

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN

FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA

DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSTGRADO



DESARROLLO DE UN SIMULADOR DENTAL UNIAXIAL,
SIMULACION POR ELEMENTO FINITO Y
ESTUDIO IN-VITRO DE IMPLANTES DENTALES

POR

GEO ROLANDO CONTRERAS HERNANDEZ

T E S I S

EN OPCIÓN AL GRADO DE MAESTRO EN CIENCIAS DE LA
INGENIERÍA MECÁNICA CON ESPECIALIDAD EN MATERIALES

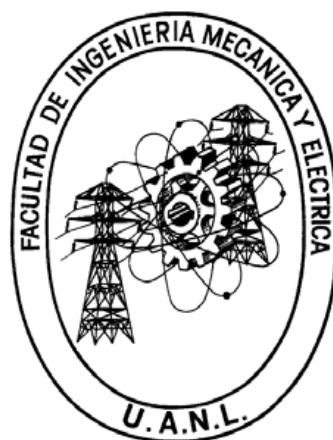
CIUDAD UNIVERSITARIA

FEBRERO DE 2009

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN

FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA

DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSTGRADO



DESARROLLO DE UN SIMULADOR DENTAL UNIAXIAL,
SIMULACION POR ELEMENTO FINITO Y
ESTUDIO IN-VITRO DE IMPLANTES DENTALES

POR

GEO ROLANDO CONTRERAS HERNANDEZ

T E S I S

EN OPCIÓN AL GRADO DE MAESTRO EN CIENCIAS DE LA
INGENIERÍA MECÁNICA CON ESPECIALIDAD EN MATERIALES

CIUDAD UNIVERSITARIA

FEBRERO DE 2009

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSTGRADO

Los miembros del comité de la tesis recomendamos que la tesis “**Desarrollo de un Simulador Dental Uniaxial, Simulación por Elemento Finito y Estudio In-Vitro de Implantes Dentales**” realizada por el Ing. Geo Rolando Contreras Hernández sea aceptada para su defensa como opción al grado de Maestro en Ciencias de la Ingeniería Mecánica con especialidad en Materiales

El Comité de Tesis

Asesor

Dr. Marco A.L. Hernández Rodríguez

Coasesor

Dr. Alberto Pérez Unzueta

Coasesor

Dr. Arturo Juárez Hernández.

Vo. Bo.

Dr. Moisés Hinojosa Rivera

San Nicolás de los Garza, N. L., Febrero de 2009

DEDICATORIA

A mi familia

AGRADECIMIENTOS

A mis padres, gracias por estar conmigo, por compartir mis alegrías; por ayudarme y apoyarme en todo lo que hago.

A mis Hermanos, Denisse y Adrian, que son parte de mi vida, y espero ser un ejemplo de trascendencia para ellos, les deseo que logren sus metas.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología por el apoyo económico brindado, el cual es una motivación para el desarrollo de la investigación en el México.

A la Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica y a la Universidad Autónoma de Nuevo León.

A mi asesor de tesis, Dr. Marco Antonio Loudovic Hernández Rodríguez a quien le agradezco todo el apoyo brindado, sus consejos, su confianza, y sobre todo, su gran amistad.

Al Dr. Hermes López Dávila por su valiosa participación en el proyecto en todos los sentidos, además de brindarme su apoyo, sus consejos, su confianza, su tiempo y su amistad.

Al Dr. Alberto Pérez Unzueta por su participación en el proyecto, además de brindarme su apoyo, confianza y amistad.

Al Dr. Arturo Juárez y por su valiosa participación en el proyecto, además de brindarme su apoyo, confianza y amistad.

A todos y cada uno de los doctores con quienes lleve clase durante mis cursos de maestría, les agradezco por todas las enseñanzas y el apoyo brindado.

Al Dr. Hector Cruz por su ayuda, a mis compañeros y amigos del DIMAT Yaneth, Hilary, VIH, Diabb, Edgar, Lampazos, Javier Ortega, Miguel, Cindy, Mario, Jorge Castillo, Jorge Gzz., Vladimir, Nasser, Dany, Diana, Dimas y todos los que de alguna u otra forma me ayudaron, enseñaron y aconsejaron para realizar este trabajo.

El esfuerzo y la perseverancia logran el éxito...

PRÓLOGO

En la actualidad ha aumentado la necesidad de reemplazar una o varias piezas dentales además de mejorar aspectos estéticos del paciente, la odontología se ha encargado de desarrollar tecnología dental con la ayuda de otras disciplinas como la ciencia de los biomateriales y la biomecánica.

La restauración de piezas dentales mediante implantes, además de restaurar la función de masticación natural adecuada de los alimentos coadyuda a mejorar el aspecto del paciente, resultando en una mejor calidad de vida.

El número por año de mordidas aproximadamente en un paciente asciende a 250,000 ciclos. Esto demanda resistencia a la fatiga del material así como a una buena oseointegración del implante. Una de las causas principales de este tipo de implantes es la fractura por fatiga debida al aflojamiento del tornillo que se fija en el implante y el cual sirve como asiento para fijar la corona.

La contribución del presente estudio, refleja claramente el aporte tecnológico con el desarrollo de un simulador de masticación (MASTIC-FIME I), así como el desarrollo de una metodología para obtener propiedades de materiales y de diseños de nuevos implantes.

HLD

ÍNDICE

RESUMEN

CAPÍTULO 1 INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO 2 ANTECEDENTES	4
2.1 La masticación humana	4
2.1.1 Biomecánica del movimiento mandibular	6
2.1.2 Estructura en la cual actúan los materiales: El diente	12
2.1.3 Fisiología del sistema masticatorio	14
2.1.4 Contactos dentarios durante la masticación	19
2.1.5 Fuerzas de masticación	21
2.2 Implantes dentales de titanio	25
2.2.1 Historia	25
2.2.2 Definición de implante dental	29
2.2.3 Estructura	30
2.2.4 Características y tipos	33
2.2.5 El titanio	37
2.2.5.1 Historia	37
2.2.5.2 Propiedades físicas y químicas del titanio	38
2.2.5.3 Características de las aleaciones de titanio	39
2.2.5.4 El titanio y sus aleaciones	41
2.2.5.5 Microestructuras	43
2.2.6 La fatiga	45

2.2.6.1 Características generales	45
2.2.6.2 Tensiones (Esfuerzos) cíclicas	47
2.2.6.3 La curva S-N o de Wöhler	48
2.2.6.4 Iniciación y propagación de fisura	50
2.2.6.5 Métodos para estimación de la vida a la fatiga	52
2.3 Aplicación del Análisis de Elemento Finito (FEA) en implantología dental	54
2.3.1 Suposiciones en el uso de FEA en el sistema biomecánico implante-hueso	55
2.3.2 Geometría	56
2.3.3 Propiedades de los materiales	57
2.3.4 Condiciones de frontera	59
2.3.5 Interface hueso-implante	60
2.3.6 Geometría del implante: longitud, diámetro, y forma	61
2.4 Simuladores de masticación	62
CAPÍTULO 3 PROCEDIMIENTO EXPERIMENTAL	67
3.1 Introducción	67
3.2 Plan Experimental	67
3.3 Diseño	69
3.3.1 Diseño conceptual	69
3.3.2 Diseño a detalle	70
3.4 Descripción del Simulador MASTIC-FIME I	71
3.4.1 Sistema Motriz	73
3.4.1.1 Motoreductor	74
3.4.1.2 Subsistema de catarinas	74
3.4.1.3 Eje-Leva	74

3.4.2 Sistema de Simulación Cinemática	75
3.4.3 Sistema de Carga Variable	77
3.4.3.1 Sistema de ajuste	77
3.4.4 Sistema de Instrumentación	78
3.4.4.1 Contador electro-mecánico	78
3.5 Fabricación y ensamble de componentes	78
3.6 Preparación de las Muestras	81
3.6.1 Medición geométrica de las muestras	82
3.6.2 Diseño y fabricación de moldes	84
3.6.3 Ensamble de componentes	85
3.6.4 Montaje de muestras	86
3.7 Pruebas de evaluación y validación	88
3.8 Análisis de Elemento Finito (FEA)	88
3.8.1 Modelado en CAD	88
3.8.2 Propiedades del material	89
3.8.3 Modelado en elemento finito	90
3.8.3.1 Condiciones de carga	91
3.8.4 Análisis de fatiga	92
CAPÍTULO 4 RESULTADOS Y DISCUSION	94
4.1 Sistema Motriz	94
4.2 Sistema de Simulación Cinemática	96
4.3 Sistema de Carga	97
4.3.1 Obtención de fuerzas	99
4.4 Sistema de instrumentación	101
4.5 Medición de las muestras	102

4.6 Prueba piloto	104
4.7 Análisis de elemento finito (FEA)	105
4.7.1 Implante	106
4.7.2 Abutment	107
4.7.3 Tornillo	108
4.7.4 Predicción de vida a la fatiga	109
CAPÍTULO 5 CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	111
5.1 Conclusiones	111
5.2 Recomendaciones	113
BIBLIOGRAFÍA	114
LISTA DE TABLAS	121
LISTA DE FIGURAS	122
APÉNDICE A	127
APÉNDICE B	128
APÉNDICE C	136
APÉNDICE D	137
APÉNDICE E	138
APÉNDICE F	139
APÉNDICE G	140
APÉNDICE H	143
RESUMEN AUTOBIOGRÁFICO	144

RESUMEN

Actualmente un gran número de pacientes quienes han sufrido un problema en algunas de sus piezas dentales tienen la posibilidad reemplazarlos con un implante dental.

Los implantes dentales han mostrado ser funcionales, sin embargo aún siguen presentando incidencia de problemas de aflojamiento, fractura y pobre oseointegración.

El presente trabajo se enfoca en caracterizar el desempeño mediante elemento finito de implantes comerciales más utilizados en nuestro país, estos estudios se validaron a fatiga, para lo cual se diseñó, construyó y validó un simulador de masticación uniaxial denominado MASTIC-FIME I.

Para el presente estudio se utilizaron dos implantes IMTEC los cuales fueron caracterizados geométricamente en un microscopio óptico de medición (MOM). Posteriormente se simuló el desempeño mecánico por elemento finito utilizando el software ANSYS Workbench v.11.0. Los resultados se validaron con las pruebas in vitro realizadas en el simulador MASTIC-FIME I con parámetro de carga cíclica de 98 N siguiendo el protocolo de la norma ISO 14801.

El resultado de este estudio reveló, que el simulador MASTIC-FIME I genera condiciones de masticación válidas para el desarrollo de nuevos diseños de implantes. Herramienta validada por simulaciones de análisis por elemento finito (FEA por sus siglas en inglés: *Finite Element Analysis*) que mostraron concentraciones de esfuerzos en los hilos de la rosca del tornillo de sujeción implante-abutment, corroborando ésta el área más propensa a la fractura.

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN

En los últimos años, el éxito de los implantes dentales oseointegrados ha revolucionado la odontología. La rehabilitación con el uso de los implantes se ha convertido en una modalidad de tratamiento, con la capacidad de sustituir permanentemente los dientes que faltan en edéntulos (personas sin dientes) y parcialmente edéntulos, así como en situaciones de un solo diente que falta. Con más de tres décadas de pruebas que apoyen el uso clínico de los implantes dentales osteointegrados de titanio puro, es posible confirmar la certeza de que estos implantes son previsibles y proporciona a largo plazo la sustitución funcional de los dientes [1,2].

Los metales son utilizados como biomateriales porque tienen buenas propiedades mecánicas. Los electrones ubicados en los orbitales más externos en los metales, pueden rápidamente transferir una carga eléctrica o una energía térmica. Los electrones libres y móviles se comportan como fuerzas de enlace para mantener los iones metálicos positivos juntos. Esta atracción es fuerte porque los átomos son dispuestos de manera compacta, eso hace una densidad específicamente alta y un punto de fusión alto. Como el enlace metálico no es direccional, la posición de los iones metálicos puede ser modificada sin destruir la estructura del cristal. Eso hace que un sólido metálico pueda ser deformado elástica y plásticamente [3].

Algunos metales son utilizados como sustitutos pasivos para reemplazar tejidos duros como cadera y articulación de rodilla, como ayuda de reconstitución de fractura como placas de hueso y tornillos, dispositivo de fijación de vértebras,

implantes dentales, dado que tienen buenas propiedades mecánicas y resistencia a la corrosión.

El titanio es un elemento de transición (cuya característica es la configuración electrónica del orbital *d* parcialmente lleno de electrones, pueden formar aleaciones entre elementos de esta categoría), como el hierro, el níquel o el cobalto, cuya estructura electrónica permite que el titanio forme soluciones sólidas con muchos elementos sustitucionales, con un factor de tamaño atómico de hasta un 20%. Desde un primer momento, ha sido clasificado como metal ligero, a pesar de que su densidad de 4.51 g.cm^{-3} es casi el doble de la densidad del aluminio; debido a su excelente relación entre resistencia mecánica/densidad. Además, todos los estudios realizados muestran que la biocompatibilidad del titanio es excelente. Esta propiedad, unida a la elevada resistencia a la corrosión, lo convierten en un metal excelente para su uso en prótesis articulares, implantes dentales y en otras aplicaciones en medicina.

En las aplicaciones biomédicas, las propiedades que son las más importantes son la biocompatibilidad, resistencia mecánica, el desgaste y la corrosión. Las propiedades mecánicas dependen mucho de la microestructura. Esta dependencia es tan grande, que es una de las bases de la ciencia de los materiales para controlar las propiedades mecánicas, modificando la microestructura. En este proyecto, evaluaremos el desarrollo de un simulador de masticación uniaxial, para estudios de vida a la fatiga en implantes dentales bajo condiciones biomecánicas severas.

No es raro ver materiales que se fracturan aunque las tensiones aplicadas sean menores que las tensiones de ruptura del material. Eso pasa cuando las cargas son aplicadas y retiradas durante un gran número de ciclos. Una carga repetitiva puede producir microfracturas que se propagan poco a poco en cada ciclo. Las tensiones en el frente de la fisura son localmente incrementadas por el efecto de la carga repetida. Estas tensiones locales sobrepasan la resistencia del metal alrededor de una pequeña región, este fenómeno es responsable de la propagación progresiva de las fisuras hasta la ruptura final.

La introducción del software para diseño asistido por computadora, fabricación e ingeniería (CAD-CAM-CAE; por sus siglas en inglés), se han convertido en una alternativa cada vez más interesante en técnicas de modelado, fabricación y simulación enfocadas a mejorar los procesos y desempeño de los productos.

Objetivo

Entender y generar nuevo conocimiento sobre el papel de los factores que contribuyen al aflojamiento y fractura en implantes dentales mediante el desarrollo de un simulador de masticación en condiciones biomecánicas extremas.

Proveer información comparativa en el desempeño mecánico de implantes comerciales-universales; correlacionándolos con simulaciones de elemento finito (FEA) mediante el uso del Software ANSYS Workbench v.11.0.

Diseñar, construir y validar una máquina de masticación (“MASTIC-FIME I”), siguiendo los lineamientos propuestos en la norma ISO 14801:2007 [4].

Hipótesis

- Integrando elementos mecánicos y eléctricos, se puede reproducir la biomecánica de la masticación humana, alcanzando así una reproducción más cercana a las condiciones a las que está sometida la articulación mandibular humana durante la masticación.
- Al realizar pruebas cíclicas “in-vitro” en un simulador de masticación con determinadas condiciones biomecánicas, así como simulaciones por computadora (FEA), se obtendrá una aproximación más cercana al comportamiento mecánico de los implantes dentales.

CAPÍTULO 2

ANTECEDENTES

2.1 La masticación humana

Es preciso tener presente que los movimientos masticatorios representan la suma de la actividad de los diversos músculos, entre ellos los de la cabeza, la cara, el cuello y de los hombros, pero básicamente hablamos de los músculos de la masticación y nos referimos a los temporales, los maseteros, los pterigoideos y al digástrico [5], ver figura 2.1.

Los temporales intervienen esencialmente en el cierre de la mandíbula, que llevan a la relación céntrica. Está demostrado que estos músculos son los más activos durante el cierre y la actividad masticatoria.

En cuanto a los maseteros, su función principal consiste en cerrar la mandíbula cuando está el alimento interpuesto y lograr su trituración. Está comprobada la casi inactividad de estos músculos durante el cierre de la mandíbula cuando no hay contacto con el alimento en el área molar.

La función de los pterigoideos internos consiste en la elevación y el movimiento latero-protrusivo de la mandíbula, lo que es fundamental cuando se incide el alimento, es decir en el primer paso del ciclo masticatorio. Los pterigoideos externos deben dividirse como si fueran dos músculos, a saber, el inferior encargado de llevar el cóndilo hacia delante en movimientos de apertura, protrusivos o laterales, siempre trabajando en colaboración con el masetero y el pterigoideo interno, y el superior responsable de asentar el menisco sobre la eminencia o tubérculo del temporal en el cierre y permitir mediante su acción

que éste acompañe al cóndilo en sus excursiones (movimientos), como se explica en el punto 2.1.1.

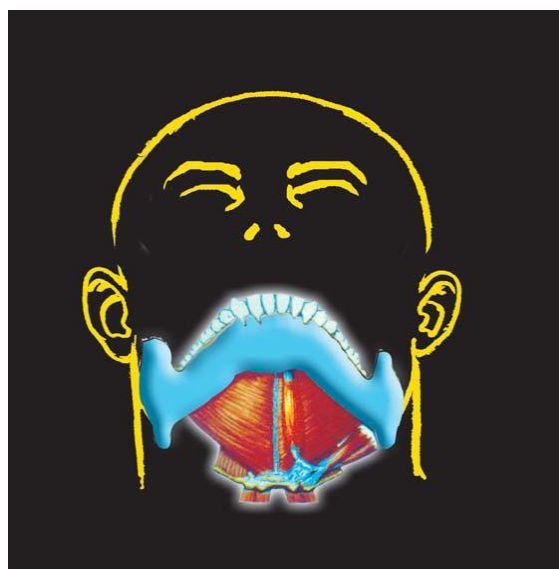
En cuanto al músculo digástrico, si bien éste es depresor de la mandíbula, ejerce su mayor actividad en la culminación del movimiento de apertura [5].



a)



b)



c)

Figura 2.1 a) Musculo temporal y masetero b) Pterigoideo interno y externo
c) Digástrico [5].

2.1.1 Biomecánica del movimiento Mandibular

La articulación temporomandibular (ATM) es la articulación que hace posible abrir y cerrar la boca. Es donde la mandíbula se articula con el hueso temporal del cráneo, delante del oído y en cada lado de la cabeza. Se utiliza al masticar, hablar, tragar, bostezar, etc (fig. 2.2).

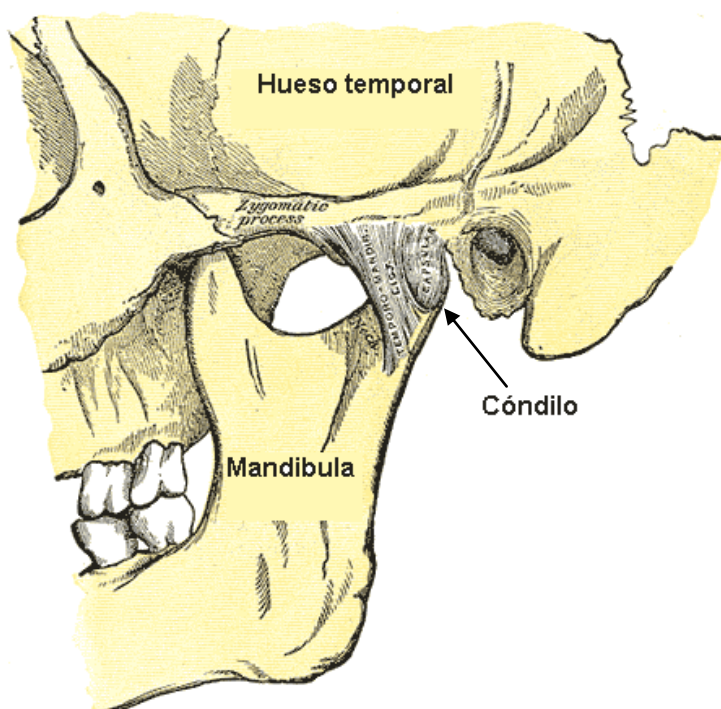


Figura 2.2 Articulación temporomandibular (ATM) [6].

Cuando los músculos masticatorios entran en acción se aprecian dos tipos de movimientos en la ATM: **rotación y traslación**. En el sistema masticatorio se presenta el movimiento de rotación cuando hay apertura y cierre de la boca alrededor de un eje fijo que pasa por los cóndilos. El movimiento de rotación del maxilar inferior se puede efectuar en tres planos (fig. 2.3): horizontal, frontal (vertical) y sagital (en anatomía, es aquel plano que divide al cuerpo en mitades izquierda y derecha). En el movimiento de traslación todo el cuerpo mandibular se mueve hacia delante en forma protrusiva; el movimiento de traslación se efectúa en el interior de la cavidad superior de la articulación, entre la superficie

superior del disco articular y la inferior de la fosa articular, es decir, entre el complejo disco-cóndilo y fosa articular (fig. 2.4). En la mayoría de los movimientos masticatorios normales los dos movimientos de rotación y traslación se realizan simultáneamente [5].

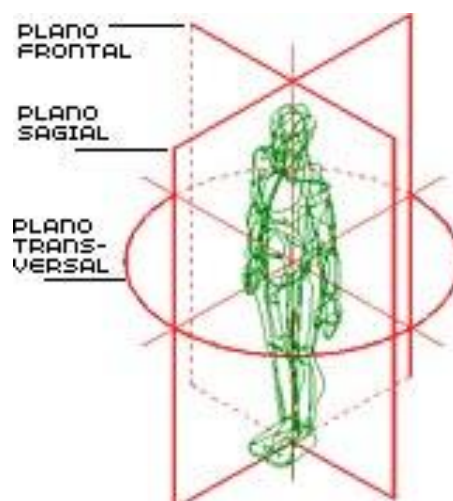


Figura 2.3 Ejes corporales [6].

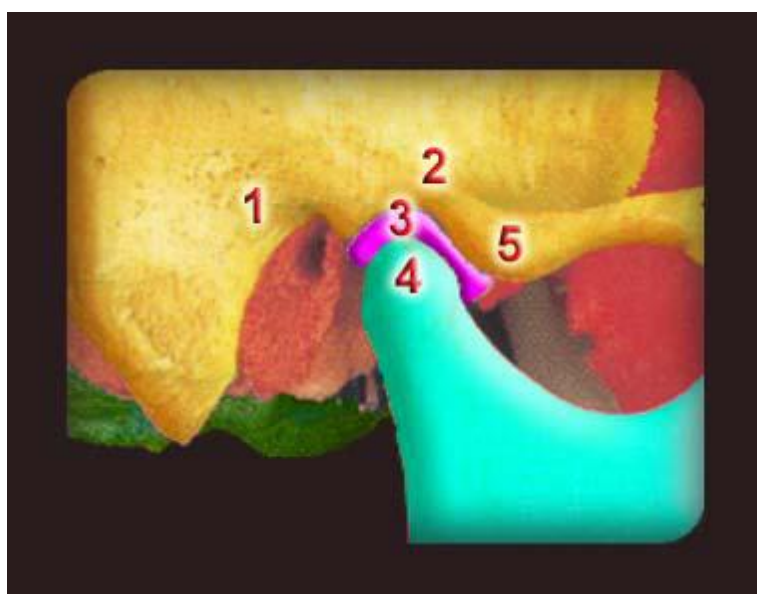


Figura 2.4 Componentes superficiales articulares de la ATM **1.** Conducto auditivo externo. **2.** Cavidad glenoidea del temporal. **3.** Menisco o disco articular. **4.** Cóndilo mandibular. **5.** Eminencia o tubérculo del temporal [5].

Movimiento de rotación

En el sistema masticatorio, la rotación se da cuando la boca se abre y se cierra alrededor de un punto o eje fijo situado en los cóndilos. En otras palabras, los dientes pueden separarse y luego juntarse sin ningún cambio de posición de los cóndilos (fig. 2.5). En la ATM, la rotación se realiza mediante un movimiento dentro de la cavidad inferior de la articulación. Así pues, es un movimiento entre la superficie superior del cóndilo y la superficie inferior del disco articular. El movimiento de rotación de la mandíbula puede producirse en los tres planos de referencia: 1) horizontal, 2) frontal (es decir, vertical) y 3) sagital. En cada plano, la rotación se realiza alrededor de un punto, denominado *eje*. Más adelante describiremos e ilustraremos el eje de rotación de cada uno de esos planos.

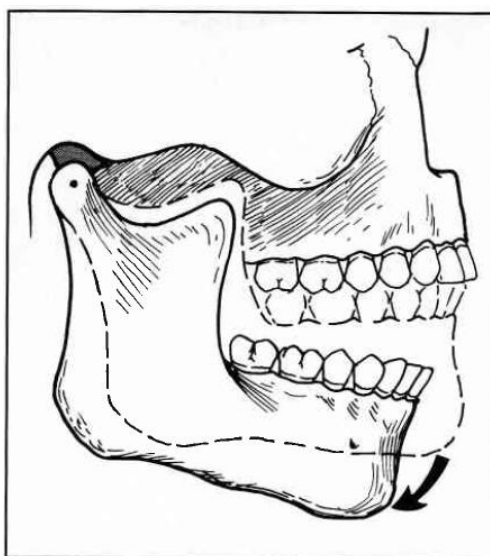


Figura 2.5 Movimiento de rotación alrededor de un punto fijo en el cóndilo [7].

Eje de rotación horizontal

El movimiento mandibular alrededor del eje horizontal es un movimiento de apertura y cierre. Se lo denomina movimiento de bisagra y el eje horizontal alrededor del que se realiza recibe, por tanto, el nombre de eje bisagra (fig. 2.6). El movimiento de bisagra probablemente es el único ejemplo de actividad

mandibular en que se produce un movimiento de rotación (puro). En todos los demás movimientos, la rotación alrededor del eje se acompaña de una traslación de éste. Cuando los cóndilos se encuentran en su posición más alta en las fosas articulares y la boca se abre con una rotación pura, el eje alrededor del cual se produce el movimiento se denomina eje de bisagra terminal.

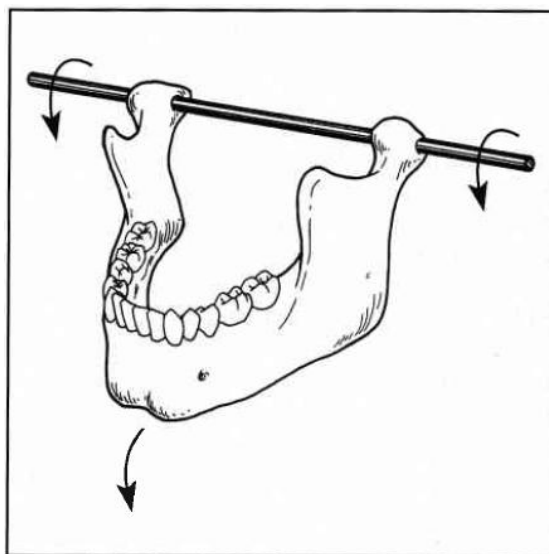


Figura 2.6 Movimiento de rotación alrededor del eje horizontal [7].

Eje de rotación frontal (vertical)

El movimiento mandibular alrededor del eje frontal se lleva a cabo cuando un cóndilo se desplaza de atrás hacia adelante y sale de la posición de bisagra terminal mientras el eje vertical del cóndilo opuesto se mantiene en la posición de bisagra terminal (fig. 2.7). Dada, la inclinación de la eminencia articular por la cual el eje frontal se inclina al desplazarse de atrás hacia adelante el cóndilo en movimiento (orbitante), este tipo de movimiento aislado no se lleva a cabo de forma natural.

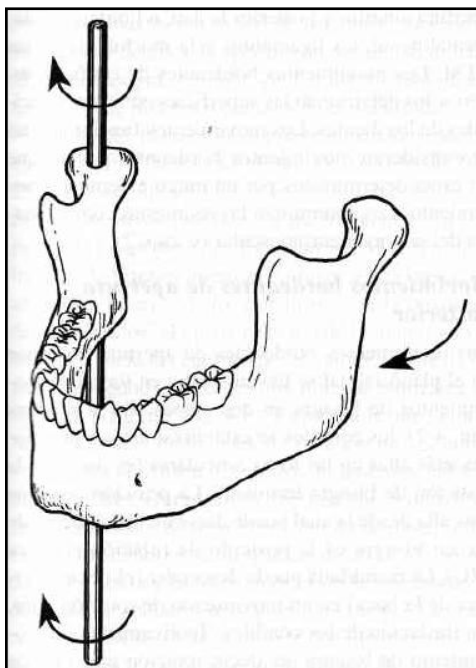


Figura 2.7 Movimiento de rotación alrededor del eje frontal (vertical) [7].

Eje de rotación sagital

El movimiento mandibular alrededor del eje sagital se realiza cuando un cóndilo se desplaza de arriba abajo mientras el otro se mantiene en la posición de bisagra terminal (fig. 2.8). Dado que los ligamentos y la musculatura de la ATM impiden un desplazamiento inferior del cóndilo (es decir, una luxación), este tipo de movimiento aislado no se realiza de forma natural. Sin embargo, se da junto con otros movimientos cuando el cóndilo orbitante se desplaza de arriba abajo y de atrás adelante a lo largo de la eminencia articular.

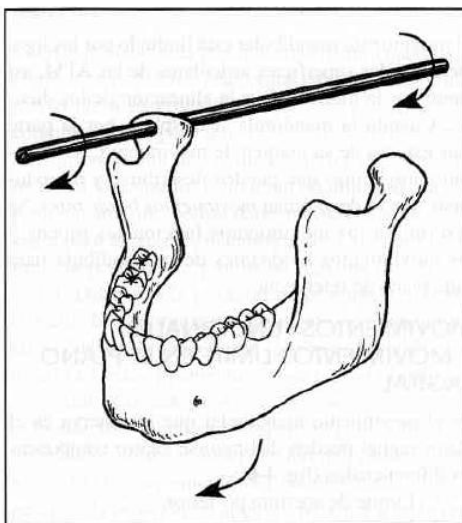


Figura 2.8 Movimiento de rotación alrededor del eje sagital [7].

Movimiento de traslación

La traslación puede definirse como un movimiento en el que cada punto del objeto en movimiento simultáneamente tiene la misma velocidad y dirección. En el sistema masticatorio se da cuando la mandíbula se desplaza de atrás adelante, como ocurre en la protrusión. Los dientes, los cóndilos y las ramas se desplazan en una misma dirección y en un mismo grado (fig. 2.9). La traslación se realiza dentro de la cavidad superior de la articulación, entre las superficies superior del disco articular e inferior de la fosa articular (es decir, entre el complejo disco-cóndilo y la fosa articular). Durante la mayoría de los movimientos normales de la mandíbula, simultáneamente se llevan a cabo una rotación y una traslación, es decir, mientras la mandíbula está girando alrededor de uno o varios de los ejes, cada uno de estos ejes está sufriendo una traslación (es decir, modifica su orientación en el espacio).

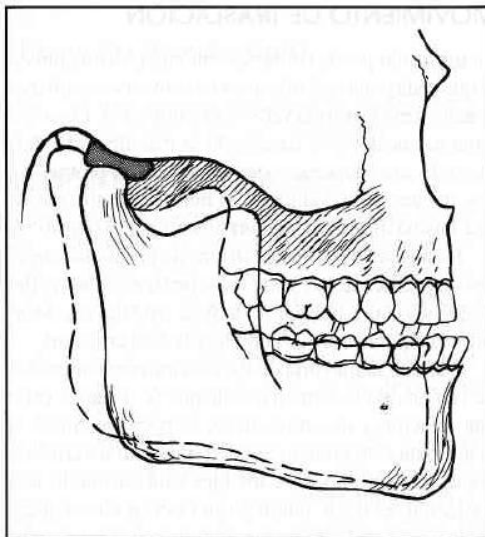


Figura 2.9 Movimiento de traslación de la mandíbula [7].

2.1.2 Estructura en la cual actúan los materiales: El diente

Los dientes son estructuras duras, calcificadas, sujetas al maxilar superior e inferior de los vertebrados y algunos animales inferiores, cuya actividad principal es la masticación.

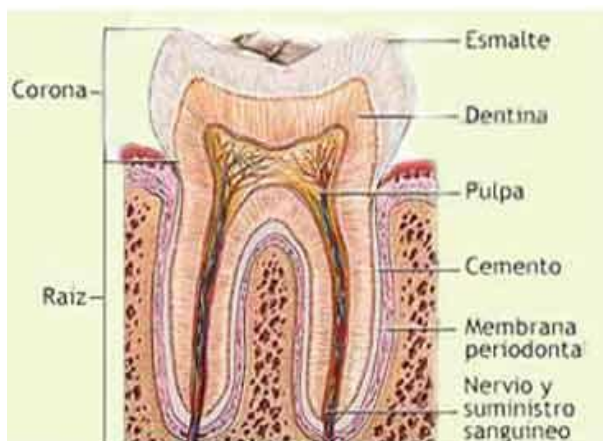


Figura 2.10 Partes del diente [8].

En el ser humano, los dientes están formados por una parte externa denominada corona y una raíz que está inmersa en el maxilar. La capa más

externa de la corona está compuesta por un tejido calcificado que recibe el nombre de esmalte, la sustancia más dura del organismo. Por dentro del esmalte se halla la dentina, una sustancia de tipo óseo que se extiende desde la superficie más interna del esmalte y penetra en el maxilar para formar la raíz (fig. 2.10). La dentina de la raíz está cubierta por una capa delgada de un tejido duro denominado cemento. Las raíces se mantienen en su posición mediante fibras elásticas que forman la membrana periodontal, la cual se extiende desde el cemento hasta una capa ósea engrosada denominada lámina dura, en el interior del maxilar.

La dentina encierra la cavidad pulpar que continúa en la raíz como el conducto radicular. A través del orificio que se abre en el extremo de la raíz, penetran vasos sanguíneos, nervios y tejido conjuntivo, que ocupan el conducto radicular y la cavidad pulpar.

Un odontograma, es la representación grafica de las características, alteraciones y patológicas que pueden encontrarse en un paciente, al momento de su examen por un odontólogo, en una historia clínica (fig. 2.11).

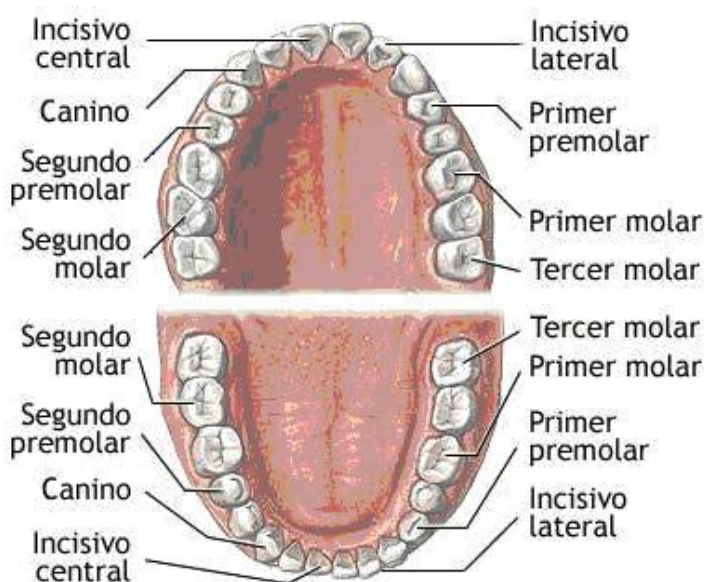


Figura 2.11 Odontograma.

2.1.3 Fisiología del sistema masticatorio

La masticación se lleva a cabo mediante movimientos rítmicos bien controlados de separación y cierre de los dientes maxilares y los mandibulares. Esta actividad está bajo el control del *generador de patrones central* (GPC, grupo de neuronas que controlan actividades musculares rítmicas como la respiración, la deambulación y la masticación) situado en el tronco encefálico. Cada movimiento de apertura y cierre de la mandíbula constituye un movimiento masticatorio. El movimiento masticatorio completo tiene un patrón que se describe como un movimiento en forma de lágrima. Puede dividirse en una fase de apertura y una fase de cierre. El movimiento de cierre, a su vez, puede subdividirse en la *fase de aplastamiento* y la *fase de trituración* (fig.2.12). Durante la masticación se repiten movimientos similares una y otra vez hasta que se ha fragmentado suficientemente el alimento.

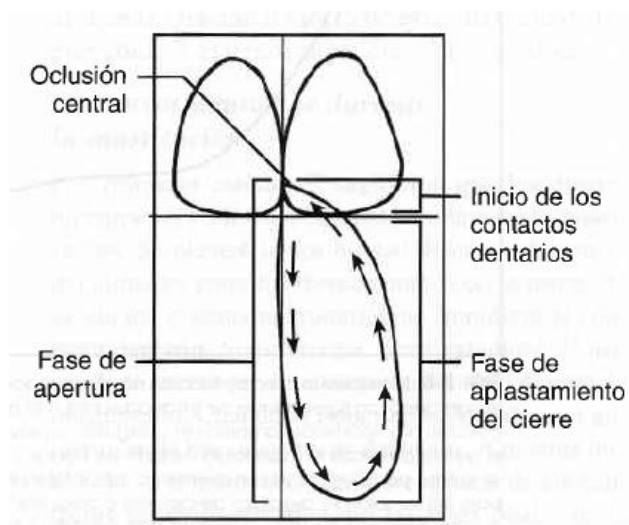


Figura 2.12 Imagen frontal del movimiento de masticación [7].

Cuando se dibuja el trayecto de la mandíbula en el plano frontal durante un solo movimiento de masticación, se produce la siguiente secuencia: en la fase de apertura, la mandíbula se desplaza de arriba abajo desde la posición intercuspídea hasta un punto en que los bordes de los incisivos están

separados de 16 a 18 mm. A continuación se desplaza en sentido lateral hasta unos 5 o 6 mm de la línea media y se inicia el movimiento de cierre. La primera fase del cierre atrapa el alimento entre los dientes y se denomina *fase de trituración*. Al aproximarse los dientes, se reduce el desplazamiento lateral, de forma que cuando la separación es de sólo 3 mm, la mandíbula tiene un desplazamiento lateral de sólo 3-4 mm respecto de la posición de partida del movimiento de masticación. En este momento, los dientes están colocados de tal forma que las cúspides bucales de los dientes mandibulares están situadas casi directamente debajo de las cúspides bucales de los dientes maxilares en el lado hacia el que se ha desplazado la mandíbula.

Cuando continúa el cierre de la mandíbula, el bolo alimentario queda atrapado entre los dientes. Ello inicia la *fase de trituración* del movimiento de cierre. Durante esta fase, la mandíbula es guiada por las superficies oclusales de los dientes, que la llevan de nuevo a la posición intercuspídea, de forma que los planos inclinados de las cúspides dentarias pasen unos sobre otros y permitan el corte y el desmenuzamiento del bolo alimentario.

Si se sigue el movimiento de un incisivo mandibular en el plano sagital durante un movimiento masticatorio típico, se observará que durante la fase de apertura la mandíbula se desplaza ligeramente de atrás adelante (fig. 2.13). Durante la fase de cierre sigue un trayecto posterior y termina con un movimiento anterior para regresar a la posición intercuspídea máxima.

