

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
POSTGRADO DE PROSTODONCIA

**INFLUENCIA DEL USO DE PILARES ANGULADOS EN LA
DISTRIBUCIÓN DE TENSIONES EN EL HUESO DE
SOPORTE EN LAS PRÓTESIS SOBRE IMPLANTES**

Trabajo especial de grado presentado
ante la ilustre Universidad Central de
Venezuela por la Odontóloga Carolina
del Valle Ojeda Chacón para optar al
título de Especialista en Prostodoncia.

Caracas, mayo de 2009

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
POSTGRADO DE PROSTODONCIA

**INFLUENCIA DEL USO DE PILARES ANGULADOS EN LA
DISTRIBUCIÓN DE TENSIONES EN EL HUESO DE
SOPORTE EN LAS PRÓTESIS SOBRE IMPLANTES**

Autor: Carolina del Valle Ojeda Chacón

Tutor: Prof. María Carolina Molina

Caracas, mayo de 2009

Aprobado en nombre de la
Universidad Central de Venezuela
por el siguiente jurado examinador:

----- (Coordinador) Nombre y Apellido C.I.	----- Firma
--	----------------

----- Nombre y Apellido C.I.	----- Firma
------------------------------------	----------------

----- Nombre y Apellido C.I.	----- Firma
------------------------------------	----------------

Observaciones:-----

Caracas, mayo de 2009

DEDICATORIA

A Dios:

Por iluminarme, darme la fortaleza y constancia para seguir adelante en los momentos más difíciles.

A mi Mamá:

Por ser mi guía y apoyarme, por todo tu esfuerzo, por ser fuente inagotable de sabiduría y ejemplo de perseverancia y dedicación.

Papá:

Aunque no estás presente, sé que me acompañas.

AGRADECIMIENTOS

A Dios, por acompañarme día a día.

Al Prof. Ramiro Bastidas, por su apoyo incondicional.

A mi tutora Prof. María Carolina Molina, por su interés y dedicación en la elaboración de este trabajo.

A mis compañeros y amigos Od. Luis Dugarte, Yaiza Vásquez, Jean Karam y Jorge Fermín, porque en la unión esta la fuerza y juntos llegamos al final de esta meta.

A los profesores del Postgrado de Prostodoncia, en especial a los Dres. Castor Velázquez, Alicia Bruzual, Jorge Vieira, Andrés E. Sánchez, Valdemar Balza, Teresita Pérez y Alba Dugarte, por sus invaluable enseñanzas que contribuyeron a mi formación como profesional.

A la Universidad Central de Venezuela por darme la oportunidad de cursar mis estudios de especialización en el área de Prostodoncia.

LISTA DE CONTENIDOS

	Página
DEDICATORIA.....	iv
AGRADECIMIENTOS.....	v
LISTA DE FIGURAS.....	ix
LISTA DE TABLAS.....	xiii
RESUMEN.....	xiv
I.- INTRODUCCIÓN.....	1
II.- REVISIÓN DE LA LITERATURA.....	3
1. ESTADO ACTUAL DE LOS IMPLANTES DENTALES: COLOCACIÓN DEL IMPLANTE PROTÉSICAMENTE DIRIGIDO.....	3
2. GENERALIDADES DE IMPLANTES DENTALES.....	10
2.1. Definición de implante dental.....	10
2.2. Clasificación de los implantes dentales.....	10
2.3. Componentes protésicos de un implante.....	16
2.3.1. Cobertura de primera etapa.....	18
2.3.2. Extensión transmucosa.....	19
2.3.3. Pilar protésico.....	20
2.3.4. Cofia de transferencia.....	21
2.3.5. Análogo.....	23
2.3.6. Supraestructura.....	24
2.3.7. Tornillo protésico.....	25

2.4. Biomecánica en implantes.....	26
3. PILAR PROTÉSICO SOBRE IMPLANTES.....	35
3.1. Definición.....	35
3.2. Partes del pilar protésico.....	36
3.3. Criterios para la selección de pilares protésicos.....	37
3.4. Características del tallado de los pilares protésicos.....	38
3.4.1. Técnica directa	38
3.4.2. Técnica indirecta.....	39
3.5. Clasificación de los pilares protésicos.....	42
3.5.1. Según su duración.....	43
3.5.2. Según su forma.....	43
3.5.3. Según el material.....	44
3.5.4. Según factores especiales de diseño.....	44
3.5.5. Según su elaboración.....	48
3.5.6. Según el método por el cual se soporta la supraestructura al pilar.....	49
3.5.7. Según la relación axial entre el cuerpo implantario y el pilar.....	54
3.5.7.1. Pilar protésico recto.....	54
3.5.7.2. Pilar protésico angulado.....	54

