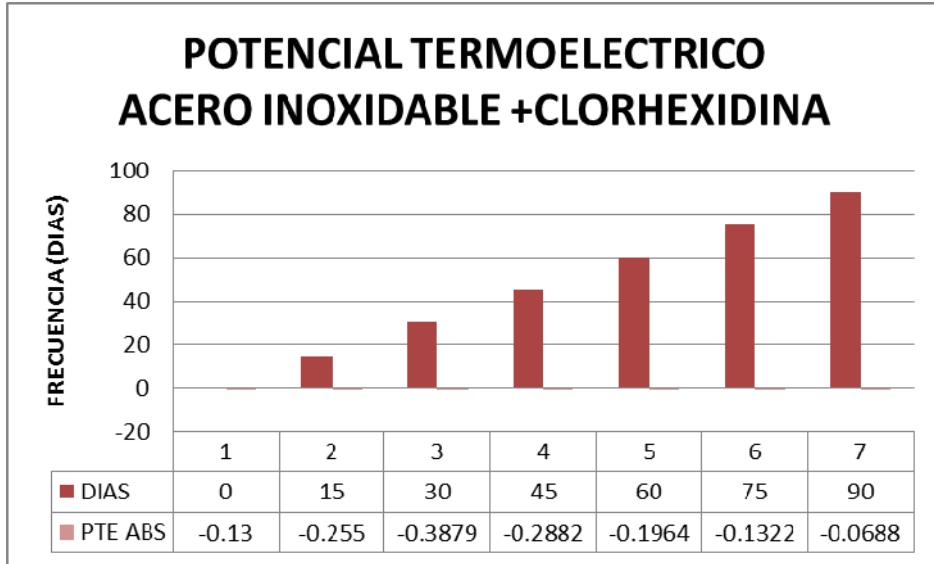
Para obtener datos representativos del PTE de cada material, se realizaron hasta 40 medidas por condición.

RESULTADOS

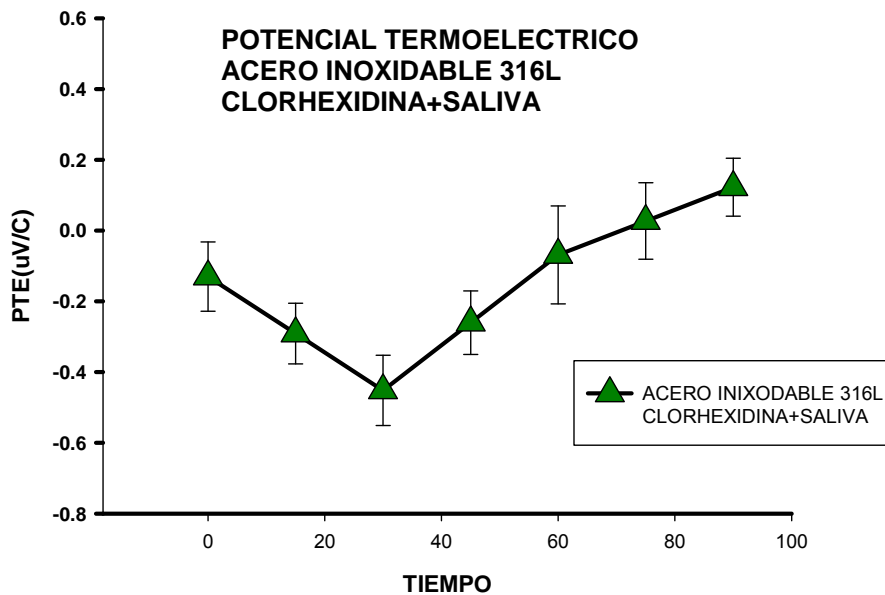
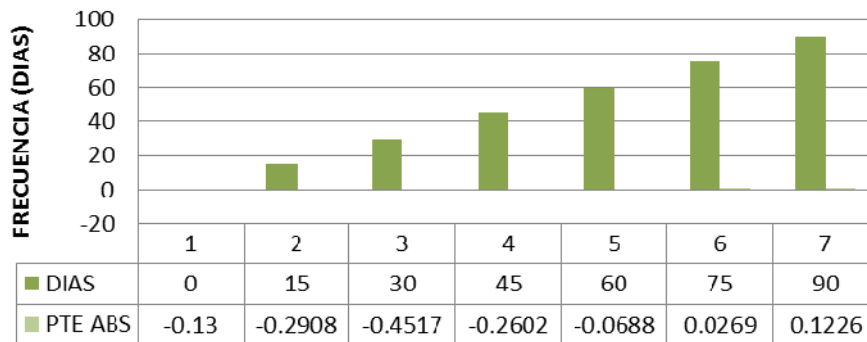