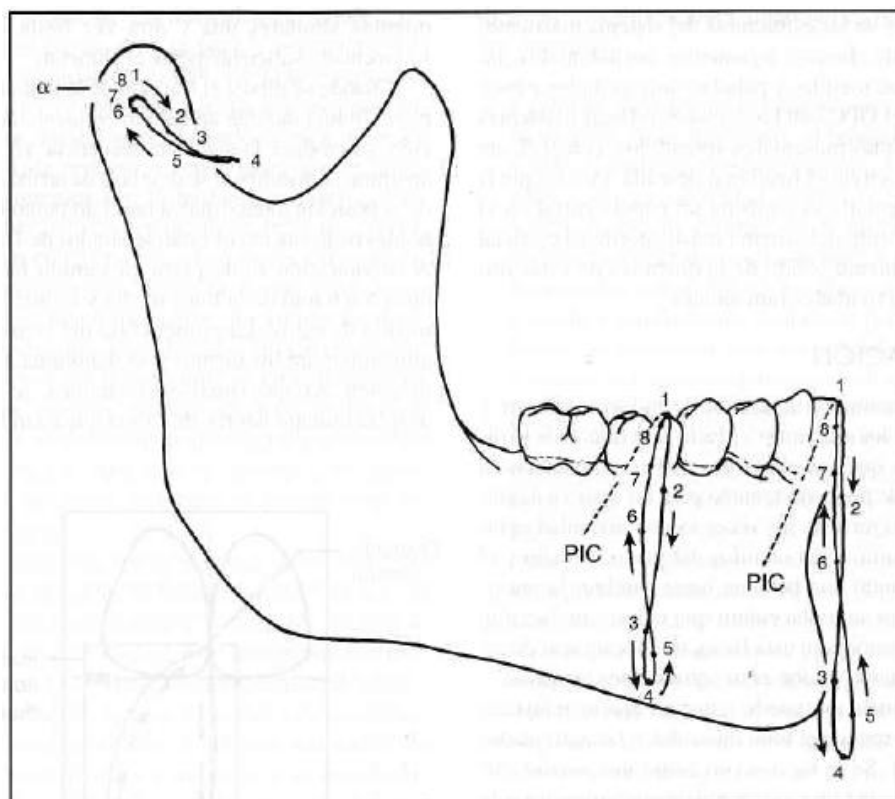


Figura 2.13 Movimiento de masticación en el plano sagital del lado de trabajo. [7].

Durante la apertura, el incisivo se desplaza ligeramente de atrás hacia adelante a la posición intercuspidéa (PIC) y luego vuelve desde una posición algo posterior. También se ha seguido el movimiento realizado por el primer molar en el lado hacia el que se desplaza la mandíbula (el lado de trabajo). El molar empieza con un movimiento anterior durante la fase de apertura y un movimiento más posterior durante la fase de cierre. El cóndilo de lado de trabajo (α) también se desplaza de adelante hacia atrás durante el movimiento de cierre hasta el final de éste, en que se desplaza de atrás hacia adelante a la posición intercuspidéa (fig. 2.13).

La magnitud del movimiento anterior depende del patrón de contacto de los dientes anteriores y de la fase del proceso masticatorio. En las primeras fases, a menudo es necesario cortar los alimentos. Para ello, la mandíbula se desplaza hacia delante en una distancia considerable, que depende de la

alineación y posición de los incisivos antagonistas. Una vez cortado el alimento e introducido en la boca, el desplazamiento necesario de atrás hacia adelante es menor. En las fases finales de la masticación, la trituración del bolo se concentra en los dientes posteriores y el desplazamiento anterior es muy escaso; sin embargo, incluso durante las fases finales de la masticación, la fase de apertura es más anterior que la fase de cierre.

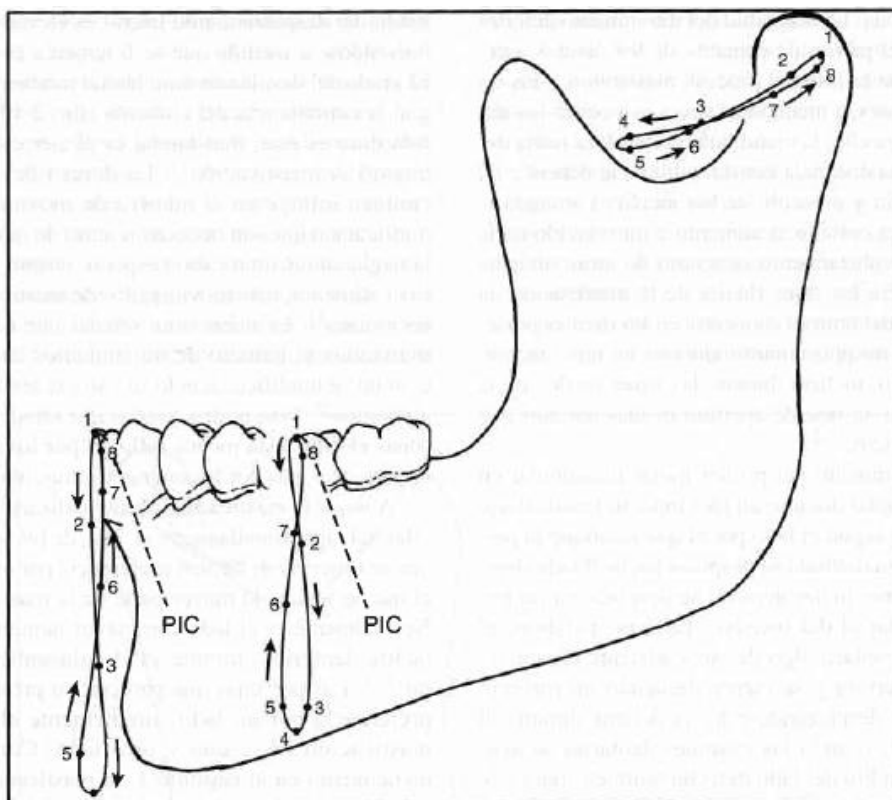


Figura 2.14 Movimiento de masticación en el plano sagital del lado de no trabajo [7].

El primer molar desciende inicialmente de manera casi vertical, con escaso desplazamiento anterior o posterior. La fase final del movimiento de cierre también es casi por completo vertical. El cóndilo del lado de no trabajo se desplaza de atrás adelante durante la apertura y continúa casi el mismo

trayecto al regreso, El cóndilo del lado de no trabajo no está nunca situado detrás de la posición intercuspídea (PIC) (fig 2.14). [7].

Como ocurre en el desplazamiento anterior, el grado del desplazamiento lateral de la mandíbula está en relación con la fase de la masticación. Cuando al principio se introduce el alimento en la boca, el grado del desplazamiento lateral es elevado y va reduciéndose a medida que se fragmenta el alimento. El grado del desplazamiento lateral también varía según la consistencia del alimento (fig. 2.15). Cuanto más duro es éste, más lateral es el cierre del movimiento de masticación. La dureza del alimento también influye en el número de movimientos de masticación que son necesarios antes de que se inicie la deglución. Como cabría esperar, cuanto más duro es el alimento, más movimientos de masticación son necesarios. Es interesante señalar que en algunos individuos el número de movimientos de masticación no se modifica cuando se varía la textura de los alimentos. Esto podría indicar que en algunas personas el GPC está menos influido por los estímulos sensitivos y más por los engramas musculares.

Aunque la masticación puede realizarse de forma bilateral, aproximadamente el 78% de los individuos que se observaron sienten preferencia por un lado, en el que se realiza la mayor parte de la masticación. Normalmente es el lado con mayor número de contactos dentarios durante el desplazamiento lateral. Las personas que parecen no presentar una preferencia por un lado, simplemente alternan la masticación entre uno y otro lado. La masticación en un solo lado da lugar a una carga desigual en las articulaciones temporomandibulares (ATM). En condiciones normales esto no constituye ningún problema, gracias al efecto de estabilización de los pterigoideos externos superiores sobre los discos.

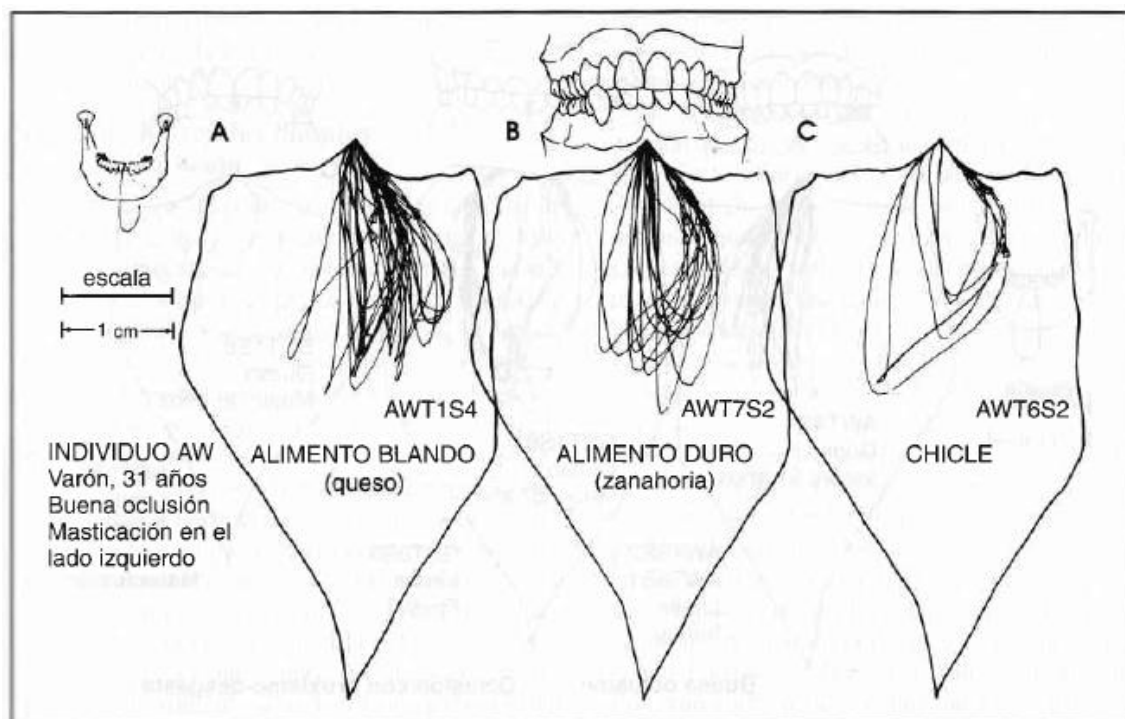


Figura 2.15 Movimiento de masticación (imagen frontal), La masticación de una zanahoria (B, alimento duro) parece crear un movimiento más amplio que la masticación de queso (A, alimento blando). La masticación de chicle (C) produce un movimiento de masticación aún más amplio y ancho [7].

2.1.4 Contactos dentarios durante la masticación

Los primeros estudios sugirieron que los dientes no entraban realmente en contacto durante la masticación. Se planteó la posibilidad de que la presencia del alimento entre los dientes, junto con la respuesta aguda del sistema neuromuscular, impidiera el contacto dentario. Sin embargo, otros estudios han revelado que se produce contacto dentario durante la masticación. Cuando al principio se introduce el alimento, en la boca hay pocos contactos. A medida que el bolo va fragmentándose, la frecuencia de los contactos dentarios aumenta. En las fases finales de la masticación, inmediatamente antes de la deglución, se realizan contactos en cada movimiento de masticación.

Se han identificado dos tipos de contactos:

- 1) *deslizantes*, que se dan cuando los planos inclinados de las cúspides pasan unos sobre otros en las fases de apertura y cierre de la masticación, y
- 2) *simples*, que se llevan a cabo en la posición intercuspídea máxima.

Parece que todas las personas presentan un cierto grado de contactos deslizantes. El porcentaje de contactos de este tipo que se dan en la masticación se ha estimado en un 60% durante la fase de trituración y en un 56% durante la fase de apertura.

El promedio del tiempo del contacto dentario durante la masticación es de 194 ms (milisegundos). Parece que estos contactos influyen o incluso determinan la fase inicial de apertura y la final de trituración del movimiento de masticación. También se ha observado que el estado oclusal puede influir en todo el movimiento, de masticación. Durante dicho movimiento, la cantidad y la calidad de los contactos dentarios envían constantemente al SNC información sensitiva referente al carácter de movimiento de masticación. Este mecanismo de retroalimentación permite una modificación del movimiento de masticación según el tipo concreto de alimento que esté masticándose. En general, las cúspides altas y las fosas profundas fomentan un movimiento de masticación predominantemente vertical, mientras que los dientes aplanados o desgastados fomentan un movimiento de masticación más amplio. Cuando los dientes posteriores contactan en un movimiento lateral indeseable, la maloclusión produce un movimiento de masticación irregular y menos repetible (fig. 2.16).

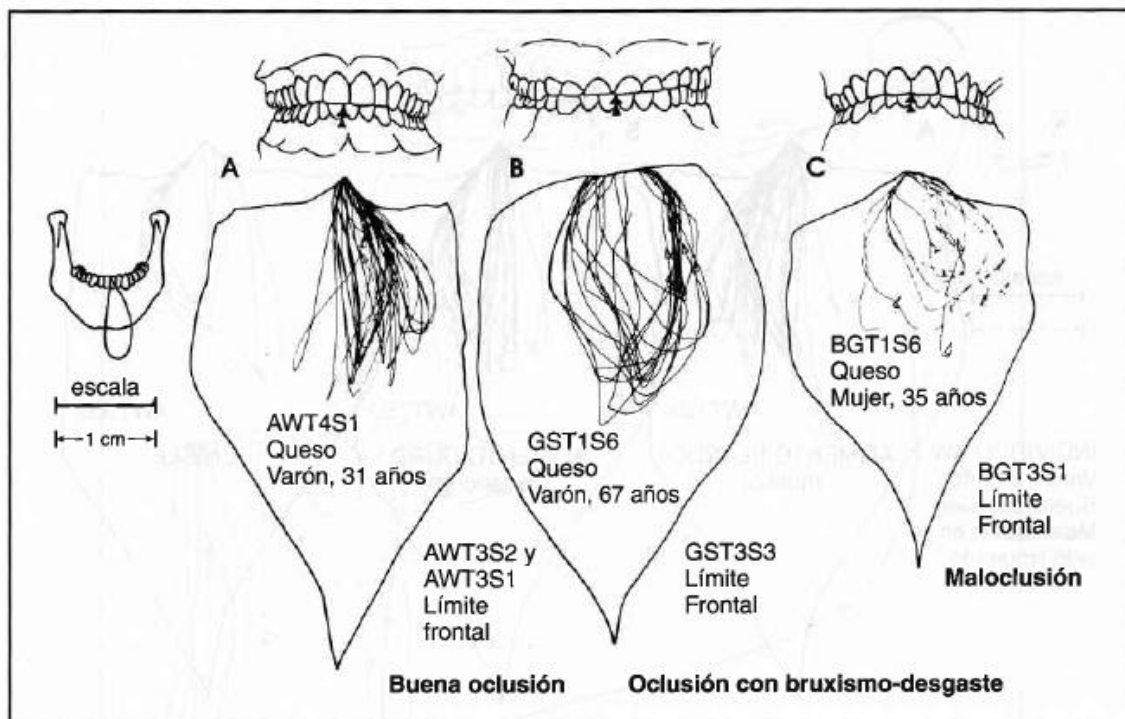


Figura 2.16 Límite y movimientos de masticación (imagen frontal) con el lado izquierdo en funcionamiento. El estado de la oclusión tiene un notable efecto en el movimiento de masticación. **A.** Buena oclusión. **B.** Oclusión con desgaste (bruxismo). **C.** Maloclusión [7].

2.1.5 Fuerzas de masticación

La fuerza de mordida máxima que puede aplicarse a los dientes varía de un individuo a otro. En general se observa que los varones pueden morder con más fuerza que las mujeres. En un estudio [9] se indicó que la carga de mordida máxima de la mujer oscilaba entre 35,8 y 44,9 kg, mientras que la del varón era de 53,6 a 64,4 kg. La fuerza de mordida máxima más alta que se ha descrito es de 443 kg [10]. También se ha señalado que la cantidad máxima de fuerza aplicada a un molar suele ser varias veces la que puede aplicarse a un incisivo (fig. 2.17). En otro estudio [11], la fuerza máxima aplicada al primer molar fue de 41,3 a 89,8 kg, mientras que la aplicada a los incisivos centrales fue de 13,2 a 23,1 kg.

La fuerza de mordida máxima parece aumentar con la edad hasta llegar a la adolescencia [12,13]. Se ha observado también [9,14,13] que las personas pueden aumentar su fuerza de mordida máxima a lo largo del tiempo con la práctica y el ejercicio. Así pues, una persona cuya dieta contenga un contenido elevado de alimentos duros, desarrollará una fuerza de mordida más intensa. Este concepto puede explicar por qué algunos estudios [15] indican un aumento de la fuerza de mordida en la población esquimal. El fenómeno también puede atribuirse a las relaciones esqueléticas faciales. Las personas con divergencias notables del maxilar y la mandíbula generalmente no pueden aplicar tanta fuerza en los dientes como las personas con unos arcos maxilar y mandibular relativamente paralelos.

La cantidad de fuerza aplicada a los dientes durante la masticación varía mucho de un individuo a otro. En un estudio de Gibbs y cols. [16] se indica que la fase de trituración del movimiento de cierre aplicaba un promedio de 26,6 kg en los dientes posteriores. Esto correspondía al 36,2% de la fuerza de mordida máxima de un individuo. Un estudio anterior en el que se examinaron diferentes consistencias de los alimentos [17] indicó una fuerza muy inferior.

Anderson ha descrito que al masticar zanahorias se realizaba una fuerza de aproximadamente 14 kg sobre los dientes, mientras que al masticar carne la fuerza producida sólo era de 7 kg. También se ha demostrado que el dolor dental o muscular reduce la magnitud de la fuerza aplicada durante la masticación. En la tabla 2.1 se muestra una revisión de los resultados de diversos investigadores acerca de la medición de la fuerza de masticación.

Durante la masticación, la mayor cantidad de fuerza se aplica en la región del primer molar [18]. Para los alimentos más duros, la masticación sobre todo se realiza en las áreas del primer molar y el segundo premolar (fig. 2.18) [19,20].

La fuerza de mordida en los individuos que llevan dentaduras postizas tan sólo es una cuarta parte de la existente en los individuos con dientes naturales [21].

Se estima que una persona realiza aproximadamente 250,000 ciclos por año (49 N) [22,23], por lo que 1,250 000 ciclos para 5 años [24,25]. Una carga de 30 kg (294 N) 500,000 ciclos pueden aproximarse a 14 meses, sin embargo para pacientes bruxistas (rechinan los dientes) puede ser de 5 meses [26].



Figura 2.17 Mediciones realizadas en la región del primer molar, mediante un dinamómetro digital [27].

Tabla 2.1 Revisión de fuerzas de masticación.

	Anderson, D.J. ^A (1956)	Carlsson, G.E. ^B (1975)	Helkimo E. ^C (1977)		Waltimo A. ^D (1993)	Ferrario V.F. ^E (2004)	Patricia Calderón ^F (2006)
			Hombres	Mujeres			
Región Molar	70- 150 N (rango de masticación)	100 - 200 N (rango de masticación)	382 N	216 N	847 N (H)* 597 N (M)* (R. Molar)	300 - 700 N 100 N	490 N ** 520 N
Incisivos			176 N	108 N			
Carga promedio			98 N	69 N			

^A [17] ^B [28] ^C [29,30] ^D [31] ^E [32] ^F [33] *(H) =Hombre (M)= Mujer **Bruxista

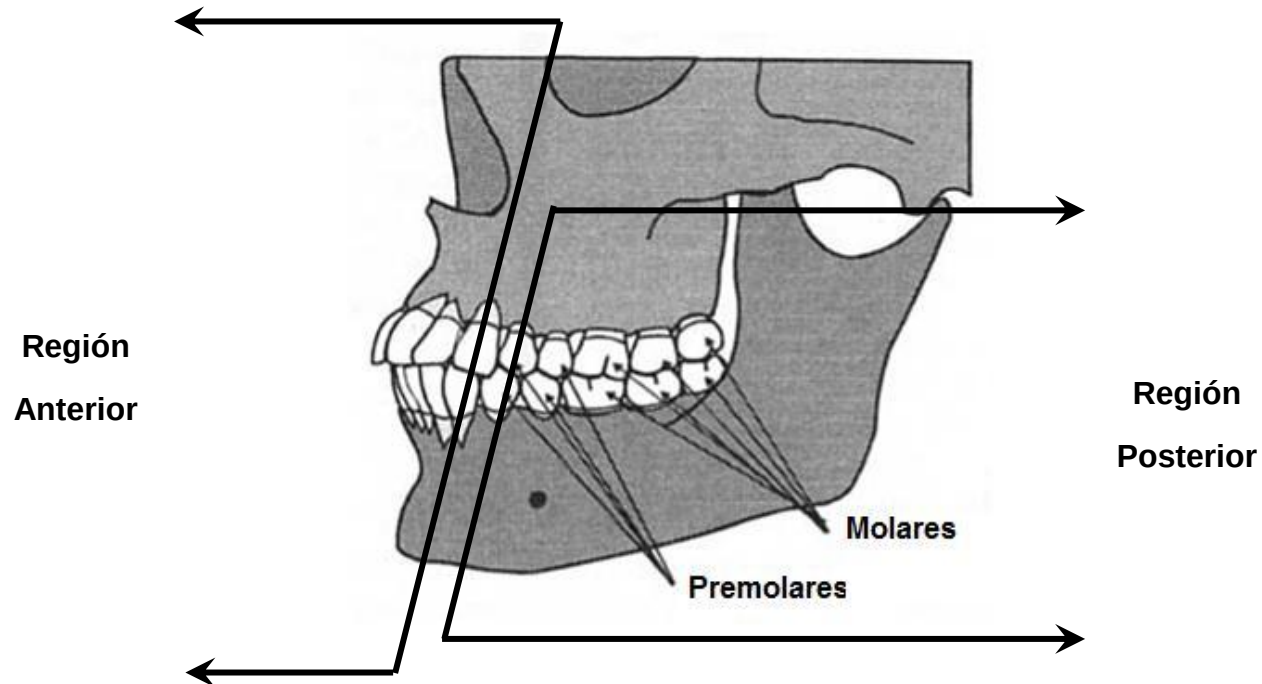


Figura 2.18 Regiones en que se dividen las fuerzas de masticación [34].

2.2 Implantes dentales de titanio

2.2.1 Historia

La Odontología es una ciencia científico-humanista, que nace de las Ciencias Biomédicas. El crecimiento que ha alcanzado esta ciencia, se debe en parte a los avances en el descubrimiento y uso de nuevos materiales, en todas sus disciplinas y especialmente en la restauración y reparación de dentaduras.

Entre los egipcios, Hesi-Re fue el primer dentista conocido, donde ante cualquier dolencia dental se solucionaba con la extracción de la pieza o las piezas (fig. 2.19). A Hesi-Re no le faltaba trabajo en su “consulta” debido a la dieta ordinaria consumida en aquel tiempo. Nos referimos a un periodo comprendido entre 30 y 20 siglos antes de Cristo. Mucho tiempo después los Griegos emprendieron la aventura de conocer los pormenores de ciertas enfermedades. Así, Hipócrates escribe acerca de las caries dentales, exponiendo que esta y otras patologías vendrían a causa de la predisposición del individuo o debilidad heredada [35].

En esta época, siglo V y siglo IV a.C., los Griegos utilizaban ***piedra pómez, talco, esmeril, alabastra de tierra, polvo de coral y hierro enmohecido*** como dentrífico (limpiador de dientes). Por supuesto, no existía el flúor en tales dentríficos, pero si se usaba un “anatómico” y “extrasuave” cepillo dental: *la yema de los dedos* [35].

Ya en la Era Cristiana, siglo II d.C., los Etruscos eran expertos cirujano-dentistas. En efecto, se especializaban en restauraciones dentales, las que realizaban utilizando ***coronas de oro y puentes fijos***. Era común ver gente portando dentaduras parciales y completas, haciendo gala del trabajo eximio de su dentista.

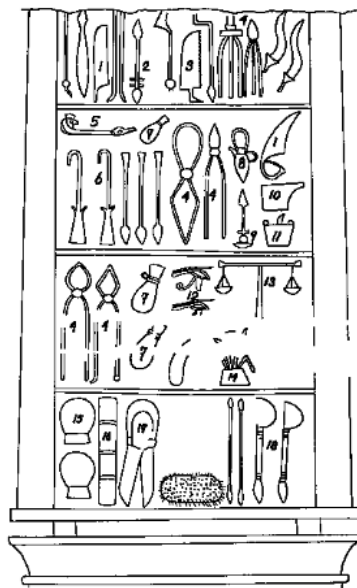


Figura 2.19 Botiquín médico de un templo en Kom Ombos, Egipto [36].

Los romanos tenían un alto aprecio de la higiene oral. Empleaban **huesos, cáscaras de huevo y conchas de ostra, mezcladas con miel**, para limpiar sus dientes.

En 1790 Josiah Flagg, inspirado en el diseño de una silla Winsor, construyó la primera silla dental. Pocos años más tarde, en 1832 James Snell inventó la silla odontológica reclinable. En 1868 George F. Green, un mecánico de Filadelfia, invento el primer taladro dental mecánico, con la opción eléctrica. Por último otro importante invento fue *los rayos X*, inventados por Wilhem Röntgen. Este se comenzó a utilizar en 1895 por Edmund Kells en la práctica dental [35].

Durante siglos, las personas han tratado de sustituir la falta de dientes mediante el trasplante y/o implantación. Los orígenes de los implantes dentales iniciaron desde los antiguos griegos, etruscos, egipcios y mayas. Esas civilizaciones emplearon materiales que van desde jade y hueso hasta metal (fig. 2.20). Algunos de los diseños utilizados se han convertido en los modernos implantes que conocemos actualmente [37].



Figura 2.20 Dientes con implantes de jade de un emperador maya. Museo de Santa Bárbara, Petén, Guatemala [38].

En el siglo XX, Greenfield en 1906 introdujo por primera vez, un implante hueco con forma de cesta, hecho de una aleación iridio-platino. El modelo del implante de Greenfield, con su diseño poco habitual, podría ser considerado un prototipo de implantes cilíndricos huecos todavía usados hoy en día [39].

A principios de 1930, más énfasis se hizo en la tolerancia del tejido, la reacción del hueso hacia los implantes de metal. La introducción de acero inoxidable y el desarrollo de una aleación de cobalto-cromo-molibdeno (Vitalium), dio un nuevo impulso a la cirugía de implantes. Strock [40] logró un anclaje de un tornillo de Vitalium dentro del hueso, y de inmediato el montaje de una corona de porcelana para el implante. El Vitalium fue considerado inerte, compatible con el tejido vivo, y resistente a los fluidos corporales. Strock por primera vez alcanzó la supervivencia de un implante a largo plazo, mayor a quince años. Strock concluyó que la buena oclusión es fundamental para evitar traumas del implante no deseadas y evitar los procesos de reabsorción ósea [40].

A la vez que Strock hizo sus primeros intentos, Müller [41] siguió un diferente camino. En 1937, colocó el primer implante subperiosteal, hecho de una aleación de iridio-platino dejando cuatro protuberancias de abutments dentro de la cavidad bucal. Al principio, pareció que su concepto de dejar las estructuras internas del hueso sin disturbios y de poner el cuerpo extraño entre el hueso y

el periostio, correspondía más a las condiciones fisiológicas que a las técnicas endóseas de inserción. Sin embargo, desarrollos posteriores demostraron que su concepto no cumplía con estas expectativas [41].

En los años 1950 y 1960, numerosos implantologistas desarrollaron procedimientos para implantes subperiostales, entre ellos Marziani, quien en 1955, regreso al procedimiento de un paso, colocando una placa deformable perforada de tantalio [37].

Durante los últimos 30 años, Per-Ingvar Brånemark y Leonard I. Linkow han marcado la influencia en el desarrollo de la cirugía de implante. Linkow puede ser considerado como uno de los más creativos implantologistas. Él desarrolló un implante endoseo tipo cuchilla y el más que ayudó a aumentar el área de contacto entre la superficie del implante y el hueso peri-implantado, y adaptar los implantes a las condiciones anatómicas respectivas con carga quirúrgica mínima en el paciente [42].

En 1952, Brånemark, el padre y el mentor de la cirugía moderna en implantes, desarrollará un diseño roscado de implante hecho de titanio puro que aumentó el renombre de implantes a nuevos niveles. Descubrimiento casi por casualidad de la alta compatibilidad y de fuerte anclaje del titanio en la médula del peroné de un conejo. Él y sus compañeros de trabajo fueron los primeros en introducir el término *osteointegración*, definido como la afinidad tenaz entre el hueso vivo y los óxidos de titanio [43]. Continuó con exámenes de investigación básica y clínica, estudiando cada aspecto del diseño del implante, incluyendo biológico, mecánico, fenómenos fisiológicos, y funcionales [44]. Su investigación terminó en un sistema de dos etapas del implante para implantaciones endóseas orales, el cual no fue puesto hasta 17 años de pruebas clínicas extensivas y de estudio.

A finales de los setenta y principios de los ochenta, el grupo de investigación de Schroeder y colaboradores, examinaron también la anquilosis (abolición de los movimientos de la articulación) funcional de los implantes de titanio en la quijada [45].

En un experimento animal, reportaron un acercamiento en la colocación del implante dental y describieron un contacto suave en la unión/contacto en la porción transgingival de un nuevo cilindro hueco introducido en el implante de titanio con una textura superficial especial (proyección por plasma de titanio) [46,47].

Desde 1970, nuevos materiales y diseños de implante continuaron, incluyendo el uso de polímeros, porcelana, óxido de aluminio de alta densidad (alúmina), vidrio bioactivo (Bioglass) y carbono.

En 1970, Hodosch y colaboradores describieron un implante con forma de raíz hecho de polimetilmetacrilato [49]. En 1976, Schulte y Heimke introdujeron el implante inmediato, que podría ser utilizado para la restauración inmediata de un diente extraído o perdido, y fue sintetizado de un material cerámico de óxido de aluminio [49,50,51,52].

Hoy en día, el material más frecuentemente usado en implantes es el titanio. Como resultado de los estudios extensos de Brånemark, el titanio se ha convertido en el estándar en la odontología de implantes. Sin embargo la gran revolución en el campo de materiales cerámicos, con el uso del dióxido de circonio podía abrir una nueva rama en la implantología.

2.2.2 Definición de implante dental

El implante dental es un biomaterial, implantado quirúrgicamente sobre un reborde óseo residual con el objetivo de servir como base o cimiento del dispositivo protésico, ya sea éste una dentadura completa o parcial, un puente o una supraestructura dental. Estos implantes dentales se pueden clasificar en función de su forma o de su posición.

Son elementos metálicos que se ubican quirúrgicamente en los huesos maxilares, debajo de las encías y ejerce la función de la raíz dentaria. Una vez

colocados en el lugar, el odontólogo puede colocar sobre ellos las coronas o puentes fijos que reemplazarán a las piezas dentarias perdidas (fig. 2.21).

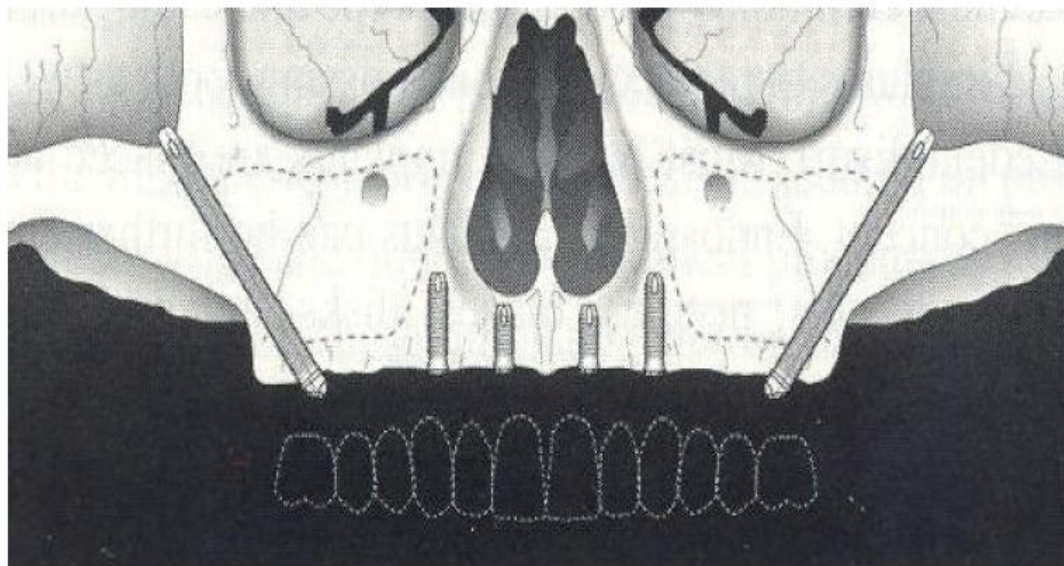


Figura 2.21 Ilustración esquemática de implantes dentales de titanio [53].

2.2.3 Estructura

Componentes de un implante dental:

- *Cuerpo*

Es la porción del implante dental que se diseña para ser introducido en el hueso con el fin de anclar los componentes protésicos, generalmente con aspecto de tornillo aunque también existan otros tipos (fig. 2.22). A su vez, este cuerpo se compone de 3 partes, que son:

- Módulo de cresta: Es la porción superior.
- Cuerpo: Es la porción intermedia.
- Ápice: Es la punta o extremo final.

- *Tornillo de cobertura (Cofia)*

Después de insertar durante la 1ª etapa quirúrgica el cuerpo del implante en el hueso, se coloca una cobertura sobre el módulo de cresta, con el fin de evitar el crecimiento de tejidos en el interior de la rosca que posee dicho módulo o porción superior (fig. 2.22).

- *Pilar de cicatrización*

Tras haberse producido la osteointegración se realiza una 2ª etapa quirúrgica, en la que se desenrosca y retira el tornillo de cobertura y se enrosca el pilar de cicatrización, cuya función es prolongar el cuerpo del implante sobre los tejidos blandos, y permitir la unión de la mucosa gingival al módulo de la cresta, dando así lugar al sellado gingival (fig. 2.22).

- *Abutment (Pilar o Casquillo)*

Es la porción del implante que sostiene la prótesis (fig. 2.22). Según el método por el que se sujete la prótesis al implante, distinguimos tres tipos de pilares:

- Pilar para atornillado (abutment de 2 piezas): Emplea un tornillo o rosca para fijar la prótesis.
- Pilar para cementado (abutment de 1 pieza): La prótesis se une al pilar mediante cementos dentales, comportándose como un muñón al que va unido una corona, un puente, o una sobredentadura.
- Pilar para retenedor: Consta de un sistema de anclaje que soportará una prótesis removible, que el paciente podrá colocar y retirar manualmente.

- *Transfer (Cofia de transferencia Directa)*

Es un elemento usado en técnicas indirectas de trabajo, que sirve para transferir la posición y el diseño del implante o del pilar, al modelo maestro sobre el que trabajará el protésico dental en su laboratorio (fig. 2.22).

- Análogo (Réplica)

Es una copia exacta del cuerpo del implante o del pilar, que se une al transfer una vez haya sido tomada la impresión de la boca del paciente, y que nos permite obtener un modelo maestro con el que trabajar la técnica indirecta para la fabricación de la prótesis (fig. 2.22). A partir del análogo del implante, el Técnico de Laboratorio o Protésico Dental comienza a crear el diente a reemplazar [54].

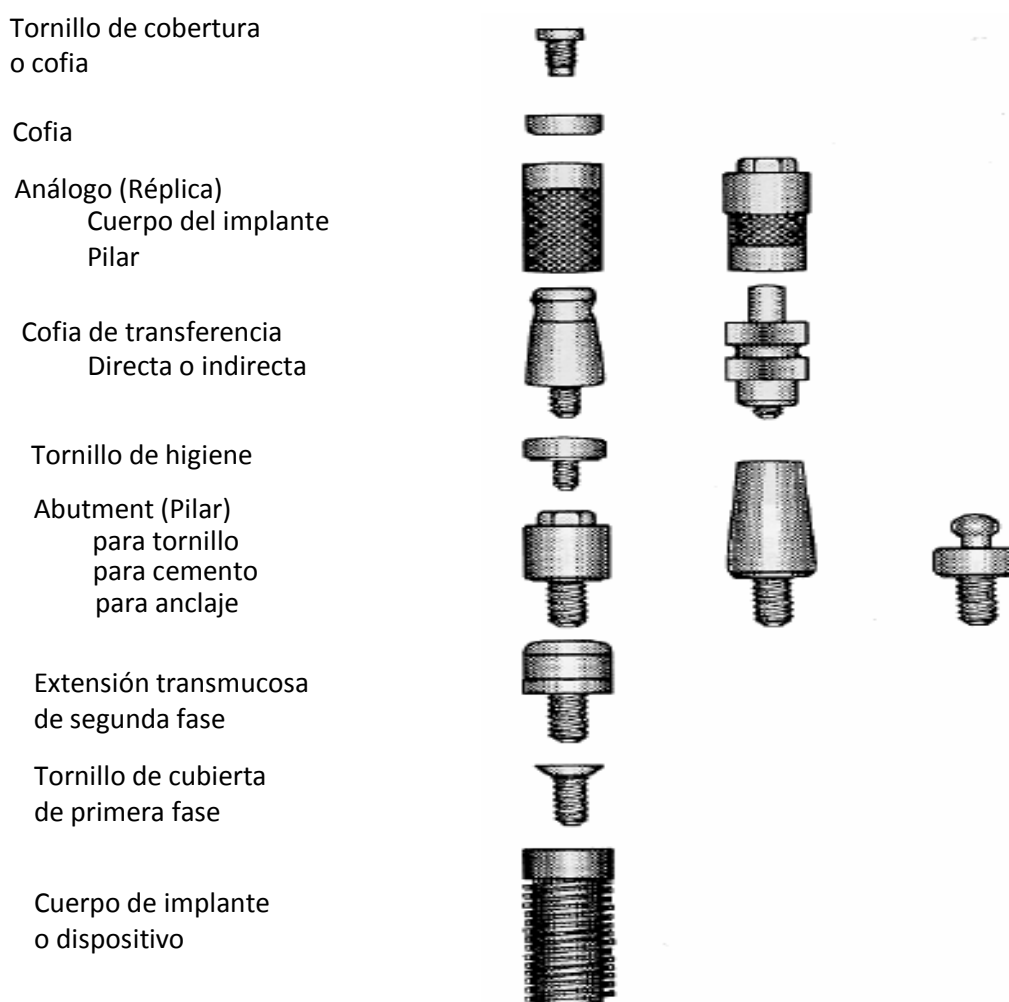


Figura 2.22 Componentes de un implante dental [54].

2.2.4 Características y tipos

Pueden dividirse en 2 tipos:

- *Implantes endostiales*

Se implantan quirúrgicamente en forma directa en los huesos maxilares. Una vez que el tejido circundante ha cicatrizado, se requiere de una segunda cirugía para conectar un poste sobre el implante original. Finalmente, se coloca un diente artificial (o varios) sobre el poste. Los dientes serán individuales, o estarán agrupados en un puente o prótesis fija (fig. 2.23).



Figura 2.23 Implante Endostial. Cortesía IMTEC.

- *Implantes superiostiales*

Estos consisten en una especie de montura que se coloca en los huesos maxilares justo debajo de la encía. Con la cicatrización de las encías, la montura se fija al hueso maxilar. Los postes, que se colocan en la montura, sobresalen a través de las encías. Al igual que con los implantes endostiales, los dientes artificiales se colocan sobre esos postes (fig. 2.24).

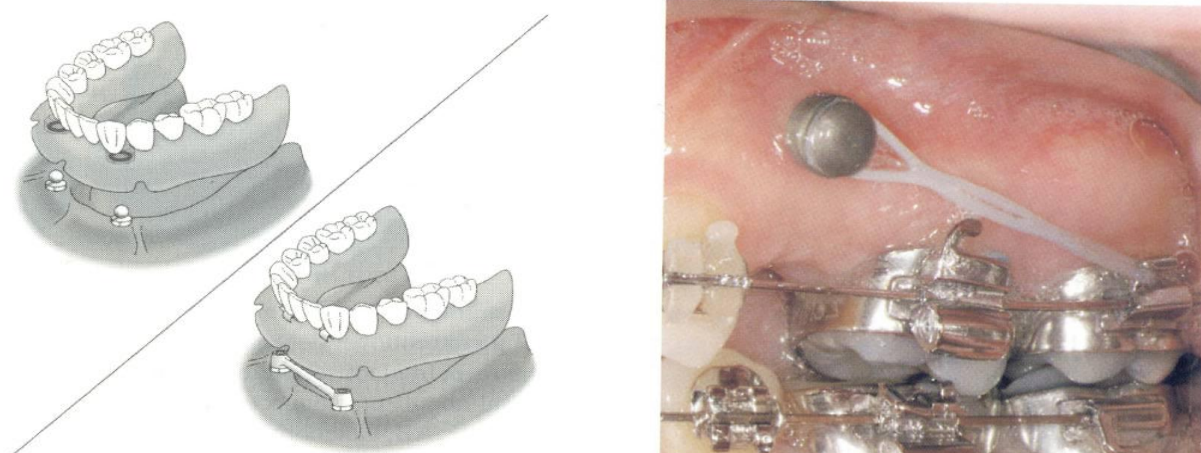


Figura 2.24 Implantes superimpostos. Cortesía IMTEC.

