

Evaluación Biomédica de Implantes Dentales Sometidos a Cargas Oblicuas: Combinación de Varias Características Geométricas

G. Uzcátegui,^{1,2} E. Dávila,¹ F. Brito,² M. Cerrolaza^{1,3}

¹Instituto Nacional de Bioingeniería, Universidad Central de Venezuela, Caracas

²Departamento de Cirugía Oral, Facultad de Odontología, Universidad Central de Venezuela, Caracas

³International Center for Numerical Methods in Engineering (CIMNE), Universidad Politécnica de Cataluña, Barcelona.

Resumen

Objetivo: este trabajo propone una metodología simple y eficaz, basada en simulación virtual, para evaluar propuestas de diseño de implantes dentales.

Materiales y métodos: se utiliza el método de los elementos finitos, herramienta muy común en el campo ingenieril aplicado a la evaluación de dispositivos biomédicos, para poder analizar el comportamiento biomecánico de implantes dentales. Se calculan las tensiones de Von Mises como parámetro indicador de la idoneidad del diseño cuando es sometido a cargas funcionales biológicas, frente a variaciones como dirección de las cargas. Asimismo, se estudia el efecto de variaciones geométricas en el implante como longitud, grosor, paso de rosca, grosor del hueso cortical e inclinación del abutment. La vida útil del implante fue estimada reproduciendo, en forma virtual, los ensayos de fatiga requeridos por la norma ISO:14801.

Resultados: para todos los casos estudiados, las tensiones máximas fueron obtenidas en la conexión en el tornillo de conexión bajo cargas oblicuas. La vida útil estimada fue de 5.000.000 ciclos de carga, lo cual satisface la norma. Los máximos esfuerzos fueron hallados en tejido cortical que rodea el implante, lo cual está en coincidencia con previos reportes.

Conclusión: fue propuesto un implante dental con características óptimas y validado mediante la metodología presentada y simulaciones computacionales.

PALABRAS CLAVE: validación de diseño, metodología de diseño, implantes dentales, tensiones en hueso cortical.

Abstract

BIOMEDICAL EVALUATION OF DENTAL IMPLANTS SUBMITTED TO OBLIQUE CHARGES: COMBINATION OF SEVERAL GEOMETRICAL FEATURES

Objective: an efficient and simple methodology, based on virtual simulation and computer modelling, for the assessment and evaluation of dental implants design is proposed in this work.

Materials and methods: the finite element method, a very common tool in engineering applications, is used for the evaluation the biomechanical performance of the biomedical devices. Von Mises stress is used as the main parameter to assess the suitability of the implant, when it is subjected to functional and biological loading. Also, this work reports the effects on the implant caused by geometrical variations such as length, diameter, thread, cortical bone thickness and abutment inclination. The useful-life of the implant was estimated by performing, in a virtual way, the fatigue tests required by the ISO:14801 standard.

Results: for all the analyzed cases, maximum stress was obtained at the connecting screw under oblique loading. The estimated useful-life of the implant was around 5.000.000 cycles, which satisfies both ISO standard and functional requirements. Also, maximum stress was found in the compact-bone tissue surrounding the implant, which is in very good agreement with previous reports.

Conclusion: a dental implant with optimal characteristics is proposed and validated using the discussed methodology.

KEY WORDS: Design validation, dental implants, design methodology, compact bone stress.

Introducción

Desde que Branemark publicó sus resultados en 1977 tras diez años de estudiar el proceso de oseointegración, los implantes dentales han sido utilizados cada vez más para reemplazar dientes ausentes debido al aumento en la expectativa de vida y por constituir una alternativa conservadora que brinda comodidad y estética.¹

La preservación de hueso alrededor de los implantes es un requisito para la longevidad del tratamiento implantológico. A pesar de las altas tasas de éxito reportadas en la literatura, la reabsorción ósea es un problema frecuente que afrontan estos tratamientos. La hipótesis que explica esta pérdida del tejido de soporte, se relaciona con la acumulación de microtraumas en la vascularización que provee de nutrición al hueso y con ciertos esfuerzos que

causan microfracturas en el hueso.² Por esta razón, un factor clave para el éxito o fracaso de los tratamientos implantológicos es la forma en la cual los esfuerzos son transferidos al hueso. El diseño del implante es determinante en esa transferencia de las cargas de mordida hacia el hueso de soporte.³

En nuestro país, la dependencia de tecnología extranjera en el área de dispositivos y materiales dentales hace que los elevados costos de tratamientos odontológicos de importante demanda, como es el caso de los implantes dentales para sustituir piezas ausentes, sean poco accesibles para una gran parte de nuestra población especialmente en del sector salud pública.

Debido a que la investigación de tipo experimental en seres vivos afronta problemas éticos implícitos en la manipulación de tejidos y complicaciones relacionadas con la particularidad de cada caso a estudiar, en los últimas décadas se han empleado las simulaciones por computador para diseñar y experimentar con dispositivos biomédicos, ya que constituyen una herramienta que permite realizar pruebas claras y objetivas de sistemas biológicos, obteniendo respuestas precisas y útiles para la toma de decisiones, ayudando a predecir el comportamiento de dispositivos o sistemas con gran aproximación.

En este contexto, este trabajo presenta el proceso de diseño y análisis biomecánico de implantes dentales como primer paso para el desarrollo de estos dispositivos a nivel nacional.

Antecedentes y estado del arte

Los modelos numéricos o computacionales son desarrollados a partir de ecuaciones matemáticas que incorporan características geométricas y físicas de un cuerpo y son ventajosamente utilizados en problemas con geometrías complejas difíciles de estudiar con otros modelos. El método de los elementos finitos (MEF) (ver Apéndice A) ha sido utilizado en la implantología odontológica por más de veinte años, lográndose simular una variedad de situaciones clínicas de forma realista, influyendo en el mejoramiento de la práctica implantológica. El basamento del MEF consiste en la subdivisión del continuo o problema que se desea estudiar, en pequeñas regiones denominadas elementos, las cuales están conectadas entre sí por entidades puntuales llamadas nodos y donde el comportamiento físico de esta colección de elementos puede ser determinado resolviendo una serie de ecuaciones que definen el sistema, logrando de esta manera la comprensión y el análisis del problema planteado. El lector interesado en los detalles de la formulación y el método puede consultar varias referencias disponibles en la literatura técnica.^{4,5,6} Lee et al.⁷ realizaron una revisión de la literatura relacionada a variaciones de tamaño y forma de implantes dentales y su efecto en las tasas de éxito de estos tratamientos. Reportaron ventajas y desventajas tanto clínicas como biomecánicas al utilizar implantes an-

chos, delgados, largos, cortos, cónicos, cilíndricos y en forma de raíz dental.

Bozkaya et al.⁸ evaluaron la transferencia de esfuerzos en cinco implantes dentales de distintas casa comerciales con diferencias geométricas a través del método de los elementos finitos. Este trabajo es similar a otro realizado posteriormente,⁹ donde se analiza con el mismo método la influencia de variaciones en el diámetro y longitud de cinco implantes de marcas conocidas en el riesgo de pérdida ósea en el hueso cortical. Otros trabajos^{10,11} estudiaron la influencia del diámetro de ciertos implantes en la distribución de esfuerzos en el hueso. También puede consultarse el estudio realizado por Guan et al.,¹² quienes concluyen que la longitud del implante influye más en el hueso trabecular, mientras que el diámetro tiende a influir más en la distribución de esfuerzos a nivel del hueso cortical.

El método de los elementos finitos ha sido utilizado para estudiar casos de implantes ubicados a distintas profundidades en el hueso mandibular, aplicando cargas oblicuas directamente sobre el pilar o aditamento protésico,¹³ encontrándose mayores niveles de tensión en implantes anchos y cortos ubicados a poca profundidad. Hansson y Werke.¹⁴

Realizaron un estudio axisimétrico para evaluar el efecto en el hueso de variaciones en el tamaño y perfil de la rosca de un implante oseointegrado ante cargas axiales. Ao et al.¹⁵ también utilizaron el método de los elementos finitos para evaluar variaciones en la rosca de implantes cilíndricos, simulando que los mismos habían sido colocados el mismo día de la extracción dental, es decir, consideraron al implante no oseointegrado utilizando contacto friccional entre el hueso y el implante. Estos autores modelaron el sistema de implante dental como una sola pieza o bloque, sin considerar sus distintos componentes.

