

Ingeniería

Biomecánica de implantes dentales

Gladys Uzcátegui
Federico Brito
Miguel Cerrolaza



Universidad Central de Venezuela
Consejo de Desarrollo Científico y Humanístico

Copyright, 2018

© Consejo de Desarrollo Científico y Humanístico,
Universidad Central de Venezuela (CDCH-UCV)

Autor:

Gladys Uzcátegui

Federico Brito

Miguel Cerrolaza

Título:

Biomecánica de implantes dentales

Coordinador Editorial:

Glisell Bonilla

Coordinador de Producción:

Levi Galindo

Corrección de textos:

Héctor Alonso González

Diagramación y montaje:

Oralia Hernández

Todas las obras publicadas por el CDCH-UCV son sometidas a arbitraje.

Gladys Uzcátegui

Biomecánica de implantes dentales /

Gladys Uzcátegui, Federico Brito, Miguel Cerrolaza.--

Caracas: U.C.V.,

Consejo de Desarrollo Científico y Humanístico, 2018.--

Colección monografías.--

1. Biomecánica
2. Implantes dentales



Licencia Creative Commons BY-NC-ND (Atribución, No Comercial,
Sin Obras Derivadas) 4.0 Internacional.

Biomecánica de implantes dentales. El uso de implantes dentales para pacientes que han perdido uno, varios o todos los dientes, se ha convertido en un tratamiento efectivo y estético que ha presentado una amplia indicación y éxito de estos tratamientos, algunos factores relacionados con aspectos biomecánicos continúan sin entenderse por completo. Tomando en cuenta este contexto y considerando que estos dispositivos se colocan mas no se fabrican actualmente en Venezuela, el objetivo de la presente obra es ofrecer un compendio de los elementos más relevantes de la biomecánica en implantología oral y compartir el proceso de diseño mecánico y análisis computacional de un implante dental como primer paso para el desarrollo de estos dispositivos a nivel nacional.

Gladys Uzcátegui. Docente instructor a dedicación exclusiva, adscrito académicamente a la Cátedra de Coronas y Puentes de la Facultad de Odontología, con actividades de investigación y extensión en el Instituto Nacional de Bioingeniería de la Universidad Central de Venezuela. Maestría en Bioingeniería, UCV (2013). Odontólogo Mención Magna Cum Laude, UCV (2002).

Federico Brito. Docente Supervisor de los tratamientos de prótesis fija ejecutados por los estudiantes adscritos al Centro de Atención a Pacientes con Enfermedades Infectocontagiosas (CAPEI), Facultad de Odontología, UCV. Especialista en Prostodoncia, Facultad de Odontología, Universidad Autónoma de Tamaulipas, México (2001). Odontólogo, UCV (1989).

Miguel Cerrolaza. Profesor de la Facultad de Ingeniería, UCV. Fundador del Instituto Nacional de Bioingeniería (INABIO), UCV. Investigador y autor de varios libros de gran prestigio en la comunidad científica. Magister en Ingeniería, Universidad Federal de Río de Janeiro, Brasil (1985). Ingeniero, UCV (1980).

COLECCIÓN MONOGRAFÍAS
Nº 114

**BIOMECÁNICA
DE IMPLANTES DENTALES**

Gladys Uzcátegui, Federico Brito y Miguel Cerrolaza

**BIOMECÁNICA
DE IMPLANTES DENTALES**



Universidad Central de Venezuela
Consejo de Desarrollo Científico y Humanístico
Caracas, 2018

ÍNDICE

1	INTRODUCCIÓN	8
1.1	Antecedentes y estado del arte.....	10
1.2	Oseointegración.....	13
1.3	Organización de este libro	14
2	GENERALIDADES SOBRE IMPLANTES DENTALES	16
2.1	Implante dental	17
2.2	Diseños de implantes dentales	22
2.3	Materiales utilizados en implantología.....	28
2.3.1	Titanio en la implantología dental.....	29
2.3.2	Zirconio en la implantología dental.....	30
2.3.3	Recubrimientos superficiales.....	31
2.4	Fabricación de implantes dentales.....	32
3	COLOCACIÓN Y RESTAURACIÓN PROTÉSICA DE IMPLANTES DENTALES	34
3.1	Procedimiento y consideraciones quirúrgicas para la colocación de implantes dentales.....	35
3.2	Toma de impresión	38
3.2.1	Transferencia de reposición.....	38
3.2.2	Transferencias de traslado	39
3.2.3	Materiales de impresión	40
3.3	Prótesis sobre implantes	41
3.3.1	Casos totalmente edéntulos	42
3.3.2	Casos parcialmente edéntulos	44
3.3.3	Prótesis atornilladas.....	45
3.3.4	Prótesis cementadas.....	46

3.3.5	Opciones protésicas según Misch.....	49
3.3.5.1	Prótesis fija sobre implantes	49
3.3.5.2	Prótesis removibles sobre implantes ...	51
4.	BIOMECÁNICA EN IMPLANTOLOGÍA ORAL.....	53
4.1	Biomecánica de los maxilares	54
4.1.1	Clasificación ósea	57
4.1.2	Propiedades mecánicas de los huesos	59
4.2	Cargas aplicadas sobre los implantes	60
4.2.1	Tipos de fuerzas.....	63
4.2.2	Esfuerzos	64
4.2.3	Tensión-deformación.....	65
4.2.4	Relación entre tensión-deformación.....	66
4.2.5	Cargas por impacto.....	67
4.3	Criterios de falla en sistemas implantológicos	68
4.3.1	Criterio de Von Mises	68
4.4	Fatiga en implantología	69
4.5	Biomecánica del diente vs biomecánica del implante	76
5	MODELO COMPUTACIONAL DE UN SISTEMA DE IMPLANTE DENTAL	78
5.1	Introducción.....	79
5.2	Modelo 3D de un implante dental	80
5.3	Propiedades de los materiales.....	83
5.4	Cargas biológicas y condiciones de contorno.....	83
5.5	Análisis de sensibilidad del modelo	84
6	ANÁLISIS Y DISEÑO DE UN SISTEMA DE IMPLANTE DENTAL	86
6.1	Introducción.....	87
6.2	Resultados de las simulaciones.....	88
6.2.1	Inclinación del aditamento protésico.....	88
6.2.2	Conicidad del implante.....	94
6.2.3	Longitud del implante	97
6.2.4	Paso de rosca	100

6.2.5	Ancho de la rosca	103
6.2.6	Restauración protésica sobre el implante	105
6.2.7	Grosor de la cortical ósea	108
6.2.8	Material del implante.....	100
6.2.9	Diseño final.....	112
7.	ESTUDIO DE FATIGA EN IMPLANTES DENTALES .	114
7.1	Metodología para el estudio de fatiga.....	115
7.1	1 Factor de seguridad.....	118
7.2	Resultados del estudio de fatiga	119
7.2	Criterio de Soderberg en el sistema implantológico	122
8.	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	124
	Conclusiones	125
	Recomendaciones	127
	REFERENCIAS.....	130
	APÉNDICE A	139
	A.1 Breve descripción del método de elementos finitos	140
	A.2 Ecuaciones básicas del método de elementos finitos	143

1
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 (Schenk y Buster, 1998).

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 (Danza et al., 2009). 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 (Saab et al., 2007).

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 dentro 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 las 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, esta obra presenta el proceso de diseño y análisis biomecánico de implantes dentales como primer paso para el desarrollo de estos dispositivos en el contexto nacional.

1.1. 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 obras, entre ellas Zienkiewicz y Taylor (1994), Oñate (1992), Cerrolaza (2006).

Lee et al. (2005) 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 anchos, delgados, largos, cortos, cónicos, cilíndricos y en forma de raíz dental.

Bozkaya et al. (2004) evaluaron la transferencia de esfuerzos en cinco implantes dentales de distintas casas comerciales con diferencias geométricas a través del método de los elementos finitos. Este trabajo es similar a los realizados posteriormente por Baggi et al. (2008), quienes analizaron 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. Los trabajos de Tawil et al. (2006) y de Himmlova (2004) 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. (2009), 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.

Chou et al. (2010) utilizaron el método de los elementos finitos para estudiar casos de implantes ubicados a distintas profundidades en el hueso mandibular, aplicando cargas oblicuas directamente sobre el pilar o aditamento protésico. Encontraron mayores niveles de tensión en implantes anchos y cortos ubicados a poca profundidad.

Hansson y Werke (2003) 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. (2010) 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.

Lee et al. (2010) también estudiaron el efecto de algunas variaciones en la rosca de un implante, 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. (2009) 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.

Danza et al. (2009) 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. (2007) utilizaron un análisis bidimensional por elementos 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.

Holst et al. (2008) aislaron y midieron el efecto del tipo (material) de restauración provisional de implantes sobre el desplazamiento de los mismos ante dos tipos de cargas.

Eskitascioglu et al. (2004) simularon y estudiaron la influencia de la localización de la carga en la restauración protésica o corona, sobre los esfuerzos transferidos al hueso.

Kayabasi et al. (2006) 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.

1.2. 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 esa década 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 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.

1.3. Organización de este libro

El primer capítulo presenta un panorama general de los antecedentes y estado del arte y una breve descripción del proceso de oseointegración. En el segundo capítulo se describen las generalidades más relevantes de la implantología, los componentes de un sistema de implante dental, consideraciones importantes en el diseño actual de implantes dentales, materiales utilizados en implantología y una breve reseña del proceso de mecanizado o fabricación de implantes dentales. El tercer capítulo describe el procedimiento y las consideraciones quirúrgicas para la colocación de implantes dentales, los pasos para la toma de impresión y materiales utilizados y los tipos de prótesis que se usan para rehabilitar implantes. El cuarto capítulo describe los principios biomecánicos que rigen en implantología, abarcando características biomecánicas del hueso mandibular, tipo y magnitud de fuerzas que reciben los implantes dentales en boca, esfuerzos generados en el sistema de implante dental y en el hueso, los criterios de falla para sistemas implantológicos y las diferencias en el comportamiento biomecánico de un diente *vs.* la biomecánica de un implante dental. El quinto capítulo presenta la metodología seguida para el modelado de un sistema de implante dental para ser analizado por elementos finitos, las propiedades de los materiales utilizados para ese modelo, las cargas biológicas y las condiciones de contorno asumidas y el análisis de sensibilidad aplicado. El sexto capítulo muestra los resultados de las simulaciones, el análisis producto

de la comparación de variaciones de algunos parámetros geométricos y constitutivos del modelo y la propuesta de diseño final del implante dental. En el séptimo capítulo se expone el proceso para el cálculo del tiempo estimado de vida útil del sistema de implante finalmente propuesto con los parámetros geométricos que mostraron mejor desempeño y los resultados de dicho estudio de fatiga. El octavo y último capítulo presenta algunas conclusiones y recomendaciones derivadas de este trabajo para futuras investigaciones en el área.

2

**GENERALIDADES
SOBRE IMPLANTES DENTALES**

2.1 Implante dental

Un implante dental es el sustituto artificial de la raíz de un diente perdido (Figura 2.1). Es una prótesis médica biocompatible 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.



Figura 2.1 Implante como sustituto de la raíz dentaria
(www.branemarkespana.com).

Además de las consideraciones estéticas y conservadoras, el aumento en la necesidad e indicación de tratamientos con implantes dentales proviene del efecto combinado de una serie de factores:

- Aumento de la expectativa de vida.
- Pérdida de dientes relacionada con la edad.
- Consecuencias anatómicas del edentulismo (se altera el equilibrio del sistema estomatognático, pérdida de soporte labial, se acentúan líneas de expresión, se adelgaza el borde bermejo de los labios, pérdida de la dimensión vertical, etc.) (Figura 2.2) con la consecuente dificultad para pronunciar ciertas consonantes y palabras.
- Aspectos psicológicos de la pérdida dentaria, entre ellos: relación con deterioro y envejecimiento, alteración de la imagen social, cambio de conducta alimenticia, etc.
- Ventajas y resultados predecibles a largo plazo de las prótesis sobre implantes (más de un 95% de éxito).
- Las consecuencias del fracaso de prótesis debidas aincomodidad, movilidad, menor longevidad, etc.

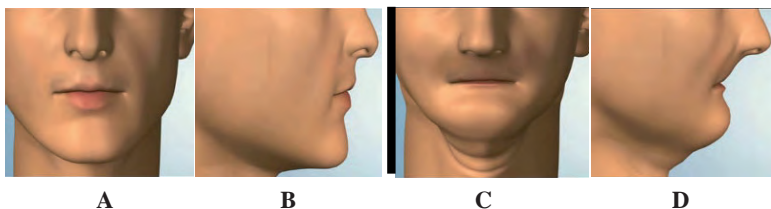


Figura 2.2. Consecuencias anatómicas del edentulismo. A y B: Vistas de frente y perfil de una persona dentada en la que se puede apreciar el adecuado soporte labial y buena dimensión vertical. C y D: Vistas de frente y perfil de una persona edéntula con apreciable pérdida de soporte labial, disminución de la dimensión vertical y adelgazamiento del borde bermejo del labio (Misch, 2007).

Los implantes dentales se componen 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 (Figura 2.3).



Figura 2.3 Tornillo, pilar protésico e implante dental.

Los pilares protésicos, pernos o muñones, son los elementos ajustados sobre los implantes encima de los cuales se diseña y se confecciona la prótesis dental. Existen pilares protésicos rectos y angulados. Los angulados, generalmente disponibles en 10° , 15° o 25° , presentan un ahusamiento lateral que permite rehabilitar implantes no paralelos (Figura 2.4).

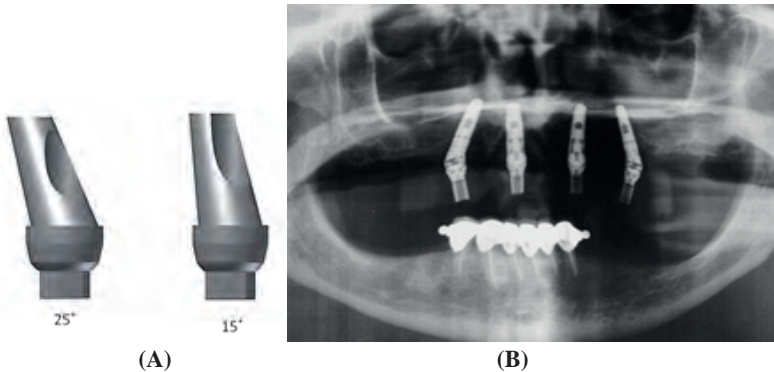


Figura 2.4 (A) Ejemplo de pilares angulados y (B) Imagen radiográfica de un caso en el que se utilizaron pilares o aditamentos protésicos angulados para rehabilitar implantes no paralelos.

El mercado internacional también ofrece la posibilidad de confeccionar aditamentos protésicos de zirconio, muy útiles para casos anteriores con requerimientos exigentes de estética en los cuales el tejido blando es delgado y puede transparentarse o hacerse visible el metal de los pilares convencionales de titanio (Figura 2.5).

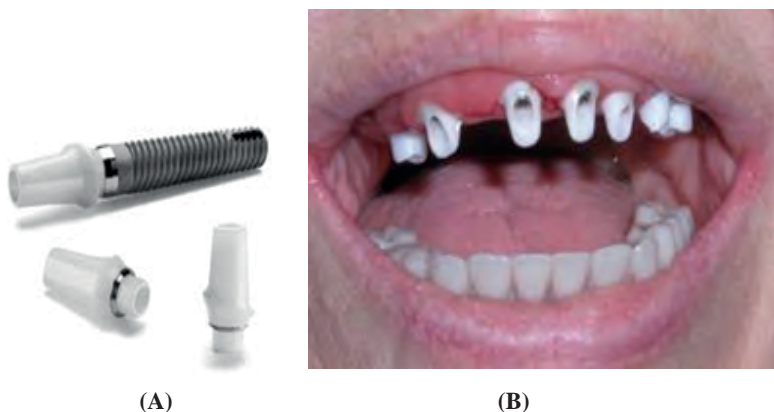


Figura 2.5 (A) Ejemplo de pilares de zirconia y (B) caso clínico con la utilización de pilares o aditamentos protésicos de zirconia (www.imtmag.com).

Los pilares protésicos personalizados o “UCLA” (Universal Castable Long Abutment) pueden ser total o parcialmente calcificables y permiten solucionar problemas de divergencia de los implantes o dificultades de espacio interoclusal. Se pueden concebir como un cilindro plástico que se conecta directamente al implante sobre el cual se hace un encerado, se funde, se refina y se aplica directamente cerámica en el laboratorio. Otra técnica es encerar y diseñar el pilar, corregir la divergencia observada y así confeccionar los *abutments* o pilares personalizados. El desarrollo de estos pilares, que representan practicidad y una posible disminución de costos, ha traído consigo algunas controversias derivadas de problemas mecánicos y biológicos, producto de la manipulación en el laboratorio dental. Existen preocupaciones por parte de algunos autores con relación a la adaptación de los pilares UCLA sobre el implante cuando se le compara con la adaptación conseguida

con los pilares prefabricados en titanio (Spiekermann. 1995). Es sabido que un desajuste en la interface pilar/implante puede causar problemas mecánicos y/o biológicos tales como aflojamiento o fractura del tornillo de fijación (Binon, 1995), mayor retención de placa bacteriana, respuesta adversa al tejido blando y pérdida de oseointegración. Por otro lado, Lewis et al. (1992) realizaron un seguimiento a cuatro años de pilares tipo UCLA, de 46 pacientes con 118 pilares tipo UCLA plástico y reportaron 95% de éxito.

Otro tipo de pilar protésico es aquel que por su configuración ofrece retención para prótesis removibles; por lo general, tienen forma esférica y en la base de la prótesis se fijan elementos en forma de anillo que se conectan con el aditamento protésico del implante (Figura 2.6).



Figura 2.6. Ejemplos de aditamento esférico para sobredentadura implantosoportada. (www.implantedental.pe/ y www.biohorizons.com).

También existen casas comerciales que ofrecen pilares de una sola pieza, los cuales se enroscan dentro del cuerpo del implante, evitando el uso del tornillo de unión pero carecen de mecanismo antirrotacional como muestra la Figura 2.7.



Figura 2.7 Ejemplo de pilares autoroscantes (www.eprints.ucm.es).

Otros sistemas ofrecen aditamentos de una sola pieza con acoplamiento de cono morse (Figura 2.8).



Figura 2.8 Imagen de aditamento protésico con sistema de acoplamiento en cono morse (www.biodentlab.com).

2.2 Características y diseños de implantes dentales

El diseño de los implantes dentales ha sido modificado continuamente en los últimos años con el objetivo de mejorar la oseointegración y facilitar los procedimientos clínicos. El diseño del sistema de implante dental es importante desde el punto de vista de transmisión de cargas y el proceso de remodelado óseo, ya que el proceso de oseointegración pudiera ser afectado o incluso revertirse si el implante es sometido a cargas que superen su capacidad de trabajo.

Las magnitudes de la fuerza sobre los implantes dentales dependen, entre otras cosas, de su diseño y de las características estructurales y mecánicas del sistema hueso-implante. Existen múltiples tipos de implantes en el mercado, la mayoría de titanio. Se presentan en distintos diámetros, longitudes, superficies y diseños (Figura 2.9). El diámetro puede variar entre los 3,75 mm y 6 mm

y por lo general, los de mayor diámetro se indican cuando se requiere sustituir un molar, dado que estas piezas habrán de soportar una fuerza mayor que los dientes anteriores. La longitud de los implantes suele variar de 10 a 16 mm y se indican de acuerdo a la calidad y cantidad del hueso y de acuerdo al diente a sustituir.



Figura 2.9 Distintos diseños de implantes (www.implantedentare.net).

Lee et al. (2005) realizaron una revisión de la literatura sobre el efecto de la forma y tamaño de los implantes dentales y su relación con el éxito de los tratamientos. Ellos concluyen que la forma del dispositivo influye más en la distribución de esfuerzos que el tamaño (largo y ancho) del mismo. La forma ligeramente cónica, semejante a la raíz de un diente, muestra mayor disipación de esfuerzos que las formas cilíndrica o en cuña. En este estudio se reportan algunos trabajos que reflejan relación entre el largo y ancho de los implantes y el éxito de los mismos, pero otros trabajos concluyen que no existe una relación directa entre estos factores y la longevidad de los tratamientos. Sin embargo, está clínicamente demostrado que los implantes largos y anchos ofrecen mayor estabilidad al colocarlos. La estabilidad primaria se considera un factor crucial en el éxito de los tratamientos implantológicos, ya que los micromovimientos influyen en la pérdida ósea temprana y ponen en riesgo la oseointegración (Qian et al., 2009).

Estafanous et al. (2010) al hacer una revisión temática de artículos sobre la longitud de los implantes dentales, refieren que las altas tasas de fracaso de implantes cortos pueden relacionarse con las características anatómicas de los sitios donde tienden a colocarse. Estos autores hacen referencia a recientes publicaciones de casos clínicos con una tasa de éxito de hasta un 95% a los 5 años de colocación de implantes de 8 mm o menores.

Hansson y Werke (2003) sugirieron que la forma de rosca en los implantes dentales induciría el estímulo mecánico necesario para mantener el nivel óseo después de la cirugía de colocación. Esto fue confirmado en animales por Al-Sayyed et al. (1994) y por estudios clínicos realizados por Nordin et al. (1998), Norton (1998) y Palmer et al. (2000).

Actualmente, es una opinión generalizada que los mejores resultados clínicos y de transmisión biomecánica se consiguen con una macrogeometría roscada en forma de raíz dental. Misch (2007) refiere que la superficie roscada puede aumentar el contacto con el hueso entre 30% y un 500%, dependiendo de la geometría de la rosca. Lee et al. (2010) clasifican la forma de las roscas de los implantes en tres tipos de geometría: simétrica, cuadrada y tipo contrafuerte (Figura 2.10).

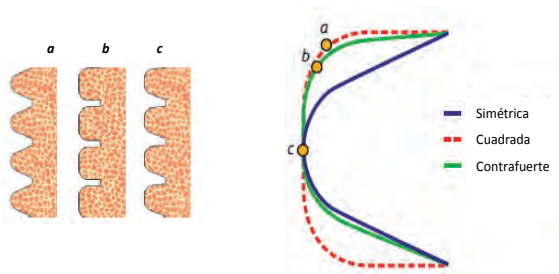


Figura 2.10 Tipos de rosca para implantes dentales (Lee et al., 2010). (a) perfil de rosca simétrica, (b) perfil de rosca cuadrada, (c) perfil tipo contrafuerte.

Hansson y Werke (2003) realizaron un estudio axisimétrico por elementos finitos, evaluando el efecto de algunas variaciones en el tamaño y perfil de la rosca de implantes dentales ante cargas

axiales, encontrando una estrecha relación entre las variaciones y las magnitudes de esfuerzo concentrados en el hueso de soporte y la capacidad del implante para resistir cargas. En todos los casos analizados por ellos, los mayores esfuerzos se concentraron en la punta o extremo externo de la rosca, como se muestra en la Figura 2.11.

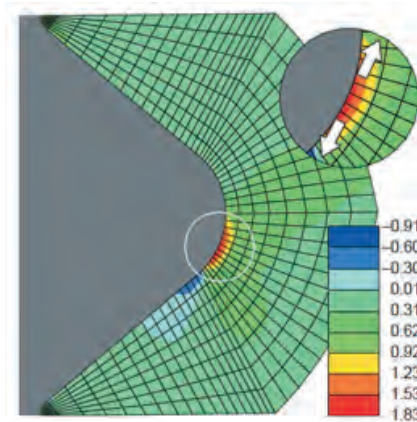


Figura 2.11 Mayor esfuerzo de compresión en el perfil de rosca de un implante. (Hansson y Werke, 2003).

Ao et al. (2010) realizaron un estudio utilizando el método de los elementos finitos, para determinar el diseño óptimo de paso de rosca y ancho de rosca en implantes dentales cilíndricos. Reportan que la altura o paso de rosca juega un rol más importante en la estabilidad del sistema hueso —implante— pilar protésico, que el ancho de la rosca. Ellos recomiendan el uso de paso de rosca mayor a 0,44 mm y un ancho de rosca entre 0,19 y 0,42 mm.

La superficie (generalmente roscada) de los implantes dentales puede ser lisa o rugosa, según el tipo de tratamiento que haya recibido el implante. Algunos tienen una capa de hidroxiapatita, otros recibieron grabado ácido o microarenado, fosfato tricálcico o algún otro tratamiento superficial para aumentar la superficie de contacto entre el implante y el hueso y para acelerar el proceso de oseointegración.

En cuanto a su diseño, hay implantes autorroscantes y no autorroscantes. El diseño autorroscante ofrece una mayor exactitud y facilidad de colocación y reduce considerablemente la posibilidad de recalentamiento del hueso durante la cirugía. Los modelos de implantes dentales roscados han sido utilizados por años, demostrándose en estudios clínicos e ingenieriles su mejor distribución de cargas. Las roscas de los implantes ofrecen dos ventajas principales: mejoran la estabilidad primaria, la cual es fundamental para evitar pequeños desplazamientos (imperceptibles al ojo humano) y mejoran la transferencia de cargas desde el implante dental hacia el hueso circundante al brindar mayor área de contacto.

En cuanto al mecanismo antirrotatorio en la conexión pilar protésico e implante, las opciones más comúnmente utilizadas son los implantes de hexágono interno y externo (Figura 2.12).