Existen diferentes sistemas de implantes que se basan en la osteointegración, a partir de un mismo concepto diversos fabricantes crearon su propio modelo. A continuación se describen las características más importantes de algunos grupos endoóseos, entre algunos de éstos tenemos:

- *Implantes Brånemark (Nobelpharma, Suecia)*

La forma clásica es un tornillo de titanio puro de 3,75mm de diámetro, pero de longitud variable y superficie rugosa. Tiene una abertura en su extremo apical para permitir que se forme hueso en su interior y autorroscable; su cabeza es hexagonal y más ancha (4mm) pero con una rosca en el centro (fig. 2.25, derecha). A partir de este modelo aparecieron otros con algunas modificaciones, las cuales ampliaron el espectro de indicaciones. Hay implantes de 4mm de diámetro, que se usan cuando el convencional no queda inmovilizado por completo porque se labró mal el lecho óseo. Otros son explícitamente autorroscables, para zonas estrechas o de menor densidad, aunque, los tradicionales también tienen esa característica y su costo es menor. También están los autorroscables con extremo cervical cónico, que prevén la

pérdida del hueso por vesticular y evitan así el contacto entre las rocas del metal y el tejido óseo.

Antes de someter cualquier implante a carga hay que esperar que se establezca la unión con el hueso, mientras tanto debe estar en reposo e inmóvil porque de lo contrario se induce actividad osteoclástica con formación de tejido conectivo. La cicatrización demora 3 a 4 meses en la mandíbula y 6 a 8 meses en el maxilar. Esta fase se denomina de sumersión; la rosca interna se protege con un tornillo de titanio que cubre la cabeza hexagonal, llamada tapa de cicatrización o tornillo de cierre.

La ADA (American Dental Association) acepto el sistema Branemark en 1988. En la actualidad se puede asegurar 87,5% de éxito en el maxilar superior y 97,4% en la mandíbula, y que la mayoría de los fracasos se producen en el primer año, después prácticamente son excepcionales [27].

- *Sistema ITI (International Team for Oral Implantology)*

En Suiza, Schroeder y colaboradores [45], iniciaron estudios clínicos y experimentales de evaluación de los implantes de cilindro hueco. Demostraron que este tipo de implantes también produce un contacto directo hueso a implante. El sistema ITI mostró buenos resultados en estudios retrospectivos a corto plazo en pacientes edéntulos totales, y estudios prospectivos a corto plazo en pacientes edéntulos parciales.

Este sistema se acomoda a varios diseños diferentes, desde el diseño original de cilindro hueco a un diseño de cuerpo total. Las características de la superficie, cubierta de titanio y rociada con spray.

- *Implantes Core-Vent (Dentsply, EE.UU.)*

Es un sistema constituido por cinco fijaciones diferentes y que, además, permite un procedimiento quirúrgico más simple. Con el original hay una experiencia clínica de 14 años; al principio sólo se disponía de tres implantes de distintos diámetros pero igual longitud; tras cortar su porción apical o cervical se

adaptaban con un disco de carburo y luego se descontaminaban y se esterilizaban. Ahora esto no se utiliza porque vienen en 2 diámetros (3,5 y 4,5 mm) y cuatro longitudes diferentes (8, 10.5, 13 y 16mm) además tienen una caja hexagonal interna y una rosca que permite colocar todos los tipos de prótesis. Una vez transcurrido el tiempo de sumersión, se saca el tornillo de cierre y se pone un muñón de cicatrización de titanio o de polioximetileno, o uno protésico que se atornille o cemente. Posteriormente aparecieron los dos implantes Screw Vent, el Micro Vent y el Bio Vent. El primer grupo es un tornillo clásico de titanio puro que no tiene el ensanchamiento cervical y en el cual la caja para recibir el muñón, que podría cementarse, es hexagonal, de esta manera impide su posible rotación [27].

- *Implantes IMZ (IntraMobile Zyliner)*

Son cilindros de titanio puro sin paso de rosca, pero con ápice redondeados y aberturas; con ello se busca que se introduzca en el hueso y se evite la rotación; están recubiertos con titanio pulverizado o hidroxiapatita lo que aumenta 6 veces la superficie externa y, por lo tanto, la retención ósea (fig. 2.25, izquierda). Algunos trabajos afirman que el revestimiento de hidroxiapatita no arroja ventajas significativas en comparación con la ausencia de revestimiento, pero aún no hay suficiente información de los resultados bajo carga funcional. Los 2 mm coronarios están pulidos para evitar el depósito de los microorganismos bucales, en el caso de una reabsorción postoperatoria. El muñón (abutment) de cicatrización también puede ser de polioximetileno que al ser viscoelástico absorbe fuerzas oclusales, pero éste debe reemplazarse todos los años porque se desgasta o fractura, por eso se tiende a usar los de metal que son más duraderos. La ADA los aceptó en forma provisoria en 1989. Los resultados son promisorios, aunque con mejores respuestas en el maxilar superior. Se estima que fracasan 1,2% de los implantes que se colocan en éste y 5,7 % de los que se ponen en las mandíbulas [27].

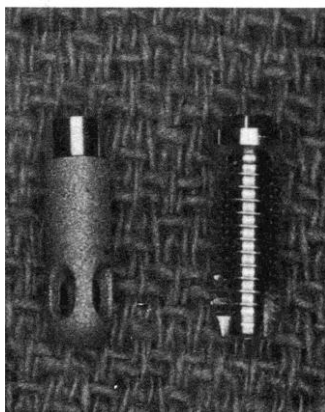


Figura 2.25 Diferentes diseños de implante, Izquierda, IMZ. Derecha Brånemark (Nobelpharma) [27].

2.2.5 El titanio

2.2.5.1 Historia

El titanio fue descubierto en 1791. Es el noveno elemento más abundante en la corteza de nuestro planeta, con una concentración media del 0,8% en peso, dando lugar a una extracción económicamente no viable, excepto para el rutilo (TiO_2) e ilmenita (titanato de hierro, FeOTiO_3). Debe su nombre al químico alemán M.H. Klaproth (1743-1817), que en 1795 cuando estudiaba el metal de Rutilo descubrió el elemento y, debido a su extrema dureza le dio el nombre de titanio (llamado así por los *Titanes*, hijos de *Urano* y *Gea* en la mitología griega). Más tarde, el mismo científico, dijo que el metal también se encontraba en la “ilmenita”. Debido a su elevada reactividad, no se obtuvo una muestra pura hasta 1887. A pesar de que se intentó obtener este metal en forma pura durante mucho tiempo, ello no se logró hasta el año 1910, mediante la reducción del compuesto TiCl_4 con Sodio, si bien las cantidades obtenidas eran muy reducidas. En 1937 Kroll desarrolló un proceso para la obtención de titanio consistente en la reducción del compuesto tetracloruro de titanio con magnesio en una atmósfera de argón para evitar la oxidación. Este fue el primer proceso que permitió la obtención de cantidades apreciables de titanio puro, y es el método utilizado en la actualidad [55].

En la década de los años cincuenta el gobierno de los EUA potenció los estudios relativos al titanio y a sus aleaciones, ya que, debido a sus excelentes propiedades, caracterizadas por una densidad reducida, una excelente relación resistencia mecánica/densidad y un buen comportamiento a altas temperaturas. Las aleaciones del titanio constituyen un material muy útil en los campos de la industria aeroespacial y militar. En la década de los sesenta se amplió su uso a otras aplicaciones, como la industria química, debido a su excelente resistencia a la corrosión. Esta resistencia es causada por una capa de pasivado formada por óxidos de titanio, que se forman espontáneamente en la superficie del titanio al entrar en contacto con la atmósfera. Otras aplicaciones estudiadas del titanio y sus aleaciones son las aplicaciones estructurales en ambientes salinos, por su resistencia a la corrosión y en el campo de los biomateriales, gracias a su excelente biocompatibilidad. Actualmente el titanio se utiliza principalmente en la industria aeroespacial, en la industria química y en aplicaciones médicas, entre otras. Cabe destacar que sólo un 10% de la producción total se destina a la obtención de titanio en forma metálica. El 90% se destina a la fabricación de dióxido de titanio, el cual es usado en forma de pintura protectora antióxido. Del 10% restante, el 50% es utilizado para la fabricación de la aleación Ti6Al4V [56].

2.2.5.2 Propiedades físicas y químicas del titanio

Propiedades físicas:

- Es un metal de transición.
- Ligero: Densidad o peso específico es de 4 507 kg/m³.
- Tiene un punto de fusión de 1675°C (1941 K).
- El peso atómico del titanio es de 47.867 uma.
- Es de color plateado grisáceo.

- Paramagnético (No se imanta gracias a su estructura electrónica).
- Forma aleaciones con otros elementos para mejorar las propiedades mecánicas.
- Muy resistente a la corrosión y oxidación.
- Refractario.
- Poca conductividad. No es buen conductor del calor ni de la electricidad.

Propiedades químicas:

- Se encuentra en forma de óxido, en la escoria de ciertos minerales y en cenizas de animales y plantas.
- Presenta alotropía o dimorfismo, a temperatura ambiente tiene estructura hexagonal compacta (HCP) llamada fase alfa. Por encima de 882 °C presenta estructura física cúbica centrada en el cuerpo (BCC), se conoce como fase beta.
- La resistencia a la corrosión que presenta es debida al fenómeno de pasivación que sufre (se forma un óxido que lo recubre). Es resistente a temperatura ambiente al ácido sulfúrico (H_2SO_4) diluido y al ácido clorhídrico (HCl) diluido, así como a otros ácidos orgánicos.
- Se disuelve bien en ácido fluorhídrico (HF), o con fluoruros en ácidos. A temperaturas elevadas puede reaccionar fácilmente con el nitrógeno, el oxígeno, el hidrógeno, el boro y otros no metales [57].

2.2.5.3 Características de las aleaciones de titanio

El titanio es el único metal ligero que presenta dimorfismo (alotropía), ya que en estado puro su estructura compacta hexagonal (fase α) presenta una transformación alotrópica a 882° C, pasando a una microestructura cúbica

centrada en el cuerpo (fase β). En equilibrio, la estructura β es inestable a temperaturas menores a 882° C, descomponiéndose de nuevo en la fase α al enfriar el titanio por debajo de la temperatura de transición (Fig.2.26). Esta transformación ofrece la posibilidad de obtener aleaciones con microestructuras de tipo α , β ó α/β , dependiendo de los elementos aleantes que estabilizan una u otra fase. Según la capacidad de los aleantes de estabilizar la fase α ó β , se definen tres tipos de aleaciones de titanio: las aleaciones tipo α , aleaciones tipo α/β y aleaciones β . Las aleaciones tipo α/β se suelen clasificar a su vez en casi- α , cuando tiene una estructura esencialmente α a temperatura ambiente, y casi- β , cuando la estructura a temperatura ambiente es mayoritariamente β . La manipulación de estas variaciones cristalográficas mediante adición de aleantes y procesos termomecánicos da lugar a un amplio rango de aleaciones y propiedades [56].

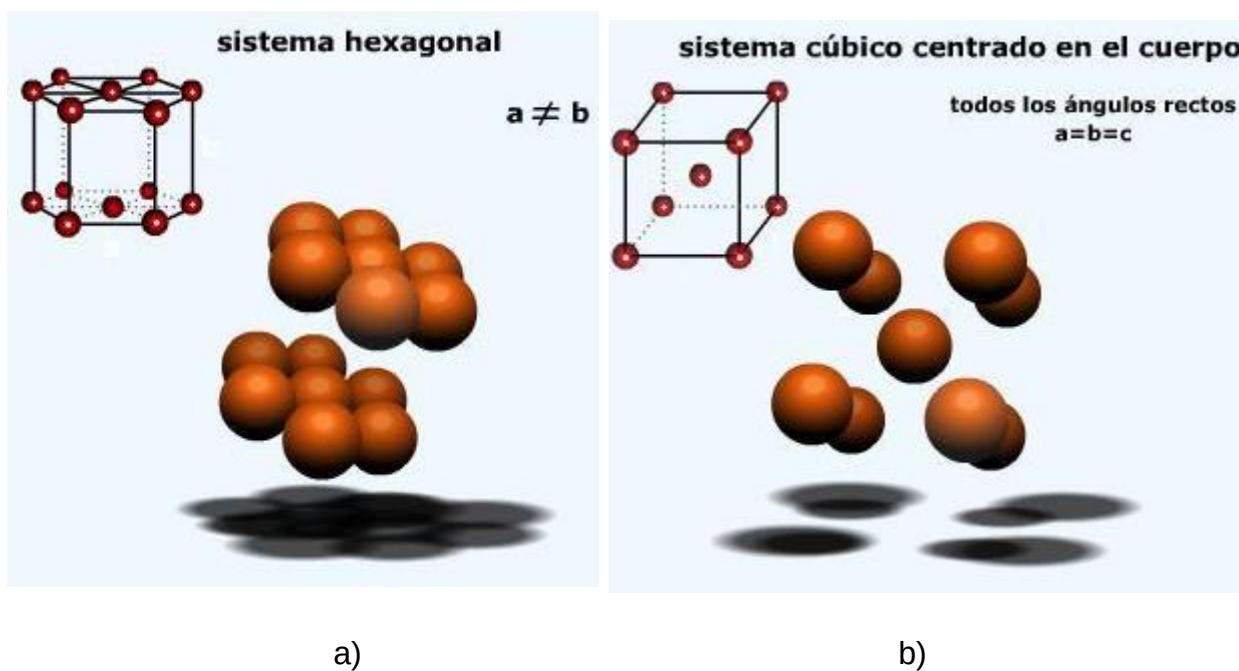


Figura 2.26. Estructuras Cristalinas posibles en el titanio a) Hexagonal Compacta (HCP) b) Cúbica Centrada en el Cuerpo (BCC) [57].

2.2.5.4 El titanio y sus aleaciones

La elevada reactividad del titanio dificulta la obtención del metal puro, por lo que en aplicaciones comerciales se trabaja con titanio denominado comercialmente puro (cp), con diferentes niveles de impurezas presentes en su composición. La normativa de la American Society for Testing Materials (ASTM) clasifica el titanio cp en cuatro grados, definidos por la concentración presente de otros elementos, como se muestra en la tabla 2.2.

Tabla 2.2 Composición química [% en peso], según las normas ASTM F67-00 y F136-06, para los productos en barra de los cuatro grados de Ti c.p. y aleaciones de titanio (Ti 6Al 4V) para aplicaciones biomédicas [58,59].

Titanio	N máx.	C máx.	O máx.	Fe máx.	H máx.	Al máx.	V máx.	Ti
Grado 1	0.03	0.10	0.18	0.20	0.0125	-	-	Balance
Grado 2	0.03	0.10	0.25	0.30	0.0125	-	-	Balance
Grado 3	0.03	0.10	0.35	0.30	0.0125	-	-	Balance
Grado 4	0.03	0.10	0.40	0.50	0.0125	-	-	Balance
Ti 6Al 4V	0.05	0.08	0.015	0.30	0.015	5.50-6.75	3.50-4.50	Balance
Ti 6Al 4V (ELI)*	0.05	0.08	0.013	0.10	0.012	5.50-6.50	3.50-4.50	Balance

* ELI =contenido de intersticiales extrarreducido,

Esta elevada reactividad del titanio con el oxígeno origina la rápida formación de una capa superficial de óxido. Los óxidos formados van desde el TiO hasta el Ti_7O_{12} , cada uno de los cuales muestran una tonalidad diferente, y para capas delgadas, muestran una superficie multicolorada. Esta capa de óxido, si bien es muy delgada, también es sumamente impermeable. De esta forma, el metal queda protegido por una capa inerte que lo protege de la corrosión. Esta notable propiedad hace del titanio un material ideal para su uso en ambientes corrosivos. Las propiedades mecánicas del titanio también dependen fuertemente de su grado de pureza. Por ello, las propiedades mecánicas del

titanio metal y las del titanio comercialmente puro presentan ciertas diferencias, debidas básicamente a las variaciones de la concentración química de los diferentes grados mostrada en la tabla 2.2. Las propiedades mecánicas para los distintos grados y aleaciones se muestran en la tabla 2.3. Al observar los valores de la Tabla 2.3, se puede constatar que la resistencia a la cedencia aumenta con la adición de elementos aleantes en la red cristalina del titanio, si bien también se produce una disminución de la elongación. También es posible, como se ha comentado, realizar tratamientos térmicos con transformación total o parcial, y endurecer por forjado en frío. Sin embargo, sus propiedades mecánicas son limitadas para ciertas aplicaciones. Por ello, su uso como biomaterial se centra en el campo de los implantes y equipamiento odontológico, así como recubrimiento poroso para otras aleaciones de titanio [55].

Tabla 2.3 Propiedades mecánicas requeridas, según las normas ASTM F67-00 y F136-06, para los cuatro grados de Ti c.p y aleaciones de titanio, para aplicaciones biomédicas [58,59].

Material	Resistencia a la tensión min. (Mpa)	Resistencia a la Cedencia 0.2% min.(Mpa)	Elongación en 4D^A min. (%)
Ti Cp grado 1	240	170	24
Ti Cp grado 2	345	275	20
Ti Cp grado 3	450	380	18
Ti Cp grado 4	550	483	15
Ti 6Al 4V ELI	860	795	10

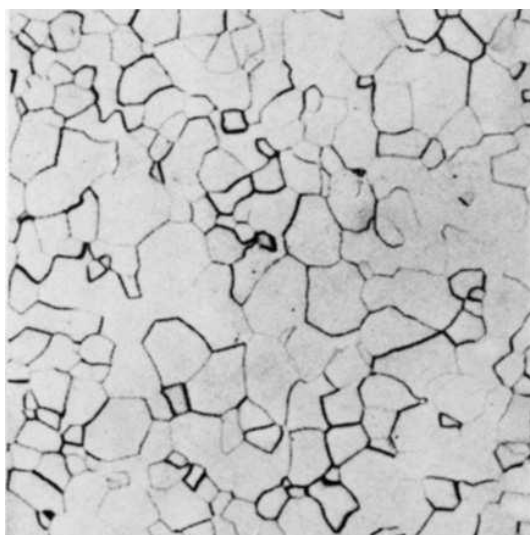
^A 4D = 4 x Diámetro.

La aleación Ti6Al4V con contenido de intersticiales extrarreducido (ELI) (ASTM F136) y el titanio comercialmente puro grado 2, 3 y 4 (Ti c.p ASTM F67) son los biomateriales metálicos más ampliamente utilizados en la actualidad. Las aplicaciones principales son prótesis articulares (cadera, rodilla, hombro, etc.) e implantes dentales. El hecho de que la aleación Ti6Al4V y el Ti c.p. cumplan de manera eficiente con las condiciones básicas para la utilización de un

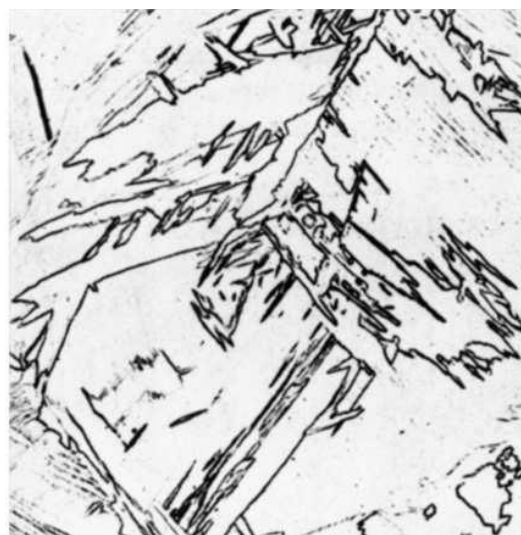
biomaterial en el reemplazo de hueso, es la razón para su amplia aceptación a nivel clínico. A continuación se hace una descripción de las características metalúrgicas y propiedades mecánicas más relevantes de la aleación Ti6Al4V de su aplicación.

2.2.5.5 Microestructuras

Al igual que en todas las aleaciones monofásicas, la microestructura del titanio cp depende del trabajado en frío y del proceso de recocido realizado. Además, si se enfría el material desde temperaturas superiores a la temperatura de β -transus, la microestructura también es influenciada por la velocidad de enfriamiento. Todos estos factores hacen posible la obtención de tres microestructuras diferentes del titanio c.p.: la microestructura equiaxial α (fig. 2.27 a), la microestructura martensítica con celda hexagonal, denominada fase α' (fig. 2.27 b), y una tercera microestructura en forma de placas llamadas de Widmanstätten [60].



a)



b)

Figura 2.27 Microestructura del titanio c.p: (a) recocido 1 hora a 700 °C mostrando granos equiaxiales de fase α ; (b) templado desde la región de fase β con una microestructura de fase martensítica α' [60].

La tercera microestructura se obtiene por el enfriamiento lento desde temperaturas superiores a la β -transus, es la fase en forma de placas con un crecimiento Widmanstätten (fig. 2.28). En el titanio de alta pureza esta estructura se conoce como fase cerrada, mientras que la presencia de impurezas produce un efecto de placas en forma de cesta.

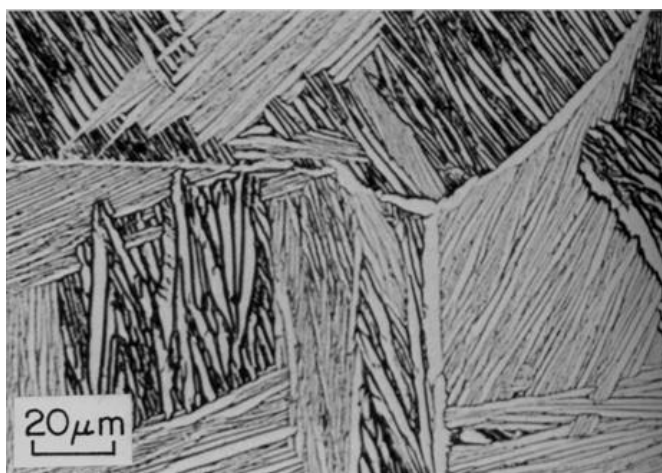


Figura 2.28 Microestructura de placas de fase alfa Widmanstätten en el titanio c.p. grado 3 [60].

La aleación Ti6Al4V es una del tipo alfa+beta ($\alpha+\beta$) y su microestructura depende del tratamiento térmico y de la conformación mecánica previa. Actualmente es la aleación de titanio de mayor uso, tal que más del 50% del titanio metálico producido en el mundo se dedica a su fabricación [61]. Aproximadamente el 80% de la producción se dedica a la industria aeroespacial, un 3% para aplicaciones biomédicas y el resto en los sectores automotriz, químico y marino.

Cuando esta aleación es calentada por encima de 1000 °C en el campo de la fase bcc (Fig. 2.29), donde esta es la fase termodinámicamente estable, y luego enfriada lentamente a temperatura ambiente, se produce una estructura Widmanstätten de dos fases. La fase hcp, rica en aluminio y pobre en vanadio, precipita como placas ó agujas con una orientación cristalográfica específica dentro de los granos de la matriz. Por otra parte, si el enfriamiento desde la fase

β es más rápido (ej. en aceite), se produce una microestructura tipo acicular debida a la transformación martensítica o bainítica.

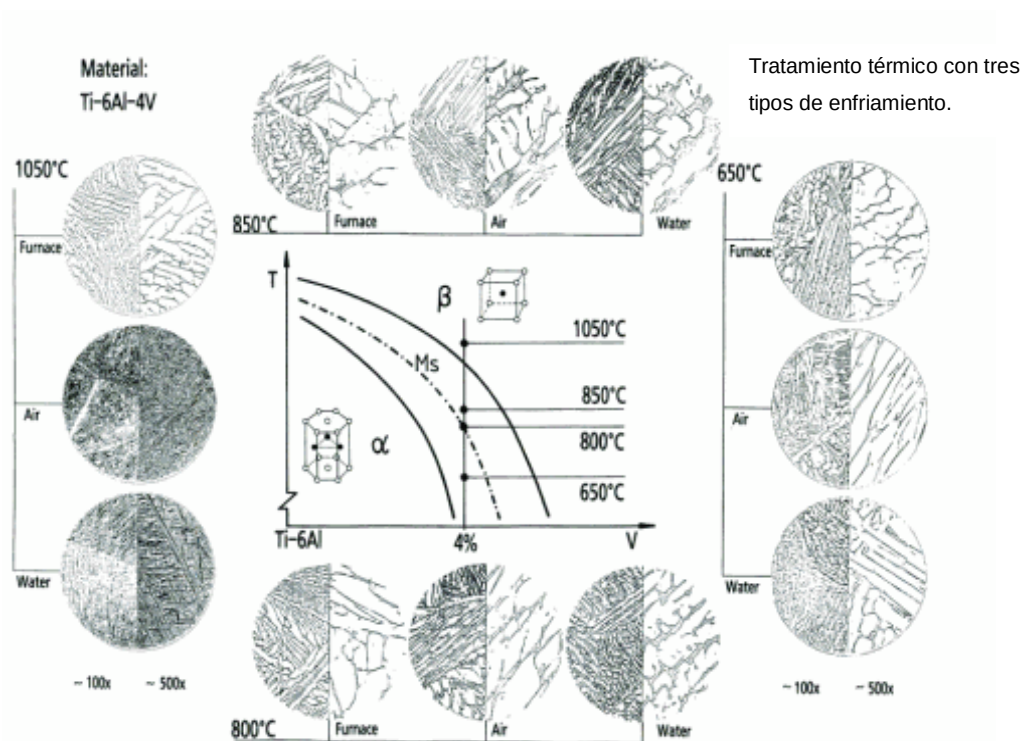


Figura 2.29 Evolución microestructural de la aleación Ti6Al4V en función de la temperatura máxima y la velocidad de enfriamiento [61].

2.2.6 La fatiga

2.2.6.1 Características generales

La fatiga es el proceso de cambio estructural progresivo, localizado y permanente que ocurre en un material sujeto a condiciones que producen esfuerzos y deformaciones fluctuantes en un mismo punto o puntos que pueden culminar en grietas o fractura completa después de un número suficiente de fluctuaciones [62].

El término fatiga es usado debido a que este tipo de fractura normalmente se produce después de un período de tensiones repetitivas o cíclicas. Se estima

que la fatiga comprende aproximadamente un 90% de todas las fracturas metálicas, siendo de tipo catastrófica. Los cerámicos son también susceptibles a este tipo de fractura. La fractura por fatiga es semejante en naturaleza a la fractura frágil aún en metales dúctiles en los que hay muy poca o ninguna deformación plástica asociada con la fractura. Las etapas del proceso son la iniciación y propagación de fisuras. Generalmente la superficie de fractura es perpendicular a la dirección de las tensiones de tracción aplicadas. Se han experimentado muchos ejemplos de fractura por fatiga. Quizá, el primero realmente apareció en 1829, la famosa locomotora de George Stephenson en Inglaterra. A mediados del siglo XIX, la frecuencia de uso de locomotoras se incrementó y los accidentes de descarrilamiento comenzaron a incrementarse debido a la ruptura de los ejes. Muchos estudios fueron llevados a cabo para mejorar el diseño de los componentes sometidos a cargas repetitivas. Otro accidente registrado es el del Comet el cual fue el primer avión de pasajeros comerciales desarrollado en Inglaterra puesto en servicio en 1952. Al principio este servicio fue bueno, pero uno de ellos se fracturó en el aire en mayo de 1953 y nuevamente en enero y abril de 1954 sucesivamente. Después de la examinación del accidente se concluyó que esto se debía a fracturas por fatiga debido a la presurización de las cabinas. El tercero, es el del Boeing 747 SR, JAL vuelo N°123 el cual se estrelló en agosto de 1985, en donde 520 pasajeros murieron y 4 pasajeros sobrevivieron milagrosamente. Este accidente es muy importante desde el punto de vista de ensayos no destructivos, debido a que no se conocía que las fisuras por fatiga se propagaran en una pared hermética para presurizar y excedieron la longitud de fisura crítica y finalmente el avión se estrelló. A. Whöler llevó a cabo experimentos sistemáticos sobre lo así llamado fatiga durante 1852 y 1870. El introdujo la curva S- N (Tensión- Número de Ciclos) llamadas curvas de Wöhler, lo cual representa una de las características básicas de fatiga (Fig. 2.30). Estas curvas muestran la relación entre la amplitud de las tensiones cíclicas y un número de ciclos para su ruptura.

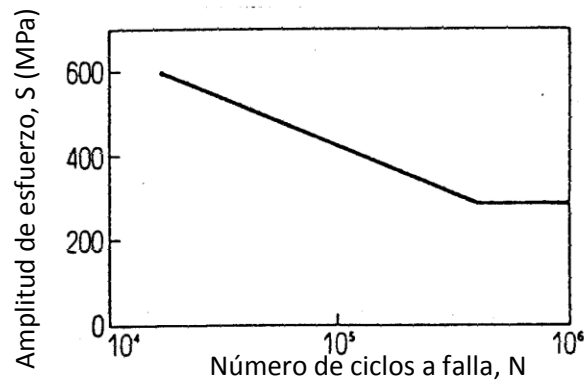


Figura 2.30 Ejemplo de curvas de S-N para un acero [63].

2.2.6.2 Tensiones (Esfuerzos) cíclicas

Las tensiones aplicadas pueden ser de naturaleza: axial (tensión- compresión), flexionales (flexión) o torsionales. En general son posibles tres modos diferentes de fluctuaciones tensión-tiempo. La figura 2.31 muestra que el nivel de tensiones puede variar al azar en amplitud y frecuencia. La esfuerzo medio σ_m está definido como el promedio de los esfuerzos máximos y mínimos en el ciclo y dadas por la siguiente ecuación:

$$\sigma_m = (\sigma_{max} + \sigma_{min})/2 \quad \text{Ec. 1}$$

Además, el rango de esfuerzos, $\Delta\sigma$, es sólo la diferencia entre σ_{max} y σ_{min} dado por la ecuación:

$$\Delta\sigma = (\sigma_{max} - \sigma_{min}) \quad \text{Ec. 2}$$

La amplitud de esfuerzo σ_a ó S es solamente la mitad de este rango de esfuerzos y dado por la ecuación:

$$\sigma_a = \frac{\Delta\sigma}{2} = S \quad \text{Ec. 3}$$

Finalmente R , es la relación entre la amplitud de esfuerzos mínimos y máximos, dada por:

$$R = \sigma_{min} / \sigma_{max} \quad \text{Ec. 4}$$

Por convención las tensiones de tracción son positivas y las de compresión son negativas. Por ejemplo para un ciclo de inversión completa, el valor de R es menos uno.

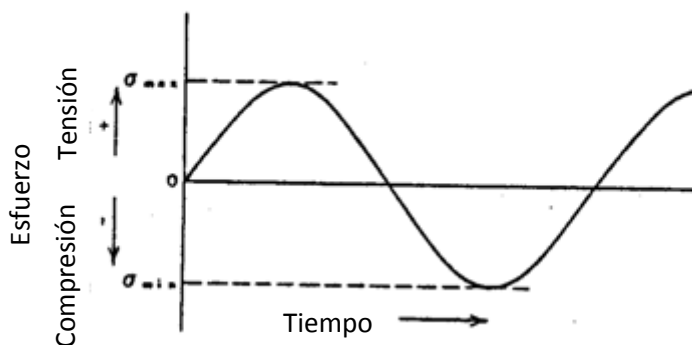


Figura 2.31 Ciclos de tensiones repetitivas [63].

2.2.6.3 La curva S-N o de Wöhler

Las propiedades de la fatiga de los materiales pueden ser determinadas a partir de ensayos de simulación en el laboratorio. El equipo de ensayo debería ser diseñado para duplicar tanto como sea posible, las condiciones de servicio (nivel de tensiones, frecuencia de tiempo, patrón de tensiones, etc.)

Las series de ensayos se comienzan sometiendo a la pieza tensiones cíclicas con una amplitud de las tensiones máximas relativamente altas, usualmente en el orden de dos tercios de la tensión a la cedencia, contándose el número de ciclos a la ruptura. Este procedimiento se repite en otras probetas disminuyendo progresivamente la amplitud de las tensiones máximas. Se representan los datos como tensión contra el logaritmo del número de ciclos a la ruptura para cada una de las probetas. Los valores de σ se toman normalmente como amplitud de tensiones. Los dos tipos del comportamiento observados en la relación S-N, son representados en la figura 2.32.

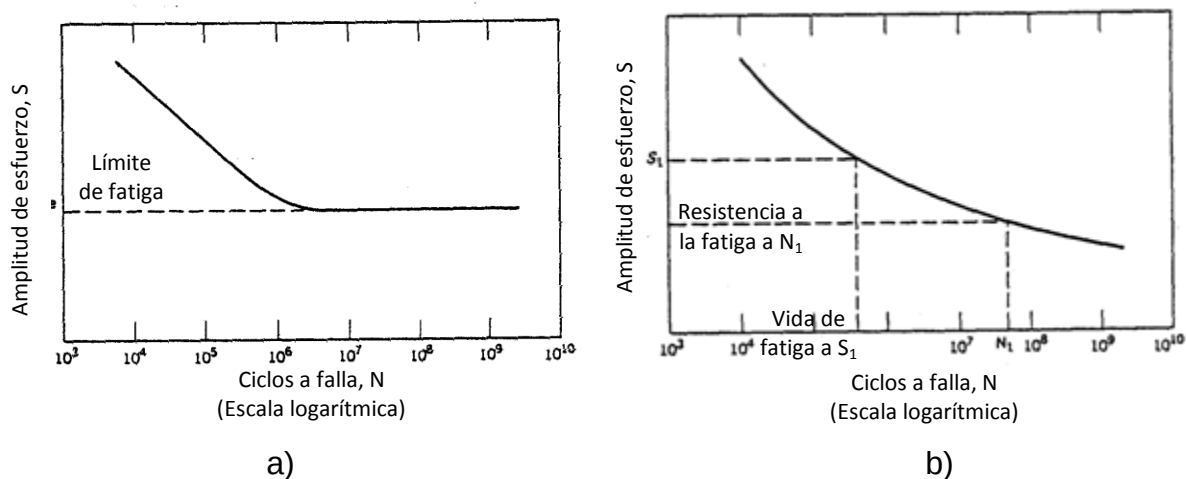


Figura 2.32 Dos tipos de curvas S-N [63], a) Material que muestra un límite de fatiga, b) Material que no muestra un límite de fatiga.

En estos gráficos se indican las magnitudes de tensiones más altas, y el menor número de ciclos que el material es capaz de soportar antes de su fractura. Para algunas aleaciones férricas y de titanio, la curva de Wöhler mostrada en la Fig. 2.32 a) tiende a ser horizontal para altos valores de N , o hay un límite de nivel de tensiones, llamado **límite de fatiga**, debajo del cual la fractura por fatiga no ocurre. Este límite de fatiga representa el mayor valor teórico de tensiones fluctuantes que no causará fractura para un número infinito de ciclos. Para muchos aceros, los límites de fatiga están entre el 35 y 60% de la tensión de tracción. La mayoría de las aleaciones no férricas (por ejemplo aluminio, cobre, magnesio) no presentan un límite de fatiga, la curva S-N continúa su tendencia descendente a grandes valores de N como se muestra en la Fig. 2.32 b). En esta situación se producirá la fractura por fatiga sin considerar la magnitud de las tensiones. Para estos materiales se especifica la tensión de fatiga, la cual está definida como el nivel de tensiones que producirá fractura en algún determinado número de ciclos (por ejemplo 10^7 ciclos). Otro parámetro importante que caracteriza el comportamiento a la fatiga de los materiales es la vida a la fatiga N , definido como el número de ciclos para causar fractura a un nivel especificado de tensiones. El comportamiento a la fatiga se puede

clasificar en dos grupos, uno asociado con cargas relativamente altas que producen no sólo deformación elástica sino también deformación plástica durante cada ciclo llamada **fatiga de alto ciclos**, donde las vidas a fatiga son relativamente cortas, está asociada con vidas a la fatiga mayores a 100,000 ciclos. Y la **fatiga de bajo ciclos** que se produce a valores menores de 100,000 ciclos, para niveles de tensiones menores en las cuales sólo hay deformación totalmente elástica, obteniendo vidas más prolongadas, por lo que se requiere mayor número de ciclos para que se produzca la fatiga [63].

2.2.6.4 Iniciación y propagación de fisura

El proceso de fractura por fatiga está caracterizado por las siguientes etapas:

1. **Formación de intrusiones y extrusiones superficiales:** En un espécimen libre de defectos superficiales, ocurre la formación de bandas persistentes de deslizamiento (PSB) debido a la intensificación del deslizamiento cíclico en los planos de corte cristalográfico. Cuando estas bandas de deslizamiento intersectan una superficie libre, es posible la formación de intrusiones y extrusiones debido a la irreversibilidad cíclica de la deformación plástica (fig. 2.33).
2. **Etapas I Iniciación de fisura (*Modo de corte*):** Se forma una pequeña fisura en lugares con alta concentración de tensiones. Aparición de pequeñas grietas de corte asociadas con una intrusión, orientadas a lo largo del borde de las bandas persistentes de deslizamiento (PSB). El crecimiento de estas grietas está controlado por esfuerzos y deformaciones cortantes y se extiende a lo largo de tan sólo algunos granos (fig. 2.33).
3. **Etapas II Propagación de fisura (*Modo tensil*):** En esta etapa la fisura avanza incrementalmente con cada ciclo de tensiones. La grieta de corte de la ETAPA I cambia de dirección después de haber atravesado uno o dos granos, creciendo ahora perpendicularmente a la dirección del máximo

esfuerzo tensil aplicado, cuya magnitud controla la extensión de la grieta (fig. 2.33).

4. **Etapas III Fractura final:** Ocurre muy rápidamente una vez que la fisura en avance ha alcanzado un tamaño crítico o excesiva deformación plástica). Así la vida a la fractura o el número total de ciclos para la fractura (fig. 2.33), se puede tomar como la suma de los ciclos requeridos para la iniciación N_i más los de propagación N_p :

$$N_f = N_i + N_p$$

La contribución de la etapa de fractura final es insignificante ya que ella se produce muy rápidamente. Las proporciones relativas a la vida total de N_i y N_p , dependen del material en particular y de las condiciones de ensayo. A niveles bajos de tensiones (por ejemplo para fatiga de altos ciclos), una gran fracción de la vida a la fatiga se utiliza en la iniciación de la fisura. Cuando se incrementan los niveles de tensiones, N_i disminuye y las fisuras se forman más rápidamente. Así para fatiga de bajo ciclos (alto nivel de tensiones), la etapa de propagación es predominante (por ejemplo $N_p > N_i$). Las fisuras asociadas con la fractura por fatiga casi siempre se inician (o nuclean) sobre la superficie de la pieza en algún punto de concentración de tensiones. Los sitios de nucleación de fisuras incluyen ralladuras, filetes de maquinado, rugosidades, etc.

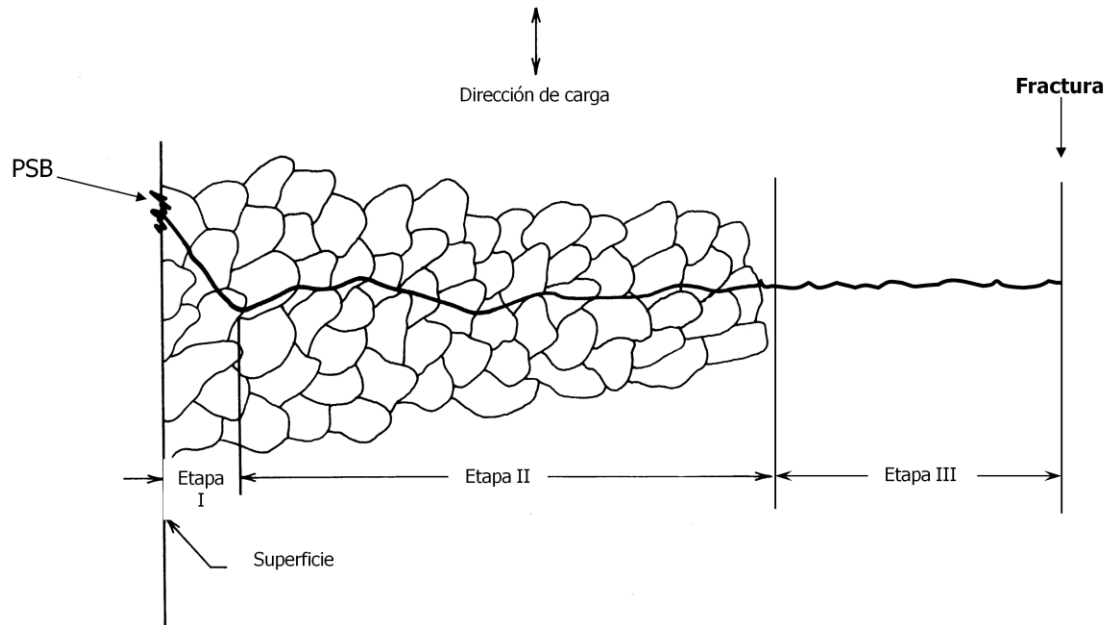


Figura 2.33 Representación esquemática que muestra las Etapas I, II y III de la propagación de fisuras por fatiga en metales policristalinos [64].