El efecto de variaciones en la rosca de un implante fue también estudiado,¹⁶ encontrando para todos los casos que los mayores esfuerzos se tienden a concentrar en la primera rosca del implante. Estos investigadores aplicaron carga a lo largo del eje de un implante cilíndrico, sin pilar protésico ni corona. Kong et al.¹⁷ estudiaron variaciones geométricas en el cuello un implante y en el ápice del mismo, concluyendo que el ahusamiento en la parte superior o cuello del implante favorece la distribución de esfuerzos en el hueso cortical, mientras que en el hueso trabecular los mayores esfuerzos de Von Mises se reducen cuando la punta o ápice del implante tiene un final o punta redondeada.

Otros autores² estudiaron por elementos finitos un implante con pilares protésicos angulados, ante cargas estáticas axial y oblicua en dos tipos de calidades óseas, sin considerar la restauración protésica final o corona. Saab et al.³ utilizaron un análisis bidimensional por ele-

mentos finitos para estudiar el efecto de la angulación del abutment o pilar protésico en la deformación del hueso que rodea a los implantes. Aplicaron carga axial únicamente y no consideraron la corona o restauración protésica. Por otro lado, se han hecho simulaciones y estudios¹⁸ acerca de la influencia que tiene la localización de la carga en la restauración protésica o corona sobre los esfuerzos transferidos al hueso. Kayabasi et al.¹⁹ publican un estudio elástico lineal, basado en el comportamiento estático, dinámico y de fatiga de un sistema de implante dental, con el fin de determinar su tiempo de vida por medio de métodos numéricos y utilizando los criterios de fatiga de Goodman, Soderberg y Gerber.

Todos los estudios utilizaron materiales isotrópicos, homogéneos y linealmente elásticos. La mayoría de los trabajos publicados en el área utilizan el diseño de casas comerciales y comparan la influencia de uno o dos parámetros en el comportamiento biomecánico del implante dental, mas no existe mayor referencia en cuanto al procedimiento para diseñar y validar el diseño de uno de estos dispositivos.

Oseointegración

La implantología inició su desarrollo gracias a un descubrimiento surgido tras numerosos estudios experimentales y clínicos en el campo de la Biología, llevados a cabo por la Universidad de Göteborg (Suecia) en los años sesenta y en el Instituto para Biotecnología Aplicada, también en los años 70 en Göteborg. Dichas investigaciones iban dirigidas a ampliar conocimientos sobre las posibilidades de reparación y regeneración de los tejidos óseos y medulares. Allí se desarrollaron estudios sobre el diseño ideal de los componentes no biológicos que reunieran los requisitos tisulares para producir la oseointegración a nivel molecular. El descubrimiento de la oseointegración del titanio se produjo al comprobar que las cámaras microscópicas de titanio que se implantaban en el hueso no podían ser retiradas una vez que habían cicatrizado porque la estructura de titanio se había incorporado completamente al hueso. Desde ese momento se definió la oseointegración como una conexión directa, estructural y funcional entre el hueso vivo y la superficie de un implante sometido a carga funcional.

La idea de aplicar este descubrimiento a la rehabilitación del edentulismo hace surgir, tras numerosos estudios en animales, la técnica hoy conocida como Implantología Dental. En el año 1965 se trató al primer paciente edéntulo según esta técnica todavía experimental. Desde entonces los estudios e investigaciones para perfeccionar los tamaños y formas de los implantes, así como el tratamiento del titanio para conseguir una oseointegración idónea han sido constantes. En los comienzos, solamente se recurría a la implantología en casos extremos. El escaso nivel de conocimientos y la todavía frágil confianza en esta técnica obligaban a los primeros profesionales a ser

cautelosos en la práctica clínica. Sin embargo, los favorables resultados clínicos y el perfeccionamiento, unidos naturalmente al esfuerzo realizado por los laboratorios en el campo de la investigación, han ampliado las indicaciones de la implantología hasta niveles en un principio insospechados. Hoy en día se ofrece un tratamiento seguro y altamente desarrollado que contribuye a mejorar la calidad de vida de forma muy notable.

Materiales y Métodos

Implante dental

Un implante dental es el sustituto artificial de la raíz de un diente perdido. Es una prótesis médica biocompatible (o dispositivo biomédico) y de alta precisión, de forma cónica o cilíndrica, generalmente roscado, que se introduce en el hueso y que ha sido sometido a un tratamiento especial en su superficie para promover la oseointegración. Pacientes tanto parcial como totalmente edéntulos solicitan esta opción de rehabilitación debido a que constituye una alternativa que brinda comodidad, estética y en muchos casos, permite respetar la integridad de las piezas dentarias remanentes.

Los implantes dentales se componen básicamente de dos partes principales: el cuerpo del implante, que es la pieza que estará en contacto con el hueso y la parte emergente, que es el aditamento, abutment o pilar protésico; ambas piezas están generalmente unidas por un tornillo, como ilustra la (Figura 1).

Figura 1

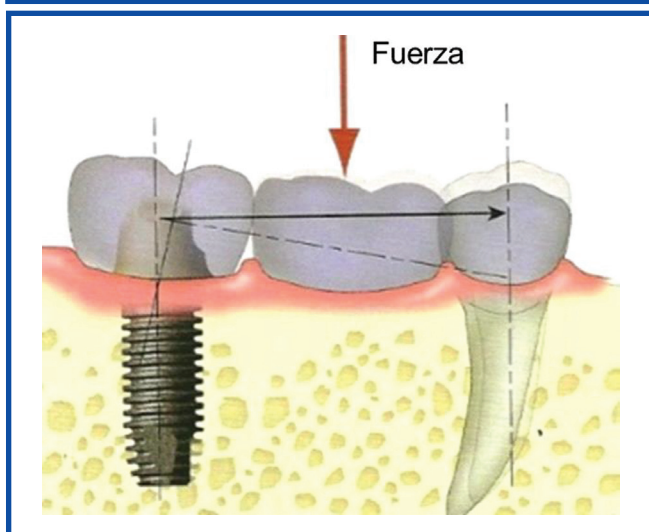


Biomecánica del diente vs. biomecánica del implante

Gracias a la membrana periodontal, las fuerzas se distribuyen alrededor del diente, la relativa movilidad dental disipa las fuerzas laterales y si se observan cambios radiográficos relacionados con la fuerza, pueden ser reversibles. En cambio, en el caso del implante, por estar rígidamente unido al hueso, la fuerza se dirige fundamentalmente a la cresta ósea; si existe movilidad, se relaciona directamente con el fracaso y los cambios radiográficos son irreversibles (Figura 2).

Figura 2

DIFERENCIA DE MOVIMIENTOS ENTRE EL DIENTE NATURAL Y EL IMPLANTE (WWW.BONECARE.DE)



En cuanto al diseño biomecánico, la sección trasversal del diente se relaciona con la dirección y cantidad de fuerza; y su módulo elástico es similar al del hueso, mientras que la sección transversal del implante es siempre redonda diseñada para la cirugía y su módulo elástico es de 5 a 10 veces mayor que el del hueso cortical.²⁰

El complejo sensitivo periférico e interior del diente hace que el trauma oclusal provoque hiperemia y sensibilidad al frío y la propiocepción hace que se reduzca la fuerza máxima masticatoria. En el implante y a su alrededor no hay nervios sensitivos, por lo tanto no hay signos precursores de inicio de trauma oclusal y debido a que la percepción es de dos a cinco veces menor, la fuerza máxima funcional suele ser mayor. No se recomienda conectar implantes a dientes anteriores, debido a que estos últimos suelen presentar una movilidad clínica fisiológica mayor a la que puede tolerar el implante y las fuerzas laterales aplicadas sobre la restauración durante las excursiones mandibulares, se transmiten al diente natural y a los pilares de los implantes.

