

Diseño, fabricación y evaluación clínica de implantes trans-endodónticos de óxido de zirconio

Alexis Larios Cervantes¹, Alejandro Aguilera Galaviz², Carmen Aceves² y Cesar Gaitan Fonseca²
Estudiante¹, Profesor-Investigador², Maestría en Ciencias Biomédicas, Área de Ciencias de la Salud
Universidad Autónoma de Zacatecas
Zacatecas, Zac; México
fonseca_001@hotmail.com

Abstract— The biocompatibility in materials play an important role in dentistry, different alloys and metals have a wide range of applications, due to their different mechanical, physical and chemical properties. In implantology and endodontics has been proposed the trans-endodontic implants technique, which is an artificial extension through the root apex, anchored in the periradicular bone tissue, in order to improve the crown-root ratio and provide stability to the dental organ. The aim of this review is to shows some advantages of Zirconium Oxide trans-endodontic implant and his clinical application in dental organs who have suffered trauma or other alteration affecting the crown-root ratio endangering its permanence in the mouth.

Keyword— *biocompatible, implantology, trans-endodontic implant, crown-root ratio, Zirconium Oxide, alloys.*

Resumen— La biocompatibilidad en los materiales dentales juega un papel importante, en la odontología, las diferentes aleaciones y metales tienen una amplia gama de aplicaciones debido a sus diferentes propiedades mecánicas, físicas y químicas. En implantología y en el área endodóntica, se ha propuesto la técnica de implantes trans-endodónticos, que son una extensión artificial a través del ápice radicular con anclaje en el tejido óseo perirradicular, con el propósito de mejorar la relación corona-raíz y proporcionar estabilidad al órgano dental. El propósito de este artículo de revisión es mostrar algunas ventajas en el diseño de un implante trans endodóntico de Óxido de Zirconio así como la aplicación clínica en órganos dentales que han sufrido un traumatismo u otra alteración que afecta la relación corona-raíz poniendo en riesgo la permanencia en boca.

Palabras claves— *biocompatible, implantología, implante trans-endodóntico, relación corona raíz, Óxido de Zirconio, aleación.*

I. INTRODUCCIÓN

En el área odontológica, los materiales biocompatibles juegan un papel importante, por su avance tecnológico y amplio campo en la investigación científica. En la implantología, siendo ésta una rama de la odontología que permite la interacción de las diferentes disciplinas y especialidades médicas y odontológicas.

Un implante dental se define como un material metálico o cerámico biocompatible, que se inserta en tejido óseo de maxilares para la sustitución de un órgano dental [1]. En implantología y en el área endodóntica, se ha propuesto y empleado la técnica de implantes trans-endodónticos, que se definen como una extensión artificial a través del ápice radicular con anclaje en el tejido óseo periradicular, con el propósito de mejorar la relación corona-raíz y proporcionar estabilidad al órgano dental presente [2,3].

El desarrollo de la implantología se ha descrito desde los años 40, reconociéndose como el primer caso de implantes trans-endodónticos, el reportado por Strock y Strock 1943 [4], el cual se trataba de un elemento metálico dispuesto a lo largo del conducto radicular, sobrepasándolo y anclándose en el hueso periradicular. Estos autores implementaron un método para fijar los dientes que habían perdido la relación de la corona clínica del diente con la raíz; éste se realizaba fijando, a través de la raíz, un perno de Vitallium (aleación cromo-cobalto-molibdeno) al hueso. El objetivo de esta terapia era mejorar la

relación perdida entre la corona y la raíz dental, protegiendo al diente de las fuerzas traumáticas y prolongando de esta manera su tiempo de permanencia en la boca [4]. Posteriormente Chercheve en 1962 desarrolló un implante de Titanio, el cual consistía de un tornillo helicoidal con un largo cuello que emergía de la mucosa y por su parte Scialom (1962) realizó agujas de Tantalio que eran colocadas en el hueso en tres diferentes direcciones y los emergentes de las mismas se unían con acrílico o amalgama de manera de realizar un muñón semejante al dentario. Ramonte en 1965 inventó un tornillo auto filetante utilizando Titanio, y posteriormente Heinrich en 1971 uso Tantalio.