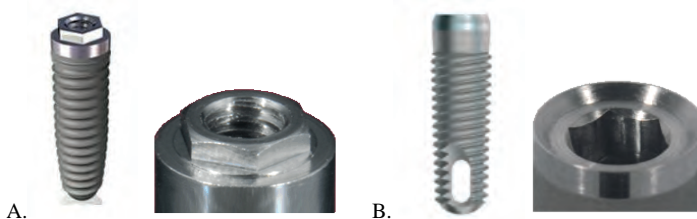


Figura 2.12. A: Implante con hexágono externo. B: Implante con hexágono interno. (www.komp.es)

Siegele y Soltesz (2004) refieren que aunque el uso de implantes con hexágono externo presenta varias ventajas, su menor resistencia a la rotación y los posibles micromovimientos lo hacen menos deseable.

Los implantes con conexión de hexágono interno han sido exitosamente utilizados debido a que evitan mejor la rotación del aditamento. Maeda et al. (2006), en un estudio *in vitro* que comparó las concentraciones de esfuerzos para las conexiones de hexágono interno y externo, concluyeron que los aditamentos de conexión externa concentran mayores tensiones en el área cervical bajo

cargas oblicuas y reportaron un mejor comportamiento en la distribución de esfuerzos con los pilares de hexágono interno, los cuales disipan los esfuerzos más apicalmente, ya que transfieren el fulcrum desde el cuello del implante (hexágono externo) hasta el tercio medio del implante (aproximadamente). Al reducir el brazo de palanca, hacen que el sistema de implante sea más estable y con menos tendencia al aflojamiento del tornillo o fractura del mismo (Pellizzer et al, 2010). Bernardes et al. (2009), a través de un estudio fotoelástico que comparó cuatro tipos de conexiones entre implante y *abutment*, reportan que ante cargas axiales no hubo mayores diferencias en el comportamiento, pero ante cargas no axiales las conexiones con hexágonos internos generaron los menores campos de esfuerzos en la zona peri-implantar, mientras que las conexiones tipo cono morse, hexágono externo y los implante-*abutment* de una sola pieza produjeron esfuerzos mayores.

Shen et al. (2010) refieren que los esfuerzos y tensiones en el hueso son influenciados por el diseño en la zona del cuello del implante. En este sentido, Pessoa et al. (2010) realizaron una evaluación biomecánica del sistema denominado cambio de plataforma (*platform switch*), el cual involucra una estrechez o cambio de diámetro entre el pilar protésico o *abutment* y el implante (Figura 2.13). Estos autores concluyen que desde el punto de vista biomecánico, el diseño *platform switch* puede ser considerado una opción válida de tratamiento, equivalente al diseño convencional o configuración de coincidencia de diámetro entre implante —*abutment* (Figura 2.14).

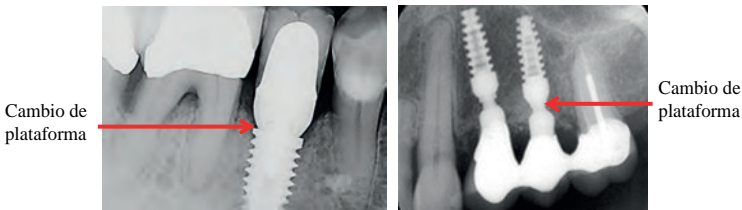


Figura 2.13. Ejemplos radiográficos de sistemas de implantes con el diseño de cambio de plataforma o *platform switch* (Hürzeler et al. (2007) y www.quantumimplants.com).



Figura 2.14 Diferencias entre configuración tipo (A) cambio de plataforma y (B) configuración convencional (www.dentsplyimplants.com y www.mydentalimplants.org).

Las publicaciones de Lazarra y Porter (2006), Canullo y Rasperini (2007) y Momen et al. (2010) refieren que los sistemas con configuración tipo *platform switch*, disminuyen la pérdida ósea vertical alrededor de los implantes. Gardner (2005) refiere que pueden lograrse cambios estéticos más predecibles y Maeda et al. (2006) encuentran que a pesar de las ventajas biomecánicas para el hueso, esta configuración tiende a aumentar considerablemente los esfuerzos en el *abutment* y en el tornillo de unión.

2.3 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 (Barragán, 2005). Un biomaterial también es definido como material *no vivo* utilizado en un aparato médico y concebido para interactuar con sistemas biológicos (Conrado, 2007).

Según Piña (1998), los requisitos que debe cumplir un biomaterial son:

1. Ser biocompatible, es decir, debe ser aceptado por el organismo, no provocar que este 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. Disponer de un diseño de ingeniería perfecto; esto es, el tamaño y la forma del implante deben ser los adecuados.
8. Ser accesible económicamente, reproducible y fácil de fabricar y procesar para su producción en gran escala.

2.3.1 Titanio en la implantología dental

Según Breme y Biehl (1998), 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: biocompatibilidad, oseointegración, biofuncionalidad, adecuadas propiedades mecánicas, resistencia a la corrosión, maquinabilidad, relativa baja densidad y disponibilidad.

La resistencia a la corrosión se debe a la tenaz película de óxido de titanio que se forma al pasivar la superficie de los implantes, la cual permanece inalterable en un medio fisiológico. Desde el punto de vista económico, aunque el precio del titanio dobla al del acero inoxidable, este factor se compensa con su densidad, que es casi la mitad que la del acero. Por otra parte, dado que su resistencia mecánica es similar a la de los aceros empleados para la fabricación de implantes, su resistencia específica (resistencia mecánica/peso) duplica a la del acero.

Por sus limitadas características mecánicas y por la dificultad de su obtención en estado puro, el titanio se mezcla con otros elementos como aluminio, vanadio, magnesio, silicio, molibdeno y selenio, lo que parece no restarle resistencia a la corrosión y en cambio, mejora sustancialmente sus propiedades mecánicas. Las

aleaciones de titanio con un 6% de aluminio y 4% de vanadio han sido recomendadas para la fabricación de implantes, aunque es un hecho reconocido que el empleo de esta aleación se debe fundamentalmente a su aplicación en otros campos.

El titanio es muy reactivo frente a elevadas temperaturas y se quema fácilmente en la presencia de oxígeno, lo que requiere una atmósfera inerte o vacío para su fundición. La rápida difusión del oxígeno en el titanio y el oxígeno disuelto fragiliza el metal, reduciendo su resistencia. Por lo tanto, cualquier operación de trabajado en caliente o forja debe realizarse por debajo de 925° C. El maquinado a temperatura ambiente no es la solución a los problemas, dado que el material también tiende a corroerse al interactuar con las herramientas cortantes. Para minimizar este efecto se utilizan herramientas muy afiladas de baja velocidad. El maquinado electromecánico es un método alternativo atractivo para el conformado de dichos implantes.

2.3.2 Zirconio en la implantología dental

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 (Silva et al., 2002; Kasemo y Lausamaa, 1993). 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.

Oliva et al. (2008) reportaron un caso de un paciente restaurado con implantes de zirconio para la sustitución de dos dientes centrales superiores con seguimiento de un año. Los mismos autores reportan posteriormente 851 casos exitosos de implantes

de zirconio, con seguimiento de cinco años y otro reporte el mismo año, sobre un caso de rehabilitación completa mediante la colocación de 15 implantes de este tipo. Caglar et al. (2010) compararon a través de elementos finitos, tres modelos de implantes dentales de zirconio ante dos tipos de cargas simuladas. Los implantes de zirconia pudieran ser una buena alternativa para la sustitución de dientes naturales, en especial en los casos con mayor exigencia estética (Zeynep y Ender, 2011), donde el escaso grosor de encía en la zona anterior de la boca, muchas veces permite visualizar el metal de los implantes de titanio (Figura 2.15).

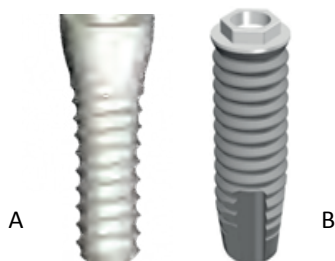


Figura 2.15. Diferencia estética entre un implante (A) de zirconio y (B) de titanio. (www.facialart.com y www.osseosource.com).

2.3.3 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.

El uso de recubrimientos superficiales es exitoso si los materiales utilizados permiten la osteoconducción y soportan las tensiones interfaciales producidas durante la carga del implante (Ellingsen et al., 2006). Entre los recubrimientos más comunes se encuentran los fosfatos de calcio, hidroxiapatita, recubrimientos con flúor, recubrimientos con factores de crecimiento como BMPs y TGF- β y

recubrimientos con integrinas para proporcionar mayor adhesión celular (Siebers et al., 2005). Aunque estos recubrimientos ayudan en la oseointegración de la interfase hueso implante, existe la posibilidad que la formación de óxido en la superficie del implante haga las veces de recubrimiento y modifique el comportamiento osteoinductivo del material.

Durante la inserción, los implantes dentales de titanio forman una capa de óxido de titanio que puede alcanzar un espesor entre 2 y 17nm y que exhibe características de biocompatibilidad, no toxicidad, osteoinducción e inercia fisiológica. Sin embargo, una formación abundante de óxido de titanio puede causar efectos negativos en la formación de los tejidos y por esta razón los implantes dentales se comercializan en envases sellados al vacío de manera que el oxígeno entra en contacto con el titanio del implante solamente durante el lapso de tiempo que le tome al cirujano colocar el implante en el sitio de inserción (Ellingsen et al., 2006).

2.4 Fabricación de implantes dentales

Las Máquinas de Control Numérico constituyen una modalidad de automatización flexible. Son máquinas-herramientas programadas para fabricar lotes de pequeño, mediano y gran tamaño de piezas de formas complicadas; los programas de *software* sustituyen a los especialistas que controlaban convencionalmente los cambios de las máquinas e incluyen variables de control adaptativo para comprobar aspectos tales como velocidad del maquinado, temperatura, vibración, control adaptativo, condición del material, desgaste de las herramientas, etc. (Figura 2.16). Los sistemas de Diseño Asistido por Computador (CAD) —acrónimo de *Computer Aided Design*— pueden utilizarse para generar modelos con muchas o todas las características de un determinado producto. Estas características podrían ser el tamaño, el contorno y la forma de cada componente, almacenados como dibujos bi y tridimensionales. Una vez que estos datos dimensionales han sido introducidos y almacenados en el sistema informático, el diseñador puede manipularlos o modificar las ideas del diseño con mayor

facilidad para avanzar en el desarrollo del producto e incluso, simular el funcionamiento del mismo. Por ejemplo se puede modelar el comportamiento de un sistema de implante dental ante las fuerzas de masticación. Cuando los sistemas CAD se conectan a equipos de fabricación también controlados por ordenador conforman un sistema integrado CAD/CAM (CAM, acrónimo de Computer Aided Manufacturing). Por lo general, estos equipos conllevan a la eliminación de los errores del operador y la reducción de costos de mano de obra. Sin embargo, la precisión constante y el uso óptimo previsto del equipo representan ventajas aún mayores. Los equipos CAM se basan en una serie de códigos numéricos, almacenados en archivos informáticos, para controlar las tareas de fabricación. Este Control Numérico por Computadora (CNC) se obtiene describiendo las operaciones de la máquina en términos de los códigos especiales y de la geometría de formas de los componentes, creando archivos informáticos especializados o programas de piezas y han sido utilizados en el mecanizado de aleaciones titanio para la manufactura de implantes dentales.



Figura 2.16. Máquina de control numérico (www.tornos.com).

3

**COLOCACIÓN Y RESTAURACIÓN
PROTÉSICA DE IMPLANTES DENTALES**

3.1 Procedimiento y consideraciones quirúrgicas para la colocación de implantes dentales

El acto quirúrgico para la colocación de implantes dentales por lo general comienza levantando un colgajo de encía para acceder al hueso y evaluar el contorno del borde alveolar. Se deben conocer la ubicación y límites anatómicos de las áreas nobles como el suelo nasal, el seno maxilar, la arteria palatina y el nervio nasopalatino en el maxilar superior y a nivel mandibular: el nervio mentoniano y el nervio dentario inferior, ya que si accidentalmente se invaden estructuras anatómicas importantes como estas, el implante puede fracasar o pueden surgir complicaciones.

Antes de la preparación quirúrgica del hueso para la inserción del implante dental, puede ser necesario realizar una regularización del reborde óseo o técnicas de regeneración ósea guiada para obtener una adecuada anchura ósea. Esto dependerá de la anchura del implante que se requiera colocar. Con una máquina e instrumental especializado (Figura 3.1), se realiza un fresado en la zona para formar el lecho donde se colocará el implante. Se debe reducir en lo posible la producción de calor durante la preparación del hueso. En este sentido es necesario el uso de irrigación interna y externa con solución salina, ya que si el periostio resulta dañado en exceso durante el fresado, se producirá una resorción ósea marginal alrededor de los implantes con un escaso crecimiento de encía lo cual puede comprometer el proceso de osteointegración (Misch, 1999).

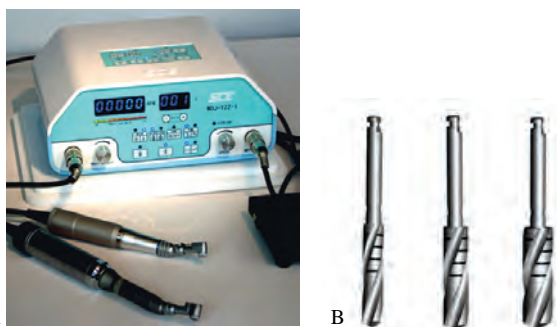


Figura 3.1 A: Máquina para la colocación de implantes, B: Fresas para preparar el lecho (www.dentalsun.com).

La preparación progresiva del orificio de implantación se realiza utilizando una serie de fresas que van aumentando el diámetro del lecho (Figura 3.1 B) y que van fresando el hueso a baja rotación con abundante irrigación. La primera de estas fases de fresado se realiza con una fresa guía, capaz de perforar la corteza externa y señalar el lugar de implantación. El implante se coloca con un contraángulo a baja velocidad (45rpm o manualmente) (Figura 3.2).

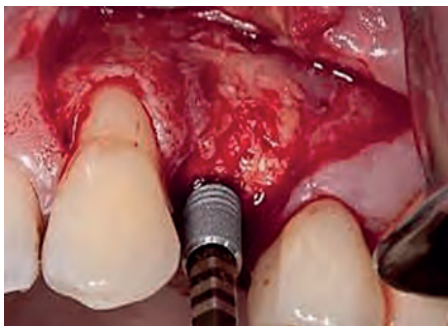


Figura 3.2 Colocación de un implante dental con levantamiento de colgajo.

En muchos casos, sobre todo en caso de la colocación de múltiples implantes, es necesaria la utilización de una guía quirúrgica confeccionada en acrílico para orientar el fresado del hueso, proporcionando brevedad del tiempo quirúrgico y evitando incisiones para apertura de colgajo (Figura 3.3).



Figura 3.3 Utilización de una guía quirúrgica para orientar la preparación del lecho del implante (<http://guiasquirurgicasbasadasencad-cam.blogspot.com>).

En el tratamiento implantológico hay dos modalidades quirúrgicas importantes para la colocación de implantes en el hueso: la técnica convencional o de carga demorada (dos etapas) y la técnica de carga inmediata (una etapa). En la primera modalidad, el implante dental se coloca en posición y se recubre con un tornillo de cierre o cobertura y con el tejido mucoperióstico, suturando la encía, manteniendo al implante libre de carga durante el proceso de oseointegración (entre 3 y 6 meses) y minimizando también el riesgo de infección (Figura 3.4 B). Esta técnica requiere de una segunda cirugía, donde se descubre el implante y se coloca un aditamento especial (pilar de cicatrización) que ayuda a que la mucosa o encía cicatrice progresivamente de manera estética alrededor de la futura restauración (Figura 3.4 C y Figura 3.5), para luego continuar una serie de pasos, hasta completar la restauración protésica dental definitiva (Figura 3.4 E).

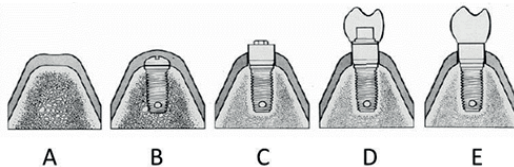


Figura 3.4 Representación esquemática de las fases del tratamiento implantológico mediante la técnica convencional. A: Hueso antes de la colocación del implante, B: Implante colocado y con tornillo de cierre, C: Implante con pilar de cicatrización, D: Implante con pilar protésico y restauración o prótesis provisional y E: Implante con restauración protésica definitiva (Conrado, 2007).



Figura 3.5 Imagen clínica de un pilar de cicatrización (www. detododental.blogspot.com).

En la segunda modalidad de colocación de implantes o técnica de carga inmediata, el implante recibe carga oclusal ligera (ligero contacto con el diente antagonista) desde el mismo día de la colocación del implante. Por lo general en este procedimiento, el implante se coloca con fresado directo, sin apertura o levantamiento de colgajo e inmediatamente después de su colocación, se adapta una prótesis provisional, bien sea fija o removible. La técnica de carga inmediata supone algunos riesgos, pero reduce los pasos clínicos y en muchos casos proporciona más comodidad y estética inmediata al paciente (Conrado, 2007).

3.2 Toma de impresión

El proceso de toma de impresión permite transferir la posición tridimensional del implante o del pilar protésico colocado en boca, a un modelo de yeso denominado modelo maestro, sobre el cual el técnico de laboratorio va a confeccionar la prótesis.

Las transferencias pueden ser: de reposición o de traslado.

3.2.1 Transferencia de reposición

Se transfiere una pieza sola, que se coloca sobre el implante dental o el pilar que cuenta con una faceta o ranura que permite su posterior colocación en la impresión (Figura 3.6). Para esta técnica se utiliza una cubeta completa sin fenestración o cubeta cerrada.

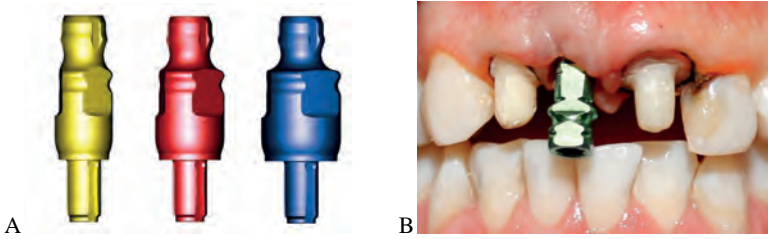


Figura 3.6 (A) Ejemplos de pilares de transferencia. (B) Pilar de transferencia colocado sobre un implante para realizar la impresión (radix-implant.com).

Se denomina análogo al aditamento de bronce o acero que cuenta con trabas o muescas para permitir su retención en el yeso. Pueden usarse análogos de implantes que permiten reproducir las distintas plataformas (Figura 3.7) y análogos de pilares. El análogo queda incorporado al modelo maestro cuando se realiza el vaciado de la impresión.

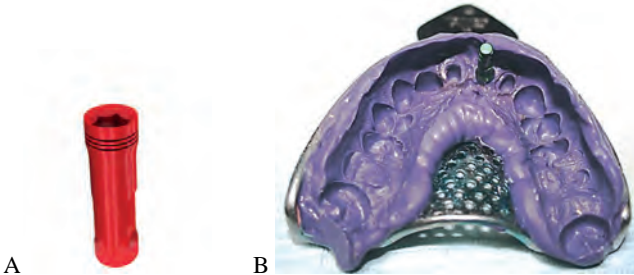


Figura 3.7 (A) Ejemplo de un análogo de implante. (B) Análogo colocado en impresión de transferencia (www.gopixpic.com).

3.2.2 Transferencia de traslado

Se trata de dos piezas que son transferidas por la impresión. Consta de una pieza cuadrada con una ranura que se fija al implante dental a través de un tornillo y que al desatornillarlo permite extraer la pieza de la impresión. Para esta técnica se utiliza una cubeta fenestrada o abierta (Figura 3.8).



Figura 3.8 Ejemplo de una cubeta perforada para la toma de impresión de un tratamiento implantológico. (www.for.org)

Es necesario realizar una radiografía periapical de control cuando se coloca una transferencia para verificar el adecuado asentamiento del implante dental o el pilar con la transferencia. Es primordial verificar radiográficamente la exacta continuidad geométrica de la transferencia con el implante dental, para detectar cualquier error en la adaptación y evitar así un mal asentamiento.

3.2.3 Materiales de impresión

Para las impresiones de casos rehabilitados con implantes dentales se requiere un material que presente características específicas para lograr resultados óptimos. El material de impresión debe ofrecer exactitud para copiar detalles, debe ser inocuo y compatible con un modelo de yeso para que no se distorsione mientras está fraguando. Debe tener un color brillante y diferente a la mucosa para identificarlo con facilidad en caso que se desprenda una parte de la impresión y quede en el sitio al retirarla. Debe ser hidrofílico, elástico, estable dimensionalmente (debe mantener su forma y dimensiones a lo largo del tiempo) y debe poseer buena resistencia para evitar desgarros al retirarlo de la boca, ya que fragmentos del material de impresión pudieran producir infecciones y resorción ósea. Preferiblemente debe ser inodoro e insípido, ya que esto influye en la comodidad y colaboración del paciente (Pérez, 2008).

Existen cuatro tipos de materiales elásticos de impresión que se han utilizado en implantología: polisulfuros (en desuso actualmente), siliconas de condensación, siliconas de adición y poliéteres.

Las siliconas por condensación polimerizan mediante una reacción de condensación en la que se pierde alcohol etílico, por lo que no poseen una buena estabilidad dimensional. Son materiales hidrófobos, por lo que requieren ausencia de humedad al tomar la impresión.

Las siliconas por adición o polivinil siloxanos, son más empleadas en la actualidad por lograr con mayor precisión la reproducción de detalles, por su estabilidad dimensional y su mayor recuperación elástica. Estos materiales sufren una reacción de polimerización sin productos colaterales. Estas siliconas contienen unos surfactantes que las hacen ligeramente hidrofílicas. Estos materiales pueden permitir un doble vaciado en caso de que el primero tenga algún error (ejemplo: una burbuja). Una de sus desventajas se relaciona con su reacción con el látex de los guantes, lo cual produce inhibición de su polimerización.

Los poliéteres son materiales que poseen un grado de reproducción de detalle muy elevado, buena estabilidad dimensional, deformación permanente escasa y son hidrofílicos. Entre sus desventajas se encuentra el costo y su rigidez, lo cual puede ocasionar desgarre de la impresión o fractura del modelo en zonas delicadas al separarlo de la impresión (Díaz-Romeral et al., 2007).

3.3 Prótesis sobre implantes

La prostodoncia es la rama del arte y ciencia odontológica que se ocupa del reemplazo de los dientes y tejidos bucales faltantes o ausentes para restaurar y mantener la forma, función, apariencia y salud bucal. El ámbito del tratamiento implantológico-protésico puede abarcar desde la sustitución de un único diente, hasta la rehabilitación de toda la oclusión.

Según Misch (2007), las ventajas más relevantes que ofrecen las prótesis sobre implantes son:

- Mantenimiento del hueso.
- Restauración y mantenimiento de la dimensión vertical.
- Mantenimiento de la estética facial (tono muscular).
- Mejoría de la estética, fonética y oclusión.
- Facilidad para recuperar la propiocepción.
- Aumenta la probabilidad del éxito de la prótesis.
- Menor tamaño de la prótesis.
- Aumento de la tasa de supervivencia de la prótesis.
- Eliminación de la necesidad de alterar dientes adyacentes.

Para cada diagnóstico en la odontología implantológica se pueden derivar o proponer distintas alternativas para el plan de tratamiento. La selección del mismo estará centrada en el paciente y en el problema a abordar. No todos los pacientes deben ser tratados con el mismo tipo de restauración o diseño. La odontología tradicional provee opciones de tratamiento limitadas para los pacientes edéntulos debido a que el odontólogo no puede añadir pilares y el diseño de la restauración está estrictamente relacionado con la condición bucal existente; en cambio, la odontología implantológica puede proveer un rango de ubicaciones para pilares adicionales. Además, el aumento de hueso puede modificar las condiciones edéntulas existentes, afectando positivamente el diseño protésico final.

Por lo general en el tratamiento implantológico, el número y la ubicación de los implantes se basan en el hueso disponible y la prótesis se determina y se diseña después. Sin embargo, para predecir resultados mejores, la prótesis debería diseñarse primero y luego determinar los pilares necesarios para soportar la restauración previamente determinada (Misch, 2007).

3.3.1 Casos totalmente edéntulos

Los casos totalmente edéntulos son tratados considerando el posible costo del tratamiento y los requerimientos específicos del

paciente, ya que algunos expresan una gran necesidad psicológica de tener una prótesis fija lo más parecida posible a dientes naturales, mientras que otros pacientes no muestran preocupación en cuanto al tipo de restauración, siempre y cuando algunos problemas específicos sean solucionados.

Según Misch (2007) en casos completamente edéntulos, una prótesis removible implantosoportada ofrece algunas ventajas sobre las restauraciones fijas, entre ellas destacan:

- Posibilidad de lograr estética y plenitud facial con los flancos acrílicos vestibulares, reemplazando altura y ancho del hueso perdido y brindando soporte labial sin comprometer la higiene de los tejidos.
- La prótesis puede ser removida o retirada en las noches para manejar los movimientos parafuncionales en esas horas.
- Puede requerir menos implantes.
- El tratamiento puede ser menos costoso para el paciente.
- Los cuidados e higiene son más sencillos.
- Suelen facilitarse los largos tratamientos de algunas complicaciones.