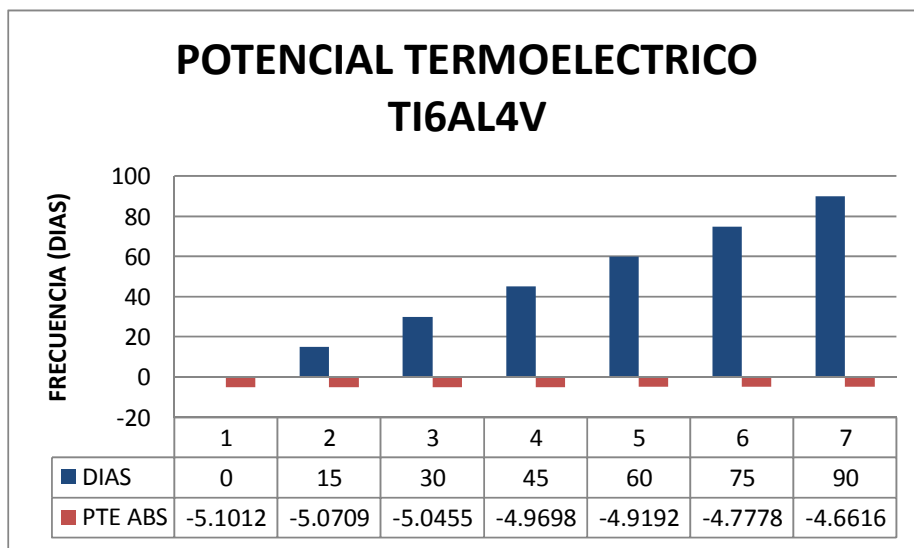
Histograma del PTE medido con punta de oro para el acero inoxidable 316L



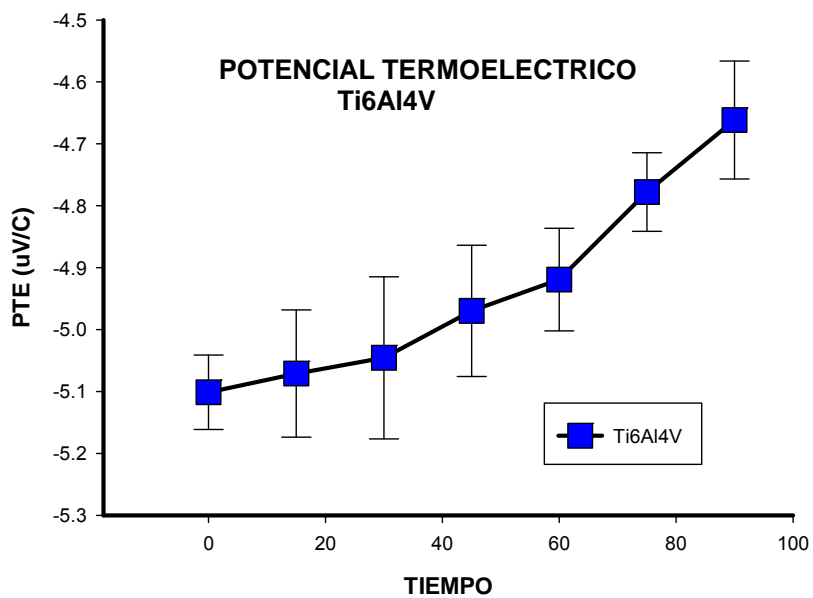


POTENCIAL TERMOELECTRICO ACERO INOXIDABLE SALIVA+ CLORHEXIDINA





Histograma del PTE medido con punta de oro para el Ti6Al4V



Discusión

Los resultados experimentales en este estudio demuestran que:

1. Al estar expuesto el acero inoxidable 316L a saliva artificial, a clorhexidina y a ambas sustancias juntas durante 90 días, se presentó durante los primeros 30 días una disminución en el potencial termoeléctrico debido probablemente a un cambio microestructural del biomaterial.