En cuanto al desarrollo de los implantes trans-endodónticos, Orlay en Europa, fue tal vez el primero en utilizarlos y recomendarlos, a la vez se reconoce a Frank en EEUU el haber estandarizado la técnica (1965-75) [5], desarrollando los instrumentos apropiados y hacer previsible el procedimiento. Feldman y Feldman defendieron la idea del uso de implantes trans-endodónticos como medio para estabilizar y retener dientes en las cuales las estructuras anatómicas que permiten la retención del dientes se consideraban inestables [6].

La oseointegración en un concepto básico y fundamental en implantología dental e implantes trans-endodónticos. Este término fue introducido en la década de los años 60 por Branemark, para referirse a la biocompatibilidad de los implantes de material diferentes al hueso, sin que exista rechazo [1]. Los implantes dentales utilizados por Branemark, fueron inicialmente diseñados para soportar arcos completos, restauraciones fijas implanto soportadas para pacientes edéntulos totales [7].

El uso de implantes trans-endodónticos, es una técnica que se ha retomado debido a los innovadores materiales y técnicas que se emplean, el conocimiento acerca de la influencia en el pronóstico y de la buena selección del caso a tratar [8,9], así como las necesidades estéticas y funcionales que se presentan en la consulta odontológica. Este tipo de implantes con la implementación del Óxido de Zirconio para su fabricación nos permite brindar un resultado más natural, por las características con mayor aceptabilidad, además de la utilización del órgano dental, lo que nos brinda una mayor permanencia en boca. En la tabla I se muestran algunas de las indicaciones y contraindicaciones para la aplicación de los implantes trans-endodónticos.

Tabla I. Indicaciones y contraindicaciones de implantes trans-endodónticos

Indicaciones	Contraindicaciones
Pérdida de hueso, en particular la participación de un solo diente, en donde es difícil la extracción y el reemplazo.	Daño periodontal evidente sin alternativa de tratamiento.
Fractura horizontal de un diente que requiere la eliminación del segmento apical y la porción coronal restante es demasiado débil para permanecer debido a una relación corona-raíz desfavorable.	Fractura vertical.
Reabsorción patológica del ápice de la raíz debido a absceso crónico.	Reabsorción radicular de más de dos tercios de la raíz.
Dientes anterosuperiores	Dientes antero-inferiores, premolares, y molares
Dientes sin pulpa con la raíz inusualmente corta.	Dientes con movilidad patológica

Es imperativo realizar una adecuada selección del caso y diagnóstico basado en las condiciones en las que se encuentra el paciente, esto nos orienta a decidir la aplicación o no del tratamiento clínico, el cual

presenta ciertas ventajas respecto a la técnica tradicional de un implante dental, como podemos observar en la Tabla II algunas ventajas es la unión epitelial y la resistencia a la corrosión.

Tabla II. Ventajas y desventajas de los implantes trans-endodónticos.^[10]

Ventajas	Desventajas
Tiende a conservar dientes naturales	Envejecimiento y fractura del implante.
Unión epitelial natural	Rechazo óseo.
El perno prolonga la longitud radicular.	Formación de lesión periapical.
No presenta corrosión	Técnica inusual.
Disminuye la movilidad dentaria anormal.	Aceptación del paciente.

Por otra parte la técnica de colocación es relativamente sencilla e incluye algunas variaciones en su para su aplicación resumidas en la Tabla III.

Tabla III. Técnica de colocación de implantes trans-endodónticos.

Técnica de colocación	
1. Anestesia	6. Cementación implante
2. Manejo de tejidos duros y blandos	7. Colocación de materiales osteoinductores y/osteoconductores.
3. Preparación conducto radicular	8. Sutura
4. Eliminación fragmento radicular separado con cirugía a cielo abierto	9. Reconstrucción y sellado definitivo de acceso endodóntico
5. Colocación implante trans-endodóntico	10. Control clínico y radiográfico.