En algunos casos en los que el paciente presenta abundante hueso y los implantes ya han sido colocados, la poca distancia o espacio entre los arcos no permite diseñar una prótesis removible. A menudo el plan de tratamiento para casos completamente edéntulos, consiste en una sobredentadura maxilar o mandibular (ver Figura 3.9) con dos implantes. Sin embargo, esta opción puede no ser la mejor para el paciente, ya que se continuará perdiendo hueso generando o aumentando problemas de retención y estabilidad de la restauración, reducción de los contactos oclusales en la zona posterior de la boca y cambios faciales. Además, el empaquetamiento de alimento en las sobredentaduras suele ser mayor que en las prótesis fijas.



Figura 3.9 Sobredentadura en maxilar inferior (www.gopixpic.com)

3.3.2 Casos parcialmente edéntulos

Un axioma común en la prostodoncia para casos de edentulismo parcial es ofrecer y diseñar una prótesis parcial fija siempre que se pueda. Esto también se aplica para las prótesis sobre implantes: utilizar la mayor cantidad posible de pilares para el tratamiento, considerando que idealmente la prótesis fija debe estar completamente soportada por implantes y no sobre dientes naturales e implantes y considerando también que en ocasiones, indicar más implantes puede causar algunas desventajas. En general, los implantes colocados o añadidos en áreas edéntulas proveen más unidades de retención para la restauración, menos pónticos o fantomas y menos tensión al hueso de soporte, minimizando complicaciones y aumentando la longevidad de la restauración.

Si hay dientes presentes en esas áreas de soporte primario, el profesional los evalúa según los criterios tradicionales de la prostodoncia y en caso contrario, se debe evaluar para determinar el tipo de implante que se puede colocar para la prótesis indicada.

Muchas veces, la boca del paciente debe modificarse para localizar implantes en posiciones anatómicamente correctas o se debe trabajar en la forma de pensar del paciente para que acepte un determinado tipo de prótesis y sus limitaciones.

Las principales ventajas de las prótesis fijas son:

- Psicológica (sensación más parecida a dientes naturales).
- Menos atrapamiento de alimentos.
- Menor mantenimiento (no necesita cambio ni ajuste de aditamentos).
- Longevidad (igual a la longevidad de los implantes).
- Costo similar a las sobredentaduras implantosoportadas.

Entre las desventajas de las prótesis fijas se encuentran:

- Las complicaciones pueden ser más difíciles de tratar.
- No se puede remover la prótesis de noche para disminuir la parafunción nocturna.
- La higiene puede resultar más difícil de realizar.
- La falta de apoyo en una prolongación labial superior puede influir en la estética.

En cuanto a los sistemas de retención de las prótesis fijas, se maneja la posibilidad de ser cementadas o atornilladas (Figura 3.10). Ambas posibilidades ofrecen ventajas y desventajas.

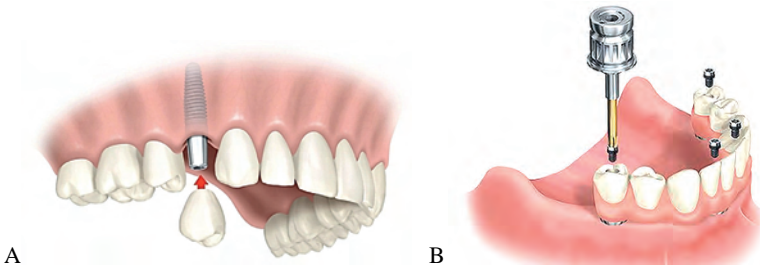


Figura 3.10 (A) Ejemplo de prótesis fija para cementar y (B) prótesis fija para atornillar. (www.kingsdentalimplants.com).

3.3.3 Prótesis atornilladas

Las prótesis atornilladas suelen indicarse cuando existe espacio limitado para la altura de la corona y en casos en los cuales se utilizan supraestructuras o barras para sobredentaduras. Entre

las principales ventajas de las prótesis atornilladas se pueden mencionar:

- Facilidad, seguridad y eficacia.
- Recuperabilidad.
- No deja cemento en los tejidos blandos de las zonas periimplantarias.
- Permite retención, incluso con componentes de pequeñas dimensiones.

Dentro de sus desventajas se encuentra la dificultad para conseguir el ajuste pasivo (Figura 3.11), el cual se refiere al ajuste clínicamente aceptable en el que las condiciones de tensión-deformación entran dentro del rango fisiológico, y los implantes permanecen estables cuando la prótesis se atornilla en su sitio.



Figura 3.11 Las prótesis atornilladas pueden necesitar que el implante se mueva dentro del hueso alrededor de $200\mu\text{m}$ para que la estructura colada ajuste en forma pasiva (Misch, 2007).

Una de las desventajas de las prótesis atornilladas es posibilidad de aflojamiento del tornillo, mayor posibilidad de fractura y poco sellado de la restauración protésica (posibilidad de crecimiento bacteriano).

3.3.4 Prótesis cementadas

Estas prótesis ofrecen las siguientes ventajas:

- Colado pasivo.

- Estética e higiene más favorable.
- Se reduce la posibilidad de fractura de material oclusal. El acceso al tornillo en las prótesis atornilladas, suele cubrirse con resina (Figura 3.12), la cual puede fracturarse o perderse en el tiempo.
- Sellado marginal a través del cemento.

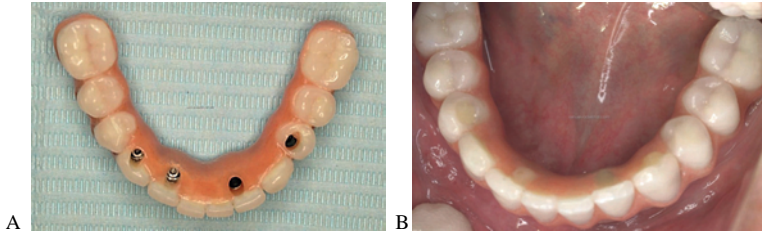


Figura 3.12 (A) Prótesis para atornillar. (B) Accesos a tornillos cubiertos con resina compuesta.

Entre las desventajas de las prótesis cementadas se encuentran:

- La presión hidrostática del cemento puede provocar un asentamiento incompleto.
- Se puede generar acúmulo o exceso de cemento a nivel de la cresta ósea.
- Menor retención de la prótesis si el pilar es pequeño (por poco espacio interoclusal).
- La unión metal-metal depende de las propiedades del agente cementante.

Según Misch (2007) los implantes unitarios son los que presentan mayor tasa de éxito (mayor a 97% a los 10 años) y dentro de sus ventajas destacan:

- Disminución del riesgo de caries en los dientes adyacentes al no requerir tallado de pilares para un puente fijo convencional.
- Disminución del riesgo de problemas endodónticos en dientes adyacentes.

- Higiene sencilla.
- Disminución de la sensibilidad al frío y al contacto de los dientes vecinos.
- Ventajas psicológicas (no se requiere desgaste de estructura dental sana).
- Disminución de pérdida de dientes pilares o vecinos a través del tiempo.

Dentro de los requisitos de las restauraciones unitarias sobre implantes, se encuentra el espacio mínimo de 8 mm de altura para la corona: el pilar protésico debe tener al menos 5 mm de alto para que la prótesis tenga de 1 a 2 mm de espesor y a su vez, el margen de la corona esté a 2 mm aproximados de la cresta ósea y se evite el acúmulo de irritantes locales que puedan causar resorción ósea (Figura 3.13).

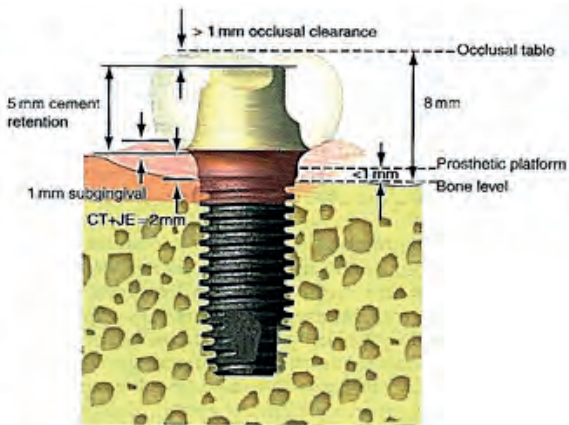


Figura 3.13 Espesores de una restauración protésica unitaria sobre implante (Misch, 2007).

Deben evitarse restauraciones con implantes unitarios en espacios muy anchos en los que la prótesis puede generar palanca (Figura 3.14).

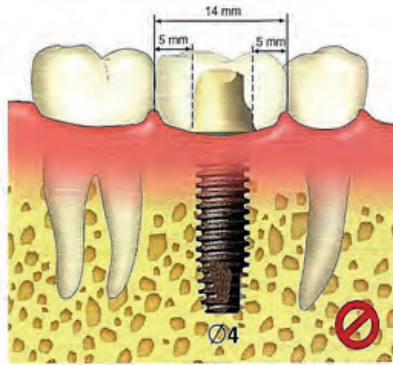


Figura 3.14 Si la corona es muy ancha en comparación con el diámetro del implante, se puede generar palanca y transmisión de cargas oblicuas lesivas para el hueso que soporta el implante (Misch, 2007).

3.3.5 Opciones protésicas según Misch

Misch (1999) propone cinco opciones protésicas para la odontología implantológica:

3.3.5.1 Prótesis fija sobre implantes

- Los distintos tipos se diferencian en el aspecto de la prótesis final.
- Las opciones de las prótesis fijas dependen de la cantidad de estructuras sustituidas de tejidos duros y blandos.
- Pueden sustituir total o parcialmente la dentición.
- Pueden cementarse o atornillarse.

FP-1: Prótesis fija que reemplaza sólo la corona y luce como un diente natural.

Usualmente la pérdida de tejido blando y hueso es mínima. El volumen y posición del reborde residual suelen permitir la colocación de los implantes en ubicaciones similares a las raíces dentales (Figura 3.15). Este tipo de prótesis se indica sobre todo para casos en la región maxilar anterior, donde a veces se requiere aumento

del reborde antes de colocar los implantes para mejorar la apariencia de las coronas en su porción cervical. El material restaurador de elección para este tipo de prótesis es porcelana sobre aleación noble, ya que en zonas subgingivales y en zonas de contacto con el implante, se corroe menos.



Figura 3.15 Poca pérdida de tejido duro y blando que permite la indicación y colocación de una prótesis que reemplaza sólo la corona y que luce como un diente natural (FP-1).

FP-2: Prótesis fija que reemplaza la corona y porción de la raíz. El contorno y parte oclusal luce normal, pero la mitad gingival luce elongada y sobrecontorneada (Figura 3.16).

El volumen y topografía del hueso disponible se encuentra más apical en comparación con la unión cemento-esmalte de una raíz natural y obliga a una localización vertical diferente del implante en relación a los casos FP-1. El borde incisal queda en posición correcta, pero el tercio gingival de las coronas queda sobre-extendido, usualmente más apical y lingual que la posición original del diente. Estas restauraciones resultan similares a casos de dientes con reducción del periodonto y retracción gingival. Se debe considerar una buena longitud labial y línea de la sonrisa baja.

Las FP-2 no requieren una ubicación mesio-distal específica de los implantes porque el contorno gingival se supone que no se exhibe durante la función. Se puede decidir la ubicación de los implantes en función del ancho y angulación del hueso en una zona específica, más que considerar el factor estético. El material ideal para la restauración protésica es también, porcelana sobre metal noble.



Figura 3.16 Imágenes de FP-2. La porción gingival de las prótesis fija lucen elongadas y sobrecontorneadas.

FP-3: Prótesis fija que reemplaza las coronas perdidas, color gingival y porción de la zona edéntula (Figura 3.17).

Para reemplazar las coronas dentales y parte del tejido blando, restaurando parte de la dimensión vertical y con línea de la sonrisa elevada, existen dos posibilidades: una restauración híbrida de la prótesis sobre una subestructura metálica o una restauración metal-porcelana. Por lo general la adición de acrílico o porcelana para sustituir parte del tejido gingival es necesaria en casos de múltiples pilares de implantes, ya que en estos casos se ha perdido más nivel óseo.

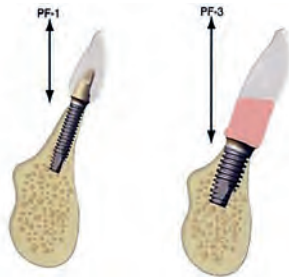


Figura 3.17 Prótesis fija que reemplazan las coronas de los dientes y parte del tejido de soporte (FP-3).

3.3.5.2 *Prótesis removibles sobre implantes*

La clasificación depende de la cantidad de apoyo de la restauración y no del aspecto de la prótesis.

FP-4: Prótesis removible tipo sobredentadura, soportada completamente por implantes.

Estas prótesis requieren implantes tanto en la zona anterior como posterior de la arcada (Figura 3.18). Generalmente se requiere de cinco a seis implantes en la arcada inferior y de seis a ocho en el maxilar superior.

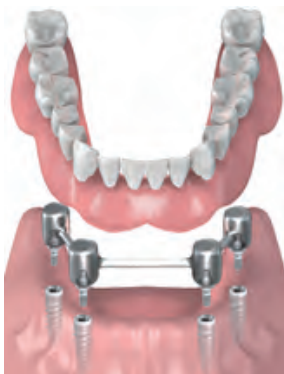


Figura 3.18 Imagen de una FP-4 inferior soportada por 4 implantes.

FP-5: Prótesis removible tipo sobredentadura, soportada por tejido blando e implante.

Los implantes pueden ser implantes ferulizados o independientes (Figura 3.19).

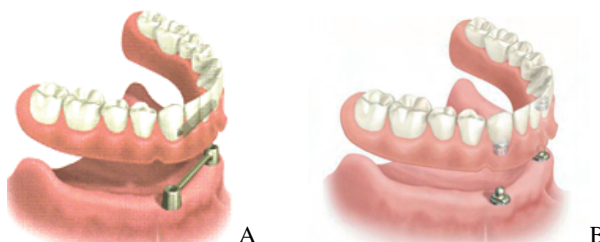


Figura 3.19 Prótesis FP-5 inferiores apoyadas sobre 2 implantes, ferulizados por una barra en la imagen A e independientes con aditamentos esféricos en la imagen B.

4
BIOMECÁNICA
EN IMPLANTOLOGÍA ORAL

4.1 Biomecánica de los maxilares

La biomecánica utiliza herramientas y métodos propios de la ingeniería mecánica aplicada para investigar la relación que existe entre la estructura y la función de los materiales vivos. Los avances obtenidos en el área de prótesis, la implantología y el diseño del instrumental han sido posibles gracias a la teoría y la práctica de la optimización del diseño mecánico. Al entender y aplicar las teorías biomecánicas que afectan el diseño de los implantes dentales, se puede mejorar el funcionamiento de los mismos variando las condiciones de carga y permitiendo al clínico (odontólogo o cirujano bucal), mejorar su desempeño y aplicar estos conocimientos con el potencial aumento de las tasas de éxito. El maxilar superior es un hueso irregular que ocupa una posición central a cada lado de la cara. Participa en la conformación de la pared lateral y suelo de las fosas nasales, pared interna y suelo de la órbita y a las paredes de otras fosas y cavidades craneales (infratemporal, pterigopalatina y cavidad bucal). Entre sus características principales se encuentra que la zona central es hueca y forma el seno maxilar que se abre hacia las fosas nasales y que posee un amplio borde alveolar (apófisis alveolar), donde se implantan las piezas dentarias superiores (Figura 4.1).

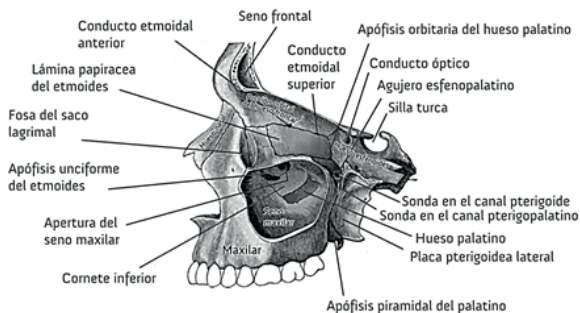


Figura 4.1 Hueso maxilar superior (www.anatomy.blogfa.com).

El maxilar inferior o mandíbula, tiene forma de herradura y soporta los dientes del arco dental inferior como muestra la Figura 4.2. Tiene una porción horizontal o cuerpo y dos porciones verticales o ramas ascendentes. No presenta fijación ósea con el cráneo, ya que es un hueso móvil. Está situado inmediatamente por debajo de los huesos maxilar superior y malar, y sus cóndilos descansan en la cavidad glenoidea del hueso temporal formando parte de la articulación temporomandibular (Ash, 2004).

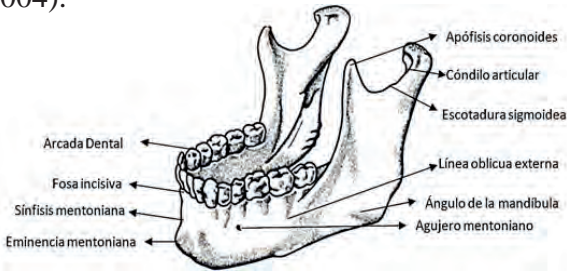


Figura 4.2 Hueso mandibular o maxilar inferior (www.intramed.net).

Los maxilares, como el resto de los huesos, están formados por tejido dinámico que sirve para una gran variedad de funciones. Además, tienen la capacidad para remodelarse según los cambios producidos por estímulos internos y externos (Martínez y Cerrolaza, 2006; Duarte et al., 2011).

La función mecánica de los huesos es proveer de protección, conexiones cinéticas, cavidades de inserción muscular y estructuras de soporte, mientras que la función fisiológica está definida por la producción de células y el metabolismo mineral. El hueso es un material compuesto por dos fases: una fase inorgánica de sales minerales y una matriz orgánica de colágeno y sustancia fundamental. El componente inorgánico proporciona rigidez y dureza, siendo este el 60% de la composición del tejido óseo, compuesto de hidroxiapatita (calcio y fósforo), magnesio, sodio, potasio y cloro; mientras que el componente orgánico provee flexibilidad y elasticidad, representando 30% de fibras colagenadas y células óseas. El remanente 10% en el hueso es agua (Castro, 2009).

La estructura ósea a nivel microscópico, como se ilustra en la Figura 4.3, está conformada por el sistema harvesiano, compuesta por laminillas concéntricas (lamelas) de matriz mineralizada, rodeadas de un canal central (conductos de Havers), que contiene vasos sanguíneos y fibras nerviosas (Sepúlveda, 2010).

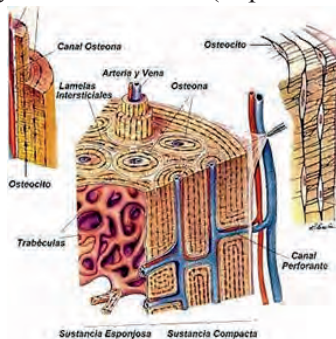


Figura 4.3 Estructura microscópica del tejido óseo (Sepúlveda, 2010).

Macroscópicamente el hueso está compuesto de tejido compacto y esponjoso. Puede considerarse que es un continuo entre un material menos poroso a uno más poroso. El hueso compacto o cortical es un tejido altamente organizado, que provee de resistencia y rigidez al sistema esquelético y posee una porosidad de un 5 a 30% aproximadamente. La osteona (sistema de Havers) es la unidad fisiológica y anatómica del tejido óseo compacto. El tejido esponjoso o trabecular es más débil, menos rígido y menos denso que el hueso cortical (Castro, 2009). Está localizado por debajo de la capa cortical y se compone por una compleja malla que forma un andamio interno que ayuda al hueso a mantener su forma cuando se expone a esfuerzos mecánicos (Figura 4.4).

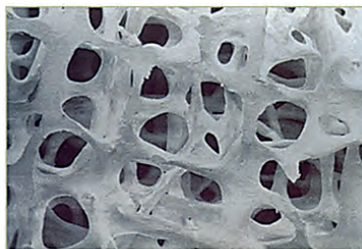


Figura 4.4 Hueso trabecular o esponjoso (www.nysopep.org).

4.1.1 Clasificación ósea

La cantidad y calidad de tejido óseo, son los factores claves para analizar y estudiar el hueso a la hora de planificar y luego evaluar el éxito de un tratamiento quirúrgico. Lekholm y Zarb (1985) proponen clasificar al hueso de la zona anterior de la mandíbula por su calidad en función de la densidad ósea existente estableciendo cuatro tipos:

- a. **Tipo 1:** La mayoría del hueso es compacto y homogéneo.
- b. **Tipo 2:** Una gruesa capa de hueso compacto rodea un núcleo de hueso esponjoso y con trabeculado denso.
- c. **Tipo 3:** El hueso cortical periférico se encuentra como una fina capa, rodeando a un hueso medular de buena densidad y trabeculado (favorable resistencia).
- d. **Tipo 4:** El hueso cortical es muy delgado y rodea un núcleo de baja densidad ósea trabecular (hueso esponjoso de mala calidad y poco denso).

Misch (2007) propone una clasificación similar para describir las densidades óseas en regiones edéntulas tanto del maxilar como de la mandíbula (Figura 4.5).



Figura 4.5 Tipos de densidades óseas según Misch (2007).

La cantidad de hueso se valora en función de la reabsorción ósea existente y se clasifica en las siguientes cinco categorías:

- a. **Tipo A:** Existe una resorción incipiente del proceso alveolar.
- b. **Tipo B:** Existe una reabsorción del proceso alveolar moderada.

- c. **Tipo C:** Existe una marcada reabsorción del proceso alveolar.
- d. **Tipo D:** El proceso alveolar ha desaparecido, comenzando a existir una reabsorción incipiente del hueso basal.
- e. **Tipo E:** Es el caso extremo en el que ya existe una reabsorción acusada del hueso basal.

Misch (2007) afirma que el hueso cortical y trabecular de todo el cuerpo sufre una modificación constante mediante modelado o remodelación. El modelado tiene lugares independientes de formación y reabsorción y da lugar al cambio de forma o tamaño del hueso. La disponibilidad (cantidad) de hueso en la zona edéntula es especialmente importante en implantología ya que influye en la selección del implante a utilizar y en el éxito del tratamiento. La densidad del hueso también es determinante tanto para factores importantes de la planificación terapéutica como técnica quirúrgica, número de implantes a colocar y tiempo estimado de cicatrización.

Se ha reportado un aumento significativo en la tasa de fracaso de tratamientos implantológicos realizados en hueso poroso o poco denso, hasta un 35% de fallas tempranas en hueso D4 (Tada et al, 2003). Para compensar las complicaciones presentadas en hueso poroso, se recomienda en estos casos colocar mayor cantidad de implantes o seleccionar implantes con mayor superficie de contacto con el hueso.

Según Misch (2007), para un determinado volumen de hueso el área de superficie del implante debe ser optimizada para recibir las cargas funcionales de la masticación. En este sentido, el **área funcional de superficie** es definida como el área del implante que sirve activamente para disipar las cargas compresivas y de tracción hacia la interface hueso-implante para proveer estabilidad inicial después de la **cirugía de colocación del implante**. Por otro lado, el **área total de superficie** de un implante incluye una área pasiva que no participa en la transferencia de cargas. Por ejemplo, los implantes con tratamiento superficial de rociado y revestimiento

de plasma, reportan más de un 600% de mayor área total de superficie; sin embargo, el área que realmente está expuesta en contacto con el hueso a cargas de compresión y tracción puede ser menor al 30% del área total de superficie.

La tasa de remodelado o recambio óseo es el período de tiempo necesario para que el hueso nuevo reemplace al hueso existente permitiendo su adaptación al ambiente que lo rodea, por ejemplo la colocación de un implante dental. La tasa de remodelado óseo ha sido expresada también como porcentaje o volumen de hueso nuevo en un período específico de tiempo. El hueso compacto se forma a una tasa de 1 a 5 μm cada día. Existe mayor riesgo de fallas ante una alta tasa de remodelado porque el hueso formado en esos casos suele ser menos mineralizado, menos organizado y más débil en la interface con el implante. Después de cuatro meses de colocado el implante, se considera que la fase de maduración ósea en la zona de cicatrización cercana al implante ha permitido la deposición del 70% del material mineral por parte de los osteoblastos; el 30% de mineralización restante ocurre durante los ocho meses siguientes. Existe una relación directa entre la densidad mineral y la edad del hueso. A mayor mineralización ósea, mayor rigidez **ósea y mayor resistencia a las fuerzas** en la zona de contacto con el implante. Una vez que el hueso receptor de un implante ha cicatrizado o madurado (el implante se ha oseointegrado) y comienza a ser sometido a cargas funcionales de masticación, ocurre nuevamente un proceso de remodelado óseo como consecuencia de la influencia del ambiente de tensión local.

4.1.2 Propiedades mecánicas de los huesos

El hueso es un material complejo, elástico, anisótropo y heterogéneo. En 1882, Wolf fue el primero en presentar la teoría de que el hueso adapta su estructura material dependiendo de las cargas a las cuales está sometido. Esta hipótesis refleja la influencia que tienen los esfuerzos sobre la estructura de los huesos y contribuye al entendimiento de los procesos de crecimiento y remodelado óseo (Braun et al., 1995).