Cuando el posible implante muestra un movimiento clínico horizontal o presenta condiciones que promueven fuerzas horizontales sobre el diente pilar, pueden seleccionarse dos opciones para la prótesis final: colocar más implantes y evitar la inclusión de pilares naturales en la prótesis final o mejorar la distribución de tensión, ferulizando más pilares naturales.²¹

Materiales utilizados en implantología

Los biomateriales están compuestos de sustancias naturales o sintéticas que están en contacto con los tejidos vivos sin provocar daño o alguna reacción nociva mientras mantienen su efectividad física biológica.²² Un biomaterial también es definido como material no vivo utilizado en un aparato médico y concebido para interactuar con sistemas biológicos.²³ Según Los requisitos que debe cumplir un biomaterial son los siguientes:²⁴

1. Ser biocompatible, es decir, debe ser aceptado por el organismo, no provocar que éste desarrolle sistemas de rechazo ante la presencia del biomaterial.
2. No ser tóxico, ni carcinógeno.
3. Ser químicamente estable (no presentar degradación en el tiempo) e inerte.
4. Ofrecer una resistencia mecánica adecuada.
5. Tener un tiempo de fatiga adecuado.
6. Tener densidad y peso adecuados.
7. Diseño de ingeniería: el tamaño y la forma del implante deben ser los adecuados.
8. Accesible económicamente, reproducible y fácil de fabricar y procesar para su producción en gran escala.

Titanio

El uso generalizado del titanio (Ti) para la fabricación de los implantes dentales se debe a que este metal cumple de forma adecuada y sobresaliente con respecto al resto de biomateriales, con todos los requerimientos que debe cubrir en la implantología dental:²⁵ biocompatibilidad, oseointegración, biofuncionalidad, adecuadas propiedades mecánicas, resistencia a la corrosión, maquinabilidad, relativa baja densidad y disponibilidad.

Zirconia

La cerámica se ha empleado en odontología y medicina durante muchos años. En la actualidad, una de las cerámicas más populares es la zirconia, debido a que su biocompatibilidad y sus extraordinarias propiedades mecánicas la convierten en una alternativa para numerosas indicaciones que anteriormente estaban reservadas a los metales. Las cerámicas basadas en zirconia se han empleado durante muchos años como núcleo de coronas unitarias y puentes fijos.^{26,27} Asimismo, se han empleado como implantes en prótesis de caderas y articulaciones de los dedos y las muñecas. Recientemente, han aparecido algunos estudios en la literatura odontológica que sugieren el posible empleo de los implantes de zirconio.

Recubrimientos superficiales

Además de los tratamientos superficiales que aumentan la superficie de contacto entre el hueso y el implante (ej: grabado ácido, microarenado con óxido de aluminio), algunas casas comerciales presentan a sus implantes con recubrimientos especiales para hacer al titanio más favorable para las células óseas, permitiendo una mejor cicatrización y aceleración del proceso de oseointegración.

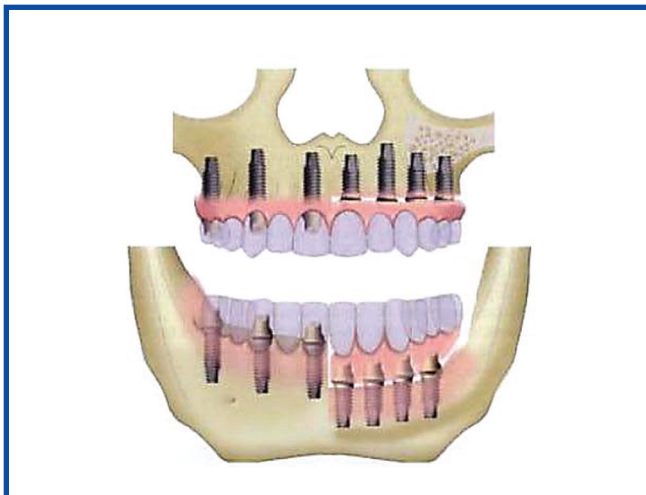
Cargas aplicadas sobre los implantes

La duración de las fuerzas masticatorias que actúan sobre la dentición varía mucho. En condiciones ideales, los dientes sólo entran en contacto brevemente al comer y tragar. Estos breves contactos duran en total menos de 30 minutos al día.²⁰ Según algunos autores,²⁸ el tiempo promedio que se invierte en cada comida es de 15 min. y la frecuencia para el ciclo masticatorio (movimiento de apertura y cierre mandibular) es de aproximadamente 1 Hz (sesenta ciclos por minuto).

La magnitud, frecuencia y duración de las cargas oclusales pueden variar de manera significativa dependiendo de la edad, género del paciente, grado de edentulismo, zona de la boca y presencia o no, de hábitos parafuncionales.²⁹⁻³² La zona de la boca que más trabajo oclusal realiza es la ubicada en premolares y molares²⁸ (Figura 3).

Figura 3

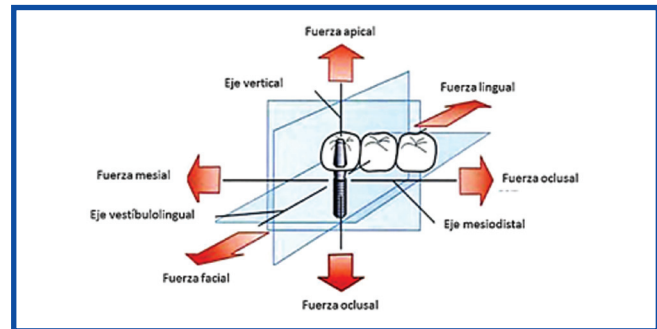
LA ALTURA DE LAS CORONAS ES UN AMPLIFICADOR DE FUERZAS PARA CUALQUIER CARGA LATERAL



Existen tres ejes de carga predominantes en implantología dental: mesiodistal, vestibulolingual y oclusoapical. La oclusión es el primer factor determinante a la hora de determinar la dirección de la carga. La posición de los contactos oclusales sobre la prótesis influye directamente sobre los tipos de componentes de fuerza que se distribuyen sobre el implante²⁰ como lo ilustra la (Figura 4).

Figura 4

DIRECCIÓN DE FUERZAS SOBRE EL IMPLANTE SEGÚN LOS EJES CLÍNICOS



Modelo computacional de un sistema de implante dental

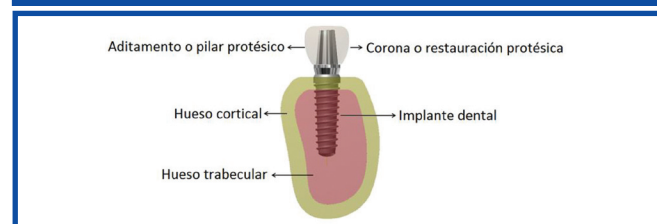
El modelado computacional es el uso de matemáticas, física e informática para estudiar el comportamiento de sistemas complejos mediante la simulación por computadora. Un modelo computacional contiene numerosas variables que caracterizan el sistema bajo estudio, donde su simulación se realiza ajustando estas variables y observando cómo los cambios afectan los resultados pronosticados por el modelo. La simulación por computador permite realizar pruebas claras y objetivas en los sistemas biológicos que se propongan como objeto de estudio, aumentando la rapidez en el procesamiento de los datos y obteniendo respuestas útiles para la toma de decisiones en problemas del mundo real. Permite también repetir experimentos, inclusive cambiando las condiciones intrínsecas y extrínsecas que afectan el sistema biológico y mecánico estudiado, lo cual es útil para el diseño y evaluación de técnicas innovadoras. Por otro lado, las simulaciones computacionales permiten predecir el comportamiento de un sistema biológico real con una gran aproximación, lo cual las convierte en herramientas útiles en la investigación y diseño.

Modelo 3D de un implante dental

Como primer paso se modeló un segmento de mandíbula y un sistema de implante dental en el software o herramienta de diseño asistido por computadora Autodesk Inventor® (Figura 5).

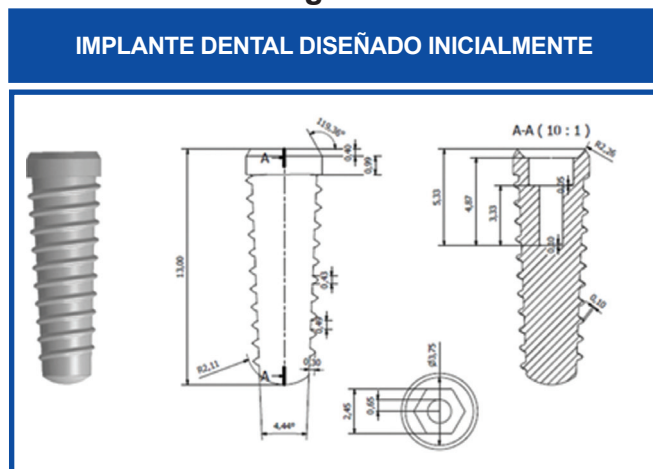
Figura 5

MODELO DEL IMPLANTE USADO EN LA SIMULACIÓN



El modelo tridimensional de corte de mandíbula se construyó con una capa de 2 mm de hueso cortical que rodea al hueso trabecular B/2, según la clasificación de Lekholm y Zarb.³³ La geometría del cuerpo del implante diseñado es ligeramente cónica para asemejarse a una raíz dental (4,2 mm de diámetro en el cuello del implante y 3 mm en el ápice), superficie roscada de 13 mm de largo y con una plataforma en la conexión con el pilar protésico de 3,75 mm de diámetro (platform switch). El paso de rosca se creó de 1,0mm y el ancho de rosca de 0,365 mm. Estos valores están dentro de los rangos recomendados.¹⁵ La rosca es simétrica y de extremo redondeada como lo recomiendan Hansson y Werke¹⁴ y como queda recogido en la (Figura 6).