II. MATERIALES Y ALEACIONES EMPLEADAS EN IMPLANTES TRANS-ENDODÓNTICOS

A partir del siglo XVII se comenzaron a implementar técnicas para la reposición de órganos dentales perdidos, comenzando por sustituirlos con un diente de un donante humano, debido a la técnica rudimentaria con la que se realizaba, hubo bajas tasas de éxito ya que se producía un proceso inmune posterior a la colocación del diente donado. Debido a estos resultados, se comenzaron a utilizar elementos metálicos como el oro y la plata los cuales se colocaban en el alveolo justo después de la extracción dental. Posteriormente hubo un desarrollo metalúrgico donde aparecieron aleaciones como Cromo-Cobalto-Molibdeno en la década de los años 40, empleada para la fabricación de prótesis de cadera e implantes dentales, hasta alcanzar aleaciones sofisticadas como el Titanio y el Óxido de Zirconio [11, 12].

Estas diferentes aleaciones y metales por sus características como biomateriales tienen una gama de aplicaciones en industria y área médica dental, por las diferentes propiedades mecánicas, físicas y químicas que presentan y que se pueden observar en la Tabla IV.

Tabla IV. Propiedades de los dos materiales comúnmente utilizados en implantología dental. ^[13]

Aleación o Metal	Propiedades Mecánicas	Propiedades Físicas	Propiedades Químicas
Titanio	<ol style="list-style-type: none"> 1. Maleable ya que permite la producción de láminas muy delgadas. 2. Dúctil, permite la fabricación de alambre delgado. 3. Duro. 4. Muy resistente a la tracción. 	<ol style="list-style-type: none"> 1.- Su densidad o peso específico es de 4507 kg/m³. 2. Es de color plateado grisáceo. 3. Es paramagnético. 4. Es resistente a la corrosión. 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Posee baja conductividad térmica. 2. Alta conductividad eléctrica. 3. Su masa atómica es de 47,867 uma. 4. Tiene un punto de fusión de 1675 °C (1941 K).
Óxido de zirconio	<ol style="list-style-type: none"> 1. Policristalino. 2. Limite elástico 250-310 (MPa). 3. Resistencia a la tracción 350-390 (MPa). 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Elevada dureza. 2. Bajo coeficiente de fricción. 3. Alta temperatura de fusión. 4. Tenacidad relativamente alta. 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Polvo blanco. 2. Masa molecular: 123.218 g/mol. 3. Punto de fusión de 2715 °C 4. Densidad: 5.68 g/cm³

Un factor importante que se debe tomar en cuenta para la colocación de implantes trans-endodónticos es la biocompatibilidad y la oseointegración de los materiales que se van a utilizar ya que el hueso está compuesto por tejido óseo cortical y trabecular; desde el punto de vista biomecánico el tejido cortical de mayor densidad soporta cargas a tensión y torsión; el tejido esponjoso o trabecular absorbe los efectos de las cargas por fatiga.

El implante dental convencional, puede ser sometido a carga inmediata en la que debe cumplir dos condiciones: 1) conseguir una adecuada estabilidad primaria en el momento quirúrgico, 2) las cargas recibidas no generen deformaciones que superen el límite elástico del hueso en la etapa de rehabilitación [13].

El factor más importante en la determinación de la seguridad biológica de un biomaterial es la composición de su aleación. En aleaciones metálicas la principal complicación que se presenta es la corrosión. La corrosión es una propiedad que tiene consecuencias sobre otras propiedades de la aleación, tales como la estética, la resistencia y la biocompatibilidad. Parece que la toxicidad sistémica, local y la carcinogenicidad de una aleación resultan de elementos liberados de la aleación en la boca durante la corrosión [14]. En las últimas décadas desde que se descubrieron los materiales inertes para su implantación en el cuerpo humano, observamos los diferentes tipos de aleaciones que han utilizado en implantología oral, en la tabla V se hace referencia a la composición y los usos médicos y/o odontológicos, como se puede observar existen un número amplio de aplicaciones de las aleaciones y de sus variaciones en la composición de las mismas

Tabla V. Composición y usos médicos/odontológicos de algunas aleaciones. ^[12, 15, 16]