4. INFLUENCIA DEL USO DE PILARES ANGULADOS EN LA DISTRIBUCIÓN DE TENSIONES EN EL HUESO DE SOPORTE EN LAS PRÓTESIS SOBRE IMPLANTES.....	56
4.1. Tipos de modelos biomecánicos experimentales.....	56
4.1.1. Orientación ideal del implante.....	63
4.1.2. Influencia de la angulación del pilar protésico en las tensiones transmitidas en la interfase hueso implante.....	65
4.2. Evaluación clínica del uso de pilares angulados.....	97
III.- DISCUSIÓN.....	107
IV.- CONCLUSIONES.....	113
V.- REFERENCIAS.....	116

LISTA DE FIGURAS

	Página
Figura 1. Partes de un implante endoóseo. <i>Tomado de Misch, 2006</i>	13
Figura 2. Tipos de cuerpos implantarios. <i>Tomado de Misch, 2006</i>	14
Figura 3. Cobertura de primera etapa. <i>Tomado de Catálogo de Productos AlphaBio, 2006</i>	18
Figura 4. Extensión transmucosa (Diámetro). <i>Tomado de Misch, 2006</i>	19
Figura 5. Extensión transmucosa (Longitud) <i>Tomado de Catálogo de Productos AlphaBio, 2006</i>	20
Figura 6. Pilares protésicos de una y dos piezas. <i>Tomado de Misch, 2006</i>	21
Figura 7. Pilar protésico de dos piezas. <i>Tomado de Misch, 2006</i>	21
Figura 8. Cofia de transferencia indirecta. <i>Tomado de Catálogo de Productos AlphaBio, 2006</i>	22
Figura 9. Cofia de transferencia directa. <i>Tomado de Catálogo de Productos AlphaBio, 2006</i>	23
Figura 10. Análogo del implante <i>Tomado de Catálogo de Productos AlphaBio, 2006</i>	24
Figura 11. Componentes implantarios. <i>Tomado de Misch, 1999</i>	25
Figura 12. Pilar protésico de dos piezas para cementado. <i>Tomado de Catálogo de Productos AlphaBio, 2006</i>	37

Figura 13.	Tallado de pilares protésicos. Técnica directa. <i>Tomado de Misch, 2006</i>	39
Figura 14.	Tallado de pilares protésicos. Técnica indirecta. <i>Tomado de Misch, 2006</i>	41
Figura 15.	Pilar protésico provisional. <i>Tomado de Catálogo de Productos AlphaBio, 2006</i>	43
Figura 16.	Pilar protésico cilíndrico y cónico. <i>Tomado de Catálogo de Productos AlphaBio, 2006</i>	43
Figura 17.	Pilar protésico de titanio y cerámico. <i>Tomado de Catálogo de Productos AlphaBio, 2006 y de Miyashita y Salazar, 2001</i>	44
Figura 18.	Conexión de tipo hexágono externo. <i>Tomado de http://www.implantdirect.com</i>	45
Figura 19.	Conexión de tipo hexágono interno. <i>Tomado de http://www.implantdirect.com</i>	46
Figura 20.	Conexión de tipo ranuras. <i>Tomado de http://www.implantdirect.com</i>	47
Figura 21.	Conexión de tipo extremo apuntado de Morse. <i>Tomado de http://www.implantdirect.com</i>	48
Figura 22.	Pilar protésico de bola. <i>Tomado de Winkelman, Orth K, 1994</i>	49
Figura 23.	Pilar protésico de titanio para sobredentadura. <i>Tomado de Catálogo de Productos AlphaBio, 2006</i>	50
Figura 24.	Pilar protésico de titanio recto con hombro pretallado y estético. <i>Tomado de Catálogo de Productos AlphaBio, 2006</i>	54

Figura 25.	Pilar para cementado de dos piezas. <i>Tomado de Misch, 2006.....</i>	54
Figura 26.	Pilar angulado para cementado de dos piezas. <i>Tomado de Misch, 2006.....</i>	55
Figura 27.	Pilar angulado de titanio y estético. <i>Tomado de Catálogo de Productos AlphaBio, 2006.....</i>	55
Figura 28.	Polariscopio circular. <i>Tomado de Clelland N, et al., 1993.....</i>	57
Figura 29.	Cambios colorimétricos generados por el polariscopio. Trazados en papel. <i>Tomado de Clelland N, et al., 1993.....</i>	58
Figura 30.	Diagrama de un modelo fotoelástico. <i>Tomado de Brosh T, et al., 1998.....</i>	58
Figura 31.	Representación de un modelo de elementos finitos de tres dimensiones. <i>Tomado de Papavasiliou G et al., 1996.....</i>	60
Figura 32.	Representación de un modelo de elementos finitos de dos dimensiones. <i>Tomado de Saab X, et al., 2007.....</i>	60
Figura 33.	Representación esquemática de tres diales indicadores de deformación de rosette. <i>Tomado de Clelland N, et al., 1993.....</i>	62
Figura 34.	Angulación de dientes del maxilar superior. <i>Tomado de Dempster, 1963.....</i>	63
Figura 35.	Angulación de dientes del maxilar inferior. <i>Tomado de Dempster, 1963.....</i>	64
Figura 36.	Componente vestibular de la fuerza. <i>Tomado de Misch 1999.....</i>	67

