

TRABAJO ESPECIAL DE GRADO

ESTUDIO DE LA DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS EN EL SISTEMA IMPLANTE DENTAL CÓNICO - MAXILAR MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS

Presentado ante la Ilustre
Universidad Central de Venezuela
por el Br. Vilchez S., Salomón R.
Para optar al Título de
Ingeniero Mecánico

Caracas, 2008

TRABAJO ESPECIAL DE GRADO

ESTUDIO DE LA DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS EN EL SISTEMA IMPLANTE DENTAL CÓNICO - MAXILAR MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS

Tutor Académico: Prof. Miguel Cerrolaza
Tutor Industrial: Dr. Enrique Rodríguez

Presentado ante la Ilustre
Universidad Central de Venezuela
por el Br. Vilchez S., Salomón R.
Para optar al Título de
Ingeniero Mecánico

Caracas, 2008

Caracas, febrero de 2008

Los abajo firmantes miembros de Jurado designado por el Consejo de Escuela de Ingeniería Mecánica, para evaluar el Trabajo Especial de Grado presentado por el Bachiller Salomón R. Vilchez S., Titulado:

**“ESTUDIO DE LA DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS EN EL SISTEMA
IMPLANTE DENTAL CÓNICO - MAXILAR MEDIANTE ELEMENTOS
FINITOS”**

Consideran que el mismo cumple con los requisitos exigidos por el plan de estudios conducente al Título de Ingeniero Mecánico, y sin que ello signifique que se hacen solidarios con las ideas expuestas por el autor.


Prof. Jorge Cruz
Jurado


Prof. Orlan Falcon
Jurado


Prof. Miguel Cerrolaza
Tutor Académico

Vílchez S., Salomón R.

ESTUDIO DE LA DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS EN EL SISTEMA IMPLANTE DENTAL CÓNICO – MAXILAR MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS

Tutor: Prof. Cerrolaza, Miguel. Trabajo Especial de Grado. Caracas. U.C.V. Facultad de Ingeniería. Escuela de Ingeniería Mecánica. 2008, 120 pág.

Método elementos finitos, Modelado óseo, Implantes dentales

En el presente trabajo se realizó el estudio de la distribución de esfuerzos en el material óseo que soporta implantes dentales. Con este propósito se desarrollaron modelos tridimensional de un maxilar superior, un implante dental cónico, un implante dental cilíndrico y un incisivo central.

En la primera etapa, se realizó una recopilación bibliográfica de trabajos realizados anteriormente sobre la biomecánica de los implantes dentales. Posteriormente se desarrolló un modelo geométrico del maxilar superior a partir de tomografías axiales computarizadas. El modelo del incisivo central fue generado por un proceso de escaneo digital 3D. Los modelos de implantes dentales se reprodujeron utilizando programas tipo CAD.

Se simuló mediante el método de los elementos finitos el sistema implante dental cónico – maxilar, sometido a cargas oclusales. También fueron simulados implantes dentales cónicos y cilíndricos sometidos a cargas axiales y transversales.

Las distribuciones de esfuerzos obtenidas en los diversos casos estudiados indican que el implante no alcanzará en ninguno de los escenarios estudiados, valores de esfuerzos que pongan en peligro su integridad o funcionamiento. De igual forma se calcularon los valores de cargas en los cuales comienzan a presentarse estados de esfuerzos mayores a los valores permisibles en el material óseo periimplantar.

Agradecimientos

A la Universidad Central de Venezuela, por los conocimientos impartidos, la vida en su campus y todos los momentos especiales que me ha dado. Alma Mater siempre en mi corazón.

Al Instituto Nacional de Bioingeniería de la Universidad Central de Venezuela.

Al Prof. Miguel Cerrolaza, por darme la oportunidad de llevar a cabo mi Trabajo Especial de Grado, y por compartir su experiencia.

Al Ing. Wilmer Carrero, amigo y mentor.

Al equipo de especialistas del Postgrado en Odontología mención Implantología por su apoyo y colaboración en este trabajo.

A los profesores Dr. Enrique Rodríguez, Dra. Maria del Pilar Ríos, Dr. Madeleine Galvis y la Dra. Valentina Torres, por su importante aporte a este trabajo.

Al Laboratorio de Computación Gráfica y Geometría Aplicada Escuela de Matemáticas, Facultad de Ciencias, en especial al Sr. Julián Rojas por su importante colaboración.

Al equipo del Instituto Nacional de Bioingeniería, en especial a la Sra. Elisabeth Salinas, la Srta. María Aguiar, la Prof. Lucia Martino, y a el equipo de pasantes de la sala de pregrado.

Gracias.

Dedicatoria

A ese ente superior que mantiene el equilibrio universal.

A mis padres Mérida Soledad y Salomón, por darme siempre su amor incondicional y haberme impulsado siempre hacia el lado de la luz. Los amo.

A el amor de mi vida, Neyla Rivas. Compañera, amiga y amante.

A la Universidad Central de Venezuela, amada Alma Mater.

A la familia Reyes Rivas, en especial a Nancy, Neidy y Quiny, por permitirme compartir su hogar y hacerme sentir parte de él.

A la familia Montana.

A todos las personas que me rodean, por sus influencias, sus enseñanzas, por ser parte de mi vida. No cambiaría nada de esta historia.

A la vida en sí misma, gracias por la luz, gracias por todo.

Índice

	Pag.
Resumen	i
Agradecimientos	ii
Dedicatoria	iii
Índice	iv
Introducción	1
Antecedentes	2
Planeamiento del problema	3
Objetivos	4
Alcances	5
Capítulo 1 Anatomía y biomecánica de los maxilares	
1.1 Sistema estomatognático	6
1.2 Anatomía y fisiología de los Maxilares	9
1.2.1 Maxilar Superior	9
1.2.2 Maxilar inferior o mandíbula	12
1.3 El tejido óseo	15
1.3.1 Clasificación ósea	18
1.3.2 Funciones de los huesos	22
1.3.3 Comportamiento mecánico de los huesos	23
1.3.4 Propiedades mecánicas de los huesos	24
1.4 Articulación Temporomandibular	26
1.5 Mecánica del movimiento mandibular	27
1.6 Oclusión	31
1.6.1 Relación céntrica y posición de intercuspidación	31
1.6.2 Cargas de Oclusión	32
1.7 Músculos de la masticación	32
1.8 Estructuras dentarias	35
1.8.1 Incisivos superiores	35

1.8.2 Incisivos centrales superiores	36
1.9 Ligamento periodontal	37
1.10 Tejidos blandos peri implantar	38
Capítulo 2 Descripción técnica de los implantes dentales	
2.1 Implantes dentales endoóseos	39
2.2 Oseointegración	40
2.3 Biomateriales	41
2.3.1 Materiales para implantes dentales	41
2.3.2 Titanio en la implantología dental	42
2.3.3 Aleaciones de titanio	44
2.3.4 Composición de las aleaciones de Titanio	44
2.3.5 Fabricación de implantes utilizando aleaciones de Titanio	45
2.4 Superficies de los Implantes Dentales	46
2.5 Diseño macroscópico y dimensional del Implante Dental	46
2.6 Técnicas quirúrgicas	47
2.7 Transmisión de cargas oclusales al Implante Dental	48
2.8 Antecedentes del método de elementos finitos en estudios de Implante Dentales	50
Capítulo 3 Modelado y simulación computacional	
3.1 Caso Real	55
3.2 Modelos Numéricos	56
3.3 Métodos de generación de modelos digitales	56
3.3.1 Modelado óseo	56
3.3.2 Generación de sólidos digitales a partir de programas CAD	61
3.3.3 Generación de sólidos digitales a partir de escaneo 3D	61
3.4 Datos disponibles	62
3.5 Sólidos modelados	63
3.5.1 Conjunto implante dental	63
3.5.2 Maxilar superior	65
3.5.3 Corona Protésica	66

3.6 Validación del modelo	67
3.7 Posición del implante dental en el maxilar superior	67
3.8 Simulación mecánica computacional	69
3.9 Estudio de sensibilidad de las mallas	75
3.10 Discretización geométrica	83
Capítulo 4 Análisis de resultados	
4.1 Criterios de Falla	84
4.2 Criterio de Von Mises	84
4.3 Configuración 1	85
4.4 Configuración real	95
Conclusiones y recomendaciones	
Conclusiones	98
Recomendaciones	100
Bibliografía	101
Apéndice	113

Introducción

Los implantes dentales óseointegrados como recurso terapéutico han sido utilizados en la Odontología por años. Un implante dental se define como el conjunto protésico corona/raíz, donde la raíz es el implante propiamente dicho y la corona es la parte clínica del diente.

Un factor crucial que afecta el resultado del tratamiento implantológico es la dirección de la fuerza oclusal y su transferencia hacia la interfase hueso/implante. Las magnitudes de la fuerza sobre los implantes dentales dependen de su diseño y de las características estructurales y mecánicas del sistema hueso/implante (Mitch, 2005).

Una adecuada distribución de fuerzas es uno de los requisitos más importantes para lograr un éxito a largo plazo en la oseointegración; Albrektsson, T y Lekholm, U en 1989 citan al Dr. Brånemark para definir la oseointegración como “una conexión funcional y estructural directa entre el hueso vivo ordenado, y la superficie de un implante que soporta cargas”. Estas fuerzas deberán ser dirigidas lo más perpendicularmente posible al plano de oclusión y paralelas al eje longitudinal del implante; la distribución de las fuerzas durante los niveles funcionales de carga es de gran interés en la ciencia implantológica.

Existen dos tipos principales de geometría en los implantes dentales, lo que los divide en implantes cilíndricos e implantes cónicos. Los cilíndricos y su comportamiento operativo han sido bien estudiados, en cambio, para los implantes dentales cónicos no se conoce de estudios que describan el campo de tensión del sistema maxilar-implante bajo cargas oclusales. Este sistema tiene características geométricas, mecánicas y de carga, que no pueden ser solucionadas numéricamente con modelos simplificados, como el de sólidos bidimensionales. Con el método de elementos finitos (MEF), se pueden considerar y analizar estas estructuras como sólidos tridimensionales, calculando el comportamiento de cuerpos óseos y metálicos,

con geometrías irregulares. En esta investigación se hará uso de programas computacionales basados en este método.

Antecedentes

Se han realizado muchos estudios acerca del comportamiento general del implante dental cilíndrico, su influencia sobre el hueso del maxilar y la distribución de los esfuerzos y deformaciones en el conjunto. Al inicio, como es de esperarse, se utilizaron técnicas un poco rudimentarias; por ejemplo, Cehreli. *et al.* (2004) realizó un estudio en referencia a la distribución de los esfuerzos y la transferencia de las fuerzas del implante al medio donde se encuentra con el uso de técnicas fotoelásticas; mientras que Tada. *et al.* (2003), Kitamura. *et al.* (2004), y Geramy y Morgano (2004) efectuaron respectivamente diversos estudios acerca del tema, pero usando técnicas computacionales del tipo Elementos Finitos.

Hay que destacar que diversos estudios indican que la pérdida de hueso alrededor de los implantes es influenciada por problemas biomecánicos, así como otros dicen que una posible causa de esto es la forma del implante en sí (cilíndrico o cónico). Por consiguiente, este estudio tiene un carácter significativamente innovador y es de gran importancia en la implantología moderna venezolana.

Galvis (2006), manifiesta la necesidad de “determinar los puntos de almacenamiento de tensiones en los implantes dentales cónicos al ejercer sobre ellos diferentes magnitudes de fuerzas a diferentes ángulos” y “comprobar que los esfuerzos ejercidos sobre los implantes dentales cónicos, se distribuyen a lo largo del mismo”.

En respuesta a todo esto, la Maestría de Implantología Dental de la Universidad Santa Maria, y el Instituto Nacional de Bioingeniería UCV, en un proyecto en conjunto llamado “Plataforma Científico-Tecnológica para una Odontología Social en Venezuela”, se ha planteado en su primera etapa, el estudio del

comportamiento mecánico del sistema bajo cargas oclusales en el sistema implante cónico-maxilar.

Planteamiento del problema

La implantología Dental está basada en tornillos, que van ubicados dentro del hueso de manera definitiva, los cuales van a reemplazar un diente o van a servir de anclaje para soportar una prótesis fija o una dentadura total; en otras palabras es una terapia de restitución dentaria donde se sustituye un diente natural por un implante dental. Esta ciencia representa una de las opciones terapéuticas más novedosas de los últimos años. Los implantes dentales se utilizan comúnmente y con éxito, como elementos de rehabilitación protésica, con una conexión directa entre el implante dental y el hueso circundante, una condición definida como “oseointegración,” es probablemente el factor más importante para explicar el éxito clínico a largo plazo (Carranza y Newman, 1998).

En este estudio se analizarán modelos de implantes dentales cónicos, que son el tipo de implantes de más reciente aparición en el mercado, y su interfase con el hueso circundante, apreciándose de esta manera la distribución de tensiones en sistema implante-maxilar, comparando esto a su vez, con estudios previos de implantes dentales cilíndricos. Para ello se realizará un estudio basado en cálculo de tensiones utilizando el Método de los Elementos Finitos.

Objetivos

Objetivo general

Evaluar el campo de tensiones en el sistema implante dental cónico-maxilar al ser sometido a cargas de oclusión mediante el Método de Elementos Finitos.

Objetivos Específicos

- Realizar una revisión bibliográfica exhaustiva acerca de implantes dentales tanto en el enfoque odontológico como ingenieril.
- Reconstruir en 3D la geometría de el maxilar superior y corona protésica, a partir de tomografías axiales computarizadas y Scanner 3D, para realizar estudios de distribución de estados de esfuerzos.
- Generar modelos tridimensionales de implantes cónicos y cilíndricos, para estudios de distribución de estados de esfuerzo en el maxilar.
- Realizar simulaciones numéricas del sistema implantar sometido a cargas de oclusión, utilizando el método de los elementos finitos.
- Determinar la distribución de estados de esfuerzo en el maxilar y en los implantes dentales cónicos en presencia de cargas de oclusión, respectivamente.
- Diferenciar la distribución de estados esfuerzos generados por implantes cónicos y cilíndricos.
- Relacionar las tensiones obtenidas en los ensayos, con los esfuerzos permisibles en la teoría de oseointegración con la finalidad de evaluar el correcto funcionamiento del dispositivo, y brindar esta información a los especialistas en la materia para modificar de ser necesario el protocolo de implantología.

Alcances

Los alcances y limitaciones están definidos de acuerdo a la evaluación de los casos clínicos de implantología, tiempo y requerimientos académicos, analizando de esta manera la disponibilidad de los mismos para la ejecución del presente proyecto. Los alcances que se proponen son los siguientes.

- Estudiar una serie de casos aun no establecidos de implantes dentales cilíndricos, colocados en distintas zonas del maxilar.
- Obtener una geometría modelable en elementos finitos que represente los aspectos más importantes de la situación a ensayar a un costo computacional relativamente bajo.
- Caracterización del comportamiento mecánico del sistema implante dental cónico – maxilar.
- Establecer las comparaciones pertinentes entre los diversos casos y observar las correlaciones existentes.
- Aportar nuevas técnicas y procedimientos a los protocolos de implantología ya existentes.

Capítulo 1

Anatomía y biomecánica de los maxilares

1.1 Sistema Estomatognático

El sistema estomatognático es un complejo anatómico especializado en el cual se efectúan funciones importantes para la nutrición, respiración e interacción del individuo con el medio ambiente. Este sistema está ubicado entre las fosas nasales y la zona suprahioidea, que contiene la lengua y los dientes dentro de un espacio cerrado por los labios y está conformado por una serie de estructuras vecinas relacionadas anatómicamente las cuales funcionan en conjunto con el mismo fin.

La cavidad bucal está dividida a su vez por los arcos dentarios en dos espacios, el vestíbulo bucal y la boca propiamente dicha (Dubeull, 1990).

Planos de referencia y división en tercios

En el cuerpo humano, se utiliza para fines médico-descriptivos, un sistema de planos ortogonales, el cual funciona como sistema de referencia. Estos planos son: frontal, transversal y sagital (medio sagital).

Cuando se dividen las superficies de las coronas en *tercios*, éstos son identificados según su ubicación. La corona se divide en un tercio incisal, un medio y un cervical en sentido incisocervical, como se muestra en la figura 1.3.

Para fines descriptivos, se han dividido las coronas de los dientes en tercios. En el sentido mesiodistal, se divide en tercios mesial, medio y distal. En sentido labio o vestibulolingual, se divide en tercios labial o vestibular, medio y lingual o palatino. Cada una de las cinco superficies de una corona puede ser dividida en esta forma.

Habr  siempre un tercio medio y otros dos tercios, que según su ubicación se llama cervical, oclusal, mesial, lingual, etcétera.

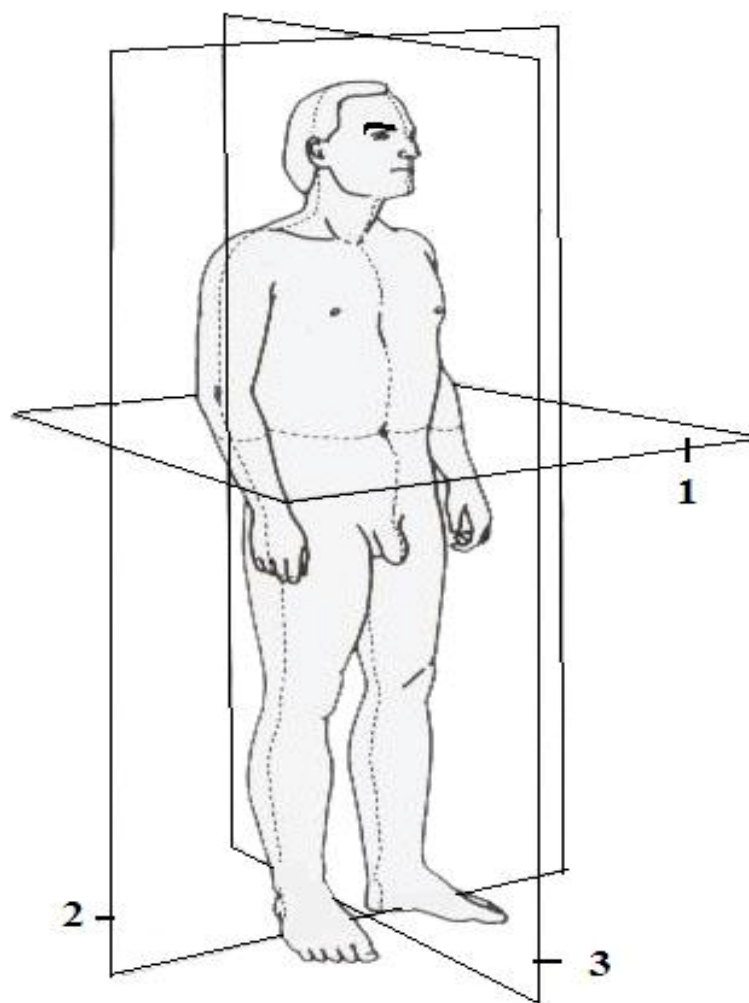


Fig. 1.1 Planos del cuerpo: Plano transverso (1), Plano Frontal (2), Plano Sagital (3)

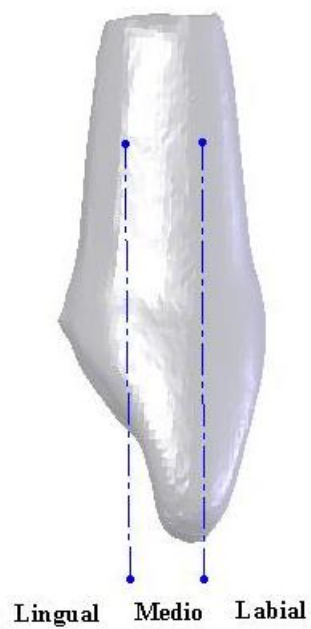


Fig. 1.2 División en tercios en sentidos incisocervical y mesiodistal

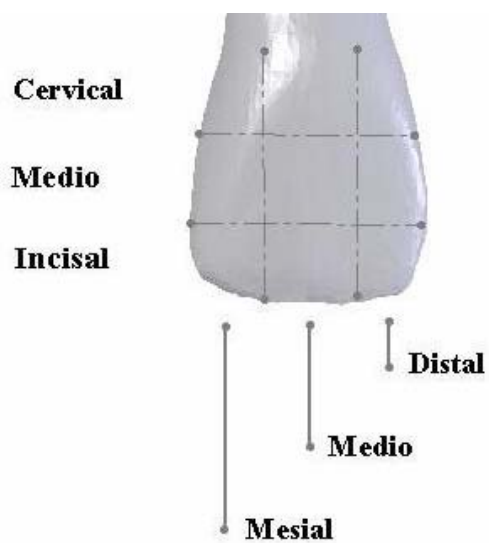


Fig. 1.3. División en tercios en el sentido vetibulolingual

1.2 Anatomía y fisiología de los maxilares

1.2.1 Maxilar superior

Es un hueso par que constituye una gran parte del armazón óseo de la porción facial del cráneo. Forma la mayor parte del techo de boca, o paladar duro y contribuye a la formación del piso de la órbita, lados y la base de la cavidad nasal y aloja a los dieciséis dientes superiores. Como se ilustra en la figura 1.4. presenta cuatro caras y los siguientes puntos anatómicos: fosa incisiva, fosa canina, eminencia canina, agujero infraorbitario, agujeros dentales posteriores, tuberosidad del maxilar, surco pterigopalatino y conducto incisivo (Ash, 1993).

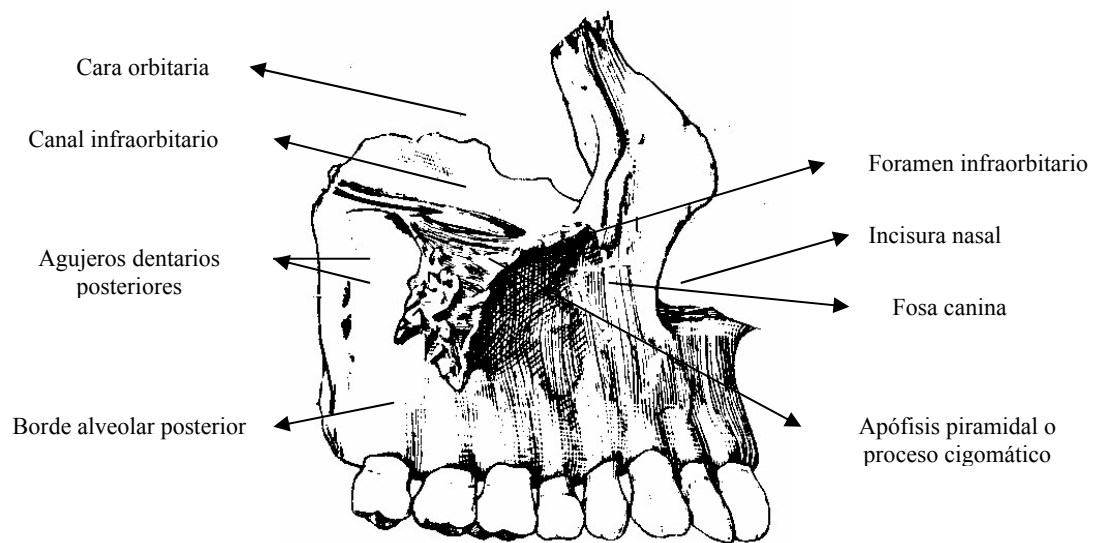


Fig. 1.4 Maxilar Superior (vista lateral)

Cara anterior o facial

Está separada de la órbita por la cresta suborbital, la cresta que corresponde al canino es la más prominente y se llama eminencia canina, delante de ésta se encuentra la fosa incisiva, y por detrás y arriba se encuentra la fosa canina; por sobre ésta se encuentra el agujero infraorbitario (Ash, 1993).

Cara posterior o infratemporal

Esta superficie es más o menos convexa y se haya perforada hacia abajo por dos o más agujeros alveolares posteriores. La porción inferior de esta cara es más prominente en la parte donde sobresale por encima de la raíz del tercer molar y se llama tuberosidad del maxilar (Ash, 1993).

Cara orbitaria o superoexterna

Esta cara es lisa y junto con la cara orbitaria del hueso cigomático forma el piso de la órbita. La unión de esta cara con la anterior constituye el margen o borde suborbitario (Ash, 1993).

Cara nasal o mesial

Esta cara está dirigida en sentido mesial hacia la cavidad nasal. Hacia la parte posterior y superior de esta cara se encuentra un orificio irregular y grande, es el seno del maxilar superior (antro de Highmore). En un cráneo articulado, este orificio queda cubierto parcialmente por la apófisis unciforme del etmoides y el cornete inferior (Ash, 1993).

Apófisis cigomática

En vistas laterales esta formación aparece como una eminencia más o menos triangular cuyo ápice, dirigido hacia abajo, se encuentra, directamente sobre las raíces del primer molar (Ash, 1993).

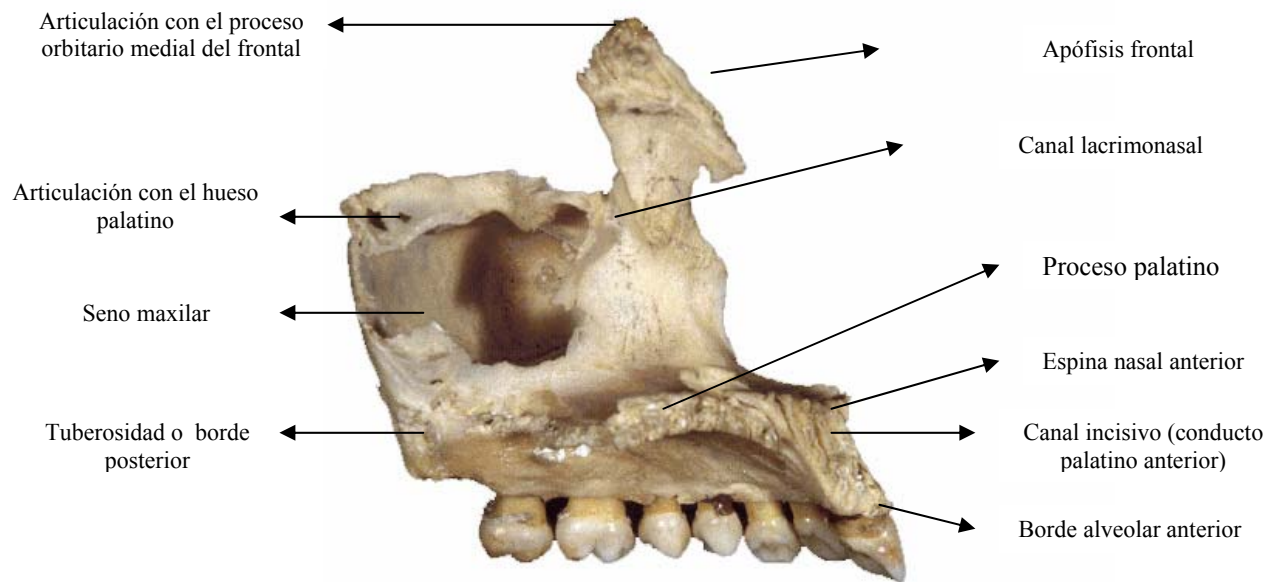


Fig. 1.5 Maxilar Superior (vista medial)

Apófisis frontal o ascendente

Nace de la parte superior y anterior del maxilar superior. Se articula con el borde suborbitario, huesos propios de la nariz, y en su parte superior con el hueso frontal (Ash, 1993)

Proceso o apófisis palatina

Es una saliente horizontal que se extiende desde la cara nasal o interna del maxilar superior. Su superficie superior forma la porción principal del piso nasal. Las superficies inferiores combinadas de las dos apófisis palatinas, constituyen el paladar duro (Ash, 1993).

Proceso alveolar

Constituye la porción inferior del maxilar superior y es la parte del hueso que rodea las raíces de los dientes superiores y que les proporciona el soporte óseo adecuado. Se extiende desde la base de la tuberosidad posterior al último molar hasta la línea media en la parte anterior, donde se articula con el mismo proceso del maxilar superior opuesto. Tiene una cara facial (labial y vestibular) y una cara lingual con crestas que corresponden a las superficies de las raíces de los dientes a las cuales les proporciona soporte. Está formado por láminas vestibular y lingual de hueso cortical muy denso, aunque delgado, separadas por tabiques interdentes de hueso esponjoso (Ash, 1993).

Alvéolos dentales

Son cavidades formadas por la lámina vestibular y lingual de la apófisis alveolar y por tabiques óseos de conexión localizados entre éstas, su forma y profundidad determinan la forma y longitud de las raíces que soporta (Ash, 1993).

1.2.2 Maxilar inferior o mandíbula

La mandíbula tiene forma de herradura y soporta los dientes del arco dental inferior, este hueso es móvil y por lo tanto no tiene fijación ósea al cráneo. Está situado inmediatamente por debajo de los huesos maxilar superior y maxilar, y sus cóndilos descansan en la cavidad glenoidea del hueso temporal y forman la articulación temporomandibular (ATM). (Ver figura 1.12)

Tiene una porción horizontal o cuerpo y dos porciones verticales o ramas ascendentes (Fig. 1.6).

En la unión del cuerpo de mandíbula se encuentra una ligera cresta llamada sínfisis mentoniana. A cada lado de ésta se encuentran los tubérculos mentonianos, y la sínfisis junto con los tubérculos conforman la eminencia mentoniana (Ash, 1993).

Cara externa de la mandíbula

La línea oblicua externa se extiende desde el tubérculo mentoniano hasta el borde anterior de la rama ascendente, se hace más delgada hacia arriba y forma el borde anterior de la rama ascendente y termina en la punta de la apófisis coronoides, la cual es una de las dos apófisis que constituyen el borde superior de la rama ascendente. Así mismo proporciona la inserción para una parte del músculo temporal.

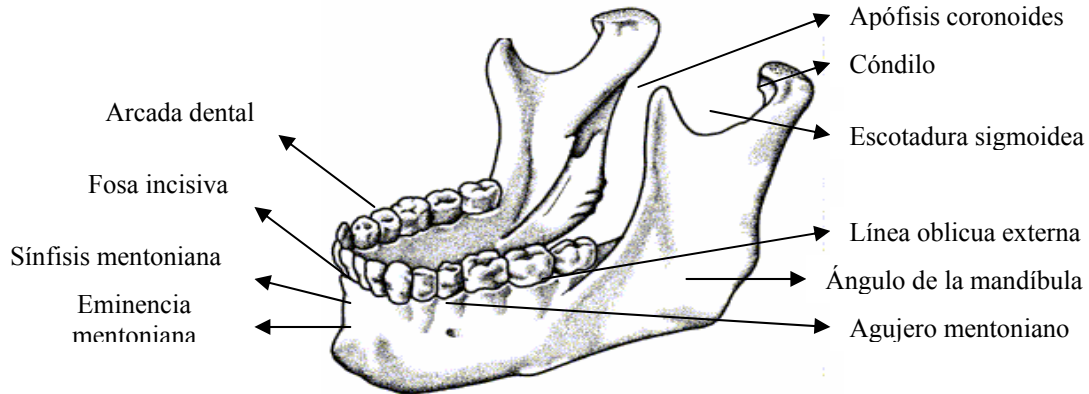


Fig. 1.6 Hueso maxilar inferior

El cóndilo, sobre el borde posterior de la rama ascendente, está dividido en dos porciones: la superior o articular y la inferior o cuello. Es convexo por arriba ajustándose a la cavidad glenoidea del temporal cuando la mandíbula esta articulada con el cráneo, y constituyen con el cartílago interarticular y con los ligamentos la articulación temporomandibular.