Aleación	Composición	Usos médicos y odontológicos
Cromo-Cobalto	1. Por colado (ASTM F75 60 % de cobalto, 28 % de Cromo). 2. Por forjado (ASTM F799 + 15 % de Tungsteno). 3. Por trabajado en frío ASTM F790 y F562, 35 % de Níquel	1. Forjar y maquinar prótesis ortopédicas para reemplazo de articulaciones. 2. Dispositivos de fijación de fracturas, en caderas, rodillas y hombros. 3. Fabricación de coronas individuales, postes radicales, puentes de tramos cortos y largos, superestructuras de implantes y colado de modelos.
Cromo- Cobalto- Molibdeno (VITALLIUM)	1. 65% de Cobalto. 2. 30% de Cromo. 3. 5% de Molibdeno.	1. Fracturas. 2. En cirugías de la nariz. 3. Fracturas de los huesos largos. 4. Fracturas intercondilares en las articulaciones.
Titanio	1. 99,5% de titanio y 0,5% de elementos intersticiales (Carbono, Oxígeno, Nitrógeno, Hidrógeno y Hierro)	1. Fabricación y aplicación de válvulas cardíacas o marcapasos. 2. Elaboración de coronas y puentes. 3. Implantes.
Óxido de zirconio	ZrO2	1. Prótesis de articulación de cadera. 2. Fabricación de prótesis dentales e implantes.

Como se ha mencionado anteriormente, la biocompatibilidad de los materiales utilizados en la implantología dental es fundamental para el éxito del tratamiento, en la tabla VI se muestran las características de las aleaciones comúnmente utilizadas, así como los resultados de algunos ensayos de citotoxicidad.

Tabla VI. Biocompatibilidad de los materiales utilizados en implantología. ^[17, 18, 19]

Aleación	Biocompatibilidad	Citotoxicidad
Cromo-Cobalto	Biocompatibilidad óptima.	Ciertas formas de cromo se han asociado con cáncer pulmonar por exposición industrial, sin embargo, la carcinogénesis relacionada con aparatos médicos y dentales no se ha reportado.
Cromo-Cobalto-Molibdeno	Es considerado inerte y biocompatible para el periodonto	Su corrosión en el tejido peri apical causada respuesta inflamatoria reversible
Titanio	Proporciona una respuesta biológica favorable al entrar en contacto con los tejidos vivos. Posee resistencia en ambientes orales	Reacción galvánica que se produce después de que se pone en contacto con la saliva y fluoruro, también se encontró respuesta inflamatoria y resorción ósea inducidas debido a las partículas de Titanio.
Óxido de Zirconio	Posee potencial para la oseointegración y oseointegración y oseointegración.	Las diversas formas de Zirconia que han sido probadas en tejidos duros no inducen ninguna reacción adversa o efectos tóxicos globales.

El uso del Óxido de Zirconio en la medicina apareció a finales de los años sesenta con Helmer y Driskell (1969), en donde la utilizaban en prótesis de cadera y no fue sino hasta en la década de los noventa que el Óxido de Zirconia se comenzó a utilizar en la odontología para la elaboración de implantes endo-óseos. El óxido de Zirconio tiene una estructura polimórfica presente en tres formas cristalinas: monoclinico, cúbico, y tetragonal [16] a temperatura ambiente, el óxido de zirconio adopta una estructura monoclinica y se transforma en fase tetragonal a 11708°C, seguida de una fase cúbico a 23708°C, mientras se enfría, estas fases son inestables y se rompen en pedazos, por lo cual debe mantenerse en una fase estable para su aplicación. [20]

Las ventajas de la utilización de Óxido de Zirconio en comparación con Titanio en la elaboración de implantes trans-endodónticos ha surgido como una alternativa debido a su potencial para la oseointegración y que tiene otras propiedades beneficiosas como su translucidez y color blanco que imita los dientes naturales. Es radiopaco similar al Titanio y se puede visualizar fácilmente en la radiografía. [21]

La colonización bacteriana alrededor de Óxido de Zirconia se encuentra que es menor en comparación que con el Titanio ya que se reduce la formación de placa de la superficie del implante lo que conduce a una buena curación y el tratamiento sea un éxito. Algunos estudios han informado de que el Óxido de Zirconio tiene más biocompatibilidad en comparación con Titanio, ya que este último produce productos de corrosión en el sitio de implante [15]. Las diversas formas de Óxido de Zirconio que han sido probadas en tejidos duros no inducen ninguna reacción adversa o efectos tóxicos globales [16].