Figura 6



Propiedades de los materiales

Las propiedades mecánicas de los materiales utilizados en el modelo se presentan en la (Tabla 1). Todos los materiales utilizados en el modelo se consideraron isotrópicos, homogéneos y linealmente elásticos.

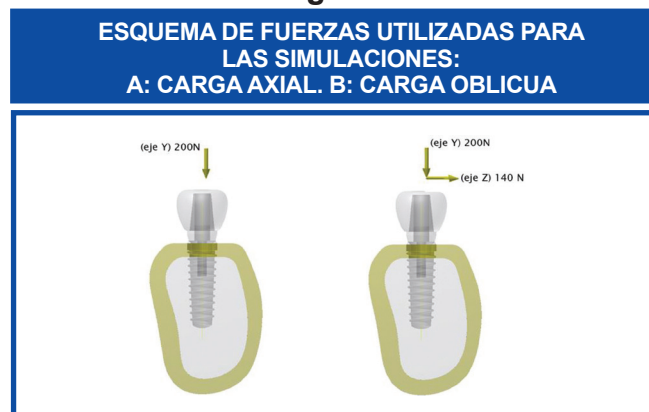
Tabla 1

PROPIEDADES MECÁNICAS DE LOS MATERIALES UTILIZADOS EN EL MODELO (MPa)			
Materiales	Módulo de Young	Coef. de Poisson	Resistencia a la fluencia
Titanio ^{34,35}	110000	0,35	880
Hueso cortical ^{15,36}	15000	0,3	130
Hueso trabecular ^{15,36}	1500	0,3	38
Corona de cerámica ³⁷	68900	0,28	400
Zirconio ³⁷	205000	0,31	920
Corona de acrílico (PMMA) ³⁸	2400	0,3	60

Cargas biológicas y condiciones de contorno

Las simulaciones se hicieron ante dos tipos de carga: una fuerza actuando a lo largo del eje del implante (eje Y) de 200N y otra oblicua resultante de una componente en el eje Y de 200N más una componente en el eje Z de 140N (Figura 7). Estos valores son iguales a los utilizados en un estudio de concentración de esfuerzos en distintos tipos de hueso.²

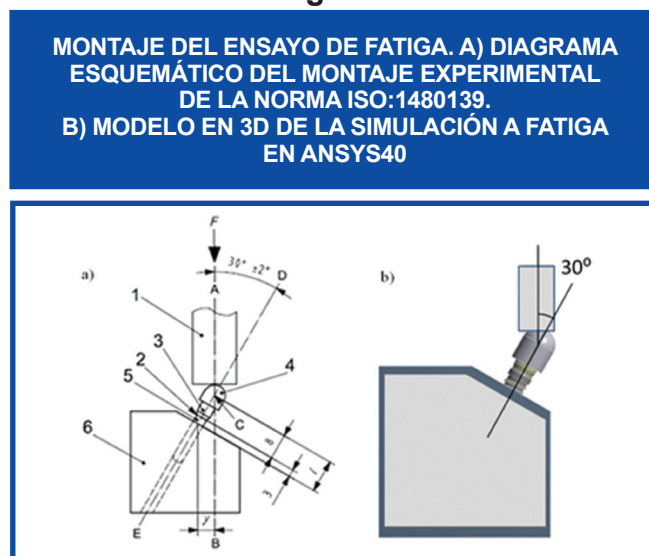
Figura 7



Estudio de fatiga

En la (Figura 8) se muestra la instalación del implante dental endóseo siguiendo la Norma ISO:1480139, ubicándolo en la base de anclaje (cuyo módulo de elasticidad debe ser mayor a 3GPa), a una distancia de 3,0 mm ± 0,1 mm entre el cuello del implante y el hueso, con un ángulo de montaje de 30° ± 1° con respecto al piñón de carga. La simulación fue llevada a cabo con una carga unidireccional, a una frecuencia de 14 Hz. Esta carga varía sinusoidalmente como se explica en la norma ya referida.

Figura 8



Las simulaciones a fatiga para el implante dental aquí propuesto, se llevaron a cabo realizando el mismo patrón de estudio por Hyung-Seop,⁴¹ quien diseñó un implante dental y lo sometió a las pruebas planteadas por la Norma ISO:1480139 tanto computacional como experimentalmente. A continuación se expone parte de ese trabajo, con el cual se compararán luego los resultados obtenidos para el diseño propuesto en esta investigación.

La geometría general del dispositivo protésico⁴¹ se puede ver en la (Figura 9).

Figura 9

DISEÑO DEL SISTEMA IMPLANTOLÓGICO BAM⁴¹



Resultados

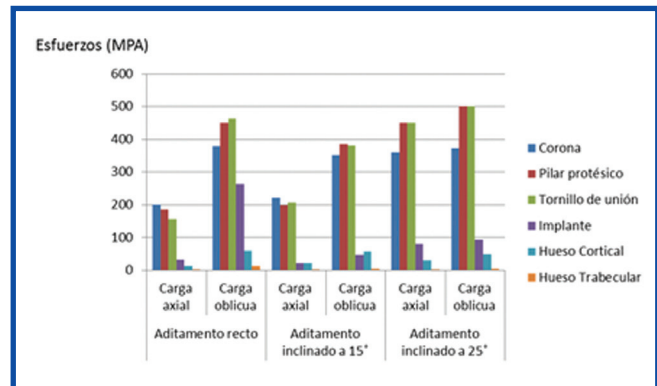
Una vez realizados los análisis numéricos se obtuvieron los resultados correspondientes a la distribución de esfuerzos en el hueso y en cada una de las partes se conforman al sistema de implante dental diseñado, con sus variantes en la geometría y materiales, al ser sometido a cargas simuladas de masticación. Se aplicó el criterio de Von Mises como teoría de falla para analizar los resultados obtenidos, por ser una teoría utilizada para predecir fallas por fluencia en materiales con comportamiento dúctil, arrojando resultados que guardan una correlación estrecha con los valores obtenidos experimentalmente. Los resultados de las simulaciones muestran comparativamente las concentraciones de esfuerzos ante cargas estáticas axial y oblicua.

Inclinación del aditamento protésico

El sistema de implante dental propuesto fue ensamblado con cada uno de los tres tipos de pilares protésicos o abutments y fueron analizados ante los dos tipos de carga mencionados. La (Figura 10) contiene las tensiones encontradas en cada caso y para todos los componentes del modelo:

Figura 10

ESFUERZOS EN EL MODELO SEGÚN LA INCLINACIÓN DEL ADITAMENTO PROTÉSICO

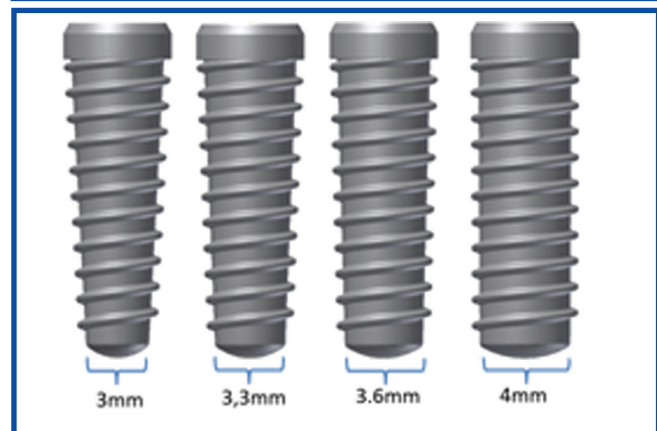


Conicidad del implante

Según algunos autores,⁴² la forma del implante dental contribuye a determinar el área de superficie disponible para transmitir esfuerzos y la estabilidad primaria o inicial. Existen básicamente implantes dentales cilíndricos y cónicos. En la (Figura 11) se pueden apreciar las variaciones en la conicidad del implante que se realizaron variando el diámetro en la zona apical.