Una escotadura semicircular lisa, la escotadura sigmoidea, forma el borde superior filoso de la rama ascendente entre el cóndilo y la apófisis coronoides.

Por debajo del segundo premolar, a media distancia entre el borde superior e inferior del cuerpo de la mandíbula, se encuentra el agujero mentoniano, por donde emerge el nervio mentoniano (Ash, 1993).

Cara interna de la mandíbula

A nivel de la línea media, en el tercio inferior se observan unas eminencias llamadas apófisis geni (Fig. 1.7).

La superficie interna del cuerpo mandibular está dividida por medio de una cresta bien definida, la línea oblicua interna o milohioidea.

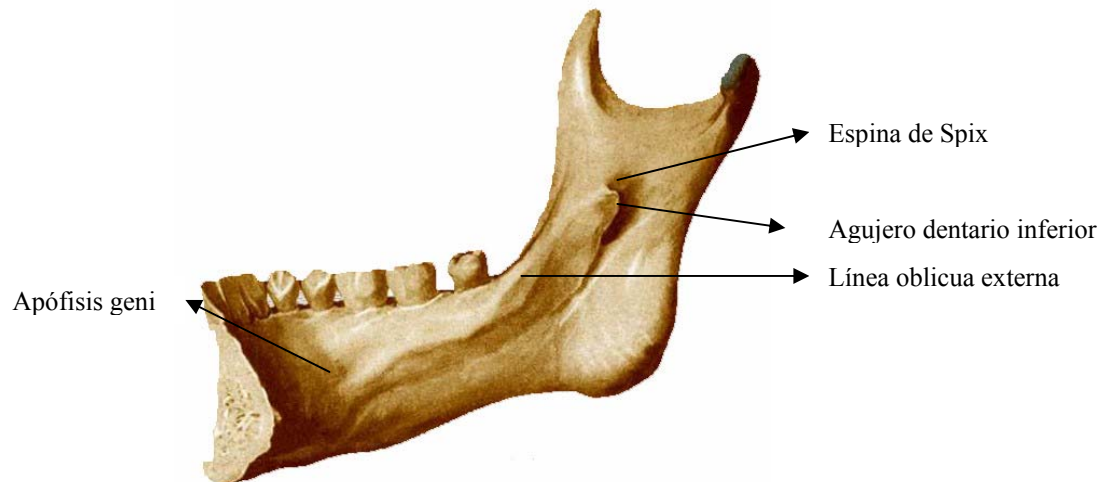


Fig. 1.7 Cara interna de la mandíbula

Empieza en el punto más bajo de las apófisis geni, y se dirige hacia atrás y arriba, aumentando su prominencia hasta llegar a la porción anterior de la rama ascendente, es el punto de inserción del músculo milohioideo.

El agujero dentario inferior esta localizado en la cara mesial de la rama ascendente, entre la escotadura sigmoidea y el ángulo mandibular.

En el borde anterior del agujero se encuentra la espina de Spix, en la cual se inserta el ligamento esfenomaxilar (Ash, 1993).

Proceso alveolar

El borde de ésta delimita los alvéolos dentales y es muy delgado en su parte anterior alrededor de las raíces de los incisivos pero es más gruesa hacia atrás donde circunda las raíces de los molares. El borde inferior de la mandíbula es fuerte y redondeado y proporciona al hueso la mayor parte de su fuerza (Ash, 1993).

1.3 El tejido óseo

Los componentes extracelulares mineralizados que componen hueso, hacen de éste un tejido de soporte especializado, dándole propiedades de rigidez y resistencia (figura 1.8)

Este tejido funge a su vez de reservorio de calcio y otros iones inorgánicos, participando de la homeostasis del calcio en todo el organismo. Los huesos se mantienen, a lo largo de su vida, en un estado dinámico de crecimiento, reabsorción y remodelación que le permite adaptarse a cambios en las propiedades mecánicas y en la homeostasis del calcio.

El hueso está compuesto de una matriz extracelular que contiene sustancias proteínicas, de entre las cuales la más abundante es el colágeno dispuesto en forma de fibras. El principal componente mineral es el cristal de hidroxipatita. Por otra parte el colágeno aporta el sustrato sobre el cual se depositan dichos cristales, dándole al tejido de la suficiente tenacidad para evitar la fragilidad que el compuesto inorgánico tiene.

Los diferentes tipos de células que se encuentran en el hueso son: osteoblastos, osteocitos, de revestimiento y osteoclastos, siendo los tres primeros tipos de células procedentes de la diferenciación de células de tipo mesenquimatoso,

llamadas células osteoprogenitoras. Los osteoblastos son los responsables de la síntesis y secreción de los compuestos orgánicos e inorgánicos de la matriz extracelular del hueso nuevo (osteóide) y, cuando quedan atrapados entre el osteóide mineralizado, pasan a llamarse osteocitos. Los osteoblastos que no quedan finalmente atrapados en el hueso por la acción osteogénica, asumen una morfología aplanada y se convierten en células de revestimiento (Bernard, 1992).

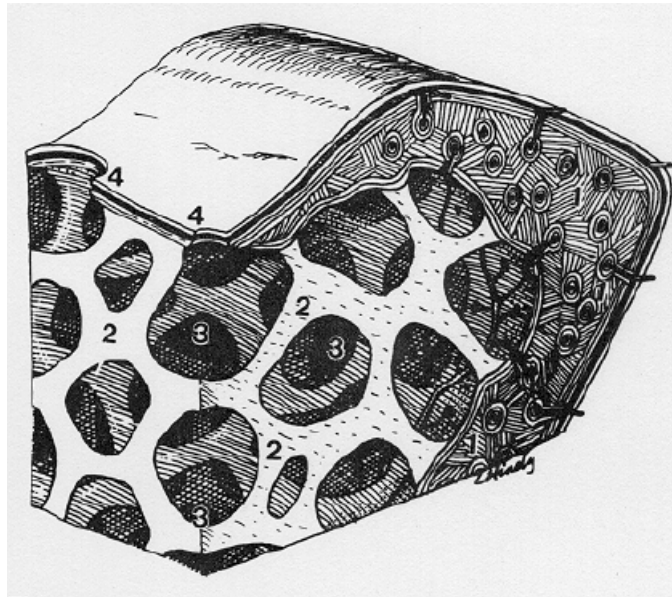


Fig. 1.8 Hueso cortical (1), hueso trabecular (2), espacios medulares (3), reborde residual (4) (Lake, 1993)

La deposición de calcio parece estar asociada con vesículas unidas a la membrana (vesículas matriciales) que derivan de la membrana plasmática de los osteoblastos y que contienen fosfatasa alcalina y otros fosfatos que neutralizan el efecto de los pirofosfatos, inhibidores de la deposición de las sales de calcio.

Los osteoclastos son células multinucleadas que derivan de células madre de origen hematopoyética a través de células formadoras de colonias de granulocitos y macrófagos, mientras que los osteoclastos están involucrados en la reabsorción y remodelación ósea.

Hueso compacto

El hueso cortical o compacto forma una capa que protege toda la superficie exterior de los huesos, y se constituye a partir de la disposición adyacente y parcialmente sobrepuesta de formaciones cilíndricas, llamadas osteonas. (Fig. 1.9)

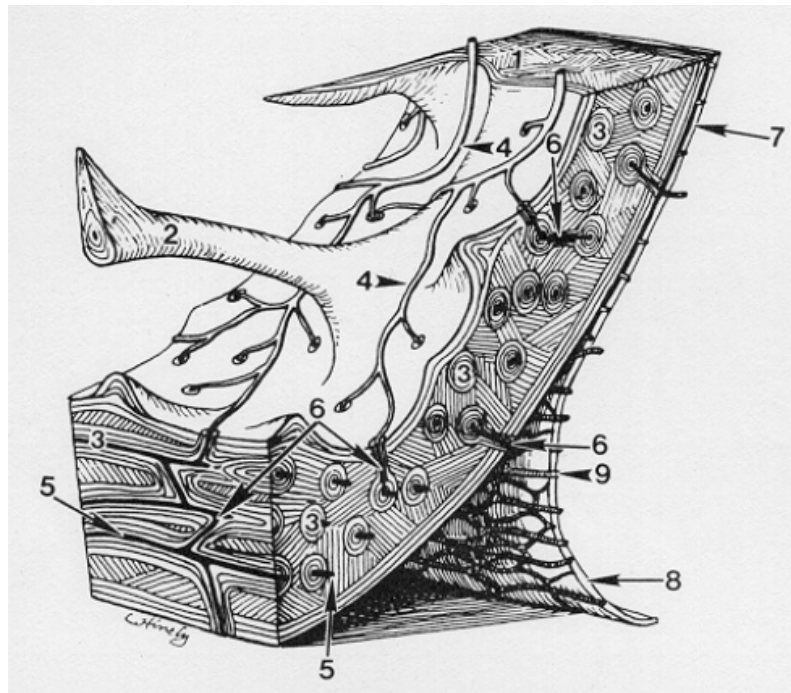


Figura 1.9 Hueso cortical (1), trabéculas (2), sistemas harvesianos u osteonas (3), vasos sanguíneos (4), vasos dentro de los canales harvesianos (5), canales comunicantes de Volkmann (6), periostio adherido (7), periostio levantado (8), vasos de periostio (9). Los vasos periósticos se comunican con los canales harvesianos a través de los canales de Volkmann (6). (Lake, 1993).

Un sistema Harvesiano consiste en vasos sanguíneos y nervios dispuestos en un “túnel” llamado canal Harvesiano, rodeado de una lamela. En las lamelas se encuentran los osteocitos, que se comunican entre ellos a través de extensiones propias ubicadas en pequeños canales llamados canaliculos. Los osteocitos están embebidos dentro de la matriz ósea mineralizada y los espacios entre las osteonas se

rellenan con lamelas intersticiales, que también contienen células formadoras de hueso.

Hueso trabecular o esponjoso

El hueso trabecular o esponjoso (Fig. 1.8) está localizado por debajo de la capa de cortical. La compleja malla de hueso trabecular forma el andamio interno que ayuda al hueso a mantener su forma cuando éste se expone a esfuerzos mecánicos. El rígido hueso trabecular, cuando se observa en un microscopio, tiene una forma “esponjosa”, y no está formado por la típica distribución estructural del hueso cortical, a partir de osteonas. La cavidad medular central, contiene la médula ósea y la médula amarilla, y está conectada directamente con el hueso trabecular.

1.3.1 Clasificación ósea

Misch (1995a) clasifica el tipo de hueso en cuatro grupos de densidad macroscópicas:

- | | |
|-----------------------|----------------------|
| 1.- Compacto denso | 2.- Compacto poroso |
| 3.- Trabecular grueso | 4.- Trabecular fino. |

Los tipos compacto denso y poroso pueden encontrarse en la superficie externa del hueso, incluida la cresta de un segmento óseo endéntulo. Los tipos trabeculares grueso y fino se encuentran en el interior de la cubierta externa del hueso compacto y en ocasiones en la superficie de un reborde edéntulo.

Estas cuatro densidades macroscópicas decrecientes definen y establecen cuatro categorías de hueso en las zonas edéntulas del maxilar superior y de la mandíbula (Misch, 1995a).

Hueso compacto denso

Es un hueso de gran densidad, compuesto casi exclusivamente por hueso compacto. La zona anterior de la mandíbula reabsorbida (división C o D) suele contener este tipo de hueso, que representa el hueso basal de la sínfisis (Misch, 1995a, 1999).

Este tipo de hueso ofrece grandes ventajas implantológicas. Al estar compuesto por hueso histológicamente laminado, está muy mineralizado y es capaz de soportar mayores cargas. En este tipo de hueso, el porcentaje óseo a nivel de la interfase con el implante es máximo, se aproxima prácticamente a un 80 %. Debido a esto, implantes de mayor longitud, pueden soportar mayores cargas que en cualquier otro tipo de hueso (Misch, 1995b, 1998, 1999).

Existen reportes como los de Chang et al (1999), Truhlar et al (1997), Zarb y Schmitt (1995), Jaffin (1991), Wheeler (1996), Rangert et al (1997), indican la alta tasa de éxito que se consigue en implantes dentales colocados en la zona anterior del maxilar inferior, lo cual se le ha atribuido a la mejor calidad ósea de este sector.

Hueso trabecular grueso y compacto denso

El segundo tipo de hueso que se puede encontrar en los maxilares es una combinación de hueso compacto denso-poroso en el exterior y de hueso trabecular grueso en el interior. Se encuentra con mayor frecuencia en la zona anterior del maxilar inferior y con menor frecuencia en la zona posteroinferior, y ha sido encontrada en ocasiones en la zona anterior del maxilar superior (Misch, 1995a, 1998).

El hueso D-2 cicatriza con excelente rigidez y una oseointegración muy predecible. Gracias al excelente aporte sanguíneo y a la fijación rígida inicial, el hueso puede cicatrizar perfectamente en un plazo de 4 meses aproximadamente. Tras los meses de cicatrización, la interfase con el implante está formada y el porcentaje de

contacto es aproximadamente del 70 %, sobre todo cuando las partes facial, lingual y apical del implante logran contacto con el hueso cortical (Misch, 1995a, 1998).

Hueso compacto poroso y trabecular fino

Este tercer tipo de hueso está constituido por hueso compacto poroso que es menos resistente a las exigencias mecánicas y por hueso trabecular fino. Suele encontrarse en las zonas anterior o posterior mandibular.

El hueso tipo D-3 tiene un excelente aporte sanguíneo, lo cual resulta muy útil durante el proceso de cicatrización (Bijlani y Lozada, 1996). Sin embargo, tienen numerosos inconvenientes; es más delicado que los dos tipos anteriores, su preparación es demasiado sencilla, por lo que el cirujano ha de extremar las precauciones para evitar hacer perforaciones indeseables. En comparación con los tipos D-1 y D-3, la cantidad de tejido óseo al nivel de la interfase entre hueso e implante es mucho menos. Según Misch (1999), si al insertar el implante, éste no entra en contacto con el poco hueso cortical o lingual, el contacto entre la superficie del implante y el hueso puede ser inferior al 50 %. En casos como estos se puede usar un implante adicional para mejorar las cargas y el soporte para la rehabilitación protésica (Misch, 1995a) (Misch et al, 1998).

Hueso trabecular fino

El hueso trabecular fino tiene muy poca densidad ósea y carece prácticamente de hueso cresta cortical. Es el extremo opuesto al hueso cortical denso. Este tipo de hueso se suele conseguir en la zona posterior del maxilar superior de pacientes edéntulos por largos períodos de tiempo. También suele aparecer como resultado de una osteoplastia realizada en el hueso D-3 con el fin de conseguir un ensanchamiento por lo que se elimina el hueso cortical de la cresta. (Misch, 1995a).

Este hueso es muy poroso, por lo que la fijación rígida inicial, presenta escasas ventajas mecánicas. La necesidad de abarcar la mayor altura posible de hueso

disponible es mas importante en este tipo de hueso que en los tipos restantes; de hecho suele estar recomendado el aumento subantral y la elevación sinusal para así mejorar la superficie de sustentación (Misch et al, 1998).

La interfase inicial conseguida entre este tipo de hueso y el implante, es la que tiene el menor porcentaje de contacto, aproximadamente el 25 % durante la cicatrización y el descubrimiento del implante. Este tipo de hueso necesita más tiempo para la cicatrización aproximadamente ocho (8) meses y debe seguir una secuencia de aumento progresivo de las cargas mucho más controlado (Misch, 1995a).

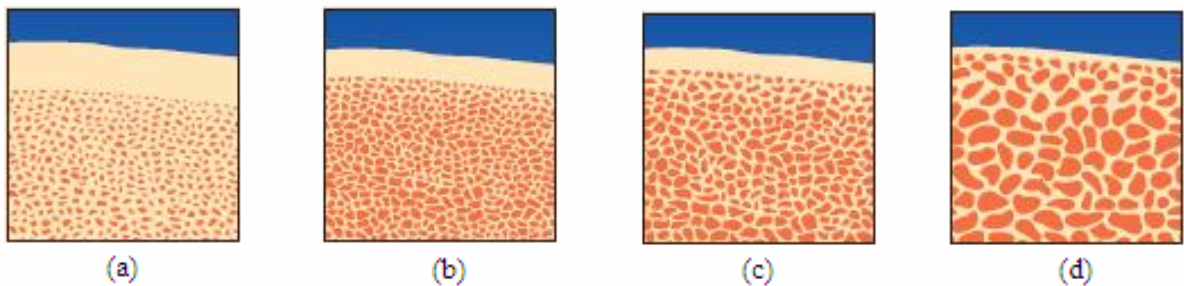


Fig. 1.10. Clasificación de la calidad el hueso según Misch (1990) y Lekholm y Zarb (1985), D I (a), DII (b), D III (c) y D IV (d).

Según Misch (1995a), la densidad del hueso disponible en una región edéntula tiene una gran influencia a la hora de planificar el tratamiento con implantes, así como también lo tiene sobre el abordaje quirúrgico, el tiempo de cicatrización y sobre la carga del mismo.

Misch (1995a), también ha definido cuatro grupos de densidades óseas, que varían en los tipos macroscópicos de hueso trabecular y cortical. Ambos tipos

responden de manera muy diferente a las influencias del medio externo como la presión y o la tensión (Pietrokovsky, 1975). Las diferencias de densidad entre las regiones maxilares suelen ser constantes. Para cada tipo de densidad ósea se han de seguir, protocolos de tratamientos y programas de cargas diferentes. (Misch, 1995a)(Misch et al, 1998).

Misch en el año 2005 realiza una clasificación de las densidades ósea encontradas en la cavidad bucal, las cuales se presentan en la Tabla 1.1

Tabla 1.1 Clasificación ósea según Misch (2005).

Clasificación	Densidad Ósea (TAC)	Características
Tipo 1 	>1250 Unidades Hounsfield.	Hueso compacto.
Tipo 2 	850-1250 Unidades Hounsfield.	Capa gruesa de hueso compacto que rodea a un hueso esponjoso denso.
Tipo 3 	350-850 Unidades Hounsfield.	Capa fina de hueso compacto que rodea hueso esponjoso.
Tipo 4 	150-350 Unidades Hounsfield.	Hueso esponjoso.

1.3.2 Funciones de los huesos.

El tejido óseo es uno de los materiales más interesantes debido a su microestructura y propiedades mecánicas. El mismo es heterogéneo, anisótropo, no-lineal y visco-elástico.

Los huesos son los tejidos del cuerpo más dinámicos y activos metabólicamente. Tienen una excelente capacidad para repararse por si mismos y alterar sus propiedades y configuración en respuesta a cambios en la demanda mecánica (Fehrenbach y Herring, 1997). Entre las principales funciones mecánicas podemos citar (Misch, 1990):

- Proporcionar apoyo al cuerpo para soportar cargas externas (por ejemplo el peso corporal).
- Transfieren fuerzas actuando como un sistema de palanca.
- Proporcionan protección a los órganos internos vitales (por ejemplo pulmones cerebro).
- Realizan funciones fisiológicas como tomar parte en el proceso de formación sanguínea (hematopoyesis).
- Almacenar calcio, fósforo e iones que utilizan los músculos para su funcionamiento (homeostasis mineral).
- Sirve como soporte para órganos especializados, en este caso los dientes

1.3.3 Comportamiento mecánico de los huesos.

A lo largo de la historia se han realizado extensas investigaciones acerca de las propiedades mecánicas del hueso compacto ó cortical y el hueso esponjoso o trabecular, y muchas de ellas se encuentran disponibles en la literatura. (Buckwalter et al , 1995a,1995b)(Pettermann et al, 1997).

La mayoría coincide en que el hueso trabecular y el cortical poseen la misma estructura y composición de la matriz, pero el hueso cortical tiene una porosidad mucho menor que el trabecular (1:5). La porosidad se define como el volumen de vacío por unidad de volumen de hueso, y representa la porción de hueso ocupada por

la médula ósea o material no mineralizado que se encarga de la irrigación del hueso. El hueso cortical tiene una porosidad del 5 al 30% aprox. mientras que en el hueso trabecular la porosidad es del 30 al 90% aprox. La geometría y orientación de las trabéculas influyen en el comportamiento anisótropo estructural que se evidencia en los dos tipos de hueso.

Los poros del hueso trabecular interconectados de forma irregular proporcionan una densidad aparente y unas propiedades mecánicas inconstantes. El módulo de elasticidad y la resistencia a la fractura del hueso cortical pueden ser diez veces mayor que las de un volumen similar de hueso trabecular.

El hueso trabecular tiene aproximadamente 20 veces más superficie por unidad de volumen que el cortical, por lo que se presume que debido a ésta diferencia, el hueso esponjoso presenta habitualmente una mayor actividad metabólica y una mayor velocidad de remodelación, respondiendo más rápidamente a las cargas mecánicas que el hueso cortical.

La característica porosa del hueso trabecular tiene una función importante en la absorción de las fuerzas en las articulaciones, habiéndose demostrado que el reemplazo en los huesos de la epífisis y del cartílago que la recubre por una prótesis, unida al hueso por medio de un cemento de polimetilmetacrilato, elimina esa propiedad de absorción de impactos lo cual aumenta drásticamente las fuerzas transmitidas por la articulación.

1.3.4 Propiedades mecánicas de los huesos

Wolf (1882), fue el primero en presentar la teoría que el hueso adapta su estructura material dependiendo de la cargas a las cuales está sometido. Esta hipótesis refleja la influencia que tienen los esfuerzos sobre la estructura de los huesos, y puede contribuir al entendimiento de los procesos de crecimiento, modelado y remodelación ósea. El hueso trabecular se deforma a flexión o en deformación axial dependiendo de que fuerza anatómica esté actuando sobre él (Rice et al,

1988). Cuando la deformación es estrictamente axial, la estructura es rígida y resiste grandes fuerzas de compresión, pero cuando el mecanismo de la deformación primario es de flexión, las trabéculas presentan propiedades de absorción de impacto muy deseables.

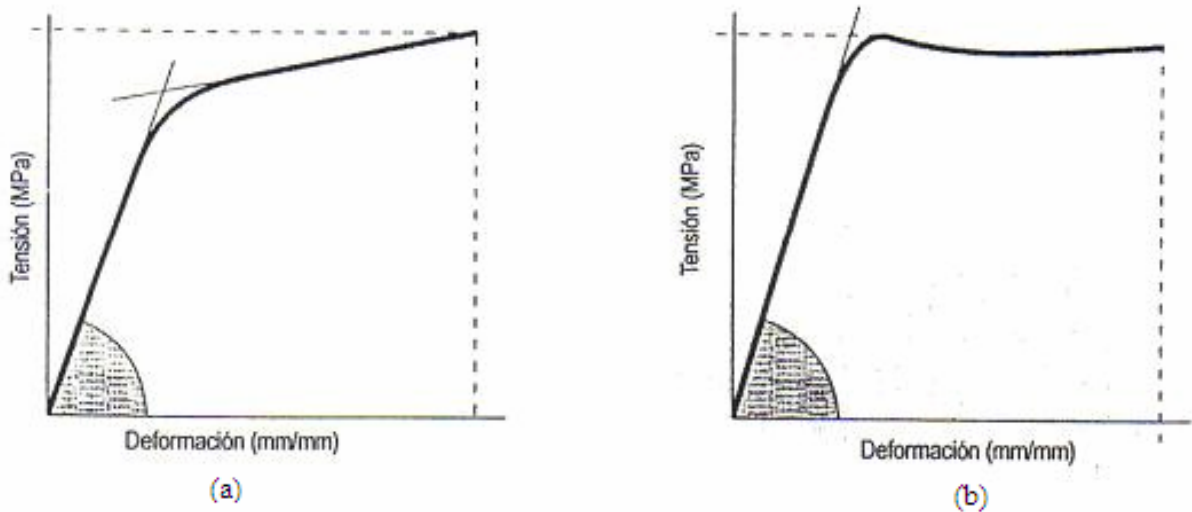


Fig. 1.11 Curvas de tensión-deformación para especímenes de hueso cortical de fémur humano. Tracción (a), compresión (b).

El hueso no es un material inerte, debido a que modificaciones sustanciales se producen en su estructura interna y su composición en el tiempo, lo cual influye en sus propiedades mecánicas. Los huesos están compuestos de materiales anisótropos, por lo que es necesario realizar ensayos mecánicos de tensión-deformación, compresión-deformación y de torsión en las tres direcciones para determinar sus propiedades mecánicas como lo han realizado algunos autores (Reilly y Burstein, 1975) (Ashman et al, 1984).

En la figura 1.11 se muestran las curvas tensión-deformación para especímenes de hueso cortical de fémur humano, para los casos de tracción y compresión.



F

ig.
112
Arti
cula
ción
Tem
poro
man
dibu
lar

1.4
Ar
tic

Articulación Temporomandibular

La articulación temporomandibular (ATM), es la articulación del cráneo con la mandíbula, como ilustra la figura 1.12. Es una de las articulaciones más complejas del organismo, debido que permite el movimiento de bisagra en un plano (articulación gínglimoide), además realiza movimientos de desplazamiento (articulación artrodial). Por lo tanto es considerada una articulación gínglimoartrodial.

La ATM está formada por el cóndilo mandibular que se ajusta a la cavidad glenoidea del hueso temporal. Estos dos huesos están separados por el disco articular que evita la articulación directa (Jeffrey y Okeson, 1999).

1.5 Mecánica del movimiento mandibular

El movimiento mandibular se lleva a cabo mediante una compleja serie de actividades de rotación y traslación tridimensionales interrelacionadas. Lo determinan las acciones combinadas y simultáneas de las dos articulaciones temporomandibulares (ATM). Aunque las ATM no pueden funcionar con total independencia una de la otra, también es excepcional que actúen con movimientos simultáneos idénticos.

Movimientos de rotación

Se define como rotación el movimiento de giro alrededor de un eje propio. 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. (fig. 1.13)

El movimiento de rotación de la mandíbula puede producirse en los tres planos de referencia: coronal (horizontales), frontal (vertical) y sagital. En cada plano, la rotación se realiza alrededor de un punto, denominado *eje*.

Eje de rotación horizontal

El movimiento mandibular alrededor del eje horizontal es un movimiento de apertura, recibe por tanto, el nombre de *eje bisagra* (fig. 1.13). 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 bisagra terminal*.

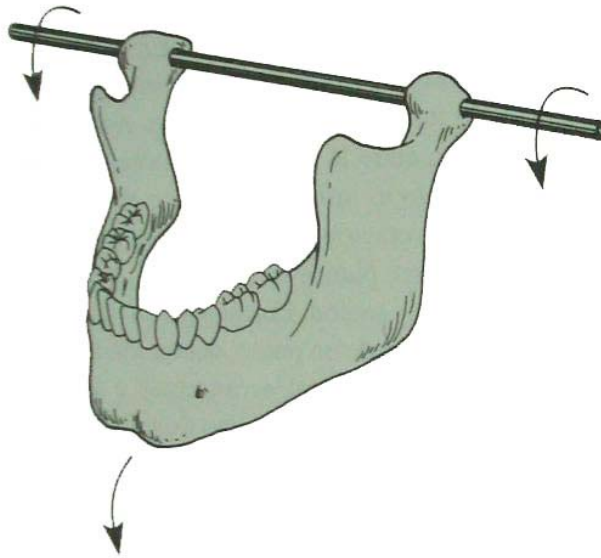


Fig. 1.13. Movimiento alrededor del eje horizontal

Eje de rotación frontal (vertical)

El movimiento mandibular alrededor del eje frontal se lleva a cabo cuando un cóndilo se desplaza de atrás adelante y sale de la posición de bisagra terminal mientras el eje vertical del cóndilo opuesto se mantienen la posición de bisagra terminal (Fig. 1.14).

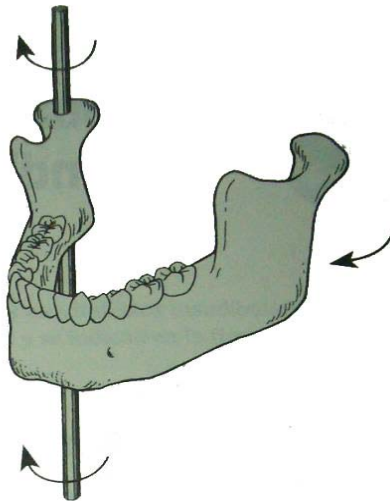


Fig. 1.14. Movimiento alrededor del eje vertical

Eje de rotación sagital

El movimiento mandibular alrededor el eje sagital se realiza cuando un cóndilo se desplaza de arriba abajo mientras el otro se mantiene en la posición de bisagra terminal (Fig. 1.15).

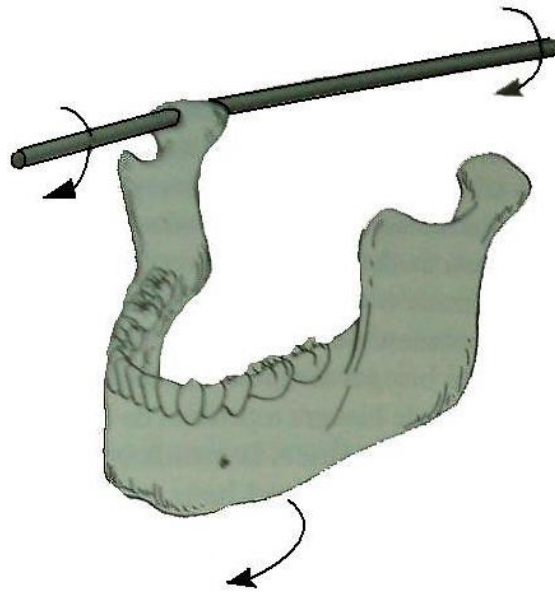


Fig. 1.15 Movimiento alrededor del eje Sagital

Movimiento de Traslación

La traslación puede definirse como un movimiento en 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. 1.16).