Figura 37.	Modelo fotoelástico cuando se estudian implantes antagonistas en maxilar y mandíbula. <i>Tomado de Misch, 2006</i>	68
Figura 38.	Incidencia de cargas axiales y angulares sobre un implante. <i>Tomado de Misch, 2006</i>	69
Figura 39.	Resistencia del hueso. <i>Tomado de Misch, 1999</i>	70
Figura 40.	Figura 40. Representación de las deformaciones en el hueso maxilar. <i>Tomado de Saab et al., 2007</i>	83
Figura 41.	Modelo presentado por Frost. <i>Tomado de Misch, 2006</i>	84
Figura 42.	Representación de modelo experimental fotoelástico. <i>Tomado de Ueda C, et al., 2004</i>	93
Figura 43.	Representación de modelos con diferente angulación buco lingual y configuraciones protésicas. <i>Tomado de Akça K y İplikçioğlu, 2001</i>	94

LISTA DE TABLAS

	Página
Tabla 1. Fuerzas masticatorias.....	31
Tabla 2. Resistencia del hueso cortical del fémur humano. <i>Tomado de De Reilly DT, Burstein AH, 1975</i>	33
Tabla 3. Resistencia del hueso cortical en relación con el ángulo de carga. <i>Tomado de De Reilly DT, Burstein AH, 1975</i>	71
Tabla 4. Tensiones y deformaciones de un espécimen con hueso isotrópico para 5 angulaciones. <i>Tomado de Clelland y Gilat, 1992</i>	77
Tabla 5. Tensiones obtenidas para tres angulaciones. <i>Tomado de Clelland N, et al., 1993</i>	78
Tabla 6. Deformaciones obtenidas para 3 angulaciones. <i>Tomado de Clelland N, et al., 1993</i>	78
Tabla 7. Tensiones y deformaciones obtenidas para 3 angulaciones. <i>Tomado de Clelland N, et al., 1995</i>	80

RESUMEN

La anatomía de los maxilares y la morfología de los rebordes residuales edéntulos determinan en algunos casos la angulación en la cual el implante debe ser colocado. En la mayoría de los casos esto ocasiona diferencias entre el eje axial del implante y el eje axial del diente que se planifica restaurar, por lo que se hace necesaria la utilización de pilares protésicos angulados para solucionar esta situación. Debido a esto es importante conocer el comportamiento del uso de pilares angulados en prótesis implantosoportadas, ya que existe la controversia del riesgo biomecánico derivado de su uso, motivado a que se ha estudiado que se genera concentración inadecuada de tensión en la cortical ósea alrededor del implante y que la distribución de las tensiones es asimétrica en estos casos, lo que pudiera generar resorción, en última instancia fractura ósea y pérdida de la oseointegración, comprometiendo la longevidad del tratamiento y comparar estos resultados con las evaluaciones clínicas para entender de manera precisa su funcionamiento.

I.- INTRODUCCIÓN

La anatomía de los maxilares y la morfología de los rebordes residuales edéntulos determinan la orientación y la angulación en la cual el implante debe ser colocado. En la mayoría de los casos esto ocasiona diferencias entre el eje axial del implante y el eje axial del diente que se planifica restaurar, por lo que se hace necesaria la utilización de pilares protésicos angulados para solventar esta situación.

La longevidad de las restauraciones protésicas implantosoportadas depende en gran parte de cómo las fuerzas masticatorias sean transferidas al implante y al hueso que lo rodea, por lo que es importante que las mismas sean distribuidas de manera adecuada. No está bien conocido el nivel de tensión tolerado por el hueso, por esta razón el fracaso de la oseointegración puede ser causado por resorción ósea como resultado de inadecuadas concentraciones de tensión. Hay poca información acerca de la magnitud de tensiones que pueden iniciar la resorción ósea y a pesar de que existe un gran número de factores locales y sistémicos que influyen en el comportamiento del mismo, algunos investigadores aceptan que las cargas

oclusales representan el principal factor para la regulación del remodelado óseo.

La previa planificación de la localización del implante juega un papel importante en su funcionamiento biomecánico. Si la distribución de tensiones en el hueso es bien entendida, la duración del tratamiento puede ser incrementada. De esta manera todos los esfuerzos deberían encaminarse para proporcionar una localización ideal del implante donde la oclusión sea meticulosamente determinada.

Los pilares angulados son a menudo usados en la restauración de implantes colocados de manera inadecuada motivado a necesidades de espacio o estéticas, pero el efecto de la angulación del pilar es desconocido. Debido a que su uso es tan difundido y a que hay pocos estudios sobre su utilización en el maxilar o en la mandíbula, el propósito del presente trabajo es hacer una revisión bibliográfica que involucre tanto estudios clínicos como experimentales acerca del comportamiento de los pilares protésicos angulados con respecto a los pilares protésicos rectos en las prótesis implantosoportadas.