2. Al exponerse el acero inoxidable 316L a saliva artificial, a clorhexidina y a saliva artificial+ clorhexidina, pudimos observar un cambio en la pendiente al día 60, únicamente en los casos donde se exponían los biometales a saliva probablemente debido a la formación de una capa pasiva que recubre al biomaterial a manera de protección.

3. Al someterse la aleación Ti6Al4V a saliva artificial durante 90 días pudimos observar un incremento en el potencial termoeléctrico dependiente del tiempo lo cual podemos interpretar como una posible resistencia del biomaterial a la corrosión.

En los tratamientos de ortodoncia clínica, cada una de los diferentes biomateriales utilizados tiene una amplia gama de aplicaciones, las cuales están relacionadas con las propiedades de cada uno de ellos, como la superelasticidad, la resistencia térmica, la memoria de forma, buena resistencia a la corrosión y buena biocompatibilidad, el que el especialista conozca las características de los biomateriales que utiliza en clínica puede reducir el tiempo que se tiene al paciente en la silla dental y por tanto acorta los tiempos de tratamiento.

Es bien sabido que el medio oral por si solo debido a sus propiedades iónicas, térmicas, microbiológicas y enzimáticas es un medio favorable para la biodegradación del metal, por lo tanto se puede suponer que los pacientes están expuestos a un cierto grado de procesos de corrosión [51,52,53], aunado a este medio sabemos que los pacientes sometidos a tratamientos ortodónticos generalmente utilizan enjuagues bucales lo cual se cree potencia dicho proceso.

Nuestra primera parte experimental consistió en analizar el potencial termoeléctrico de nuestro primer biomaterial en estudio (acero inoxidable 316L) (figuras) expuesto únicamente a saliva artificial donde pudimos observar como hubo un decremento del potencial termoelectrico durante los primeros 30 días de exposición, el que pudiéramos observar este fenómeno, nos esta hablando de que hay una posible interferencia del flujo de electrones, provocando así variaciones en el voltaje(específicamente una disminución en el potencial termoeléctrico), lo cual corroboramos en los datos que nos arrojó el equipo, probablemente debido a cambios microestructurales del biomaterial, debido a una posible formación de precipitados en la microestructura, el cual como pudimos ver fue modificada a través del tiempo, dicho fenómeno nosotros pudimos interpretarlo como una posible corrosión del biomaterial al estar en contacto con la saliva, nuestros datos concuerdan con lo reportado en la literatura donde Peyre et al, encontraron que el acero inoxidable 316L tras estar en contacto con fluidos corporales induce a la liberación de sustancias biológicas activas (iones metálicos) o de micropartículas como resultado de procesos de desgaste dado que los fluidos corporales son particularmente favorables para la biodegradación de biometales debido a sus propiedades iónicas, térmicas, microbiológicas y enzimáticas [23].

Posterior al determinar el potencial termoeléctrico en el acero inoxidable 316L, expuesto únicamente a saliva , se realizó el análisis de nuestro segundo grupo de trabajo el cual era también acero inoxidable expuesto únicamente ahora a clorhexidina (enjuague ampliamente utilizado en pacientes con tratamientos ortodónticos), al determinar su potencial pudimos observar un mismo comportamiento una disminución durante los primeros treinta días, lo cual nos indicó que la clorhexidina, induce también el proceso de corrosión durante los primeros treinta días, nuestros resultados concuerdan con lo reportado en la literatura por Schill et al. [51], donde utilizando alambres de acero inoxidable expuestos a enjuagues bucales con fluoruro mostró un notable fenómeno de corrosión generalizada, describiendo una notable disminución en el potencial de descomposición pasiva de la película, dichos autores refieren que este proceso se

debió a cabo debido a la existencia de Mg y S en la microestructura, los cuales bioquímicamente provocan un proceso de inclusión de MnS, siendo estos últimos los responsables del proceso de corrosión, aunque ellos utilizaron enjuagues bucales con fluoruro, y nosotros utilizamos clorhexidina, creemos que un fenómeno similar ocurre en la microestructura.