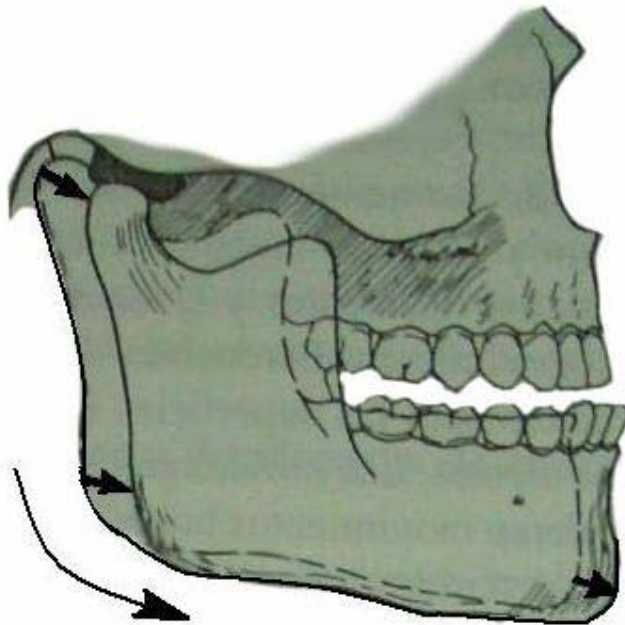


Fig. 1.16. Movimiento de traslación

Movimiento bordeantes en un solo plano

El movimiento mandibular está limitado por los ligamentos y las superficies articulares de las ATM, así como por la morfología y la alineación de los dientes. Cuando la mandíbula se desplaza por la parte más externa de su margen de movimiento, se observan unos límites que pueden describirse y reproducirse, los cuales se denominan *movimientos bordeantes*.

Movimientos funcionales

Los movimientos funcionales se realizan durante la actividad funcional de la mandíbula. Generalmente se llevan a cabo dentro de los movimientos bordeantes y se consideran, por o tanto, movimientos libres. La mayoría de las actividades funcionales requieren un intercuspidación máxima, por lo que es característico que empiecen en la posición de intercuspidación y por debajo de ella.

1.6 Oclusión

En la odontología se define la oclusión como las relaciones de contacto de los dientes en función y parafunción.

El estudio de la oclusión también contempla el contacto de las arcadas a nivel de una interfase oclusal, así como los factores que participan en el desarrollo y estabilidad del sistema masticatorio y uso de los dientes en la actividad o conducta motora bucal.

1.6.1 Relación céntrica y posición de intercuspidadación.

En la posición de relación céntrica (RC), los contactos dentarios normalmente se encuentran en uno o varios pares de dientes posteriores opuestos. El contacto dentario inicial en el cierre de bisagra terminal (relación céntrica) se realiza entre las vertientes mesiales de un diente maxilar y las vertientes distales de un diente mandibular (Fig. 1.17a). Al aplicarse una fuerza muscular a la mandíbula, se llevará a cabo un movimiento o desplazamiento superoanterior hasta alcanzar la posición de intercuspidadación (PIC) (Fig. 1.17b).



Fig. 1.17a Relación Céntrica



Fig. 1.17b Posición de intercuspidadación

1.6.2 Cargas de Oclusión

Dada la necesidad de establecer la magnitud de la carga de oclusión en los incisivos centrales, se realizó el cálculo de dicho valor en base a los estudios hechos por Watanabe et al (2005), en donde se establece que la carga total en la arcada en posición de intercuspidadación (PIC) es de 1024 ± 410 N, y el porcentaje de esta carga aplicada en cada diente se muestra en la tabla 1.2

Tabla 1.2 Distribución de la carga de mordida en la arcada dental.

	%	D.E [*]
Incisivos centrales	0.7	1.4
Incisivos laterales	0.5	0.9
Caninos	1.5	1.6
Primer premolar	3.1	2.4
Segundo premolar	4.0	2.4
Primer Molar	15.8	5.7
Segundo Molar	24.4	5.9

* Desviación Estándar.

Utilizando el valor promedio de los cálculos de Watanabe et al (2005), se calculó una magnitud de carga para el incisivo central, dando como resultado una carga de $7,168 \pm 2,87$ N

1.7 Músculos de la Masticación

Estos músculos impulsan los movimientos mandibulares en torno al ATM, necesarios para el proceso de masticación y oclusión.

Masetero

Es un músculo rectangular que tiene su origen en el arco cigomático y se extiende hacia abajo, hasta la cara externa del borde inferior de la rama ascendente de la mandíbula. Está formado por dos porciones o vientres.

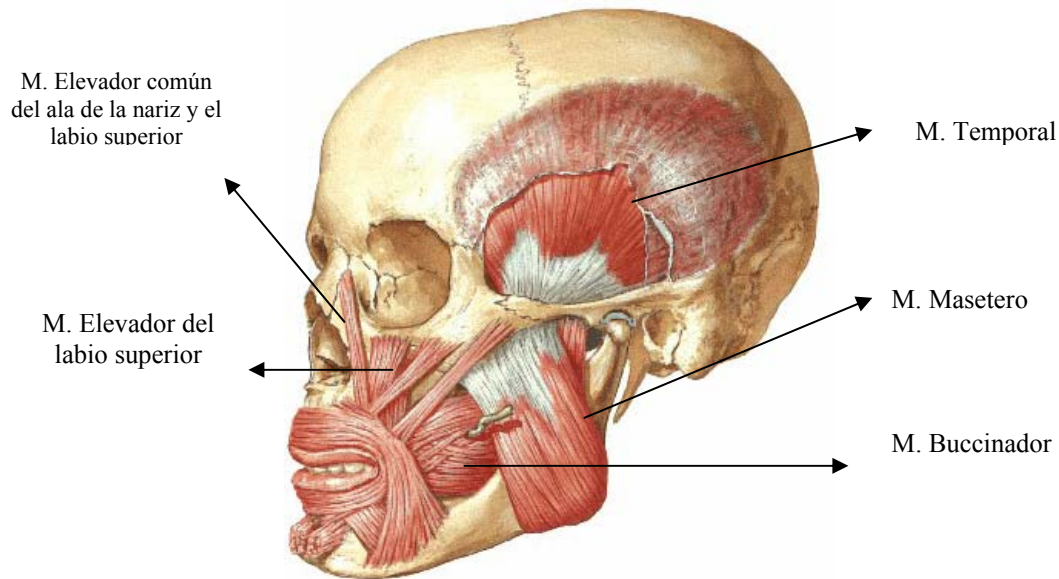


Fig. 1.18 Músculos de la cara

Temporal

Es un músculo grande en forma de abanico, que se origina en la fosa temporal y en la superficie lateral del cráneo, para formar un tendón que se inserta en la apófisis coronoides y el borde anterior de la rama ascendente.

Pterigoideo Interno

Tiene su origen en la fosa pterigoidea del hueso esfenoides, y se extiende hacia abajo, hacia atrás y hacia fuera, para insertarse a lo largo de la superficie interna del ángulo mandibular.

Pterigoideo Externo

El Pterigoideo externo inferior tiene su origen en la superficie externa de la lámina pterigoidea externa (hueso esfenoides) y se extiende hacia atrás, hacia arriba y hacia fuera, hasta insertarse en el cuello del cóndilo, como muestra la figura 1.19.

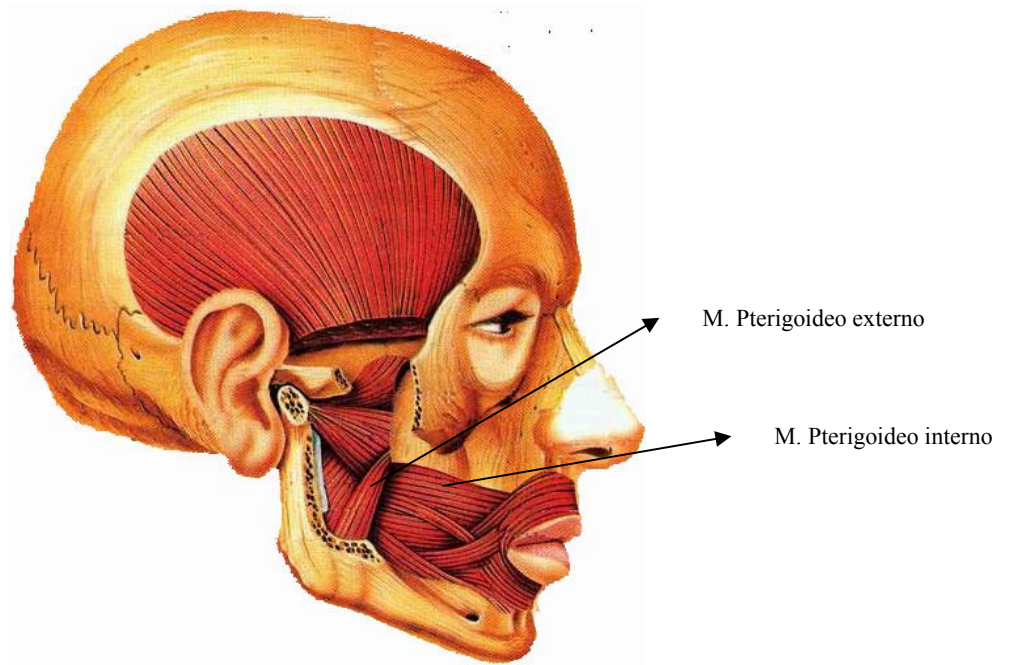


Fig. 1.19 Músculos pterigoideos

Digástrico

El cuerpo posterior tiene su origen en la escotadura mastoide del hueso temporal, sus fibras transcurren hacia delante, abajo y hacia adentro hasta el tendón intermedio, en el hueso hioides. El cuerpo anterior se origina en la fosa sobre la superficie lingual de la mandíbula y cerca de la línea media, y sus fibras transcurren hacia abajo y hacia atrás hasta insertarse en el mismo tendón que va parar el cuerpo posterior. (fig. 1.20)

Cuando se contraen descienden la mandíbula y elevan el hueso hioides (Jeffrey y Okeson, 1999).

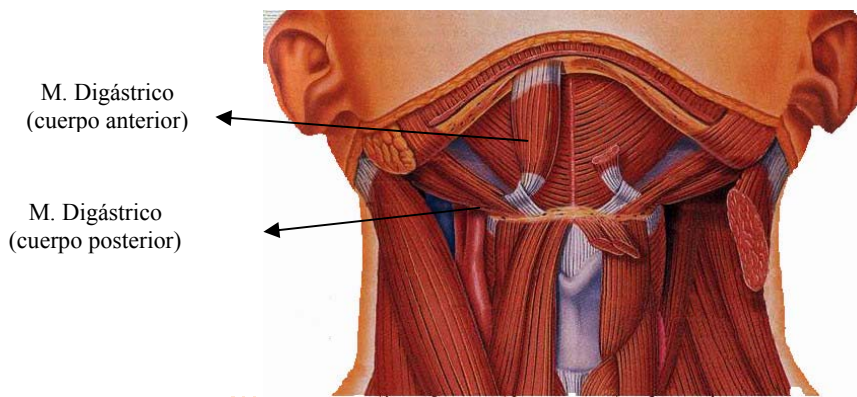


Fig.1.20 Músculos digástrico

1.8 Estructuras dentarias

Los dientes o estructuras dentarias son órganos especializados, que tienen como función el procesamiento primario de los alimentos. Los dientes en el adulto son 32, de los cuales 16 corresponden a cada arcada con 4 incisivos, 2 caninos, cuatro premolares y seis molares respectivamente.

Las diferentes operaciones que realizan los dientes para el procesado de los alimentos, están reflejadas en sus formas. La prehensión y la incisión o corte, le corresponde a los dientes anteriores, mientras que la trituración a los premolares y molares (Aprile y Figón, 1960).

1.8.1 Incisivos superiores

Hay cuatro incisivos superiores. Los incisivos centrales están centrados en el maxilar superior, uno a cada lado de la línea media, con la cara mesial de uno en contacto con la del otro lado. Los incisivos centrales superiores son los únicos dientes vecinos en los arcos dentales con superficies mesiales en contacto. Los dientes

incisivos o laterales superiores derecho e izquierdo, están en sentido distal de los centrales.

El incisivo central superior es más grande que el lateral. Estos dientes se complementan en sus funciones y son anatómicamente similares. Son dientes con acción de tijera o corte. Su función principal es prensar y cortar los alimentos durante el proceso de masticación y tienen crestas o bordes incisales. Estos dientes poseen borde incisal.

1.8.2 Incisivos centrales superiores

El incisivo central superior es de todos los anteriores el más ancho, en sentido mesiodistal. La cara labial es menos convexa que la de lateral o canino superior, lo cual da al incisivo central un aspecto cuadrado o rectangular. (fig. 1.21).

Desde esta cara, la corona casi siempre parece simétrica y regularmente formada, con un borde incisal casi recto, una línea cervical con curva regular hacia la raíz, un lado mesial recto, y uno distal más curvo. El ángulo incisal mesial es relativamente agudo, y el distal, redondeado.

Si bien la cara labial de la corona, por lo general es convexa, en especial hacia el tercio cervical, algunos incisivos centrales son aplanados en sus tercios medio e incisal. La superficie del esmalte es relativamente lisa.

Cuando el diente es nuevo, o si sólo hay poca abrasión, se ven mamelones en la cresta incisal. El del medio es más chico. Los surcos de desarrollo de la cara labial, que la dividen en tres partes, son más visibles en el tercio medio, si es que se pueden distinguir (Fig. 1.21).

En el sentido lingual la superficie del incisivo central superior es más irregular. La mayor parte de las porciones media e incisal de la cara lingual es

cóncava. La concavidad está bordeada por crestas marginales en distal y mesial, por la parte lingual da a la corona una forma de cuchara.

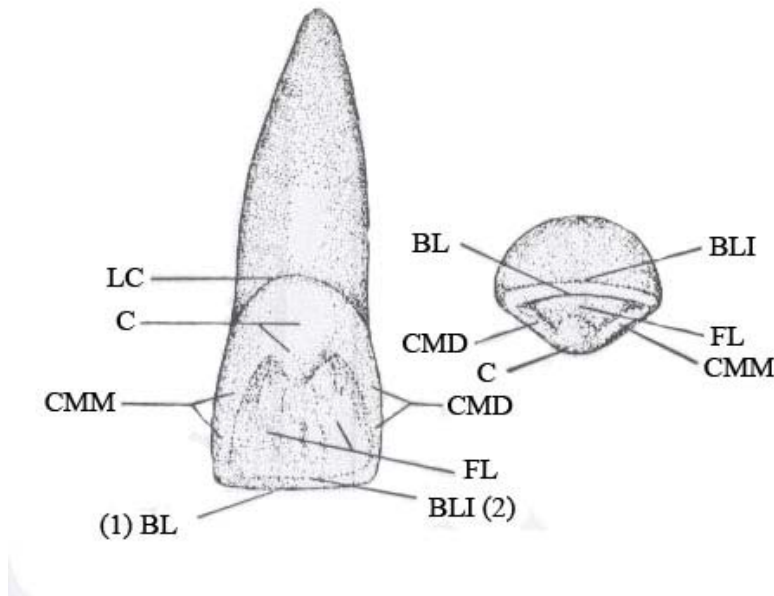


Fig. 1.21. Incisivo central superior derecho, caras linguales e incisales. LC, línea cervical; C, cíngulo; CMM, cresta marginal mesial; BL(1) , borde labioincisal ; BLI (2), borde linguoincisal (1 y 2 limitan la cresta incisal); FL, fosa lingual; CMD, Cresta marginal distal.

El incisivo central superior por lo general, se desarrolla normalmente. Una anomalía que ocurre a veces es la raíz corta. Otra variación poco usual es una corona larga. Los incisivos centrales superiores son los dientes más prominentes de la boca. Hay dos formas básicas: la primera es relativamente ancha si se le mira desde la cara labial, en comparación con el ancho mesiodistal de las áreas de contacto; en una comparación similar, la segunda es relativamente angosta en el cuello.

1.9 Ligamento periodontal

El ligamento periodontal (PDL) es una interfase de adaptación que comunica la raíz del diente vivo con el hueso de soporte. El PDL es una capa de tejido

osteogénico especializada que asemeja más a una membrana que a un ligamento propiamente dicho. Este ligamento es responsable de la absorción de cargas producidas por fuerzas oclusales, y de asumir los desplazamientos generados. En el caso de los implantes oseointegrados al carecer de este ligamento, se transmiten las cargas y desplazamientos directamente al hueso periférico. En el diente natural el ligamento periodontal permite la distribución de las fuerzas a lo largo de la superficie radicular.

1.10 Tejidos blandos periimplantar

Se denominan tejidos blandos periimplantares al tejido epitelial y el tejido conectivo presentes alrededor de la porción supracrestal de los implantes dentales. La función principal del epitelio durante el periodo de cicatrización es cubrir al tejido conectivo el cual fue descubierto durante la cirugía. El epitelio localizado en las adyacencias de la herida se dividirá y migrará hasta reestablecer la herida producida en el tejido por parte, el rol esencial del tejido conectivo es mantener el sellado entre la cavidad bucal y la porción interna del implante dental.

Capítulo 2

Descripción técnica de los implantes dentales

2.1 Implantes dentales endoóseos

El implante dental es un dispositivo aloplástico, colocado 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, una prótesis fija o una supraestructura dental.

Un implante dental se define también como el conjunto corona/raíz, en donde la raíz es el implante propiamente dicho, y la corona la parte clínica del diente.

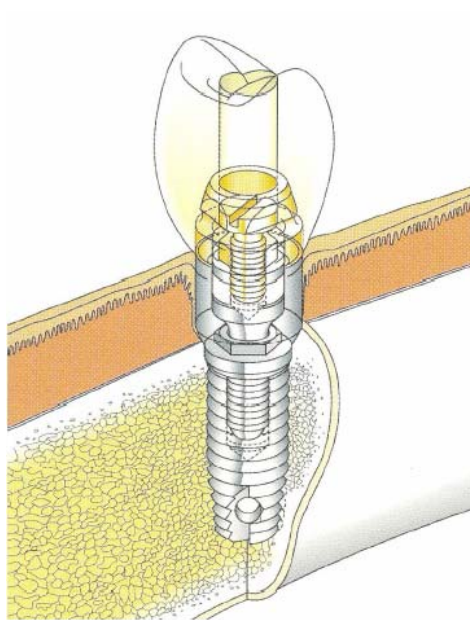


Figura 2.1 Implante de titanio de tipo Brånemark, dispositivos de transferencia, y prótesis clínica de cerámica (Espósito, 2001).

Los implantes dentales endoóseos se clasifican de acuerdo con su diseño en: implantes de espiga, de aguja, de lámina, de disco y de forma de raíz. Este último

tiene a su vez distintos tipos como son los implantes roscados, cilíndricos, perforados, troncocónicos o varias combinaciones de estas formas (fig. 2.2). De éstos, los comúnmente empleados en la actualidad son los implantes dentales de raíz del tipo cónico roscado y cilíndrico roscado.

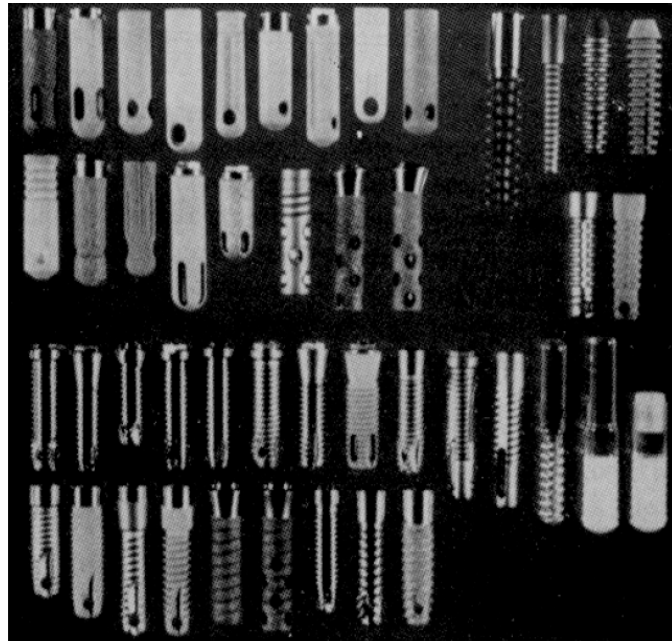


Fig. 2.2. Diversos modelos de implantes de raíz cilíndricos

2.2 Oseointegración

La oseointegración se define como la conexión estructural entre el hueso vivo y la superficie del implante cargado, es decir sometido a cargas oclusales (Brånemark, 1985) (Saim et al, 1996). La formación y mantenimiento de la misma depende como se lleve a cabo el proceso de reparación y remodelación del tejido cicatrizal en la superficie del implante dental (Brånemark, 1985)(Masuda et al, 1998).

La oseointegración implica la formación de una interfase entre el material del implante dental y el tejido vivo mantenida durante las cargas funcionales (Cooper, 1998). Aparentemente sucede una unión directa sin la intervención de tejido

conectivo. Según Brånemark (1985), la oseointegración implica al menos algún contacto directo del tejido óseo vivo con la superficie del implante dental aunque el porcentaje del contacto puede ser variable.

Para lograr la oseointegración del implante dental debemos garantizar la estabilidad primaria, lo que significa que la tolerancia entre el dispositivo y el hueso circundante debe ser mínima.

2.3 Biomateriales

Los biomateriales se definen como un material no vivo utilizado para fabricar dispositivos médicos, y concebido para interactuar con sistemas biológicos (Williams, 1987). Así pues, los materiales con los que se fabrican los implantes dentales son biomateriales.

De igual manera el biomaterial seleccionado para la fabricación del implante dental deberá satisfacer las diferentes propiedades requeridas para el adecuado comportamiento a corto y largo plazo, tales como la biocompatibilidad, la resistencia mecánica, la resistencia a la degradación, la mecanibilidad, la disponibilidad, etc.

Lang et al (1994) cita en su trabajo tres tipos de biomateriales:

- Biotolerados: Cuando entre hueso e implante no interviene tejido fibroso.
- Bioinerte : Cuando entre hueso e implante existe contacto directo.
- Bioactivos : Cuando entre hueso e implante se encuentra presente una conexión mediada por enlaces químico-físicos.

2.3.1 Materiales para implantes dentales

Los materiales para implantes quirúrgicos pueden ser metálicos, poliméricos, cerámicos o compuestos. Lo que más interesa es la biocompatibilidad, es decir, que el material y sus productos de desintegración no produzcan reacciones nocivas para el

material o el tejido huésped, durante la etapa funcional del implante dental. La selección del material más adecuado dependerá de las propiedades mecánicas, físicas, etc., que se requieran para cumplir una función determinada dentro de un ser vivo.

El conocimiento de las propiedades de los biomateriales es de fundamental importancia para la elección del más apropiado, ya que un implante colocado dentro de un ser vivo puede permanecer en éste por períodos prolongados, incluso durante el resto de su vida. La tabla 2.1 ilustra los requerimientos a tener en cuenta en los materiales para implantes.

Tabla. 2.1 Requerimientos de los materiales para implantes.

FABRICACIÓN	BIOCOMPATIBILIDAD	PROPIEDADES MECÁNICAS
• Colabilidad • Forjabilidad • Maquinabilidad • Costo	• Reacciones celulares • Cambios en propiedades: • Mecánicas • Físicas • Químicas	• Módulo Elástico • Límite Elástico • Ductilidad • Tenacidad • Resistencia a la tracción • Límite a la fatiga • Dureza • Resistencia al desgaste

En la tabla 2.2 se presenta un resumen para la comparación y referencia rápida de las propiedades mecánicas de varios tejidos y materiales empleados para la fabricación de implantes (Comín et al, 1999).

Tabla. 2.2 Comparación de las propiedades mecánicas de tejidos y biomateriales

MATERIAL	MÓDULO ELÁSTICO (MPa)	CARGA DE ROTURA (MPa)	MÁXIMA DEFORMACIÓN (%)	DENSIDAD (gr/cm ³)
<i>Tejidos biológicos</i>				
Piel	0.34/0.38	7.6	60	1.0
Aorta	0.1/2.0	1.1	77	1.0
Hueso Cortical	17.200	121	1	2.0
Hueso Trabecular	27-2.250	2.7-23	-	0.1-1.0
Dientes	13800	138	<1	1.9
<i>Metales</i>				
Acero inoxidable 316L	200.000	540-620	55-60	7.9
Cobalto-Cromo(forja)	230.000	900	60	9.2
Ti – 6 Al – 4 V	110.000	900	10	4.5
<i>Polímeros</i>				
Polietileno UHMWP	1.500	34	200-250	0.93
Polimetil-metacrilato	3.000	60	1-3	1.10-1.23
Poliamida(nylon6/6)	2.800	76	90	1.14
Silicona	1-10	6-7	350-600	1.12-1.23
<i>Cerámicos</i>				
Alúmina(monocristal)	363.000	490	<1	3.9
Carbón pirolítico	280.000	517	<1	1.5-2.0
Hidroxiapatita	120.000	150	<1	3.2

2.3.2 Titanio en la implantología dental

Según Breme y Biehl (1998), el uso generalizado del titanio para la fabricación de los implantes dentales se debe a que este metal cumple de forma

adecuada y sobresaliente con respecto al resto de biomateriales, con todos los requerimientos que un biomaterial debe cubrir en la implantología dental: biocompatibilidad, oseointegración, biofuncionalidad (adecuadas propiedades mecánicas), resistencia a la corrosión, maquinabilidad y disponibilidad.

2.3.3 Aleaciones de titanio.

El titanio (Ti) y sus aleaciones son empleados para la fabricación de implantes por su alta resistencia a la corrosión y densidad relativamente baja (4.5 gr/cm^3 frente a 7.9, 8.3 y 9.2 gr/cm^3 del acero inoxidable y de las aleaciones de Co-Cr de moldeo y de forja respectivamente).

La resistencia a la corrosión se debe a la tenaz película de óxido de titanio que se forma al pasivar la superficie de los implantes, la cual permanece inalterable en un medio fisiológico. Desde el punto de vista económico, aunque el precio del titanio dobla al del acero inoxidable, este factor se compensa con su densidad, que es casi la mitad que la del acero. Por otra parte, dado que su resistencia mecánica es similar a la de los aceros empleados para la fabricación de implantes, su resistencia específica (resistencia mecánica/peso) duplica a la del acero (Comín et al, 1999).

2.3.4 Composición de las aleaciones de titanio.

Por sus limitadas características mecánicas y por la dificultad de su obtención en estado puro, el titanio se mezcla con otros elementos como aluminio, vanadio, magnesio, silicio, molibdeno y selenio, lo que parece no restarle resistencia a la corrosión y, en cambio, mejora sustancialmente sus propiedades mecánicas. Las aleaciones de titanio con un 6% de aluminio y 4% de vanadio han sido recomendadas para la fabricación de implantes, aunque es un hecho reconocido que el empleo de esta aleación se debe fundamentalmente a su aplicación en otros campos. La tabla 2.3 da la composición de la aleación ASTM F136 Ti6-Al4-V (Comín et al, 1999).

Tabla. 2.3 Composición de la aleación Ti6-Al4- V (ASTM F136).

ELEMENTOS	COMPOSICIÓN (%)
Nitrógeno, max	0.05
Carbono, max	0.08
Hidrógeno, max	0.0125 barras solamente
Hidrógeno, max	0.0130 láminas, placas o perfiles
Hierro, max	0.25
Oxígeno, max	0.13
Aluminio	5.5-6.5, objetivo 6.0
Vanadio	3.5-4.5
Otros elementos	0.1 c/max o 0.4 remanente total
Titanio	porcentaje determinado por la diferencia

2.3.5 Fabricación de implantes utilizando aleaciones de titanio.

El titanio (Ti) es muy reactivo frente a elevadas temperaturas y se quema fácilmente en la presencia de oxígeno, lo que requiere una atmósfera inerte o vacío para su fundición. La rápida difusión del oxígeno en el titanio y el oxígeno disuelto fragiliza el metal, reduciendo su resistencia. Por lo tanto, cualquier operación de trabajado en caliente o forja debe realizarse por debajo de 925 °C. El maquinado a temperatura ambiente no es la solución a los problemas, dado que el material también tiende a corroerse al interactuar con las herramientas cortantes. Para minimizar este efecto se utilizan herramientas muy afiladas de baja velocidad. El maquinado electromecánico es un método alternativo atractivo para el conformado de dichos implantes (Park, 1983).

En algunas aplicaciones la pieza de titanio se recubre con microesferas del mismo material de diámetros entre 50 y 250 μm , que se sueldan a la superficie mediante sinterización a 1200 °C. Tras el sinterizado, la porosidad se mantiene entre el 30 y el 50% y el diámetro medio de los poros oscila entre 50 y 400 μm , típicamente 200 μm . Los inconvenientes de este proceso de sinterizado es que los granos del metal se engrosan hasta alcanzar dimensiones superiores a 1 mm, lo que repercute en una disminución de las propiedades mecánicas a la fatiga, fragiliza el material y lo hace anisótropo. Las uniones de las esferas al núcleo son concentradores de esfuerzos y actúan como posibles iniciadores de grietas de fatiga (Comín et al, 1999).

2.4 Superficies de los implantes dentales

Las características superficiales de los implantes dentales óseointegrados son de vital importancia para garantizar su correcto desempeño como dispositivo endoóseo. Las cualidades fisicoquímicas del biomaterial deben proveer una adecuada interacción con el medio biológico, siendo el pasivado del titanio uno de los recubrimientos más ampliamente usados en la implantología dental (Conrado, 2004).

Las características topográficas superficiales influyen directamente en la oseointegración del implante dental, al brindar una adecuada matriz para la adaptación de nuevo hueso.

2.5 Diseño macroscópico y dimensional del implante dental

El diseño del implante dental es importante desde el punto de vista de transmisión de cargas, proceso de remodelado óseo y la estabilización del hueso receptor. Al garantizar una correcta distribución de cargas se podrá mantener con éxito la oseointegración a largo plazo.

Características geométricas como la longitud, cambios de sección transversal, y topografía, determinan la forma con que se distribuirán las cargas generadas por la oclusión.

Modelos de implantes dentales roscados han sido utilizados por años, demostrándose en estudios clínicos e ingenieriles su mejor distribución de cargas. La rosca en los implantes ofrecen dos ventajas principales (Schenk y Buster, 1998):

- Mejoran la estabilidad primaria, la cual es fundamental para evitar pequeños desplazamientos (imperceptible por el ojo humano). Esto es de suma importancia en implantes en áreas donde la densidad ósea es baja.
- Mejoran la transferencia de cargas desde el Implante Dental hacia el hueso circundante al brindar mayor área de contacto.

En cuanto al diseño no sólo influye la geometría revolucionada, sino también el diámetro, longitud, paso y altura de rosca. Estas características del dispositivo dental se seleccionaran en función al sector óseo en donde será colocado.

2.6 Técnicas quirúrgicas

Existen tres modalidades quirúrgicas de colocación de implantes dentales: la técnica del implante sumergido (dos etapas), la técnica del implante no sumergido (una etapa).