El hueso cortical se comporta dependiendo del tipo de prueba mecánica al que es sometido. De acuerdo a ensayos experimentales hechos en hueso (Yuehwei, 2000), el esfuerzo de fluencia y el módulo de Young para pruebas de compresión están comprendidos en un rango establecido entre los 130 a 295 MPa y 14,7 a 34,3 GPa respectivamente.

El hueso trabecular se deforma a flexión o en deformación axial dependiendo del tipo de fuerza anatómica que actúe sobre él. Cuando la deformación es estrictamente axial, la estructura es rígida y resiste grandes fuerzas de compresión, pero cuando el mecanismo de la deformación primario es de flexión, las trabéculas presentan propiedades de absorción de impacto muy poco deseables. De acuerdo a los datos experimentales de varios investigadores (Goldstein, 1987), el valor de fluencia y de Young, están en rangos comprendido entre 1,5 a 38 MPa y 10 a 1570 MPa, respectivamente.

Debido a que el hueso no es un material inerte, sufre modificaciones sustanciales en su estructura interna y en su composición a través del tiempo, por lo cual la edad influye en sus propiedades mecánicas.

4.2 Cargas aplicadas sobre los implantes

Algunos de los factores de fuerza que inciden en las restauraciones sobre implantes, se relacionan con el estado particular de cada paciente. Entre estos factores destacan la fuerza de la mordida (fuerza de oclusión), la presencia o no de parafunción, empuje y tamaño de la lengua, posición de la restauración dentro de la arcada, condición y estructura de la arcada antagonista y altura disponible para la(s) corona(s) (restauración protésica sobre los implantes). La oclusión se define como la relación de contacto de los dientes en función o parafunción.

La duración de las fuerzas masticatorias que actúan sobre la dentición varía mucho. En condiciones ideales, los dientes solo

entran en contacto brevemente al comer y tragar. Estos breves contactos duran en total menos de 30 minutos al día (Misch, 1999). Según Ash (2004), el tiempo promedio que invertimos en cada comida es de 15 minutos 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 (apretamiento dental o bruxismo) (Bakke et al., 1990; van Eijden, 1991; Dean et al., 1992; Braun et al., 1996). La zona de la boca que más trabajo oclusal realiza es la ubicada en premolares y molares (Ash, 2004).

La disponibilidad de hueso y la altura o grosor de las prótesis sobre los implantes influyen en el comportamiento y longevidad de estos tratamientos, generando acción de palanca ante cualquier carga lateral (Figura 4.6). Cuando la altura del hueso ha disminuido se recomienda colocar más implantes y reducir los extremos libres o *cantilever* (Misch, 2007).

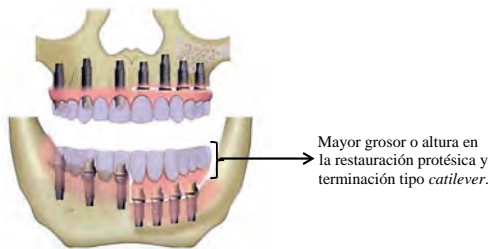


Figura 4.6 La altura de las coronas es un amplificador de fuerzas para cualquier carga lateral.

Las fuerzas de la lengua y de los músculos periorales pueden generar cargas horizontales poco intensas, aunque frecuentes, sobre los pilares implantados. Estas cargas pueden ser de mayor magnitud si existen hábitos parafuncionales o si el paciente hace fuerza empujando con la lengua. Por otro lado, la colocación de prótesis no pasivas (atornilladas) sobre el cuerpo del implante,

puede generar cargas mecánicas que actúen sobre el pilar, incluso cuando no hay cargas oclusales (Braun et al., 1995; Bakke et al., 1990).

De acuerdo a las características y diferencias entre el hueso maxilar y mandibular, Misch (2007) recomienda en los casos de edentulismo total inferior, colocar al menos 5 implantes para casos de prótesis fija, tomando en cuenta que el hueso en la zona posterior se reabsorbe cuatro veces más que en la zona anterior.

En el caso del maxilar superior, debe considerarse que la zona posterior es la menos predecible para la supervivencia de los implantes debido a su densidad ósea insuficiente y a las cargas oclusales que allí tienden a recibirse (Danza et al., 2009).

Disminuir los esfuerzos en casos de hueso esponjoso y menos denso, resulta más importante ya que se reduce la tensión resultante de la diferencia de elasticidad entre el implante y el hueso y porque este tipo de hueso presenta una menor resistencia a fractura.

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 implante (Misch, 1999) como lo ilustra la Figura 4.7.

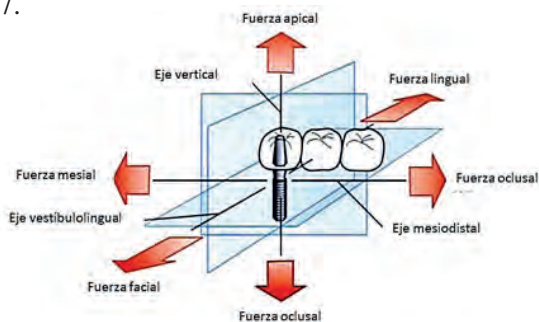


Figura 4.7 Las fuerzas que puede recibir una restauración con implantes son tridimensionales y están formadas por componentes dirigidos sobre uno o más ejes clínicos.

4.2.1 Tipos de fuerzas

Las fuerzas de compresión tienden a mantener la integridad de la interfase hueso-implante, mientras que las fuerzas de tracción y cizalla tienden a separar o interrumpir esa interfase (Misch, 1990).

El diseño del cuerpo del implante transmite la carga oclusal al hueso. Los implantes roscados o con aletas, ejercen una combinación de los tres tipos de fuerza sobre la interfase bajo la acción de una única carga oclusal. Esta “conversión” de una fuerza en tres tipos de fuerza diferentes está totalmente controlada por la geometría del implante. Los implantes cilíndricos corren un riesgo alto de verse afectados por fuerzas de cizalla que actúan en la interfase implante-tejido cuando se reciben cargas oclusales. Como consecuencia, requieren de un recubrimiento que les permita soportar la fuerza de cizalla en la interfase, mediante una unión al hueso más uniforme a lo largo de todo el implante.

Las cargas no axiales que actúan sobre las restauraciones, dan lugar a un momento de cargas (de flexión) y como consecuencia, se produce con frecuencia un aumento de los componentes de las fuerzas de tracción y de cizalla (Figura 4.8). Debido a que el hueso es menos resistente a estas últimas fuerzas, el riesgo para el hueso aumenta.

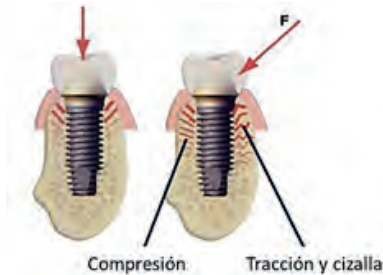


Figura 4.8 Cuando se aplica una carga angular sobre el cuerpo del implante, se aumentan las tensiones por compresión en el lado contrario al que se aplica la fuerza, y tracción y cizalla del lado mismo de la aplicación de la fuerza.

A medida que aumenta el ángulo entre el cuerpo del implante y la carga, aumentan también las tensiones sobre todo el sistema corona-implante-hueso (Figura 4.9).

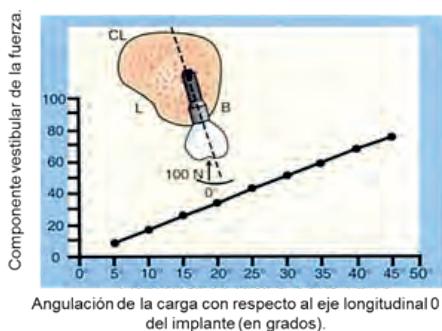


Figura 4.9 Aumento de las tensiones en función del ángulo entre el implante y la carga que se ejerce.

Las restauraciones con pilares múltiples tipo cantilever ejercen un perfil de carga muy complejo sobre la prótesis y la interfase del hueso y el implante (Figura 4.10).

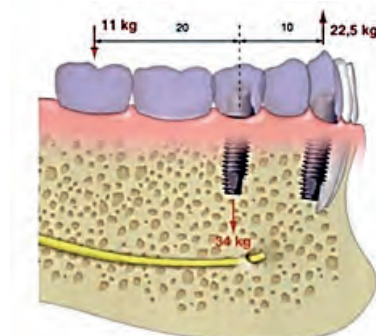


Figura 4.10 Prótesis cantilever sustentada por dos implantes: Palanca Clase I.

La fuerza que se aplica a la zona del cantilever, se duplica en el implante más alejado del mismo. El implante más cercano al cantilever recibe la tensión total de ambas fuerzas.

4.2.2 Esfuerzos

La forma en la cual una fuerza es distribuida sobre una superficie es conocida como esfuerzo mecánico. El esfuerzo interno que puede desarrollar un sistema de implante dental en los tejidos biológicos circundantes bajo el efecto de una carga, puede tener

influencia significativa en la longevidad del tratamiento. Como regla general, el objetivo de la planificación de un tratamiento con implantes es distribuir el esfuerzo mecánico en el sistema de implante y en el hueso de soporte.

La magnitud del esfuerzo depende de dos variables: la magnitud de la fuerza y el área del corte transversal en el cual la fuerza es disipada. La magnitud de la fuerza rara vez puede ser controlada por el odontólogo; sin embargo, acortar un cantilever o la altura de la corona, la indicación de férulas miorelajantes, materiales que reduzcan el impacto de las fuerzas oclusales, sobredentaduras en vez de prótesis fijas (que puedan removerse en las noches), son ejemplos de técnicas y estrategias para reducción de fuerzas.

La superficie de carga funcional sí puede controlarse más fácilmente a través de una adecuada planificación de tratamiento. El área funcional del corte transversal se define como la superficie que participa significativamente en soportar la carga y la disipación del esfuerzo. Esta área se puede optimizar al aumentar el número de implantes en el área edéntula y seleccionando un diseño y geometría de implante que maximice el área funcional del corte transversal.

Los componentes de esfuerzo se describen como normal (perpendicular a la superficie) y de cizalla (paralelos a la superficie). Un esfuerzo normal y dos de cizalla actúan en cada plano. El máximo esfuerzo ocurre cuando el elemento de esfuerzo se localiza o posiciona en una orientación particular (o en una configuración geométrica) en la cual todas las componentes tipo cizalla son cero.

4.2.3 Tensión-deformación

Una carga aplicada a un implante dental puede inducir deformación en el implante y en los tejidos circundantes, los cuales pueden a su vez iniciar una actividad de remodelado. La tensión relacionada a la deformación es un factor decisivo en la actividad ósea. Todos los materiales se caracterizan por tener un máximo de

elongación o elasticidad, antes de alcanzar la deformación permanente o la fractura (Figura 4.11).



Figura 4.11 Diagrama esfuerzo-deformación.

Observaciones experimentales han demostrado que tensiones laterales acompañan a las axiales, cuando un objeto recibe una carga axial. En el rango elástico, estas dos tensiones son proporcionales y este coeficiente de proporcionalidad se denomina *coeficiente de Poisson*.

4.2.4 Relación entre tensión-deformación

Es necesaria una relación entre la fuerza aplicada que se impone sobre un implante y el hueso de soporte y la subsecuente deformación y tensión experimentada a través de todo el sistema. Si un cuerpo elástico es sometido experimentalmente a una carga aplicada se genera una relación entre la fuerza y la deformación (elongación). Si se dividen los valores de carga (fuerza) entre el área de superficie en el cual actúan y el cambio en la longitud entre la longitud original, se obtiene la clásica curva: tensión-deformación. Esta curva predice cuánta tensión se experimentará en un material dado, ante un valor específico de carga o fuerza aplicada. La pendiente de la porción lineal de la curva, se denomina *módulo de elasticidad* y su valor se relaciona con la rigidez del material.

Entre más cercanos o parecidos sean los módulos de elasticidad del implante y del hueso, menos tendencia de movimiento relativo en la interfase. El hueso cortical es al menos cinco veces menos rígido que el titanio. Cuando la magnitud del esfuerzo

aumenta, la diferencia relativa de rigidez, entre el hueso y el titanio, aumenta. A menor magnitud de esfuerzos, la diferencia en la rigidez se reduce.

Una vez que se elige un sistema particular de implante dental, la única forma para el odontólogo de controlar la deformación experimentada por los tejidos es controlando las tensiones aplicadas o cambiando la densidad del hueso de soporte. Esas cargas pueden ser influenciadas por el diseño y tamaño del implante, el número de implantes a colocar, la angulación de ellos y la restauración protésica. Los procedimientos de injerto óseo pueden aumentar la calidad y cantidad de hueso y permitir la colocación de implantes más largos que tiene mayor superficie de contacto. Los esfuerzos también se ven influenciados por el tamaño de las caras oclusales de la restauración protésica, aditamentos o diseños rompedores, el uso de sobredentaduras en vez de prótesis fijas y el diseño de los contactos oclusales. A mayor magnitud de esfuerzos aplicados en un sistema de implante dental, mayor será la diferencia de deformación entre el hueso y el implante y aumentará la posibilidad de formación de tejido fibroso en dicha interfase. Disminuir los esfuerzos en casos de hueso esponjoso y menos denso resulta más importante, ya que se reduce la tensión resultante de la diferencia de elasticidad entre el implante y el hueso y porque este tipo de hueso presenta una menor resistencia a fractura (Misch, 1999).

4.2.5 Cargas por impacto

Cuando dos cuerpos colisionan en un espacio de tiempo muy pequeño (fracciones de segundos), se generan grandes fuerzas de reacción. Este tipo de colisión se denomina impacto. En los sistemas de implantes dentales sujetos a cargas oclusales, se puede producir una deformación en la restauración protésica en el mismo implante o en el hueso. La naturaleza de la rigidez relativa de todos los componentes del sistema de implante controla en gran medida la respuesta frente a las cargas por impacto. Cuanto mayor sea la carga de impacto, habrá más riesgo de fracaso para el implante, para la prótesis y para el hueso.

Los implantes generan una mayor fuerza de impacto en la interfase con la oclusión, en comparación con los dientes naturales que poseen el ligamento periodontal que actúa absorbiendo parte de la carga. Las prótesis apoyadas sobre tejido blando tienen la menor fuerza de impacto porque los tejidos gingivales son elásticos.

4.3 Criterios de falla en sistemas implantológicos

Para analizar la respuesta de un dispositivo mecánico se deben establecer criterios con respecto a la falla del material, lo que hará posible estimar los efectos del estado de esfuerzo en dicho material. El criterio de Von Mises es una teoría generalizada que contiene tanto esfuerzos principales como cortantes que deben ser considerados en un estado de carga multiaxial. Diversos investigadores (Kayabasi et al., 2006) aplican el criterio de Von Mises en el área de implantología dental, debido a los tipos de cargas impuestas en los dispositivos protésicos.

4.3.1 Criterio de Von Mises

Este criterio se basa en el cálculo de la energía de deformación en un material sometido a esfuerzos, es decir, asociada a los cambios de forma de dicho material. De acuerdo con este criterio, un componente estructural no fallará siempre que el máximo valor de la energía de deformación por unidad de volumen, en dicho material, sea menor que la energía de deformación por unidad de volumen requerida para hacer fluir una probeta del mismo material sometida a tensión (esfuerzo de fluencia del material) (Anusavice, 2004). En el caso de un estado general de esfuerzos, el criterio de Von Mises se expresa por la condición:

$$2\sigma_y^2 > (\sigma_a - \sigma_b)^2 + (\sigma_b - \sigma_c)^2 + (\sigma_c - \sigma_a)^2 \quad (4.1)$$

Esta expresión indica que un estado de esfuerzo dado es seguro si el punto de coordenadas definido por los esfuerzos principales σ_a , σ_b , σ_c , se localiza dentro de la superficie definida por la ecuación:

$$(\sigma_a - \sigma_b)^2 + (\sigma_b - \sigma_c)^2 + (\sigma_c - \sigma_a)^2 = 2\sigma_y^2 \quad (4.2)$$

Puede verificarse que esta superficie es un cilindro de radio $\sqrt{\frac{2\sigma_y}{3}}$ con ejes de simetría que forman ángulos iguales con los tres ejes principales de esfuerzo.

Este criterio es habitualmente utilizado en modelos numéricos para identificar las zonas críticas o las zonas con mayores sollicitaciones mecánicas y se ha utilizado en el área de implantología, debido al tipo de cargas impuestas en los dispositivos protésicos (Kayabasi et al., 2006).

4.4 Fatiga en implantología

Si se aplican fuerzas con una magnitud relativamente baja, repetidas veces durante un largo período de tiempo, se puede producir un fracaso por fatiga del implante o la prótesis. Fatiga es la disminución de la resistencia mecánica de los materiales al someterlos a esfuerzos repetidos. Es la falla de un material sometido a cargas variables o alternadas, después de cierto número de repeticiones (ciclos) de carga (Anusavice, 2004).

Para implantología existe la norma estandarizada internacional ISO 14801 (2007), la cual establece un método para realizar el ensayo a fatiga en un implante dental endoóseo y sus componentes protésicos premanufacturados, siendo útil para comparar diferentes tipos de diseño y configuraciones. La norma ISO se establece principalmente para reproducir el comportamiento *in vitro* del implante ante cargas funcionales extremas. La norma refiere que un sistema de implante debe resistir es de al menos 5×10^6 ciclos con cargas menores a 15 Hz o 2×10^6 ciclos con frecuencia igual o menor a 2 Hz.

Los resultados de fatiga que se obtienen del dispositivo implantológico se llevan a cabo a carga cíclica con amplitud constante. A diferencia de un diagrama S-N, se muestra una curva donde la fuerza alternante está en función del número de ciclos de falla en el sistema como se puede apreciar en la Figura 4.12. Si un implan-

te es sometido a una carga extremadamente elevada, solo podrá soportar algunos ciclos de carga antes de fracturarse. El nivel de esfuerzos debajo del cual el implante puede ser sometido indefinidamente a ciclos de carga se denomina *límite de resistencia*. Las aleaciones de titanio presentan un mayor límite de resistencia en comparación con el titanio comercial puro.

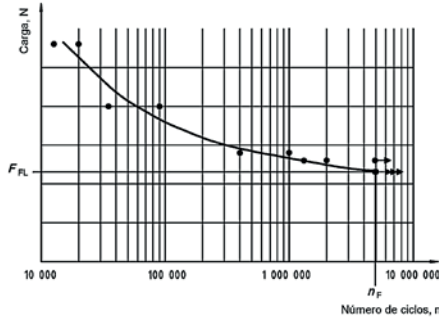


Figura 4.12 Ejemplo de un diagrama de carga cíclica para ensayos (ISO 14801,2007).

Las zonas donde un sistema implantológico tiende a fallar se encuentran principalmente en el cuerpo del implante (en sus primeras roscas) y en el tornillo de unión, por debajo de la cabeza del tornillo (Iglesia y Arellano, 2001). La Figura 4.13 muestra un implante fracturado. La falla tuvo lugar en el cuello que une el implante con el tornillo.



Figura 4.13 Imagen radiográfica de fractura en el cuello del implante y en el tornillo de unión.

En la teoría de fatiga, el proceso de generación de grieta produce una ruptura de la pieza al aplicar un número de ciclos suficientes. El número de ciclos dependerá de varios factores como la carga

aplicada, proceso de fabricación, esfuerzos residuales, ranuras, etc. Si bien no se ha encontrado una respuesta que explique totalmente la fatiga se puede aceptar que la fractura por este fenómeno se debe a deformaciones plásticas de la estructura de forma de similar a como ocurre en deformaciones unidireccionales producidas por cargas estáticas, con la diferencia fundamental de que bajo cargas cíclicas se generan deformaciones residuales en algunos cristales. En este sentido, la Figura 4.14 muestra los dos tipos de cargas que pueden generar falla y rotura inminente en un dispositivo mecánico.

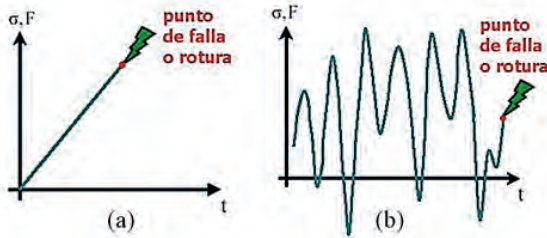


Figura 4.14 (a) Fuerzas estacionarias (b) Fuerzas transitorias (www.epifumi.com).

Según Misch (2007), cuatro factores influyen en la fatiga de implantes dentales: biomaterial, macrogeometría, magnitud de la fuerza y número de ciclos. La geometría del implante influye en el grado en el cual puede resistir cargas de flexión y torsión. Los implantes no suelen presentar fractura por fatiga ante cargas axiales.

La geometría de un implante y el grosor del material influyen sobre el comportamiento de fatiga. Un material dos veces más grueso en sus paredes es dieciséis veces más fuerte, por lo que pequeños cambios en el grosor se traducen en una diferencia significativa.

Cuando las fuerzas ejercidas se reducen o controlan, también se reduce el riesgo de fatiga del sistema. La magnitud de la carga puede disminuirse considerando la posición de la restauración en el arco, eliminando el momento de cargas y aumentando el área superficial disponible para resistir las fuerzas. Las fallas por fatiga

se minimizan también al reducir el número de ciclos de carga, lo cual se logra bien reduciendo los contactos oclusales de la prótesis y/o controlando los hábitos parafuncionales (Misch, 2007).

De la Figura 4.14 (b), se pueden desprender varias configuraciones de sollicitación dinámica. Sin embargo, dentro de ellas existe una muy característica y que por su sencillez descriptiva (en el sentido matemático) será la que se utilice en los modelos de análisis de falla por fatiga. En la Figura 4.15 se puede apreciar la denominada carga cíclica o periódica, que conduce a las tensiones cíclicas. El tipo de fuerzas y/o tensiones periódicas puede tener diferentes casos: axiales (de tracción o compresivas), flexionales o torsionales.

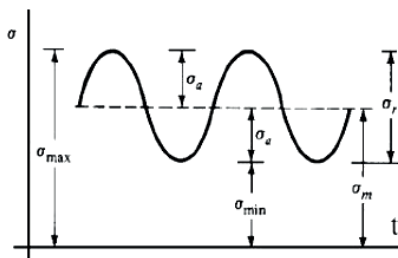


Figura 4.15 Configuración de la carga cíclica o periódica

Es claro que la forma más elemental de representación de este tipo de cargas puede seguir un comportamiento sinusoidal. En la ecuación 4.3, A , C y B son constantes que dependen de la condición y característica de este tipo sollicitaciones.

$$\sigma(t) = A \cdot \text{Sen}[C \cdot t] + B \dots \quad (4.3)$$

Sea la ecuación 4.3 u otra mucho más compleja, en la expresión genérica para calcular las tensiones cíclicas siempre se podrán distinguir las siguientes tensiones notables:

- a) **Esfuerzo máximo:** σ_{max}
- b) **Esfuerzo mínimo:** σ_{min}

En función de las dos anteriores se pueden definir las siguientes entidades

c) **Esfuerzo medio:** se obtiene de la siguiente relación

$$\sigma_m = \frac{\sigma_{max} + \sigma_{min}}{2} \quad (4.4)$$

d) **Esfuerzo alternante:** se obtiene de la siguiente manera

$$\sigma_m = \frac{\sigma_{max} - \sigma_{min}}{2} \quad (4.5)$$

e) **Rango de esfuerzos:** es la diferencia entre el esfuerzo máximo y mínimo

$$\sigma_r = \sigma_{max} - \sigma_{min} \quad (4.6)$$

f) **Razón R:** es la relación entre la tensión mínima a la máxima

$$R = \frac{\sigma_{min}}{\sigma_{max}} \quad (4.7)$$

g) **Relación de amplitud:** es la razón entre el esfuerzo alternante y el esfuerzo medio

$$A = \frac{\sigma_a}{\sigma_m} \quad (4.8)$$

De acuerdo a los valores de las ecuaciones 4.4 a la 4.8 se pueden presentar cuatro casos característicos:

1) **Completamente alternante “Full reversed”:** se verifica cuando se cumple que $\sigma_m = 0$ y $R = -1$, tal como se aprecia en la Figura 4.16.a.

2) **Caso General o esfuerzo medio no nulo:** todas las ecuaciones a partir de 4.2 a 4.6 (anteriormente expuestas) tienen un valor diferente de cero. Esto se puede apreciar en la Figura 4.16.b.

3) **Pulsante de tracción:** se verifica cuando se cumple que $\sigma_{min} = 0$, $\sigma_m = \frac{\sigma}{2}$, $R = 0$ y $A = 1$, tal como se puede ver en la Figura 4.16.c.

4) **Pulsante compresiva:** se verifica cuando se cumple que al $\sigma_{max} = 0$, $\sigma_m = \frac{\sigma}{2}$, $R = \infty$ y $A = -1$, como se aprecia ver en la Figura 4.16.d.

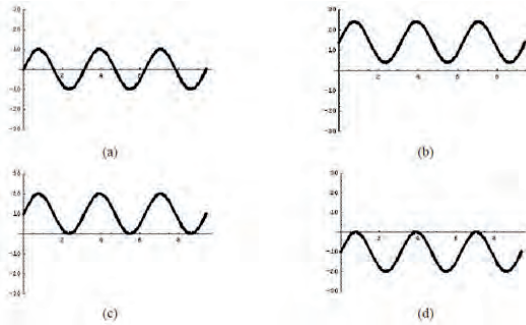


Figura 4.16 Tipos de configuraciones de cargas cíclicas.