Nuestro tercer grupo de trabajo consistió en exponer los alambres de acero inoxidable 316L ahora en presencia de saliva y clorhexidina durante 90 días, pudimos observar cómo hubo un decremento del potencial termoeléctrico durante los primeros 30 días, nuestros datos concuerdan con lo reportado donde Mirjalili et al,[54] que tras exponerse alambres de acero inoxidable a saliva artificial se presentó corrosión por picaduras, mientras que tras agregarse un enjuague bucal a la solución rico en flúor se presentó un efecto de deterioro en la corrosión, por lo cual nosotros creemos que un fenómeno similar está ocurriendo en nuestro trabajo, aunque estos autores lo realizaron con enjuagues ricos en flúor creemos que la clorhexidina está ejerciendo la misma respuesta donde en primera instancia la saliva artificial induce el proceso de corrosión, durante los primeros treinta días probablemente por picaduras, y el enjuague produce deterioro del mismo.

Nuestra última parte experimental consistió en exponer la aleación Ti6Al4V tipo ELI únicamente a saliva artificial, en esta aleación pudimos observar un incremento del potencial termoeléctrico dependiente del tiempo, lo cual nos indicó que no hubo interferencia para el paso del flujo de electrones, por lo cual no hubo formación de precipitados, lo cual pudimos interpretar como una posible resistencia a la corrosión de dicho biomaterial, nuestros datos concuerdan con lo reportado en la literatura donde Poorna et al [31], describen que el Ti6Al4V es una aleación que rápidamente genera una capa pasiva de óxido de titanio (TiO₂) de manera espontánea, en presencia de oxígeno, con espesores del orden de nanómetros lo cual le confiere una excelente resistencia a la corrosión en una gran variedad de medios, tales como los fluidos corporales, el cual es un medio con un rango de pH desde 7,4 hasta pH ácido, aunque estos autores realizaron su estudio en presencia de otros fluidos corporales, creemos que un fenómeno similar está

sucediendo en cavidad oral, sin embargo es necesario realizar mas estudios para llegar a esta conclusión.

CONCLUSIONES

Tras determinar el potencial termoeléctrico del acero Ti6Al4V tipo ELI pudimos determinar que esta aleación a diferencia del acero inoxidable 316L presento un aumento del potencial termoeléctrico debido probablemente a la formación en cavidad oral de una capa pasiva de óxido de titanio que evita la corrosión de este biomaterial.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Esequiel, E., Larry., 2008. Ortodoncia Contemporánea- Diagnóstico y Tratamiento. 2 edición, Colombia, AMOLCA. Pág. 547.
- [2] Begg's., 2018. Mechanotherapy: Volume: 29. Issue 3 Page: 370-373.
- [3] Huang, H., Yang, R., Zhou, Y.,2018. Mechanobiology of Periodontal Ligament Stem Cells in Orthodontic Tooth Movement. *Stem cells international*; 6531216. doi:10.1155/2018/6531216.
- [4] Yijin Ren, Jaap C. Maltha, and Anne Marie Kuijpers-Jagtman (2003) Optimum Force Magnitude for Orthodontic Tooth Movement: A Systematic Literature Review. *The Angle Orthodontist*: February 2003, Vol. 73, No. 1, pp. 86-92
- [5] William R. Proffit & Henry W. Fields & Brent Larson & David M. Sarver., 2019. Ortodoncia Contemporanea. 6 edición, Elsevier España. Pág. 736.
- [6] Sánchez Herrera., Katagiri, M., 2010. Estudio invitro del deterioro de las propiedades elásticasde las cadenas elastoméricas., *Revista Odontológica Mexicana*, 10.
- [7] Nayara TS, Guilherme J,Thais M.,2017.Evaluation of deflection forces of orthodontic wires with different ligation types .*Braz. oral res.vol.31 São Paulo. vol31.0049 .doi.org/10.1590/1807-3107bor-2017.*
- [8] Smith WE,Hashemi J.Fundamentos de la ciencia e ingenieria de materiales.2004;4 edición p.451,460.
- [9] Proffit W. Mechanical principles in orthodontic force control. In: *Contemporary orthodontics*. Mosby 2006; 4th ed. St Louis.
- [10] Kusy, RP.,1997.. A review of contemporary archwires: their properties and characteristics. *The Angle orthodontist* ;67(3):197-207.
- [11]. Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1989;96(2):100–9.