2.2.6.5 Métodos para estimación de la vida a la fatiga

Método Esfuerzo-Vida (S-N)

- Los esfuerzos aplicados son pequeños, es decir, elásticos.
- La deformación plástica es muy pequeña y limitada a la vecindad de la punta de la grieta.
- En este método se analiza el número total de ciclos para la falla completa. El régimen es de ciclos altos ($>100,000$) (fig. 2.34).

Método Deformación-Vida (ϵ -N)

- El factor gobernante para la vida en fatiga es la deformación plástica.
- Los esfuerzos y las deformaciones son grandes, es decir, plásticos.
- Hay presencia de deformación plástica extensiva.
- Analiza el número de ciclos para el inicio de una grieta. El régimen es de ciclos bajos ($<100,000$) (fig. 2.34).

Método de Propagación

- El factor gobernante para la vida en fatiga es el factor de intensidad de esfuerzos.
- Supone la pre-existencia de grietas de tamaño y geometría conocidas.
- El análisis se basa en el uso de las teorías de mecánica de la fractura (lineal-elástica y elasto-plástica).
- Analiza número de ciclos necesarios para que la grieta se propague una cierta distancia (fig. 2.34).

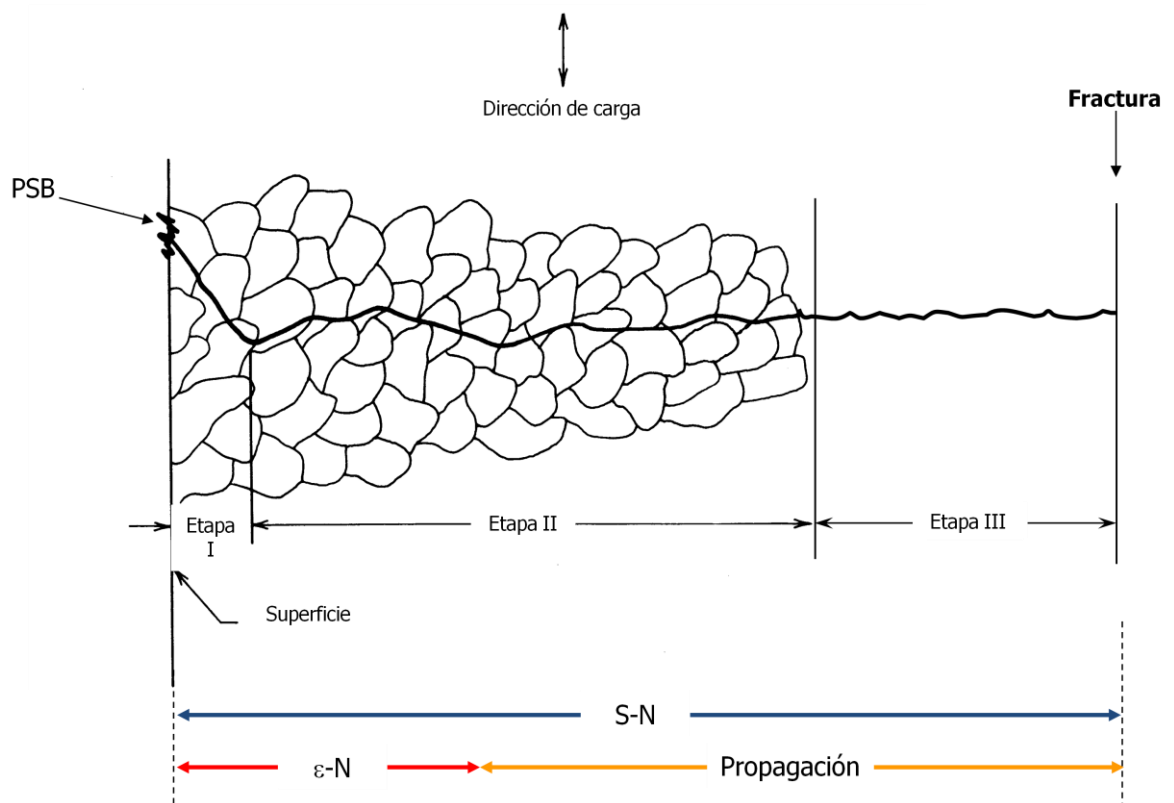


Figura 2.34 Métodos para estimación de la vida a la fatiga [64].

2.3 Aplicación del Análisis de Elemento Finito (FEA) en implantología dental

El análisis de elemento finito (FEA) se ha utilizado ampliamente para predecir el funcionamiento biomecánico de varios diseños de implantes dentales, así como el efecto de factores clínicos en el éxito del implante. Entendiendo el método, el uso, y las limitaciones básicas del FEA en implantes dentales, el implantólogo podrá interpretar resultados de los estudios de FEA y extrapolar estos resultados a las situaciones clínicas.

En las últimas 2 décadas, el análisis de elemento finito se ha convertido en una herramienta cada vez más útil para la predicción de los efectos de la tensión en el implante y su hueso circundante. Las cargas de la masticación inducen fuerzas axiales y momentos de flexión que resultan en gradientes de tensión en el implante, así como en el hueso. Un factor clave para el éxito o la falla de un implante dental es la forma en la cual los esfuerzos de tensión se transfieren al hueso circundante. La transferencia de la carga de los implantes al hueso circundante depende del tipo de carga, de la interface hueso-implante, la longitud y diámetro de los implantes, la forma y las características de la superficie del implante, el tipo de prótesis, y de la cantidad y calidad del hueso circundante.

El FEA permite predecir la distribución de tensiones en el área de contacto de implantes con el hueso cortical y alrededor del ápice (punta) de los implantes en hueso trabecular. Aunque los mecanismos exactos no se entiendan completamente, está claro que hay una respuesta de remodelado del hueso circundante que se adapta a esta tensión. Las características del implante que causan tensiones excesivamente altas o bajas pueden contribuir a la reabsorción patológica o atrofia del hueso.

2.3.1 Suposiciones en el uso de FEA en el sistema biomecánico implante-hueso

Para problemas que implican geometrías complicadas, es muy difícil alcanzar una solución analítica. Por lo tanto, se requiere el uso de métodos numéricos. El FEA es una técnica para obtener una solución de un problema mecánico complejo al dividir el dominio del problema en una colección de dominios mucho más pequeños y más simples (elementos) en los cuales las variables se puedan interpolar con el uso de funciones de forma. Una solución general aproximada al problema original se determina basada en varios principios. Es decir, FEA es un método por el cual, en vez de buscar una función solución para el dominio completo, se formulan las funciones solución para cada elemento finito y las combina correctamente para obtener la solución al cuerpo entero. Debido a la extremadamente compleja geométrica de los componentes en un sistema dental implante-hueso, FEA se ha visto como la herramienta más conveniente para analizarlos. En FEA se necesita un mallado para dividir el dominio entero en elementos. Se refiere al proceso de crear la malla, los elementos, sus nodos respectivos, y la definición de condiciones de frontera como “discretización” del dominio problema. FEA fue desarrollado inicialmente a principios de los 60 para solucionar problemas estructurales en la industria aeroespacial pero se ha extendido desde entonces para solucionar problemas de transferencia de calor, flujo de fluido, transporte de masa, y electromagnetismo.

En 1976, Weinstein y col. [65] fueron los primeros en utilizar FEA en odontología del implante; posteriormente, FEA fue adoptado rápidamente en ese campo. Atmaram y Mohamed analizaban la distribución de tensiones en un implante para entender el efecto de parámetros elásticos, geometría del implante y la variación en la longitud del implante. Borchers y Reichart [65] desarrollaron un FEA en 3 dimensiones de un implante en diferentes etapas de desarrollo de la interface del hueso. Cook y col. [65] aplicaron FEA a implantes

dentales porosos arraigados. Meroueh y col. [65] realizaron un FEA para un implante cilíndrico oseointegrado. Williams y col. llevaron a cabo un FEA en prótesis en voladizo en implantes dentales, Akpinar y col. [65] usaron FEA para simular la combinación natural de un diente y un implante. La dificultad principal en la simulación del comportamiento mecánico de implantes dentales es el modelado del tejido humano del hueso y su respuesta a la fuerza mecánica aplicada. Se necesita hacer ciertas suposiciones para hacer posible el modelado y solución del proceso. La complejidad de la caracterización mecánica del hueso y su interacción con los sistemas del implante ha forzado a los autores a hacer simplificaciones importantes. Algunas suposiciones influyen perceptiblemente la exactitud de resultados de FEA. Éstos incluyen: (1) geometría detallada del hueso e implante que se modelarán, (2) propiedades de los materiales, (3) condiciones de frontera y (4) la interface entre el hueso y el implante (fig. 2.35).

2.3.2 Geometría

El primer paso en el modelado de FEA es representar la geometría del interés en la computadora. En algunos estudios de 2 dimensiones de FEA, el hueso fue modelado como configuración rectangular simplificada con el implante. Algunos modelos tridimensionales de FEA trataron la mandíbula como arco con sección rectangular. Recientemente, con el desarrollo de técnicas de imagen digital, están disponibles métodos más eficientes para el desarrollo de modelos anatómico exactos. Éstos incluyen el uso de software especializado para la transformación directa de información de imagen de datos de 2 o 3 dimensiones de la tomografía computarizada (TC) o imagen de resonancia magnética (IMR) en mallas FEA. También es posible la inclusión automatizada de algunas propiedades de materiales, medidas de la densidad del hueso. Esto permite un modelado más exacto de la geometría del sistema hueso-implante (fig. 2.36). En el futuro próximo, la creación de modelos de FEA para pacientes individuales, basados en técnicas digitales avanzadas, será posible e incluso quizás sea trivial.

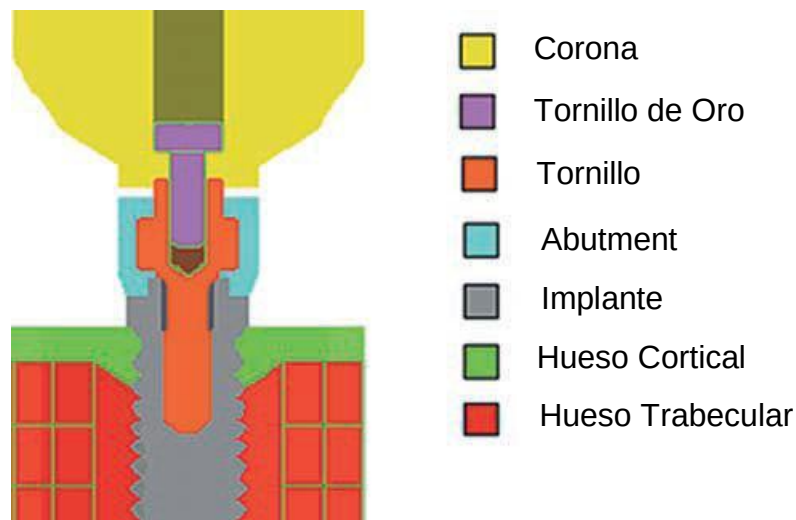


Figura 2.35 Geometría, condiciones de frontera [66].

2.3.3 Propiedades de los materiales

Las propiedades de los materiales influyen enormemente la distribución de tensiones y esfuerzos en una estructura. Estas propiedades se pueden modelar en FEA como isotrópicas, transversalmente isotrópicas, ortotrópicas y anisotrópicas. En un material isotrópico, las propiedades son iguales en todas las direcciones; por lo tanto, solamente existen 2 constantes independientes de los materiales. Un material anisotrópico tiene diferentes propiedades cuando se mide en diferentes direcciones. Hay muchas constantes de materiales dependiendo del grado de anisotropía (transversal isotrópico, ortotrópico). En la mayoría de los estudios reportados, se hace la suposición de que los materiales son homogéneos y lineales y que tienen comportamiento de material elástico caracterizado por 2 constantes del material, el módulo de Young y el coeficiente de Poisson. Los primeros estudios de FEA ignoraban la red trabecular del hueso simplemente porque no estaba disponible la capacidad para determinar el patrón trabecular. Por lo tanto, se asumía que el hueso trabecular tenía un patrón sólido dentro de la cáscara cortical interna del hueso. Ambos tipos del hueso fueron modelados simplemente como materiales lineales, homogéneos,

e isotrópicos. En la tabla 2.4 se presentan valores de propiedades de diversos materiales.

Tabla 2.4 Propiedades de materiales usados en estudios FEA de implantes dentales [67].

Material	Módulo elástico (MPa)	Relación de Poisson	Autor, Año
Esmalte	4.14×10^4	0.30	Davy,1981
	4.689×10^4	0.30	Wright,1979
	8.25×10^4	0.33	Farah,1975
	8.4×10^4	0.33	Farah,1989
Dentina	1.86×10^4	0.31	Reinhardt,1984
	1.8×10^4	0.31	MacGregor,1980
Membrana Periodontal	171	0.45	Atmaram,1981
	69.8	0.45	Reinhardt,1984
	6.9	0.45	Farah,1989
Hueso Cortical	2727	0.30	Rice, 1988
	1.0×10^4	0.30	Farah,1989
	1.34×10^4	0.30	Cook, 1982
	1.5×10^4	0.30	Cowin, 1989
Hueso Trabecular	150	0.30	Cowin, 1989
	250	0.30	MacGregor,1980
	790	0.30	Knoell,1977
	1.37×10^3	0.31	Borchers, 1983
Mucosa	10	0.40	Maeda, 1989
Titanio Puro	117×10^3	0.30	Ronald,1995
Ti-6Al-4V	110×10^3	0.33	Colling, 1984
Aleación de oro tipo 3	100×10^3	0.30	Ronald,1995
	80×10^3	0.33	Lewinstein,1995
Aleación Ag-Pd	95×10^3	0.33	Craig, 1989
Aleación Co-Cr	218×10^3	0.33	Craig, 1989
Porcelana	69.9×10^3	0.28	Lewinstein,1995
Resina	2.7×10^3	0.35	Craig, 1989
Resina Composita	7×10^3	0.20	Craig, 1989

Varios autores han precisado que el hueso cortical no es ni homogéneo ni isotrópico. Es más bien heterogéneo y anisotrópico. La estructura ósea posee diversos valores de deformación al punto de ruptura y módulo de elasticidad cuando se prueba en compresión comparado con tensión. Las condiciones en que se lleva a cabo la prueba también afectan las propiedades del material medidas. Rieger y col. [65] reportaron que hay un rango de tensiones (1.4 a 5.0 MPa) necesario para un hueso sano. Se reportaron que las tensiones fuera de este rango causan reabsorción del hueso.

2.3.4 Condiciones de frontera

La mayoría de los estudios de FEA que modelan la mandíbula ponen las condiciones de frontera como fijas. Recientemente, Zhou y col. [67] desarrollaron un modelo de mandíbula en 3 dimensiones de FEA más realista partiendo de datos de una imagen TC transversal escaneada. Fueron simuladas las funciones de masticación de los músculos y ligamentos y movimiento funcional de las uniones temporomandibulares (TMJ) por medio de elementos de cable y elementos de hueco compresivos respectivamente (fig. 2.37). Los autores concluyeron que los elementos de cable y los elementos de hueco se pueden utilizar para establecer condiciones de frontera en su modelo de mandibular de FEA, mejorando la simulación y exactitud del modelo.

Teixera y col. [66] concluyeron que en un modelo mandibular dimensional, al modelar la mandíbula a distancias mayores de 4.2 milímetros mesial o distal del implante, no resultó en alguna aproximación significativa en los cálculos posteriores en FEA. El uso de elemento infinito puede ser una buena manera de modelar condiciones de frontera (fig. 2.36).

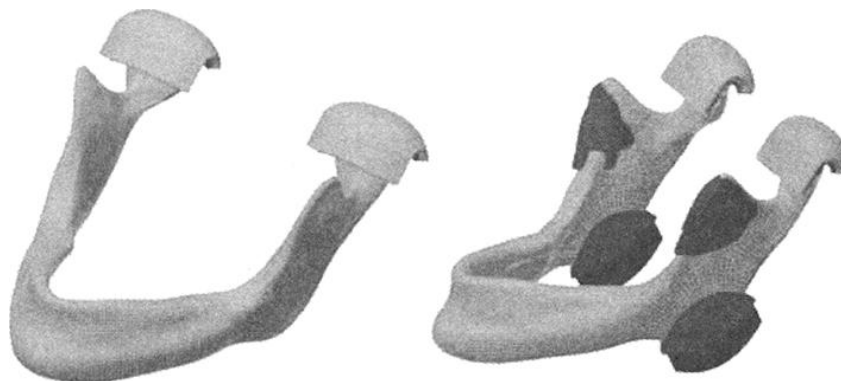


Figura 2.36 Modelo FEA tridimensional de una mandíbula humana [67].

2.3.5 Interface hueso-implante

La mayoría de los modelos FEA asumen un estado óptimo de oseointegración, eso significa que el hueso cortical y trabecular están perfectamente unidos al implante. Esto no ocurre exactamente de esa forma en situaciones clínicas. Por lo tanto, el contacto real y su efecto sobre transferencia de carga del implante al hueso de soporte necesitan ser modelados más cuidadosamente. Los programas actuales de FEA proporcionan algoritmos de varios tipos de contacto para la simulación de contactos. Por lo tanto ahora es técnicamente factible llevar a cabo tal simulación. La fricción entre superficies de contacto también puede ser modelada con algoritmos de contacto. Los coeficientes de fricción, sin embargo, tienen que ser determinados por medio de experimentación.

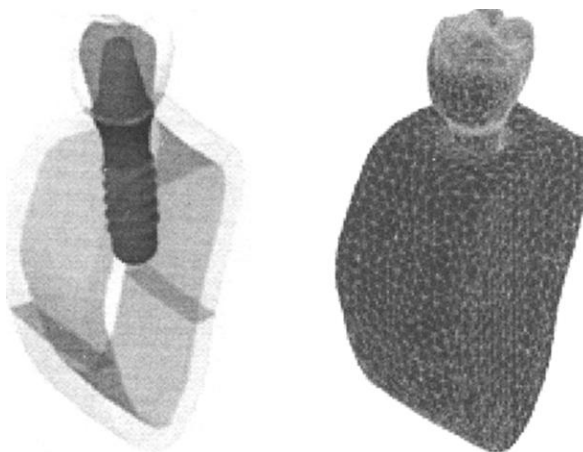


Figura 2.37 Imágenes de TC y sus mallas FEA [67].

2.3.6 Geometría del implante: longitud, diámetro, y forma

Diámetros de implante grandes proveen una distribución de tensiones más favorable. Se ha utilizado FEA para demostrar que las tensiones en hueso cortical disminuyen en proporción inversa al aumento en el diámetro de implante con cargas horizontales y laterales. Sin embargo, Holmgren y col. [67] demostraron que no necesariamente la mejor opción es usar el diámetro de implante más ancho al considerar la distribución de tensiones que circundaran al hueso; dentro de ciertos límites morfológicos, existe un tamaño óptimo de implante dental para disminuir la magnitud de tensiones en la interface hueso-implante. En general no ha sido recomendado el uso de implantes cortos porque se cree que las fuerzas de la mordida deben ser disipadas sobre un área de implante grande para que el hueso sea preservado. Lum [67] ha demostrado que las fuerzas de la mordida están distribuidas principalmente sobre el hueso crestral y no uniformemente por toda la superficie de la interface del implante.

En resumen, la longitud óptima y el diámetro necesario para el éxito a largo plazo dependen de la condición de soporte del hueso. Si el hueso está en condiciones normales, la longitud y el diámetro resultan no ser factores significativos para el éxito del implante. Sin embargo, si la condición del hueso es pobre, se aconsejan implantes de diámetro grande y los implantes cortos se deben evitar. Con respecto a forma del implante, el análisis teórico implica que clínicamente, siempre que sea posible, un nivel óptimo y no necesariamente una forma más grande de implante dental debería ser utilizado basado en las limitaciones morfológicas específicas de la mandíbula.

2.4 Simuladores de masticación

Los simuladores de masticación, son máquinas de fatiga diseñadas para estudiar el desempeño cíclico de los biomateriales utilizados en los implantes dentales.

La historia del desarrollo de los simuladores de masticación está influenciada principalmente por diferentes líneas de investigación, la cual ha conducido al desarrollo de una gran diversidad de diseños con diferentes características. Las características que se requieren en un ensayo de fatiga de este tipo son: estandarización, repetibilidad, pruebas de corta duración, y técnicas simples de medición

Las características de ensayo están descritas en el estándar **ISO 14801:2007** [4] para ensayos de fatiga de implantes endóseos (fig. 2.38):

- Ensayos cíclicos a 37°C y en medio salivar (opcional).
- El apriete del tornillo sea de acuerdo a las especificaciones del fabricante.
- Sean colocados a un ángulo de 30° con respecto a la dirección de la carga, o que la carga este actuando a este ángulo.
- Empotramiento de muestras a 3 mm, donde se simula la reabsorción de hueso.
- Copa o cuerpo semiesférico, encargado de transferir la carga, resistente a la deformación de la carga aplicada (en nuestro caso se usó una aleación de Co-Cr, igual al material usado en las cofias de metal en puentes y piezas dentales).

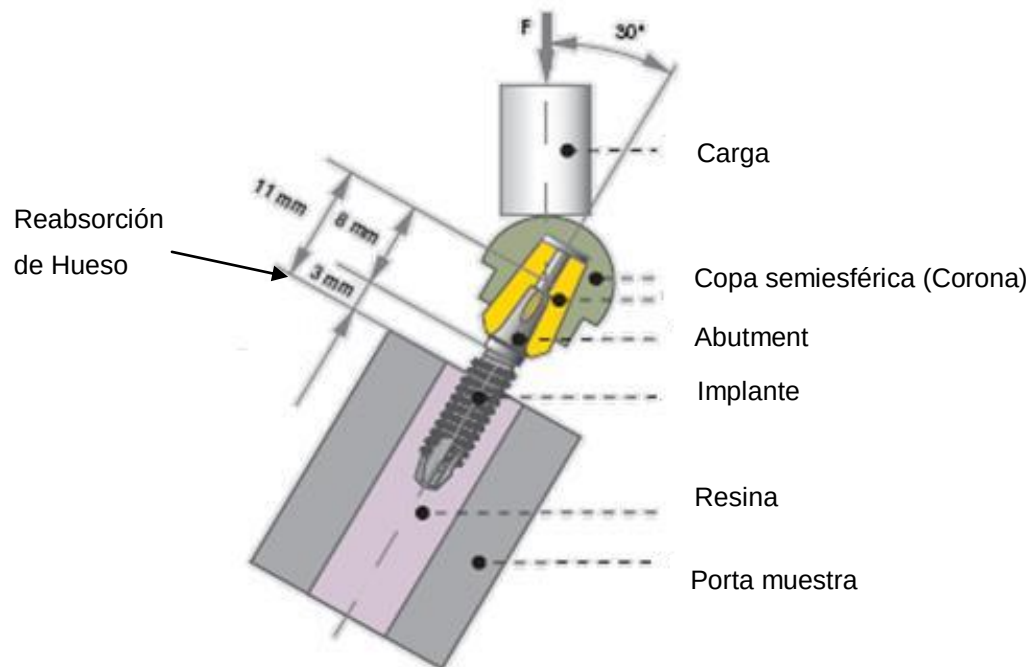


Figura 2.38 Configuración geométrica utilizada en pruebas de fatiga de implantes dentales [4].

De acuerdo con el tipo de movimiento que realizan, los simuladores de masticación se pueden clasificar en:

- Uniaxiales, reproduciendo únicamente fuerzas verticales.
- Biaxiales, reproduciendo verticales-horizontales (masticación natural).



Figura 2.39 Simulador de masticación biaxial Willytec [68].

Dentro de un eje-dual controlado por un ordenador que simula el proceso masticación, hasta 8 especímenes pueden ser expuestos a 1.2 millones de ciclos de fatiga termomecánica en un simulador de masticación (fig 2.39) controlado por ordenador, simulando situaciones las condiciones clínicas relevantes (Willytec, Alemania). Esto es equivalente a aproximadamente 5 años de uso clínico. Las cargas entre 5, 49 y 98 N se pueden aplicar en el eje vertical. Además, un movimiento horizontal se utiliza para crear un patrón de masticación natural.

Durante la prueba, cuenta con ciclos térmicos entre 5 °C y 55 °C durante 60 s cada uno, con una pausa intermedia de 12 s.

Algunos otros simuladores, se muestran en las figuras 2.40 y 2.41.



Figura 2.40 Simulador de masticación Willytec CS- 3 [68].



Figura 2.41 Simulador de masticación Willytec CS- 4 [68].

El diseño de los implantes dentales se están modificando continuamente debido a razones clínico-científicas y comerciales. Se realiza una revisión de la literatura en relación a las implicaciones clínicas de las variaciones en macrogeometría y su influencia en la interfase.

Los resultados descritos en la literatura muestran que los nuevos diseños de implantes mejoran la estabilidad primaria en huesos de baja densidad y distribuyen mejor las cargas biomecánicas.

Existen diseños que favorecen la colocación de implantes en defectos de la anatomía. Los resultados experimentales y clínicos evidencian un beneficio para diseños que eliminan el cuello pulido, con cuerpo cónico, con ápice autoroscante, a base de dobles o triples espiras y perfiles de rosca redondeadas.

CAPÍTULO 3

PROCEDIMIENTO EXPERIMENTAL

3.1 Introducción

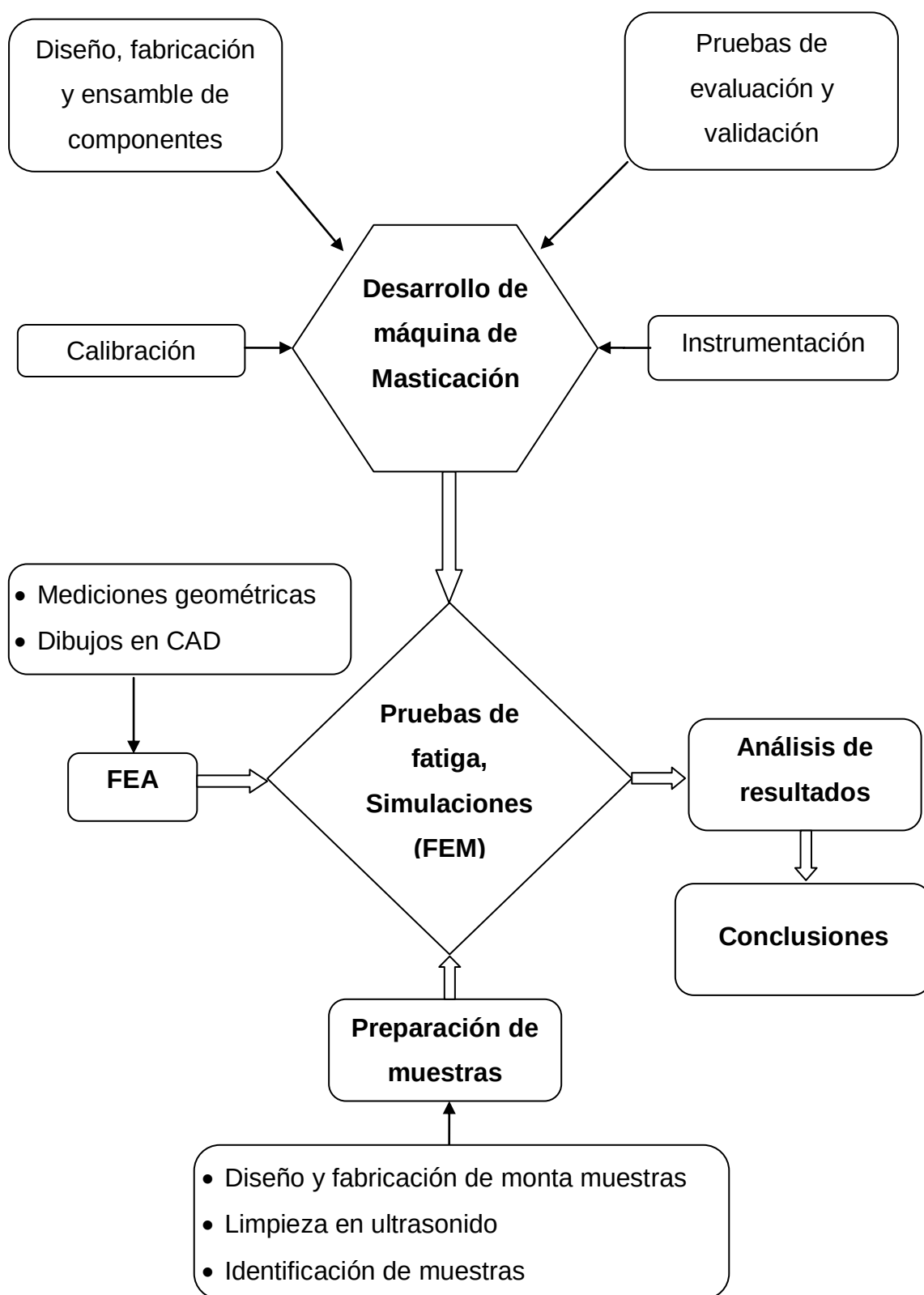
En el presente capítulo se describe la parte experimental del presente trabajo, la cual consistió en el desarrollo de un simulador de masticación para realizar pruebas de fatiga en implantes quirúrgicos. El proceso experimental comprendió el diseño del simulador de masticación (MASTIC-FIME I), su construcción, la selección e integración de un sistema de instrumentación y finalmente las pruebas de validación. Debido a la naturaleza del proyecto, el proceso experimental se resume en la siguiente sección del capítulo.

3.2 Plan Experimental

Para desarrollar el plan experimental, se propusieron los siguientes pasos:

- Diseño conceptual
- Diseño a detalle
- Fabricación y ensamble de componentes
- Control e instrumentación
- Pruebas de evaluación y validación

En la figura 3.1 se muestra de forma esquemática los pasos que se siguieron durante la experimentación y la correlación entre ellos.



3.1 Esquema del plan experimental.

3.3 Diseño

Tomando en cuenta la información de biomecánica de la masticación humana en conjunto con las necesidades y limitaciones del presente proyecto, se optó por diseñar un simulador de masticación que reprodujera el movimiento más importante de la mordida que es el uniaxial; a ciclo de carga constante, con 2 diferentes opciones de carga: 5 y 10 kg (49 y 98 N).

3.3.1 Diseño conceptual

En la etapa de diseño conceptual, se definió construir un simulador de masticación uniaxial que trabajara con un módulo de 8 estaciones de trabajo para cargas de 10 kg y otro módulo de 10 estaciones para cargas de 5 kg.

Una vez definida la configuración del simulador, el siguiente paso fue definir cada uno de los sistemas necesarios para imprimirle las características deseadas. Se diseñó un sistema motriz con una frecuencia de salida de aproximadamente 1.4 Hz, un sistema de simulación cinemática uniaxial y un sistema de carga constante de acción mecánica con los mecanismos necesarios para distribuir la fuerza en cada uno de los dos módulos de pruebas.

Como parte del diseño conceptual, se elaboraron algunos bocetos preliminares del simulador de cadera, los cuales se muestran en la figura 3.2.

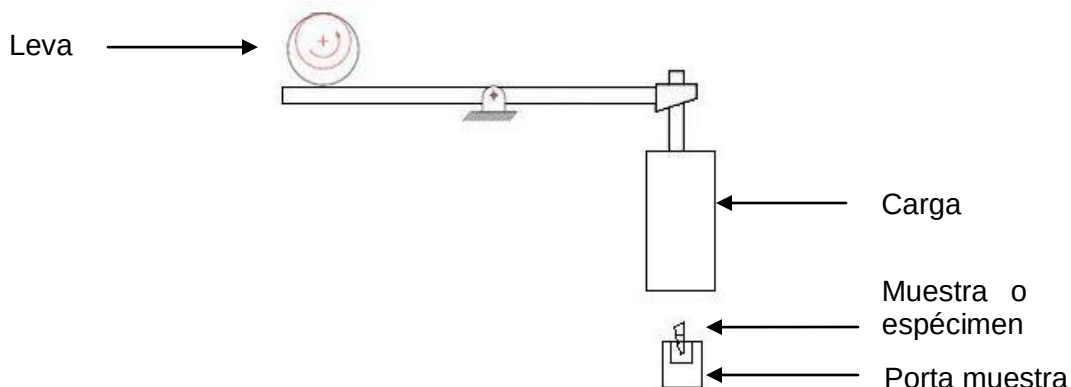
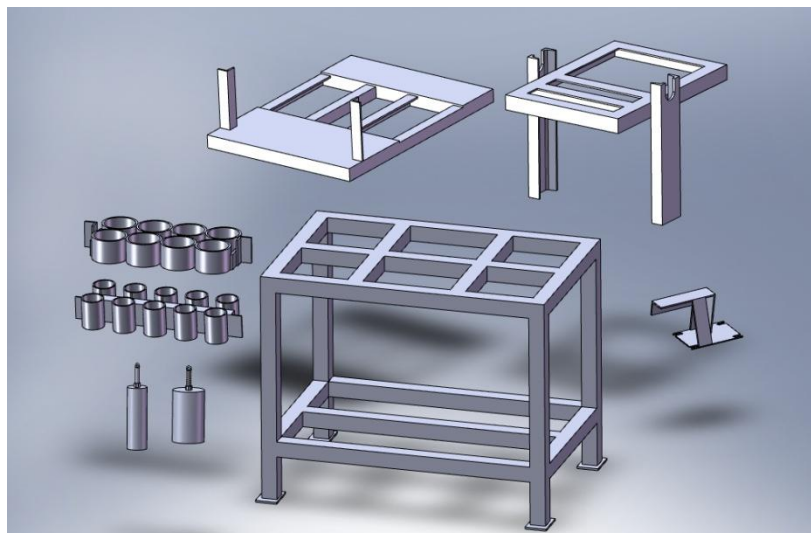


Figura 3.2 Dibujo preliminar MASTIC-FIME I.

Se elaboraron dibujos en 3D de cada uno de los sistemas del simulador utilizando SolidWorks, como se puede observar en la figura 3.3.



3.3 Dibujos realizados durante el diseño conceptual del simulador.

Tomando en cuenta la información de biomecánica de la masticación humana, en el presente simulador de masticación, las muestras, que pueden ser implantes dentales o dientes reales, experimentan los movimientos de flexión, traslación, describiendo el ciclo tipo “lágrima”. El presente simulador de masticación consta de dos módulos, el primero con 10 y un segundo con 8 estaciones de prueba para cargas de 5 y 10 kilogramos respectivamente; lo anterior con el objetivo de realizar pruebas de fatiga simultáneas y reducir tiempos de ensayo.

3.3.2 Diseño a detalle

En esta etapa se diseñó la ingeniería de los diferentes sistemas del simulador de masticación y se definieron los componentes a utilizar. Se realizaron modelos en 3D de los sistemas del simulador con las dimensiones finales, utilizando el software de AutoCAD y SolidWorks, tal como se muestra en la

Figura 3.4. En el Apéndice B se puede consultar el diseño a detalle de cada una de las piezas del Simulador MASTIC-FIME I.

Respecto al sistema de carga variable, se optó por utilizar otro sistema de guías con diferente dimensión para los 2 tipos de carga (5 y 10 kg), y reproducir el ciclo masticatorio para implantes dentales como para dientes.

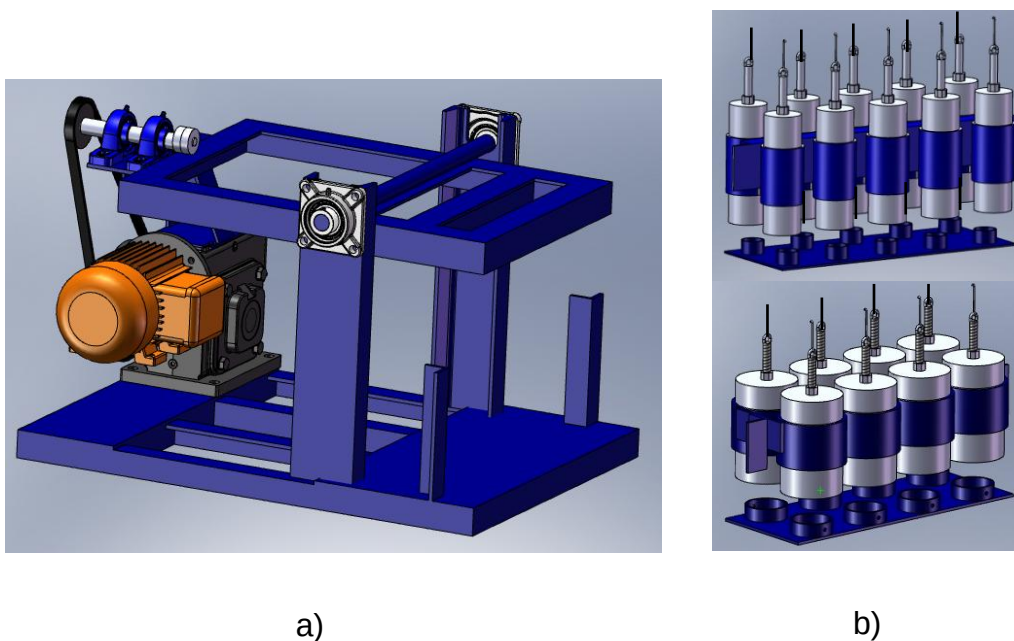


Figura 3.4 Diseño de la ingeniería de: a) sistema de simulación cinemática y b) sistema de carga variable.

3.4 Descripción del Simulador MASTIC-FIME I

En la sección anterior se describió el proceso de diseño del simulador de masticación, el cual se compone de los sistemas que se listan a continuación:

- Sistema Motriz
- Sistema de Simulación Cinemática
- Sistema de Carga
- Sistema de Control e Instrumentación

El simulador de masticación y sus componentes se ilustran en la figura 3.5, y cada uno de los sistemas se describe a detalle en los siguientes párrafos.



Figura 3.5 Simulador MASTIC-FIME I.

3.4.1 Sistema Motriz

El sistema motriz, ver figura 3.6, se encarga de generar la fuerza motriz en cada una de las estaciones del simulador de masticación. Se dice que una persona realiza 250 000 ciclos por año [22,23], por lo que 1,250 000 ciclos para 5 años [24,25]. Para acortar tiempos de ensayo, se somete las muestras a condiciones biomecánicas extremas, el presente simulador de masticación trabaja a una frecuencia de 1.4 Hz.