Desde mediados del siglo XIX se ha empleado un sistema de análisis del diseño a la ruptura en el tiempo, conocido como “vida a fatiga”, curva de Wöhler o curva S-N, caracterizándose porque la tensión alternante es el parámetro principal de la vida a fatiga y por darse bajo condiciones en alto número de ciclos (alto número de ciclos antes del fallo y pequeña deformación plástica debida a la carga cíclica). En la Figura 4.17, se puede observar la vida de una probeta de acero normalizado UNS G41300 para bajos y altos números de ciclos.

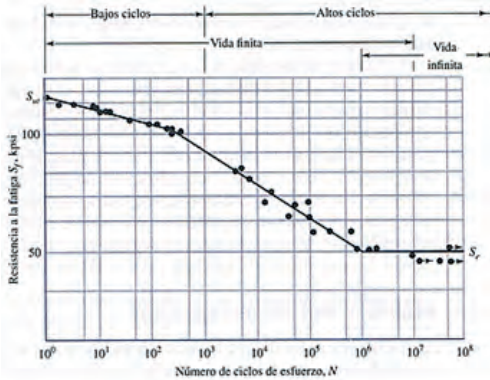


Figura 4.17 Diagrama S-N graficado a partir de ensayos a fatiga con esfuerzo axial.

Sin embargo, lo que interesa son los límites para un componente dado y no una probeta por lo que es necesario corregir o modificar el diagrama de Wöhler mediante los denominados factores

modificadores del límite de fatiga. Estos factores provocarán una reducción de los valores de resistencia a fatiga con respecto a los de la probeta. A falta de datos más precisos, resulta habitual determinar el diagrama de Wöhler a partir de dos puntos comprendidos entre $N=10^3$ y $N=10^6$ ciclos realizando una interpolación lineal entre ambos valores ya corregidos (con respecto a la probeta). Es decir, el límite de resistencia a fatiga para un componente dado se determina a partir del producto de los siguientes coeficientes:

- K_a : Factor de modificación de la condición superficial.
- K_b : Factor de modificación del tamaño.
- K_c : Factor de modificación de la carga.
- K_d : Factor de modificación de la temperatura.
- K_e : Factor de confiabilidad.
- K_g : Factor de modificación de efectos varios.

Luego de saber cuál es el comportamiento de la carga en el sistema y de analizar la vida del dispositivo mecánico, se propone analizar el diseño del implante dental por medio de criterios de falla. Por medio de diagramas esfuerzo alternante en función del esfuerzo medio, se puede construir un gráfico que contiene los criterios: Goodman, Soderberg, Gerber y Recta de fluencia. Este diagrama permite analizar el comportamiento ante cargas, dependientes del tiempo, del elemento mecánico, como se puede ver en la Figura 4.18.

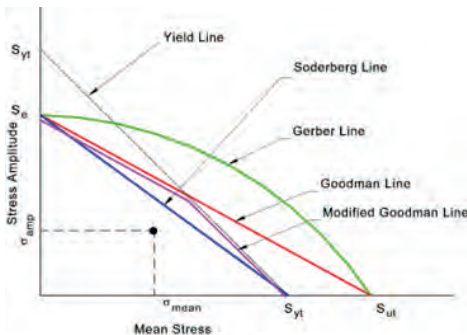


Figura 4.18 Criterios de falla por fatiga. Los puntos de esfuerzo alternante (stress amplitude)-medio (mean stress) que estén por encima del criterio a utilizar, representan situaciones de falla (www.roymech.co.uk).

4.5 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 4.19).

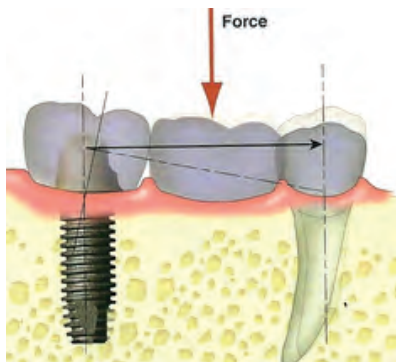


Figura 4.19 Diferencia biomecánica de movimientos entre el diente natural y el implante (www.bonecare.de).

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 (Misch, 1999).

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.

En el esmalte dental se pueden apreciar signos de desgaste, erosión y depresiones (signo de exceso de fuerzas), mientras que en la porcelana de la usual restauración sobre el implante no se observan signos iniciales de la fuerza. Alrededor del diente hay hueso cortical que suele ser más resistente al cambio, mientras que el hueso que rodea al implante suele ser trabecular (permisible al cambio) (Misch, 2007).

Debido a estas diferencias en el comportamiento de un diente y un implante, Misch (2007) establece algunas directrices o criterios principales para poder unir o ferulizar implantes a dientes a través de una prótesis. Por ejemplo, no debe haber movilidad clínica observable en el diente pilar y la prótesis no debe ser sometida a fuerzas laterales, ya que el éxito del tratamiento implantológico depende en parte, de la alineación entre la fuerza y el eje largo del implante.

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 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 (Misch, 2007).

5

**MODELO COMPUTACIONAL
DE UN SISTEMA DE IMPLANTE DENTAL**

5.1 Introducción

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. La 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.

Los problemas en mecánica de sólidos y mecánica de fluidos por lo general no pueden ser tratados analíticamente debido a la complejidad de la geometría del dominio o por la complejidad en las condiciones de contorno. En la mayoría de los casos se debe sustituir el problema real por un modelo matemático que permita obtener una solución aproximada al modelo físico que mejor represente la situación real. Existen tres maneras de atacar los problemas en ingeniería y ciencias aplicadas: métodos analíticos, métodos numéricos y métodos experimentales.

Los métodos utilizados para obtener soluciones aproximadas son de carácter numérico, es decir, pretenden obtener soluciones discretas y/o continuas de tipo aproximado. Entre ellos, pueden mencionarse métodos de perturbación, métodos probabilísticos, residuos ponderados, Rayleigh-Ritz, diferencias finitas, elementos de contorno, elementos finitos, métodos de partículas y métodos sin malla. La aplicación de los métodos analíticos suele ser muy restringida y solo son aplicables a un conjunto reducido de problemas, los conocidos problemas clásicos. En consecuencia, debe recurrirse a los métodos aproximados para obtener soluciones aproximadas a problemas de utilidad práctica en ingeniería y ciencias aplicadas (Zienkiewicz y Taylor, 1994).

En esta obra se utilizó el método de los elementos finitos (MEF) para realizar el análisis del modelo propuesto de implante dental, debido a su amplia utilización en la resolución de problemas tridimensionales asociados a la biomecánica.

5.2 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 5.1).

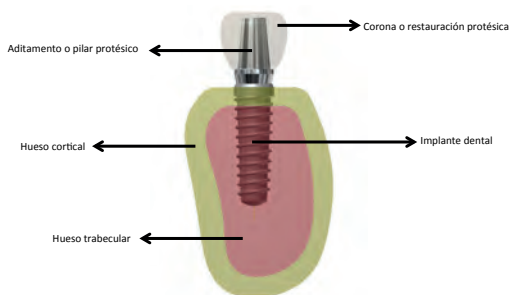


Figura 5.1 Imagen del ensamble del implante, aditamentoO protésico, hueso cortical y trabecular modelados en el software de diseño y simulación.

El modelo tridimensional de corte de mandíbula se construyó con una capa de 2 mm de hueso cortical que rodea a hueso trabecular B/2, según la clasificación de Lekholm y Zarb (1985). 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 1,0 mm y el ancho de rosca de 0,365 mm. Estos valores están dentro de los rangos recomendados por Ao et al. (2010). La rosca es simétrica y de extremo redondeada como lo recomienda Hansson y Werke (2003) y como queda ilustrado en la Figura 5.2.

Este diseño también responde a los requisitos establecidos por las normas ISO TR11175:1993 *Guidelines for developing dental implants*, ISO 10451:2002 *Dental implant systems —Contents of technical file* y ISO/FEDIS 10451:2010 *Dentistry— Content of technical file for dental implants system*, las cuales proporcionan argumentos técnicos y aspectos biológicos para el diseño y construcción de implantes dentales y sus componentes. El modelo del implante se creó de forma que se pudiera cambiar algún parámetro como el largo del implante, conicidad, paso o ancho de rosca, manteniendo el resto de las medidas y los contactos en el resto de las partes del sistema (pilar protésico, tornillo, hueso cortical y hueso trabecular). Esto con el objetivo de estudiar el efecto de las variaciones de dichos parámetros por separado, en la distribución de esfuerzos.

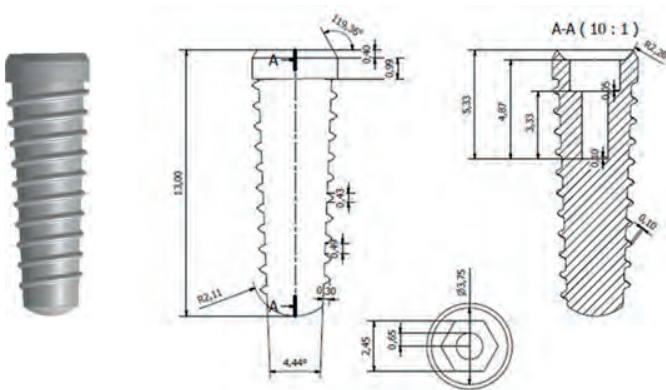


Figura 5.2 Implante dental diseñado inicialmente.

La conexión entre el implante y el aditamento protésico se diseñó con un hexágono interno como se aprecia en la Figura 5.3, por considerar su mejor mecanismo antirotacional y porque este tipo de conexión tiende a distribuir mejor la fuerza hacia el eje del implante en comparación con el hexágono externo (Maeda et al., 2006; Bernardes et al., 2009).



Figura 5.3 Diseño de implante dental con hexágono interno.

Se modelaron tres aditamentos protésicos diferentes: uno recto y dos inclinados de 15° y 25° (Figura 5.4) debido a que son las tres presentaciones que más comúnmente ofrecen las casas comerciales. Los *abutments* o pilares protésicos angulados se utilizan cuando los implantes no han sido colocados en la posición axial ideal, es decir, paralelos entre sí (Saab et al., 2007) (Figura 2.4 B).

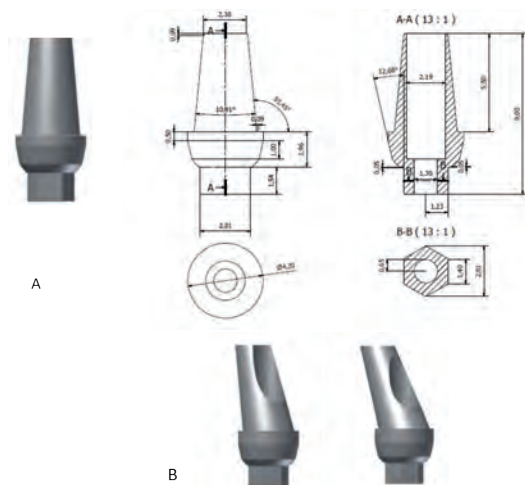


Figura 5.4 Aditamentos protésicos: (A) geometría recta, (B) geometría inclinada a 15° y 25° .

Se consideró la presencia del tornillo de unión, mas no se tomó en cuenta la rosca del mismo, dado que presenta detalles submili-métricos que generan problemas en el mallado del modelo. Se modeló una restauración protésica o corona dental sobre el implante con anatomía de premolar.

5.3 Propiedades de los materiales

Las propiedades mecánicas de los materiales utilizados en el modelo se presentan en la Tabla 5.1. Todos los materiales utilizados en el modelo se consideraron isotrópicos, homogéneos y linealmente elásticos.

Tabla 5.1 Propiedades mecánicas de los materiales utilizados en el modelo

Materiales	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson	Resistencia a la Fluencia (MPa)	Referencias
Titanio	110000	0,35	880	Benzing et al. (1995) Van Rossen et al. (1990).
Hueso Cortical	15000	0,3	130	Stegarioiu et al. (1998) y Ao et al. (2010).
Hueso Trabecular	1500	0,3	38	Stegarioiu et al. (1998) Ao et al. (2010).
Corona (restauración protésica) de cerámica	68900	0,28	400	Ao et al. (2010).
Zirconio	205000	0,31	920	Zárate (2004).
Corona (Restauración protésica) de acrílico (PMMA)	2400	0,3	60	Anusavice (2004).

5.4 Cargas biológicas y condiciones de contorno

Debido a que la estabilidad primaria es una variable que se considera esencial y básica para garantizar la longevidad del tratamiento implantológico (Danza et al., 2009 y Sevimay et al., 2005), el implante dental a estudiar se consideró completamente

oseointegrado y la interfase implante-pilar protésico se consideró enlazada. El segmento modelado de la mandíbula se consideró fijo a ambos lados del bloque (caras perpendiculares a la dirección X de la Figura 5.5).

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 5.6). Estos valores son iguales a los utilizados por Danza et al. (2009) en un estudio de concentración de esfuerzos en distintos tipos de hueso.

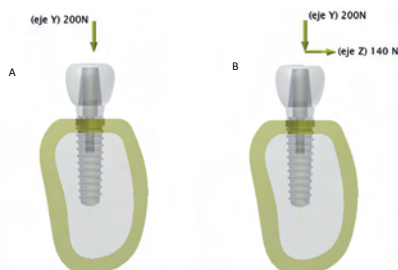


Figura 5.5 Esquema de fuerzas utilizadas para las simulaciones. A: carga axial. B: carga oblicua.

5.5 Análisis De Sensibilidad Del Modelo

Para validar los resultados obtenidos, se utilizó la herramienta *Convergence Plot* del menú de *Análisis de Esfuerzos* del programa Autodesk Inventor®, la cual ofrece la técnica *h adaptativa* de refinamiento de malla, arrojando una gráfica de convergencia y mejorando la aproximación de los resultados.

Las simulaciones para los estudios de convergencia se realizaron con los siguientes parámetros:

- Tamaño promedio de elemento (como fracción de la mayor distancia del paralelepípedo que abarca o encierra el modelo): 0,200.

- Número máximo de ciclos de refinamiento del mallado: 10 (si la solución converge antes de alcanzar este máximo número de ciclos, la iteración de h refinamiento se detiene).
- Criterio de parada: 1% (diferencia en los valores máximos de Von Mises de las dos últimas simulaciones o ciclos con refinamiento de mallado).
- Umbral de refinamiento para los ciclos: 0,25. Este valor controla la extensión del refinamiento del mallado en cada ciclo o simulación. Cuando $h = 0$, todos los elementos son candidatos para ser refinados; si $h = 1$, ningún elemento será refinado al realizar el mallado.

6

**ANÁLISIS Y DISEÑO DE UN SISTEMA
DE IMPLANTE DENTAL**

6.1 Introducción

La biomecánica es una disciplina científica que tiene como objetivo estudiar las estructuras de carácter mecánico que existen en los seres vivos, fundamentalmente en el cuerpo humano. Esta área de conocimiento se apoya en diversas ciencias biomédicas, utilizando conocimientos de la mecánica, la ingeniería, la anatomía, la fisiología y otras disciplinas para estudiar el comportamiento de sistemas biológicos y resolver los problemas derivados de diversas condiciones a las que pueden verse sometidos. A continuación se presentarán los resultados y el análisis biomecánico producto de las simulaciones realizadas en el modelo de implante dental empleando el método de los elementos finitos.

Para la generación del mallado, se utilizaron tetraedros de 10 nodos y tres grados de libertad por nodo. El método de los elementos finitos se utilizó para estudiar el comportamiento del sistema de implante dental propuesto ante las cargas estáticas simuladas de masticación, comparando la distribución de esfuerzos, variando:

- Dirección de fuerza (carga longitudinal y oblicua).
- Inclinación del aditamento protésico.
- Características de la geometría del implante (conicidad, longitud, paso y ancho de rosca, inclinación del aditamento protésico).
- Tipo de restauración protésica (con prótesis cerámica y prótesis acrílica).
- Grosor de la cortical ósea.
- Material del implante (titanio y zirconio).

6.2 Resultados de las simulaciones

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 de 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.

6.2.1 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. Los estudios de convergencia permitieron obtener los mallados para cada caso, con la cantidad de nodos y elementos presentados a continuación:

Tabla 6.1 Número de nodos y de elementos del modelo variando la inclinación del aditamento protésico.

Implante dental	Número de Nodos		Número de Elementos	
	Carga axial	Carga oblicua	Carga axial	Carga oblicua
Aditamento recto	279645	223901	188574	147787
Aditamento inclinado a 15°	343772	266249	229344	174265
Aditamento inclinado a 25°	181937	181937	114689	114689

En la Tabla 6.2 se exponen los valores de máximo esfuerzo en cada una de las partes que componen el modelo, para cada tipo de aditamento y ante los dos tipos de carga.

Tabla 6.2 Esfuerzos máximos en MPa variando la inclinación del aditamento protésico.

Esfuerzo Máximo (MPa)						
	Aditamento recto		Aditamento inclinado a 15°		Aditamento inclinado a 25°	
	Carga axial	Carga oblicua	Carga axial	Carga oblicua	Carga axial	Carga oblicua
Corona	200	380	221	352	360	372
Pilar protésico	185	450	198,3	385,1	451	500,8
Tornillo de unión	157,3	464	206,8	382	450	501,5
Implante	32,8	262,7	21,3	47,36	80	93
Hueso Cortical	14	58,81	21,3	57,36	30,57	49,5
Hueso Trabecular	2,845	12,52	1,94	5,12	2,2	5,69

Los máximos valores se obtuvieron en los tornillos de unión y pilares protésicos del sistema de implante con aditamento recto ante la carga oblicua y en el caso del pilar protésico inclinado a 25% con carga oblicua (Figura 6.1).

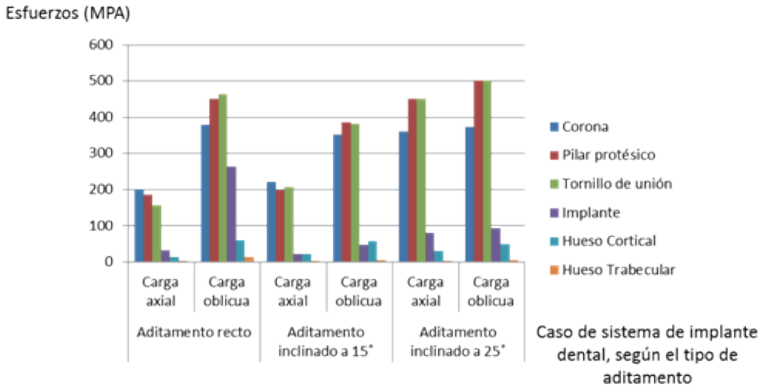


Figura 6.1 Comparación de concentraciones de esfuerzos en las distintas partes del modelo según cada caso de aditamento protésico.

En la Figura 6.2 se pueden apreciar las concentraciones de esfuerzos ante las cargas oclusales simuladas para el caso de aditamento recto y la respectiva gráfica de convergencia que muestra que el resultado es independiente al tamaño de los elementos. El mayor valor se concentró en la restauración protésica o corona dental. Este caso fue el que mostró mejor comportamiento. Los aditamentos rectos son los más indicados y utilizados, si el implante pudo colocarse en la posición correcta o ideal.

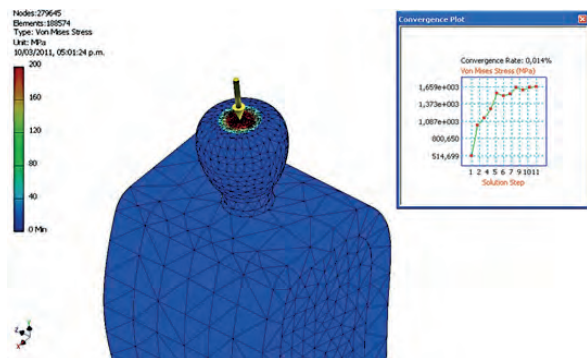


Figura 6.2 Concentración del mayor esfuerzo Von Mises en la parte superior de la corona en la simulación con carga axial de 200N y aditamento recto.

Como se puede apreciar en la Figura 6.2, el refinamiento de la malla se realiza en las zonas más críticas.

Al comparar los resultados aquí obtenidos con los valores admisibles de resistencia de la Tabla 5, se puede apreciar que las magnitudes de esfuerzo calculadas no excedieron el límite de fluencia de los materiales utilizados: aleación de titanio (Ti-6Al-4V), hueso cortical, hueso trabecular y corona protésica.

El pilar protésico recto presentó la mayor concentración de esfuerzo en la parte superior del mismo, mientras que los pilares protésicos inclinados presentaron los mayores esfuerzos en el tercio inferior desde donde se inclina el *abutment* (donde se produce el cambio de geometría) y alrededor de la escotadura para la colocación del tornillo de unión como se puede apreciar en la Figura 6.3.

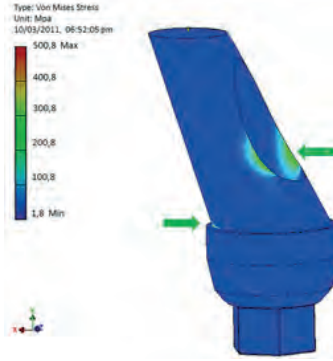


Figura 6.3 Zonas de mayor concentración de esfuerzos en los pilares angulados (flechas verdes). Imagen del caso: aditamento inclinado a 25° y carga oblicua.

Para cada uno de los tipos de pilar protésico, todos los componentes del modelo (cuerpo del implante, aditamento protésico, tornillo de unión, hueso cortical y hueso trabecular) presentaron mayores esfuerzos ante la carga oblicua. En los implantes bajo carga axial, los mayores esfuerzos de Von Mises se registraron en el cuello del implante, en la zona de contacto con el pilar protésico (Figura 6.4). Sin embargo, ante cargas oblicuas, se concentraron esfuerzos no solo en el borde superior del implante sino también en el área del hexágono interno y en la zona externa de las primeras roscas.

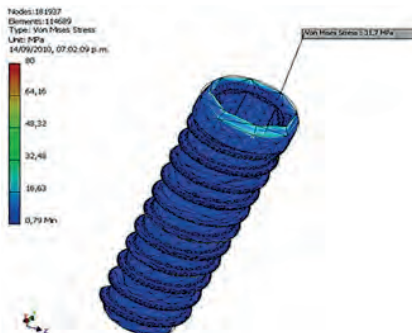


Figura 6.4 Mallado y simulación del implante dental. Zona de mayores esfuerzos Von Mises ante carga axial. Caso de aditamento protésico angulado a 25° .

Para todos los casos, el tornillo de unión concentró mayores magnitudes de esfuerzo que el implante dental, destacando estos

esfuerzos en la parte superior y por debajo de la cabeza del tornillo, donde ocurre el cambio de geometría a menor diámetro (Figura 6.5).

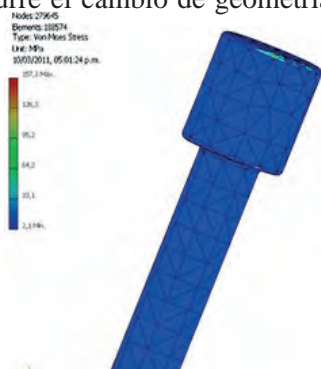


Figura 6.5 Concentración de esfuerzos en la parte superior y debajo de la cabeza del tornillo de unión. Caso de carga axial (200N) y aditamento recto.

En el hueso, los mayores esfuerzos se concentraron en la cortical ósea, a nivel de las cercanías del contacto con el implante (Figura 6.6), lo cual coincide con lo reportado por Williams et al. (1990), Danza et al. (2009), Saab et al. (2007) y Siegele y Soltesz (2004), quienes refieren que la disipación de esos esfuerzos en la cortical se restringe al área inmediata que rodea el implante (parte superior de la rosca) debido a la mayor resistencia a la deformación, con respecto al hueso trabecular.

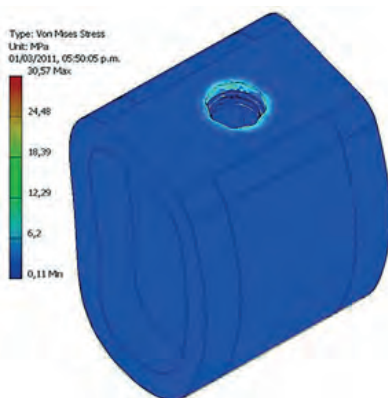


Figura 6.6 Concentración de esfuerzos en hueso cortical. Caso de *abutment* inclinado a 25°, ante carga axial.

Los mayores valores de esfuerzos en el hueso cortical se registraron en el caso de pilar protésico recto con carga angulada y en el caso del pilar angulado 15° con carga oblicua. En el hueso trabecular los mayores valores fueron registrados para los casos del sistema de implante con pilar protésico recto con carga oblicua y para el pilar protésico inclinado 25° con carga oblicua. Para todos los casos esta concentración de esfuerzos se ubicó en la zona superior del hueso trabecular en la cercanía del cuello del implante, alcanzando un área más amplia que para el hueso cortical como puede apreciarse en la Figura 6.7.