[12]. Bourauel C. Nickel–titanium alloys. Material characteristics, corrosion and biocompatibility.2007 University of Bonn.

[13].Juvvadi SR, Kailasam V, Padmanabhan S, Chitharanjan AB. Physical, mechanical, and flexural properties of 3 orthodontic wires: an in-vitro study. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010;138(5):623–30.

[14] Craig G. Robert. Materiales de odontología restauradora decima edición – pag.1-10.

[15]. Lombardo L, Marafioti M, Stefanoni F, Mollica F, Siciliani G. Load deflection characteristics and force level of nickel–titanium initial archwires. Angle Orthod. 2012;82 (3):507–2qw1.

[16]. Tonner RI, Waters NE. The characteristics of super-elastic Ni–Ti wires in three-point bending. Part II: intra-batch variation. Eur J Orthod. 1994;16(5):421–5.

[17] Sun, Z L, Wataha, J C, Hanks CT. Effects of metal ions on osteoblast-like cell metabolism and differentiation. Journal of Biomedical Materials Research,1997; 29- 37.

[18] Kauffman G, Mayo I. The Story of Nitinol: The Serendipitous Discovery of the Memory Metal and Its Applications. The Chemical Educator. 1997;2(2):1-21

[19] Walia H, Brantley W, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. Journal of Endodontics. 1988;14(7):346-351.

[20] Thompson S. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. International Endodontic Journal. 2000;33(4):297-310.

[21] Goodwin, J.E., Sage, W., Tilly, G.P., Study of Erosion by Solid Particles. Proc. Inst. Mech. Engrs., 184 (1969-70) 279-292.

[22] Baleani, M., Viceconti, M., Toni, A., The effect of sandblasting treatment on endurance properties of titanium alloy hip prostheses. Artif. Organs, 24 (2000) 296-299.

[23] Peyre, P., Carboni, C., Forget, P., Beranger, G., Lemaitre, C., Stuart, D., Influence of thermal and mechanical surface modifications induced by laser shock processing on the initiation of corrosion pits in 316L stainless steel. Journal of Materials Science, 42 (2007) 6866-6877.

[24] Montross, C.S., Wei, T. Ye, L., Clark, G., Mai, Yiu-W., Laser shock processing and its effects on microstructure and properties of metal alloys: a review. International Journal of Fatigue, 24 (2002) 1021-1036.

[25]. Otsubo, F., Kishitake, K., Akiyama, T., Terasaki, T., Characterization of blasted austenitic stainless steel and its corrosion resistance. Journal of Thermal Spray Technology, 12 (2003) 555-559.

[26]. Goodwin, J.E., Sage, W., Tilly, G.P., Study of Erosion by Solid Particles. Proc. Inst. Mech. Engrs., 184 (1969-70) 279-292.

[27]. Poorna Chander, K., Vashista, M., Sabiruddin, K., Paul, S., Bandyopadhyay, P. P., Effects of grit blasting on surface properties of steel substrates. Materials & Design, 30 (2009) 2895-2902.

[28]. Aparicio, C.G., F. J. Planell, J. A. Engel, E., Human-osteoblast proliferation and differentiation on grit-blasted and bioactive titanium for dental applications. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 13 (2002) 1105-1111.

[29]. Placko, H.E., Mishra, S., Weimer, J. J., Lucas, L. C., Surface Characterization of Titanium-Based Implant Materials. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15 (2000) 355–363.

[30] Anselme, K., Osteoblast adhesion on biomaterials. *Biomaterials*, 21 (2000) 667-681.

[31]. Poorna Chander, K., Vashista, M., Sabiruddin, K., Paul, S., Bandyopadhyay, P. P., Effects of grit blasting on surface properties of steel substrates. *Materials & Design*, 30 (2009) 2895-2902.

[32] Puleo, D.A., Thomas, M.V., Implant surfaces. *Dent Clin North Am*, 50 (2006) 323-38, v.

[33]. Kim, Y.W., Surface Modification of Ti Dental Implants by Grit-Blasting and MicroArc Oxidation. *Materials and Manufacturing Processes*, 25 (2010) 307-310.