En la técnica sumergida o en dos fases, el implante dental se coloca y recubre con el tejido mucoperiosteal el cual es el tejido blanco circundante, de manera de minimizar las cargas oclusales generadoras de pequeños desplazamientos, y el riesgo de infección durante el periodo de oseointegración. Esta técnica requiere de una segunda intervención quirúrgica para poder conectar el pilar protésico con el implante dental.

En la técnica no sumergida o de una fase, el implante dental recién colocado se observa a través de la mucosa en la primera intervención, por lo cual se recomienda que no se inicie la carga hasta que el tejido cicatrice.

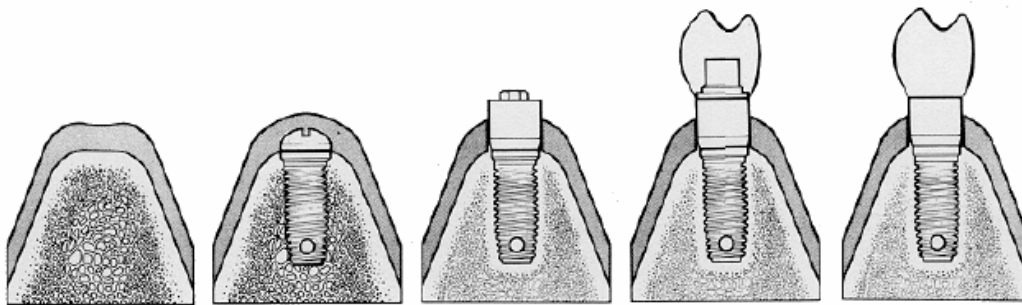


Fig. 2.3 Representación esquemática de las fases quirúrgicas para la implantación mediante la técnica sumergida.

La técnica quirúrgica para generar la cavidad ósea que albergara al implante dental endoóseo, tiene amplias similitudes con el proceso de mecanizado por arranque de viruta. En el caso de los implantes dentales roscados, éstos se instalaran sin ajuste en la rosca interna generada quirúrgicamente.

2.7 Transmisión de cargas oclusales al implante dental

El éxito y la longevidad del implante dental endoóseo es controlado en gran medida por el entorno mecánico dentro del cual funciona, siendo la oclusión un componente crítico (Kinni et al, 1987). Según investigaciones realizadas sobre implantes dentales cilíndricos, si se cuenta con un esquema oclusal deficiente, se generarán incrementos en las magnitudes de las cargas oclusales, intensificando las tensiones mecánicas a nivel de la cresta ósea y la zona periférica al ápice del implante.

Una vez que se ha conseguido la oseointegración, el nivel óseo crestal, el contorno y la salud gingival, la principal causa de pérdida ósea peri-implantar y posterior fracaso del tratamiento implantológico es generada por las tensiones en el hueso al sobrepasar los límites fisiológicos (Kinni et al , 1987)(Klauber et al, 1990).

Las cargas oclusales al ser aplicadas en la corona protésica se descomponen en cargas axiales y transversales (fig. 2.4). Las cargas axiales son aquellas que se transmiten al hueso por toda la superficie implantar y mayoritariamente hacia el ápice del implante.

Las cargas transversales producen momentos de torsión con respecto al eje radial del implante dental, lo que a su vez genera esfuerzos de corte, tracción y compresión en el reborde marginal o cuello implantar.

En el implante dental cilíndrico las cargas aplicadas deben direccionarse en sentido de su eje longitudinal, evitando así momentos de torsión que amplifiquen las cargas transmitidas al hueso crestal circundante (Kinni et al, 1987).

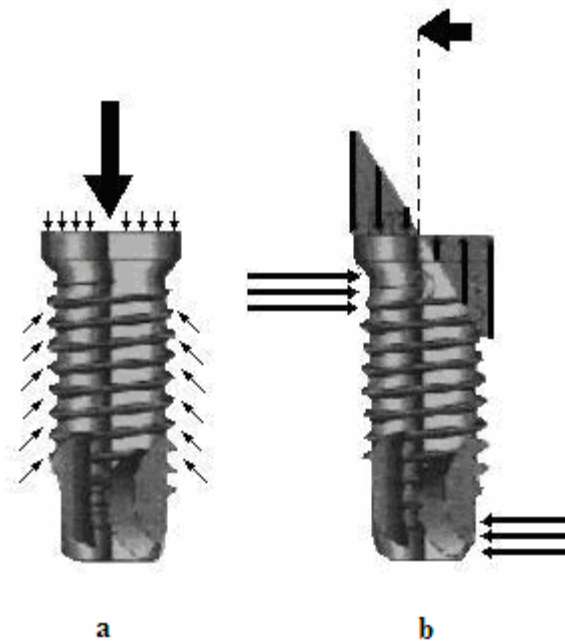


Fig. 2.4 Esquema de transmisión de cargas. a) Cargas axiales; b) Cargas transversales.

Los cargas torsionales generan niveles de tensión más alto que las fuerzas compresivas o tensiles sobre los componentes del implante y el hueso de soporte,

permitiendo varios tipos de fallas incluyendo fractura del implante (Rangert et al, 1995).

2.8 Antecedentes de estudios de implante dentales

Según Kinni et al (1987), la distribución de tensiones en el hueso guardan relación directa con la geometría del implante. Siegele y Soltesz (1989), investigaron la relación entre la forma del implante y la distribución de tensiones mediante análisis de elementos finitos, comparando implantes cilíndricos con base apical hemisférica, implantes cónicos similares con forma de raíz, implantes escalonados, implantes roscados e implantes cilíndricos con perforaciones.

Los resultados obtenidos por Siegele y Soltesz (1989), fueron bajo cargas compresivas aplicadas al implante. Las tensiones máximas se generaron a 0,01 mm de la interfase, comenzando a nivel apical y terminado en los bordes de la cresta. Para los implantes cilíndricos las cargas eran transferidas al hueso principalmente en la sección cercana al ápice, la más alta tensión fue de 7,6 MPa.

En los implantes cónicos, las tensiones en el ápice fueron de dos a tres veces más altas, de 25,4 Mpa. Aunque se reconstruyó la forma de un diente natural no, fue ventajoso bajo condiciones de carga compresiva.

En los implantes con escalones las tensiones a nivel apical fueron reducidas, las tensiones más altas se ubicaron debajo de los escalones fueron de 11,0 MPa, los escalones actuales utilizados tienen bordes redondeados, lo cual parece reducir un 25%-50% la magnitud de las tensiones. (Siéguele y Soltesz, 1989).

En los implantes en roscados, debido al gran radio de curvatura y mayor área de carga, se generaron menores tensiones distribuidas homogéneamente con valores máximos de 5,9 MPa. En los implantes cilíndricos con perforaciones, los grandes picos que se observaron fueron en los agujeros, mientras que en el área apical fue de 4,2 MPa (Siéguele y Soltesz, 1989).

Cuando los implantes fueron sometidos a cargas horizontales, las tensiones máximas se ubicaron en la parte superior del implante en el sitio donde la compresión es aplicada, para los implantes cilíndricos en la región de transición entre implante-hueso-tejido blando, para los implantes en forma de tronillo debajo de la rosca más superior. Los valores máximos no fueron muy diferentes para los diferentes diseños estudiados. Salam et al (1999), y Siegele y Soltesz (1989), concluyen que los implantes con forma de tornillo y los cilíndricos distribuyen mejor las cargas si se comparan con los implantes cónicos y con escalones.

Autores como Brånemark (1983), creen que la excesiva concentración de esfuerzos en el hueso circundante a implantes óseointegrados causan necrosis y, en consecuencia, la reabsorción del hueso. Por otra parte, bajos niveles de esfuerzos pueden producir atrofia ósea, similar a la pérdida de la cresta alveolar, cuando un diente natural es removido (Hasseler et al, 1977), (Meijer et al, 1993), (Rieger et al, 1990).

Borchers y Reiscart (1983), usan el método de los elementos finitos para analizar la distribución de esfuerzos generada en el hueso circundante por un implante cerámico. Altos valores de esfuerzos fueron observados en la región de la cresta alveolar, principalmente cuando el modelo del implante fue sometido a cargas transversales. Los investigadores también observaron que la presencia de tejido conjuntivo alrededor del implante ayudaba disminuir el estado esfuerzos en la región.

Meroueh et al (1987), analizaron el esfuerzo generado en el hueso alveolar por una prótesis, fija a un implante oseointegrado tipo IMZ en la posición del premolar inferior. El análisis fue hecho mediante un modelo bidimensional, usando el método de los elementos finitos. Los autores describen la prevalencia los esfuerzos de compresión alrededor de los dientes naturales, y de esfuerzos de tensión alrededor de los implantes óseointegrados.

Kitoh et al (1988), analizaron la distribución de cargas verticales aplicadas en un implante de hidroxapatita, y concluyeron que este tipo de implante también presenta un contacto directo con el hueso alveolar, como los implantes óseointegrados. Contrario a otras investigaciones, se usó un modelo bidimensional de elementos finitos, con una sección en dirección vestíbulo-lingual. Se observó de nuevo altas concentraciones de cargas en regiones de hueso cortical alrededor del cuello del implante. También se verificó que no solo el hueso cortical estaba altamente cargado, si no que también todo el hueso esponjoso a lo largo del implante presentaba altas concentraciones de cargas. El estado de esfuerzo observado en el hueso cortical alrededor del cuello del implante era 29 veces mayor que los observados en el hueso esponjoso. El autor añade que en la zona superior del hueso cortical se observaron esfuerzos de compresión mientras que en las zonas inferiores se observaron esfuerzos de tensión.

Mailath et al (1989), probaron implantes sometidos a cargas fisiológicas, por medio del método de los elementos finitos, así como los lugares en donde se concentran los esfuerzos y los factores que influyen en la aparición de estos lugares de concentración. Fueron estudiados los esfuerzos generados en el hueso alrededor del implante de forma cualitativa y cuantitativa, variando los tamaños y materiales de las piezas del implante. Los investigadores enfatizaron que deben ser preferidos los implantes cilíndricos a los de forma cónica, ya que en los implantes de diámetro constante se distribuyen los esfuerzos de una forma más homogénea. A razón de esto el módulo de Young's de las piezas del implante deben ser menores a 110.000 N/mm^2 .

Rieger et al (1990), basados en el trabajo de Hasseler et al (1977), proponen que una carga ideal de 250 psi debe ser transmitida al implante óseointegrado. Zonas del hueso con valores menores a 200 psi podrían ser propensas a atrofia, mientras que si estos valores están por encima de los 400 psi podría presentarse reabsorción patológica.

Valentin et al (1990), usando el método de los elementos finitos, desarrollaron un modelo de una sección de mandíbula, con una prótesis soportada en mesial por el segundo premolar, y en distal, por un implante oseointegrado. Con la razón de comparar, se desarrollaron dos modelos: el primero un implante cilíndrico macizo y el otro, un implante cilíndrico hueco. En este último, de acuerdo al caso, cuando el hueso se formó dentro del implante hueco, ambos modelos tuvieron la misma carga uniformemente distribuida en los elementos que correspondían a las cúspides de las prótesis de corona. El resultado mostró que la porción ósea que rellenó el interior del implante hueco no presentaba esfuerzos superiores a los observados en el resto del hueso alveolar. En ambos casos, la zona crestal distal presentaba altos valores de esfuerzos.

Matsushita et al (1990), por medio de el método de elementos finitos y un modelo bidimensional de una sección vestibulo-lingual de la mandíbula, reseñaron la variación de la distribución de esfuerzos de un implante cilíndrico de hidroxiapatita, de acuerdo a la variación del diámetro de la prótesis. Los autores concluyeron que el estado de esfuerzo fue mayor en el hueso cortical que en el hueso esponjoso, principalmente en la zona del cuello del implante. En presencia de cargas laterales, el estado de esfuerzos se duplicó, y los esfuerzos en el hueso cortical disminuyeron inversamente a los presentes en el implante.

Tortamano (1992), estudió la distribución de esfuerzos transmitidos a la mandíbula por un implante oseointegrado, variando el espesor del hueso cortical y las direcciones de las cargas aplicadas. Para este estudio se utilizó el método de los elementos finitos. Se usó un modelo tridimensional en forma de bloque óseo, el cual tenía en el centro un implante oseointegrado Branemark de 10 mm. Este modelo fue dispuesto en dos diferentes configuraciones: la primera con un espesor grueso de hueso cortical, considerando el implante como simplemente apoyado en este hueso, y la segunda, con la capa de hueso cortical delgada para que el implante contacte en una menor superficie. Se observó que:

- Las cargas oclusales transmitidas por el implante al hueso circundante, no fueron uniformes a lo largo de la superficie de la pieza;
- En todas las situaciones analizadas , el hueso cortical alrededor del cuello del implante presentaba altos valores de esfuerzos;
- El implante simplemente soportado apicalmente en el hueso esponjoso, disminuyó los picos de estrés observados en el hueso alrededor del cuello del dispositivo;
- Los esfuerzos en las zonas mesial y distal del cuello del implante fueron mayores que en la zonas vestibular y lingual en la misma región;
- Bajo cargas oblicuas se incrementaron los valores de esfuerzos , estando el implante simplemente apoyado o no en el hueso cortical;
- Se observó un incremento en los valores del estado de esfuerzos en el hueso dentro del paso de la rosca del implante. Esto prueba que la acción de la rosca aumenta los esfuerzos cortantes en la interfase hueso-implante, cuando la pieza esta bajo cargas axiales.

Kregzde (1993), sugiere que programas computacionales basados en el método de los elementos finitos pueden ser usados por odontólogos para planificar prótesis soportadas por implantes dentales, y así incrementar la longevidad del tratamiento.

Capítulo 3

Modelado y simulación computacional

Para asegurar un comportamiento adecuado y confiable de una estructura, se debe ser capaz de predecir con exactitud la respuesta del sistema estructural a perturbaciones probables (fuerzas, desplazamientos, etc.). La predicción de la respuesta estructural se fundamenta en el análisis de un modelo cuyo comportamiento debe aproximarse, tanto como se estime conveniente, al modelo real.

Los modelos desarrollados para el estudio estructural en la implantología dental son muy diversos; la mayoría de ellos son concebidos de acuerdo a las necesidades del estudio en particular.

Para modelar geométricamente dichos componentes se utilizan distintos métodos de adquisición de imágenes. Por la diversa naturaleza de los materiales que conforman dichos elementos, se utiliza un método específico de adquisición de imagen para cada componente principal, de manera de garantizar una buena aproximación geométrica del caso real.

3.1 Caso Real

El sistema implante dental - maxilar será reproducido digitalmente a partir de las características del tratamiento implantológico en un paciente edéntulo. Este paciente de sexo femenino requirió de un implante dental cónico para soportar la corona protésica del diente incisivo central derecho (21 en nomenclatura odontológica). El equipo de especialistas en implantología dental suministrara la información referente al caso.

3.2 Modelos Numéricos

Los modelos numéricos o computacionales son desarrollados a partir de ecuaciones matemáticas que incorporan características geométricas y físicas de un cuerpo y son ventajosamente utilizados en problemas en donde se cuente con geometrías complejas difíciles de estudiar con otros modelos.

La validación de estos modelos es esencial, debido a su naturaleza matemática. Esta validación es obtenida al comparar con resultados experimentales. El modelo matemático más común es el modelo de elementos finitos, el cual incorpora geometrías realistas de alta complejidad como los son segmentos anatómicos y dispositivos protésicos.

El método de los elementos finitos ha sido usado en la implantología odontológica por más de 25 años. Con esto se ha logrado simular una variedad de situaciones clínicas de forma realista, y de esta manera el mejoramiento de la práctica implantológica.

3.3 Métodos de generación de modelos digitales

Debido a la diversa naturaleza de los elementos a reconstruir, se utilizaron tres distintos métodos de generación digital de sólidos. La reconstrucción a partir de tomografías axiales computarizadas (TAC) se utilizó al reproducir al maxilar superior. Para obtener la geometría del implante dental, se utilizó programa CAD de diseño mecánico **SolidWorks**®, y para obtener la imagen de la corona protésica se empleó el escaner digital 3D.

3.3.1 Modelado óseo

Debido a que la mayoría de los huesos poseen una complicada geometría, y a su vez están constituidos por material no homogéneo, anisotrópico, viscoelástico y no lineal, la mayor dificultad que se presenta a la hora de realizar un estudio

ingenieril es la de reproducir en un modelo de forma precisa la geometría y propiedades mecánicas del hueso a estudiar.

El primer modelo de comportamiento mecánico de cuerpos óseos fue establecido por Wolff (1892), en donde sostiene que el hueso debe su forma, densidad y propiedades a un proceso evolutivo de manera que éste se forma y transforma en función de las cargas a las cuales se está sometido, hasta poder soportar dichas solicitudes de una manera óptima.

Generación de sólidos a partir de TAC

Las tomografías axiales computarizadas son ampliamente usadas en la medicina, ya que aportan una serie de imágenes e información de la constitución del tejido no visible, sin tratarse un método invasivo. Estas imágenes se presentan en forma de escalas de tonos, las cuales representan a su vez escalas de densidades en los tejidos. Las tomografías axiales computarizadas (TAC), son actualmente el tipo de imagen de diagnóstico más utilizadas en el ámbito médico y científico, dado que provee una gran cantidad de información de los tejidos analizados.

Estudios en bioingeniería realizados por D'Amico (2005), Muller-Kargen (2001) y Guerra y Mora (2001) han utilizaron modelos numéricos óseos generados a partir TAC, logrando reproducir propiedades mecánicas y geometría ósea.

Esta metodología permite construir un modelo específico para cada caso clínico, optimizando así los diagnósticos médicos y biomecánicos en pro del diseño y fabricación de elementos protésicos.

Al estar determinada la separación normal entre planos de imágenes, y al estar las densidades óseas definidas, se reconstruirá la sección a estudiar.

Principio de Hounsfield

El coeficiente de atenuación lineal es un número que expresa la atenuación que sufre un haz de rayos X al atravesar una determinada longitud de una sustancia dada. Este coeficiente es específico de cada sustancia o materia, y varía en función de ciertos parámetros:

- La profundidad del objeto: a menor profundidad, menor atenuación ya que el camino recorrido es menor
- El número atómico: el contraste de la imagen se debe en gran parte a la absorción fotoeléctrica del material, y la misma aumenta cuando aumenta el número atómico; cuanto más difiera el número atómico del objeto con respecto al del agua (usado en la definición de la escala de los coeficientes), tanto más dependerá el número de atenuación de la intensidad de la radiación.
- La intensidad del rayo X (kVp): a menor intensidad de la radiación, mayor será el contraste de la imagen ya que la absorción fotoeléctrica aumenta con la intensidad de la radiación
- La densidad: los materiales mas densos poseen alta densidad de electrones lo cual incrementa la probabilidad de interacción con los rayos, por lo tanto, a mayor densidad, mayor atenuación

La formación de la imagen en tomografía determinará cuanto se atenúa un haz de rayos X cuando el mismo atraviesa una sección determinada, y a representar esta información en forma de imagen.

Para un rayo X monocromático (compuesto por una sola longitud de onda) que atraviesa un trozo uniforme de material, la atenuación que sufre se expresa de la siguiente manera:

$$I_{OUT} = I_{IN} \cdot e^{-\mu \cdot L} \quad (3.1)$$

donde:

- I_{OUT} : Intensidad del rayo X luego de atravesar el material.
- I_{IN} : Intensidad del rayo X incidente.
- μ : Coeficiente de atenuación lineal del material.
- L : distancia recorrida por el rayo en el material.

Presentación de imágenes

Los valores de atenuación recolectados por los sensores son almacenados en una computadora y la tomografía es reconstruida con ecuaciones matemáticas.

El resultado final de la reconstrucción de cada sección realizada por la computadora es una matriz de números, cada uno de los cuales es asignado a un elemento de la imagen llamado píxel (Picture element). Un píxel es una porción del área de la imagen digitalizada (la más pequeña) que, dependiendo de su tamaño, define la resolución de la misma.

Los números como se dijo, son directamente proporcionales al coeficiente de atenuación del tejido situado espacialmente en la misma posición que el píxel correspondiente. A estos valores se los denomina números TC y son números enteros cuya escala es variable de acuerdo a cada equipo.

La fórmula que relaciona los números TC con los coeficientes de atenuación es:

$$TC = [\mu_{\text{material}} \cdot E - \mu_{\text{agua}} \cdot E] / K \quad (3.2)$$

donde E representa la energía efectiva del haz de rayos X, y μ_{agua} , μ_{material} son los coeficientes lineales de atenuación del agua y del material en estudio respectivamente y K es una constante que depende del diseño del equipo. Universalmente se ha adoptado la escala Hounsfield, la cual asigna el valor cero (0) al agua, y el (-1000) al aire. De esta forma, los materiales más densos como el tejido cortical óseo o los metales quedan en un rango que abarca desde cero hasta 1000 ó 3000 unidades Hounsfield (UH), dependiendo de la escala utilizada por el tomógrafo.

Una vez obtenidas las unidades Hounsfield, se asigna a cada píxel un determinado nivel de gris, cuanto mayor sea el valor Hounsfield se le asigna un tono más claro. Se dispone de 2000 a 4000 valores en unidades Hounsfield (-1000 hasta 1000 ó 3000) y sólo de 256 grises. Se asigna por lo tanto, a cada tono de gris aproximadamente 8 ó 16 valores en UH.

Formato DICOM

Con el objetivo desarrollar un sistema de visualización y archivo estandarizado para la manipulación y el intercambio de imágenes médicas y su información asociada, el American Collage of Radiology (ACR) y la Nacional Electrical Manufacturers Association (NEMA) desarrollan el formato **DICOM** (Digital Imaging and Communications in Medicine) (D'Amico, 2006).

Los tomógrafos exportan los archivos directamente en formato de imagen digital **DICOM**, el cual almacena información tal como el nombre del paciente, fecha y hora del estudio, características del escaneo, dimensiones de la imagen, resolución, etc. Toda la información de la imagen en sí, es decir los valores de los píxeles en unidades **Hounsfield** (UH), se presenta en sistema hexadecimal.

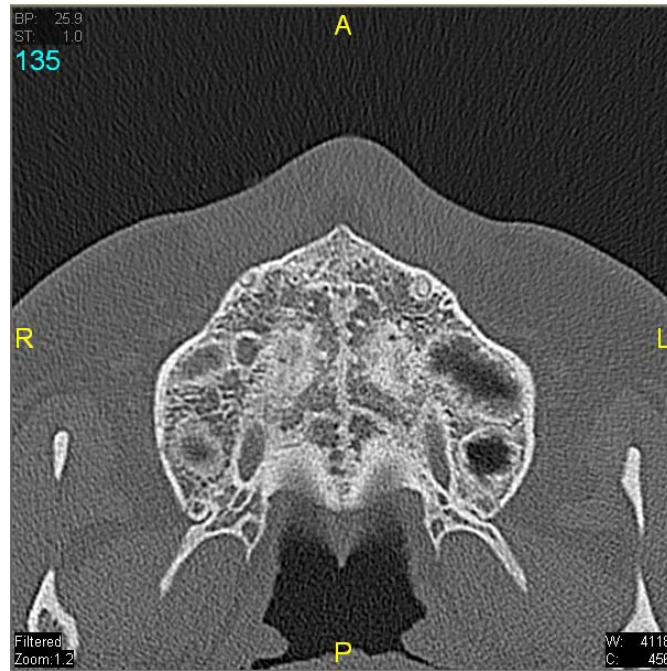


Fig . 3.1 Tomografía axial computarizada (TAC) de un maxilar superior, presentada en formato *DICOM*.

3.3.2 Generación de sólidos digitales a partir de programas CAD

Al tratarse de dispositivos mecánicos, el uso de programas tipo CAD para obtener la representación digital es el mas apropiado ya que éstos generan el sólido con intrusiones basadas en procesos de mecanizado y conformado.

3.3.3 Generación de sólidos digitales a partir de escaneo 3D

Cuando se trata de geometrías complejas, el método de escaner digital 3D se emplea con efectividad. Para este proceso se requiere de un modelo físico, el cual es copiado por el dispositivo óptico, logrando recrear detalles y características típicas de secciones anatómicas con gran precisión.

El escáner 3D es un dispositivo que permite analizar objetos, colectando información de su forma y apariencia, la cual es utilizada para construir un modelo digital en tres dimensiones.

El proceso de escaneo (Fig.3.2) crea una nube de puntos en función de la superficie del objeto, los cuales son extrapolados creando así la forma del objeto en un proceso llamado reconstrucción. El funcionamiento del escáner 3D es análogo a la cámara fotográfica, ambos poseen un campo de visión cónico mientras las cámaras procesan información de superficies con su campo de visión. La imagen que se produce el escáner 3D describe las distancias hasta cada punto del objeto.

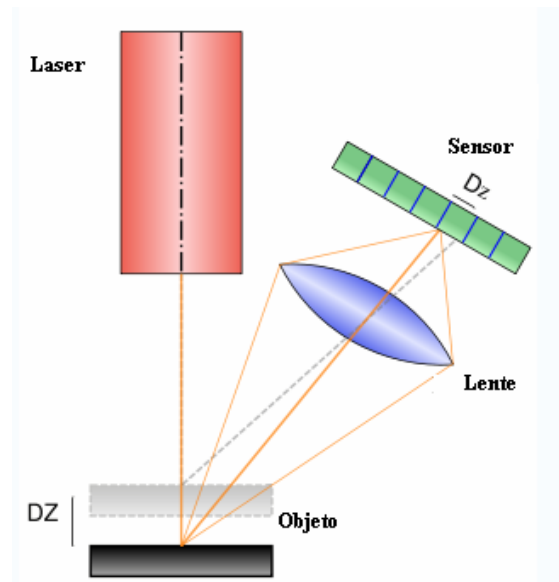


Fig. 3.2 Esquema del proceso de escaneo 3D.

3.4 Datos disponibles

La información obtenida del caso o modelo real, se obtuvo a partir de tomografías axiales computarizadas del maxilar superior del paciente. Estas TAC constan de 146 imágenes paralelas de secciones coronales separadas entre si a n distancia de 0.625 mm, que van desde la altura de la espina nasal, descendiendo hasta las crestas alveolares. Esta información fue suministrada en el formato **DICOM**, por los médicos encargados del caso clínico real. La posición relativa del implante con

respecto al maxilar se calculará a partir de fotografías de modelos clínicos del paciente.

Las dimensiones del implante a estudiar se obtendrán a partir de un macromodelo físico de escala 4:1, para ser luego reproducidas haciendo uso de software **CAD**.

La imagen de la corona protésica se obtendrá mediante escaneo 3D, utilizando un modelo estándar del incisivo central superior derecho dispuesto en un type-odont. Esta corona se escalará digitalmente para obtener un modelo sólido digital con el tamaño acorde a los requerimientos del caso clínico.

3.5 Sólidos modelados

El conjunto a modelar está constituido por tres componentes principales: maxilar superior, corona protésica e implante dental. Este último está constituido a su vez por: implante cónico, tornillo conectivo y pilar protésico.

3.5.1 Conjunto implante dental

Los elementos que conforman el implante dental se generarán a partir de modelos físicos **RENOVA[®] Tapered** y **Straight** de la casa **Lifecore[®]** escala 4:1, los cuales fueron suministrados por el equipo de odontólogos que participan en este trabajo de investigación. Dichos macromodelos serán medidos utilizando equipos de precisión como el *Vernier*, *tornillo micrométrico* y *esferómetro*, para luego ser reproducidos digitalmente utilizando programas tipo CAD.

Se reproducirán dos tipos de implantes dentales, del tipo cónico (Fig. 3.3) y del tipo cilíndrico (Fig. 3.4).

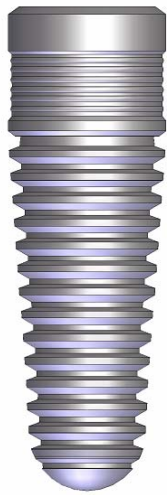


Fig. 3.3 Implante dental cónico

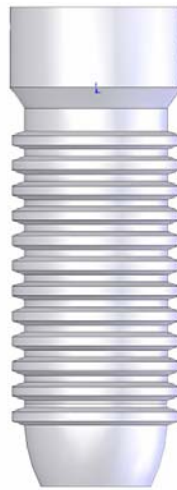


Fig. 3.4 Implante dental cilíndrico

Ambos modelos se acoplan al pilar protésico de conexión hexagonal (Fig. 3.5). Será modelado también el tornillo de conexión, aunque no será tomado en cuenta para el ensayo mediante elementos finitos dado que presenta detalles milimétricos irreproducibles con los recursos computacionales disponibles (Fig.3.6).



Fig. 3.5 Pilar protésico.

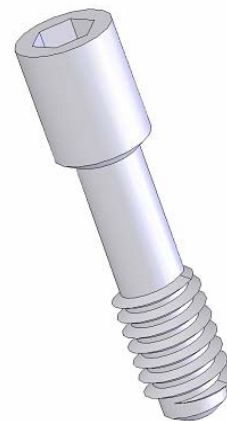


Fig. 3.6 Tornillo de conexión

3.5.2 Maxilar superior

Debido a la complejidad en la forma de los cuerpos óseos y a la importancia que tiene la geometría en el estudio de la distribución de esfuerzos, se utilizará un método de reproducción digital acorde a la necesidad.

Las TAC en formato **DICOM** suministradas por el equipo de odontólogos, se utilizarán para la reproducción digital del maxilar. Este procedimiento se llevara a cabo con la ayuda del programa especializado de reconstrucción ósea **MIMICS®**. EL modelo obtenido será un conjunto de superficies recortadas las cuales deben ser editadas para la obtención del sólido.

El modelo digital generado a partir de las TAC mostrará con precisión las características geométricas del maxilar en el caso a estudiar, aproximando el modelo computacional al caso real como ilustra la figura 3.7.