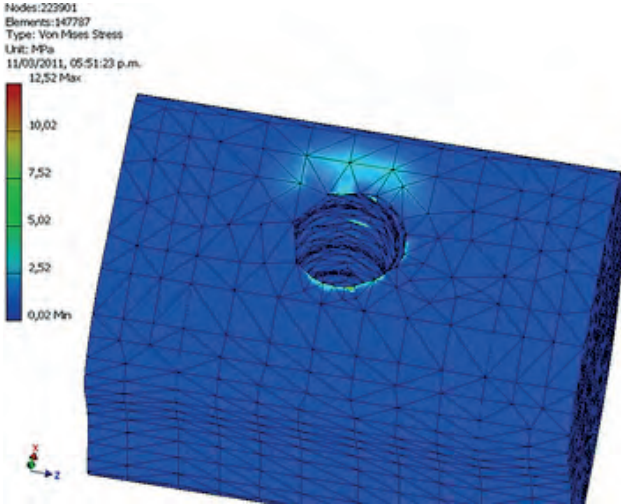


Figura 6.7 Mallado y resultados de simulación del hueso trabecular. Caso de pilar protésico recto con carga oblicua.

Este resultado coincide con lo afirmado por Misch (2007), quien reporta que en el hueso trabecular la disipación de los esfuerzos suele alcanzar una zona relativamente más amplia en comparación con la cortical ósea.

Siegele y Soltesz (2004) mostraron que bajo cargas laterales, los esfuerzos se acumulaban en la interfase hueso implante, a la altura de la zona media e inferior del implante. Estos autores utilizaron para la carga lateral, una angulación de 15° con respecto al

eje axial, es decir, una angulación menos marcada que la utilizada en el presente estudio.

6.2.2 Conicidad del implante

Según Siegele y Soltesz (2004), 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 6.8 se pueden apreciar las variaciones en la conicidad del implante que se realizaron variando el diámetro en la zona apical, cuyos efectos fueron estudiados en la distribución de esfuerzos del modelo planteado.

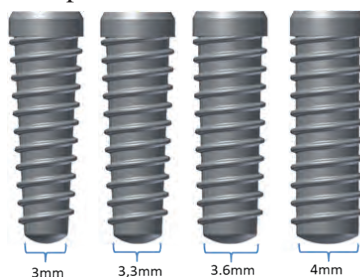


Figura 6.8 Variaciones en el diámetro del ápice del implante (conicidad).

En la Tabla 6.3 se exponen la cantidad de nodos y elementos para cada caso y en la Tabla 6.4 se aprecian los esfuerzos Von Mises para cada una de las partes del modelo.

Tabla 6.3 Número de nodos y de elementos variando la conicidad del implante.

Implante dental	Número de Nodos		Número de Elementos	
	Carga axial	Carga oblicua	Carga axial	Carga oblicua
3 mm en el ápice	279645	249637	188574	159005
3,3 mm en el ápice	181937	249637	114689	159005
3,6 mm en el ápice	304946	250328	200311	162425
4 mm en el ápice	318502	203923	209046	133551

Tabla 6.4 Esfuerzos máximos en MPa variando la conicidad del implante.

Esfuerzo Máximo (MPa)								
	3 mm en el ápice		3,3 mm en el ápice		3,6 mm en el ápice		4 mm en el ápice	
	Carga axial	Carga oblicua	Carga axial	Carga oblicua	Carga axial	Carga oblicua	Carga axial	Carga oblicua
Corona	200	380	181	312,2	212,1	356,6	376,5	731,2
Pilar protésico	185	450	177,6	317	200,8	457	351	752
Tornillo de unión	157,3	464	154	335,8	175	470,5	354,6	556
Implante	32,8	262,7	97,5	224	40,5	346,5	54,1	360,9
Hueso Cortical	14	58,8	12,4	57,7	18,8	69,7	23	77
Hueso Trabecular	2,8	12,5	2,7	8	5	16,5	10,5	19,7

En la Figura 6.9 se puede apreciar que los implantes más cónicos presentaron los menores valores de concentraciones de esfuerzos ante cargas axiales y el mejor comportamiento general se obtuvo para el caso de 3,3 mm en el ápice.

Esfuerzos (Mpa)

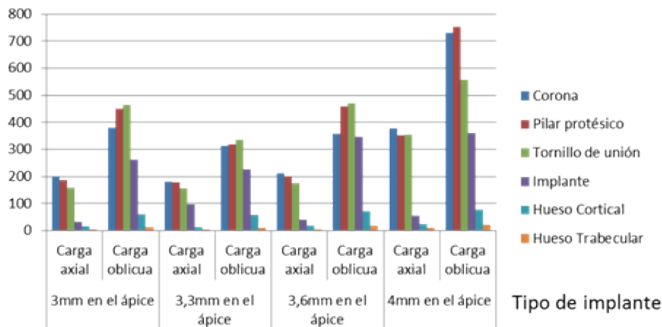


Figura 6.9 Comparación de esfuerzos concentrados en las distintas partes del modelo variando la conicidad del implante.

Los mayores esfuerzos Von Mises se encontraron en los casos de implante cilíndrico y el más cónico cuando recibieron carga oblicua. En todos los casos el tornillo de unión concentró mayores magnitudes de esfuerzo que el implante dental. Las Figuras

6.10 y 6.11 corresponden al resultado de las simulaciones para el caso del implante con 4 mm en el ápice, ante carga oblicua. El mayor esfuerzo se obtuvo en la corona o restauración protésica (731,2MPa). En el implante, los esfuerzos tienden a concentrarse en la zona del cuello y en la primera rosca.

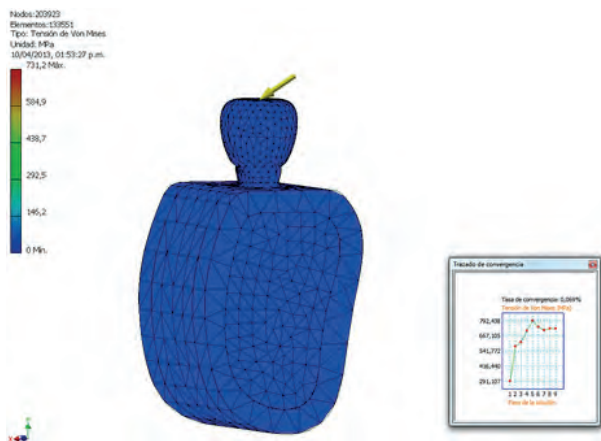


Figura 6.10 Caso de implante más cilíndrico (4 mm en el ápice) ante carga oblicua.

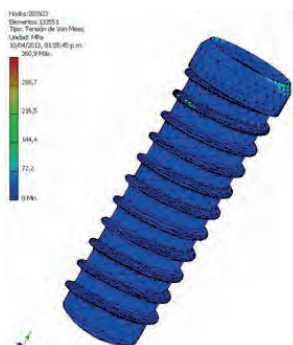


Figura 6.11 Implante dental de 4mm en el ápice ante carga oblicua.

Los resultados obtenidos coinciden con lo reportado por Lee et al. (2005), quienes sugieren que los implantes cónicos pueden indicarse cuando las cargas axiales y tangenciales no constituyen un factor biomecánico crítico.

Estudios *in vivo* cilíndricos (Lee et al., 2010) e *in vitro* (Elias et al., 2012) han demostrado que los implantes cónicos o ligeramente cónicos se relacionan con una mayor estabilidad primaria en comparación con los cilíndricos. Wu et al. (2012) refieren que los implantes cónicos presentan mayor resistencia y son más fáciles de colocar en el hueso.

6.2.3 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 (Siegele y Soltesz, 2004). 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. En la Figura 6.12 se pueden apreciar los implantes modelados y analizados.

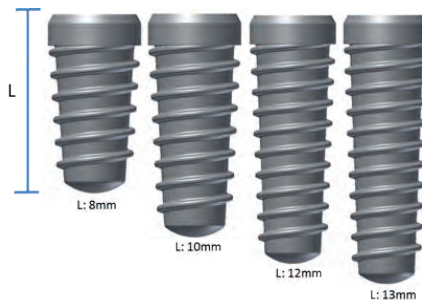


Figura 6.12 Variaciones en el largo del implante utilizadas para las simulaciones.

La Tabla 6.5 presenta el número de nodos y elementos obtenidos después del análisis de convergencia mientras que la Tabla 6.6

y la Figura 6.13 presentan los esfuerzos de Von Mises para cada caso.

Tabla 6.5 Número de nodos y de elementos variando la longitud del implante.

Implante dental	Número de Nodos		Número de Elementos	
	Carga axial	Carga oblicua	Carga axial	Carga oblicua
L: 8 mm	107643	144054	68063	92689
L: 10 mm	269645	349637	248574	159565
L: 12 mm	144937	249637	164689	156505
L: 13 mm	279645	249637	188574	159005

Tabla 6.6 Esfuerzos máximos en MPa variando la longitud del implante.

Esfuerzo Máximo (MPa)								
	L: 8 mm		L: 10 mm		L: 12 mm		L: 13 mm	
	Carga axial	Carga oblicua	Carga axial	Carga oblicua	Carga axial	Carga oblicua	Carga axial	Carga oblicua
Corona	415	536,7	344	514,4	242	381,3	200	380
Pilar protésico	390,2	554,3	354,4	520	234,3	453	185	450
Tornillo de unión	219,1	434,2	220	404,6	231	465,3	157,3	464
Implante	98,7	329	89,9	306	80	265,1	32,8	262,7
Hueso Cortical	16,7	62,5	14,4	59	13,5	59,7	14	58,8
Hueso Trabecular	8,5	16	7	15	5,7	13	2,8	12,5

Esfuerzos (Mpa)

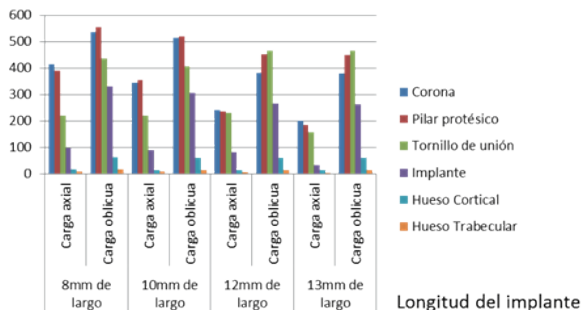


Figura 6.13 Concentraciones de esfuerzo en función de la longitud del implante.

Como se puede apreciar en la figura 6.13, el mejor comportamiento se obtuvo en el caso de implante de 13 mm de largo ante carga axial y los mayores valores de esfuerzos se obtuvieron para el implante más corto. La Figura 6.14 muestra el sistema de implante dental más corto (8 mm) y el resultado de la simulación para el hueso cortical ante carga axial, con el implante en posición.

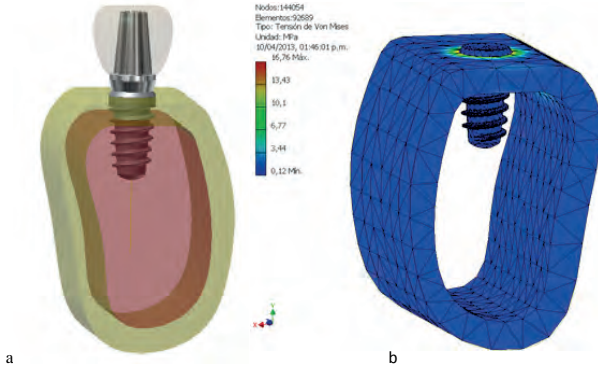


Figura 6.14 (a) Ensamblaje del modelo para el implante de 8mm de longitud y (b) Resultados de la concentración de esfuerzos en el hueso cortical ante carga axial.

Después de un estudio clínico retrospectivo de seis años, Misch (2007) explica dos factores de riesgo que pueden relacionarse con las mayores tasas de fracasos de los implantes cortos:

- Los implantes cortos presentan una relación corona-implante mayor que los implantes largos, lo cual aumenta el brazo de palanca.
- Tienden a colocarse en casos posteriores donde se reciben mayores fuerzas oclusales y donde la densidad de hueso es menor.

En casos donde se requiera colocar implantes cortos, Siegele y Soltesz (2004) recomiendan evitar fuerzas horizontales y anguladas sobre las restauraciones protésicas de los implantes colocados, colocar prótesis cantilever (extremo libre) y de ser posible, ferulizar o unir varios implantes a través de la prótesis dental.

6.2.4 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 (Hansson y Werke, 2003; Norton, 1998; Palmer et al., 2000; Misch, 2007). 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 (Chun et al., 2002; Ao et al., 2010), se construyeron cuatro versiones del implante propuesto con distintas medidas para estudiar este parámetro (Uzcátegui y Cerrolaza, 2012; Uzcátegui, 2013). En la Figura 6.15 se aprecian las variaciones en la distancia entre las roscas del implante.

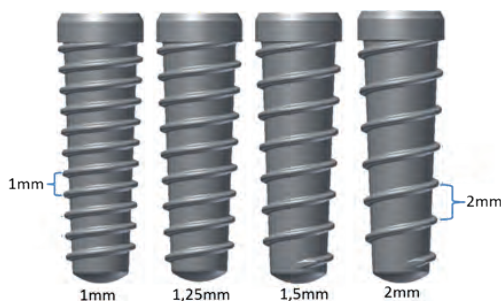


Figura 6.15 Variaciones en el paso de rosca utilizadas para las simulaciones.

En la Tabla 6.7 se presentan el número de nodos y elementos para cada caso, en la Tabla 6.8 se exponen los valores obtenidos para cada sistema de implante modelado y en la Figura 6.16 se puede apreciar el gráfico comparativo de concentraciones de esfuerzos.

Tabla 6.7 Número de número de nodos y de elementos variando el paso de rosca.

Implante dental	Número de Nodos		Número de Elementos	
	Carga axial	Carga oblicua	Carga axial	Carga oblicua
1 mm de paso de rosca	279645	249637	188574	159005
1,25 mm de paso de rosca	281518	249852	185038	161909
1,5 mm de paso de rosca	264102	228000	173657	146568
2 mm de paso de rosca	155872	258432	101416	168845

Tabla 6.8 Esfuerzos máximos en MPa variando el paso de rosca.

	Esfuerzo Máximo (MPa)							
	1 mm de paso de rosca		1,25 mm de paso de rosca		1,5 mm de paso de rosca		2 mm de paso de rosca	
	Carga axial	Carga oblicua	Carga axial	Carga oblicua	Carga axial	Carga oblicua	Carga axial	Carga oblicua
Corona	200	380	215	341,2	233,4	342,9	408,2	405,1
Pilar protésico	185	450	210	443,5	232,9	359	433,6	545
Tornillo de unión	157,3	464	196,6	440	260	399	189,2	534,7
Implante	32,8	262,7	150,1	263,8	257	421,1	177,8	464
Hueso Cortical	14	58,8	15	56	21	35	42,7	69,4
Hueso Trabecular	2,8	12,5	5,6	14	8,7	17	13,8	19,5

Esfuerzos (Mpa)

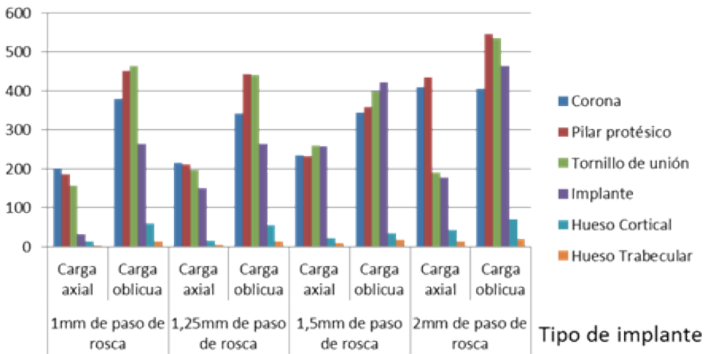


Figura 6.16 Gráfico de comparación de esfuerzos para cada caso de sistema de implante dental con distinto paso de rosca.

Los casos que mostraron mejor comportamiento fueron los de menor paso de rosca (1 mm y 1,25 mm) ante carga axial, mientras que los casos donde se concentraron los mayores esfuerzos fueron los del implante con 2 mm y de 1 mm de paso de rosca ante cargas oblicuas. Este resultado concuerda con lo reportado por Ao et al. (2010) quienes en un estudio por elementos finitos con distintos perfiles y pasos de rosca, concluyen y recomiendan el uso de un paso de rosca mayor a 0,44 mm con el objetivo de permitir suficiente espacio para la vida y desarrollo de la osteona (unidad funcional fundamental del tejido óseo compacto). La Figura 6.17 presenta el resultado de esfuerzos Von Mises en el implante, resaltando la zona del cuello, el aditamento protésico con mayores esfuerzos en la zona de contacto con el implante y el tornillo de unión, resaltando la zona de superior e inferior de la cabeza del tornillo, para el caso de 2 mm de paso de rosca ante carga axial.

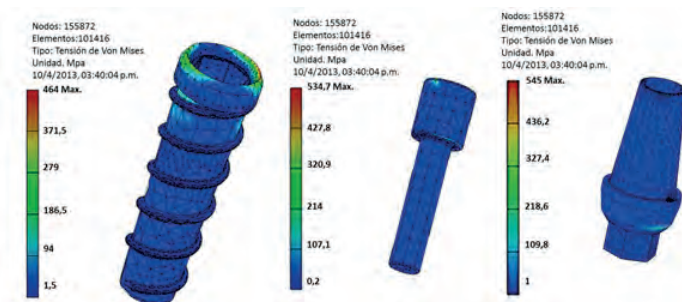


Figura 6.17 Resultados en el sistema de implante dental con paso de rosca de 2 mm ante carga axial de 200 N.

En cuanto a las concentraciones de esfuerzo en el hueso, los sitios más críticos se ubicaron en la cortical ósea para todos los casos, en cercanía con las primeras roscas del implante. Los resultados de esta investigación no concuerdan completamente con los resultados de Kong et al. (2009), quienes afirman con su estudio que el hueso trabecular es más sensible a los efectos del paso de rosca del implante con respecto al hueso cortical. Sin embargo, estos autores recomiendan, como lo harían nuestros resultados, evitar diseños con paso de rosca mayor a 1,6 mm.

6.2.5 Ancho de la rosca

Tomando en consideración el trabajo de Ao et al. (2010) 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. En la Figura 6.18 se pueden apreciar estos ligeros cambios en la rosca.

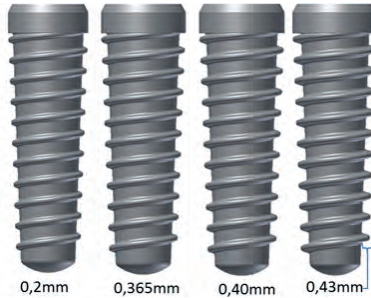


Figura 6.18 Variaciones en el ancho de la rosca.

La Tabla 6.9 contiene el número de nodos y elementos para cada caso estudiado en esta variable.

Tabla 6.9 Número de nodos y de elementos variando el ancho de la rosca.

Implante dental	Número de Nodos		Número de Elementos	
	Carga axial	Carga oblicua	Carga axial	Carga oblicua
Resina acrílica	258447	225675	185647	134113
Cerámica dental	279645	249637	188574	159005

En la Tabla 6.10 se presentan los valores de esfuerzo máximo para cada caso de ancho de rosca y en la Figura 6.19 se muestran las distribuciones de tensiones.

Tabla 6.10 Esfuerzos máximos en MPa variando el ancho de rosca.

Esfuerzo Máximo (MPa)				
	Resina acrílica		Cerámica dental	
	Carga axial	Carga oblicua	Carga axial	Carga oblicua
Corona	149,3	285,9	200	380
Pilar protésico	131,3	325,4	185	450
Tornillo de unión	108	280,1	157,3	464
Implante	27,6	188,4	32,8	262,7
Hueso Cortical	10,9	38	14	58,8
Hueso Trabecular	2,1	8,2	2,8	12,5

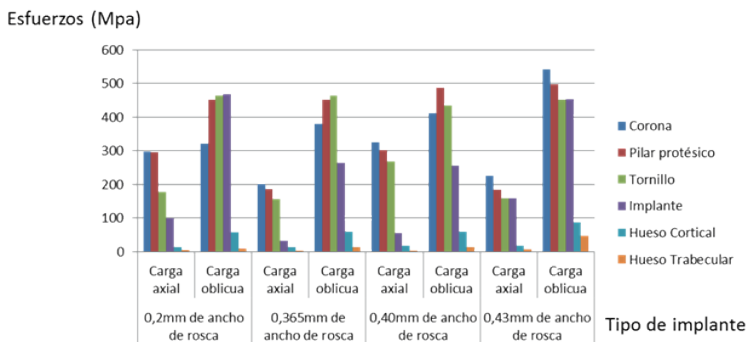


Figura 6.19 Valores de esfuerzos para cada caso de sistema de implante dental con variación en el ancho de la rosca.

El mejor comportamiento se obtuvo en el caso de la rosca con 0,365 mm de ancho ante carga axial, seguido por el caso del implante con el ancho de rosca de 0,43 mm. Los implantes con menor ancho de rosca concentraron ligeramente mayores esfuerzos en las paredes del cuerpo del implante y menor magnitudes de esfuerzos en la superficie externa de la rosca (Figura 6.20).

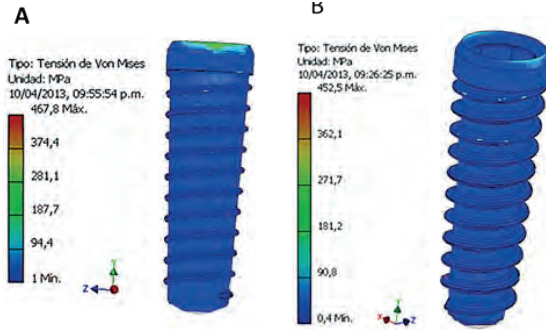


Figura 6.20 Concentración de esfuerzos en implantes ante carga oblicua A: Implante con 0,2 mm de ancho de rosca (mayores valores en el cuello del implante y entre las roscas). B: Implante con 0,43 mm de ancho de rosca (resalta más la zona externa de las roscas).

Para el hueso, los mayores valores se obtuvieron con el implante de mayor ancho de rosca (0,43 mm) ante cargas oblicuas, donde los valores para el hueso trabecular casi igualaron a los del hueso cortical y ambos valores triplicaban a los obtenidos en los casos de ancho de rosca de 0,2 mm. Según Hansson y Werke (2003), el perfil de la rosca afecta sustancialmente la magnitud de los picos de esfuerzos en el hueso y la capacidad del implante para resistir las cargas.

El ancho de la rosca es importante porque, al igual que el paso de rosca, aumenta el contacto del implante con el hueso, mejorando la estabilidad. En este sentido nuestro estudio concuerda con Misch (2007) quien afirma que un implante cilíndrico sin rosca y de gran diámetro, posee menor área de superficie que un implante roscado de menor diámetro.

6.2.6 Restauración protésica sobre el implante

La resina acrlica 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 5.1) 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 Tabla 6.11 se presenta la cantidad de nodos y elementos utilizados para los resultados del modelo. En la Tabla 6.12 se pueden apreciar las magnitudes de esfuerzo Von Mises calculadas para cada caso y en la Figura 6.21 se representa gráficamente la comparación de ambos casos.

Tabla 6.11 Número de nodos y de elementos variando el material de la corona o restauración protésica.

Implante dental	Número de Nodos		Número de Elementos	
	Carga axial	Carga oblicua	Carga axial	Carga oblicua
0,2 mm de ancho de rosca	279645	249637	188574	159005
0,365 mm de ancho de rosca	161938	259737	124699	158065
0,40 mm de ancho de rosca	307976	260325	250321	152435
0,43 mm de ancho de rosca	319522	263933	205746	135571

Tabla 6.12 Esfuerzos máximos variando el material de la corona o restauración protésica.

Esfuerzo máximo (MPa)								
	0,2 mm de ancho de rosca		0,365 mm de ancho de rosca		0,40 mm de ancho de rosca		0,43 mm de ancho de rosca	
	Carga axial	Carga oblicua	Carga axial	Carga oblicua	Carga axial	Carga oblicua	Carga axial	Carga oblicua
Corona	297	320	200	380	325	410,4	226,5	541
Pilar protésico	295	451,3	185	450	302,2	487,3	184	497
Tornillo	178	464	157,3	464	267	435	157,5	451,6
Implante	99,9	467,8	32,8	262,7	54,7	255,9	158,3	452,5
Hueso Cortical	13	57	14	58,8	17	60	18,1	86,7
Hueso Trabecular	4,4	10	2,8	12,5	3	14	7	46,7

Esfuerzos (Mpa)

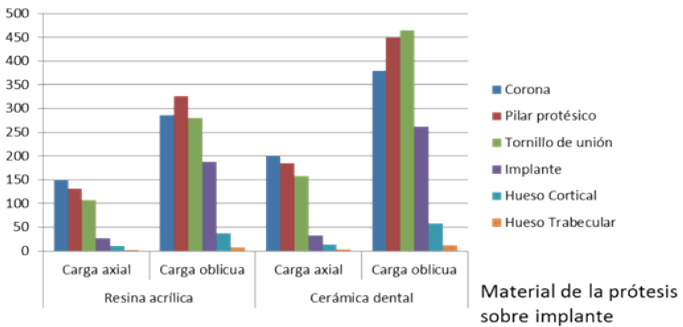


Figura 6.21 Comparación de esfuerzos Von Mises para los casos de restauración protésica de resina acrílica y cerámica ante carga axial y oblicua.