I I.- REVISIÓN DE LA LITERATURA

1. ESTADO ACTUAL DE LOS IMPLANTES DENTALES: COLOCACIÓN DEL IMPLANTE PROTÉSICAMENTE DIRIGIDO

La colocación de un implante dentro de un espacio edéntulo entre dientes existentes impactará significativamente en el resultado de la restauración final. La posición ideal del implante proveerá el mejor soporte para la prótesis y la mejor distribución de la carga oclusal, así como también, permitirá la fabricación de una prótesis cuyos contornos, diseño y dimensiones sean las adecuadas, lo que garantizará el resultado estético y funcional de la restauración ⁽¹⁾.

La colocación de un implante para el reemplazo de un diente es muy diferente a la colocación de implantes múltiples en pacientes total o parcialmente edéntulos; por lo tanto, el abordaje quirúrgico y el equipo se ha modificado para la colocación de un implante entre dos dientes adyacentes ⁽²⁾.

La necesidad de la colocación precisa del implante aumenta en los pacientes parcialmente edéntulos de acuerdo al maxilar tratado, a la posición de los dientes vecinos y a la dentición opuesta. La situación más desafiante es el reemplazo de un diente, especialmente en la región anterior del maxilar superior, donde una mala posición del implante de 1mm o de 10° de desviación pueden arriesgar el resultado global del tratamiento ⁽³⁾.

Inicialmente, cuando los implantes oseointegrados llegaron a ser un modo aceptado de tratamiento, la meta quirúrgica de la terapia era la colocación del implante en el hueso disponible. El plan de tratamiento era establecido principalmente por el cirujano bucal, quien también tenía el papel más importante en la terapia del implante. La posición protésica no se pensaba que era crítica para el éxito del implante y por lo tanto, ésta no era de mayor consideración ⁽⁴⁾. En este momento, la meta principal de la implantología era lograr la oseointegración ⁽¹⁾.

Sin embargo debido a la resorción del hueso alveolar que sigue a la pérdida del diente, los implantes eran colocados en la mayoría de los casos, en una posición

comprometida ⁽⁴⁾. El odontólogo restaurador se enfrentaba con la complejidad de desarrollar algún tipo de estructura o reemplazo protésico en un intento de restaurar la función. Esto frecuentemente resultaba en cargas oclusales no axiales y fallas en los componentes protésicos del implante. El perfil del tejido blando y la estética no eran las ideales ⁽⁵⁾.

Afortunadamente, la mayoría de los casos iniciales en que se usaban los implantes, involucraban a pacientes totalmente edéntulos y la restauración de elección era una sobredentadura, lo cual permitía que cualquier deficiencia en la posición del implante fuera cubierta por los flancos de la prótesis. Una vez que el concepto fue expandido a casos parcialmente edéntulos, las demandas por resultados estéticos satisfactorios se hicieron más evidentes ⁽⁵⁾.

Esto ha conducido a un cambio en la filosofía de la colocación del implante, la cual estipula, que en todo plan de tratamiento la forma final de la restauración es decidida primero y determina todos los procedimientos subsecuentes ⁽⁵⁾. Lo antes expuesto ha dado origen al desarrollo del concepto de la colocación del implante protésicamente

dirigido, en donde, contrario a los conceptos iniciales, los implantes se deberán colocar siguiendo los requerimientos de la fase restauradora, en lugar de en el hueso disponible de manera arbitraria ⁽⁵⁾.

Frecuentemente la terapia del implante protésicamente dirigido, requiere del desarrollo de un volumen adecuado de estructura ósea para soportar el implante y de tejido blando para esculpir el sitio de la prótesis. Es así como la restauración final, determinará la colocación del implante y las modalidades de tratamiento quirúrgico, si son necesarias ⁽⁵⁾.

El odontólogo restaurador ha ganado mayor responsabilidad en la terapia de implantes y tiene ahora la dirección del tratamiento, en el que el implante es visto como una extensión apical de la restauración ⁽⁵⁾.

La filosofía de la colocación del implante protésicamente dirigido, se estableció para compensar los problemas estéticos iniciales que se presentaban debido a la colocación inadecuada del implante ⁽⁵⁾.

El implante se debe colocar dentro del eje largo de la restauración, la posición en las tres dimensiones del espacio y su angulación son fundamentales para lograr un óptimo resultado estético, funcional y periodontal. Es por esto, que se debe tomar en cuenta las tres direcciones que representan la posición del implante: mesio-distal, vestíbulo-palatina y ápico-coronal ⁽¹⁾.

La inserción del implante se considera entonces como un acto protésico realizado por el cirujano ⁽¹⁾. Sin embargo, es evidente que cuando este concepto se utiliza, es esencial que se le dé al plan de tratamiento un enfoque multidisciplinario, donde exista una verdadera comunicación y coordinación entre los diferentes especialistas, para lograr el éxito en cada caso ⁽¹⁰⁾.