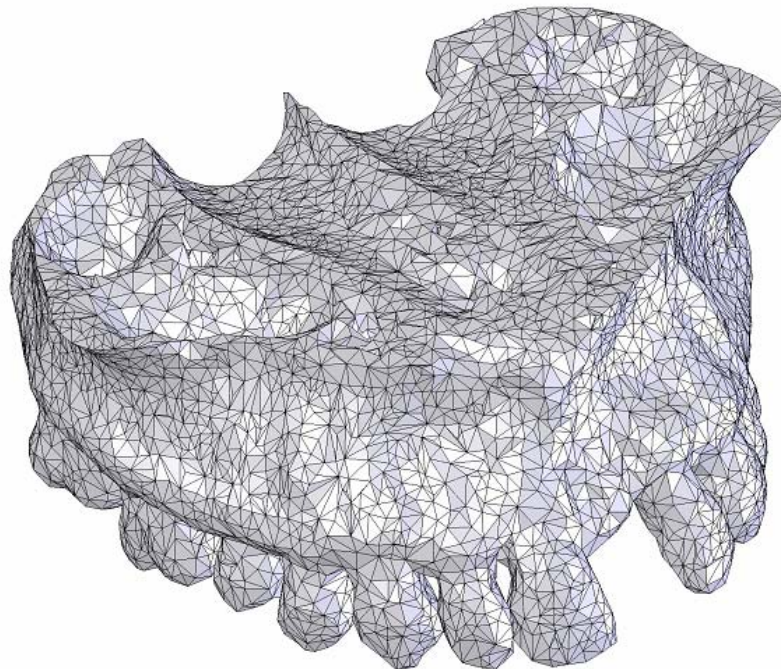


Fig. 3.7 Modelo digital del maxilar superior

3.5.3 Corona protésica

La corona protésica participa directamente en el proceso de masticación, transmitiendo las cargas producto de la oclusión al implante dental. La reproducción digital se obtuvo mediante el escaneado en 3D en donde se utilizó el equipo *Cyberware Desktop Model 15*, logrando de esta manera reproducir su compleja geometría (Fig. 3.8). Procesando mediante software tipo CAD el sólido del modelo del incisivo central se obtendrá la corona protésica definitiva.

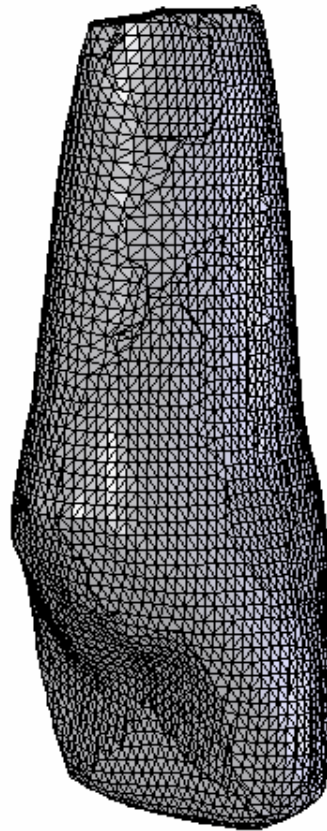


Fig. 3.8 Incisivo central izquierdo N° 21.

3.6 Validación del modelo

En constaste con los modelos “in vivo” e “in vivo”, la validación de un modelo computacional es de suma importancia y difícil de lograr, ya que incorpora ciertas suposiciones. Al desarrollar modelos matemático de implantes dentales y secciones de huesos, dada su compleja geometría se deben realizar ciertas simplificaciones sin modificar características resaltantes de los modelos reales.

Para validar el modelo computacional, generalmente se comparan los resultados de un experimento con los obtenidos de la simulación computacional. Se considera validado un modelo cuando existe una correlación aceptable entre ambos.

Muchas veces los datos experimentales no siempre se encuentran disponibles, por lo cual el modelo se validará con los resultados del tratamiento implantológico dental del paciente modelo, cuyos datos fueron suministrados para la reconstrucción del modelo computacional.

3.7 Posición del implante dental en el maxilar superior

La posición del implante dental se determino utilizando la información obtenida de una serie de fotografías de los modelos suministrada por el equipo odontológico. Estas imágenes se importaron a un programa tipo CAD, midiendo los ángulos entre los ejes proyectados.

El ángulo del implante con respecto al plano sagital proyectado en el plano frontal es de 9.48° (Fig. 3.9). El ángulo con respecto al plano sagital en la proyección en el plano transversal es de 8.66° (fig.3.10).

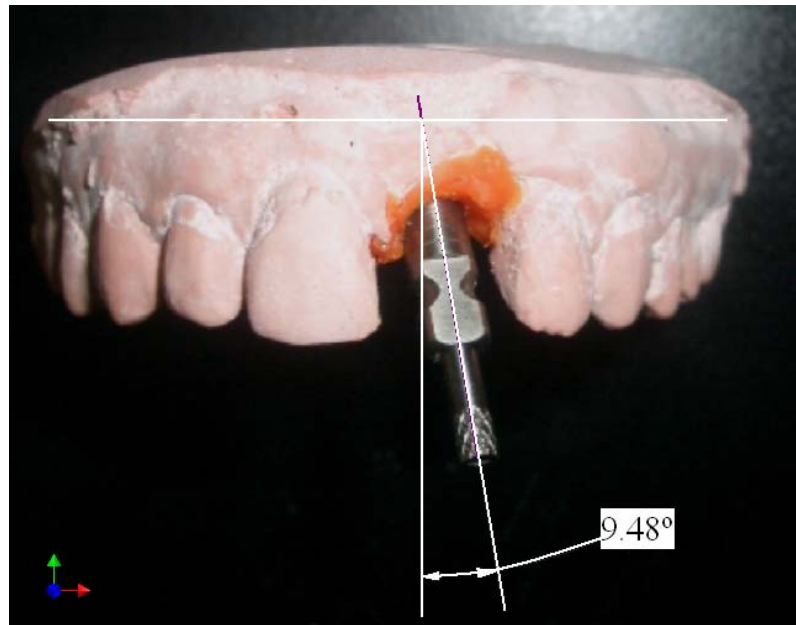


Fig. 3.9 Inclinação con respecto al plano medio sagital.

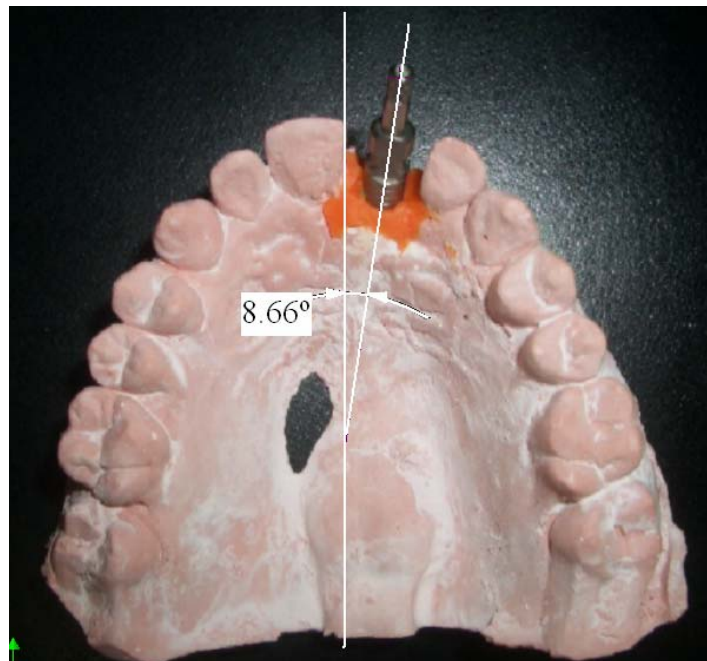


Fig. 3.10 Inclinação con respecto al plano medio sagital

3.8 Simulación mecánica computacional

Se realizaron dos configuraciones óseo-implante con el software **CosmosWorks** ®. En la primera configuración se dispuso un modelo óseo en forma de cilindro el cual está formado por una sección de hueso cortical y otra de hueso trabeculado. En dichos modelos se simuló el comportamiento de dos tipos de implantes, los de forma cónica y de forma cilíndrica. Ambos implantes fueron sometidos a cargas axiales puras y transversales puras aplicadas en el pilar protésico. Dada la complejidad de las geometrías al momento de discretizar los modelos de implantes, las roscas se simplificaron en forma de anillos.

En el tercer y último modelo se importará la geometría ósea reconstruida a partir del paciente modelo. Esta simulación contará con un implante dental cónico sin rosca.

Configuración 1

Para describir la distribución de esfuerzos generados por los implantes dentales cónico y cilíndrico en el entorno endoóseo, se someterán éstos a cargas axiales y cargas transversales. Las cargas se aplicaron en el pilar protésico, en un área de 8.32 mm^2 mientras que las cargas transversales se aplicaron en un área de 6.55 mm^2 . Las figuras 3.11 y 3.12 muestran el lugar de aplicación de las cargas en el pilar protésico.

Se consideró que la superficie de los implantes en su totalidad se encuentra óseointegrada.

El tejido óseo en donde se dispondrán los implantes está compuesto por las secciones corticales y trabecular.

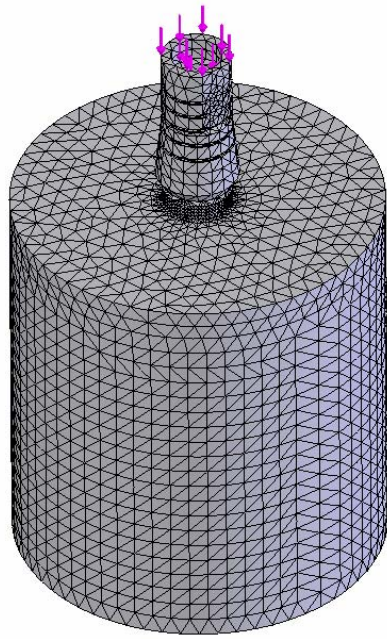


Fig 3.11 Cargas axiales

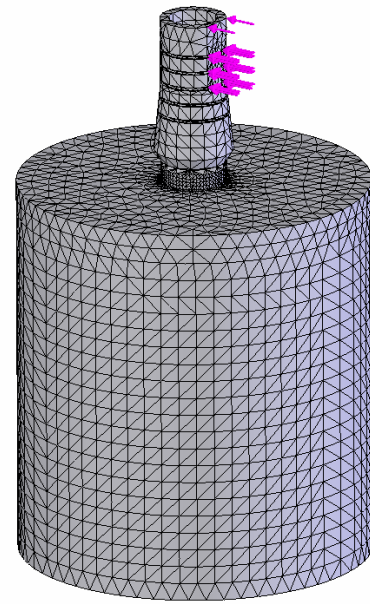


Fig . 3.12 Cargas transversales

La superficie de la base inferior y laterales del modelo se restringió en los tres grados de libertad de traslación, representando un empotramiento. (Fig. 3.13 a y b)

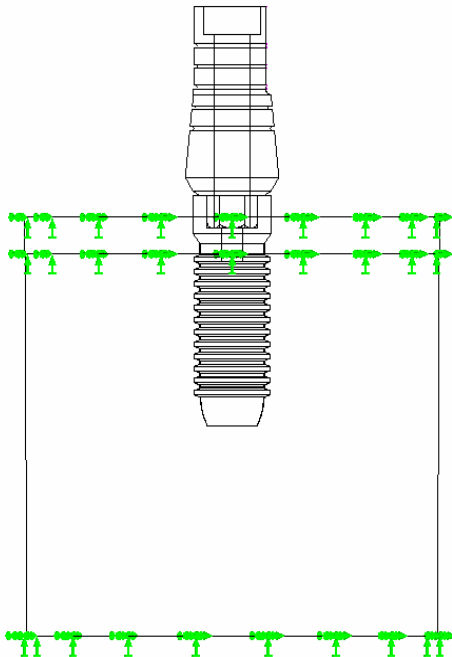


Fig. 3.13.a Implante dental cilindrico

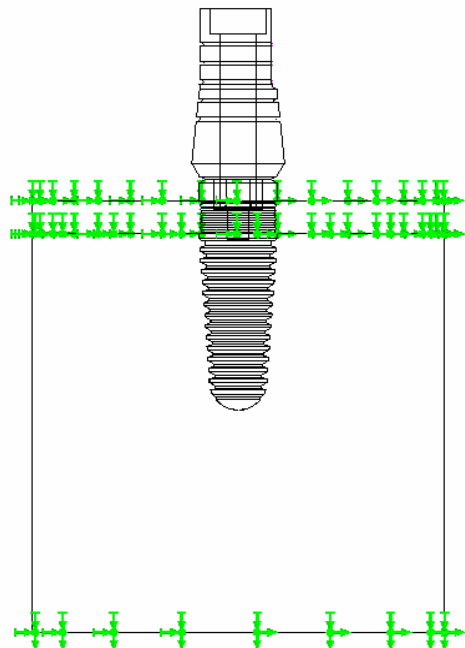


Fig. 3.13 .b Implante dental cónico

Configuración Real

Para la visualización de la distribución de tensiones producidas en maxilar superior por el implante dental sometido a cargas oclusales, se seleccionó una sección de dicho cuerpo óseo en donde el dispositivo protésico estará colocado (Fig. 3.14).

Se consideró que la superficie del implante en su totalidad se encuentra óseointegrada. El implante dental está posicionado en el maxilar según las mediciones realizadas en la sección 3.7 de este capítulo. Las cargas de oclusión serán aplicadas en la cara palatina de la corona protésica en un área de 1.07 mm^2 , esto dado que el paciente posee un tipo de oclusión clase 1 (Fig. 3.15). La sección del maxilar estará compuesta por un solo material, el cual tendrá las propiedades del hueso trabeculado.

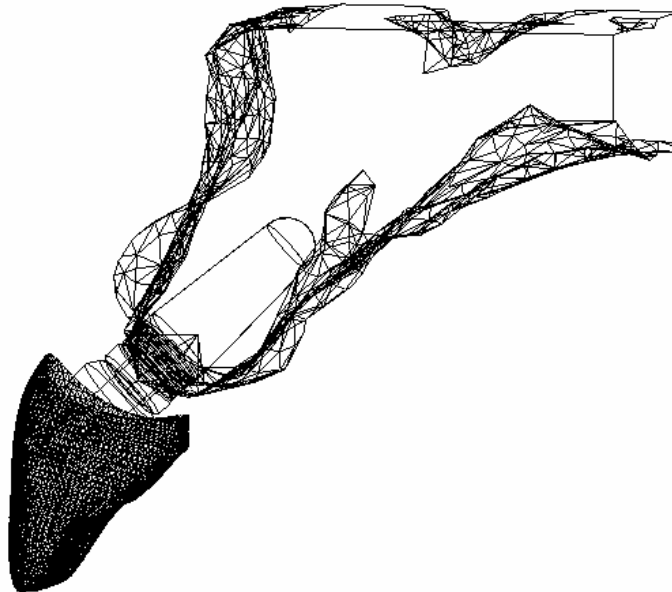


Fig. 3.14 Configuración 2

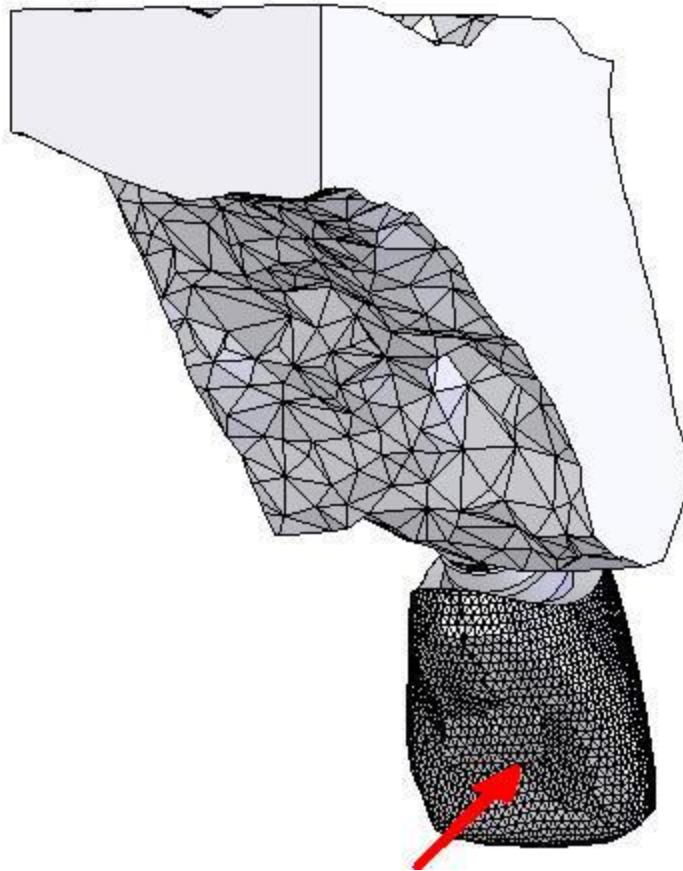


Fig. 3.15 Carga aplicada de 7.168 N, en la corona protésica

Caracterización del modelo

Un aspecto de importancia en el desarrollo de un modelo del sistema dental implantar, es el relacionado con la asignación de propiedades mecánicas de los materiales involucrados, como la aleación de titanio del implante, el hueso y la corona protésica.

Debido a las limitaciones del software las partes compuestas por diversos materiales se asumirán como homogéneas e isótropas, como es el caso de la sección del maxilar la cual en la realidad, está compuesta por dos distintos tipos de hueso. En diversos análisis por elementos finitos, esta suposición ha sido tomada (Muller-Karger, 2001) (Guerra y Mora, 2001). Otra suposición tomada está

relacionada con el comportamiento elástico del hueso bajo cargas que no sean de impacto (Heidari y Najarian, 2000), como es el caso de este estudio. Las propiedades asignadas los materiales se describen en las tablas 3.1, 3.2, 3.3 y 3.4.

Tablas 3.1 Propiedades mecánicas del hueso trabecular.

<i>Propiedades Mecánicas del Hueso Trabecular</i>			
<i>Propiedades</i>		<i>Valor</i>	<i>Autor (es)</i>
Modulo de elasticidad	(E) MPa	100	(Lindahl, 1997)
Resistencia ultima de tensión	(Sut) MPa	10	(Lindahl, 1997)
Coefficiente de Poisson	ν	0.2	(Lindahl, 1997)
Densidad	(ρ) Kg/m ³	900	(Reilly y Burstein, 1975)

Tablas 3.2 Propiedades mecánicas del hueso Cortical.

<i>Propiedades Mecánicas del Hueso Cortical</i>			
<i>Propiedades</i>		<i>Valor</i>	<i>Autor (es)</i>
Modulo de elasticidad	(E) GPa	17	(Reilly y Burstein, 1975)
Modulo de Corte	(G) GPa	3.3	(Reilly y Burstein, 1975)
Resistencia a la fluencia	(Sy) MPa	133	(Reilly y Burstein, 1975)
Resistencia ultima de tensión	(Sut) MPa	150	(Reilly y Burstein, 1975)
Resistencia última de Corte	(Suc) MPa	193	(Reilly y Burstein, 1975)
Coefficiente de Poisson	ν	0.3	(Goel y Gilbertson, 1995)
Densidad	(ρ) Kg/m ³	2000	(Nigg y Herzog, 1999)

Tablas 3.3 Propiedades mecánicas del Ti-6Al-4V

<i>Propiedades Mecánicas del Ti-6Al-4V</i>			
<i>Propiedades</i>		<i>Valor</i>	<i>Autor (es)</i>
Modulo de elasticidad	(E) GPa	104	(ASTM F67-00)
Modulo de Corte	(G) GPa	41	(ASTM F67-00)
Resistencia a la fluencia	(Sy) GPa	1.05	(ASTM F67-00)
Coefficiente de Poisson	ν	0.31	(ASTM F67-00)
Densidad	(ρ) Kg/m ³	2000	(ASTM F67-00)

Tablas 3.4 Propiedades mecánicas del Polioximetileno

<i>Propiedades Mecánicas del Polioximetileno (Corona protésica)</i>			
<i>Propiedades</i>		<i>Valor</i>	<i>Autor (es)</i>
Modulo de elasticidad	(E) MPa	35.17	(ASTM D-638)
Coefficiente de Poisson	ν	0.35	(ASTM D-638)
Densidad	(ρ) Kg/m ³	1000	(ASTM D-638)

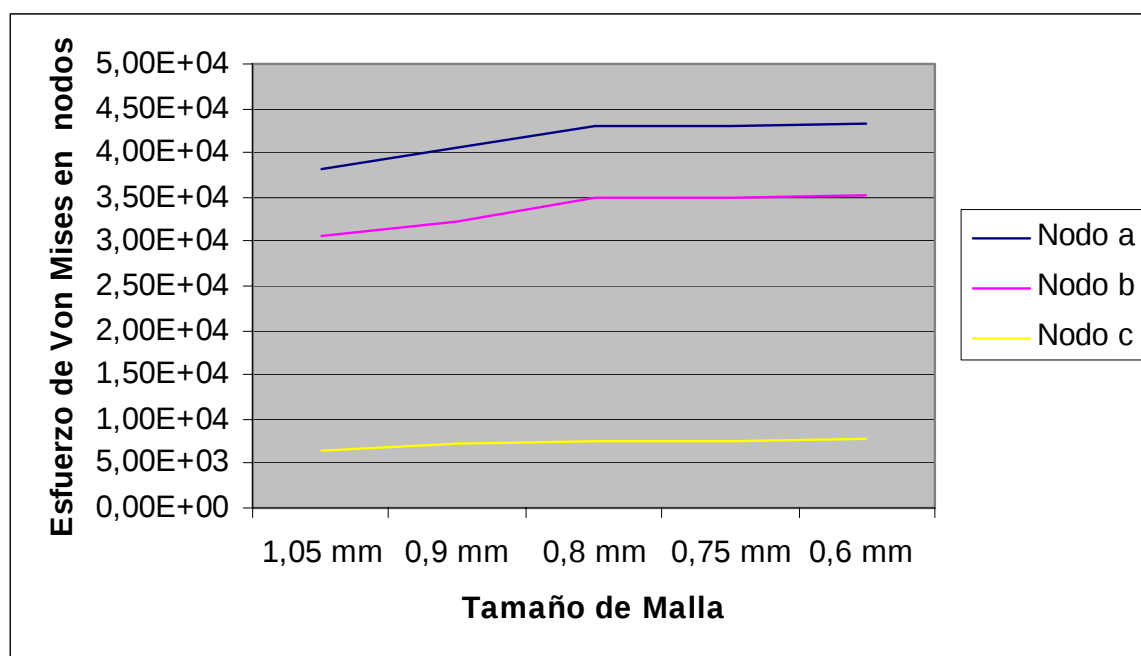
3.9 Estudio de sensibilidad de las mallas.

El análisis de sensibilidad de las mallas involucra la relación entre las variables de diseño disponible para los ingenieros y las respuestas estructurales o estados variables que son determinados por las leyes de la mecánica. Este análisis permite determinar el comportamiento de una estructura si se cambia la magnitud de cierta variable (Haug et al, 1986).

Para seleccionar un tamaño de elemento adecuado se trazaron las gráficas de sensibilidad de las mallas de los sólidos modelados, observando la variabilidad del estado de esfuerzo de Von Mises para distintos tamaños de elementos. Dadas las limitaciones de software utilizado se debe seleccionar un tamaño de elemento igual para todos elementos discretizados.

Tabla 3. 5 Variabilidad de los esfuerzos de Von Mises en un elemento establecido del cilindro de hueso trabecular receptor del implante dental cilíndrico, para distintos tamaños de malla.

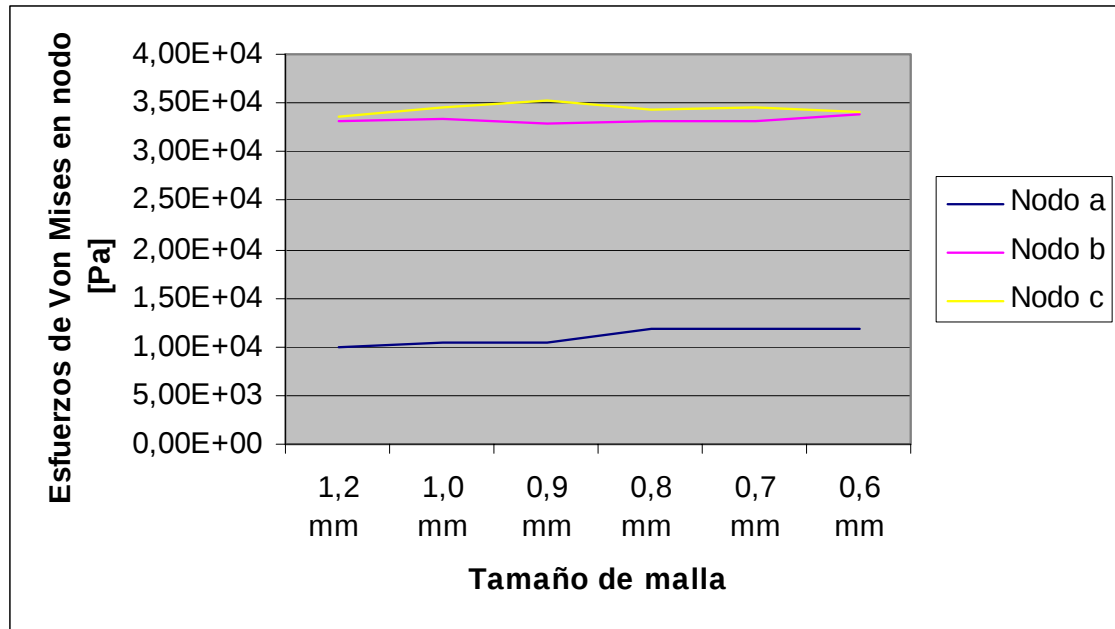
Tamaño de malla	N° Nodos	Esfuerzo de Von Mises [Pa] Nodo a	Esfuerzo de Von Mises [Pa] Nodo b	Esfuerzo de Von Mises [Pa] Nodo c
1,05 mm	44513	3,82E+04	3,08E+04	6,3854E+03
0,9 mm	65157	4,07E+04	3,24E+04	7,1613E+03
0,8 mm	96572	4,29E+04	3,49E+04	7,4676E+03
0,75 mm	115496	4,30E+04	3,50E+04	7,5223E+03
0,6 mm	193479	4,32E+04	3,52E+04	7,9170E+03



Gráfica 3.1 Sensibilidad de la malla del cilindro de hueso trabecular receptor del implante dental cilíndrico.

Tabla 3. 6 Variabilidad de los esfuerzos de Von Mises en un elemento establecido del cilindro de hueso trabecular receptor del implante dental cónico, para distintos tamaños de malla.

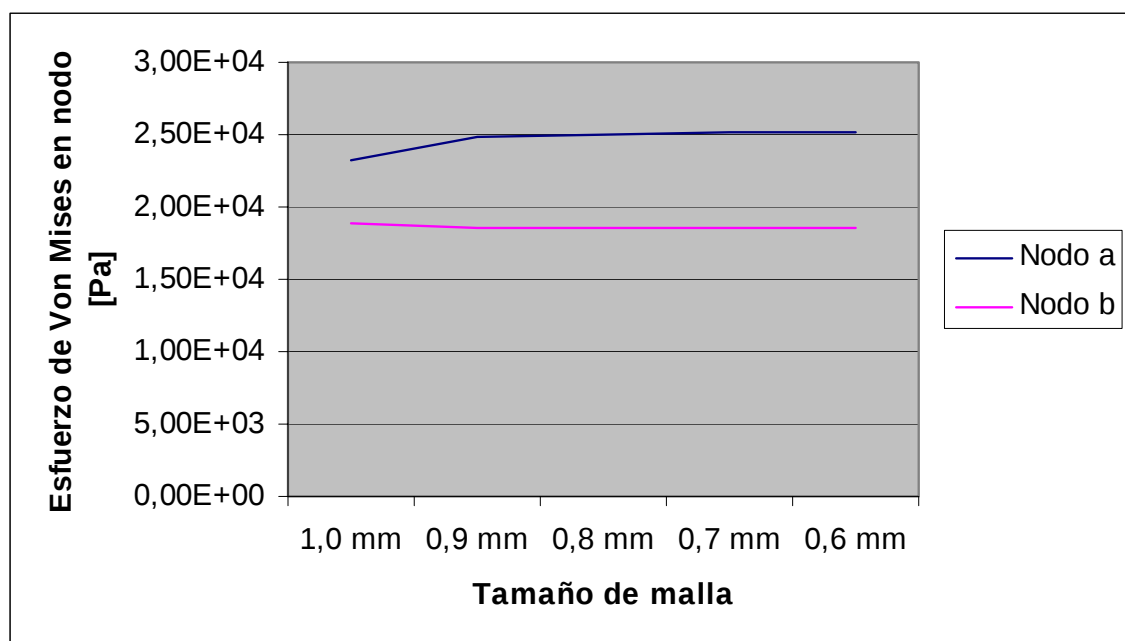
Tamaño de malla	Nº Nodos	Esfuerzo de Von Mises [Pa] Nodo a	Esfuerzo de Von Mises [Pa] Nodo b	Esfuerzo de Von Mises [Pa] Nodo c
1,2 mm	38147	9,92E+03	3,32E+04	3,36E+04
1,0 mm	57569	1,04E+04	3,33E+04	3,46E+04
0,9 mm	71798	1,05E+04	3,29E+04	3,53E+04
0,8 mm	106157	1,19E+04	3,30E+04	3,43E+04
0,7 mm	158150	1,18E+04	3,32E+04	3,46E+04
0,6 mm	235888	1,19E+04	3,38E+04	3,41E+04



Gráfica 3.2 Sensibilidad de la malla del cilindro de hueso trabecular receptor del implante dental cónico.

Tabla 3. 7 Variabilidad de los esfuerzos de Von Mises en un elemento establecido del cilindro de hueso cortical, para distintos tamaños de malla.

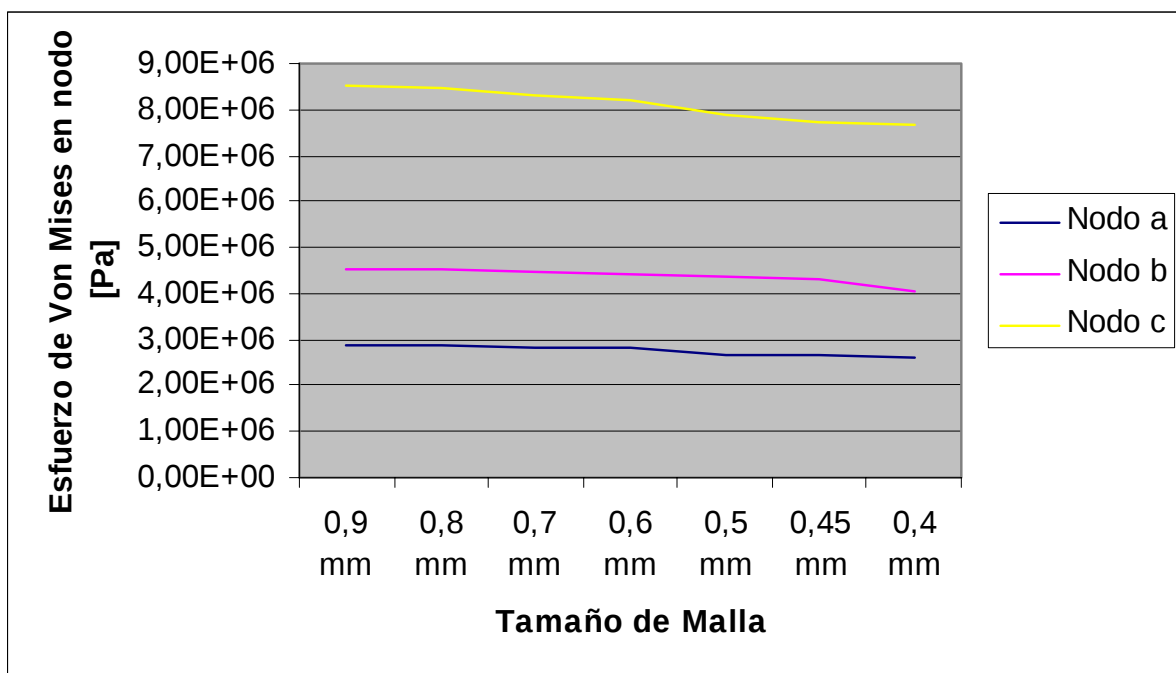
Tamaño de malla	N° Nodos	Esfuerzo Von Mises [Pa] Nodo a	Esfuerzo Von Mises [Pa] Nodo b
1,0 mm	60457	2,32E+04	1,88E+04
0,9 mm	10240	2,49E+04	1,86E+04
0,8 mm	12216	2,50E+04	1,86E+04
0,7 mm	15114	2,51E+04	1,85E+04
0,6 mm	24991	2,51E+04	1,85E+04



Gráfica 3.3 Sensibilidad de la malla del cilindro de hueso cortical.