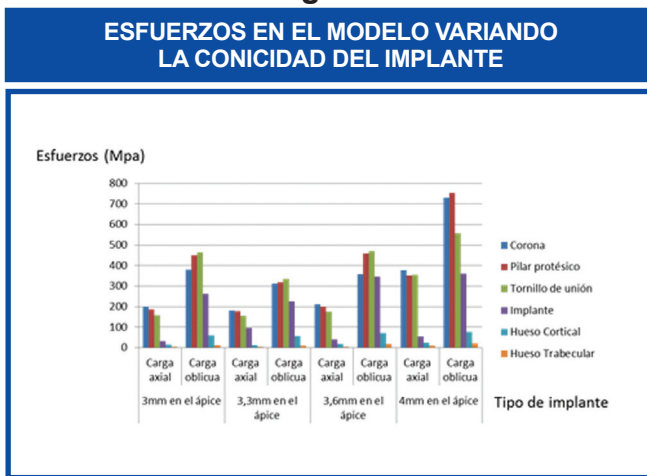
Figura 11

VARIACIONES EN EL DIÁMETRO DEL ÁPICE DEL IMPLANTE (CONICIDAD)



La (Figura 12) contiene los esfuerzos obtenidos para estas variaciones.

Figura 12



Longitud del implante

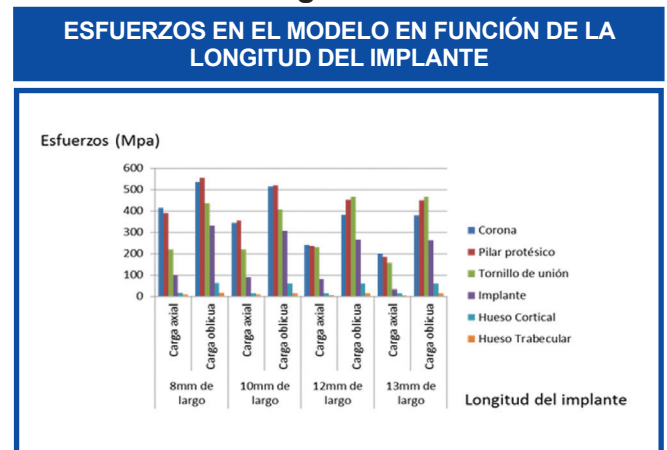
A pesar de que los implantes largos brindan mayor estabilidad recién colocados por su mayor superficie de contacto con el hueso, debido a condiciones biológicas y anatómicas, no siempre es posible colocarlos. A veces, es necesario colocar injertos óseos previo a la cirugía de colocación de implantes dentales. Algunos autores defienden el uso de implantes cortos, presentando casos y estadísticas clínicas favorables y por requerir menos trabajo y desgaste en el hueso para su colocación.⁴² Sin embargo, existe controversia en la literatura en cuanto a las tasas de éxito y fracaso presentes y en cuanto a su comportamiento biomecánico. Por esta razón, se decidió variar la longitud del implante propuesto y analizar el efecto de dichas variaciones en la distribución de esfuerzos en el sistema de implante dental y en el hueso, como muestra la (Figura 13).

Figura 13



La (Figura 14) presenta los esfuerzos de Von Mises para cada caso.

Figura 14



Paso de rosca

Es una opinión generalizada que los mejores resultados clínicos y de transmisión biomecánica se consiguen con una macrogeometría roscada, debido a que se aumenta la superficie de contacto del implante con el hueso receptor, lográndose una mejor fijación o estabilidad inicial. Además, contribuye al estímulo mecánico necesario para mantener el nivel óseo como han reportado otros investigadores.^{14,21,43,44} Después de revisar las publicaciones recientes en el área y considerando que el paso de rosca de los implantes dentales tiene un fuerte impacto en la distribución de esfuerzos,^{15,45} se construyeron cuatro versiones del implante propuesto con distintas medidas para estudiar este parámetro, como fue propuesto en los trabajos de Uzcátegui y Cerrolaza⁴⁶ y Uzcátegui.⁴⁷ En la (Figura 15) se aprecian las variaciones en la distancia entre las roscas del implante.

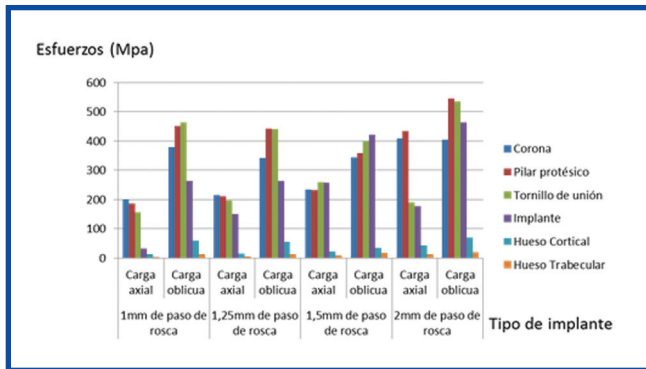
Figura 15



En la (Figura 16) se puede apreciar la comparativa de concentraciones de esfuerzos.

Figura 16

ESFUERZOS EN EL MODELO CON DISTINTO PASO DE ROSCA

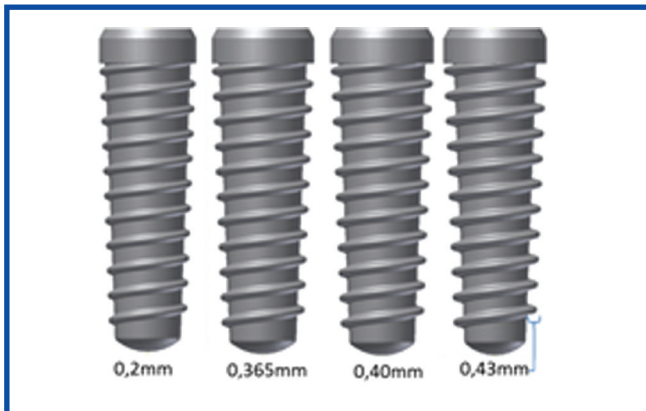


Ancho de la rosca

Tomando en consideración el trabajo de Ao et al.¹⁵ en cuanto al diseño óptimo de paso de rosca, donde recomiendan implantes con un ancho de rosca entre 0,19 y 0,42 mm, se realizaron modificaciones al implante dental para esta variable, dentro de ese rango recomendado, como indica la (Figura 17).

Figura 17

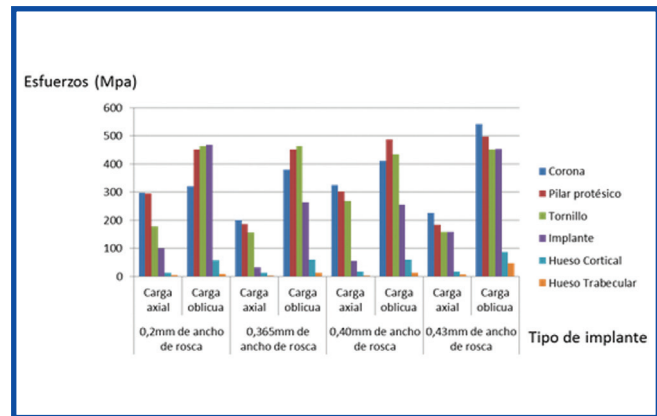
VARIACIONES EN EL ANCHO DE LA ROSCA



En la (Figura 18) se muestran las distribuciones de tensiones.