Los valores obtenidos para los casos de la prótesis de resina acrílica fueron mucho menores que los obtenidos para los casos de la restauración cerámica, sobre todo para los casos de carga oblicua, lo cual coincide con lo recomendado en la literatura donde se sugiere utilizar acrílico para las prótesis durante el proceso de carga progresiva (Misch, 2007).

6.2.7 Grosor de la cortical ósea

Debido a que numerosos estudios demuestran que los mayores efectos de acumulación de esfuerzos y reabsorción ósea se producen a nivel del hueso cortical (Danza et al., 2009; Saab et al., 2007; Siegele y Soltesz, 2004; Misch, 2007), 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 Tabla 6.13 se presentan el número de nodos y elementos para cada caso y en la Tabla 6.14 se exponen los valores obtenidos para cada caso y para cada pieza del modelo.

Tabla 6.13 Número de nodos y de elementos variando el grosor de la cortical ósea.

Implante dental	Número de Nodos		Número de Elementos	
	Carga axial	Carga oblicua	Carga axial	Carga oblicua
2 mm de cortical	279645	249637	188574	159005
1 mm de cortical	264212	228240	171258	146876
0 mm de cortical ósea	156476	273431	198416	179845

Tabla 6.14 Esfuerzos máximos en MPa variando el grosor de la cortical ósea.

Esfuerzo Máximo (MPa)						
	2 mm de cortical		1 mm de cortical		0 mm de cortical ósea	
	Carga axial	Carga oblicua	Carga axial	Carga oblicua	Carga axial	Carga oblicua
Corona	200	380	287	399,8	365	430,3
Pilar protésico	185	450	220	482,1	363,3	568
Tornillo de unión	157,3	464	178,1	503	179	559,2
Implante	32,8	262,7	46,8	311,4	57	447,8
Hueso Cortical	14	58,8	18	63,9	-	-
Hueso Trabecular	2,8	12,5	6	16	58	81

En la Figura 6.22 se pueden visualizar las variaciones de los esfuerzos según cada caso de grosor de hueso cortical. Los mayores valores se concentraron en los casos de ausencia de hueso compacto (0 mm de cortical ósea) para cada tipo de carga. Ante carga axial se obtuvieron menores valores, en comparación con los casos de carga angulada. El mejor comportamiento se obtuvo para el caso de 2 mm de hueso cortical (carga axial).

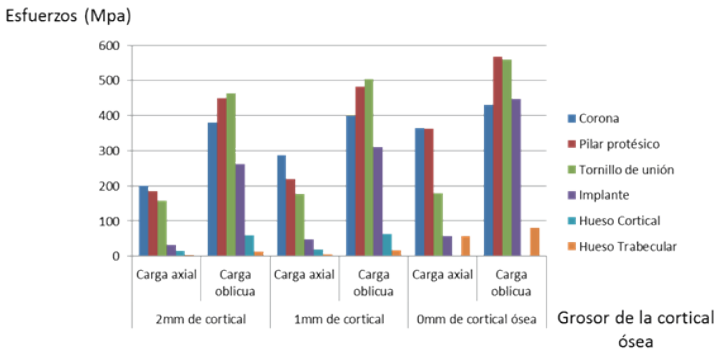


Figura 6.22 Gráfico comparativo de los esfuerzos Von Mises según el grosor del hueso cortical.

En los casos de ausencia de hueso cortical, se pudo apreciar un aumento significativo de los valores de esfuerzo en el hueso trabecular, superando inclusive su valor de resistencia a la fluencia tanto para carga oblicua como ante carga axial. Esto puede explicarse debido a las propiedades mecánicas del hueso trabecular que responden a las características de menor densidad y más vascularización.

Según Chuang et al. (2002), quienes realizaron un estudio sobre los factores de riesgo en implantología, la calidad y cantidad de hueso son calificadas como los factores más influyentes en las tasas de éxito de los tratamientos con implantes dentales. Por lo general, la mandíbula tiene una densa y más gruesa capa de cortical que el maxilar superior, que suele presentar una capa cortical más delgada y un hueso trabecular más poroso, por lo que las tasas de fracaso de implantes dentales son mayores en el maxilar superior (Misch, 2007).

6.2.8 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 oseintegración 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 Tabla 6.15 presenta el número de nodos y elementos utilizados para el implante de titanio y de zirconio, la Tabla 6.16 presenta los resultados para cada caso y la Figura 6.23 permite apreciar gráficamente el similar comportamiento entre implante dental de titanio y de zirconio ante cada una de las cargas impuestas.

Tabla 6.15 Número de nodos y de elementos variando el material del implante.

Implante dental	Número de Nodos		Número de Elementos	
	Carga axial	Carga oblicua	Carga axial	Carga oblicua
Implante de Titanio	279645	249637	188574	159005
Implante de Zirconio	254324	296732	190125	180498

Tabla 6.16 Esfuerzos máximos en MPa variando el material del implante.

Esfuerzo Máximo (MPa)				
	Implante de Titanio		Implante de Zirconio	
	Carga axial	Carga oblicua	Carga axial	Carga oblicua
Corona	200	380	250	492,5
Pilar protésico	185	450	198,4	758
Tornillo de unión	157,3	464	-	-
Implante	32,8	262,7	41,2	267,4
Hueso Cortical	14	58,8	15	57
Hueso Trabecular	2,8	12,5	2,7	13,4

Considerando que los resultados son similares para ambos materiales y considerando que el tornillo de unión es un elemento que clínicamente ha reportado fallas por fractura en la literatura, se podría inferir que los implantes de zirconio, al no tener esta pieza, ofrecen una ventaja desde el punto de vista biomecánico (Uzcátegui et al., 2012). Sin embargo, no hay suficientes trabajos ni estadísticas que demuestren, hasta ahora, el éxito a largo plazo de estos implantes y por esta razón, junto con las desventajas antes mencionadas, no se ha generalizado su uso hasta el momento.

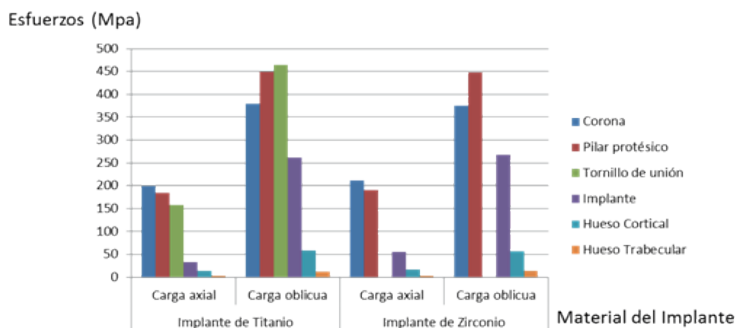


Figura 6.23 Gráfica de concentración de esfuerzos en cada pieza del modelo al variar el material del implante.

6.2.9 Diseño final

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 (Figura 6.24):

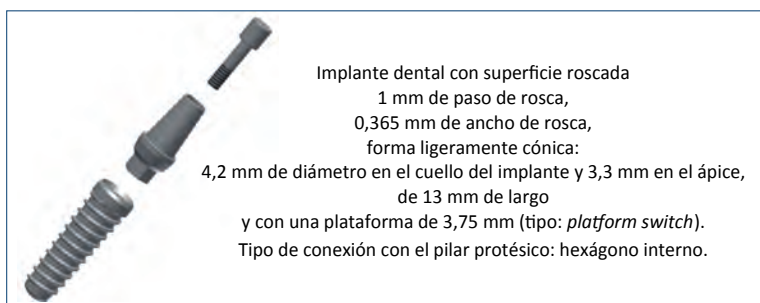


Figura 6.24 Características finales del implante dental propuesto.

En la Figura 6.25 se pueden apreciar gráfica y numéricamente los resultados del implante dental finalmente diseñado.

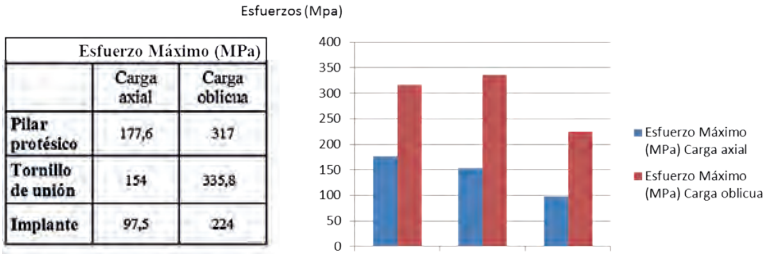


Figura 6.25 Tabla y gráfica de esfuerzos máximos en el sistema de implante dental propuesto ante cargas axial y oblicua.

Al comparar los resultados aquí obtenidos con los valores de la Tabla 5.1, 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 densos (O’Sullivan et al., 2000). 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 micromovimientos del pilar protésico y permitiendo restauraciones protésicas estéticas.

7

**ESTUDIO DE FATIGA PARA IMPLANTES
DENTALES**

7.1 Metodología para el estudio de fatiga

Una vez evaluados los esfuerzos que actúan en cada una de las partes del modelo en sus distintas variantes y una vez comparados con el esfuerzo de fluencia de cada material empleado y con publicaciones previas relacionadas, se definió el diseño final con los parámetros que presentaron el mejor comportamiento y se procedió a hacer un estudio de fatiga. Este tipo de análisis se realiza considerando que el estado cíclico de cargas puede llevar a la falla del dispositivo, incluso alcanzando valores máximos de esfuerzo que se encuentren por debajo de la resistencia última del material y hasta por debajo del límite elástico del mismo.

Para emular el ensayo experimental de fatiga, se simuló un estudio de esfuerzo-vida por medio del programa computacional ANSYS Workbench después de exportar la geometría del dispositivo y construir virtualmente y en 3D, el montaje establecido por la norma ISO:14801 (2007) con el objetivo de verificar que los componentes del sistema de implante dental aquí propuesto logran una vida útil mayor a 5×10^6 ciclos.

En la Figura 7.1 se muestra la instalación del implante dental endoóseo siguiendo la norma ISO, ubicándolo en la base de anclaje (cuyo módulo de elasticidad debe ser mayor a 3GPa), a una distancia de $3,0 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm}$ entre el cuello del implante y el hueso, con un ángulo de montaje de $30^\circ \pm 1^\circ$ 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.

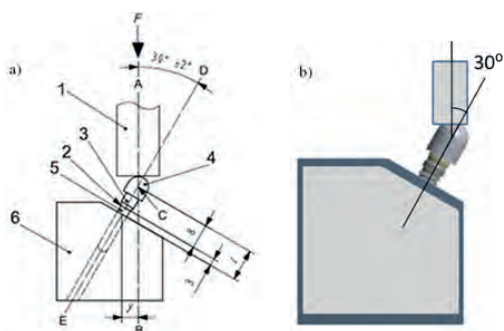


Figura 7.1 Montaje del ensayo de fatiga. a) Diagrama esquemático del montaje experimental de la norma ISO:14801 (2007), b) Modelo en 3D de la simulación a fatiga en ANSYS.

La curva referencia de Wöhler de la aleación de titanio (Ti-6Al-4V) que establece las propiedades de fatiga del material (Figura 7.2), se utilizó para comparar la curva SN de fatiga del sistema implantológico propuesto.

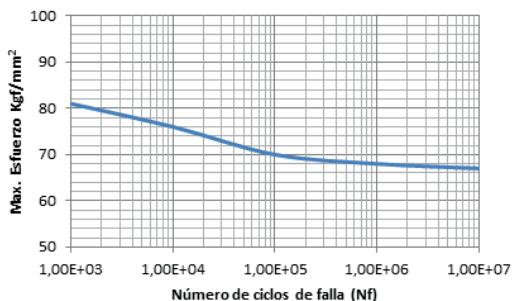


Figura 7.2 Diagrama SN o de esfuerzo-vida de la aleación de titanio (Ti-6Al-4V). (Hyung-Seop, 2009).

La construcción del diagrama esfuerzo vs. ciclos permite analizar el dispositivo diseñado, cuando se imponen cargas fisiológicas simuladas, estimando el tiempo de vida útil del sistema implantológico para condiciones clínicas.

Las simulaciones a fatiga para el implante dental aquí propuesto, se llevaron a cabo realizando el mismo patrón de estudio por Hyung-Seop (2009), quien diseñó un implante dental y lo

sometió a las pruebas planteadas por la norma ISO:14801 (2007) 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 dispositivo protésico de Hyung-Seop (2009) se puede apreciar en la Figura 7.3.



Figura 7.3 Diseño del sistema implantológico BAM, (Hyung-Seop, 2009).

Hyung-Seop (2009) estimó la vida del dispositivo dental “BAM” por medio de herramientas computacionales (ANSYS Workbench) aplicando cargas unidireccionales de valores 150, 300, 400 y 500 N con un montaje semejante a la Figura 7.1a de la norma. Para el modelo mostrado en la Figura 7.3, los resultados de la vida del dispositivo en ciclos están expuestos en la Tabla 7.1.

Tabla 7.1 Vida del dispositivo BAM ante la aplicación del rango de cargas en la simulación computacional.

Fuerza Max. (N)	Fuerza Min (N)	Frecuencia (Hz)	Vida (Ciclos)	IMPLANTE BAM
500	50	14	0	
400	40	14	5460	
300	30	14	344000	
150	15	14	5,00E+06	

Luego se realizó un estudio experimental donde se construyó el prototipo del diseño BAM y se puso a prueba utilizando la máquina para ensayo de materiales MTS 810. En la Tabla 7.2 se aprecian las condiciones a fatiga y los resultados para el diseño del implante BAM.

Tabla 7.2 Condiciones del ensayo de fatiga y los resultados experimentales para el implante BAM estudiado por Hyung-Seop (2009).

Fuerza Max. (N)	Fuerza Min (N)	Frecuencia (Hz)	Vida (Ciclos)	IMPLANTE BAM
700	70	14	3600 3600	
500	50	14	-	
300	30	14	173612 208081	
250	25	14	5×10^6 5×10^6	

Posteriormente, este autor realizó una comparación entre las simulaciones computacionales y el ensayo experimental, como se muestra en la Figura 7.4.

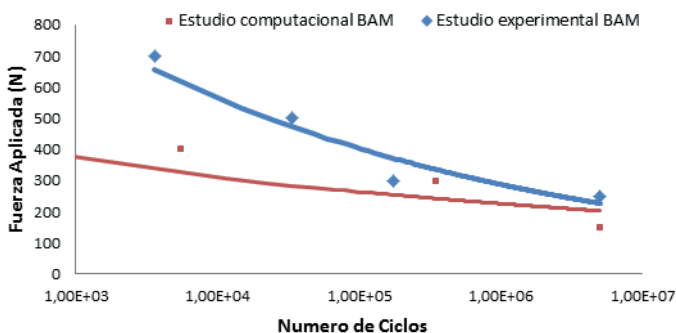


Figura 7.4 Comparación de la vida a fatiga del implante BAM según data experimental y simulación computacional. (Hyung-Seop, 2009).

Para el estudio de fatiga del implante dental que se propone en el presente trabajo, se seguirá esta misma metodología que contempla lo establecido por la norma y que además permite comparar resultados.

7.1.1 Factor de seguridad

Se utilizará el criterio de Soderberg con la finalidad de determinar la confiabilidad que posee el modelo propuesto. El criterio de Soderberg es un método conservador que establece el límite

de seguridad de un componente mecánico, entre la resistencia a la fatiga y la resistencia a la fluencia (Figura 7.5). Es un criterio empleado en materiales dúctiles y para el análisis de resistencia de piezas sometidas a tensiones fluctuantes con componente de tensión media positiva.

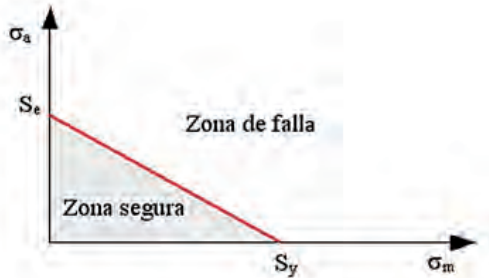


Figura 7.5 Criterio de Soderberg

La ventaja de este criterio es que protege de forma directa contra la fluencia temprana en el ciclo de carga y, en el caso estudiado, es indispensable que el dispositivo no sobrepase los límites tanto de fluencia como de fatiga, ya que de lo contrario fracasa el tratamiento implantológico (Misch, 2007). La teoría de Soderberg está determinada por la ecuación 7.1 que describe una recta compuesta por el esfuerzo alternante vs. esfuerzo medio del sistema a estudiar:

$$\frac{\sigma}{S} + \frac{\sigma}{S} = \frac{1}{N} \quad (7.1)$$

donde σ_a es el esfuerzo alternante, S_e la resistencia a la fatiga, σ_m el esfuerzo medio, S_y el esfuerzo de fluencia del material y N es el factor de seguridad, permitiendo así definir la zona en la cual el implante se encuentra seguro ante la cargas impuestas.

7.2 Resultados del estudio de fatiga

Después de realizar el montaje del implante (Figura 7.1), a través de las simulaciones computacionales se obtuvieron los resultados correspondientes a la aplicación del patrón de cargas cíclicas unidireccionales de valores 150, 300, 400 y 500N, con

una frecuencia de 14 Hz, obteniendo los valores de ciclo de vida presentados en la Tabla 7.3.

Tabla 7.3 Resultados de la vida, en ciclos del modelo propuesto.

Fuerza Max. (N)	Fuerza Min (N)	Frecuencia (Hz)	Vida (Ciclos)	
500	50	14	0	IMPLANTE INABIO
400	40	14	33413	
300	30	14	395021	
200	20	14	5×10^6	
150	15	14	5×10^6	

Los valores de la Tabla 7.3 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 5×10^6 ciclos (tiempo mínimo que establece la norma ISO).

Según las condiciones y restricciones a las cuales está sometido el sistema, los resultados de las simulaciones arrojan que los primeros elementos que podrían fallar son el tornillo de unión y el implante dental propiamente dicho, a la altura de las primeras roscas, como se aprecia en las Figuras 7.6 y 7.7. Estos resultados coinciden con lo referido por Iglesia y Arellano (2001) (Figura 4.13).

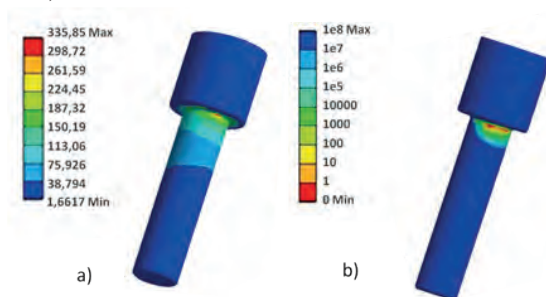


Figura 7.6 Zona crítica de falla en el tornillo de unión ante una carga de 500N. a) Distribución de esfuerzos de Von Mises en MPa. b) Vida en ciclos del dispositivo.

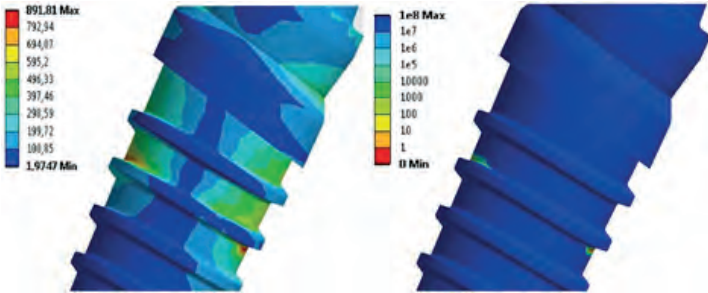


Figura 7.7 Zona crítica de falla en el implante ante una carga de 500N. a) Distribución de esfuerzos de Von Mises en MPa. b) Vida en ciclos del dispositivo.

La Figura 7.8 muestra la comparación gráfica entre el modelo de implante dental propuesto en este trabajo y el dispositivo BAM, analizado por Hyung-Seop (2009), apreciándose un comportamiento similar en ambos implantes.

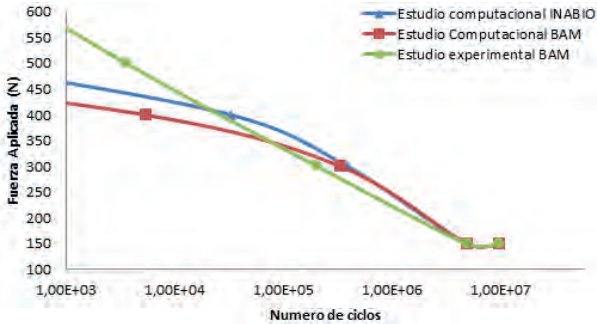


Figura 7.8 Resultados y comparación entre el sistema propuesto en el INABIO y el dispositivo BAM, aproximando los datos a una curva de tendencia.

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 sollicitaciones 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 7.9 se presenta un diagrama de esfuerzos

máximos según el número de ciclos, lo cual permite estimar el tiempo de vida útil del implante.

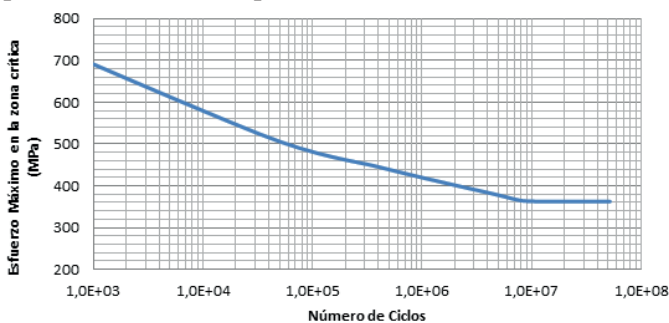


Figura 7.9 Diagrama del esfuerzo máximo presente en la zona crítica del dispositivo implantológico propuesto, en función del número de ciclos (ANSYS).

Considerando esta gráfica y sabiendo que el esfuerzo máximo en el tornillo de unión es de 335,85 MPa (ante carga oblicua) (ver Figura 7.6), podemos afirmar que el tiempo de vida útil estimado para esta pieza crítica es de al menos 5×10^6 ciclos, es decir al menos 5 años si se asume que una persona tiene tres episodios de comida al día de quince minutos 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 14801 (2007).

7.2.1 Criterio de Soderberg en el sistema implantológico

El factor de seguridad es el cociente entre el valor calculado de la capacidad resistente máxima de un sistema y el valor del requerimiento esperado real a que se verá sometido. Considerando que la resistencia a la fatiga (S_e) del implante, es aproximadamente igual a 360MPa (ver Figura 7.9) y el esfuerzo de fluencia (S_y) de la aleación de titanio, es igual a 880MPa, calculamos el esfuerzo alternante y el esfuerzo medio más crítico del sistema. Estas tensiones están determinadas por las ecuaciones 4.4 y 4.5, descritas en el Capítulo 4. Tomando en cuenta el tornillo de unión del sistema implantológico propuesto:

$$\sigma_a = \sigma_m = \sigma_{\max}/2 = 335,85 \text{ MPa}/2 = 167,92$$

El factor de seguridad se obtendría como:

$$\sigma_a = \sigma_m = \sigma_{\max}/2 = 335,85 \text{ MPa}/2 = 167,92$$

El factor de seguridad calculado es favorable, debido a que su magnitud refiere que el primer componente a fallar (el tornillo de unión), podrá soportar 1,5 veces el esfuerzo medio.

El estudio realizado por Kayabasy et al. (2006), quienes calcularon la vida útil o de fatiga de un implante dental utilizando elementos finitos, muestra una gráfica de factor de seguridad en función de variaciones en el apriete del sistema y al aplicar un apriete o torque de 0,01 mm, el factor de seguridad calculado fue de 1,5, siendo muy semejante al obtenido para el sistema de implante propuesto en esta investigación.

8

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

8.1 Conclusiones

En esta investigación se desarrolló 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 aplicaciones 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 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, 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 implante 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 (o elementos de frontera) resultan una herramienta indispensable 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 interface 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.

8.2 Recomendaciones

Los resultados de esta investigación sugieren la realización de las siguientes tareas o actividades futuras:

- Construir el prototipo para el implante aquí diseñado y comparar los resultados aquí obtenidos con pruebas *in vitro*.
- Considerar la influencia de las cargas ejercidas por la lengua y labios sobre el sistema de implante dental diseñado.
- Asumir, simular y estudiar el efecto de distintos grados de oseointegración y densidad ósea.
- Añadir al diseño un corte autorroscante y con efecto antirrotacional en el tercio inferior del implante dental y estudiar su efecto.
- Diseñar instrumental para la colocación de implantes dentales.
- Realizar estudios computacionales considerando torque en el implante.
- Estudiar el efecto en la oseointegración, de distintos tratamientos superficiales en el implante dental diseñado.

REFERENCIAS

- Al-Sayyed, A, Deporter D, Pilliar R, Watson P, Pharoah M, Berhane K., Carter S. Predictable crestal bone remodelling around two porous-coated titanium alloy dental implant designs. *Clinical Oral Implants Research*. 5: 131-141, 1994.
- Anusavice K. *Phillips Ciencia de los Materiales Dentales*. Elsevier. Undécima Edición. Madrid, España, 2004.
- 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*. 40 (8): 681-686, 2010.
- Ash, M. *Anatomía Dental, Fisiología y Oclusión de Wheeler*. McGraw Hill. 8a edición. Madrid, España, 2004.
- 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 Prosthet Dent*. 100:422-43, 2008.
- 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*. 98:149-158, 1990.
- Barragán L. Unidad 5: biomateriales. Recuperado el 30 de agosto de 2012 en <http://www.slideshare.net/herovalrey/biomateriales>, 2005.
- Benzing U., Gall H., Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofacial Implants*, 10: 188-198, 1995.