Está bien documentado que una detallada planificación determina el triunfo previsible de las prótesis sobre implantes ^(8,9). Esto requiere de una cercana colaboración entre el cirujano y el protesista para determinar el número de implantes y la colocación óptima de ellos con relación a la prótesis que se desea realizar, cumpliendo las

expectativas del paciente y los requerimientos funcionales y estéticos del caso ^(10,11).

Para una adecuada colocación de los implantes no es suficiente sólo la destreza del cirujano, se hace necesaria la utilización de métodos para guiar la colocación de los mismos. Estos métodos consisten en la fabricación de una plantilla radiográfica que es usada en la fase diagnóstica, junto con las radiografías panorámicas y las tomografías computarizadas para realizar un plan de tratamiento predecible, a través de ellos se determina la localización y angulación correcta del implante en el hueso. Luego esta plantilla es modificada para ser utilizada por el cirujano en el momento quirúrgico en la colocación de los implantes sobre la base de la planificación protésica hecha por el odontólogo restaurador ^(15,16).

Las plantillas para guiar la colocación de implantes pueden ser guías radiográficas simples, guías quirúrgicas simples, o guías de propósito dual ^(15,16).

Las guías con marcadores radiográficos ayudan en la determinación de la dimensión, localización y angulación de

los implantes de acuerdo al hueso disponible, las estructuras vitales y las prótesis propuestas ^(15,16).

Las guías quirúrgicas pueden o no, ser fabricadas con la información obtenida desde las imágenes radiográficas. Las guías de propósito dual son realmente guías radiográficas que son modificadas para la cirugía de implantes ⁽¹⁶⁾.

La finalidad de una plantilla es guiar la localización y trayectoria de cualquier implante al dirigir al cirujano en la colocación ideal del mismo, para ello, las plantillas deben ser dimensionalmente exactas, rígidas y estables ⁽⁶⁾

2. GENERALIDADES DE IMPLANTES DENTALES

2. 1. DEFINICIÓN DE IMPLANTE DENTAL

Es instrumento protésico hecho de un material aloplástico, colocado en los tejidos bucales bajo la mucosa y/o la capa perióstica y en /o dentro del hueso para proveer retención y soporte a la prótesis dental fija o removible ^(17, 18,19,20).

2. 2. CLASIFICACIÓN DE LOS IMPLANTES DENTALES

Entre los implantes dentales reportados en la literatura se encuentran los subperiósticos, transóseos, endoóseos, intramucosos, endodónticos y los sustitutos óseos ⁽¹⁹⁾.

A continuación se describirán los más utilizados:

Implante subperióstico: Es aquel implante que recibe su soporte primario apoyándose sobre el hueso. La armazón de dicho implante no está oseointegrada, se ubica debajo del mucoperiostio ^(17,18).

Implante transóseo: Es aquel implante que atraviesa ambas corticales y pasa a través del espesor total del hueso

alveolar. Es una placa que se adapta al borde inferior de la mandíbula, presentan vástagos que la atraviesan ^(17,18).

Implante Endoóseo: es un material aloplástico insertado quirúrgicamente en un reborde óseo residual, principalmente con un fundamento protésico. El prefijo endo significa “dentro”, y óseo significa “hueso” ⁽²⁰⁾. Es el tipo de implante dental que provee la unión al hueso por medio del proceso biológico de oseointegración ⁽¹⁷⁾.

Los implantes endoóseos presentan varias partes:

- Módulo de la cresta (geometría cervical)
- Cuerpo propiamente dicho
- Ápice (Ver Figura 1)

- **Módulo de la cresta:** es aquella porción diseñada para recibir el componente protésico en un sistema de implantes de dos piezas. También representa la zona de transición entre el diseño del cuerpo del implante y la región transósea del implante, a nivel de la cresta del reborde. El módulo de la cresta además puede diseñarse con el fin de sobresalir sobre el tejido blando en algunos sistemas de implantes ⁽²⁰⁾.

La zona de conexión tiene con frecuencia, una plataforma sobre la que se coloca el pilar. Dicha plataforma ofrece resistencia física a las cargas oclusales axiales. Se incluye a menudo un mecanismo antirotacional sobre la plataforma (hexágono externo), aunque puede extenderse hacia el interior del cuerpo del implante (hexágono interno, extremo apuntado de Morse, surcos internos). El cuerpo del implante tiene un diseño macroscópico (por ejemplo roscas o grandes esferas), mientras que el módulo de la cresta con frecuencia es liso, con el fin de impedir la retención de placa si se produjera pérdida de hueso de la cresta. Las dimensiones apicales de este módulo varían, en gran medida, entre distintos sistemas (de 0,5 a 5mm) ⁽²⁰⁾.