Figura 18

ESFUERZOS EN EL MODELO CON VARIACIÓN EN EL ANCHO DE LA ROSCA



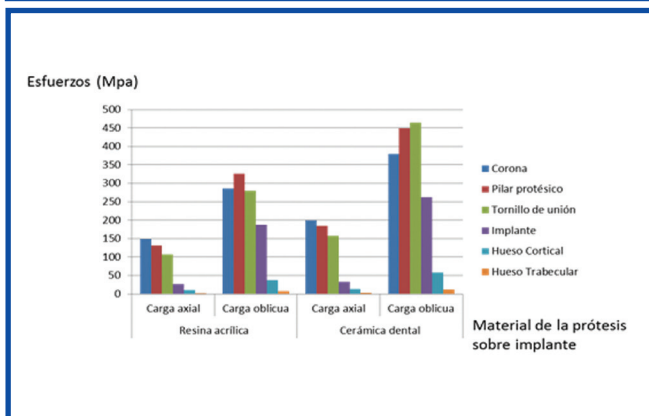
Restauración protésica sobre el implante

La resina acrílica se utiliza generalmente para confeccionar restauraciones provisionales sobre los implantes dentales, las cuales tienden a permanecer en boca durante poco tiempo, mientras se diseña y fabrica la prótesis definitiva. La cerámica dental o la combinación de metal y cerámica son los materiales empleados para las restauraciones definitivas, debido a su calidad estética, estabilidad dimensional y propiedades mecánicas que las convierten en restauraciones duraderas. En algunos casos se recomienda la carga progresiva de los implantes dentales, lo cual constituye un protocolo indicado en casos de baja calidad ósea o cuando pocos implantes deben soportar una prótesis de varias piezas dentales. Este protocolo incluye variaciones en el tratamiento convencional en cuanto a la dieta recomendada para el paciente, tiempo entre la cirugía de colocación y restauración del implante, tipo de oclusión o contactos en la prótesis y el material para la prótesis durante este proceso.

Con la hipótesis de que por sus propiedades mecánicas (Tabla 1) la resina acrílica amortiguaría las cargas recibidas en el sistema de implante dental propuesto, se decidió comparar la concentración de esfuerzos en el modelo, al utilizar acrílico y cerámica dental. Se utilizó el implante dental formado con los parámetros que mostraron el mejor comportamiento: superficie roscada con 1 mm de paso de rosca, 0,365 mm de ancho de rosca, forma ligeramente cónica, con 4,2 mm de diámetro en el cuello del implante y 3,3 mm en el ápice, de 13 mm de largo y con una plataforma (diámetro en la conexión con el pilar protésico) de 3,75 mm (platform switch). En la (Figura 19) se representa gráficamente la comparación de ambos casos.

Figura 19

ESFUERZOS EN EL MODELO CON RESTAURACIÓN PROTÉSICA DE RESINA ACRÍLICA Y CERÁMICA

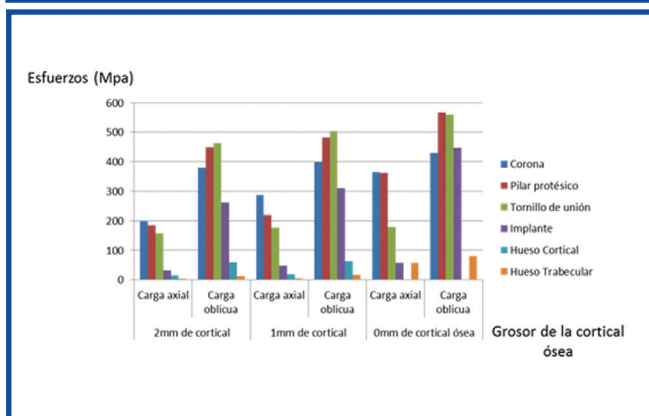


Grosor de la cortical ósea

Debido a que numerosos estudios^{2,3,21,42} demuestran que los mayores efectos de acumulación de esfuerzos y reabsorción ósea se producen a nivel del hueso cortical, se decidió evaluar el impacto de variaciones en el grosor del tejido compacto. Se realizaron cambios para variar el grosor del hueso cortical de 2 mm, a 1 mm y a 0 mm (ausencia de cortical). Para estas simulaciones se utilizó el implante dental producto de los mejores comportamientos obtenidos del estudio geométrico. En la (Figura 20) se pueden visualizar las variaciones de los esfuerzos según cada caso de grosor de hueso cortical.

Figura 20

ESFUERZOS EN EL MODELO SEGÚN EL GROSOR DEL HUESO CORTICAL



Material del implante

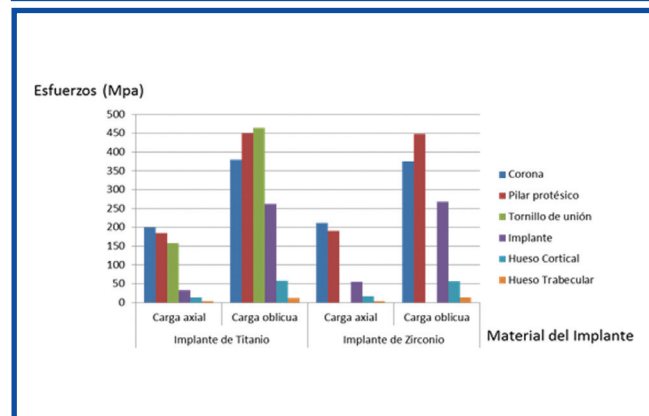
Debido a que existen muy pocos estudios relacionados con el uso del zirconio en implantología, aunque se ha

demostrado su biocompatibilidad en la confección de prótesis de cadera y prótesis para articulaciones de dedos y muñecas y se sabe que los casos clínicos presentados en la literatura ofrecen una estética excepcional, se decidió estudiar y comparar el comportamiento del diseño de implante dental aquí planteado, constituido por zirconio y titanio.

Es importante destacar que en los implantes de zirconio, el aditamento protésico y el implante propiamente dicho constituyen una sola pieza o bloque es decir, no presentan tornillo de unión, lo cual tiene la ventaja de requerir menos pasos protésicos, pero presenta las desventajas de no poder dejar sumergido el implante durante la oseointegración con el riesgo tener que colocar una prótesis provisional obligatoria el mismo día de la cirugía de colocación del implante, incluso cuando no se logre estabilidad primaria. Además, al ser implantes de un solo bloque, puede surgir la dificultad de restaurar protésicamente implantes que no estén ubicados en una posición adecuada y estética para su rehabilitación. La (Figura 21) permite apreciar el comportamiento entre el implante dental de titanio y de zirconio ante cada una de las cargas impuestas.

Figura 21

ESFUERZOS EN EL MODELO AL VARIAR EL MATERIAL DEL IMPLANTE



Resultados del estudio de fatiga

Después de realizar el montaje del implante (véase la Figura 8), se obtuvieron los resultados correspondientes a las cargas cíclicas unidireccionales de valores 150, 300, 400 y 500N, con una frecuencia de 14Hz (ver Tabla 2).

Tabla 2

VIDA ÚTIL DEL IMPLANTE PROPUESTO POR INABIO, EN CICLOS DE CARGA

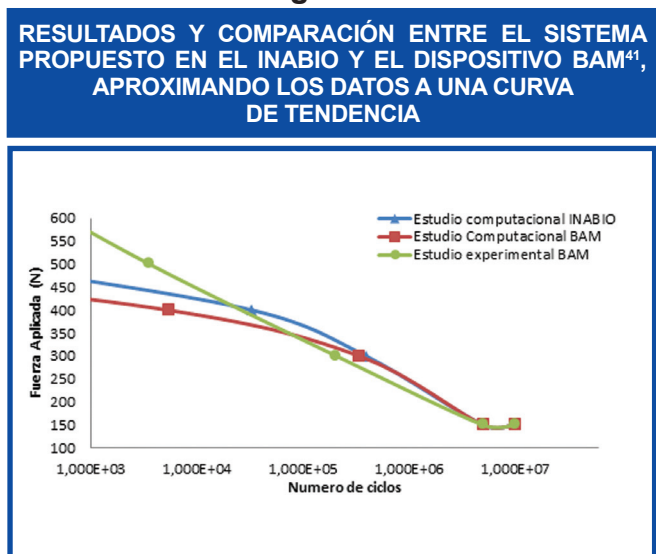
Fuerza máx. (N)	Fuerza mín. (N)	Frecuencia (Hz)	Vida (Ciclos)
500	50	14	0

Cont. Tabla 2

VIDA ÚTIL DEL IMPLANTE PROPUESTO POR INABIO, EN CICLOS DE CARGA			
Fuerza máx. (N)	Fuerza mín. (N)	Frecuencia (Hz)	Vida (Ciclos)
400	40	14	33,413
300	30	14	395,021
200	20	14	5x10 ⁶
150	15	14	5x10 ⁶

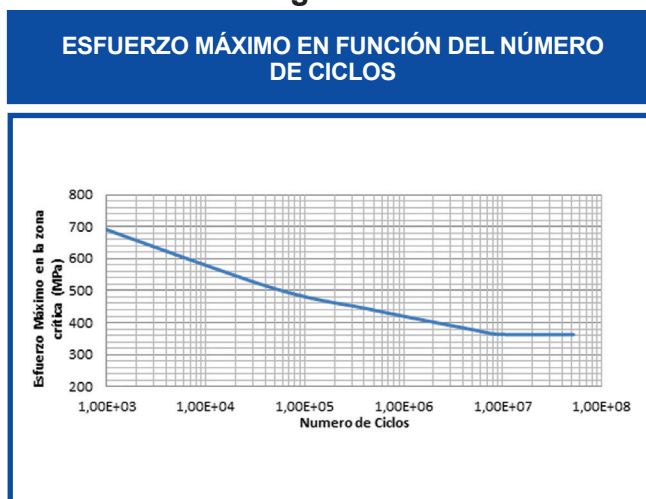
Los valores de la (Tabla 2) reflejan que para fuerzas mayores o iguales a 500N el dispositivo falla por fractura, mientras que para fuerzas iguales o menores a 200N el implante tendría una vida útil superior a 5x10⁶ ciclos (tiempo mínimo que establece la Norma ISO). La (Figura 22) muestra la comparación gráfica entre el modelo de implante dental propuesto en este trabajo y el dispositivo BAM41, apreciándose un comportamiento similar en ambos implantes.