Tabla 3. 8 Variabilidad de los esfuerzos de Von Mises en un elemento establecido del pilar protésico, para distintos tamaños de malla.

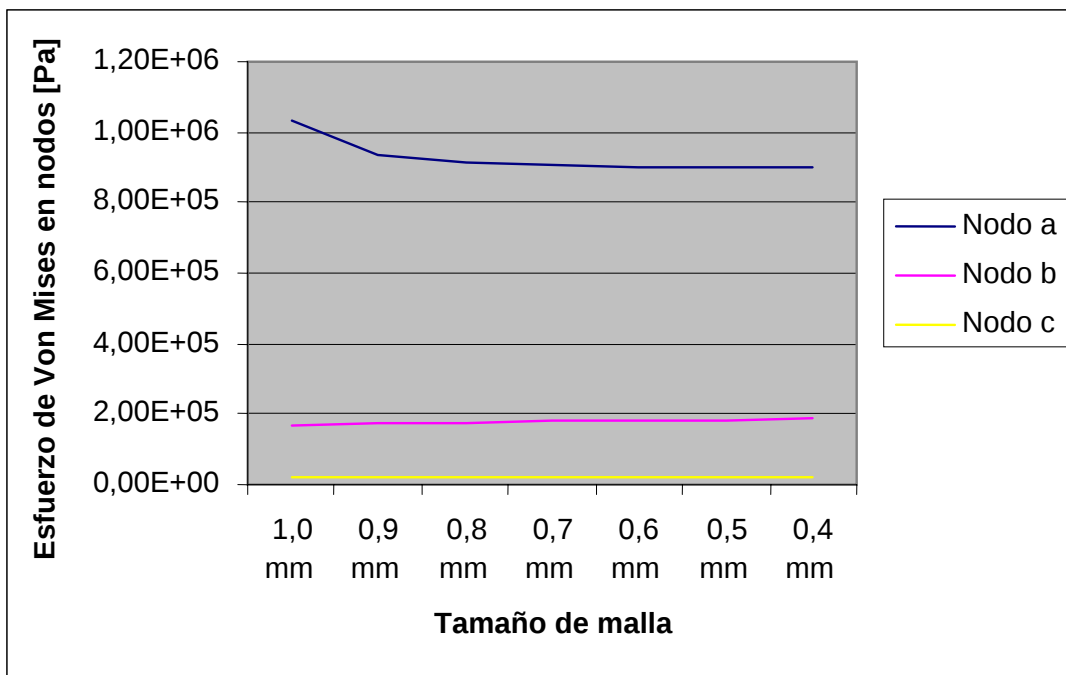
Tamaño de malla	N° Nodos	Esfuerzo de Von Mises [Pa] Nodo a	Esfuerzo de Von Mises [Pa] Nodo b	Esfuerzo de Von Mises [Pa] Nodo c
0,9 mm	6637	2,88E+06	4,53E+06	8,51E+06
0,8 mm	7727	2,86E+06	4,52E+06	8,45E+06
0,7 mm	10709	2,83E+06	4,48E+06	8,32E+06
0,6 mm	13160	2,83E+06	4,43E+06	8,21E+06
0,5 mm	15951	2,68E+06	4,38E+06	7,87E+06
0,45 mm	31895	2,65E+06	4,31E+06	7,73E+06
0,4 mm	85154	2,63E+06	4,03E+06	7,68E+06



Gráfica 3.4 Sensibilidad de la malla del pilar protésico.

Tabla 3. 9 Variabilidad de los esfuerzos de Von Mises en un elemento establecido del implante cilíndrico, para distintos tamaños de malla.

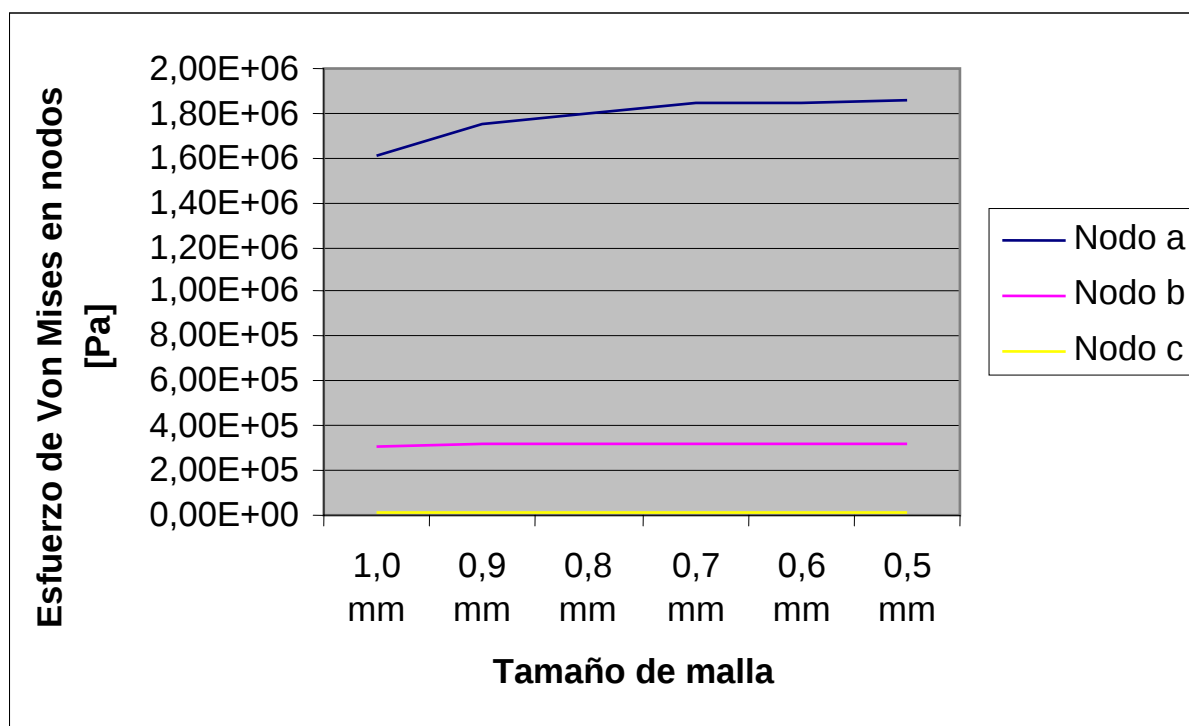
Tamaño de malla	Nº Nodos	Esfuerzo de Von Mises [Pa] Nodo a	Esfuerzo de Von Mises [Pa] Nodo b	Esfuerzo de Von Mises [Pa] Nodo c
1,0 mm	5559	1,03E+06	1,68E+05	1,88E+04
0,9 mm	7294	9,33E+05	1,72E+05	1,87E+04
0,8 mm	8983	9,11E+05	1,73E+05	1,91E+04
0,7 mm	10855	9,08E+05	1,78E+05	1,93E+04
0,6 mm	16019	9,03E+05	1,79E+05	1,95E+04
0,5 mm	30739	9,02E+05	1,82E+05	2,08E+04
0,4 mm	93546	9,02E+05	1,90E+05	2,10E+04



Gráfica 3.5 Sensibilidad de la malla del implante cilíndrico.

Tabla 3. 10 Variabilidad de los esfuerzos de Von Mises en un elemento establecido del implante cónico, para distintos tamaños de malla.

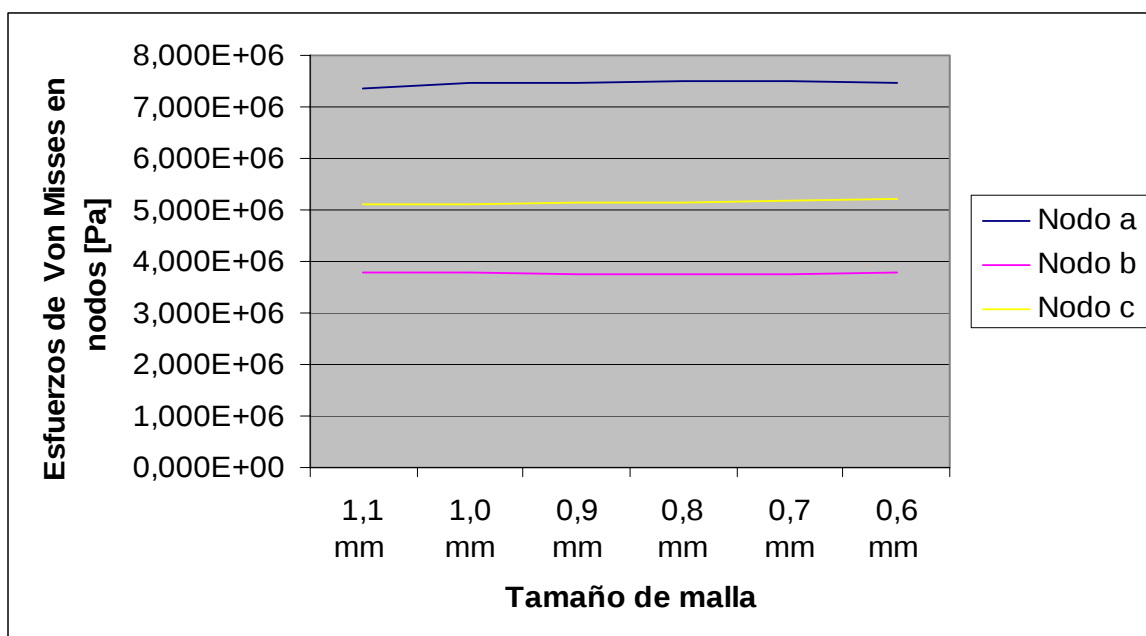
Tamaño de malla	N° Nodos	Esfuerzo de Von Mises [Pa] Nodo a	Esfuerzo de Von Mises [Pa] Nodo b	Esfuerzo de Von Mises [Pa] Nodo c
1,0 mm	8517	1,61E+06	3,13E+05	1,58E+04
0,9 mm	9633	1,75E+06	3,17E+05	1,60E+04
0,8 mm	10881	1,80E+06	3,18E+05	1,61E+04
0,7 mm	12990	1,84E+06	3,19E+05	1,61E+04
0,6 mm	18526	1,84E+06	3,19E+05	1,62E+04
0,5 mm	26757	1,85E+06	3,20E+05	1,62E+04



Gráfica 3.6 Sensibilidad de la malla del implante cónico.

Tabla 3. 11 Variabilidad de los esfuerzos de Von Mises en un elemento establecido de la sección maxilar, para distintos tamaños de malla.

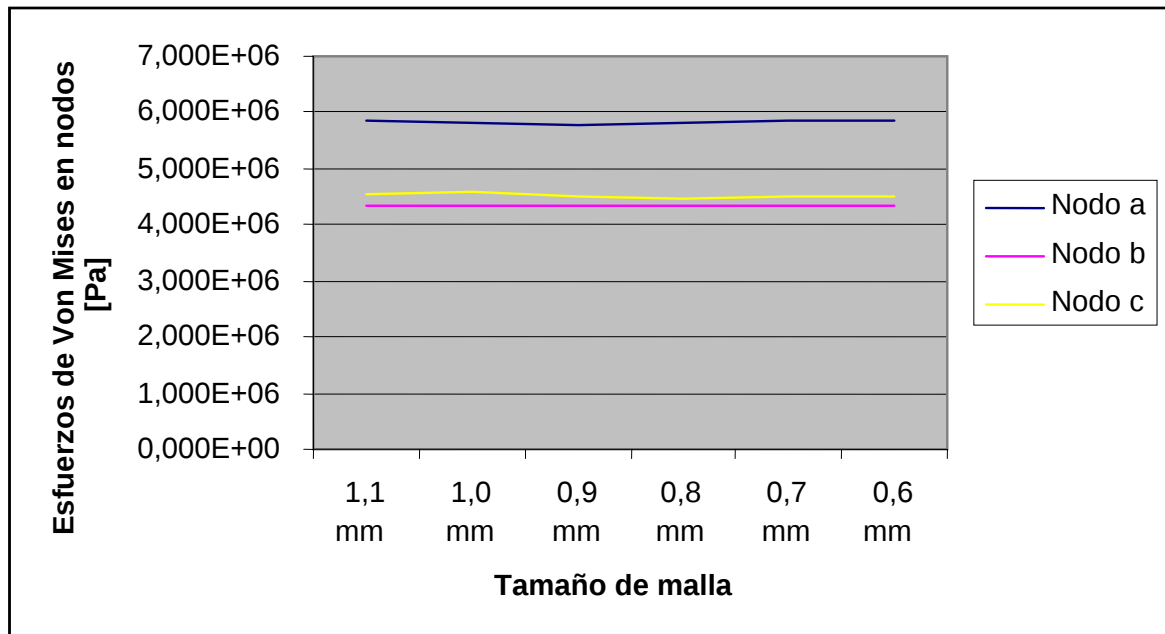
Tamaño de malla	N° Nodos	Esfuerzo de Von Mises [Pa] Nodo a	Esfuerzo de Von Mises [Pa] Nodo b	Esfuerzo de Von Mises [Pa] Nodo c
1,1 mm	62004	7,370E+06	3,783E+06	5,120E+06
0,9 mm	69669	7,478E+06	3,785E+06	5,123E+06
0,8 mm	82112	7,461E+06	3,761E+06	5,137E+06
0,7 mm	100502	7,506E+06	3,766E+06	5,141E+06
0,6 mm	130628	7,512E+06	3,766E+06	5,188E+06
0,5 mm	169674	7,447E+06	3,787E+06	5,230E+06



Gráfica 3.7 Sensibilidad de la malla de la sección maxilar.

Tabla 3. 12 Variabilidad de los esfuerzos de Von Mises en un elemento establecido de la corona protésica, para distintos tamaños de malla.

Tamaño de malla	N° Nodos	Esfuerzo de Von Mises [Pa] Nodo a	Esfuerzo de Von Mises [Pa] Nodo b	Esfuerzo de Von Mises [Pa] Nodo c
1,1 mm	78698	5,838E+06	4,328E+06	4,525E+06
0,9 mm	81562	5,826E+06	4,338E+06	4,577E+06
0,8 mm	85076	5,790E+06	4,326E+06	4,487E+06
0,7 mm	88816	5,799E+06	4,329E+06	4,467E+06
0,6 mm	104580	5,843E+06	4,329E+06	4,500E+06
0,5 mm	186973	5,867E+06	4,323E+06	4,521E+06



Gráfica 3.8 Sensibilidad de la malla de la corona protésica.

3.10 Discretización Geométrica

La sección del maxilar, la corona protésica y el implante dental fueron discretizados con elementos finitos tetraédricos empleando la herramienta de generación de malla del software **CosmoWorks**®. Se aplicó un control de mallado en los sectores en donde la geometría lo exigía. La sección maxilar consta de 52517 elementos, la corona protésica requirió de 71391 elementos, mientras que el implante dental se constituyó con 3404 elementos para el pilar protésico y 15740 para el implante cónico.

Para el ensayo de cargas axiales y transversales, se dispuso un modelo cilíndrico de hueso trabeculado de 147879 elementos, y un modelo cilíndrico de hueso cortical de 12653 elementos, el implante dental cónico en 59281, el implante dental cilíndrico en elementos y el pilar protésico con 3556 elementos.

Capítulo 4

Análisis de resultados

4.1 Criterios de Falla

Para analizar y discutir los resultados obtenidos, se debe establecerse un criterio acerca del mecanismo de falla de un material, lo que hará posible establecer los efectos del estado de esfuerzo del material. Para dicho fin se aplicará el criterio de Von Mises.

Se definirá como límite permisible el valor de estado de esfuerzos en el cual el material comienza a presentar un inminente daño en su estructura. En este estudio se tomará el esfuerzo último de tensión del hueso trabecular y el esfuerzo a la fluencia del hueso cortical como límites permisibles. Estos valores son significativamente bajos si se comparan con los valores permisibles de los materiales que componen la prótesis.

Autores como Carvalho (2003), Tada et al (2003) e Himnolova (2004), aplican el criterio de Von Mises en estudios del área de implantología dental.

4.2 Criterio de Von Mises

Este criterio se basa en el cálculo de la energía de distorsión en un material sometido a esfuerzos, es decir, de la energía asociada a los cambios de forma de dicho material (distinto de la energía asociada con el cambio de volumen del mismo material). De acuerdo con este criterio, un componente estructural no fallará siempre que el máximo valor de la energía de distorsión por unidad de volumen en dicho material sea menor que la energía de distorsión por unidad de volumen requerida para hacer fluir una probeta del mismo material sometida a tensión.

En el caso de un estado general de esfuerzos, el criterio de Von Mises se expresa entonces por la condición:

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

condición que indica que un estado de esfuerzo dado es seguro si el punto de coordenadas definido por los esfuerzos principales $\sigma_a, \sigma_b, \sigma_c$, se localiza dentro de la superficie definida por la ecuación :

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

Puede verificarse que esta superficie es un cilindro de radio $(2/3 \sigma_y)^{1/2}$, con ejes de simetría que forman ángulos iguales con los tres ejes principales de esfuerzo.

El criterio de Von Mises es habitualmente utilizado en modelos numéricos para identificar las zonas críticas o las zonas con mayores sollicitaciones mecánicas.

4.3 Configuración 1

Caso A Implante cónico sometido a carga axial

El implante dental cónico fue sometido a cargas estáticas aplicadas en el pilar protésico en dirección axial. Los esfuerzos generados al aplicar una carga de 7,168N no sobrepasan los valores permisibles del material que constituye el cuerpo óseo circundante (hueso cortical y hueso trabecular). Para una carga de magnitud 12.980N se presentan los primeros estados de esfuerzos que sobrepasan los límites permisibles del hueso trabecular, generándose éstos en la interfase de los dos distintos tipos de huesos, en contacto con el implante. Los niveles de esfuerzos generados en el implante dental y en el pilar protésico se encuentran dentro del rango permisible del material (Ti-6Al-4V).

La figura 4.1 muestra la sección transversal de hueso cortical en contacto con el implante dental cónico sometido a una carga compresiva axial de 10 N.

Realizando un análisis en la sección transversal del hueso trabeculado (Figura 4.1), se observa en general, que los esfuerzos se concentran en los planos externos de la sección ósea, que se encuentran en contacto con el implante dental, siendo éstos sectores propensos a fallar si estos valores se ven incrementados.

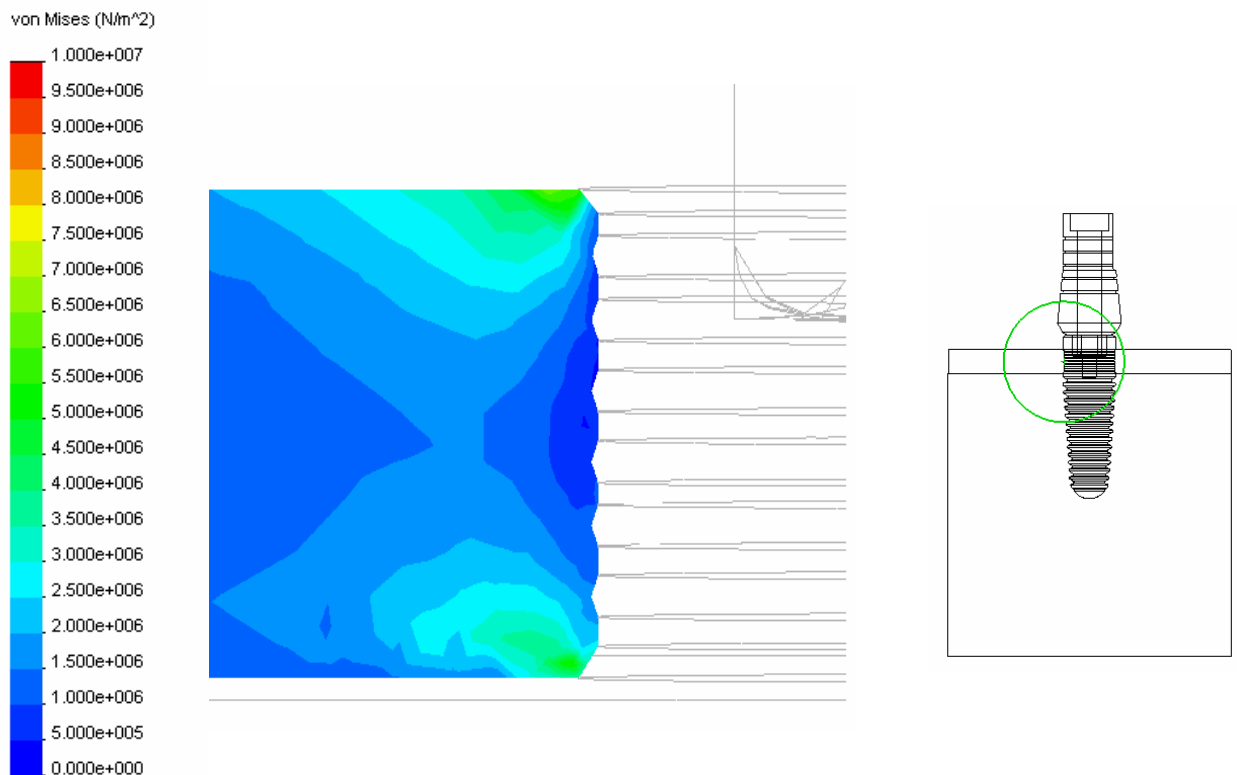


Fig. 4.1 Distribución de esfuerzos en el hueso cortical generado por un implante dental cónico bajo carga de compresión axial de 10 N.

Dada la distribución y magnitud de los estados de esfuerzos en la sección ósea cortical, se puede asegurar que gran parte de la carga aplicada en el implante es transmitida a éste.

Se evidencia también, una transferencia de esfuerzos homogénea en el sector del hueso cortical en contacto con la zona estriada del implante dental. La figura 4.2 muestra la sección transversal de hueso trabecular en contacto con el implante dental cónico sometido a una carga compresiva axial de 10 N.

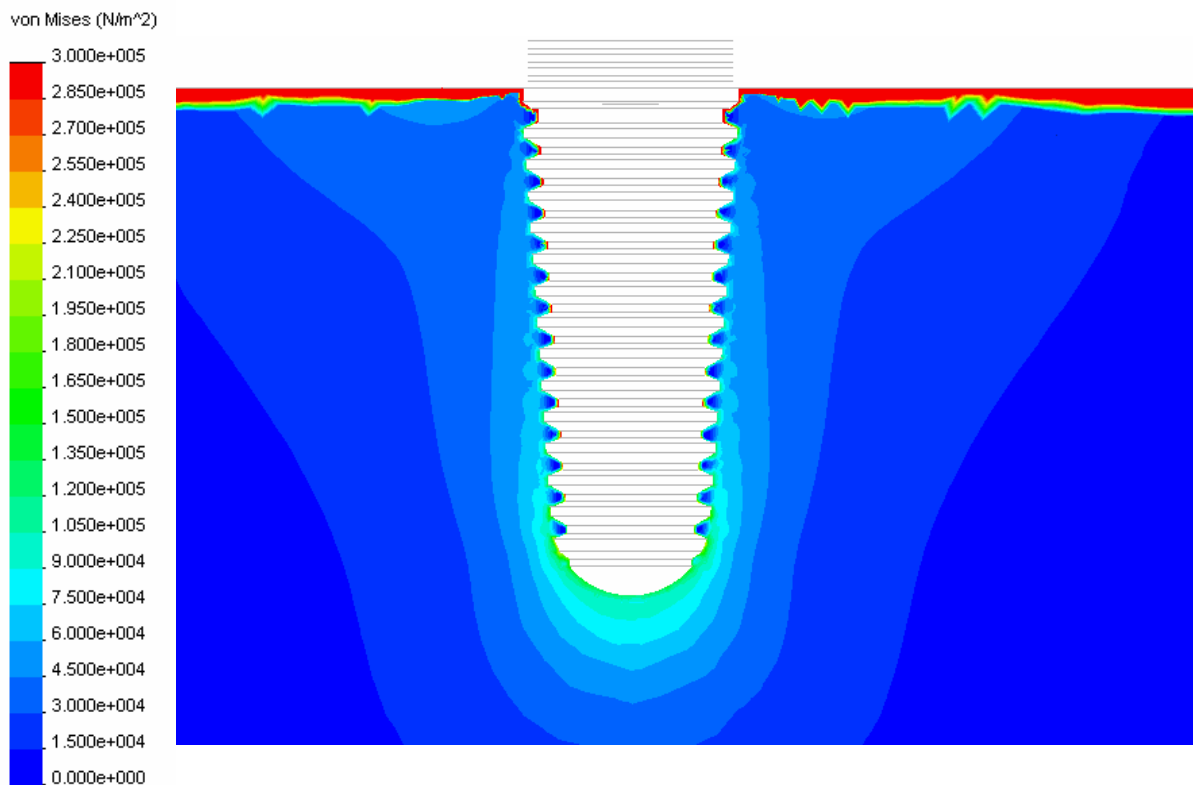


Fig. 4.2 Distribución de esfuerzos en el hueso trabecular generado por un implante dental cónico bajo carga de compresión axial de 10 N.

Al analizar la figura 4.2, se aprecia en el hueso trabecular periférico un aumento progresivo de magnitud del estado de esfuerzos, en dirección al ápice del dispositivo. En sentido perpendicular al eje del implante solo se observan estados de esfuerzos significativos en la periferia inmediata al implante. Se observan elevados estados de esfuerzos en la interfase cortical – trabecular, y en los extremos de los filetes de rosca.

Caso B Implante cónico sometido a carga transversal

Las cargas en dirección transversal al eje del implante fueron aplicadas en una sección plana del pilar protésico. Los esfuerzos generados al aplicar una carga de 7,168 N, no sobrepasan los valores permisibles del material que constituye cuerpo óseo circundante; 10 Mpa y 150 Mpa para el hueso trabecular y hueso cortical respectivamente.

Cargas mayores a 12,05 N, generan estados de esfuerzos mayores a los permisibles en el material del hueso trabecular. Estos esfuerzos se localizan en el material óseo periférico a los hilos de la rosca del implante. Los esfuerzos generados en el implante dental y en el pilar protésico no superan los valores permisibles del material que los compone que son unos 1.05 Gpa para el límite elástico.

La figura 4.3 muestra la sección transversal de hueso cortical en contacto con el implante dental cónico sometido a una carga transversal de 10 N, aplicada en el pilar protésico. Esta sección pertenece al plano que conforma el eje del implante con la carga aplicada.

Analizando la figura 4.3, se observa que las mayores magnitudes de estados de esfuerzos se localizan en el tercio externo del hueso cortical. Esta distribución de esfuerzos se debe a la acción de flexión del implante dental al ser sometido a cargas laterales o transversales. Se aprecia también la uniformidad de magnitudes en la periferia de la zona del hueso en contacto con las estrías del implante. La figura 4.4 muestra la sección transversal de hueso trabecular en donde el implante dental cónico está sometido a una carga transversal de 10 N, aplicada en el pilar protésico. La sección transversal pertenece al plano que conforma el eje del implante con la carga aplicada.

En la figura 4.4 se observa claramente la geometría generada por la distribución de las magnitudes de estados de esfuerzos, de esta manera se aprecia que la zona cercana al ápice del implante es la mas afectada por los esfuerzos

transmitidos. Se aprecia también altos valores de esfuerzos en la periferia de la rosca ósea y la interfase del los huesos cortical-trabecular.

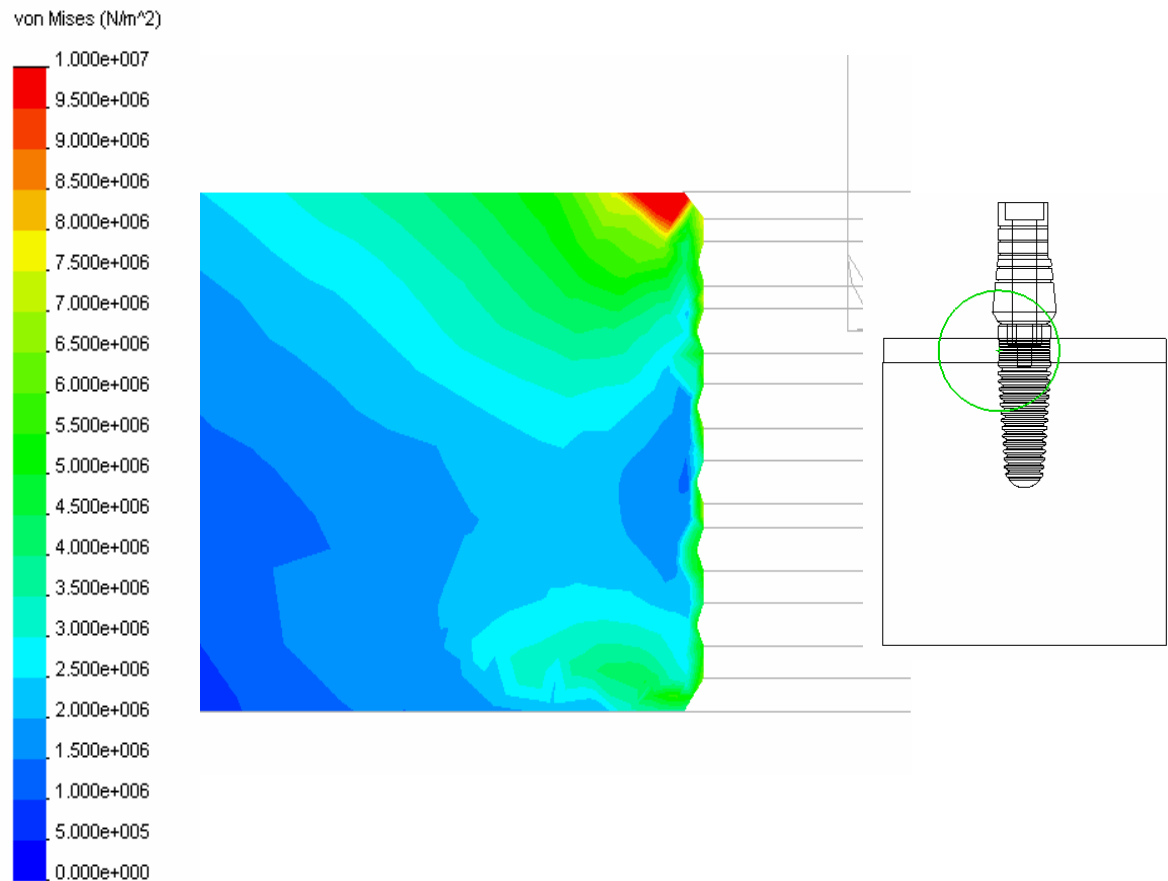


Fig. 4.3 Distribución de esfuerzos en el hueso cortical generado por un implante dental cónico bajo carga de transversal de 10 N.