La plataforma presenta un acoplamiento que puede estar por encima o por debajo del nivel de la cresta ósea. Los mecanismos antirrotacionales forman parte, típicamente, de este elemento. Un tipo de conexión sobre la plataforma es un hexágono externo, con dimensiones que varían según el fabricante y el diámetro del implante. Un ajuste de alta precisión en las dimensiones del hexágono externo, plano por plano, es fundamental para la estabilidad de la conexión entre el cuerpo del implante y el pilar. Las conexiones

internas pueden ser del tipo hexágono interno y octágono. Todas buscan proporcionar un encaje perfecto de los dos componentes ⁽²⁰⁾.

- **Cuerpo del implante:** es la porción del implante dental que se diseña para ser colocado quirúrgicamente en el hueso, con el fin de anclar los componentes protésicos ^(19, 20).



Figura 1. Partes de un implante endoóseo

El cuerpo del implante está constituido por el módulo de la cresta, el cuerpo y el ápice. *Tomado de Misch, 2006.*

Existen tres tipos principales de cuerpo de implantes endoóseos con forma radicular, en función del diseño:
(Ver Figura 2)

a) Implantes con forma radicular en cilindro (ajuste por presión): dependen de un recubrimiento o de un acondicionamiento de la superficie que proporciona retención microscópica y la unión al hueso. Habitualmente

se presionan o se martillan en la localización ósea preparada. Pueden ser rectos, afilados o cónicos ^(19,20).

b) Implantes con forma radicular en tornillo: se enroscan en el lecho óseo, y presentan elementos retentivos macroscópicos para la fijación inicial del hueso. Estas formas radiculares pueden ser mecanizadas, texturizadas o recubiertas ^(19,20).

c) Implantes con forma radicular combinadas: tienen características macroscópicas de las formas en cilindro y en tornillo ^(19,20).



Figura 2. Tipos de cuerpos implantarios

Implantes cilíndricos (fila superior), Implantes con diseño de tornillo (fila central), combinación de ambos (fila inferior). *Tomado de Misch, 2006.*

Los implantes con forma de raíz o forma radicular, son una categoría de implantes endoóseos que están diseñados

para utilizar una columna vertical de hueso, similar a la raíz de un diente natural. Actualmente, se dispone de más de 90 diseños que ofrecen combinaciones innumerables de tipos de cuerpo implantario, formas de plataforma, diámetro, longitud, conexiones protésicas, estado de la superficie e interfaces ⁽²⁰⁾.

El diseño más común de forma radicular combina un cuerpo implantario independiente con un pilar protésico, que permite colocar el implante bajo los tejidos blandos durante la cicatrización inicial del hueso. Se requiere de un segundo procedimiento quirúrgico que ponga al descubierto el implante; de modo que el abordaje quirúrgico se realiza en dos etapas, separados por el proceso de cicatrización de los tejidos duros. La filosofía del diseño es conseguir una fijación clínica rígida, que se corresponda con una interfase microscópica de contacto directo entre el hueso e implante, sin interposición de tejido fibroso, en una porción significativa del cuerpo del implante ⁽²⁰⁾.

Recientemente, se han desarrollado diseños de cuerpo implantario con una sección transmucosa, que permiten el abordaje en una sola etapa (no enterrados). Así mismo, las

técnicas de carga inmediata se han presentado de forma más amplia con diseños implantarios de dos piezas que con los de una ⁽²⁰⁾.

2.3. COMPONENTES PROTÉSICOS DE UN IMPLANTE

Misch ^(19,20) señala con preocupación que hoy en día se enseña a muchos profesionales el uso de un sistema específico de implantes de un fabricante, en lugar de la teoría y la práctica razonada de la implantología dental. El número creciente de fabricantes que entran en este campo usan nombres comerciales para sus componentes implantarios (con frecuencia exclusivos para un sistema en concreto), y dichos nombres han proliferado hasta el punto de originar confusión. Existen hoy día diversos términos o abreviaturas que describen componentes básicos similares ^(19,20).

Ante la necesidad de conocimientos de múltiples sistemas y la falta de uniformidad en el nombre de los componentes, la comunicación se encuentra obstaculizada entre los fabricantes, odontólogos, técnicos dentales, estudiantes e investigadores. Además, la incorporación de la implantología dental en el currículo de la mayoría de

programas de pre y post grado destaca aún más la necesidad de estandarización de los términos y componentes pertenecientes a la implantología dental ^(19,20).

Misch y Misch en 1992 ⁽¹⁹⁾ establecieron un vocabulario genérico para los implantes endoóseos y sus componentes protésicos, el cual es presentado en un orden que sigue la cronología, desde la inserción hasta la restauración. Años después, la drástica evolución del mercado implantológico ha dado lugar a una desaparición completa de alguno de ellos, y a la multiplicación y mutación de otros, mediante fusiones y cambios de nombre. En un artículo del año 1998 señalaba que sólo en los Estado Unidos los profesionales tenían que elegir entre más de 1.300 implantes y 1.500 pilares de diversos materiales, formas, tamaños, diámetros, longitudes, superficies y conexiones ^(21 Citado en 20).