Figura 22



La curva de tendencia del sistema implantológico diseñado en esta investigación es ligeramente mayor a la del dispositivo BAM, lo cual sugiere que el sistema propuesto tendría un mejor desempeño para solicitaciones más críticas. Esto da pie para afirmar que el diseño planteado en esta investigación responde a los requerimientos clínicos y a los requisitos establecidos por las normas internacionales. Este análisis comparativo es posible dado que los modelos implantológicos presentan similitudes en sus dimensiones. En la (Figura 23) se presenta un diagrama de esfuerzos máximos según el número de ciclos, lo cual permite estimar el tiempo de vida útil del implante.

Figura 23



Considerando esta gráfica y sabiendo que el esfuerzo máximo en el tornillo de unión es de 335.8 MPa (ante carga oblicua), se puede afirmar que el tiempo de vida útil estimado para esta pieza crítica es de al menos 5x10⁶ ciclos, es decir al menos 5 años si se asume que una persona tiene tres episodios de comida al día de 15 min. cada uno y la frecuencia de masticación o de carga es de 1 Hz (sesenta ciclos por minuto), cumpliendo así con el requisito que establece la Norma ISO:1480139.

Discusión

Después del estudiar el efecto de las variaciones geométricas (tipo de aditamento protésico, conicidad y largo del implante, ancho y paso de rosca), a través del análisis de esfuerzos en el sistema de implante dental planteado en un principio, se determina el diseño definitivo a partir de los parámetros que mostraron mejor comportamiento, definiendo así la propuesta final, que muestra la (Figura 24).

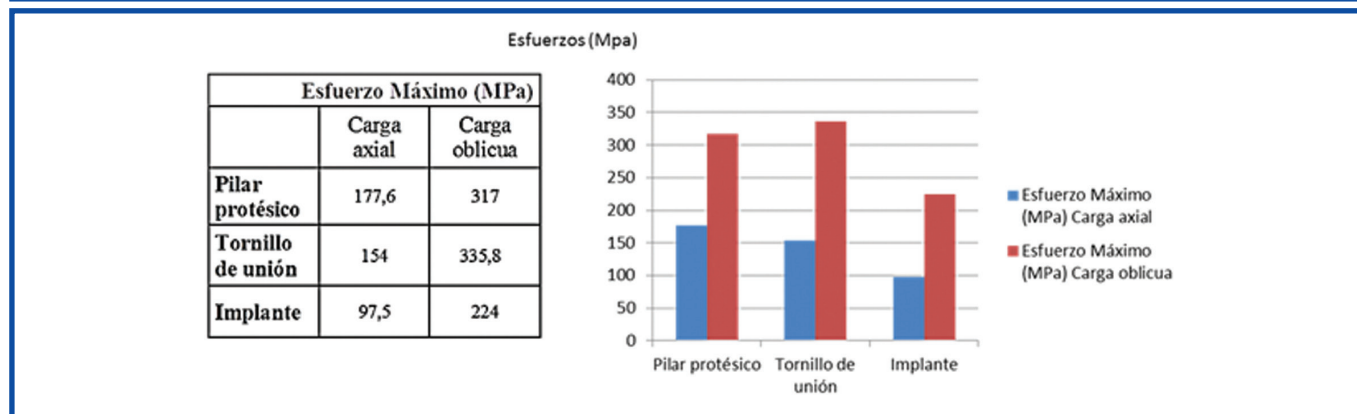
Figura 24



La **Figura 25** contiene los resultados del implante dental finalmente diseñado.

Figura 25

ESFUERZOS MÁXIMOS EN EL SISTEMA DE IMPLANTE DENTAL PROPUESTO ANTE CARGAS AXIAL Y OBLICUA



Al comparar los resultados aquí obtenidos con los valores de la **Tabla 1**, se puede apreciar que las magnitudes de esfuerzo calculadas no excedieron el límite de fluencia de los materiales utilizados. El diseño ligeramente cónico puede representar una ventaja en huesos poco densos⁴⁸. Además, el diseño de implante aquí definido pretende permitir su colocación con suficiente volumen de contacto inicial entre el hueso y el implante con la consiguiente estabilidad primaria. El paso y ancho de rosca permiten la entrada de osteonas completas promoviendo adecuadas propiedades mecánicas en la interfase implante-hueso. La geometría de la plataforma y la conexión pilar-implante aquí empleada pretende preservar el hueso de soporte, minimizando los micro movimientos del pilar protésico y permitiendo restauraciones protésicas estéticas.

Conclusiones

En esta investigación se propone una metodología para el diseño y simulación de un sistema de implante dental, basada en el estudio de la influencia de variaciones en la geometría de parámetros determinantes en el comportamiento biomecánico de implantes dentales, en la revisión de estudios actuales relacionados en el área y en las propuestas de diseños recientes presentes en el mercado de instrumentos y materiales odontológicos. También se realizó un estudio de fatiga del diseño de implante dental propuesto, estimando su tiempo de vida según lo establecido por las Normas ISO 14801. Uno de los propósitos de la bioingeniería es extrapolar resultados de análisis biomecánicos computacionales y de estudios *in-vitro*, relacionarlos con posibles factores de riesgo y evitar experimentar empíricamente en apli-

caciones y áreas clínicas. Un implante dental puede ser diseñado y estudiado en un ambiente computacional, antes de ser probado en seres vivos, ahorrando tiempo y posibles tratamientos iatrogénicos.

Los parámetros que mostraron mejor comportamiento en las simulaciones indican la conveniencia de fabricar un implante dental de titanio con superficie roscada con 1mm de paso de rosca, 0,365 mm de ancho de rosca, forma ligeramente cónica, con 4,2 mm de diámetro en el cuello del implante y 3,3 mm en el ápice, de 13 mm de largo, con una plataforma (diámetro en la conexión con el pilar protésico) de 3,75 mm (platform switch) y con una conexión al pilar protésico de tipo hexágono interno. Para este diseño de implante, con las consideraciones asumidas en el modelo y ante las cargas estudiadas, los valores de concentraciones de esfuerzos no alcanzaron el límite elástico, lo cual es relevante para evitar problemas de oseointegración o fractura de alguna de las partes del sistema.

A través de simulaciones computacionales se determinó la curva SN o diagrama de Wöhler aproximado para el diseño de implante dental propuesto y se calculó que el dispositivo tendría una vida útil de al menos 5×10^6 ciclos, cumpliendo con lo establecido por la norma. Las piezas sensibles a fallar primero en el sistema son el tornillo de unión y el implante dental en su tercio superior, en la zona de las primeras roscas.

El comportamiento de los implantes dentales y el pronóstico del tratamiento con los mismos, dependen fuertemente del diseño y de las características estructurales y mecánicas del sistema hueso/implante. Las cargas oclusales anguladas u oblicuas tienden a producir mayores concentraciones de esfuerzos tanto en el sistema de im-

plante dental, como en el hueso, por lo cual deben ser minimizadas con el diseño de la restauración protésica que se coloca sobre el implante y controlando los posibles hábitos parafuncionales del paciente. La concentración de esfuerzos en el hueso ocurre primordialmente en el hueso cortical, siendo esta capa más resistente a la deformación debido a su mayor módulo de elasticidad.