El sistema motriz está integrado por los siguientes elementos principales:

- Un motor eléctrico
- Un reductor de velocidad
- Leva

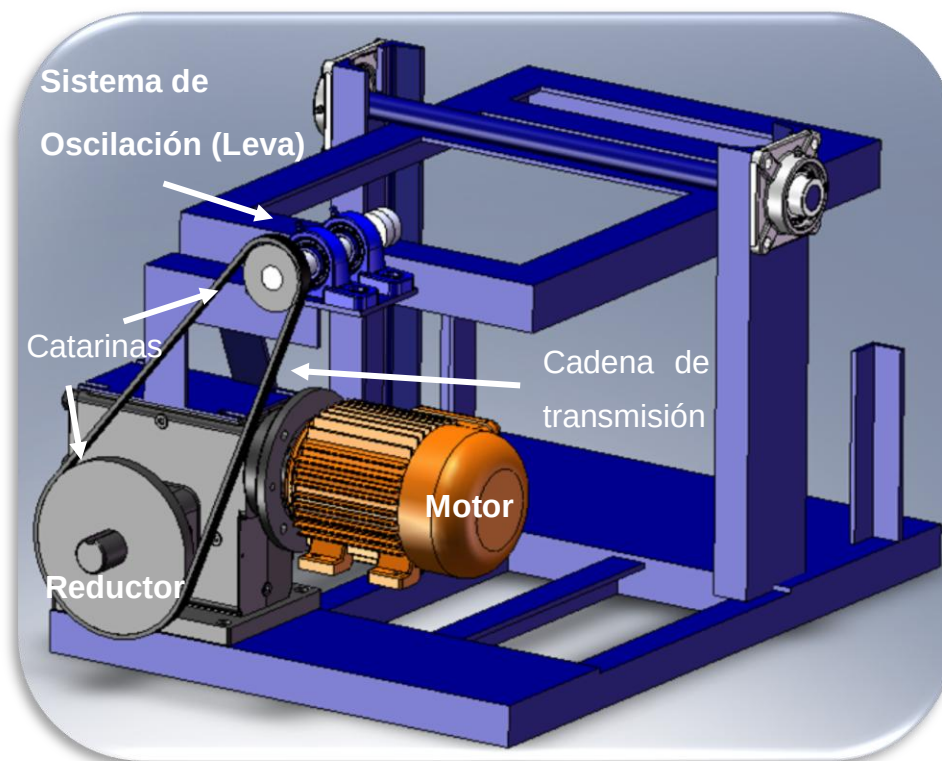


Figura 3.6 Esquema representativo del Sistema Motriz mostrando todos sus componentes.

3.4.1.1 Motoreductor

En el Simulador MASTIC-FIME I se requirió de un motor eléctrico monofásico de 1 HP (1RF3 056-4YC41) con una velocidad de salida de 1850 r.p.m acoplado a un reductor de velocidad con una relación de reducción de 60:1, cuya velocidad final resulta en 30.833 r.p.m. Las especificaciones del motor se incluyen en el Apéndice C.

3.4.1.2 Subsistema de catarinas

El sistema de catarinas (fig. 3.6), ubicado sobre el motor reductor, en la parte trasera de simulador, tiene la función de transmitir movimiento rotatorio, generado por el motor reductor, en cada uno de los módulos del simulador dependiendo del estudio. Básicamente es un sistema de un par de catarinas, con una relación de vueltas comunicadas por una cadena de transmisión.

Para alcanzar a incrementar la velocidad final a 83 r.p.m (aprox. equivalente a 1.4 Hz en el simulador), se diseñó un sistema de catarinas de velocidad, el cual consta de una catarina mayor adaptada a la flecha del reductor y una menor acoplada a la flecha motriz. La relación de dientes entre la catarina mayor y menor es de 35/13. El análisis de velocidades se incluye en el Apéndice D.

3.4.1.3 Eje-Leva

El *eje* trasmite movimiento y potencia al cargador de patrones de carga, por lo que el mismo eje cuenta con un mecanismo tipo leva en el extremo en contacto con el cargador, levantando los patrones de carga en cada uno de los dos módulos del simulador. Las cargas presentes en éste, son cargas dinámicas (repetitivas), El eje estará cargado por momentos estacionarios de flexión y torsión por lo tanto se presentarán esfuerzos de flexión completamente invertida, debido a la rotación (fig. 3.6).

Una *leva* es un elemento mecánico que sirve para impulsar a otro elemento, llamado seguidor para que desarrolle un movimiento específico, por contacto directo. Para este caso se utilizó una leva con un seguidor plano. La función de la leva en esta máquina es la de cumplir con el ciclo masticatorio. Un factor determinante en el diseño de la leva es su simplicidad (fig. 3.6). La leva tiene excentricidad de 3mm, pues en el momento que los pesos apliquen la fuerza de 49 o 98N al implante estará actuando durante un lapso de 0.47 seg a una distancia de separación de 1mm de la muestra; después la leva retirará la fuerza aplicada al diente o implante por un período de 0.23 seg, por lo que cumple un ciclo cada 0.72 seg aproximadamente.

3.4.2 Sistema de Simulación Cinemática

El sistema de simulación cinemática se compone de dos módulos, el primero con 10 y un segundo con 8 estaciones de prueba para cargas de 5 y 10 kilogramos respectivamente, ubicadas simétricamente una de otra en la mesa, debajo de los patrones de carga. En las estaciones de prueba se reproduce un movimiento lineal a través de un dispositivo tipo leva, la cinemática de la masticación se reproduce uniaxial en cada estación al mismo tiempo. A continuación se listan los elementos que integran las estaciones de pruebas (ver fig. 3.5):

- Un bastidor de la maquina
- Un cargador para patrones de carga
- Tren de guías (2)
- Una base del porta muestra
- Un porta muestra
- Un dispositivo de oscilación
- Muestra (implantes, dientes)

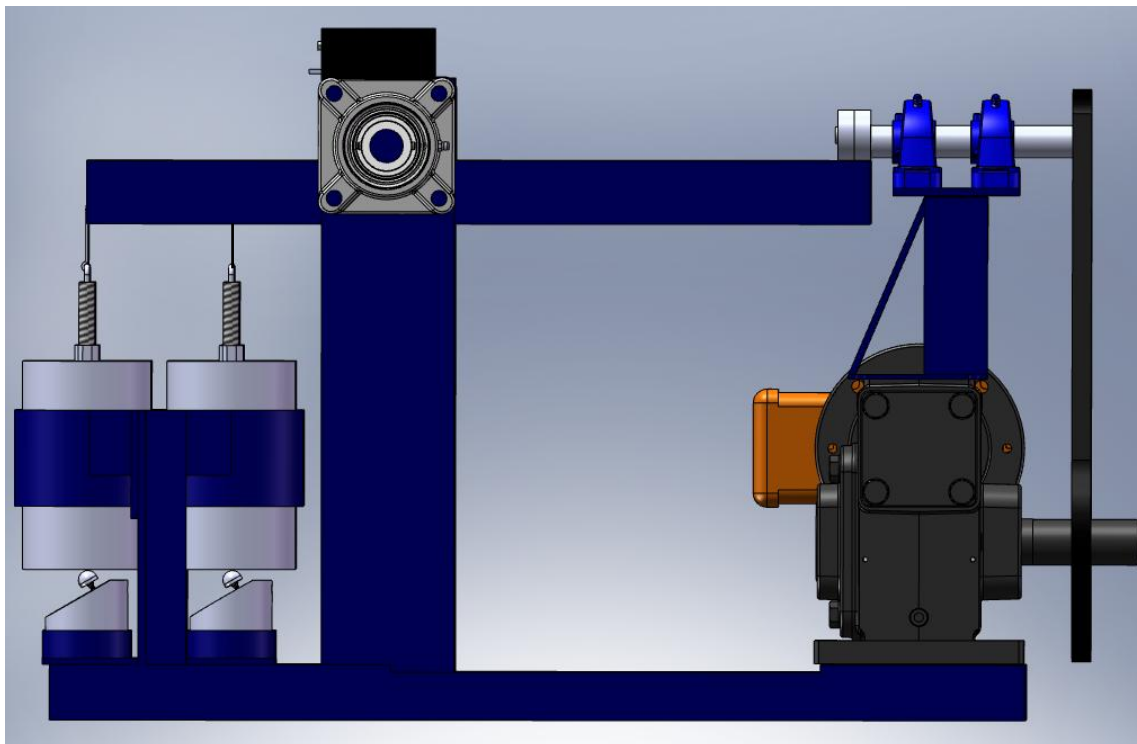


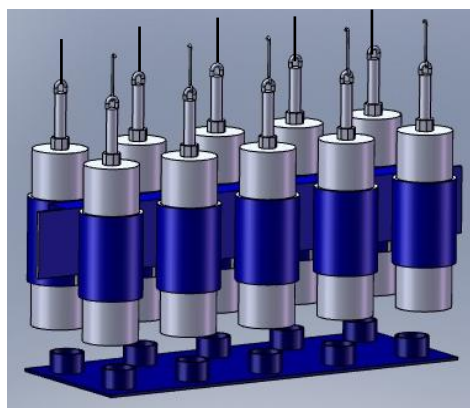
Figura 3.7 Sistema de simulación cinemática.

Como se mencionó anteriormente, el sistema motriz, genera movimiento rotatorio, el cual es transmitido a cada una de las estaciones de pruebas del sistema de simulación cinemática por medio del subsistema de catarinas de transmisión de potencia. Como se observa en la figura 3.6, el sistema motriz se encuentra en la parte trasera del simulador de masticación. Partiendo de lo anterior, a continuación se detalla el funcionamiento del sistema de simulación cinemática. Como se puede apreciar en la figura 3.7, cada estación de pruebas se encuentra montada sobre una base, que sirve para sujetar y soportar los porta muestras, en la cual se aplican patrones de carga donde aplastan los implantes por medio del cargador. Cada uno de los porta muestras tiene una inclinación de 30° en la parte superior con respecto al eje horizontal, tal como se muestran en las figuras 3.5 y 3.7. Con la inclinación de 30° , las muestras se someten a las condiciones más extremas, simulando un movimiento uniaxial análogo al movimiento de las mandíbulas.

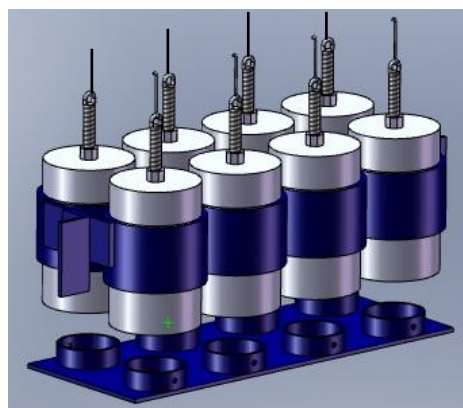
3.4.3 Sistema de Carga Variable

La función de este sistema es reproducir un patrón de carga variable en cada una de las ocho o diez estaciones de prueba, con valores de 49 y 98 N, respectivamente (fig. 3.8 a) y b)). El sistema de carga variable se compone de los siguientes elementos los cuales se ilustran en la figura:

- Patrones de carga (49 y 98 N)
- Tren de guías (ambas configuraciones)
- Base de porta muestras



a) 49 N



b) 98 N

Figura 3.8 Sistema de carga variable.

3.4.3.1 Sistema de ajuste

Este sistema está compuesto por el conjunto de un tornillo con tuerca, situados en la parte superior del patrón de carga (cilindro), conectados mediante un cable de acero flexible con el cargador (fig. 3.5), con el propósito de que la carga o fuerza aplicada sea el peso neto del patrón y esta sea constante; por lo que este conjunto ayuda a posicionarlos y ajustarlos. La función de este conjunto es realizar el ajuste fino (1mm o 2mm) necesario para separar las muestras de los patrones de carga, para la posterior aplicación de estas.

3.4.4 Sistema de Instrumentación

El sistema de instrumentación se compone de los siguientes elementos:

3.4.4.1 Contador electro-mecánico

Por medio de este dispositivo es posible registrar los ciclos recorridos. Es un contador de ciclos que sensa mediante el contacto de un switch mecánico. Toda la estación de pruebas consta de un solo contador, ver figura 3.5.

3.5 Fabricación y ensamble de componentes

Durante esta etapa, se fabricaron y ensamblaron las piezas diseñadas en la etapa anterior y se instalaron los componentes de cada sistema. Primero se fabricó las piezas del sistema de simulación cinemática, según se observa en la figura 3.9. Los dibujos de fabricación se pueden consultar en el Apéndice B.

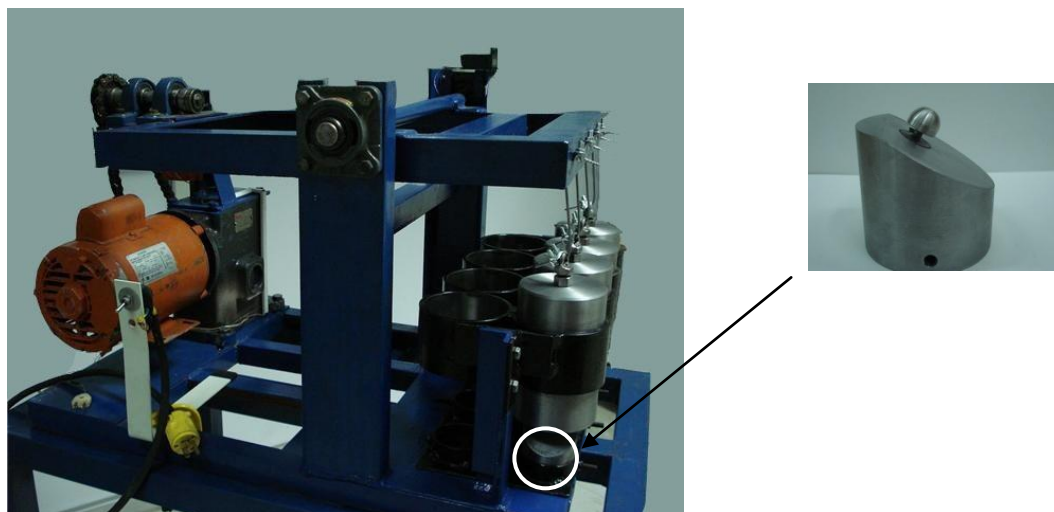


Figura 3.9 Piezas del sistema de simulación cinemática.

Posteriormente se ensambló el sistema motriz, tal como se observa en la figura 3.10.



Figura 3.10 Ensamble del sistema motriz.

Después de ensamblar el sistema motriz y el sistema de simulación cinemática, se ensambló el sistema de carga variable para ambas configuraciones. Los detalles se muestran en la figura 3.11.

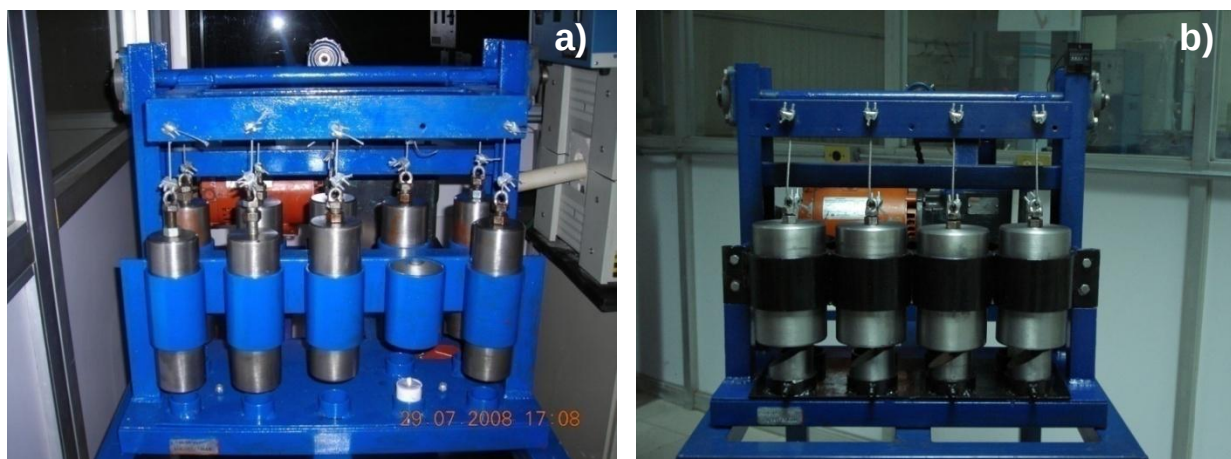


Figura 3.11 Ensamble del sistema de carga variable: a) Diez estaciones de prueba para cargas de 49 N b) Ocho estaciones de prueba para cargas de 98 N.

Finalmente se realizaron las conexiones de los circuitos del sistema de instrumentación, según se observa en la figura 3.12.

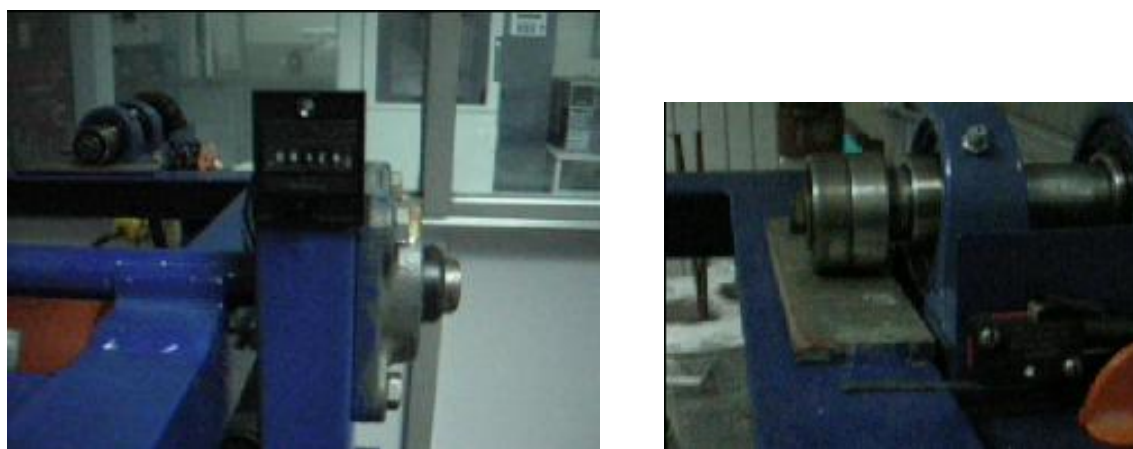


Figura 3.12 Conexiones del sistema de instrumentación.

3.6 Preparación de las Muestras

Para la realización del estudio piloto se nos donaron 2 implantes completos (tornillo, abutment e implante), durante la etapa de recolección de información en la inspección de campo con implantólogos. Siendo de los 3 componentes principales los tornillos y los abutments partes seminuevas, mientras que los implantes (cuerpo), eran usados. Por lo que fueron limpiados en una máquina de ultrasonido (Aquasonic, modelo 75 T) sumergidos en acetona, cada uno de los componentes, por un periodo de 30 minutos (fig. 3.13), con el objetivo que no influyera algún tipo de residuo (grasa corporal, residuos de hueso o sangre) en el estudio.



Figura 3.13 Limpieza de muestras en ultrasonido.

Posteriormente identificamos las muestras (ver fig. 3.14) como se muestra en la tabla 3.1, en 2 grupos:

Tabla 3.1 Implantes y componentes usados en el presente estudio.

Muestra	Marca	Implante	No. Catalogo	Material	Abutment	No. Catalogo	Material
M1	Imtec	Universal Cabeza Hexagonal Externo $\varnothing$ 4.0 mm Largo 11.5 mm (SLA)*	4011TH	Ti Cp grado 3	Universal 4.0 mm Hexagonal	4061	Ti6Al4V
M2					Universal 6.0 mm Hexagonal	4060	

* Acabado con Sand blast y acido.

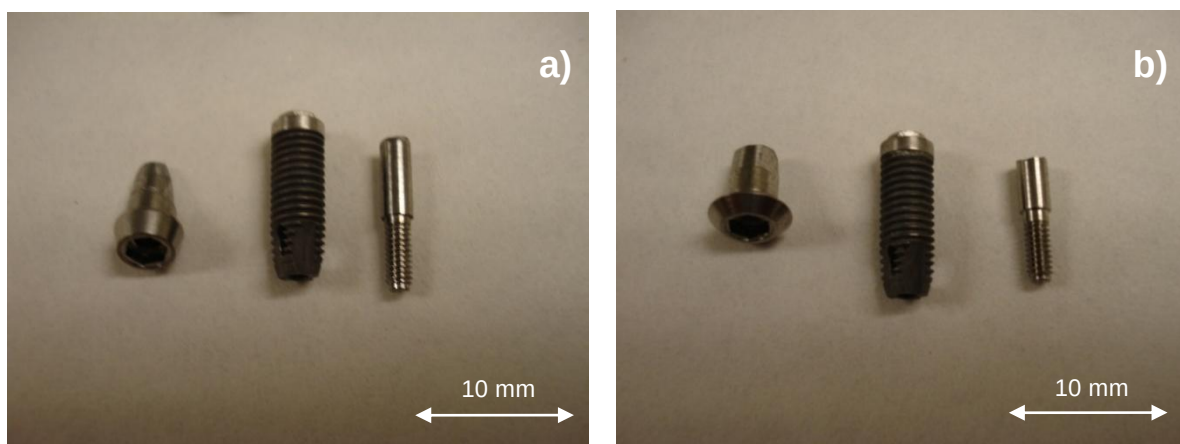


Figura 3.14 Muestras utilizadas en el estudio: a) muestra M1 b) muestra M2.

3.6.1 Medición geométrica de las muestras

Las mediciones se llevaron a cabo en el MOM (Microscopio óptico de medición) Nikon MM-400 a 50X y 100X magnificaciones, los resultados se mostraran en el siguiente capítulo, ver figura 3.15.

Se requirió medir cada uno de los componentes para poder transportarlos a CAD en 3D necesarios en FEA, tanto del tornillo de sujeción como del implante la longitud y diámetro, en el hexágono externo del implante la distancia entre caras, distancia entre puntas y altura, como objetivo que las tolerancias que se manejan en este tipo de componentes pudieran influir en el FEA y en la prueba piloto del simulador de masticación.

Cada uno de los detalles (distancias, redondeos de hilos de rosca) fueron calculados de acuerdo a especificaciones, ver Apéndice E.



Figura 3.15 Microscopio óptico de medición Nikon MM-400.

3.6.2 Diseño y fabricación de moldes

Con el objetivo de seguir los puntos establecidos en la norma ISO 14801:2007 [4], de empotrar verticalmente los implantes en PMMA (resina tipo poli metil metacrilato) a una distancia de 3 mm respecto al cuello del implante (simula la reabsorción ósea de 1 año) se diseñaron 2 prototipos de moldes para ambos implantes en 3D usando SolidWorks (fig.3.16), facilitando la preparación de las muestras para el estudio. Los dibujos y detalles de fabricación se pueden consultar en el Apéndice F.

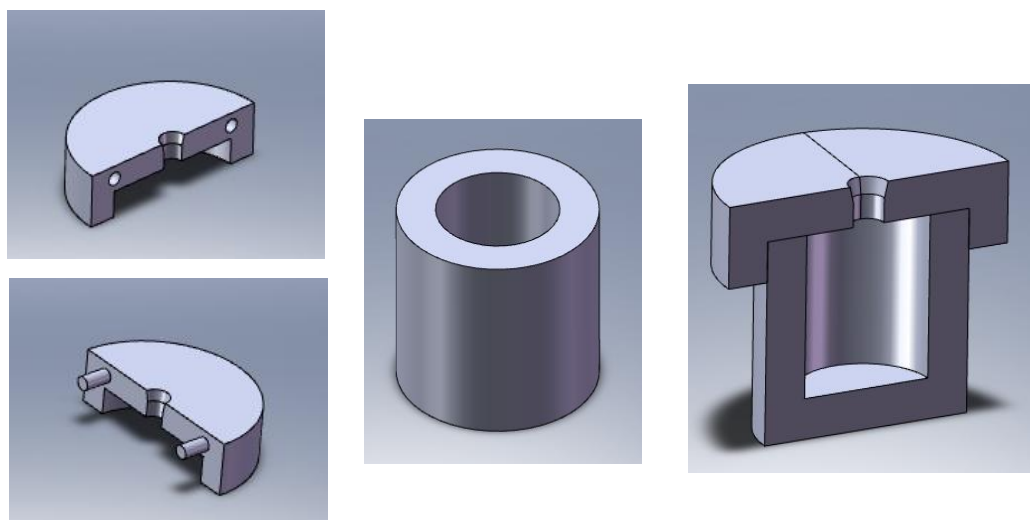


Figura 3.16 Dibujos 3D de moldes.

Posteriormente utilizando los modelos en 3D, se fabricaron en una maquina de prototipado rápido para ambas muestras, ver figura 3.17.

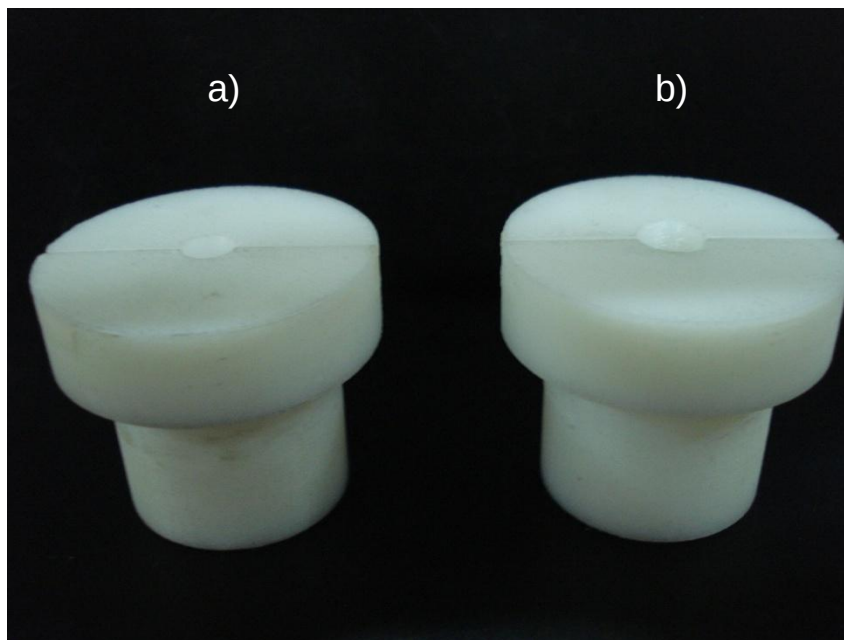


Figura 3.17 Molde para muestra a) M1 b) M2.

3.6.3 Ensamble de componentes

Se continuó con la etapa de ensamble de componentes, por lo que se utilizó una llave de torque de 20 N·cm (apriete sugerido por el fabricante) marca Imtec (fig 3.18).



Figura 3.18 Llave de torque 20 N·cm, No. catálogo 8050, Imtec.

Se prosiguió a apretar ambas muestras sujetándolas en un tornillo de banco. En el momento de llegar al valor de 20 N·cm en torque, la llave actúa como matraca indicando el final del apriete, como se muestra en la figura 3.19.

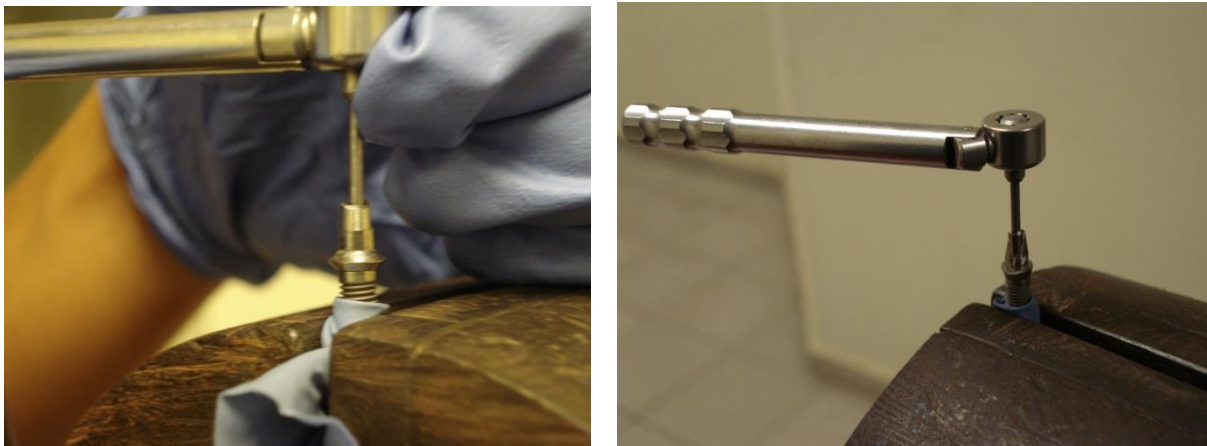


Figura 3.19 Ensamble de componentes.

3.6.4 Montaje de muestras

Las muestras se montaron en resina Epofix de Struers, con una relación de 20/5, resina y catalizador respectivamente, vertiendo la mezcla de la resina en los moldes fabricados en el punto 3.7.2 (fig. 3.20 a) y b)), después colocando los implantes ya ensamblados verticalmente en el molde, dejándolos un tiempo de 12 hrs para el secado, antes de desmontarlos (fig. 3.21).

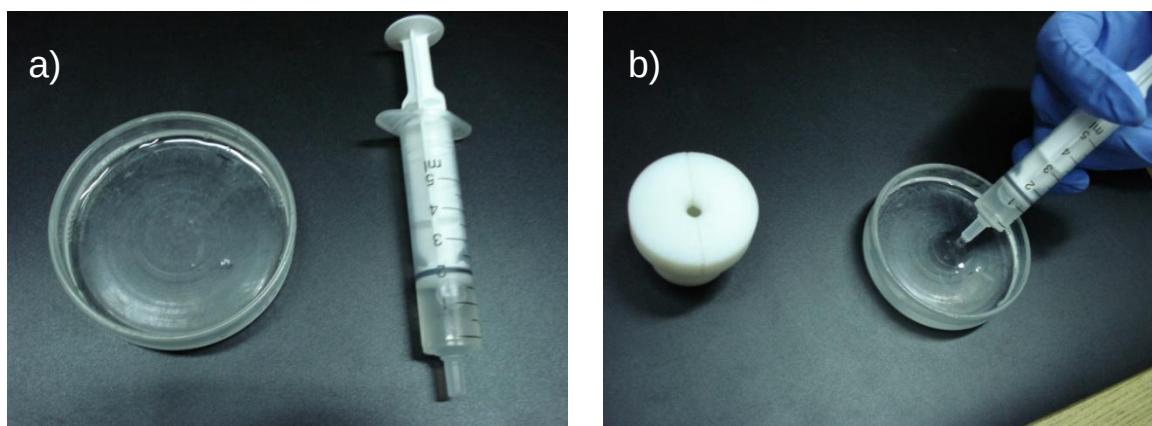


Figura 3.20 Preparación resina a) Relación de mezcla b) Mezcla preparada.



Figura 3.21 Muestras desmontadas después de 12 horas.

Una vez terminado este proceso las muestras fueron situadas en la cavidad del porta muestra del sistema de simulación cinemática (descrito en el punto 3.5), ver figura 3.9, apretados mediante un tornillo opresor para evitar la rotación de éstas en el estudio (fig. 3.22).

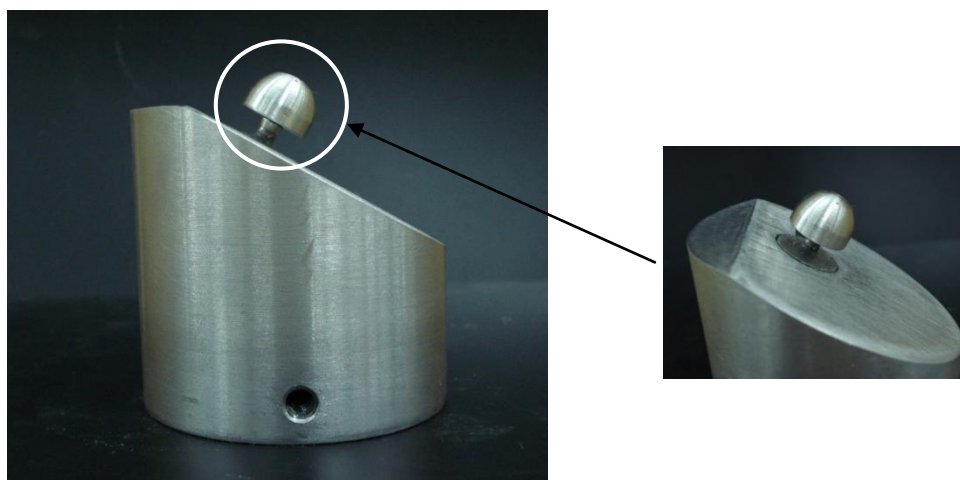


Figura 3.22 Montaje en porta muestras.

3.7 Pruebas de evaluación y validación

Una vez concluido el proceso de fabricación, ensamble de componentes y preparación de las muestras descrito anteriormente, se procedió a dar el siguiente paso, el cual consistió en evaluar y validar el funcionamiento de cada uno de los sistemas del simulador de masticación; así como realizar una prueba piloto con dos muestras sometiénolas a 1,400, 000 ciclos, de acuerdo a las especificaciones de la norma ISO 14801:2007 [4]. Donde la muestra M1 se ubicó en la estación de prueba cuatro y la M2 en la estación tres.

Los resultados obtenidos de las pruebas de evaluación y validación se presentan en el siguiente capítulo.

3.8 Análisis de Elemento Finito (FEA)

3.8.1 Modelado en CAD

Se reprodujeron los modelos geométricos en 3D del implante (de acuerdo a las mediciones del punto 3.6.1) y de la configuración del sistema realizado (ISO 14801:2007, [4]) en este estudio usando el software CAM SolidWorks para ambas muestras. El implante (11.5 mm de longitud y 4.0 mm de diámetro) y el abutment de 8 mm de longitud son conectados por un tornillo interno (12 mm de longitud y 2.30 mm de diámetro), todos de titanio; una copa semiesférica de cobalto-cromo fue usada para simular la superficie de oclusión (Corona). El modelo es mostrado en la figura 3.23. Ver detalle de cada componente en el Apéndice G.

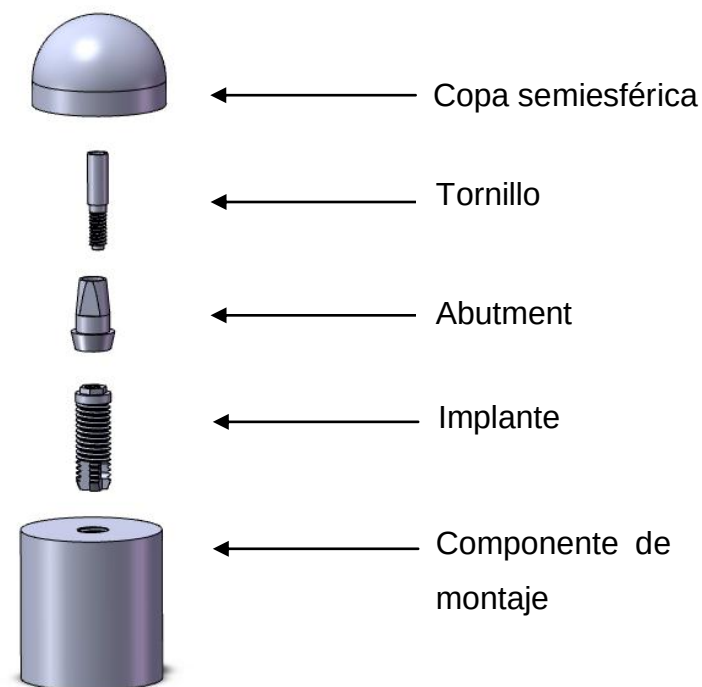


Figura 3.23 Modelo solido 3D de los componentes de simulación.

3.8.2 Propiedades del material

Todos los materiales usados en los modelos fueron considerados isotrópicos, homogéneos y elásticamente lineales. Las propiedades elásticas fueron tomadas de la literatura y otras que vienen como parte de las librerías en el software de simulación, ver tabla 3.2.

Tabla 3.2 Propiedades mecánicas de materiales usados en FEA.

Material	Modulo de Young (GPa)	Relación de Poisson (ν)	Resistencia a la cedencia (MPa)
Ti-6Al-4V	110	0.32	800
Aleación de Co-Cr	220	0.30	720
Aleación de Al	710	0.33	280

Se utilizó una aleación de aluminio para substituir el material de la pieza de montaje, se optó por una aleación de aluminio (Al 6101-T6) debido a que tiene propiedades elásticas similares a las del hueso trabecular [69].

3.8.3 Modelado en elemento finito

El modelo de elemento finito requerido en FEA es creado discretizando el modelo geométrico mostrado en la figura 3.24 con elementos más pequeños y simples dentro del paquete ANSYS Workbench™ 11.0, ANSYS®.

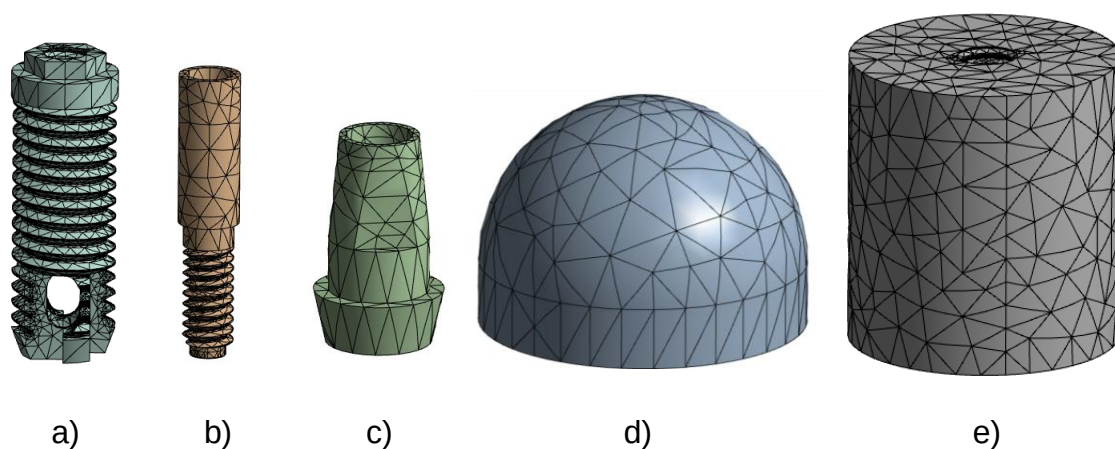


Figura 3.24 Modelos de FEA: a) Implante b) Tornillo c) Abutment d) Copa e) Montaje.

El modelo de FEA consta de un total de 58,462 nodos y 31,865 elementos tetraedros, de los cuales 14,504 para el implante, 5,041 para el tornillo, 876 para el abutment, 1,225 para la semiesfera y 10,219 para el montaje.

3.8.3.1 Condiciones de carga

Las cargas a las que fue sometido el implante son 85 N y 49 N en dirección axial y disto-mesial respectivamente (fig. 3.25), simulando el promedio de la fuerza de masticación natural. Estas componentes representan una fuerza masticatoria de 98 N en un ángulo aproximadamente de 30° del plano oclusal.

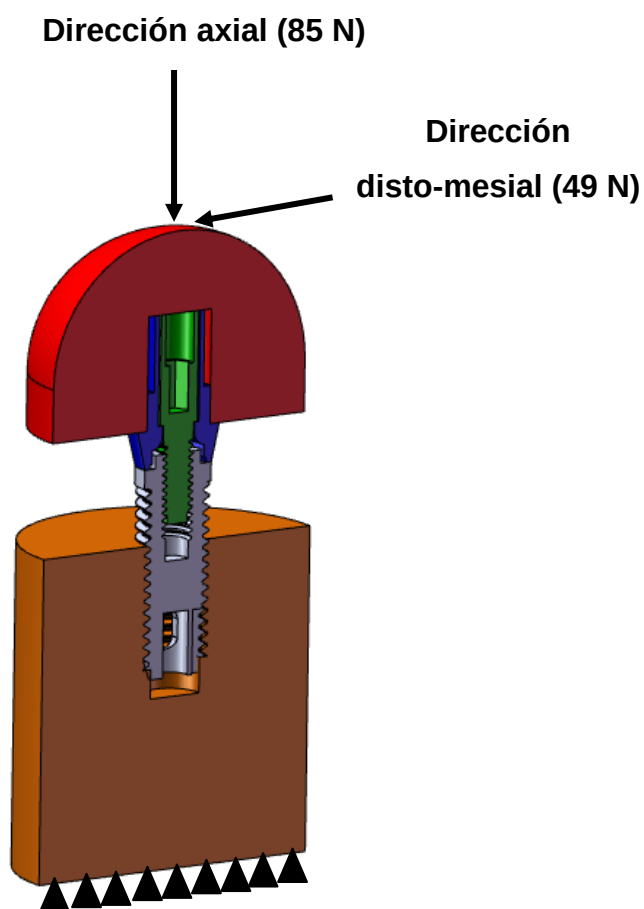


Figura 3.25 Cargas aplicadas y condiciones de frontera del modelo FEA.