Por lo tanto, surge la necesidad de un lenguaje común. Del mismo modo que en farmacología la multiplicidad de componentes farmacéuticos hace imposible enumerarlos todos por nombres comerciales y se recurre a las categorías, también los componentes implantarios pueden clasificarse en categorías de aplicaciones o indicaciones

amplias, así el profesional debería ser capaz de reconocer una determinada categoría de componentes conociendo sus indicaciones y limitaciones ^(19,20).

El vocabulario genérico mencionado anteriormente, fue desarrollado por Misch y Misch y se describe a continuación:

2.3.1. Cobertura de primera etapa

En el momento de la inserción del cuerpo de un implante, o primera etapa quirúrgica, se coloca una cobertura de primera etapa sobre la parte superior del implante con el fin de evitar que el hueso, el tejido blando, o residuos invadan la zona de conexión del pilar durante la cicatrización (Ver Figura 3). Si la cobertura de primera etapa está atornillada en su sitio, se puede emplear el término de tornillo de cobertura ^(19,20).



Figura 3. Cobertura de primera etapa

Tomado de Catálogo de Productos AlphaBio, 2006. www.alpha-bio.net

2.3.2. Extensión transmucosa (Pilar o Cobertura de cicatrización) (Ver Figuras 4 y 5)

Después de la prescripción de un periodo de cicatrización suficiente para permitir el desarrollo de una interfase de soporte, puede llevarse a cabo la segunda etapa del procedimiento, con el fin de exponer el implante. Esta porción se denomina extensión transmucosa, debido a que prolonga el implante sobre el tejido blando y da lugar al desarrollo de un sello mucoso alrededor del implante. Este es un componente temporal el cual es reemplazado por el pilar protésico definitivo luego de que los tejidos gingivales han cicatrizado. Este componente implantario también se denomina pilar de cicatrización, debido a que la segunda etapa quirúrgica de descubrimiento emplea con frecuencia este dispositivo para la cicatrización inicial de los tejidos blandos ^(17,19,20).



Figura 4. Extensión transmucosa. (Diferente diámetro)

La extensión transmucosa puede tener el mismo diámetro que el módulo de la cresta del cuerpo del implante (izquierda) o ligeramente superior (derecha), y contribuye al desarrollo de la silueta que sobresale de la corona del implante. *Tomado de Misch, 2006.*



Figura 5. Extensión transmucosa. (Diferente longitud)

La extensión transmucosa presenta diferentes alturas, su uso dependerá del collar de tejido gingival presente sobre el implante para mantener los tejidos blandos abiertos favoreciendo un adecuado perfil de emergencia. Tomado de *Catálogo de Productos AlphaBio*, 2006. www.alpha-bio.net

En el caso de procedimientos de una sola etapa, el cirujano puede haber colocado la extensión transmucosa en el momento de la inserción del implante, o puede haber elegido un diseño de cuerpo implantario con un collar cervical de altura suficiente para que quede supragingival. En el caso de carga inmediata, el pilar transmucoso de cicatrización puede no utilizarse, si se coloca una prótesis provisional el mismo día de la cirugía, o puede emplearse hasta la cita de retirar la sutura y la colocación de los dientes provisionales ^(19,20).

2.3.3. Pilar protésico

Es la porción del implante que sostiene o que retiene una prótesis o la supraestructura implantaria ^(19,29). (Ver Figuras 6 y 7)

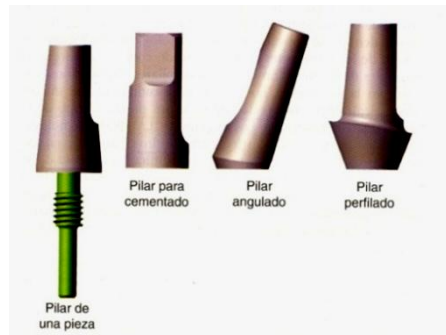


Figura 6. Pilares protésicos de una y dos piezas. Tomado de Misch, 2006.



Figura 7. Pilar protésico de dos piezas

En los pilares de dos piezas para cementado, el pilar se engrana en el dispositivo antirrotacional de la cabeza del implante y el tornillo del pilar fija estos dos componentes entre sí. Tomado de Misch, 2006.

2.3.4. Cofia de transferencia

Se requiere de una impresión para transferir la posición y el diseño del implante a un modelo maestro, con el fin de confeccionar la prótesis. En este caso se usa una cofia de transferencia para situar un análogo en la impresión y de esta manera la posición del implante es llevada al modelo maestro ^(19,20).

Para la toma de impresiones sobre implantes se utilizan dos técnicas restaurativas básicas, cada una de ellas emplea una cofia de transferencia de diseño diferente, en función de la técnica a utilizar ^(19,20).