Métodos numéricos como elementos finitos son herramientas indispensables hoy día para evaluar los campos de desplazamientos y tensiones en piezas mecánicas de geometrías no-triviales. Especialmente, en el caso de biomecánica, esta evaluación se torna más complicada, debido a que se debe tomar en cuenta el material óseo alrededor del implante, de forma de evitar una sobrecarga del mismo y una necrosis del tejido biológico.

En los resultados obtenidos a través del método de los elementos finitos, influyen diversos factores: las condiciones de contorno, las propiedades y comportamiento asumido para los materiales, la definición de la interfase hueso-implante y las idealizaciones hechas al modelo propuesto para simplificar el estudio. Sin embargo estudios previos han comprobado que los resultados se aproximan a condiciones o situaciones clínicas reales.

Agradecimientos

Los autores desean agradecer el apoyo prestado por el Consejo de Desarrollo Científico y Humanístico de la UCV (CDCH), al Fondo Nacional de Ciencia e Innovación Tecnológica del Ministerio de Ciencia y Tecnología por la subvención PEI N° 2011001215 y al International Center for Numerical Methods in Engineering (CIMNE) de la Universidad Politécnica de Cataluña (España).

Referencias

1. Schenk R, Buster D. Osseointegration: a reality. *Periodontology* 2000; 17:22-35.
2. Danza M, Palmieri, A, Farinella F, Brunelli G, Carinci F, Girardi A, Spinelli, G. Three Dimensional Finite Element Analysis to Detect Stress Distribution in Spiral Implants and Surrounding Bone. *Dental Research Journal*. 2009; 6(2):59-64.
3. Saab X, Griggs J, Powers J, Engelmeier R. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: A finite element study, *J Prosthet Dent*. 2007;97:85-92.
4. Zienkiewicz O, Taylor R. *El Método de los Elementos Finitos*, Vol. 1: Formulación básica y problemas lineales. 4ta Ed, 1994. Mc Graw-Hill, Barcelona.
5. Oñate E. *Cálculo de Estructuras por el Método de los Elementos Finitos*. Centro Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería, 1992, Ed. CIMNE, Barcelona, España.
6. Cerrolaza M. *El método de los elementos finitos para ingeniería y ciencias aplicadas: teoría y programas*. 1ª Ed., 2006, Ed. Consejo de Desarrollo Científico y Humanístico. UCV. Caracas.
7. Lee J, Frias V, Lee K, Wright R. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2005;94(4):377-380.
8. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J. of Prosthetic Dentistry* 2004;92(6):523-530.
9. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis. *J Prost. Dent*. 2008;100:422-43.
10. Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on survival and complication rates of short implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2006;21:275-282.
11. Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *J. of Prosthetic Dentistry* 2004;91:20-25.
12. Guan H, Van Staden R, Loo Y, Johnson N, Ivanovski S, Meredith N. Influence of bone and dental implant parameters on stress distribution in the mandible: a finite element study, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2009;24(5):866-876.
13. Chou H, Müftü S, Bozkaya D. Combined effects of implant insertion depth and alveolar bone quality on periimplant bone strain induced by a wide-diameter, short implant and a narrow-diameter, long implant. *J Prost. Dent*. 2010;104(5):293-300.
14. Hansson S, Werke M. The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. *Biomechanics* 2003;36:1247-1258.
15. Ao J, Li T, Liu Y, Ding Y, Wu G, Hu K, Kong L. Optimal design of thread height and width on an immediately loaded cylinder implant: A finite element analysis. *Computers in Biology and Medicine* 2010;40(8):681-686.
16. Lee Ch, Lin S, Kang M, Wu S, Fu P. Effects of implant threads on the contact area and stress distribution of marginal bone. *J Dent Sci*. 2010; 5(3):156-165.
17. Kong L, Zhao Y, Hu K., Li D, Zhou H, Wu Z, Liu B. Selection of the implant thread pitch for optimal biomechanical properties: A three-dimensional finite element analysis. *Advances in Engineering Software* 2009; 40(7):474-478.
18. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prost. Dent*. 2004;91:44-50.

19. Kayabaşı O, Yüzbasioğlu E, Erzincanl F. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Adv. Eng. Soft.* 2006; 37(10):649-658.
20. Misch C. *Contemporary Implant Dentistry*, 2a ed., 1999. St Louis, Mosby.
21. Misch C. *Prótesis dental sobre implantes*. 2007. Elsevier Mosby. Madrid. España.
22. Barragán L. Unidad 5: biomateriales. 2005. Recuperado el 30/08/2012 en <http://www.slideshare.net/herovalrey/biomateriales>.
23. Conrado, A. Tratamiento de superficies sobre titanio comercialmente puro para la mejora de la osteointegración de los implantes dentales. Tesis Doctoral. 2007. Universidad Politécnica de Catalunya. Barcelona.
24. Piña M. Física en la medicina: Biomateriales. 1998. Recuperado el 26/08/2012 en <http://escuela.med.puc.cl/publ/anatomiapatologica/12osteoartricular/12osea.html>.
25. Breme J, Biehl V. *Metallic Biomaterials*. En *Handbook of Biomaterials Properties*. Eds. Black J. Hastein G. 1998. Chapman & Hall, London p.135.
26. Silva W, Lameiras F, Lobato Z. Biological reactivity of zirconia-hydroxyapatite composites. *J Biomed Mater Res.* 2002;63:583-590.
27. Kasemo B, Lausamaa J. Biomaterial and implant surfaces: A surface science approach. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;3:247-259.
28. Ash M. *Anatomía Dental, Fisiología y Oclusión de Wheeler*. 8va ed.. 2004. McGraw Hill. Madrid. España.
29. Bakke M, Holm B, Jensen L. Unilateral, isometric bite force in eight to eighty-eight year old women and men related to occlusal factors. *Scand J Dent. Res.* 1990; 98:149-158.
30. Van Eijden T. Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment, *Arch. Oral Biol.* 1991;36:535-539.
31. Dean J, Throckmorton G, Ellis E. A preliminary study of maximum voluntary bite force and jaw muscle efficiency in preorthognathic surgery patient, *J.Oral Max. Surg.* 1992;50:1284-1288.
32. Braun S, Bantleon H-P, Hnat Wp. A study of bite force. Relationship to various physical characteristics, *Angle Orthod.* 1995;65(5):367-372.
33. Lekhom U, Zarb G. Patient selection and preparation, in Branemark P-I, Zarb G.A, Albrektsson T. *Tissue-Integrated Prosthesis: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Quintessence, 1985. Chicago, p.128-135.
34. Benzing U, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofacial Implants* 1995; 10:188-198.
35. Van Rossen I, Braak L, De Putter C, De Groot K. Stress absorbing elements in dental implants. *J. of Prosthetic Dentistry* 1990;64:198-205.
36. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3 dimensional finite element analysis. *J. of Oral & Maxillofacial Implants* 1998; 10:188-198.
37. Zárate J. Relación microestructura-propiedades mecánicas y térmicas de compositos de circonia-alúmina, *Revista Mexicana de Física* 2004;50(1):54-56.
38. Anusavice K. *Phillips Ciencia de los Materiales Dentales*. Undécima Edición. 2004. Elsevier. Madrid. España.
39. ISO 14801: *Dentistry - Implants - Dynamic fatigue test for endosseous dental implants* 2007.
40. Ansys, *User's Manual*, 2010. USA.
41. Hyung-Seop H. Design of new root-form endosseous dental implant and evaluation of fatigue strength using finite element analysis. Thesis Dissertation. 2009. University of Iowa.
42. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;4:333-340.
43. Norton M. Marginal bone levels at single tooth implants with a conical fixture design. The influence of surface macro- and microstructure. *Clinical Oral Implants Research* 1998;9:91-99.
44. Palmer R, Palmer P, Smith B. A 5-year prospective study of Astra single tooth implants. *Clinical Oral Implants Research* 2000;11:179-182.
45. Chun H, Cheong S, Han J, Heo S, Chung J, Rhyu I. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil.* 2002;29:565-574.
46. Uzcátegui G, Cerrolaza M. Distribution effect of implant shape, thread pitch, abutment angulation and loading angle on stress distribution in jawbone. 2012. 10th World Congress on Computational Mechanics. Sao Paulo. Brasil.
47. Uzcátegui G. Propuesta y diseño de un implante dental usando elementos finitos. Tesis MSc. 2013. Instituto Nacional de Bioingeniería. UCV. Caracas.
48. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: A human cadaver study. *Clin Impl Dent Res.* 2000;2(2):85-92