Cabe destacar que en la zona del hueso trabecular periférico al tercio medio de implante, se aprecian estados de esfuerzos de magnitudes significativas.

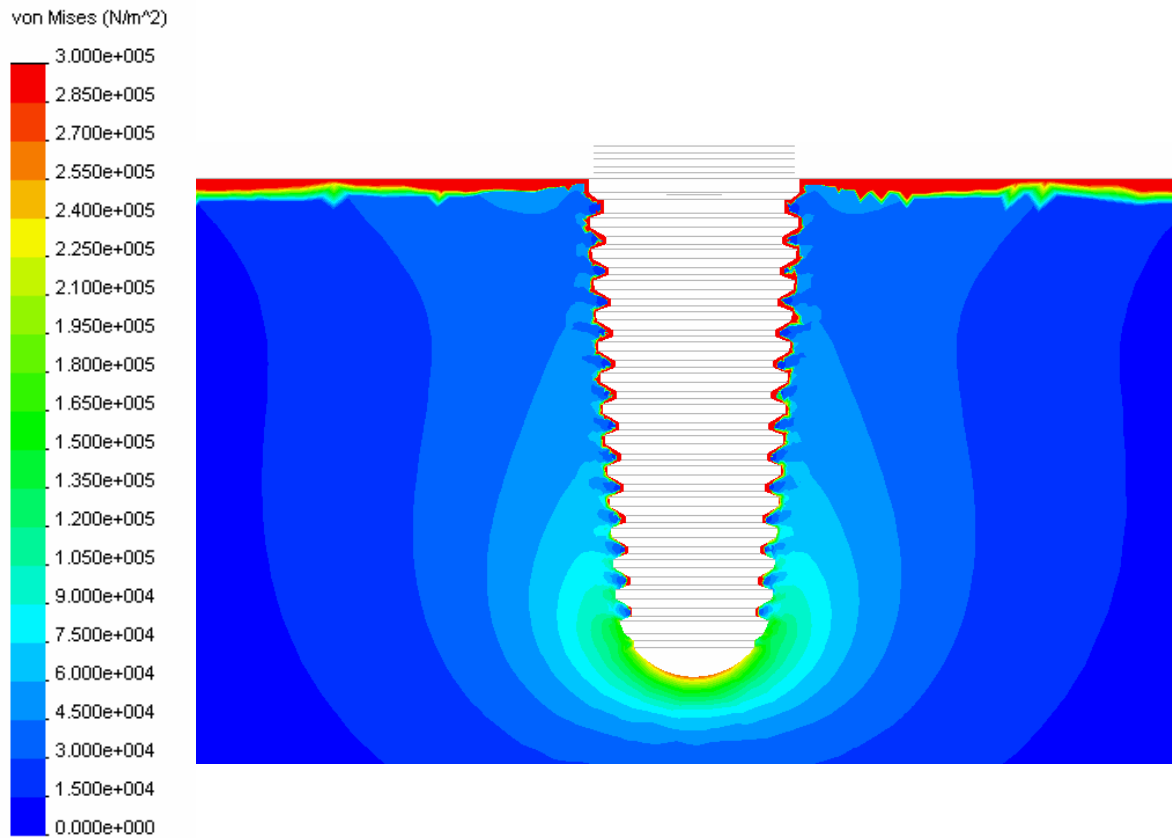


Fig. 4.4 Distribución de esfuerzos en el hueso trabecular generado por un implante dental cónico bajo carga de transversal de 10 N.

Caso C Implante cilíndrico sometido a carga axial

El implante dental cilíndrico fue sometido a cargas estáticas aplicadas en el pilar protésico. Los esfuerzos generados al aplicar una carga de 7,168 N, no sobrepasan los valores permisibles del material que constituye cuerpo óseo circundante; 10 Mpa y 150 Mpa para el hueso trabecular y hueso cortical respectivamente.

Para una carga de magnitud 16,89 N se presentan los primeros estados de esfuerzos que sobrepasan el valor ultimo permisible del hueso trabecular, como lo fue en implante dental cónico, cerca del interfase con el hueso cortical y el implante

dental. Se puede apreciar la distribución de esfuerzos en el hueso cortical alrededor del implante dental cilíndrico sometido a una carga compresiva axial de 10 N (Fig.4.5).

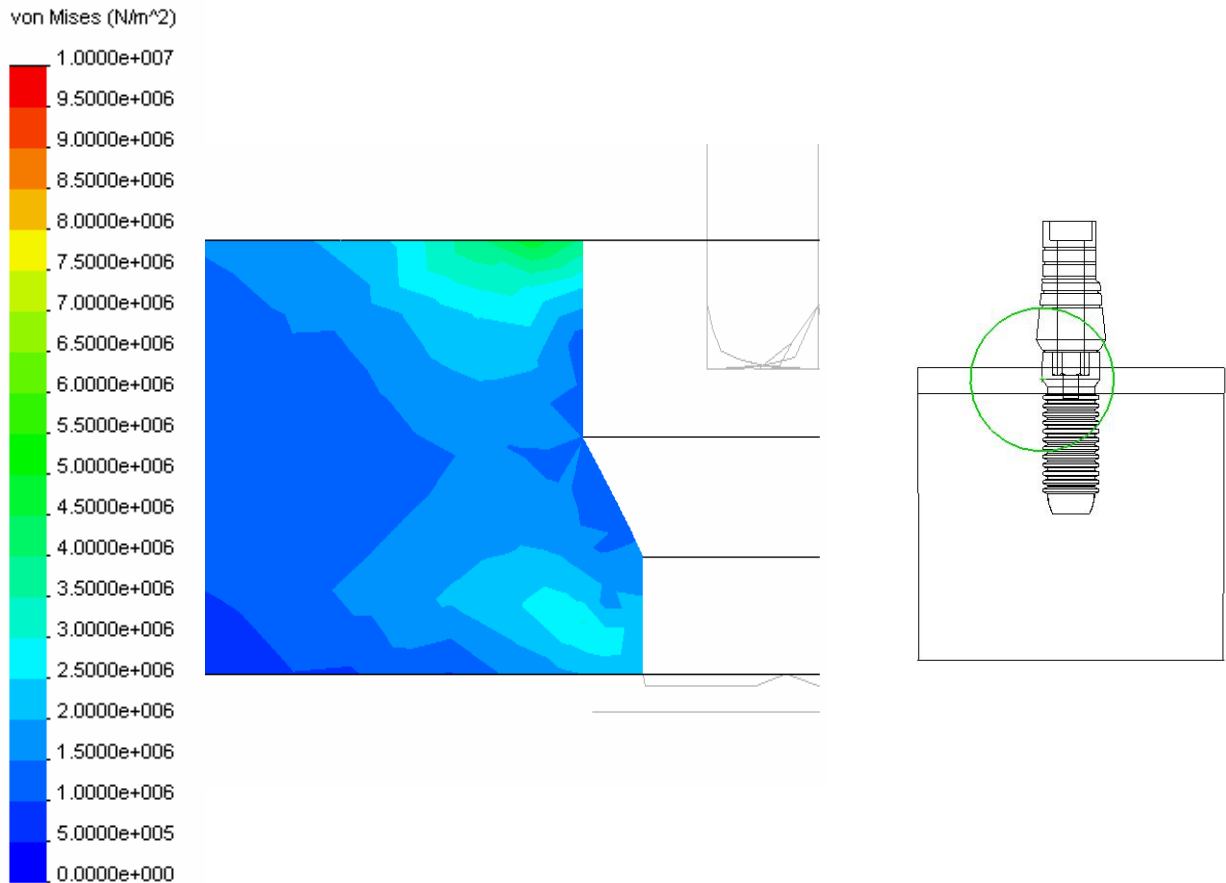


Fig. 4.5 Distribución de esfuerzos en el hueso cortical generado por un implante dental cilíndrico bajo una carga axiales compresiva de 10 N.

En la sección de hueso cortical representada en la figura 4.5, a diferencia de la sección en contacto con el implante dental cónico, muestra una distribución de esfuerzos asimétrica con respecto al plano medio; esto debido a la reducción de la sección transversal en el implante cilíndrico.

Dada la geometría del implante dental cilíndrico y al observar la distribución de estados de esfuerzos en el hueso trabecular (Fig.4.6), se constata que en zonas

como los bordes del ápice del implante, filetes de roscas ósea e interfases del hueso cortical –trabeculado, se presentan fallas en la estructura ósea. También se aprecia una transmisión de esfuerzos significativos de forma lateral por el tercio inferior del implante.

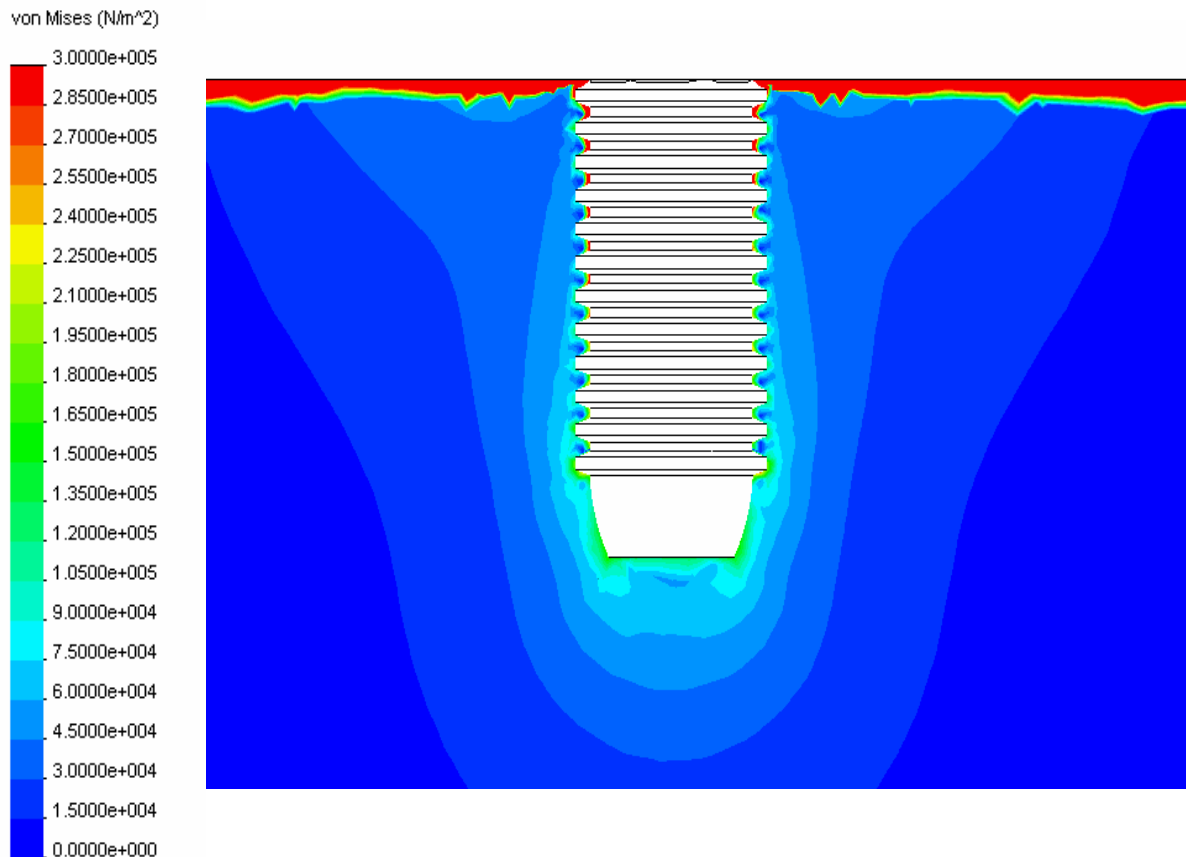


Fig. 4.6 Distribución de esfuerzos en el hueso trabecular generado por un implante dental cilíndrico bajo una carga axiales compresiva de 10 N.

Caso D Implante cilíndrico sometido a carga transversal

Las cargas en dirección transversal al eje del implante fueron aplicadas en una sección plana del pilar protésico. Los esfuerzos generados al aplicar una carga de

7,168 N, no sobrepasan los valores permisibles del material que constituye cuerpo óseo circundante (hueso cortical y hueso trabecular).

Cargas mayores a 13,16 N, generan estados de esfuerzos mayores a los permisibles en el material del hueso trabecular. Estos esfuerzos se localizan en el material óseo periférico a la sección cónica sin roscado del implante dental (Fig. 4.7). Los esfuerzos generados en el implante dental y en el pilar protésico no superan los valores permisibles de la aleación de titanio ($S_{uy} = 1.05 \text{ GPa}$)

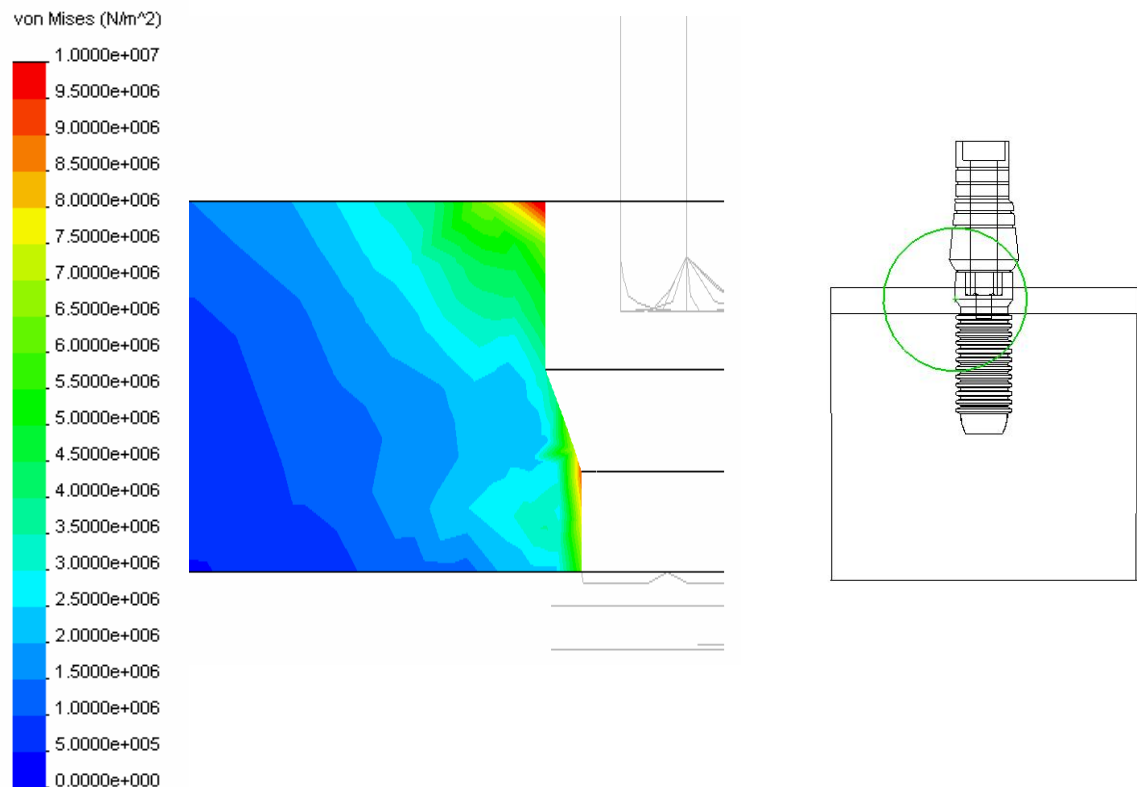


Figura 4.7 Distribución de esfuerzos en el hueso cortical generado por un implante dental cilíndrico bajo una carga transversal de 10 N.

Al analizar y discutir la figura 4.7, se observa que los puntos y zonas donde se concentran los mayores estados de esfuerzos se presentan en el plano como ángulos cerrados de hueso cortical en contacto con el implante dental cilíndrico.

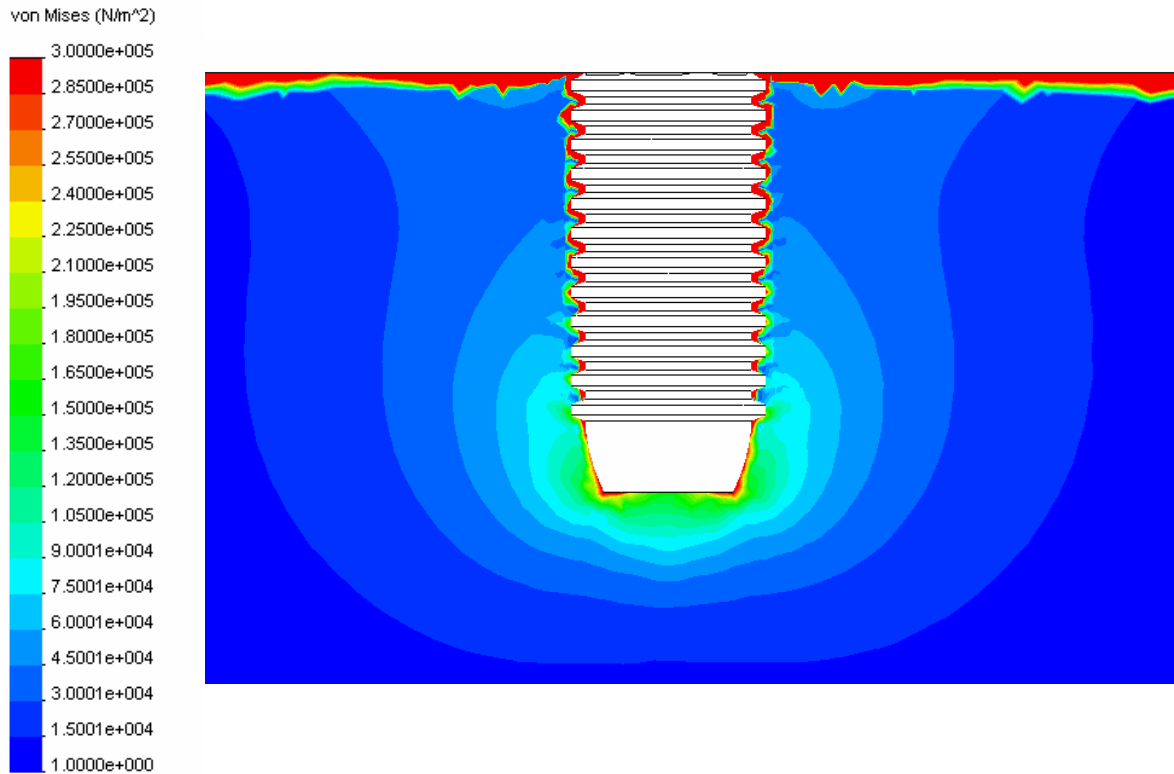


Figura 4.8 Distribución de esfuerzos en el hueso trabecular generado por un implante dental cilíndrico bajo una carga transversal de 10 N.

Si comparamos los resultados presentados en la figura 4.8, donde se muestra una sección de hueso trabecular con un implante dental cilíndrico sometido a una carga transversal de 10 N, con los resultados del implante dental cónico (Fig. 4.4); podemos notar una mayor transferencia de cargas hacia el hueso en dirección perpendicular al eje del implante, en el tercio distal del dispositivo. Se aprecia también altas magnitudes de estados de esfuerzos en el filete de la rosca ósea y la interfase el hueso cortical-trabecular.

4.4 Configuración Real

La carga oclusal fue aplicada en la cara palatina de la corona protésica, en una área de 1.07 mm^2 . Esta carga fue transmitida al pilar protésico, luego transmitida al implante dental y finalmente la carga se transmite al material óseo que compone el maxilar superior. Al analizar la distribución de estados de esfuerzos en el dispositivo protésico constituido por el implante dental, el pilar protésico y la prótesis clínica (corona), se comprobó que éstos no superan los valores permisibles del material que los compone, solicitando solo un 2,5 % de la prestación elástica del material (Ti-6Al-4V). Sin embargo se observaron valores significativos de estados de esfuerzos en zonas de contacto entre el implante dental y pilar protésico, y la sección estriada que contacta con el reborde óseo (figura 4.9).

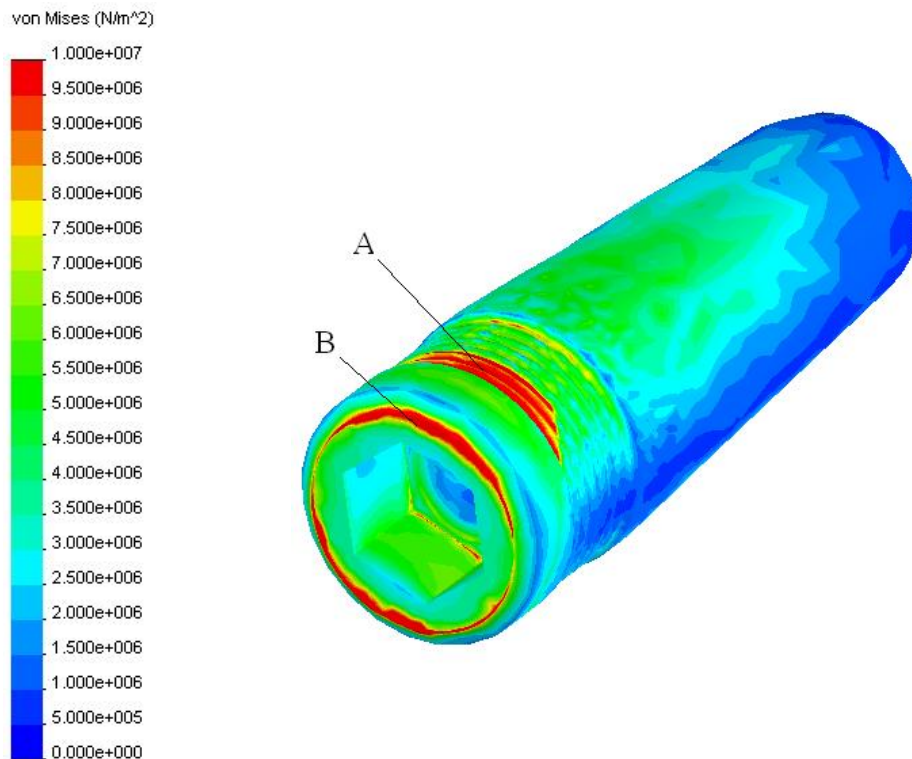


Figura 4.8 Distribución de esfuerzos en el hueso implante dental cónico bajo una carga de oclusión de 7,168 N; se aprecia zonas de contacto entre el implante dental y pilar protésico (B), y la sección estriada que contacta con el reborde óseo (A).

Dado que en la configuración real se reprodujo un caso de edentulismo parcial o pérdida del incisivo superior izquierdo, se trata del caso más complejo desde el punto de vista mecánico y prostodóntico, ya que la carga aplicada tendrá un componente en dirección axial del implante y un componente transversal. Este componente de carga transversal ejerce un momento de flexión en el sistema, produciendo y transmitiendo altos estados de esfuerzos en el hueso receptor. También existe un componente de carga que genera un momento torsor en el implante; estos valores generalmente son despreciables debido a las direcciones de las cargas aplicadas y los principios prostodónticos.

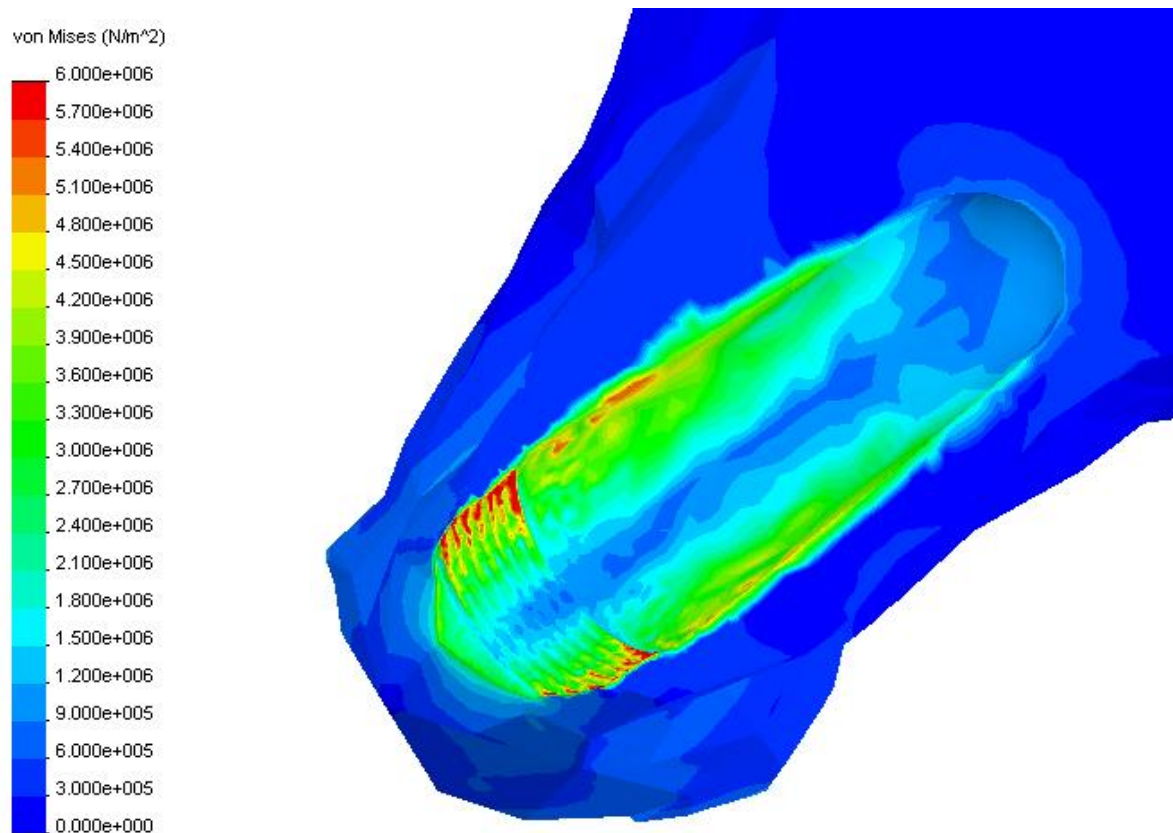
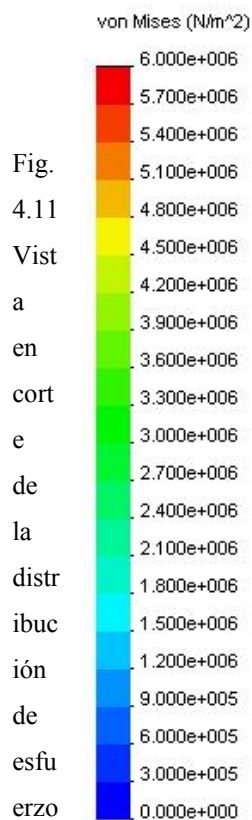


Fig. 4.10 Vista en corte lateral de la distribución de esfuerzos en maxilar superior, generado por un implante dental cónico sometido a una carga oclusal de 7.168 N.



Realizando una análisis de las distribución de estados de esfuerzos (fig. 4.10 y fig. 4.11), se observa una concentración de altos valores de estados de esfuerzos ubicados en el plano formado por el eje del implante y la fuerza oclusal resultante.

La mayor magnitud del esfuerzo presente en el maxilar superior sobrepasaba en un 6,6 % a los límites elásticos del material óseo. Éstos se localizaban en sectores que estaban en contacto con el tercio externo del implante dental; concentrándose principalmente en el reborde óseo. No se aprecia transmisión de cargas significativas en sentido lateral y axial del implante dental.

Conclusiones y recomendaciones

Conclusiones

En este trabajo se evaluó el sistema implante dental -maxilar por el método de elementos finitos. Para esto se desarrollaron modelos de secciones óseas, implantes dentales y coronas protésicas. Este estudio permitió determinar las zonas del sistema más propensas a fallas, así como las magnitudes de las cargas oclusales máximas que se pueden aplicar sin ejercer daño permanente en el sistema.

En forma general se puede concluir que:

- La relación entre la ingeniería y las prácticas odontológicas se profundiza a medida que las herramientas de la ingeniería respondan de forma más efectivas a los requerimientos de calidad y confiabilidad impuesto por el escenario clínico.

El método de los elementos finitos (MEF) es una herramienta de gran utilidad para la simulación de dispositivos de transmisión de cargas como los implantes dentales endoóseos y prótesis clínicas. El MEF permite incluir complejas condiciones de carga, propiedades mecánicas y condiciones de borde.

- A medida que se perfeccionan las técnicas computacionales y se profundice en el comportamiento biomecánico del sistema estomatognático se obtendrán mejores aproximaciones en los resultados arrojados por el MEF.

Específicamente se concluye que:

- Se logró la reproducción fidedigna del maxilar superior del paciente seleccionado para el estudio, utilizando la información proveniente de tomografías axiales computarizadas.
- Se reprodujo digitalmente la geometría compleja de la corona protésica del incisivo superior izquierdo mediante escaneo 3D.
- Se describió la geometría descrita por los campos de tensiones generados por los implantes dentales cilíndrico y cónico, en los cuerpos óseos sometidos a cargas axiales y cargas transversales.
- Los implantes dentales estudiados no presentaron fallas estructurales al ser sometidos a cargas productos de la oclusión. Esto siempre que las cargas aplicadas sean del tipo estático.
- Se constató que al ser aplicadas las cargas de oclusión, el implante dental cónico sustituto del incisivo central superior derecho, es sometido principalmente a esfuerzos de flexión, lo cual provoca que las cargas transmitidas al material óseo del maxilar superior se ubiquen cerca del reborde óseo.
- Los resultados obtenidos deben ser observados como resultados parciales por varias razones:
 - El sistema fue evaluado bajo cargas estáticas solamente.
 - Las magnitudes y direcciones de las cargas oclusales y de masticación aplicadas en el sistema no se conocen con la exactitud deseada.
 - En una de las configuraciones ensayadas se simuló el cuerpo óseo como un único material, homogéneo e isotrópico.