Es por eso que en la actualidad una tendencia en la odontología es el desarrollo de implantes con nuevos materiales como las cerámicas, ya que presentan una mejor capacidad de integración con el periodonto así como la oseointegración, la reducción de la acumulación de placa que conduce a una mejora de los tejidos blandos, y la consideración estética como alternativa a los implantes de titanio.

REFERENCIAS

- [1] Vanegas J. Landinez N. Garzón D. (2009). Generalidades de la interfase hueso-implante dental. *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*. 28, 3,130-146.
- [2] Yadav R. Tikku A. Chandra A. Wadhvani K. Singh M. (2014). Endodontic implants. *Natl J Maxillofac Surg*. 5,70-3.
- [3] Santos A. Cava C. Robello J. (2004). Implante transendodontico de Cromo –Cobalto. *KIRU*.
- [4] Cava C.(2009). Extirpación de canino retenido y estabilización dental mediante implantes endodónticos. *Kiru*. 6 (1), 46-52.
- [5] Weine FS. (1993). Survival of the endodontic endosseous implant. *J Endod*. 19,524-8.
- [6] Mittal S. Kumar T. Aggarwal V. Bansal R. Kaur D. (2015). Endodontic stabilizers for treating mid root fractures. 200.78.241.250.
- [7] Guerrero J. Martínez D. Méndez L. (2011). Análisis biomecánico comparativo entre coronas individuales y restauraciones ferulizadas implanto soportadas mediante el uso del método de los elementos finitos. *AVANCES Investigación en Ingeniería*. Vol. 8 - No. 2.
- [8] Parmar, G. (2000). Fabricated Endodontic Implants: Report of Two Cases. *Joe*. vol 26, pag 301.
- [9] Sumi Y. (1998). Conservation of severely traumatized teeth using endodontic implants. A case report. *J Oral Maxillofac Surg* ;56:240-2.

- [10] Almagro S. Balbín N. Jiménez M. (2003). Dientes estabilizados con implantes endodónticos intraóseos como pilares de prótesis. *Rev Cubana Estomatol* v.40 n.2.
- [11] <http://www.gacetadental.com/2009/03/estudio-comparativo-entre-las-aleaciones-cromo-nquel-cromo-cobalto-y-titanio-para-su-aplicacin-en-prtesis-odontolgica-31583/>
- [12] López García Mariano. (2006). Estudio experimental en el cerdo del uso de implantes dentales ante situaciones de carga inmediata: USC.
- [13] Ribeiro J. (2013). Titanium in Dentistry: Historical Development, State of the Art and Future Perspectives. *J Indian Prosthodont Soc.* 13(2),71–77.
- [14] López C. (2009). Evaluación mecánica sobre el efecto de cargas oclusales en la conexión del interfaz ósea, comparando 4 diseños de implantes para carga inmediata en aleaciones Ti6AL4V y TiNBZR por análisis en elementos finitos. *Rev. LatinAm. Metal. Mater.* 1, 47-54.
- [15] Giraldo O. (2004). Metales y aleaciones en odontología. *Rev Fac Odont Univ Ant.* 15(2), 53-63.
- [16] Apratim, A. Eachempati P. Krishnappa K. Singh V. Chhabra S. Shah S. (2015). Zirconia in dental implantology: A review. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry.* 5, 3, 147–156.
- [17] Venable C. (1943). Clinical uses of vitallium”. *Animals of surgery.*
- [18] ADA (2003). Titanium applications in dentistry. *JADA Council on scientific affairs*, 134, 347-349.
- [19] Hisbergues M. Vendeville S. Vendeville P. (2008). Zirconia: Established Facts and Perspectives for a Biomaterial in Dental Implantology. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials.*
- [20] Depprich R. (2008). Osseointegration of zirconia implants compared with titanium: an in vivo stud. *Head & Face Medicine* 4,30.
- [21] Takashi Miyazaki T. Nakamura T. Matsumura H. Seiji Ban S. Kobayashi T. (2013). Current status of zirconia restoration. *Journal of Prosthodontic Research* 57, 236–261