El modelo fue restringido de la base del montaje como se muestra en la figura 3.25.

3.8.4 Análisis de fatiga

La vida de un diseño de implante puede ser estudiada y garantizada mediante pruebas de laboratorio o de fatiga. En este estudio, la vida a la fatiga de un implante dental es predecido mediante un análisis de esfuerzos por elemento finito usando el modulo de fatiga ANSYS/Workbench. Por lo que en los cálculos de fatiga, las curvas S-N utilizadas se muestran en la figura 3.26.

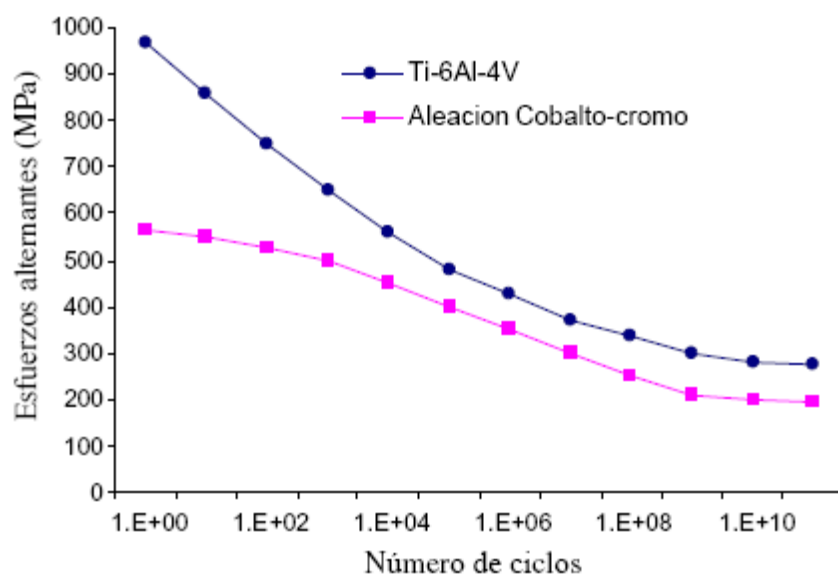


Figura 3.26 Curvas de fatiga S-N para las aleaciones Ti-6Al-4V y Co-Cr [70].

La vida a la fatiga es calculada basada en las teorías de Goodman, Soderberg y Gerber las cuales son ilustradas en la tabla 3.3.

Tabla 3.3 Teorías y fórmulas usadas en predicciones de vida a la fatiga [70].

Teorías:	Fórmulas:
Goodman	$\left(\frac{\sigma_a}{S_e}\right) + \left(\frac{\sigma_m}{S_u}\right) = \frac{1}{N} \quad \text{Ec. 5}$
Soderberg	$\left(\frac{\sigma_a}{S_e}\right) + \left(\frac{\sigma_m}{S_y}\right) = \frac{1}{N} \quad \text{Ec. 6}$
Gerber	$\left(\frac{N\sigma_a}{S_e}\right) + \left(\frac{N\sigma_m}{S_u}\right)^2 = 1 \quad \text{Ec. 7}$

Donde, N indica el factor de seguridad, S_e el límite de endurancia y S_u la resistencia máxima del material. El esfuerzo promedio σ_m y el esfuerzo alternante o de amplitud σ_a son definidos por las ecuaciones 1 y 3 del punto 2.2.6.2. Los esfuerzos de Von Mises obtenidos del FEA son utilizados en cálculos de vida a la fatiga.

CAPÍTULO 4

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1 Sistema Motriz

Se realizó un estudio piloto para validar el comportamiento del simulador MASTIC-FIME I a 1,400,000 ciclos en 2 muestras de implantes dentales de acuerdo a la estándar ISO 14801:2007 [4] equivalente a 5 años con 7 meses en uso clínico.

La evaluación del sistema motriz, consistió en medir la velocidad final del sistema y compararla con la velocidad teórica calculada durante proceso de diseño la cual es de 83 RPM, ver Apéndice D. Para medir la velocidad final del sistema se contaron los números de ciclos o vueltas del sistema de velocidad en la catarina menor durante 1 minuto en el contador electro-mecánico instalado. El resultado final del conteo fue que se registraron 83 revoluciones completas. De lo anterior podemos decir que la tarea de selección del motoreductor y el diseño del sistema de velocidad fueron acertados (fig. 4.1).

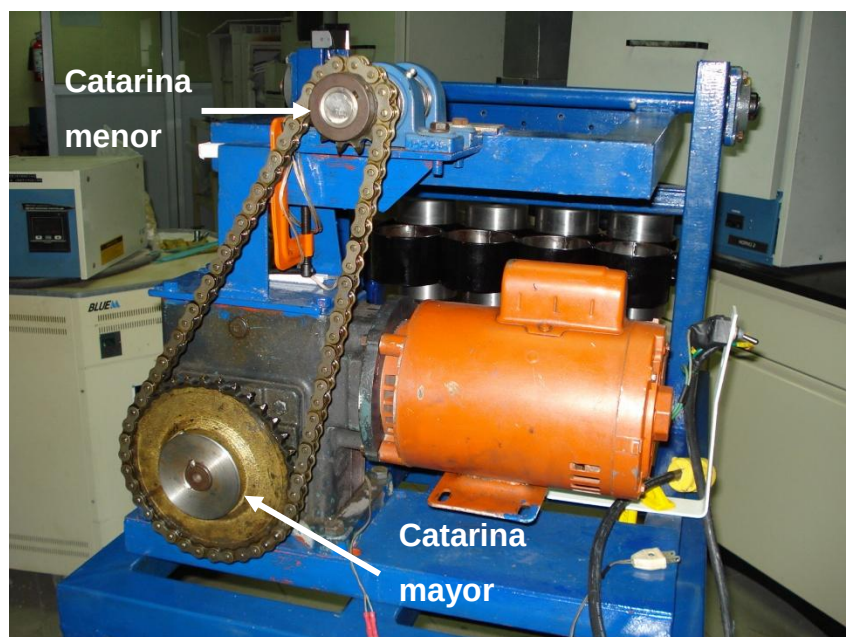


Figura 4.1 Sistema motriz del simulador MASTIC-FIME I.

El rango de frecuencias de los simuladores dentales Wiilytec es de 1.3 hz para cargas de 5 kg y 1.6 Hz para cargas de 10 kg [68]. Por tanto, nos encontramos dentro del rango de frecuencias menores a 2 Hz para pruebas de fatiga en implantes dentales de la norma ISO 14801:2007 [4], los ciclos que se piden para frecuencias menores a 2 Hz, son de 2 millones de ciclos, también la norma señala que en este rango de frecuencias se deben realizar estudios en un ambiente líquido (solución salina). Para frecuencias mayores a 2 Hz y menores de 15 Hz se realizan pruebas a 5 millones de ciclos.

4.2 Sistema de Simulación Cinemática

La función del sistema de simulación cinemática consiste en aplicar la carga en la muestra a una frecuencia de 1.4 Hz, la cual está en función del sistema motriz, y de esta manera reproducir la cinemática de la masticación humana, tal como se explicó en el capítulo anterior (fig. 4.2). Durante la puesta en marcha se verificó que el movimiento de los componentes fuera el correcto. No se presentó ningún tipo de desajustes de patrones de carga, ni de los porta muestras ni algún tipo de rotación que afectara al estudio.

Ningún componente del sistema cinemático presentó alguna falla. Cada 100, 000 ciclos se revisó la integridad del sistema.

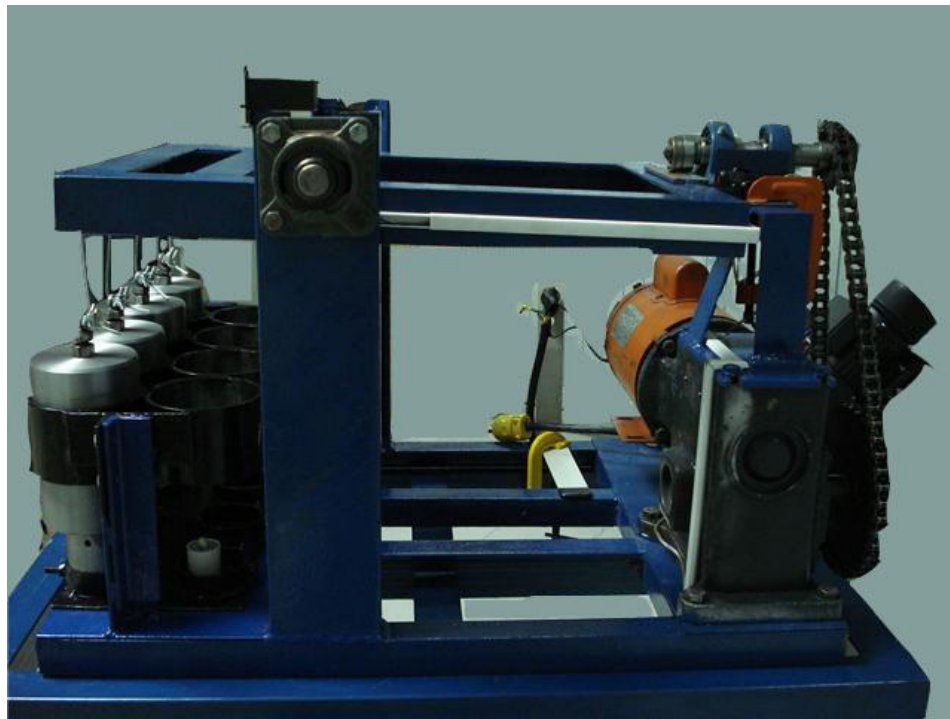


Figura 4.2 Sistema de simulación cinemática.

Los porta muestras al tener una inclinación de 30° , hacen que las muestras esten sometidas a condiciones extremas en el estudio. Los porta muestras ni el montaje presentaron fallas que pudiesen excluir muestras en el estudio piloto como las reportadas por Simon Ruper y col. [71] en donde el estudio fue seguido acuerdo a lo dictado por la norma ISO: 14801 [4] y presentaron problemas de laboratorio en el montaje por un incorrecto diseño para determinados diseños de implante.

4.3 Sistema de Carga

Para el estudio de validacion sólo se activaron las primeras 4 estaciones del simulador según se muestra la figura 4.3.

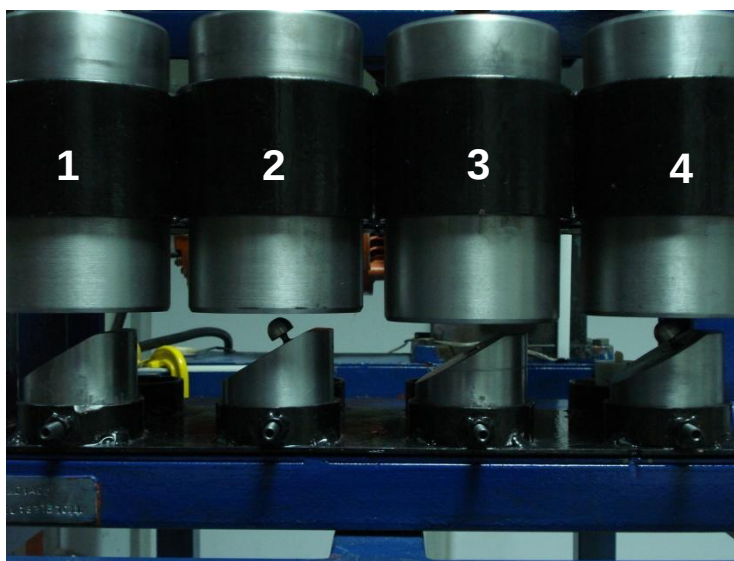


Figura 4.3 Sistema de carga de 10 kg.

Los resultados de las mediciones del peso de cada patrón de carga se muestran en la tabla 4.1, mostrando un promedio de 102.6 N con una desviación estándar (σ) de 0.627.

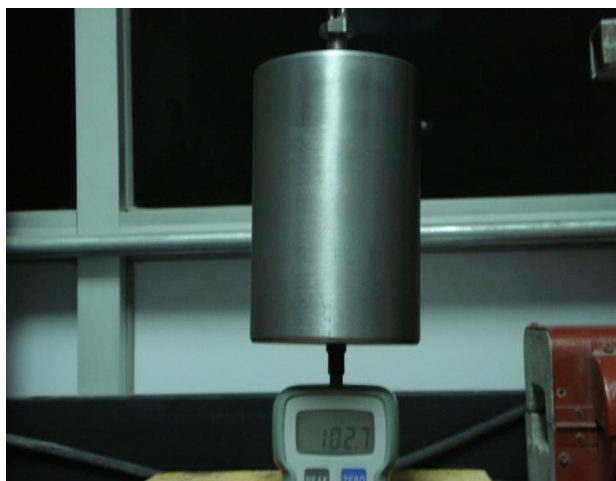


Figura 4.4 Medición de pesos en patrones de carga.

Tabla 4.1 Pesos de patrones de carga MASTIC-FIME I

Estación	1	2	3	4
Peso (N)	101.90	102.40	103.40	102.70

El sistema de cable flexible utilizado para aplicar la carga resultó en simplificar exitosamente las pruebas así como el diseño.

El tema de estandarizar la carga es muy diverso, se han reportado, como vimos en el punto 2.1.5, que las variaciones de carga dependen de la zona (posterior o anterior), investigadores como Kheradmandan, Butz, Kim y Heydecke [72,73,74,75] han realizado estudios de fatiga en implantes y desgaste en prótesis dentales aplicando diversas fuerzas 25, 30 y 49 N. Se ha reportado que una persona realiza 250 000 ciclos por año [22,23], por lo que 1,250 000 ciclos

para 5 años [24,25]; también que a una carga de 30 kg (294 N) 500,000 ciclos pueden aproximarse a 14 meses, sin embargo para pacientes bruxistas (rechinan los dientes) puede ser de 5 meses [26].

En otro estudio realizado [76], se sometieron los implantes a una carga de 98 N en dirección axial en un simulador Willytec con un desplazamiento junto con ciclos térmicos, con objetivo de simular lo más cercano las condiciones de una masticación natural.

Dado al diverso rango de cargas, se optó por seleccionar un valor intermedio de 98 N para el rango de la fuerza masticación reportada tanto para la región anterior (menores fuerzas) como la posterior (región con fuerzas mayores). Y el valor de 49 N para estudios en piezas dentales, principalmente en el área de endodoncia a fin de comprobar que el cementante utilizado para restaurar el diente después de someterlo a este esfuerzo mecánico, no exista filtración de bacterias del diente exponiendo las propiedades del cementante utilizado en la restauración.

Los rangos de la fuerza de mordida varían respecto al tipo de población latina, oriental; así como al tipo de alimentación.

4.3.1 Obtención de fuerzas

Para registrar la fuerza ejercida en cada estación procedimos a ubicar el dinamómetro digital Toreimon FGV-50X en la superficie de la base de muestras debajo de cada patrón de carga (fig. 4.5) realizando 10 lecturas, los resultados que obtuvimos se muestran en la tabla 4.2.



Figura 4.5 Medición de fuerza aplicada en estaciones.

Tabla 4.2 Resultados de medición de fuerzas aplicadas.

	Estación			
	1	2	3	4
Fuerza (N)	92.90	93.30	100.10	99.70
	91.10	92.50	98.00	98.70
	86.80	90.70	98.80	95.70
	85.10	90.30	100.50	97.10
	84.60	88.50	98.50	99.80
	83.80	88.30	99.20	96.80
	82.90	87.60	100.00	95.10
	82.80	85.90	99.10	94.50
	81.60	85.30	97.60	94.00
	87.80	86.90	97.1	92.70
Promedio (N)	85.94	88.93	98.89	96.41
Desviación estándar (σ)	3.71	2.70	1.11	2.44

Las estaciones 3 y 4 muestran una variación de error relativo del 0.9 y 1.6 % respecto a la fuerza de aplicación requerida considerándose aceptables para el estudio, mientras que el 12.30 y 9.2 % de error relativo en las estaciones 1 y 2 respectivamente, se deben a la geometría de los cilindros menor a la de las guías teniendo una holgura mayor, y al momento de aplicar la fuerza de impacto esta por consiguiente es menor ya que no es transmitido el peso neto del cilindro, debido a que este descansa sobre la guía.

La prueba piloto se llevo a cabo en las estaciones 3 y 4, lubricándose estas a los 500,000 y 1 ,000,000 de ciclos para minimizar las pérdidas por fricción del contacto guía-patrón.

4.4 Sistema de instrumentación

En esta parte se utilizó un contador electromecánico de 99, 999 ciclos situado en la parte frontal y superior del sistema conectado a un switch de acción mecánica ubicado en la parte trasera en el sistema motriz (figura 4.5). Cumpliendo con lo que estipula la norma ISO 14801, donde la máquina debe ser capaz de registrar el número de ciclos durante la prueba.

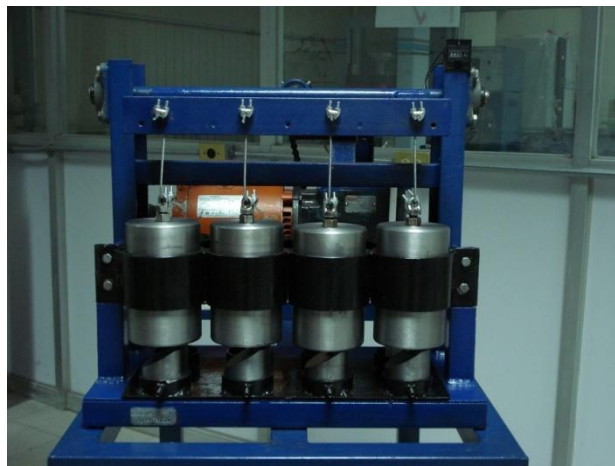


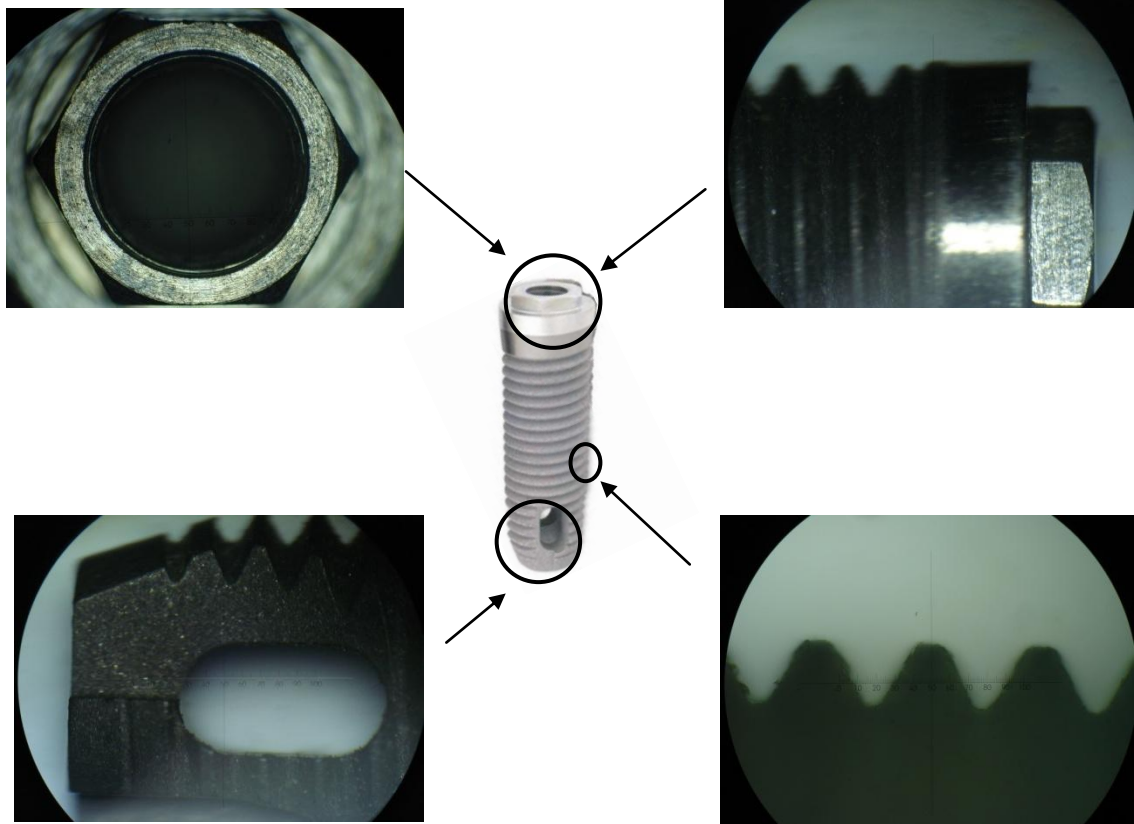
Figura 4.6 Vista frontal del simulador MASTIC-FIME I.

4.5 Medición de las muestras

Los resultados de las mediciones de los 2 implantes IMTEC se muestran en la tabla 4.3.

Después se realizó la diferencia entre el mayor y menor valor medido de cada una de las zonas críticas escogidas (fig. 4.7); el resultado de esta diferencia mostrado en la tabla 4.4 nos indica la precisión de fabricación, es decir, mientras mayor es la tolerancia de fabricación, mayor será el resultado de la diferencia medida. La tolerancia idealmente debería ser cero. Pero el fabricante marca una tolerancia de ± 0.01 mm.

En base a los resultados se observa que el grado de control de la fase de maquinado es estricto, esto asegura que la marca utilizada posee un grado de estandarización y control en el proceso de maquinado.



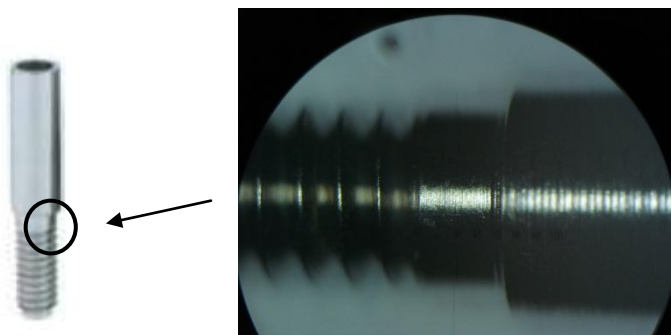


Figura 4.7 Imágenes MOM a 50 X.

Tabla 4.3 Resultados de medición.

Implantes	Aumento	Diámetro del implante (mm)	Longitud del implante (mm)	Hexágono Externo		Altura del hexágono (mm)
				Distancia entre Caras (mm)	Distancia entre puntas (mm)	
M 1	50 X	3.986	13.482	2.624	2.950	0.655
	100 X	3.973	13.530	2.648	2.948	0.694
M 2	50 X	3.980	13.490	2.634	2.947	0.645
	100 X	3.977	13.500	2.648	2.950	0.697

Tabla 4.4 Resultado de las diferencias en la medición.

Implantes	Aumento	Diámetro del implante (mm)	Longitud del implante (mm)	Hexágono Externo		Altura del hexágono (mm)
				Distancia entre Caras (mm)	Distancia entre puntas (mm)	
M 1 – M2	50 X	0.006	0.008	0.010	0.003	0.010
	100 X	0.004	0.030	0.000	0.002	0.003

Un estudio de compatibilidad de piezas protésicas en implantes de otras marcas o diseños, nos daría una percepción del grado de compatibilidad entre estos según convenga para determinadas situaciones presentes en la práctica como es la discontinuación de piezas y se requiera reemplazarla, así como los efectos secundarios al utilizarlos (periodos de vida menores).

4.6 Prueba piloto

Durante la inspección rutinaria de implantes y de la máquina cada 100,000 ciclos se pudo observar:

- a) Que la máquina mostró integridad en su funcionamiento pasando a prueba su diseño inicial.
- b) Que los implantes probados de esta marca no presentaron auto aflojamiento.

Lo cual es un problema que los cirujanos resuelven de una forma cara utilizando tornillos de oro que al tener una gran plasticidad provoca un aumento de la fricción entre el tornillo y el centro del implante y por tanto la retención aumenta. El oro tiene un módulo de elasticidad muy bajo ($E = 45 \text{ GPa}$) comparado con el titanio que presenta un valor más elevado ($E = 110 \text{ GPa}$), el

menor módulo de elasticidad y la mayor deformabilidad plástica del oro provocará un gripaje o una especie de adhesión entre el tornillo y la rosca, lo que hace que exista mayor sección de contacto tornillo-rosca y por tanto tiene más superficie de fricción lo que lleva a un mejor bloqueo del tornillo. Además, con esta mayor superficie de contacto, se transfiere la tensión mecánica a una mayor área, lo que alivia el esfuerzo al que sometemos el tornillo.

4.7 Análisis de elemento finito (FEA)

Los máximos esfuerzos Von-Mises que ocurrieron en el implante, abutment y tornillo son presentados en la tabla 4.5 para ambas muestras. En la figura 4.8 se puede observar las principales concentraciones de esfuerzo para nuestro estudio, presentándose en la conexión abutment-tornillo-implante, así como en los hilos de rosca del implante.

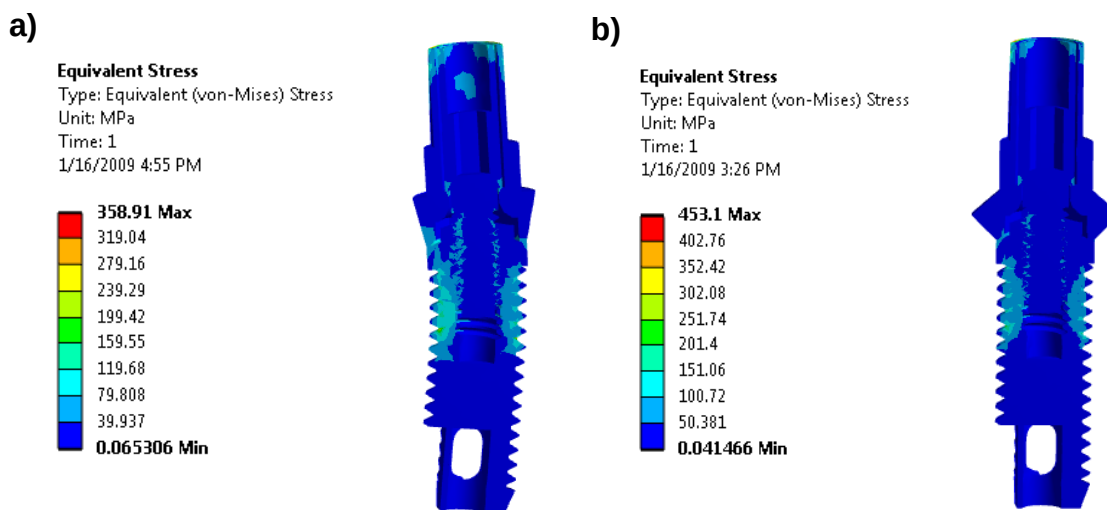


Figura 4.8 Concentración de esfuerzos en el estudio a) M1 y b) M2.

Tabla 4.5 Máximos esfuerzos de cargas estáticas a 98 N.

	Esfuerzo equivalente Von- Mises (Carga estática)	
	Muestra 1 (MPa)	Muestra 2 (MPa)
Implante	291.51	266.04
Abutment	358.91	453.10
Tornillo	176.70	156.71

4.7.1 Implante

La figura 4.9 representa la distribución de esfuerzos en el implante. Los máximos esfuerzos fueron localizados en el hilo de rosca en contacto con el montaje para ambas muestras. El máximo esfuerzo de Von-Mises en el implante para las condiciones antes mencionadas fue de 291.51 y 266.04 MPa para las muestras M1 y M2 respectivamente. Los máximos esfuerzos dentro del implante fueron de 36.43% y 33.25% del esfuerzo de cedencia para las muestras M1 y M2.

Los resultados del presente estudio muestran resultados más severos que los encontrados por Oğuz Kayabaşı y col. [70] que fue de 118.317 MPa, a pesar de que utilizaron una carga de 118.20 N a 75° de inclinación sin tomar en cuenta la reabsorción ósea. Esto indica una buena correlación entre la metodología de simulación de elemento finito así como las pruebas desarrolladas en el MASTIC-FIME I.

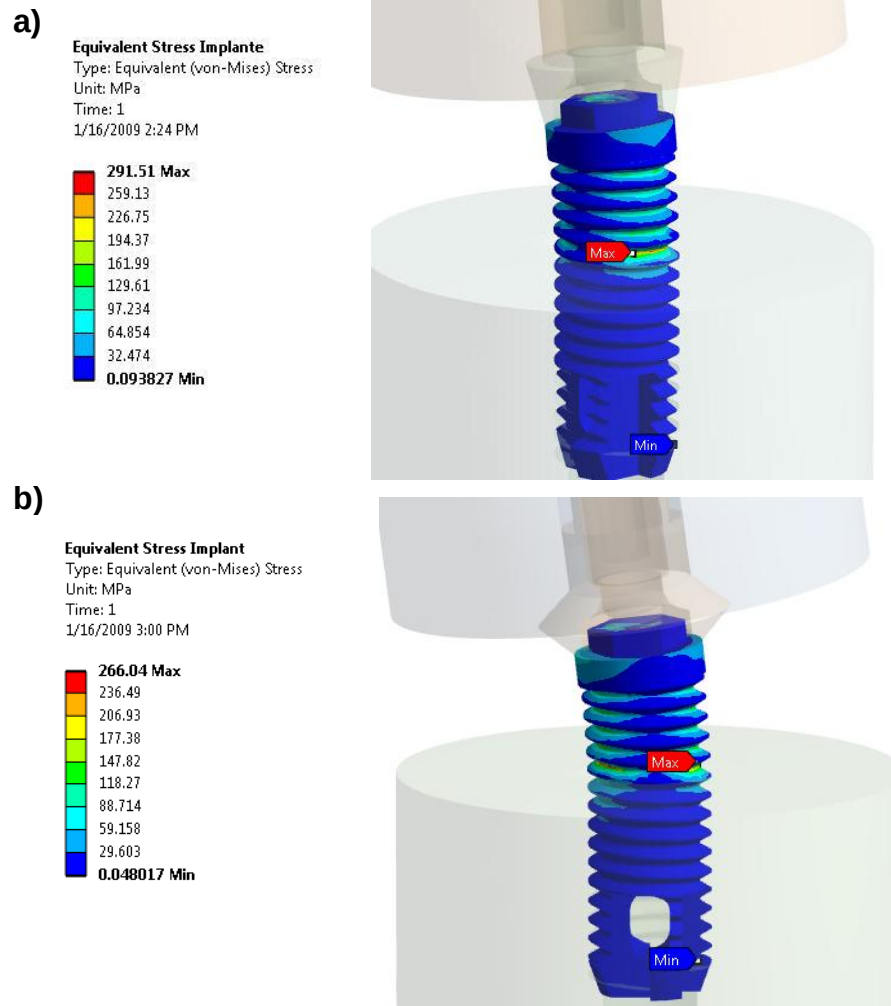


Figura 4.9 Distribución de esfuerzos en el implante a) M1 y b) M2.

4.7.2 Abutment

Los máximos esfuerzos fueron localizados en la parte superior en contacto con la semiesfera para ambas muestras y a su vez en la conexión entre el tornillo-abutment como se muestra en la figura 4.10. El valor más alto de esfuerzo de Von-Mises fue encontrado en el abutment. Los máximos esfuerzos dentro del abutment alcanzaron 44.86% y 56.63% del esfuerzo de cedencia para M1 y M2. En la conexión tornillo-abutment se puede observar esfuerzos de 80 MPa,

que es una zona de interés en este tipo de diseño de conexión externa. Para ambos abutment los valores de estos esfuerzos no representan un riesgo en su integridad mecánica.

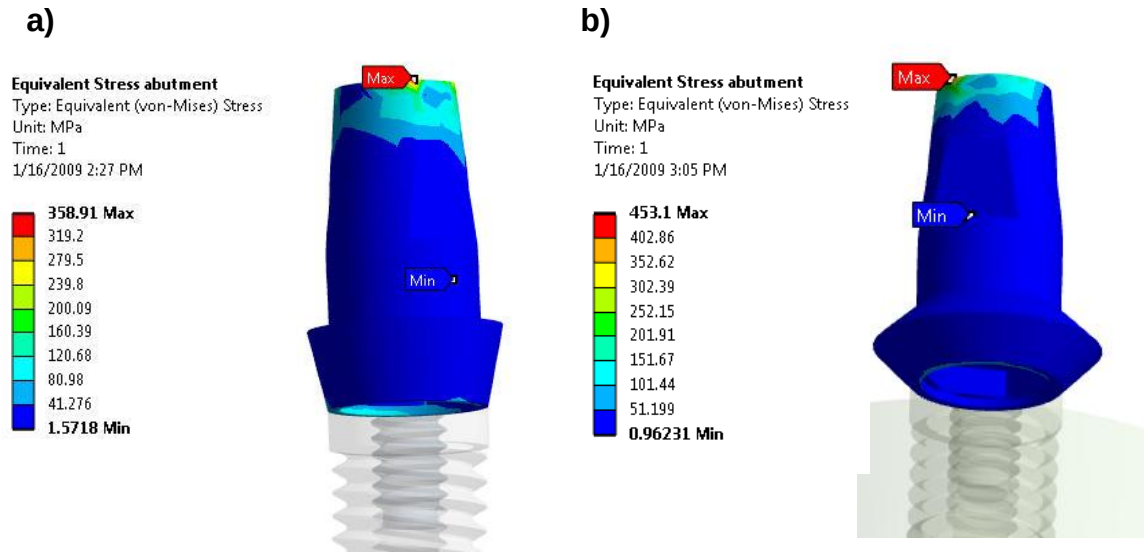


Figura 4.10 Distribución de esfuerzos en el abutment a) M1 y b) M2.

4.7.3 Tornillo

La figura 4.11 representa la distribución de esfuerzos en tornillo. Los máximos esfuerzos fueron localizados en el hilo de la rosca. El máximo esfuerzo de Von-Mises en el tornillo para las condiciones antes mencionadas fue de 176.70.51 y 156.71 MPa para las muestras M1 y M2 respectivamente. Los máximos esfuerzos dentro del tornillo fueron de 22.08% y 19.59% del esfuerzo de cedencia para M1 y M2. Oğuz Kayabaşı y col. [70] obtuvieron un esfuerzo de 113.95 MPa para las condiciones previamente citadas observándose la concentración máxima de esfuerzos en los primeros hilos de la rosca. Esto debido a las diferencias en las condiciones frontera utilizadas por estos investigadores.

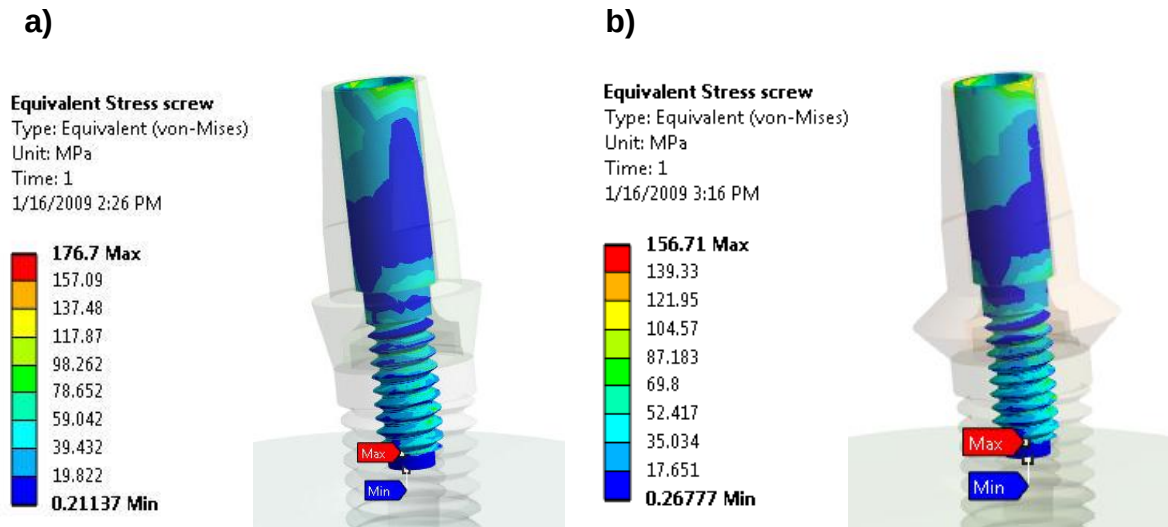
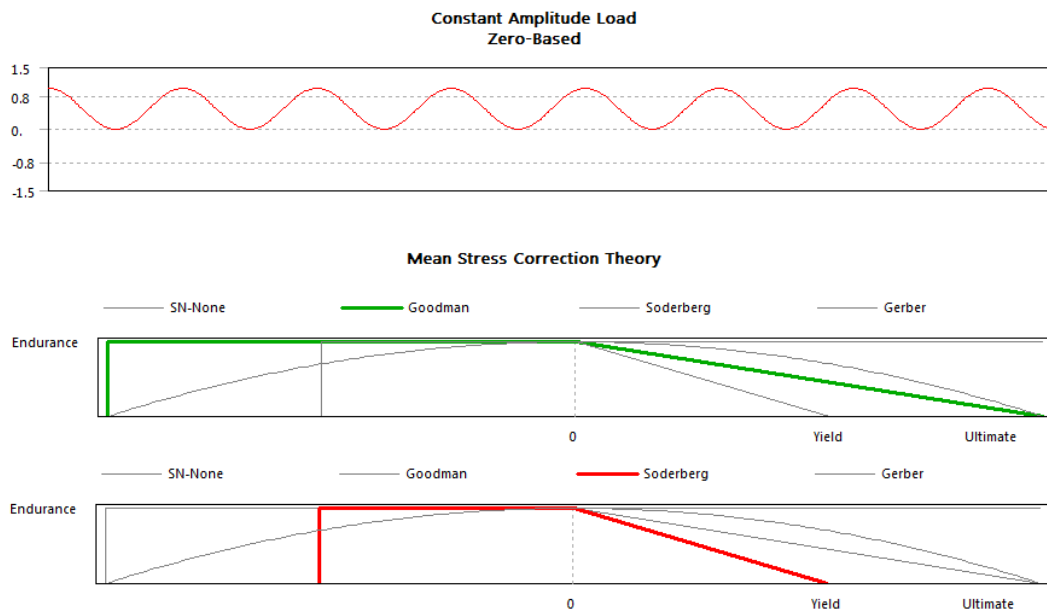


Figura 4.11 Distribución de esfuerzos en el tornillo a) M1 y b) M2.

4.7.4 Predicción de vida a la fatiga

En la figura 4.12 se puede observar que para las condiciones del estudio la prótesis tendrá una vida de 38,125,000 ciclos para ambas muestras con el criterio de Goodman y Soderberg. Esto equivaldría aproximadamente a 152 años utilizando la equivalencia del estudio De Long R [22].



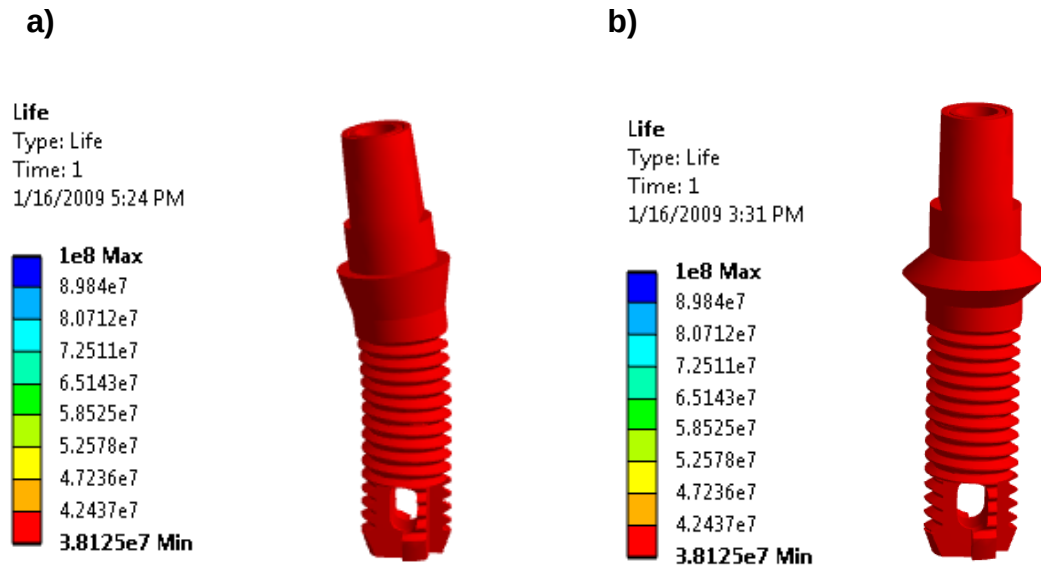


Figura 4.12 Predicción de vida a la fatiga para: a) M1 y b) M2.