Recomendaciones

- Se deben emplear programas de simulación y análisis numéricos más adecuados para el desarrollo de modelos de bioingeniería. Así como la aplicación de códigos computacionales que permitan el modelado de materiales complejos, como es el caso de los cuerpos óseos.
- Se deben utilizar propiedades mecánicas de los cuerpos óseos acordes a las zonas anatómicas reconstruidas.
- Futuros modelos de implantes dentales deben reproducir características como la rugosidad.
- En futuros estudios por elementos finitos se debe analizar el modelo bajo cargas cíclicas o alternas, dado que elementos como los implantes dentales tienden a fallar bajo esta modalidad de carga.
- El modelado y simulación de los maxilares presenta una gran complejidad debido a la geometría y constitución de cuerpos óseos. Por lo que se hace necesario una mejor utilización de la información disponible en las tomografías axiales computarizadas.

Bibliografía

- Adell, R. Brånemark, P. I. Lekholm, U. Rockler, B. (1981). A 15 year study on osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Internatioanl of journal Oral Surgery , Vol (10),** N° 6. 387-416.
- Albrektsson, T. Brånemark, P.I. Hansson, H.A. Lindstrom, J. (1981). Osseointegrated titanium implants. **Acta Orthop Scand, Vol (52).** 155-170.
- Albrektsson, T. Johansson, C.B. Sennerby, L. (1994) Biological aspects of implant dentistry: Osseointegration. **Periodonto 2000 . Vol 4 .** 58-73
- Aprile, H. Figón, M. (1960). **Anatomía Odontológica.** El Ateneo Editorial. Buenos Aires.
- Ash, M. M. (1993). *Anatomía Dental, Fisiología y Oclusión de Wheeler.* McGraw Hill. México.
- Ashman, R.B. Cowin, S. C. van Buskirk, W. C. Rice, J.C. (1984). A continuous wave technique formeasurement of elastic properties of cortical bone, **Journal of Biomechanics, Vol 17.** p.349-361.
- ASTM F67-00. Standard Specification for Unalloyed Titanium for Surgical Implant Applications (UNS R50250, UNS R50400, UNS R50550, UNS R50700) **ASTM International / 10-May-2000 / 4 pages**
- Bernard, B. (1992). Calcium metabolism and bone mineralization. **Bone Metabolism and Mineralization, Vol 4.** Boca Raton. Hall B. CRC Press. 73-98.
- Bijlani, M, Lozada, J. (1996). Immediately loaded dental impants- influence of early fuctional contacts on implant stability, bone level , integrity an soft quality: A restrospective 3 and 6 year clinical analysis. **Int J Oral Maxillofacial Implant, Vol 11.** 126-127.

- Borchers, L. Reichart, P. (1983). Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stage of interface development. **J. Dent. Res. Vol 62**, n.2, p. 155-159.
- Brånemark, P.I. (1983). Osseointegration and its experimental background. **J.Prosthet. Dent., V. 50**, p. 398-410.
- Brånemark P.I. (1985). Introduccion to Osseointegration Tissue. En: Branemark Per- Ingvar, editor. Quintessence Publishing Co. **Tissue-Integrated Prostheses. Osseointegration in clinical**, Germany, 11-76.
- Breme, J. Biehl, V. (1998). Metallic biomaterials. En “Handbook of Biomaterials Properties”; eds.Black J, Hasteing G. Chapman & Hall, London p.135.
- Brisman. D. I. (1996). The effect of speed, pressere, and time on bone temperature during the drilling on implant sites. **International Journal of Maxillofacial Implants. Vol 11**, N° 35, p. 35-37.
- Buckwalter, J. A. Glimcher, M.J. Cooper, R.R. (1995a). Bone Biology. Part I: Structure, Blood Suply, Cells, Matrix, And Mineralization, **J. Bone and Joint Surgery, Vol 77 A(8)**. p. 1256-1275.
- Buckwalter, J. A. Glimcher, M.J. Cooper, R.R. (1995b). Bone Biology. Part II: Formation, Form, Modeling, Remodeling and Regulation of Cell Function, **J. Bone and Joint Surgery, Vol 77 A(8)** p.1276-1289.
- Buckwater, J. GLimcher, M. Cooper, R. Recaer, R. (1996). Bone Biology I: Structure, blood supply, cells, matri, and mineralization. **Instr Course Lect. Vol 45**. p. 317-386.
- Buser, D. Mericske-Stern, R. Bernard, JP. Behneke, A. Behneke N, Hirt HP, Belser, UC. Lang, NP. (1997). Long-term evaluation of non-submerged ITI impant. Part 1: 8 year life table analysisof prospective multi-center study with 2359 implants. **Clin Oral Implants Res Vol. 8**. p. 161-172.

- Carranza, F. Newman, M. (1998) *Periodontología Clínica*. 8va Edic. Mc.Graw-Hill.México.
- Carvalho, L (2003) *Finite element analysis of a dental implant system with an elastomeric stress barrier* . **2003 Summer Bioengineering Conference, June 25-29, Sonesta Beach Resort in Key Biscayne, Florida.**
- Castillejo, A. Díaz, R. (2006). *Diseño de un clavo intramedular bloqueado para huesos metacarpianos de la mano empleando biomateriales*. Tesis de grado. Universidad Central de Venezuela, Facultad de Ingeniería, Escuela de Mecánica. Caracas.
- Cehreli, M. Duyck, J. De Cooman, M. Puers, R. Naert, I. (2004) Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. **Clin. Oral Impl. Res. Vol 15**, p. 249–257
- Cerrolaza, M. Müller- Karger, C. (2003). *Bioingeniería en Iberoamérica, avances y desarrollo*. Ed. CIMNE , Barcelona, España
- Chang, Y.L. Lew, D. Park, J.B. Keller, J.C. (1999) Biomachanical and morpholmetric analysis of hydroxiapatite-coated implant with varying crystalinity. **J Oral Maxillofac Surg. Vol. 57**, p.1096-1108.
- Comín M., Peris J. L., Prat J. M., Dejoz J. R., Vera P. M., Hoyos J. V., (1999). *Biomecánica de la fractura ósea y técnicas de reparación*. Instituto de Biomecánica de Valencia, ISBN 84-923974-5-4.
- Conrado, A. (2004). *Tratamiento de superficies sobre titanio comercialmente puro para la mejora de la osteointegración de los implantes dentales*. Tesis Doctoral. Universidad Politécnica de Catalunya. Barcelona.
- Cooper L.F.(1998) Biologic determinats of bone formation for osseointegration : Clues for future clinical improvements. **The Journal of prosthetic dentistry. Vol 80**, p.439-449.

- D'Amico, D. (2003). **Apuntes de cátedra: Aceros Inoxidables y Aleaciones especiales.** Universidad Nacional de Mar del Plata. Facultad de Ingeniería. Mar de Plata.
- D'Amico, D. (2006). *Diseño de un Implante de Articulación Gleno-Humeral.* Tesis Doctoral. Universidad Nacional de Mar del Plata. Buenos Aires.
- Dubeull, E. L (1990). *Anatomia Oral* . Edit Doyma. Barcelona. España.
- Ericsson I, Randow K, Peterson A. (1997) Some clinical and radiographical features of submerged and non-submerged titanium implants. A 5 year follow-up study. **Clin Oral implants Res. Vol 8**, p. 422-426.
- Espósito M. (2001). *Titanium for dental implants (I).* "Titanium in medicine: material science, surface science, engineering, biological responses and medical applications"; eds. Brunette DM. Berlín.
- Fehrenbach. M.J, Herring. S.W. (1997). *Anatomía Ilustrada de Cabeza y Cuello.* ; Editorial KC. McGraw Hill. Interamericana. México.
- Ferreira. L, Teragni. E. (1995). *Atlas Fotográfico de Anatomía Humana.* Weber Ferrer. Argentina.
- Fiorellini JP, Engerbretson SP, Donath K, Weber HP. (1998). Guided bone regeneration utilizing expanded polytetrafluoroethylene membranes in combination with submerged and nonsubmerged dental implants in beagle dog. **J Periodontology Vol. 69**, p. 528-535.
- Fred W. Beaufait. (1981). *Análisis estructural.* Editorial Prentice/ Hall Internacional. España
- Galvis, M (2006). *Determinación de parámetros críticos en implantes dentales cónicos basado en cálculo de esfuerzos.* Tesis de maestría. Universidad Santa María, Caracas.

- Geramy, A, Morgano, S. (2004). Finite element análisis of three designs o fan implant-supported molar crown. **The Journal of Prosthetic Dentistry. Vol. 92**, Num. 5.
- Goel, V. Gilbertson, L(1995). Applications of the finite element method to thoracolumbar spinal research past, present and future. **Spine J, Vol. 20**, p. 508-516.
- Gross, A.K. Berndt, Ch.C. Goldschlag, D. D. Iacono, V. J. (1997). In vitro changes of oral maxillofacial implant, **Journal of Oral & Maxillofacial Implants ; Vol 12(5)** 589-597.
- Guerra, Rafael. Mora, Wilmer.(2001) *Simulación y análisis numérico de un implante intervertebral por el método del os elementos finitos*. Trabajo especial de grado. Facultad de Ingeniería, Escuela de Mecánica. Universidad Central de Venezuela. Caracas.
- Hasseler, C. R . Rybicki, E. F. Cummings, K. D. Clark,L.C.(1977). Quantitation of compressive stressand effects upon bone remodeling. **Bull Hosp Bone Joint Res. Vol. 38** , p. 90-93.
- Haug, E. Komkov, V. Choi, K. (1986) *Design Sensibity Analysis of Structural Systems*. Academic Press, Orlando.
- Heidari, B. Najarian, S. (2000). Prediction of load sharing among lumbar spine, using finite element approach. *12º Conference of the European Society of Biomechanics , Dublin .*
- Himmlová, L (2004) *Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis* .**The Journal of Prosthetic Dentistry, Vol 91**, Pag 20-25.
- Jaffin, C.L. (1991). *The excessive loss of Branemark fixture in type IV bone: A 5-year analysis*. **J Periodontol. Vol 62**, p. 2-4.

- Jeffrey, P. Okeson, M. (1999). *Tratamiento de Oclusión y Afecciones Temporomandibulares*. 2ª Ed. Elsevier España.
- Kinni, M.E. Hokoma, S.N. Caputo, A.A. (1987). Force transfer by osseointegrated implant devices. **The international journal of oral maxillofacial implant.** Vol 2, p. 11-14.
- Kitamura, E. Stegaroiu, R. Nomura, S. Miyakawa, O. (2004) Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. **Clin Oral Impl. Res.** Vol.15, p. 401-412
- Kitoh, M. Matsushita, Y. Yamaue, S. Ikeda, H. Suetsugu, T. (1988). The stress distribution of the hydroxyapatite implant under the vertical load by the two- dimensional finite element method. **J. Oral Implant.** Vol. 149, n. 1. p. 65-71.
- Klauber, C. Lenz, L. Henry, P. (1990). Oxide thickness and surface contamination of six endosseous dental implants determined by electron spectroscopy for chemical analysis: a preliminary report. **The international journal of oral maxillofacial implant.** Vol.5, p. 264-271.
- Kregzde, M. (1993). A method of selecting the best implant prosthesis desing using three-dimensional finite element analysis. **The international journal of oral maxillofacial implant.** Vol. 8, p.662-673.
- Lake, F. (1993). *Biología ósea básica en implantología. “Implantes Dentales endoóseos”*; ed. McKinney RV Jr. Morsby, Barcelona.
- Lang, R. Wetzel, A. Stich, H. Caffesser, R. (1994). **Oral Implantology**. 2 (1) Illinois: QUINTESSENCE Publishing Co. Inc. pp: 191-201
- Larsson, C. Esposito, M. Liao, H. Thomsen, P. (2001). *The titanium.bone interface in vivo.* “Titanium in medicine: material science, surface science,

engineering, biological responses and medical application"; eds. Brunette DM, Telgvall P, Textor M, Thomsen P. Springer Verlag, Berlin p. 587-648.

- Latarjet, A. Ruiz, A. (2001) *Anatomía Humana. Vol 1. Ed. Médica Panamericana*. Buenos Aires.
- Lekholm, U. Zarb, G.A. (1985). Patient Selection and Preparation. In Branemark, PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-Integrated Prostheses, Prostheses, Osseointegration in Clinical Dentistry*. Ed. Quintessence. Berlin.
- Lindahl, D. (1997). Mechanical Properties of dried defatted spongy bone. **Acta Orthopedic Scandinave, Vol. 47**, p. 11-19.
- Mailath, G. Stoiber, B. Watzek, G. Matejka, M. (1989) Die Knochenresorption an der Eintrittsstelle osseointegrierter Implantate-ein biomechanisches Phänomen. **Eine Finite Element-Studie. Z. Stomat. Vol. 86**, n.4, p. 207-216,.
- Masuda, T. Yliheikkilä, P. K. Felton, D. Cooper, L. (1998). Generalization Regarding the Process and Phenomenon of osseointegration. Part I. In vivo Studies. **The International Journal of Oral Maxillofacial Implants; Vol. 13(1)**. p. 17-29.
- Matsushita, Y. Kitoh, M. Mizuta, K. Ikeda, H. Suctsugu, T. (1990) Two dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants : diameter effects on stress distribution. **J. Oral Implant., v. 6, n.1**, p. 6-11.
- Meijer, H. J. Starman, F. J. Steen, W. H. Bosman, F. (1993). A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. **Arch Oral Biol v. 38, n. 6**, p. 491-496.
- Meroueh, K. A. Watanabe, F. Mentag, P. J. (1987). Finite element analysis of partially edentulous mandible rehabilitated with an osseointegrated cylindrical implant. **J. Oral Implant., v. 13, p. 2**, p. 215-238.

- Misch C.E. (1990) Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing and progressive bone loading. **Int J Oral Implantol. Vol.6(2)**, p. 23-31
- Misch, C.E. (1995a). *Densidad del hueso: efectos sobre el tratamiento, la planificación, el abordaje quirúrgico y la cicatrización. Implantología Contemporánea*. Ed. Mosby .España.
- Misch, C.E. (1995b). *Implantología contemporánea*. Ed. Mosby/Doyma Libros. Madrid.
- Misch, C.E. (1995c). *Diagnóstico y planificación del tratamiento Implantológico*. Publicaciones Mosby. ed, Implantología Contemporánea. Madrid, España.
- Misch, C.E. Hoar, J. George, B. Misch, C.M. (1998). A bone quality-based implant system: A preliminar report of stage I & stage II. **Implant Dent . Vol. 7**. p. 35-42.
- Misch, C.E. Qu, Z. (1999). Mechanical properties of trabecular bone in the mandible: Implications for dental implant treatment planning and surgical placement. **J Oral Maxillofac surg. Vol. 57**. p. 700-706.
- Misch, C.E. (2005). *Dental implant prosthetics*, Elsevier Mosby. St Louis Missouri.
- Mott, R. (1995). *Diseño de elementos de máquinas*. (2ª ed.) Prentice Hall. México.
- Muller-Karger, Maria (2001). *Simulación ósea por medio de la versión P del método de los elementos finitos*. Tesis Doctoral. Instituto Nacional de Bioingeniería. Universidad Central de Venezuela, Caracas.
- Nigg, B. Herzog, W. (1999). *Biomechanics of the musculo-skeletal system*. (2ª ed.) Wiley. Inglaterra.

- Oñate, E. (1992) *Calculo de Estructuras por el Método de Elementos Finitos. Análisis estático lineal*. Centro Internacional de Métodos Numéricos en la Ingeniería. Barcelona, España.
- Park J.B. (1983). *Biomaterials Science and Engineering*. University of Iowa, USA.
- Pettermann, H. E. Reiter, T. J. Rammerstorfer, F. G. (1997). Computational Simulation of Internal Bone Remodeling. **Archives of Computational Methods in Engineering**, Vol. 4(4). p.295-323. .
- Pietrokovsky, J. (1975). The Bony residual ridge in man. **J Prosthet Dent**. Vol.34. p. 456- 462.
- Rangert, B. Sullivan, R.M. Jemt, T.M. (1997). Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. **Int J Oral Maxillofac Implants** .Vol. 12. p. 360-370.
- Reilly, D. T. Burstein, A. (1975a). The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. **J. Biomechanics**, Vol. 8. p.393-405.
- Reilly, T. y Burstein, A. (1975b). The mechanical properties of cortical bone. **Journal of Bone Joint Surgery**. Vol 56. p. 1001-1022.
- Rice, J.C. Cowin, S. C. Bowman J. A.(1988). On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density, **J. Biomechanics**, Vol. 21(2). p.155-168.
- Rieger, M. R. Mayberry, M. Brose, M. O. (1990) Finite element análisis of six dental implants. **J. Prosthet Dent**. V.63, n. 6, p. 671-676.
- Saim, S. Akagawa, Y. Wandamoto, M. Sato, Y.(1996). The three-dimensional bone interface of an osseointegrated implant. II : a morphometric evaluation after three months of loading. **The Journal prosthetic dentistry**. Vol. 76. p.176-180.

- Salam El Askary, A. Meffert, R. Griffin, T. (1999). Why do Dental Implants fail? Part I. **Implant Dentistry. Vol. 8 (2).** p. 173-183.
- Schenk, .RK. Buster, D. (1998). Osseointegration : a reality. **Periodontology 2000. Vol. 17.** p. 22-35.
- Siamos, G. Winkler, S. Boberick, K.G. (2002). Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. **J Oral Implantology . Vol. 28.** p. 67-73..
- Siegele, D. Soltesz, U. (1989). Numerical Investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. **The international journal of oral maxillofacial implant. Vol. 4 (4)** 333-340.
- Tada, S. Stegaroiu, R. Kitamura, E. Miyakawa, O. Kusakari, H. (2003) Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. Vol. 18,** Num.3. Pag. 357–368
- The Academia of Prosthodontics. (1994). Glosario of Prosthodontic Terms. **The Journal of Prosthetic Dentistry. Vol. 71 (1).** p. 50-107.
- Tortomano Neto, P. (1992). Estudo da distribuição das tensões transmitidas à mandíbula por um implante oseointegrado, variando-se a espessura do osso cortical e a direção da carga aplicada por meio do método dos elementos finitos. São Paulo. p.47. Mar. Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.
- Truhlar, R. Orenstein, I.H. Morris, I.H. (1997). Distributrion of bone quality in partiens receiving endosseous dental implants. **J oral Maxillofac Surg . Vol. 55.** p. 38-45

- Valentin, I. Taieb, A. Franquin, J. C. Hourri , A. (1990). Analyse de la répartition des contraintes os-implant. Modélisation plane par éléments finis. **Cah. Prothese., vol. 72**, p. 142-153.
- Watanabe, M. Hattori ,Y. Satoh, C. (2005). Biological and biomechanical perspectives of normal dental occlusion. **International Congress Series 1284**. p. 21– 27.
- Wheeler, S.L. (1996). Eight-year clinical retrospective study of titanium plasma-sprayed and hydroxiapatite-coated cylinder implants. **Int J Oral Maxillofac Implants.Vol. 11**. p. 340-350.
- Williams, D.F. (1987). (Ed.). **Definitions in biomaterials: Proceeding of Consensus Conference of the European Society for Biomaterials**, Chester. Progress in Biomedical Engineering. Elsevier, Amstrerdam.
- Wolff. (1892). *Das Gesetz der transformation der Knochen*. Hirschwald., Berlin.
- Zarb, G.A. Schmitt, A. (1995). Implant prosthodontics treatments option for the edentulous atients. **J Oral Rehabil. Vol. 22**. p. 661-671.
- Zienkiewics, O. (1980). Método de los elementos finitos. Editorial Reverté S.A., Barcelona. España.

Referencias electrónicas

- Medcyclopaedia – The complete online version of The Encyclopaedia of Medical Imaging by NICER, provided by Amersham Health – www.medcyclopaedia.com
- Tejido óseo (Agosto, 2006). <http://www.herrera.unt.edu.ar>
- Die Mandibula besteht aus (Septiembre, 2006)
<http://www.uni-mainz.de/FB/Medizin/Anatomie/makro1/ma011.htm>

- Imagen de Mandíbula. (Agosto, 2006) <http://www.step.es/mandibula.htm>
- Imagen de articulación temporo-mandibular (Agosto, 2006).
www.step.es/personales/jlarena/graficos/atm2.jpg
- Illustrations by Frank H. Netter. *Interactive Atlas of Human Anatomy* .(Mayo 2006).
- Imágenes médicas. Músculos de cuello y cara. (Agosto, 2006)
www.iqb.es/galeria/gala010.htm
- Propiedades mecánicas polioximetileno. (Mayo, 2007)
<http://www.jq.com.ar/Imagenes/Productos/Delrin/DelrinP/dtecnicos.htm>
- Solidworks Corporation (septiembre, 2005) <http://www.solidworks.com>, USA.

Apéndice

A. Método de los Elementos Finitos

El proceso de simulación del modelo obtenido bajo las condiciones descritas, se realizó por medio del Método de los Elementos Finitos. No es el propósito de este trabajo dar una explicación profunda del método por lo que se presenta una explicación general del mismo y las razones por la que se escogió como herramienta de trabajo.

Los métodos numéricos son técnicas mediante las cuales es posible formular problemas de tal forma que puedan resolverse usando operaciones aritméticas. Aunque hay muchos tipos de métodos, todos comparten una característica común: invariablemente llevan a cabo un buen número de tediosos cálculos aritméticos.

El éxito de los métodos numéricos ha sido su capacidad de reducir la complejidad que presenta la solución de problemas continuos, a través de la discretización de ese problema, de tal modo de obtener soluciones aproximadas a la solución para un medio continuo.

Son muchas las facetas de la ingeniería en las que se precisa determinar la distribución de tensiones y deformaciones en un medio continuo elástico. Los casos particulares de dichos problemas pueden variar desde los casos de tensión plana hasta el análisis de sólidos tridimensionales.

En todos estos casos el número de interconexiones entre un “elemento finito” cualquiera rodeado por fronteras imaginarias y los elementos vecinos a él es infinito. Es difícil por lo tanto apreciar a primera vista como pueden discretizarse problemas de este tipo (Zienkiewicz y Taylor, 1994).

La evolución de estos métodos, a través de la interacción de la ingeniería y la matemática condujo a partir de la década de los 60 a definir el estado actual de uno de ellos; el Método de los Elementos Finitos.

Se puede definir este método como un procedimiento de aproximación de problemas continuos. En este método el medio continuo se divide en un número finito de partes o elementos, cuyo comportamiento se describe mediante un número finito de parámetros. La solución del sistema completo como el ensamblaje de los elementos sigue las mismas reglas que se aplican a los problemas tipo. Es decir que el método de análisis sigue un patrón general que puede aplicarse a todos los sistemas discretos, desde el más sencillo al más complejo.

Para discretizar el medio pueden utilizarse elementos de distintas geometrías como tetraedros y/o hexaedros, dependiendo de la capacidad de generación de elementos que se disponga.

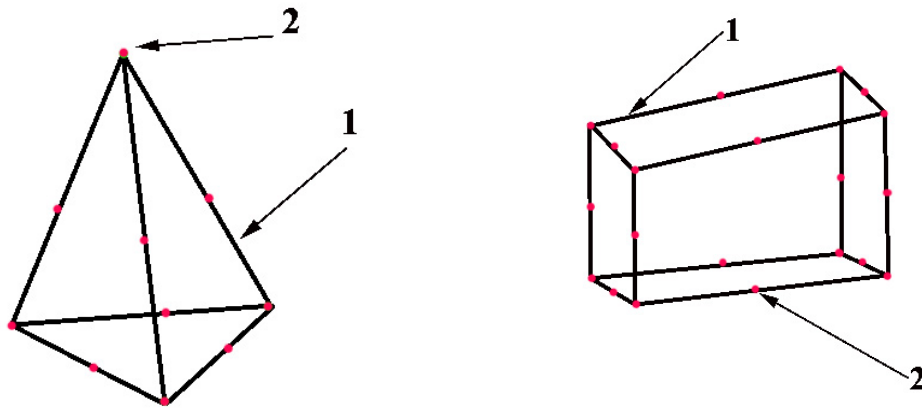


Figura A.1. Elementos finitos tetraédricos y hexaédricos, elementos (1), nodos (2).

Dichos elementos se entrelazan entre si a través de nodos, formando una malla que reproduce de manera aproximada la geometría involucrada, siendo intuitivo darse

cuenta que a mayor número de elementos contenidos en la malla, mejor será la aproximación a la geometría real (Fig.A.1).

La interacción de esta malla con las condiciones de contorno que se le asignen; cargas, restricciones de movimiento etc., generan incógnitas que definen el comportamiento del modelo, las cuales pueden ser planteadas y resueltas por medio de ecuaciones diferenciales. Por supuesto un mayor número de elementos genera una mayor cantidad de incógnitas.

Ecuaciones básicas del método de elementos finitos

Con el fin de facilitar la lectura de la siguiente formulación, los vectores y matrices serán escritos en negrita. El elemento se define por ocho nodos i, j, k, l, m, n, o, p y por líneas rectas. Aproximando los desplazamientos $\mathbf{u}$, por medio de la ecuación A.1

$$\mathbf{u} \approx \mathbf{u} = \sum \mathbf{N}_i \mathbf{a}_i^e = \begin{bmatrix} \mathbf{N}_i & \mathbf{N}_j & \mathbf{N}_k & \mathbf{N}_l & \mathbf{N}_m & \mathbf{N}_n & \mathbf{N}_o & \mathbf{N}_p \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \mathbf{a}_i \\ \mathbf{a}_j \\ \mathbf{a}_k \\ \mathbf{a}_l \\ \mathbf{a}_m \\ \mathbf{a}_n \\ \mathbf{a}_o \\ \mathbf{a}_p \end{Bmatrix}^e = \mathbf{N} \mathbf{a}^e \quad (\text{A.1})$$

donde $\mathbf{a}_i$ son las incógnitas a determinar en los nodos y $\mathbf{N}_i$ son las funciones de interpolación de las que se hablará con mas detalle. En el caso particular de la tensión en el espacio tridimensional:

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

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

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

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

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

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

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

donde $\mathbf{S}$ es el siguiente operador lineal:

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

Sustituyendo la ecuación (A.1) se tiene:

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

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

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

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

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

$$\sigma = \mathbf{D}(\varepsilon - \varepsilon_0) + \sigma_0 \quad (\text{A.9})$$

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

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

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

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

*Matriz
Simétrica*

Si definimos $\mathbf{q}^e$ como las fuerzas que actúan en los nodos, éstas deben equilibrarse con las tensiones en el contorno y las fuerzas distribuidas $\mathbf{b}$ que actúan en el elemento, como muestra la figura A.2. Estas fuerzas tienen el mismo número de componentes que el desplazamiento nodal correspondiente, por tanto

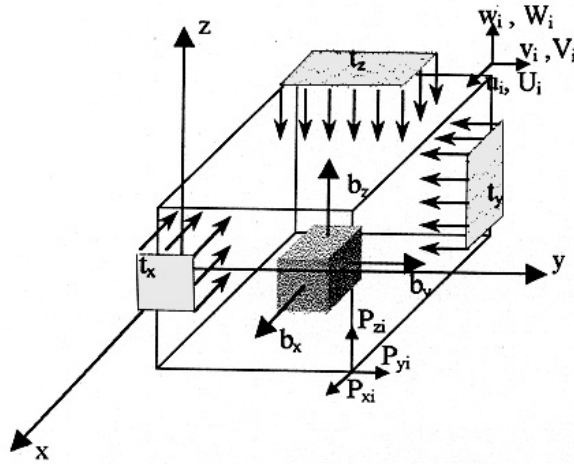


Figura A.2 Fuerzas sobre un elemento finito.

$$\mathbf{q}_i^e = \{U_i \quad V_i \quad W_i\}^e \quad \text{y} \quad \mathbf{b} = \{b_x \quad b_y \quad b_z\} \quad (6.12)$$

para establecer la equivalencia estática entre las fuerzas nodales, las tensiones actuales en el contorno y fuerzas distribuidas, se impone un desplazamiento virtual

arbitrario $\delta \mathbf{a}^e$ y se iguala el trabajo virtual de todas las fuerzas involucradas. El trabajo virtual efectuado por las fuerzas nodales es

$$\delta W = \delta \mathbf{a}^{eT} \mathbf{q}^e \quad (6.13)$$

El trabajo virtual interno por unidad de volumen efectuado por las tensiones y las fuerzas distribuidas es:

$$\delta \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma} - \delta \mathbf{u}^T \mathbf{b} = \delta \mathbf{a}^{eT} (\mathbf{B}^T \boldsymbol{\sigma} - \mathbf{N}^T \mathbf{b}) \quad (6.14)$$

igualando estas dos expresiones e integrando sobre el volumen del elemento:

$$\delta \mathbf{a}^{eT} \mathbf{q}^e = \delta \mathbf{a}^{eT} \left(\int_{V^e} \mathbf{B}^T \boldsymbol{\sigma} dV - \int_{V^e} \mathbf{N}^T \mathbf{b} dV \right) \quad (6.15)$$

Esto se cumple para cualquier desplazamiento virtual por lo que se puede escribir:

$$\mathbf{q}^e = \int_{V^e} \mathbf{B}^T \boldsymbol{\sigma} dV - \int_{V^e} \mathbf{N}^T \mathbf{b} dV \quad (6.16)$$

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

$$\mathbf{q}^e = \mathbf{K}^e \mathbf{a}^e + \mathbf{f}^e \quad (6.17)$$

donde se define la matriz de rigidez como:

$$\mathbf{K}^e = \int_{V^e} \mathbf{B}^T \mathbf{D} \mathbf{B} dV \quad (6.18)$$

y los vectores de carga asociados:

$$\mathbf{f}^e = - \int_{V^e} \mathbf{N}^T \mathbf{b} dV - \int_{V^e} \mathbf{B}^T \mathbf{D} \boldsymbol{\varepsilon}_0 dV + \int_{V^e} \mathbf{B}^T \boldsymbol{\sigma}_0 dV \quad (6.19)$$

Esta última expresión representa las fuerzas másicas, las deformaciones iniciales y las tensiones iniciales.

Cuando se resuelve el problema en su totalidad las fuerzas internas se cancelan y es necesario considerar una carga por unidad de superficie t aplicada al sistema completo, por lo que el vector de fuerzas equivalentes toma la forma:

$$f = -\int_V N^T b \, dV - \int_A N^T t \, dA - \int_V B^T D \epsilon_0 \, dV + \int_V B^T \sigma_0 \, dV \quad (6.20)$$

y la matriz de rigidez:

$$K = \int_V B^T D B \, dV \quad (6.21)$$

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

$$Ka = f \quad (6.22)$$