[34] Multigner, M., Frutos, E., Mera, C. L., Chao, J., González-Carrasco, J. L., Interrogations on the sub-surface strain hardening of grit blasted Ti–6Al–4V alloy. *Surface and Coatings Technology*, 203 (2009) 2036-2040

[35]Wennerberg, A., Albrektsson, T., Johansson, C., Andersson, B., Experimental study of turned and grit-blasted screw-shaped implants with special emphasis on effects of blasting material and surface topography. *Biomaterials*, 17 (1996) 15-22

[36]Goldberg, V.M., Stevenson, S., Feighan, J., Davy. D., Biology of grit-blasted titanium alloy implants. *Clin Orthop Relat Res.*, 319 (1995) 122-129.

[37]Hammad SM, Al-Wakeel EE, Gad el S. Mechanical properties and surface characterization of translucent composite wire following topical fluoride treatment. *The Angle orthodontist*. 2012;82(1):8-13. Epub 2011/07/05. [checar referencia](#)

[38] Karthikeyan Subramani, BDS, MSc Ronald E Jung DMD. Biofilm on Dental implants a review of the literature Volume 24 Number 4;2009.

[39]Ki-Young Nam. In vitro antimicrobial effect of the tissue conditioner containing silver nanoparticles *J Adv Prosthodont*. 2011;3(1): 20–24.

[40]Samuel U, Guggenbichler JP. Prevention of catheter-related infections: the potential of a new nano-silver impregnated catheter. *Int J Antimicrob Agents*.2004; Suppl 1:S75-8.

[41] Douglas M R, Takamiya AS, Ruvollo-Filho AC, de Camargo ER, Barbosa DB. The growing importance of materials that prevent microbial adhesion: antimicrobial effect of medical devices containing silver. *Int J Antimicrob Agents*.2009;34(2):103.

[42] Madhumathi K. Sudheesh Kumar PT, Abhilash S, Sreeja V, Tamura H, Manzoor K, Nair SV, Jayakumar R. Development of novel chitin/nanosilver composite scaffolds for wound dressing applications. *J Mater Sci Mater Med*. 2010;21(2):807-13.

[43] Mritunjai Singh, Shinjini Singh, S, Prasad, I. S. Gambhir. Nanotechnology in medicine and antibacterial effect of silver nanoparticles; *Digest Journal of Nanomaterials and Biostructures* .2008;Vol. 3, No.3, p. 115 – 122

- [44] Goldsmith, H. J. (2010). Introduction to Thermoelectricity. Berlin: Springer
- [45] Perez, M., Massardier, V., & Kleber, X. (2009). Thermoelectric power applied to metallurgy: principle and recent applications. Int. J. Mat. Res. (formerly Z. Metallkd.), 1461-1465.
- [46] MacDonald, D. (2006). *THERMOELECTRICITY An introduction to the Principles*. New York: Dover Publications, Inc.
- [47] Coste, J., Leborgne, J., & Massoud, J. (1999). Development of a Portable Device for Thermoelectrical Power Measurement - Application to the Inspection of Duplex Stainless Steel. Review of progress in Quantitative Nondestructive Evaluation, 2095 - 2102.
- [48] Carreon, H., Ruiz, A., & Santoveña, B. (2014). Study of aging effects in a Ti-6AL-4V alloy with Widmanstätten and equiaxed microstructures by non-destructive means. AIP Conference Proceedings, 739-745.
- [49] Kleber, X. (2006). Surface and Subsurface Metallic Inclusions Detected using Hot Tip Thermoelectric Power Measurements. ECNDT, 1 - 8.
- [50] Hu, J., & Nagy, P. B. (1998). On the role of interface imperfections in thermoelectric nondestructive materials characterization. APPLIED PHYSICS LETTERS, 467-469.
- [51] N. Schiff, B. Grosgeat, M. Lissac, F. Dalard, Biomaterials 23 (2002) 1995–2002
- [52] M. Fernández Lorenzo de Mele, M.C. Cortizo, J. Appl. Electrochem. 30 (2000) 95–100.

[53] N. Schiff, B. Grosgeat, M.M. Lissac, F. Dalard, *Biomaterials* 25 (2004) 4535–4542

[54] Mirjalili, M., Momeni, M., Ebrahimi, N et al.,(2013).Comparative study on corrosion behaviour of Nitinol and stainless steel orthodontic wires in simulated saliva solution in presence of fluoride ions. *Materials Science and Engineering: C*, 33(4), 2084–2093.