Los resultados mostraron que a esta carga el implante no fallará, en las figuras 4.8 a 4.12 se muestran los resultados para una fuerza de 98 N.

El problema aflojamiento de tornillo es de interés, especialmente al considerar las prótesis de un sólo diente. La aplicación de precarga óptima ha sido el medio principal de prevención de aflojamiento. Sin embargo, un estudio reciente de FEA comprueba la adición de una arandela como solución simple y efectiva para el problema persistente de aflojamiento de tornillo [77]. La concentración de tensiones en el cierre de tornillos está influenciada por la magnitud y dirección de la carga. Se ha encontrado que las prótesis y abutments rígidos dan distribuciones de tensión más favorables en los tornillos.

CAPÍTULO 5

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1 Conclusiones

- Se diseñó, fabricó y validó una máquina de fatiga que sirve para simular el comportamiento dinámico de cargas en implantes dentales.



Figura 5.1 Simulador MASTIC-FIME I.

- El simulador nombrado MASTIC-FIME I, cuenta con una cinemática uniaxial análogo al movimiento de las mandíbulas.
- Se obtuvo un sistema de control flexible, simple y versátil capaz de programar 2 tipos de cargas, para la evaluación del desempeño cíclico en prótesis dentales.
- Diseño versátil y económico, respecto a la fuerza aplicada de los patrones de carga sujetos a un cable de acero flexible, evitando un sistema de celdas para registrar las posibles variaciones de carga.
- Se validó una metodología para el diseño de implantes basada en FEA y pruebas in-vitro en el simulador MASTIC-FIME I.
- Se detectó y comprobó con un caso real la superficie fracturada de un tornillo (ver Apéndice H) en el cuello, corroborando la predicción en la simulación de FEA.
- Las muestras cumplieron con las expectativas de longevidad y diseño del implante para un periodo de 5 años 7 meses equivalente a 1,400,000 ciclos para una carga de 98 N.
- El simulador MASTIC- FIME I es una aportación muy importante para el desarrollo de materiales biocompatibles empleados en implantes dentales; y sin duda contribuirá en el desarrollo de diseños y rediseños tanto de implantes como de prótesis dentales de mayor durabilidad.

5.2 Recomendaciones

- Implementar un sistema de detección de presencia de fallas en las muestras.
- Para efectos de seguridad equipar el simulador con una guarda en sistema motriz.
- Desarrollar un sistema en los porta muestras para realizar pruebas en soluciones salinas.
- Someter a todo el equipo a un riguroso programa de mantenimiento preventivo (lubricación).
- Diseño de un dispositivo anti-aflojamiento en la conexión abutment-tornillo- implante.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Albrektsson T, Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. J Periodontol, 1988, p 287-296.
- [2] Adell R, Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws, Int J Oral Maxillofac Implants, 1990, p 347-359.
- [3] W.D. Callister Jr., Materials Science and Engineering: an Introduction, 6th edition, Chapter 7-9, John Wiley and Sons, Inc, 2003.
- [4] ISO 14801, Dentistry-Implants, Dynamic fatigue test for endosseous dental implants, 2007.
- [5] Ancelmo Apodaca Lugo, Fundamentos de Oclusión, IPN, 2004.
- [6] Pagina web:
http://es.wikipedia.org/wiki/Articulaci%C3%B3n_temporomandibular.
- [7] Jeffrey. P. Okeson, Tratamiento de Oclusión y afecciones: Temporomandibulares, Capítulo 2, 5^a edición, 2003.
- [8] Pagina web: www.webinterdental.com/elarticulo3.htm.
- [9] Brekhus PH, Stimulation of the muscles of mastication, J. Dent. Res., 1941.
- [10] Gibbs, Limits of human bite strength gauge for measuring oral forces, J. Dent. Rest, 1948.
- [11] Howell AH, An electronic strain gauge for measuring oral forces, J. Dent. Res., 1948.
- [12] Garner LD, Correlation study of incisive biting forces with age, sex, and anterior occlusion, , J. Dent. Res., 1973.

- [13] Worner HK, Gnathodynamics: the measurement of biting forces with a new design of gnathodynamometer, Aust. Dent. J, 1939.
- [14] Worner HK, Gnathodynamics: Biting forces measurements in children, Aust. Dent. J, 1944.
- [15] Waugg LM, Dental observation among Eskimos, J. Dent. Res., 1937.
- [16] Gibbs CH, Occlusal forces during chewing: influence on biting strength and food consistency. J. Prosthet Dent., 1981.
- [17] Anderson, D.J., Measurement of stress in mastication. Journal of Dental Research, 1956, p 664-670.
- [18] Howell AH, Vertical forces used during chewing of food, J. Dent. Res., 1950.
- [19] Brudevold F, a basic study of the chewing forces of a denture wearer, J. Am. Dent. Assoc., 1951.
- [20] Lundgren D, Occlusal force pattern during chewing and biting in dentitions restored with fixed bridges of cross-arch extension. J. oral. Rehabil., 1986.
- [21] Michael CG, Biting strength and chewing forces in complete denture wears, J. Prosthet Dent., 1986.
- [22] De Long R, Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: biaxial force and movement control ,J Dent Res, 1983,p 32-36.
- [23] Sakaguchi RL, The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. Dent Mater, 1986, p 235-240.
- [24] Kern M, Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator,J Oral Rehabil, 1999, p :372-378.

- [25] Strub JR, Fracture strength and failure mode of five different single-tooth implant-abutment combinations, *Int J Prosthodont*, 2003, p 167-171.
- [26] F.J. Gil, Aflojamiento de tornillos de conexión implante dental-prótesis mediante simulación de cargas cíclicas masticatorias, 2003, p 491-494.
- [27] Fermín A. Carranza, *Periodontología Clínica*, McGraw-Hill, 8^{va} edición, 2000, p 744-749.
- [28] Carlsson, G.E., Bite force and chewing efficiency, *Frontiers in Oral Physiology* 1. *Physiology of Mastication* In: Kawamura, Karger Publishers, Basel, Switzerland, 1974.
- [29] Helkimo E., Bite force and state of dentition, *Acta Odontol Scand*, 1977, p 297-203.
- [30] Helkimo, E., Bite force in patients with functional disturbances of the masticatory system. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1975, p 397-406.
- [31] Waltimo A., A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults, *European Journal of Oral sciences*, 1993, p 171-175.
- [32] Ferrario, V.F., Single tooth bite forces in healthy young adults. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2004, p 18–22.
- [33] Patricia dos Santos Calderón, the influence of gender and bruxism on the human maximum bite force, *J Appl Oral Sci*, 2006, p 448-453.
- [34] L. Wang, An in Vitro Study of Implant-tooth-supported connections Using a robot System, *Journal of biomechanical Engineering*, 1999, p 290-297.
- [35] Ultradent: *Materiales y procedimientos*. 1998. Editorial Merch Valley Utah, 1998.
- [36] Thames & Hudson-London, Wellcome historical Medical Museum Thorwald, J. *Science and secrets of the early medicine*, 1962, p 78.

- [37] Marziani L, Dental implants and implant dentures. Their theory, history and practice. Dental Implants, 1954, p 459-481.
- [38] Mohamad S. Takrouri, Surgical, medical and anesthesia in the Middle East: Notes on Ancient and medieval practice with reference to Islamic-Arabic medicine, The Internet Journal of Health, 2006, Volume 5, Number 1.
- [39] Greenfield EJ, Implantation of artificial crown and bridge abutments. 1913. Int J Oral Implantol, 1991, p 63-68.
- [40] Strock AE, Experimental work on a method for the replacement of missing teeth by direct implantation of a metal support into the alveolus. Am J Orthod, 1939, p 467-472.
- [41] Müller R, In: Bericht der 74. Tagung der Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Düsseldorf, 1937, p 45.
- [42] Linkow LI, Endosseous blade-vent implants: a two-year report. J Prosthet Dent, 1970, p 441-448.
- [43] Brånemark PI, Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent, 1983, p 399-410.
- [44] Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A, Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scand J Plast Reconstr Surg Suppl, 1977, p 1-132.
- [45] Schroeder A, Pohler O, Sutter F, Gewebesreaktion auf ein Titan-Hohlzylinderimplantat mit Titan-Spritzschichtoberfläche. Schweiz Monatschr Zahnheilkd, 1976, p 713-727.
- [46] Schroeder A, Stich H, Straumann F, Sutter F, Über die Anlagerung von Osteozement an einen belasteten Implantatkörper. Schweiz Monatschr Zahnheilkd, 1978, p 1051-1058.

- [47] Schroeder A, Pohler O, Sutter F, Gewebesreaktion auf ein Titan-Hohlzylinderimplantat mit Titan-Spritzschichtoberfläche. Schweiz Monatschr Zahnheilkd, 1976, p 713-727.
- [48] Hodosch M, Shklar G, Povar M , Current status of the polymer tooth implant concept. Dent Clin North Am, 1970, p 103-115.
- [49] Schulte W, Heimke G ,. Das Tübinger Sofort-Implantat. Quintessenz, 1976, p 17 - 23.
- [50] Schulte W, The intra-osseous Al₂O₃ (Frialit) Tuebingen implant. Developmental status after eight years (I). Quintessence Int, 1984, p 9-26.
- [51] Schulte W, The intra-osseous Al₂O₃ (Frialit) Tuebingen Implant. Developmental status after eight years (II). Quintessence Int 1984, p 147-163.
- [52] Schulte W, The intra-osseous Al₂O₃ (Frialit) Tuebingen Implant. Developmental status after eight years (III). Quintessence Int, 1984, p 297-300.
- [53] Tengvall P, Titanium in Medicine: material science, surface science, engineering, biological responses and medical applications, Berlin 2001, p 827-873.
- [54] Glossary of Implant Terms. J Oral Implant, 1990, p 57-63.
- [55] Pat L. Mangonon, Ciencia de Materiales Selección y Diseño, Edit. Pearson Education, 2001, p 563-580.
- [56] ASM Handbook Vol. 02: Properties and Selection - Nonferrous alloys, *"Introduction to titanium and titanium alloys"*, ASM International.
- [57] Página Web: <http://es.wikipedia.org/wiki/Titanio>.
- [58] ASTM F67, Standard Specification for Unalloyed Titanium, for Surgical Implant Applications, 2000.

- [59] ASTM F136, Standard Specification for Wrought Titanium-6 Aluminum-4 Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy (R56401) for Surgical Implant Applications, 2002.
- [60] I.J Polmear, Light alloys. Metallurgy of the light metals, Metallurgy and materials Science series Ed. Arnold, London, 1995, third edition , p 248-315.
- [61] Collings E.W, "Materials Properties Handbook: Titanium Alloys", ASM INTERNATIONAL, 1994, p 483-633.
- [62] *Standard Terminology Relating to Fatigue and Fracture Testing*" ASTM Designation E1823, Vol 03.01 ASTM, 2000, p 1034.
- [63] Ricardo Echevarria, Fractura de materiales, UNIVERSIDAD NACIONAL DEL COMAHUE Facultad de Ingenieria Laboratorio de Ensayos No destructivos, 2003.
- [64] Rafael M., Fatiga de Materiales, Apuntes, FIME-UANL, 2007.
- [65] Jian-Ping Geng, Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature, J Prosth Dent, 2001, p. 585-598.
- [66] Chatchai K, Finite Element analysis on Dental implant supported prostheses without passive fit, J Prosth Dent, 2002, p 30-40.
- [67] Jianping Geng, Application of the Finite Element Method in Implant Dentistry, Springer, 2008.
- [68] SD Mechatronik GmbH, Dental Research Equipment, Munich, página web: <http://www.led-tec.net/>.
- [69] Página web:
<http://www.ergaerospace.com/foamproperties/aluminumproperties.htm>.
- [70] Oğuz Kayabaşı, Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method, J. Adv. Engineering soft., 2006, p 649-658.

- [71] Simon Rupert, The impact of loads on standard diameter, small diameter and mini implants: a comparative study, C. Oral implants Research, 2008.
- [72] S. Kheradmandan, Fracture strength of four different types of anterior 3-unit bridges after thermo-mechanical fatigue in the dual-axis chewing simulator, Journal of Oral Rehabilitation, 2001, p 361-369.
- [73] F. Butz, Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation, Journal of Oral Rehabilitation, 2005, p 838–843.
- [74] S. Kim, An abutment screw loosening study of a Diamond Like Carbon-coated CP titanium implant, Journal of Oral Rehabilitation, 2001, p 346-350.
- [75] Guido Heydecke, Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems, J Prost Dent, 2002, p 438-445.
- [76] Survival Rate and fracture resistance of zirconium dioxide implants after exposure to the artificial mouth: An in-vitro study, 2006.
- [77] Versluis A, Numerical analysis of a dental implant system preloaded with a washer, Int J Oral Maxillofac Implants, 1999, p 337-341.

LISTA DE TABLAS

Tabla 2.1 Revisión de fuerzas de masticación.	24
Tabla 2.2 Composición química [% en peso], según las normas ASTM F67-00 y F136-06, para los productos en barra de los cuatro grados de Ti c.p. y aleaciones de titanio (Ti 6Al 4V) para aplicaciones biomédicas [58,59].	41
Tabla 2.3 Propiedades mecánicas requeridas, según las normas ASTM F67-00 y F136-06, para los cuatro grados de ti c.p y aleaciones de titanio, para aplicaciones biomédicas [58,59].	42
Tabla 2.4 Propiedades de materiales usados en estudios FEA de implantes dentales [67].	58
Tabla 3.1 Implantes y componentes usados en el presente estudio.	82
Tabla 3.2 Propiedades mecánicas de materiales usados en FEA.	89
Tabla 3.3 Teorías y fórmulas usadas en predicciones de vida a la fatiga [70].	93
Tabla 4.1 Pesos de patrones de carga MASTIC-FIME I	98
Tabla 4.2 Resultados de medición de fuerzas aplicadas.	100
Tabla 4.3 Resultados de medición.	103
Tabla 4.4 Resultado de las diferencias en la medición.	104
Tabla 4.5 Máximos esfuerzos de cargas estáticas de 98 N.	106

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 a) Musculo temporal y masetero b) Pterigoideo interno y externo c) Digástrico [5].	5
Figura 2.2 Articulación temporomandibular (ATM) [6].	6
Figura 2.3 Ejes corporales [6].	7
Figura 2.4 Componentes superficiales articulares de la ATM 1. Conducto auditivo externo. 2. Cavidad glenoidea del temporal. 3. Menisco o disco articular. 4. Cóndilo mandibular. 5. Eminencia o tubérculo del temporal [5].	7
Figura 2.5 Movimiento de rotación alrededor de un punto fijo en el cóndilo [7].	8
Figura 2.6 Movimiento de rotación alrededor del eje horizontal [7].	9
Figura 2.7 Movimiento de rotación alrededor del eje frontal (vertical) [7].	10
Figura 2.8 Movimiento de rotación alrededor del eje sagital [7].	11
Figura 2.9 Movimiento de traslación de la mandíbula [7].	12
Figura 2.10 Partes del diente [8].	12
Figura 2.11 Odontograma.	13
Figura 2.12 Imagen frontal del movimiento de masticación [7].	14
Figura 2.13 Movimiento de masticación en el plano sagital del lado de trabajo. [7].	16
Figura 2.14 Movimiento de masticación en el plano sagital del lado de no trabajo [7].	17

Figura 2.15 Movimiento de masticación (imagen frontal), La masticación de una zanahoria (B, alimento duro) parece crear un movimiento más amplio que la masticación de queso (A, alimento blando). La masticación de chicle (C) produce un movimiento de masticación aún más amplio y ancho [7].	19
Figura 2.16 Límite y movimientos de masticación (imagen frontal) con el lado izquierdo en funcionamiento. El estado de la oclusión tiene un notable efecto en el movimiento de masticación. A. Buena oclusión. B. Oclusión con desgaste (bruxismo). C. Maloclusión [7].	21
Figura 2.17 Mediciones realizadas en la región del primer molar, mediante un dinamómetro digital [27].	23
Figura 2.18 Regiones en que se dividen las fuerzas de masticación [34].	24
Figura 2.19 Botiquín médico de un templo en Kom Ombo, Egipto [36].	26
Figura 2.20 Dientes con implantes de jade de un emperador maya. Cortesía del Museo de Santa Bárbara [38].	27
Figura 2.21 Ilustración esquemática de implantes dentales de titanio [53].	30
Figura 2.22 Componentes de un implante dental [54].	32
Figura 2.23 Implante Endostial. Cortesía IMTEC.	33
Figura 2.24 Implantes superioestiales. Cortesía IMTEC.	34
Figura 2.25 Diferentes diseños de implante, Izquierda, IMZ. Derecha Brånemark (Nobelpharma) [27].	37
Figura 2.26. Estructuras Cristalinas posibles en el titanio a) Hexagonal Compacta (HCP) b) Cúbica Centrada en el Cuerpo (BCC) [57].	40

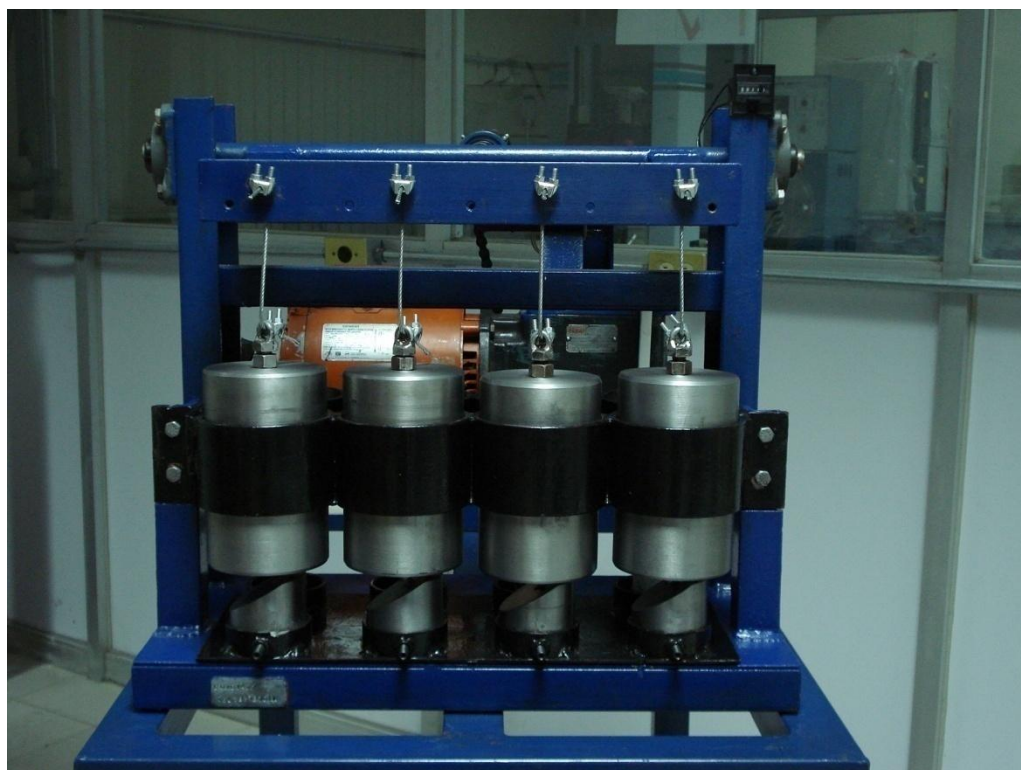
Figura 2.27 Microestructura del titanio c.p: (a) recocido 1 hora a 700 °C mostrando granos equiaxiales de fase α ; (b) templado desde la región de fase β con una microestructura de fase martensítica α' [60].	43
Figura 2.28 Microestructura de placas de fase alfa Widmanstätten en el titanio c.p. grado 3 [60].	44
Figura 2.29 Evolución microestructural de la aleación Ti6Al4V en función de la temperatura máxima y la velocidad de enfriamiento [61].	45
Figura 2.30 Ejemplo de curvas de S-N para un acero [63].	47
Figura 2.31 Ciclos de tensiones repetitivas [63].	48
Figura 2.32 Dos tipos de curvas S-N [63], a) Material que muestra un límite de fatiga, b) Material que no muestra un límite de fatiga	49
Figura 2.33 Representación esquemática que muestra las Etapas I, II y III de la propagación de fisuras por fatiga en metales policristalinos [64].	52
Figura 2.34 Métodos para estimación de la vida a la fatiga [64].	53
Figura 2.35 Geometría, condiciones de frontera [66].	57
Figura 2.36 Modelo FEA tridimensional de una mandíbula humana.	60
Figura 2.37 Imágenes de TC y sus mallas FEA [67].	60
Figura 2.38 Configuración geométrica utilizada en pruebas de fatiga de implantes dentales [4].	63
Figura 2.39 Simulador de masticación biaxial Willytec [68].	64
Figura 2.40 Simulador de masticación Willytec CS- 3 [68].	65
Figura 2.41 Simulador de masticación Willytec CS- 4 [68].	65
Figura 3.1 Esquema del plan experimental.	68

Figura 3.2 Dibujo preliminar MASTIC-FIME I.	69
Figura 3.3 Dibujos realizados durante el diseño conceptual del simulador.	70
Figura 3.4 Diseño de ingeniería de: a) sistema de simulación cinemática y b) sistema de carga variable.	71
Figura 3.5 Simulador MASTIC-FIME I.	72
Figura 3.6 Esquema representativo del Sistema Motriz mostrando todos sus componentes.	73
Figura 3.7 Sistema de simulación cinemática.	76
Figura 3.8 Sistema de carga variable.	77
Figura 3.9 Piezas del sistema de simulación cinemática.	78
Figura 3.10 Ensamble del sistema motriz.	79
Figura 3.11 Ensamble del sistema de carga variable a) Diez estaciones de prueba para cargas de 49 N. b) Ocho estaciones de prueba para cargas de 98 N.	80
Figura 3.12 Conexiones del sistema de instrumentación.	80
Figura 3.13 Limpieza de muestras en ultrasonido.	81
Figura 3.14 Muestras utilizadas en el estudio: a) muestra M1 b) muestra M2.	82
Figura 3.15 Microscopio óptico de medición Nikon MM-400.	83
Figura 3.16 Dibujos 3D de moldes.	84
Figura 3.17 Molde para muestra a) M1 b) M2.	85
Figura 3.18 Llave de torque 20 Ncm, No. catálogo 8050, Imtec.	85
Figura 3.20 Preparación resina a) Relación de mezcla b) Mezcla preparada.	86
Figura 3.19 Ensamble de componentes.	86

Figura 3.21 Muestras desmontadas después de 12 horas.	87
Figura 3.22 Montaje en porta muestras.	87
Figura 3.23 Modelo solido 3D de los componentes de simulación.	89
Figura 3.24 Modelos de FEA: a) Implante b) Tornillo c) Abutment d) Copa e) Montaje.	90
Figura 3.25 Cargas aplicadas y condiciones de frontera del modelo FEA.	91
Figura 3.26 Curvas de fatiga S-N para las aleaciones Ti-6Al-4V y Co-Cr [70].	92
Figura 4.1 Sistema motriz del simulador MASTIC-FIME I.	95
Figura 4.2 Sistema de simulación cinemática.	96
Figura 4.3 Sistema de carga de 10 kg.	97
Figura 4.4 Medición de pesos en patrones de carga.	98
Figura 4.5 Medición de fuerza aplicada en estaciones.	100
Figura 4.6 Vista frontal del simulador MASTIC-FIME I.	101
Figura 4.7 Imágenes MOM a 50 X.	103
Figura 4.8 Concentración de esfuerzos en el estudio a) M1 y b) M2.	105
Figura 4.9 Distribución de esfuerzos en el implante a) M1 y b) M2.	107
Figura 4.10 Distribución de esfuerzos en el abutment a) M1 y b) M2.	108
Figura 4.11 Distribución de esfuerzos en el tornillo a) M1 y b) M2.	109
Figura 4.12 Predicción de vida a la fatiga para: a) M1 y b) M2.	110
Figura 5.1 Simulador MASTIC-FIME I.	111

APÉNDICE A

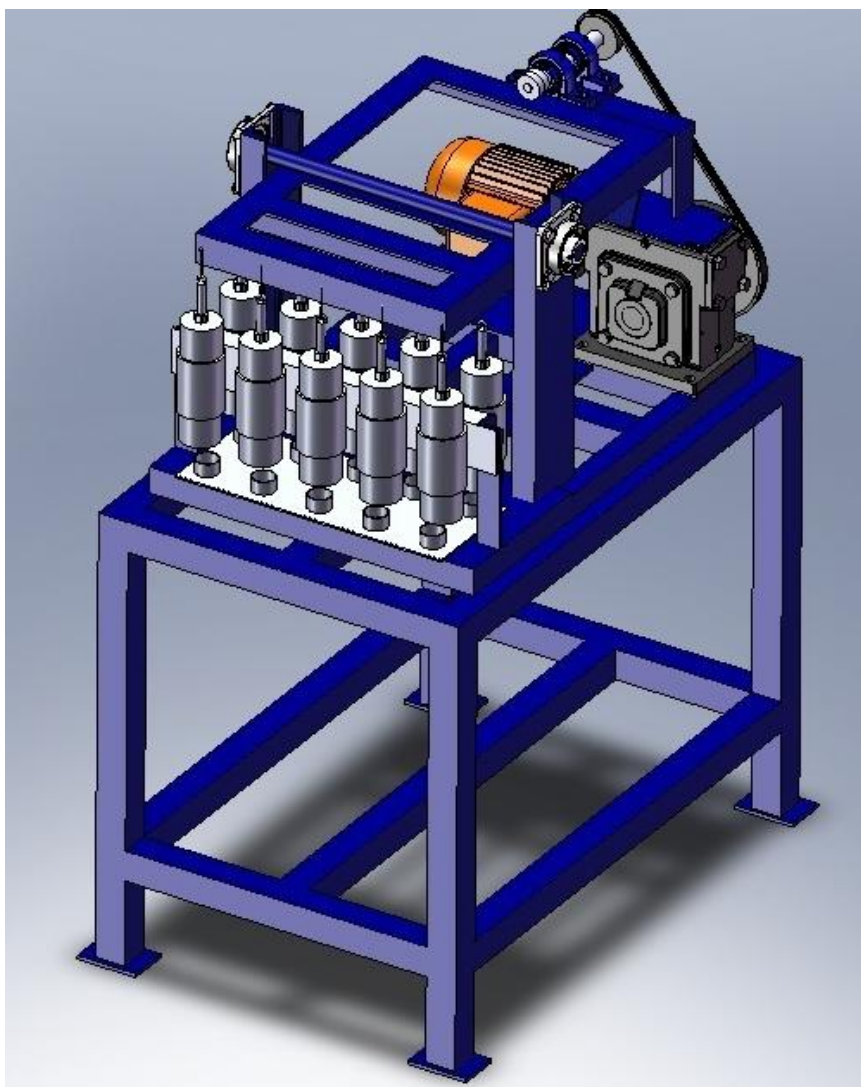
Fotos de la máquina de fatiga MASTIC-FIME I.



APÉNDICE B

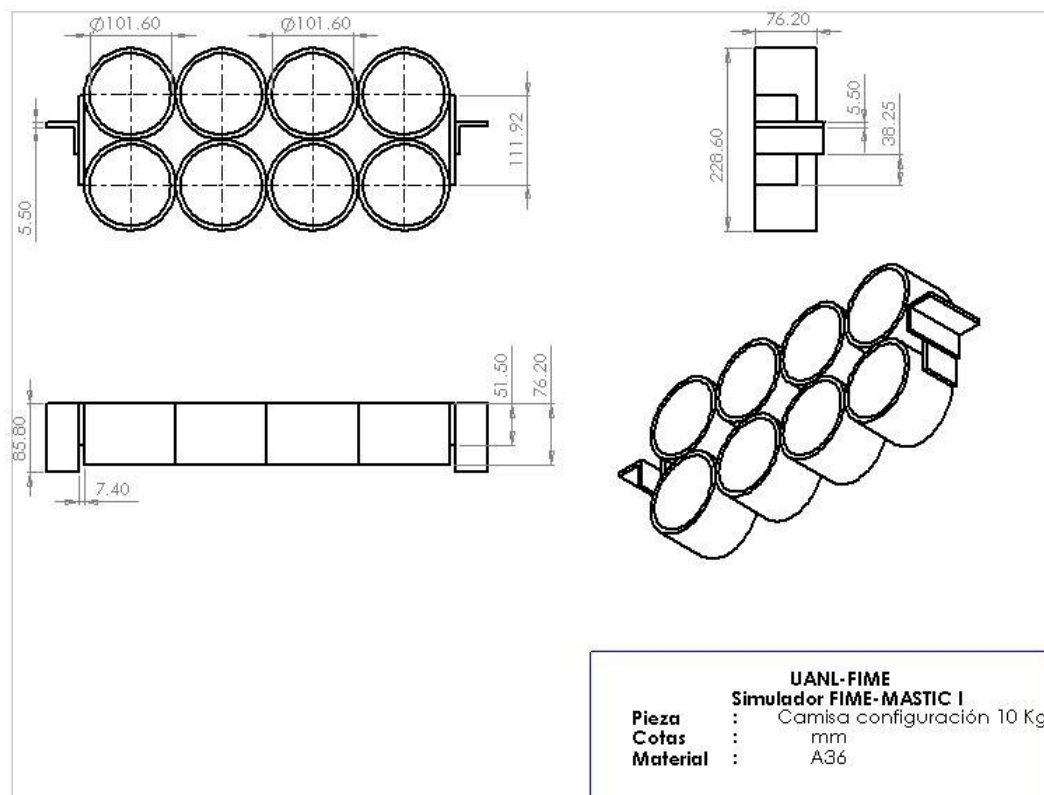
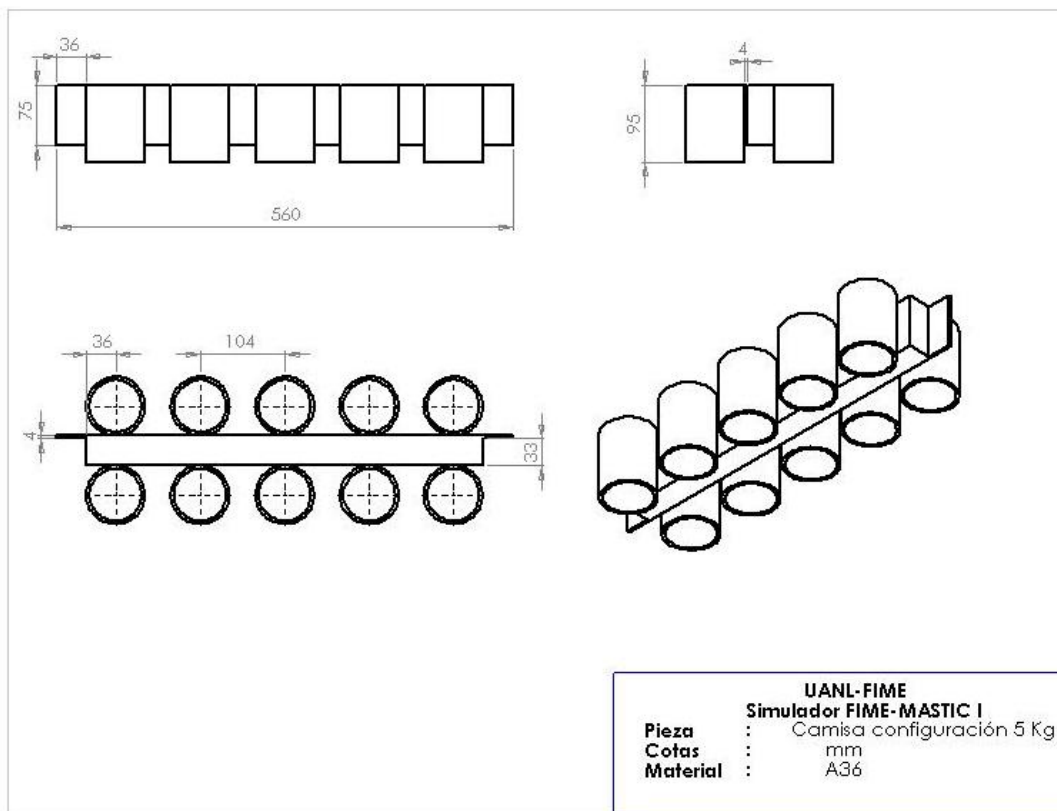
Planos de la máquina de la máquina de masticación MASTIC-FIME I.

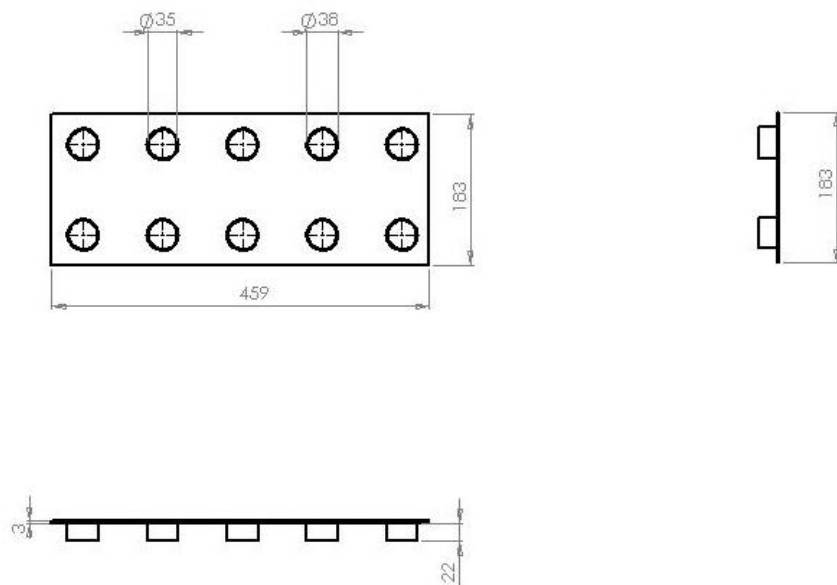
Configuración 5 kg



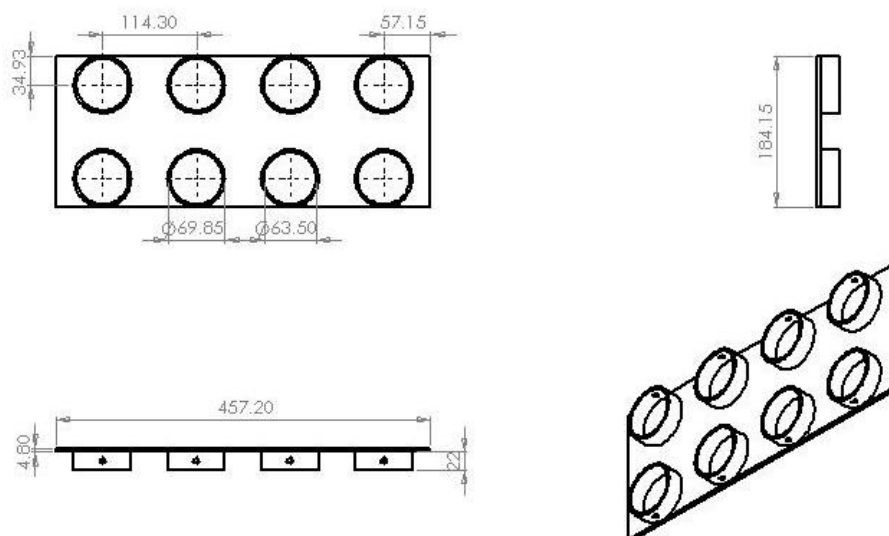
Configuración 10 kg



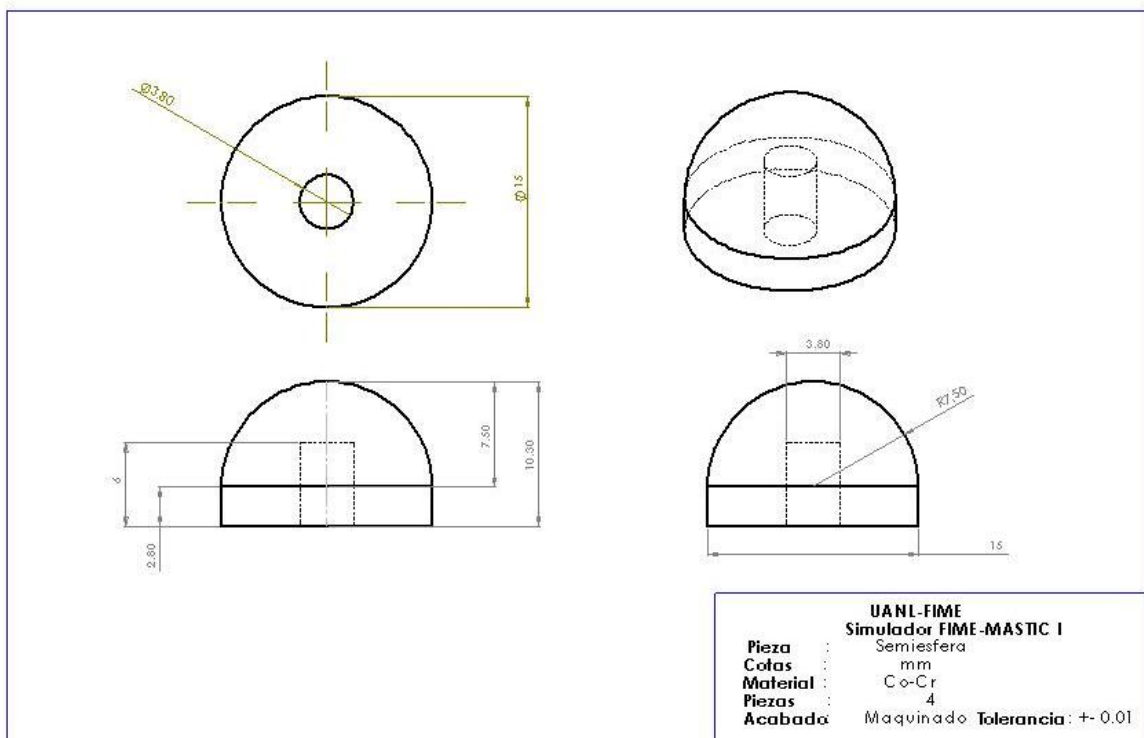
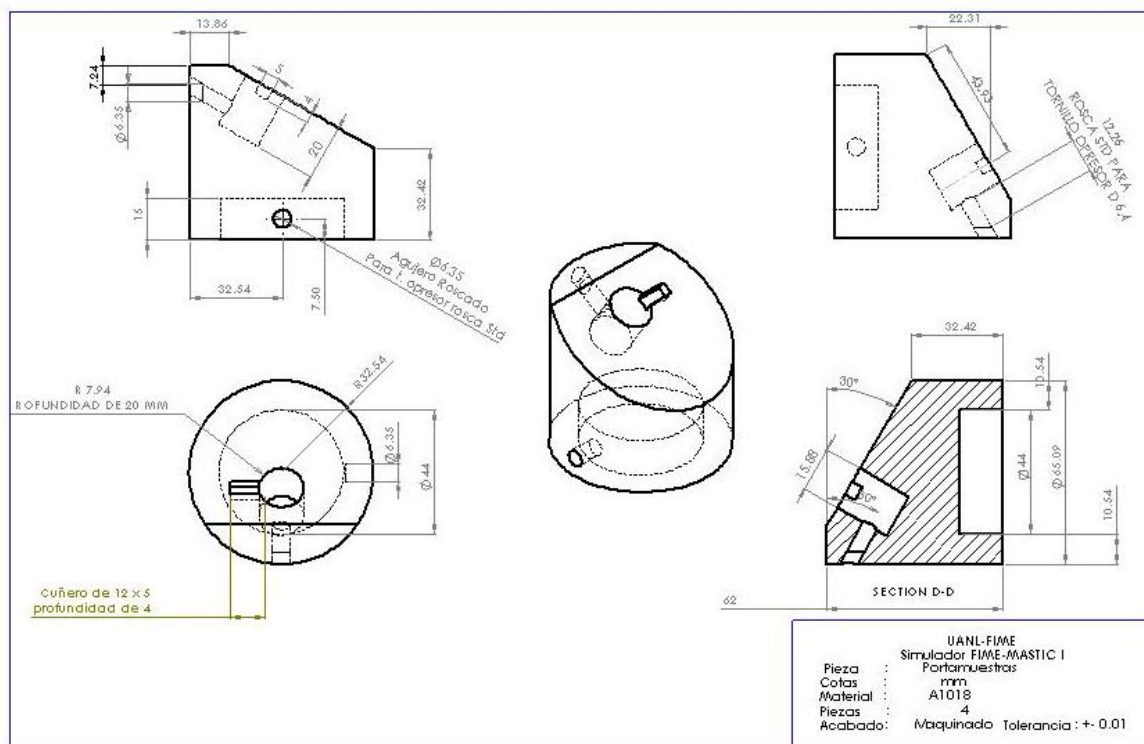