- Bernardes S., Amaral C., Fernandes A., Simamoto P., Domingues F. Photoelastic Analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. *Int J Oral Maxillofacial Implants*. 24 (5):781-789, 2009.
- Binon P. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutment, and laboratory analogs. *Int J Prosthodont*. 8 (2):162-178, 1995.
- 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. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 92 (6):523-530, 2004.
- Braun S., Bantleon H-P, Hnat WP. A study of bite force. Relationship to various physical characteristics, *Angle Orthod*. 65(5):367-372, 1995.
- Braun S., Hnat WP, Freudenthaler JW. A study of maximum bite force during growth and development, *Angle Orthod*. 66:261-264, 1996.
- Breme J, Biehl V. *Metallic Biomaterials*. En "Handbook of Biomaterials Properties"; (eds Black J. Hastein G), Chapman & Hall, London p.135, 1998.
- Caglar A., Bal BT, Aydin C., Yilmaz H., Ozkan S. Evaluation of stresses occurring on three different zirconia dental implants: three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 25(1):95-103, 2010.
- Canullo L., Rasperini G. Preservation of peri-implant soft and hard tissues using platform switching of implants placed in immediate extraction sockets: a proof-of-concept study with 12- to 36-month follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 22(6):995-1000, 2007.
- Castro, R. Biomecánica del tejido óseo. Recuperado el 15 de julio de 2012 en <http://www.slideshare.net/leconca/5-biomecánica-del-hueso>, 2009.

- Cerrolaza, M. *El método de los elementos finitos para ingeniería y ciencias aplicadas: teoría y programas*. Ed. Consejo de Desarrollo Científico y Humanístico, UCV, Caracas, 2006.
- Chuang S., Wei L., Douglass C., Dodson T. Risk Factors for Dental Implant Failure: A Strategy for the Analysis of Clustered Failure-time Observations. *J Dent Res*. 81: 572-577, 2002.
- 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 Prosthet Dent*. 104 (5), 2010.
- 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*. 29:565-74, 2002
- Conrado, A. *Tratamiento de superficies sobre titanio comercialmente puro para la mejora de la osteointegración de los implantes dentales*. Tesis Doctoral. Universidad Politécnica de Catalunya. Barcelona, 2007.
- 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*. 6 (2):59-64, Autumn, 2009.
- Dean J., Throckmorton G., Ellis E. A preliminary study of maximum voluntary bite force and jaw muscle efficiency in preorthognathic surgery patient, *J Oral Maxillofac Sur*. 50:1284-1288, 1992.
- Díaz-Romeral P., López E., Veny T., Orejas J. Materiales y técnicas de impresión en prótesis fija. *Cient Dent*; 4;1:71-82, 2007.
- Duarte V., González Y., Cerrolaza M. Boundary element simulation of bone tissue, *J.Biomed. Eng. & Tech*. 5(2):211-228, 2011.

- Elias C., Rocha F., Nascimento A., Coelho P. Influence of implant shape, surface morphology, surgical technique and bone quality on the primary stability of dental implants. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 16: 169-180, 2012.
- Ellingsen J., Thomsen P., Lyngstadaas P. Advances in dental implant materials and tissue regeneration. *Periodontology 2000*. 41: 136-156, 2006.
- 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 Prosthet Dent*. 91:144-50, 2004.
- Estefanous E., Oates T., Ellingsen J., Neppalli K. Status Update: "Short Implants" Outcomes. *Int J Oral Maxillofacial Implants*. 25 (3):444-446, 2010.
- Gardner D. Platform switching as a means to achieving implant esthetics. *N Y State Dent J*. 71(3):34-37, 2005.
- Goldstein, S.A. The mechanical properties of trabecular bone: dependence on anatomic location and function. *J. Biomech*. 20:1055, 1987.
- 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*. 24(5): 866-876, 2009.
- 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. *Journal of Biomechanics*. 36: 1247-1258, 2003.
- Himmlova L., Dostalova T., Kacovsky A., Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 91: 20-25, 2004.

- Holst S., Geiselhoeringer H., Wichmann M., Holst A. The effect of provisional restoration type on micromovement of implants *J Prosthet Dent.* 100:173-182 2008.
- Hürzeler M., Fick S., Zuhr O., Wachtel H. Peri-implant bone level around implants with platform-switched abutments: preliminary data from a prospective study. *J Oral Maxillofac Surg.* 65:33-39, 2007
- Hyung-Seop H. *Design of new root-form endosseous dental implant and evaluation of fatigue strength using finite element analysis.* Thesis Dissertation. University of Iowa, 2009.
- Iglesia M., Arellano A. Extracción de fragmento de tornillo de fracturado intra-implante. A propósito de un caso. *Rev. Esp. Odontostomatología de implantes.* 9 (4): 201-207, 2001.
- ISO 10451: Dental implant systems-Contents of technical file, 2002.
- ISO 14801: Dentistry-Implants-Dynamic fatigue test for endosseous dental implants 2007.
- Kasemo B., Lausamaa J. Biomaterial and implant surfaces: A surface science approach. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 3:247-259, 1993.
- Kayabaşı O., Yüzbasioğlu E., Erzincanl F. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Advances in Engineering Software.* 37 (10): 649-658, 2006.
- 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.* 40 (7): 474-478, 2009.
- Lazarra R., Porter S. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 26 (1):9-17, 2006.

- 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.* 5(3):156-165, 2010.
- 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.* 94 (4): 377-380, 2005.
- Lekholm U., Zarb G. Patient selection and preparation, en Brånemark P-I, Zarb G.A, Albrektsson T. Tissue-Integrated Prosthesis: Osseointegration in Clinical Dentistry. *Quintessence*, Chicago, p.128-135, 1985.
- Lewis S., Llamas D., Avera S. The "UCLA6 abutment, a four years review. *J Prosthet Dent.* 67 (4): 509-515, 1992.
- Maeda Y., Satoh T., Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-aditament connections: a short communication. *Journal of Oral Rehabilitation.* 33 (1):75-78, 2006.
- Martínez G., Cerrolaza M. A bone adaptation integrated approach using BEM, *Eng. Anal. Bound. Elem.* 30:107-115, 2006.
- Misch C. Cantilever length and its relationship to biomechanical stress. In *Misch Implant Institute manual*, Pittsburgh, 1990.
- Misch C. *Contemporary Implant Dentistry*, 2a ed., St Louis, Mosby, 1999.
- Misch C. *Prótesis dental sobre implantes*. Elsevier Mosby. Madrid-España, 2007.
- Momen A., Ibrahim H., Atieh A. Platform Switching for Marginal Bone Preservation Around Dental Implants: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Periodontology.* 81 (10): 1350-1366, 2010.
- Nordin T., Jonsson G., Nelvig P., Rasmusson L. The use of a conical fixture design for fixed partial prostheses. A preliminary report. *Clinical Oral Implants Research.* 9: 343-347, 1998.

- 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*. 9: 91-99, 1998.
- Oliva J., Oliva X., Oliva J. Implantes de zirconia y restauraciones cerámicas completas para la sustitución estética de los incisivos centrales del maxilar superior. *The European Journal of Esthetic Dentistry*. 1 (2):120-131, 2008.
- Oñate, E. *Cálculo de Estructuras por el Método de los Elementos Finitos*. Centro Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería, Barcelona, España, 1992.
- 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*. 2 (2), 85-92, 2000.
- Palmer R., Palmer P., Smith B. A 5-year prospective study of Astra single tooth implants. *Clinical Oral Implants Research*. 11: 179-182, 2000.
- Pellizzer E., Tonella B., Ferraco R., Falcon-Antenucci R., De Carvalho P., Goiato M. Photoelastic analysis of cemented or screwed implant-supported prostheses with different prosthetic connections. *The Journal of Oral Implantology*. 16: 1-19, 2010.
- Pérez S. Consideraciones para la toma de impresión de prótesis sobre implantes. *Acta Odontológica Venezolana*. 46 (3):1-6, 2008.
- Pessoa R., Vaz L., Marcantonio E., Vander Sloten J., Duyck J., Jacques S. Biomechanical evaluation of platform switching in different implant protocols: computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 25(5):911-919, 2010.
- Piña M. Física en la medicina: Biomateriales. Recuperado el 26 de agosto de 2012 en <http://escuela.med.puc.cl/publ/anatomia-patologica/12osteoartricular/12osea.html>, 1998.

- Qian L., Todo M., Matsushita Y., Koyano K. Finite Element Analysis of Bone Resorption Around Dental Implant. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*. 4 (3): 365-376, 2009.
- 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*. 97:85-92, 2007.
- Schenk R, Buster D. Osseointegration: a reality. *Periodontology* 2000. 17: 22-35, 1998.
- Sepúlveda, P. **Biomecánica de hueso**. Recuperado el 10 de agosto de 2012, <http://www.slideshare.net/opazomed/elastic2>, 2010.
- Sevimay M, Turhan F, Kilicarslan Ma, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent*. 93(3): 227-34, 2005.
- Shen W., Chen C., Hsu M. Influence of implant collar design on stress and strain distribution in the crestal compact bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 25 (5):901-910, 2010.
- Siebers M., Brugge P., Walboomers X., Jansen J. Integrins as linker proteins between osteoblasts and bone replacing materials. A critical review. *Biomaterials*. 26: 137-146, 2005.
- Siegele D., Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 4: 333-340, 2004.
- Silva W., Lameiras F., Lobato Z. Biological reactivity of zirconia-hydroxyapatite composites. *J Biomed Mater Res*. 63: 583-590, 2002.
- Spiekermann H. *Atlas de Implantología*. Editorial Mason. Barcelona-España, 1995.

- Stegarioiu, R., Kusakari, H., Nishiyama, S., Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3 dimensional finite element analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 10: 188-198, 1998.
- Tada S., Stegarioiu R., Kitamura E. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a3-dimensional finite element analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 18:357-368, 2003.
- Tawil G., Aboujaoude N., Younan R. Influence of prosthetic parameters on survival and complication rates of short implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 21: 275-282, 2006.
- Turner, M.J; Clough, R.W.; Martin, H.C and Topp, L.J. Stiffness and deflection analysis of complex structures, *J. Aero.Sci.* 23:805-823, 1956.
- Uzcátegui G. *Propuesta y diseño de un implante dental usando elementos finitos*. Tesis MSc, Instituto Nacional de Bioingeniería, UCV, Caracas, 2013.
- Uzcátegui G., Dávila E., Cerrolaza M. *Comparación del comportamiento biomecánico de un diseño de implante dental de titanio y zirconia* en: Avances en Simulación Computacional y Modelado Numérico. XI Congreso Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería y Ciencias Aplicadas, 2012.
- Uzcátegui G., Cerrolaza M. Distribution effect of implant shape, thread pitch, abutment angulation and loading angle on stress distribution in jawbone. *10th World Congress on Computational Mechanics*, Sao Paulo, Brasil, 2012.
- Van Eijden T. Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment, *ArchOral Biol*. 36:535-539, 1991.

- Van Rossen I., Braak L., De Putter C., De Groot K. Stress absorbing elements in dental implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 64: 198-205, 1990.
- Yuehwei A. *Biomechanical properties of bone*. CRC Press. Library of Congress. QP88.2M424, 2000.
- Williams K., Watson C., Murphy W., Scot J., Gregory M., Sinobad D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Quintessence International*. 21(7): 563-70, 1990.
- Wolff, J. *The law of bone remodeling*, Springer-Verlag., Berlín (traducido por P.Marquet y R. Furlong), 1986.
- Wu S., Lee C., Fu P., Lin S. The effects of flute shape and thread profile on the insertion torque and primary stability of dental implants. *Medical Engineering & Physics*. 34: 797-805, 2012.
- Zárate J. Relación microestructura-propiedades mecánicas y térmicas de compositos de circonia-alúmina, *Revista Mexicana de Física* 50, suplemento. 1: 54-56, 2004.
- Zeynep Ö., Ender K. Zirconia Dental Implants: A Literature Review. *Journal of Oral Implantology* .37 (3): 367-376, 2011.
- Zienkiewicz O., Taylor R. *El Método de los Elementos Finitos*, Vol. 1: Formulación básica y problemas lineales. 4a Ed, Mc Graw-Hill, Barcelona, 1994.

APÉNDICE A

A.1 Breve descripción del método de elementos finitos

El MEF fue introducido por Turner, Cloug, Martin y Topp (Turner et al., 1956), quienes presentaron un trabajo, en el que trataban la solución aproximada de problemas de estado plano de tensiones, relacionados con procesos de análisis estructural de la industria aeronáutica.

El basamento del MEF consiste en la subdivisión del continuo 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 determinada resolviendo una serie de ecuaciones que definen el sistema, logrando de esta manera la comprensión y el análisis del problema planteado (Zienkiewicz y Taylor, 1994).

La malla de elementos finitos se genera sobre todo el dominio a estudiar, después de crear el modelo físico que representa el fenómeno real que se quiere analizar (Figura A.1).

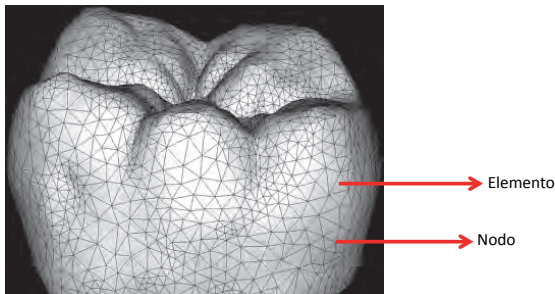


Figura A.1 Mallado de la corona de un diente (molar) para análisis por MEF.

La malla puede ser elaborada mediante diversos programas computacionales disponibles en el mercado, los cuales pueden

utilizar diferentes tipos de elementos (triangulares, de barra, cuadrados, tetraédricos, hexaédricos etc.), dependiendo de la geometría del modelo y de si su representación es en dos dimensiones o en tres dimensiones (Figuras A.2 y A.3).

A mayor número de elementos contenidos en la malla, mejor será la aproximación a la geometría real.

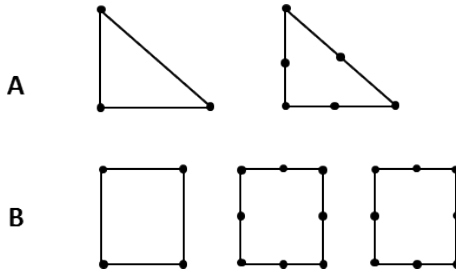


Figura A.2 Elementos triangulares (A) y cuadriláteros (B).

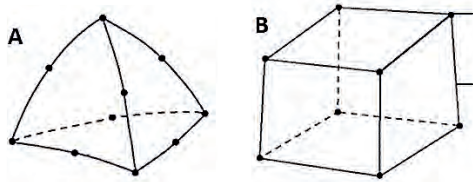


Figura A.3 (A) Elemento tetraédrico y (B) hexaédrico.

Este método está basado en el principio de los trabajos virtuales, donde se desarrolla un modelo de desplazamientos común para los elementos finitos que conforman el dominio a estudiar. Dicho principio establece que una estructura está en equilibrio, bajo la acción de un sistema de fuerzas externas, si al imponer a las mismas unos desplazamientos virtuales arbitrarios, compatibles con las condiciones en los apoyos, el trabajo realizado por las fuerzas externas sobre los desplazamientos virtuales, es igual al trabajo que realizan los esfuerzos sobre las deformaciones producidas por los desplazamientos virtuales (Oñate, 1992; Cerrolaza, 2006).

Una vez dividido el dominio del modelo en un conjunto de elementos, son utilizadas funciones de forma (funciones polinómicas) con las cuales se interpola el campo de desplazamiento de cada elemento. Luego, mediante las relaciones de compatibilidad (deformación-desplazamiento), se pueden expresar las deformaciones de un elemento genérico en función de sus desplazamientos. Posteriormente, usando las ecuaciones de comportamiento del material, se pueden relacionar los esfuerzos con las deformaciones del elemento, logrando así determinar la distribución de tensiones en un modelo a partir de un sistema de fuerzas externas y sus condiciones de borde.

Una vez generada la malla y con la finalidad de mejorar la precisión de los resultados, existen en general dos técnicas para el refinamiento de malla:

1. Técnica h -adaptativa: se refina la malla mediante generación de nuevos elementos, con las mismas funciones de interpolación de los elementos originales pero de menor tamaño.
2. Técnica p -adaptativa: la malla es refinada utilizando los mismos elementos originales, aumentando el orden (p) del polinomio utilizado para definir las funciones de interpolación del elemento. Al aumentar p , aumenta el número de nodos.

También se pueden combinar ambas técnicas (Zienkiewicz y Taylor 1994).

El análisis de sensibilidad de la malla involucra la relación entre las variables de diseño disponible para los ingenieros y las respuestas estructurales o estados variables que son determinados por las leyes de la mecánica. Este análisis permite determinar el comportamiento de una estructura si se cambia la magnitud de cierta variable.

A.2 Ecuaciones básicas del método de elementos finitos

El elemento hexaédrico se define por ocho nodos i, j, k, l, m, n, o, p y por líneas rectas. Aproximando los desplazamientos \mathbf{u} , por medio de la ecuación A.1

$$\mathbf{u} \approx \hat{\mathbf{u}} = \sum N_i \mathbf{a}_i^e = \left[N_i, N_j, N_k, \dots \right] \left\{ \begin{array}{c} \mathbf{a}_i \\ \mathbf{a}_j \\ \mathbf{a}_k \\ \vdots \end{array} \right\}^e = \mathbf{N} \mathbf{a}^e \quad (\text{A.1})$$

Donde \mathbf{a}_i son las variables a determinar en los nodos (vector formado por desplazamientos) y N_i son las funciones de interpolación (funciones de forma). En el caso particular de la tensión en el espacio tridimensional:

$$\mathbf{u} = \{u(x, y, z) \quad v(x, y, z) \quad w(x, y, z)\} \quad (\text{A.2})$$

representa los movimientos en las tres direcciones de un punto cualquiera de un elemento e y los correspondientes desplazamientos en el nodo i .

$$\mathbf{a}^e = \{u_i \quad v_i \quad w_i\}^e \quad (\text{A.3})$$

Las funciones $N_i, N_j, N_k, N_l, \dots$ han de escogerse de manera que al sustituir en la ecuación (A.1) en las coordenadas de los nodos, se obtengan los correspondientes desplazamientos nodales, por lo cual toman los valores:

$$\begin{aligned} N_i(x_i, y_i, z_i) &= 1 && \text{(matriz identidad)} \\ N_i(x_j, y_j, z_j) &= N_i(x_k, y_k, z_k) = 0, \text{ etc.} && \text{(matriz nula)} \end{aligned} \quad (\text{A.4})$$

Una vez conocidos los desplazamientos para todos los puntos del elemento pueden determinarse las deformaciones (ϵ) en función de los desplazamientos y mediante las ecuaciones de compatibilidad. De forma matricial se puede escribir:

$$\epsilon = \mathbf{S} \mathbf{u} \quad (\text{A.5})$$

Donde **S** es el siguiente operador lineal:

$$\varepsilon = \begin{Bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \varepsilon_z \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{yz} \\ \gamma_{xz} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \frac{\partial u}{\partial x} \\ \frac{\partial v}{\partial y} \\ \frac{\partial w}{\partial z} \\ \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \\ \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \\ \frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial x} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{\partial}{\partial y} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial}{\partial z} \\ \frac{\partial}{\partial y} & \frac{\partial}{\partial x} & 0 \\ 0 & \frac{\partial}{\partial z} & \frac{\partial}{\partial y} \\ \frac{\partial}{\partial z} & 0 & \frac{\partial}{\partial x} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u \\ v \\ w \end{Bmatrix} = \mathbf{S} \mathbf{u} \quad (\text{A.6})$$

Sustituyendo la ecuación (A.5) se tiene:

$$\varepsilon = \mathbf{S} \mathbf{N} \mathbf{a} = \mathbf{B} \mathbf{a} \quad (\text{A.7})$$

conocidas las funciones de interpolación $N_i, N_j, N_k, N_l, \dots$, es fácil obtener la matriz **B**, que relaciona las deformaciones con los desplazamientos de los nodos.

$$\mathbf{B} = \sum_{i=1}^n \mathbf{B}_i = \sum_{i=1}^n \begin{bmatrix} \frac{\partial N_i}{\partial x} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{\partial N_i}{\partial y} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial N_i}{\partial z} \\ \frac{\partial N_i}{\partial y} & \frac{\partial N_i}{\partial x} & 0 \\ 0 & \frac{\partial N_i}{\partial z} & \frac{\partial N_i}{\partial y} \\ \frac{\partial N_i}{\partial z} & 0 & \frac{\partial N_i}{\partial x} \end{bmatrix} \quad (\text{A.8})$$

y \mathbf{B}_i es la matriz de deformación del elemento para un nodo i .

Las tensiones se relacionan con las deformaciones por medio de la ley de Hooke. Considerando además que el sistema puede tener tensiones residuales σ_0 y deformaciones iniciales ε_0 , la ecuación que describe este comportamiento es:

$$\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{D}(\boldsymbol{\varepsilon} - \boldsymbol{\varepsilon}_0) + \boldsymbol{\sigma}_0 \quad (\text{A.9})$$

Donde \mathbf{D} es la matriz de elasticidad que contiene las propiedades del material y $\boldsymbol{\sigma}$ es el vector de tensiones que se expresa como:

$$\boldsymbol{\sigma} = \left\{ \sigma_x \quad \sigma_y \quad \sigma_z \quad \tau_{xy} \quad \tau_{yz} \quad \tau_{xz} \right\}^T \quad (\text{A.10})$$

Para un medio isotrópico, la matriz \mathbf{D} puede definirse en función de sus constantes usuales módulo de Young (E) y del coeficiente de Poisson (ν).

$$\mathbf{D} = \frac{E(1-\nu)}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1 & \frac{\nu}{(1-\nu)} & \frac{\nu}{(1-\nu)} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & \frac{\nu}{(1-\nu)} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} \end{bmatrix} \quad (\text{A.11})$$

Si definimos \mathbf{q}^e como las fuerzas que actúan en los nodos, éstas deben equilibrarse con las tensiones en el contorno y las fuerzas distribuidas \mathbf{b} que actúan en el elemento. Estas fuerzas tienen el mismo número de componentes que el desplazamiento nodal correspondiente, por tanto

$$\mathbf{q}_i^e = \{U_i \quad V_i \quad W_i\}^e \text{ y } \mathbf{b} = \{b_x \quad b_y \quad b_z\} \quad (\text{A.12})$$

Para cualquier desplazamiento virtual se puede escribir:

$$\mathbf{q}^e = \int_{V^e} \mathbf{B}^T \boldsymbol{\sigma} dV - \int_{V^e} \mathbf{N}^T \mathbf{b} dV \quad (\text{A.16})$$

Esta expresión es válida para cualquiera que sea la relación entre tensiones y deformaciones, y representa la ecuación de equilibrio para un elemento:

$$\mathbf{q}^e = \mathbf{K}^e \mathbf{a}^e + \mathbf{f}^e \quad (\text{A.17})$$

donde se define la matriz de rigidez como:

$$\mathbf{K}^e = \int_{V^e} \mathbf{B}^T \mathbf{D} \mathbf{B} dV \quad (\text{A.18})$$

y los vectores de carga asociados:

$$\mathbf{f}^e = - \int_{V^e} \mathbf{N}^T \mathbf{b} dV - \int_{V^e} \mathbf{B}^T \mathbf{D} \boldsymbol{\varepsilon}_0 dV + \int_{V^e} \mathbf{B}^T \boldsymbol{\sigma}_0 dV \quad (\text{A.19})$$

Esta última expresión representa las fuerzas másicas, las deformaciones iniciales y las tensiones iniciales. Cuando se resuelve el problema en su totalidad las fuerzas internas se cancelan y es necesario considerar una carga por unidad de superficie \mathbf{t} aplicada al sistema completo, por lo que el vector de fuerzas equivalentes toma la forma:

$$\mathbf{f} = - \int_V \mathbf{N}^T \mathbf{b} dV - \int_A \mathbf{N}^T \mathbf{t} dA - \int_V \mathbf{B}^T \mathbf{D} \boldsymbol{\varepsilon}_0 dV + \int_V \mathbf{B}^T \boldsymbol{\sigma}_0 dV \quad (\text{A.20})$$

y la matriz de rigidez se obtiene como:

$$\mathbf{K} = \int_V \mathbf{B}^T \mathbf{D} \mathbf{B} dV \quad (\text{A.21})$$

resultando la ecuación matricial clásica que es necesario resolver en cualquier análisis de elementos finitos:

$$\mathbf{K} \mathbf{a} = \mathbf{f} \quad (\text{A.22})$$

La matriz de rigidez para un medio continuo elástico está dada por la ecuación A.22. Esta matriz tiene la propiedad de ser diagonal en bloques, donde cada bloque es la matriz de rigidez elemental. Computacionalmente esta propiedad permite trabajar de manera eficiente la solución del sistema por métodos iterativos.