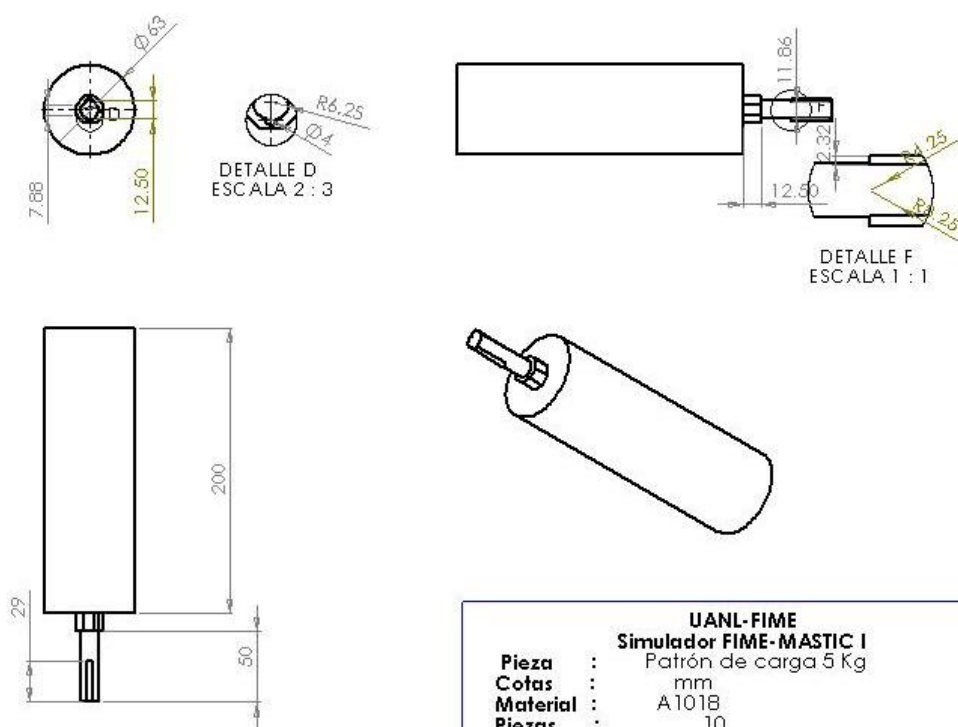


UANL-FIME
Simulador FIME-MASTIC I
 Pieza : Base portamuestras 5 Kg
 Cotas : mm
 Material : A36

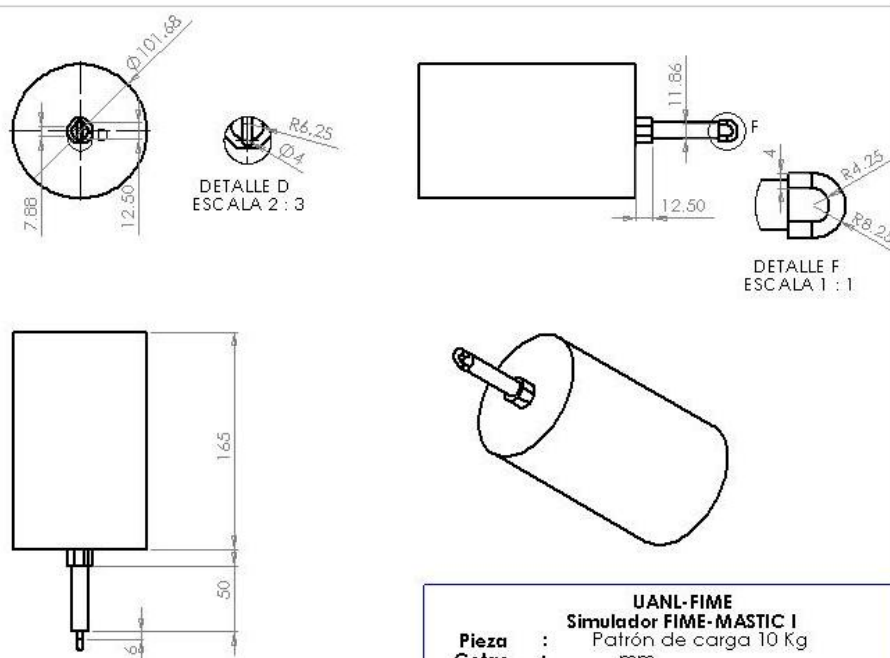


UANL-FIME
Simulador FIME-MASTIC I
 Pieza : Base portamuestras 10 Kg
 Cotas : mm
 Material : A36

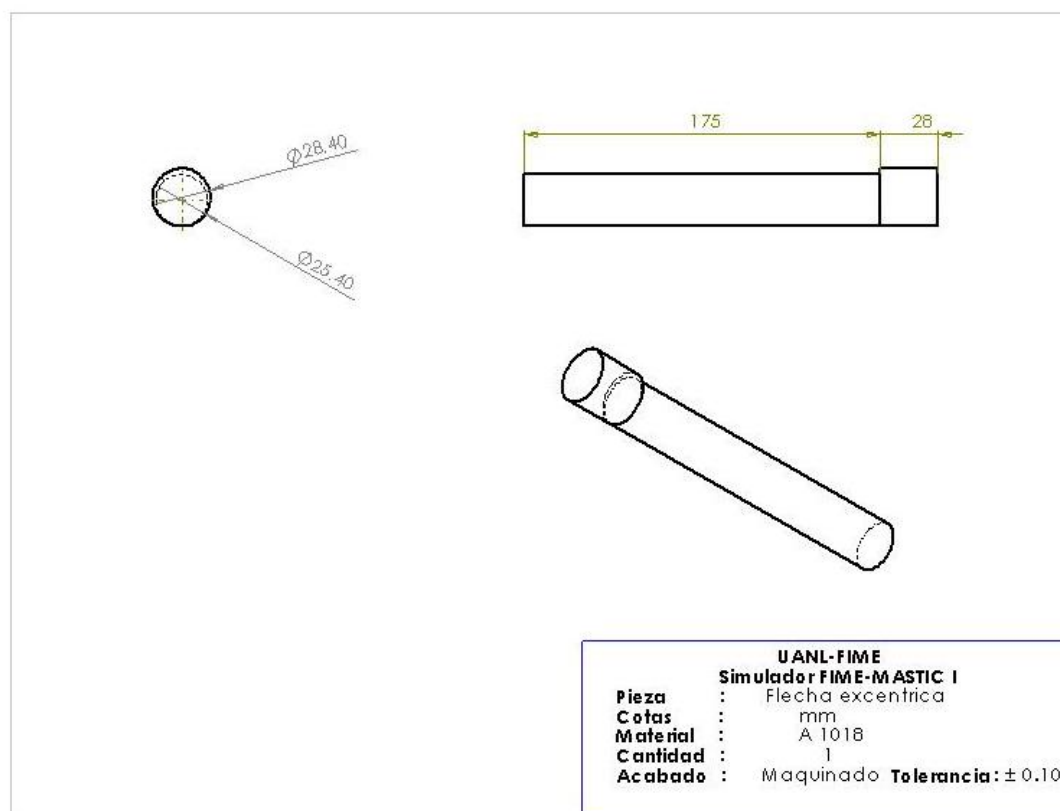
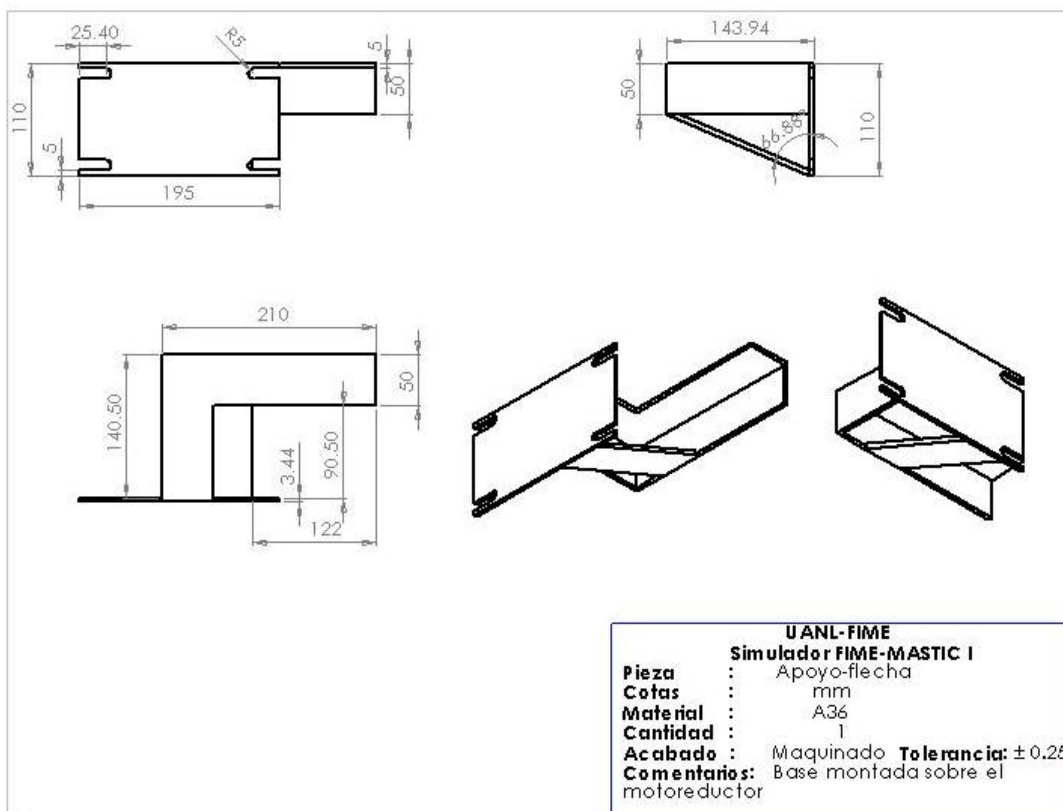




UANL-FIME
Simulador FIME-MASTIC I
Pieza : Patrón de carga 5 Kg
Cotas : mm
Material : A1018
Piezas : 10
Acabado: Maquinado Tolerancia : ± 0.25
Comentarios: Tornillo con arco de acero inoxidable y tuerca para ajuste fino.



UANL-FIME
Simulador FIME-MASTIC I
Pieza : Patrón de carga 10 Kg
Cotas : mm
Material : A1018
Piezas : 4
Acabado: Maquinado Tolerancia : ± 0.25
Comentarios: Tornillo con arco de acero inoxidable y tuerca para ajuste fino.



APÉNDICE C

Especificaciones del Motor SIEMENS monofásico

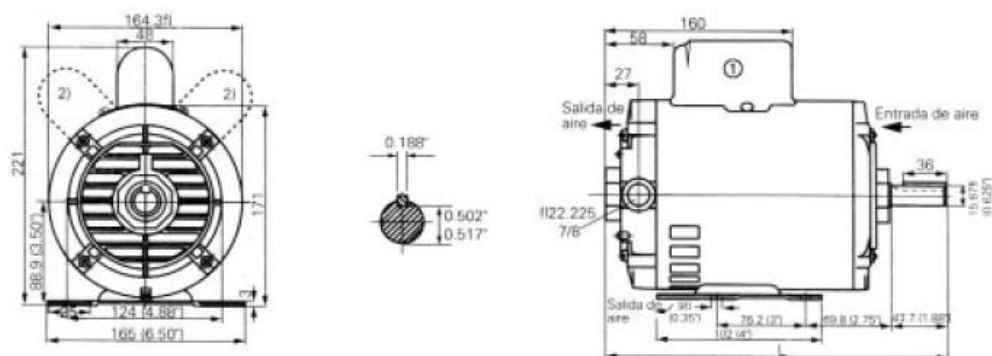
Tabla de selección

Motores monofásicos jaula de ardilla a prueba de goteo; aisl. Clase B; 4 polos

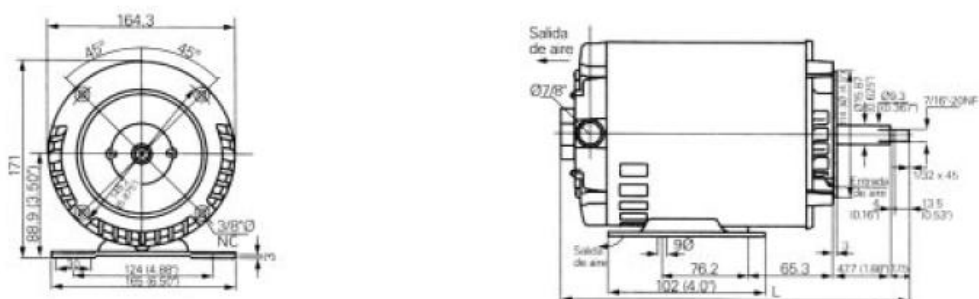
Potencia CP	Tipo	Catálogo No.	Peso neto kg	Velocidad nominal r.p.m.	Tensión nominal volt	Corriente nominal A	Factor de servicio	Corriente F.S. A	Long. L mm
Arranque por fase dividida, base rígida, con balero									
0.25	1RF3 052-4YF31	30002040	7.9	1760	127	6.0	1.35	6.3	254
0.33	1RF3 053-4YF31	30002048	9.3	1740	127	7.0	1.35	7.5	271
0.50	1RF3 054-4YF31	30002056	9.8	1755	127	9.5	1.25	10.5	271
Arranque por capacitor, base rígida, con balero									
0.25	1RF3 052-4YC31	30002036	7.4	1760	127**	5.4	1.6	6.0	254
0.33	1RF3 053-4YC31	30002045	8.6	1755	127**	6.6	1.5	7.4	271
0.50	1RF3 054-4YC31	30002053	9.2	1745	127**	9.5	1.3	10.0	271
0.75	1RF3 055-4YC41	30002061	12.6	1735/1720	127/220	12.7/5.8	1.25	14.0/7.0	291
1.0	1RF3 056-4YC41	30002066	15.4	1745/1720	127/220	16/7.4	1.15	16.9/8.2	313
1.5 ¹⁾	1RF3 057-4YB41	30003716	14.3	1740/1720	127/220	13.8/7.2	1.15	15.2/8.3	313
2 ¹⁾	1RF3 058-4YB41	30003717	15.4	1730/1710	127/220	18.2/9.6	1.0	-	313

Dimensiones Generales

Estándar



Brida C, bomba*



APÉNDICE D

Análisis de velocidades del Sistema Motriz

La frecuencia requerida en el MASTIC-FIME I es de aproximadamente 1.4 Hz para lo cual fue necesario integrar un sistema motriz compuesto de los elementos que se muestran en la figura 3.6 del capítulo 3.

La velocidad de salida del motor es de 1850 r.p.m, acoplando el reductor de velocidad con relación de 60:1, la velocidad resultante es 30.833 r.p.m. Para incrementar la velocidad a 83 r.p.m (aprox. Equivalente a 1.4 Hz en el simulador), fue necesario incorporar un sistema de catarinas de velocidad, compuesto por una catarina grande y una pequeña con una relación de dientes de 35/13. La catarina mayor del sistema de catarinas está montada en la flecha del reductor (ver figura 3.6 del capítulo 3), por lo cual tiene una velocidad de 30.833 r.p.m. El análisis de velocidades del sistema de catarinas se presenta a continuación:

ω_1 = velocidad de la catarina menor = ?

N_1 = numero de dientes de la catarina menor = 13

ω_2 = velocidad de la catarina mayor = 30.833 r.p.m

N_2 = numero de dientes de la catarina mayor = 35

$$\omega_1 N_1 = \omega_2 N_2 \quad \omega_1 = \frac{\omega_2 N_2}{N_1}$$

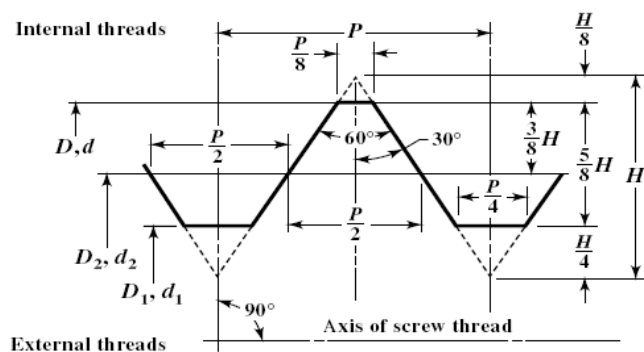
$$\omega_1 = \frac{(30.833RPM)(35)}{13}$$

$$\omega_1 = 83r.p.m$$

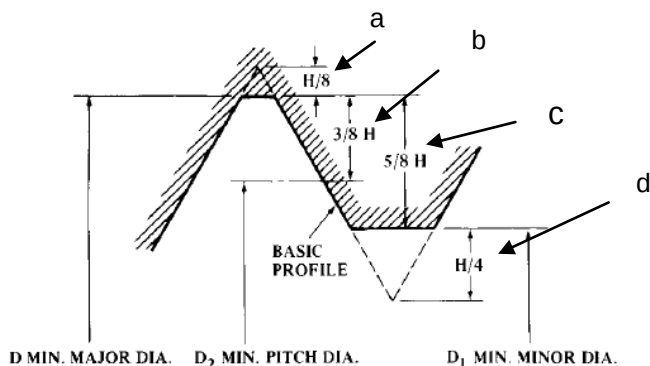
$$83 \frac{\text{Rev.}}{\text{Min.}} \left| \frac{\text{Min.}}{60\text{seg}} \right| = 1.38\text{Hz}$$

APÉNDICE E

Cálculos de rosca tipo V



- Rosca interna



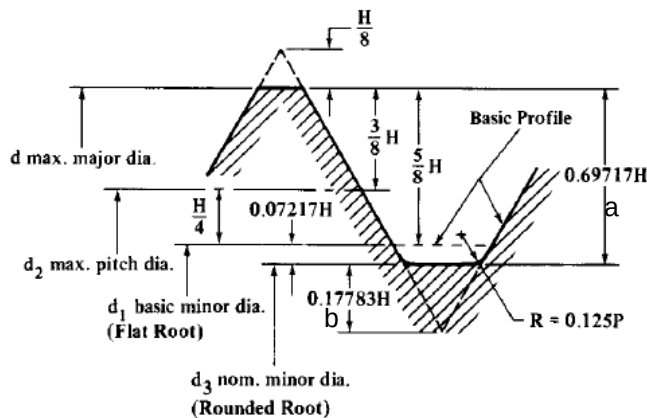
Implante:

$$a = 0.043 \text{ mm} \quad b = 0.130 \text{ mm}$$

$$c = 0.216 \text{ mm} \quad a = 0.086 \text{ mm}$$

$$D_1 = 1.480 \text{ mm} \quad D = 1.740 \text{ mm}$$

- Rosca Externa



Tornillo:

$$P = 0.400 \text{ mm} \quad H = 0.346 \text{ mm}$$

$$R = 0.050 \text{ mm} \quad a = 0.241 \text{ mm}$$

$$b = 0.061 \text{ mm}$$

Implante:

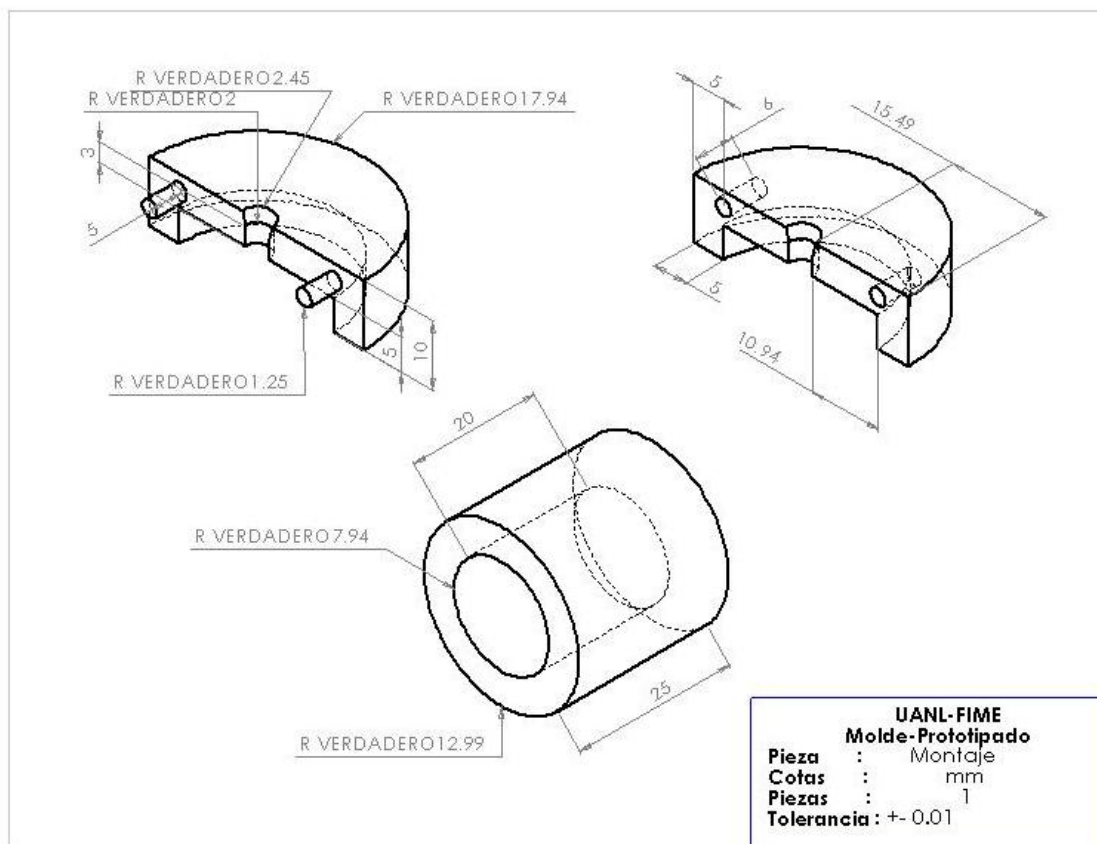
$$P = 0.519 \text{ mm} \quad H = 0.600 \text{ mm}$$

$$R = 0.075 \text{ mm} \quad a = 0.362 \text{ mm}$$

$$b = 0.092 \text{ mm}$$

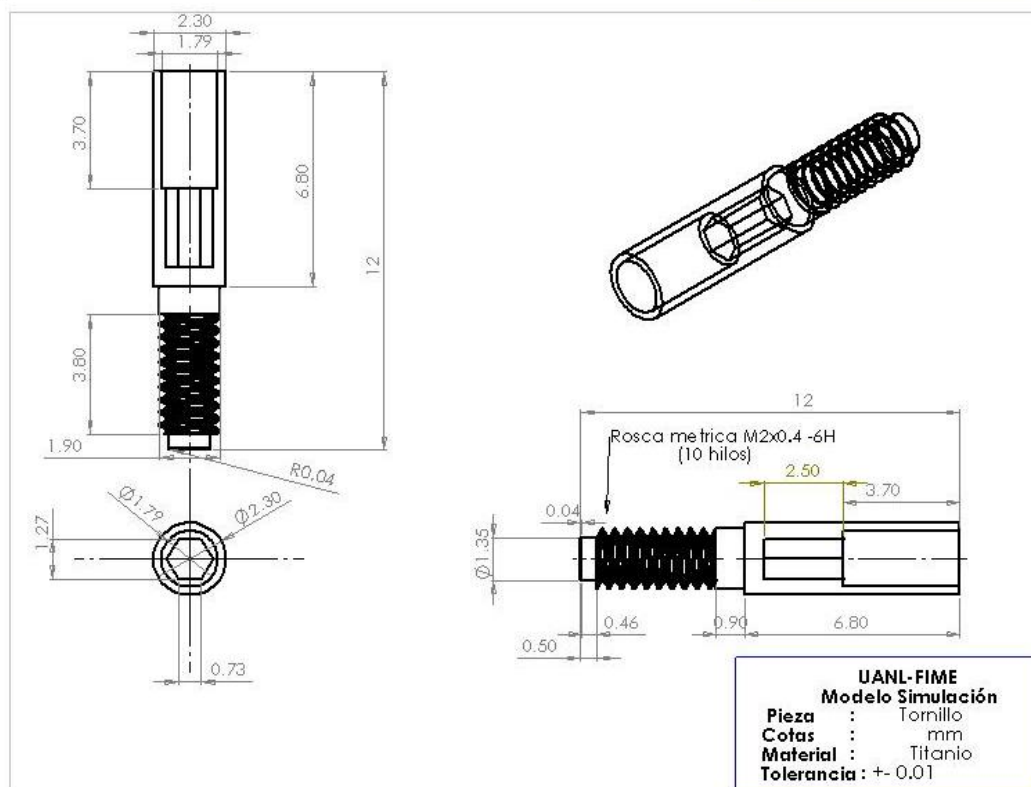
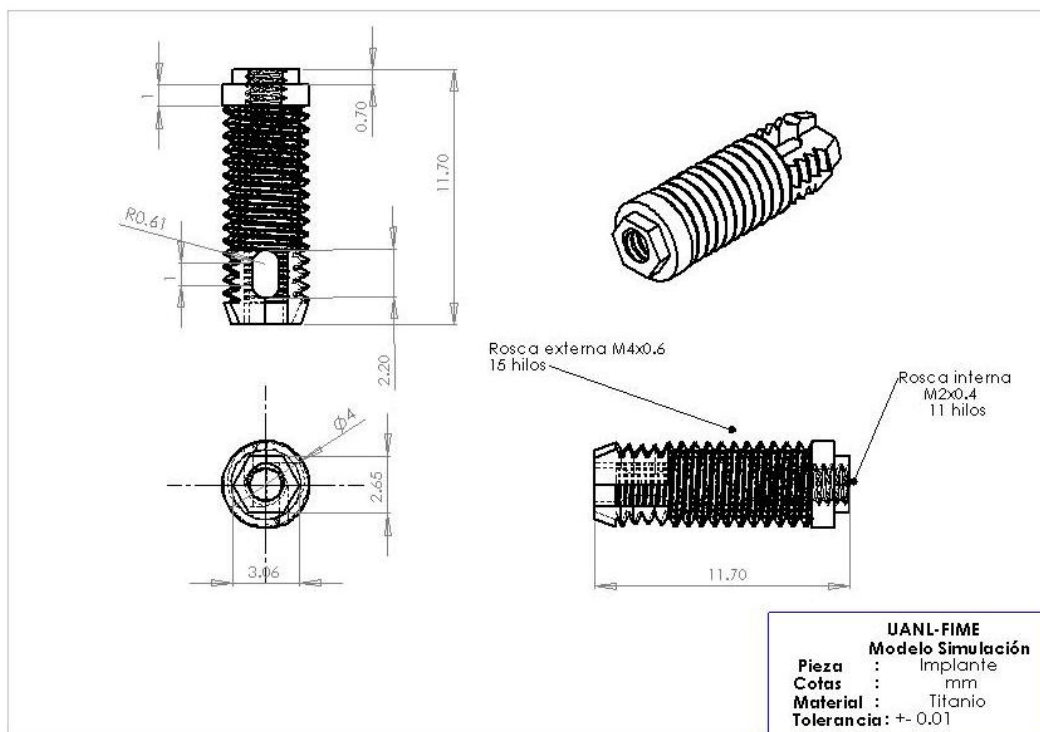
APÉNDICE F

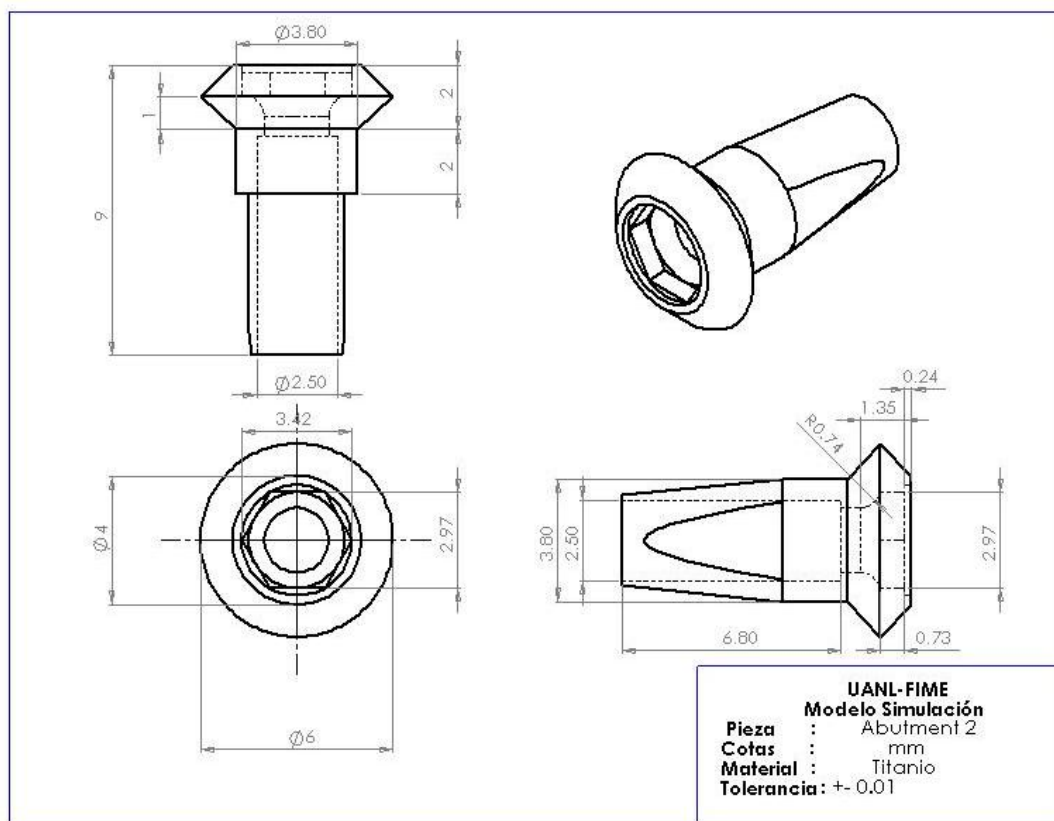
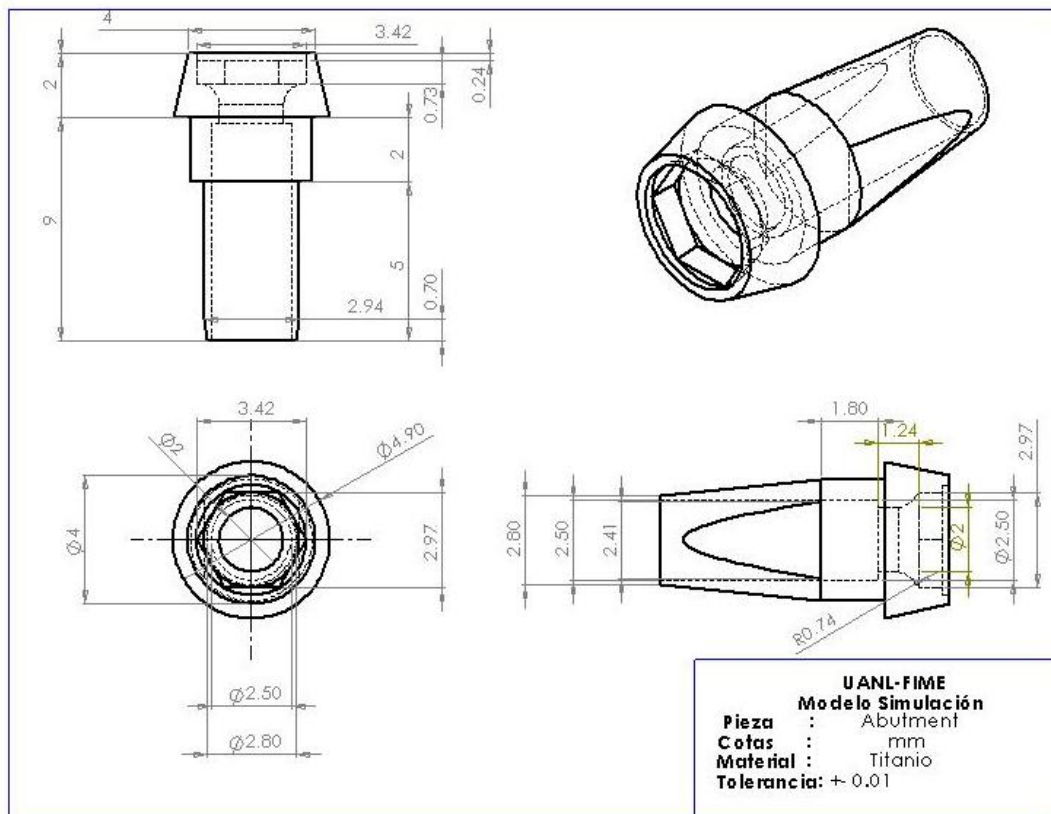
Dibujo de fabricación de moldes para muestras

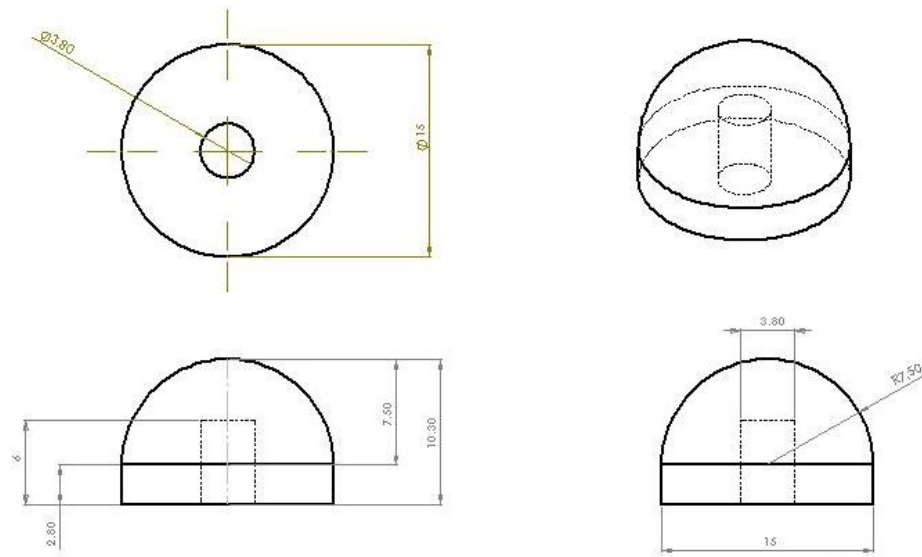


APÉNDICE G

Dibujos de componentes para simulación



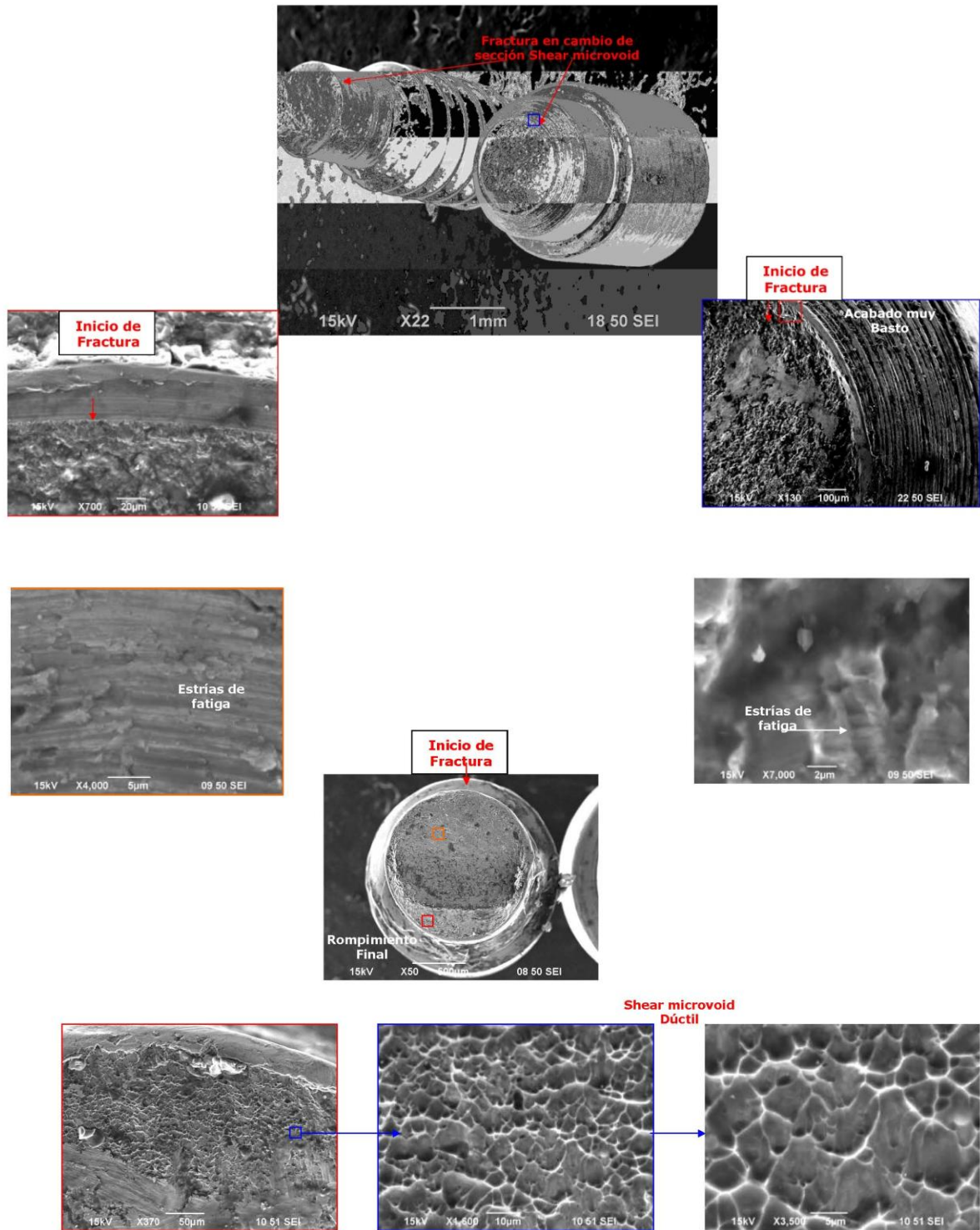




UANL-FIME
Modelo Simulación
Pieza : Semiesfera
Cotas : mm
Material : C o-Cr
Tolerancia : ± 0.01

APÉNDICE H

Análisis visual de fatiga en SEM del tornillo dental



RESUMEN AUTOBIOGRÁFICO

Geo Rolando Contreras Hernández

Candidato al Grado de Maestro en Ciencias de la Ingeniería Mecánica con especialidad en Materiales

Tesis: “Desarrollo de un Simulador Dental Uniaxial, Simulación por Elemento Finito y Estudio In-Vitro de Implantes Dentales”.

El Ing. Geo Rolando Contreras Hernández nació el 9 de septiembre de 1984, es hijo del Médico Veterinario Geo Rolando Contreras Hernández y de la Sra. Alejandra Hernández Cabrera. Cursó sus estudios de Licenciatura en la Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica de la Universidad Autónoma de Nuevo León, obteniendo el título de Ingeniero Mecánico Administrador y el reconocimiento al Mérito Académico en 2006. En el 2007 inicia la Maestría en Ciencias de la Ingeniería Mecánica con Especialidad en Materiales, para el 2008 comienza a trabajar en el área de investigación de fatiga en implantes dentales.

El Ing. Geo Contreras tiene experiencia en el área de diseño, mecánica, metalurgia, fundición, administración e investigación.