La cofia de transferencia indirecta hace uso de un material de impresión que tenga propiedades elásticas. Esta cofia se atornilla dentro del cuerpo del implante, y permanece colocada cuando se retira de la boca la impresión endurecida. La cofia de transferencia indirecta presenta lados paralelos o bien ligeramente convergentes, con el fin de facilitar el retiro de la impresión, y a menudo tiene lados planos o zonas de retención suave, para permitir reorientarla en la impresión tras su retiro ^(19,20). (Ver Figura 8)

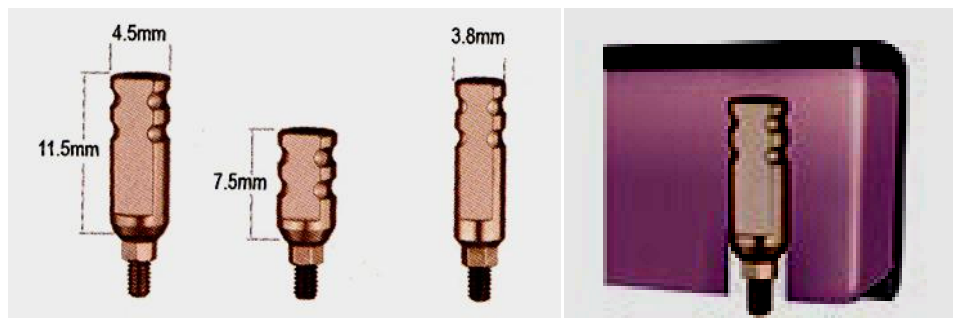


Figura 8. Cofia de transferencia indirecta. Tomado de Catálogo de Productos AlphaBio, 2006. www.alpha-bio.net

La cofia de transferencia directa consta habitualmente de un componente de transferencia hueco, con frecuencia cuadrado, y un tornillo central largo para fijarlo al cuerpo implantario. Una vez que ha endurecido el material de impresión, se desenrosca el tornillo de la cofia de transferencia directa, con el fin de permitir el retiro de la impresión de la boca. Las cofias de transferencia se aprovechan de los materiales de impresión que tienen propiedades rígidas, y eliminan el error de deformación plástica, debido a que permanecen dentro de la impresión hasta que se vacía y se separa del modelo maestro ^(19,20). (Ver Figura 9)

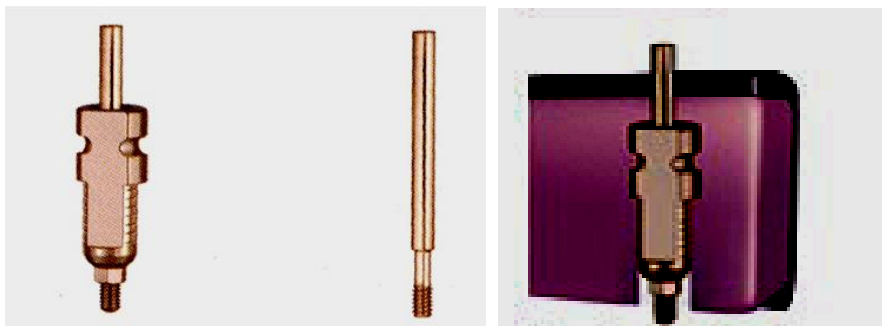


Figura 9. Cofia de transferencia directa. Tomado de Catálogo de Productos AlphaBio, 2006. www.alpha-bio.net

2.3.5. Análogo

Se utiliza un análogo del implante en la fabricación del modelo maestro con el fin de hacer una copia de la porción

retentiva del cuerpo o pilar del implante (análogo del cuerpo del implante, análogo del pilar implantario). Una vez obtenida la impresión maestra, el análogo correspondiente se une a la cofia de transferencia y el conjunto se vacía en yeso piedra con el fin de fabricar el modelo maestro ^(19,29). (Ver Figura 10)

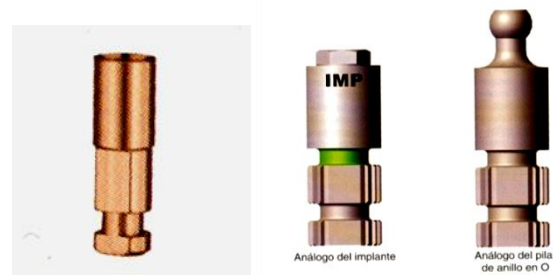


Figura 10. Análogo del implante

Tomado de Misch, 2006. Catálogo de Productos AlphaBio, 2006. www.alpha-bio.net

2.3.6 Supraestructura

Se define la supraestructura como un armazón metálico que se ajusta a los pilares implantarios, y proporciona retención a la prótesis ^(19,20).

Es la parte superior de una prótesis dental fija o removible que incluye el reemplazo de dientes y encía o estructuras alveolares asociadas ⁽¹⁷⁾.

2.3.7. Tornillo protésico (Ver Figura 11)

Es el elemento por medio del cual la prótesis o la supraestructura atornillada se fijan al cuerpo del implante (19,20).

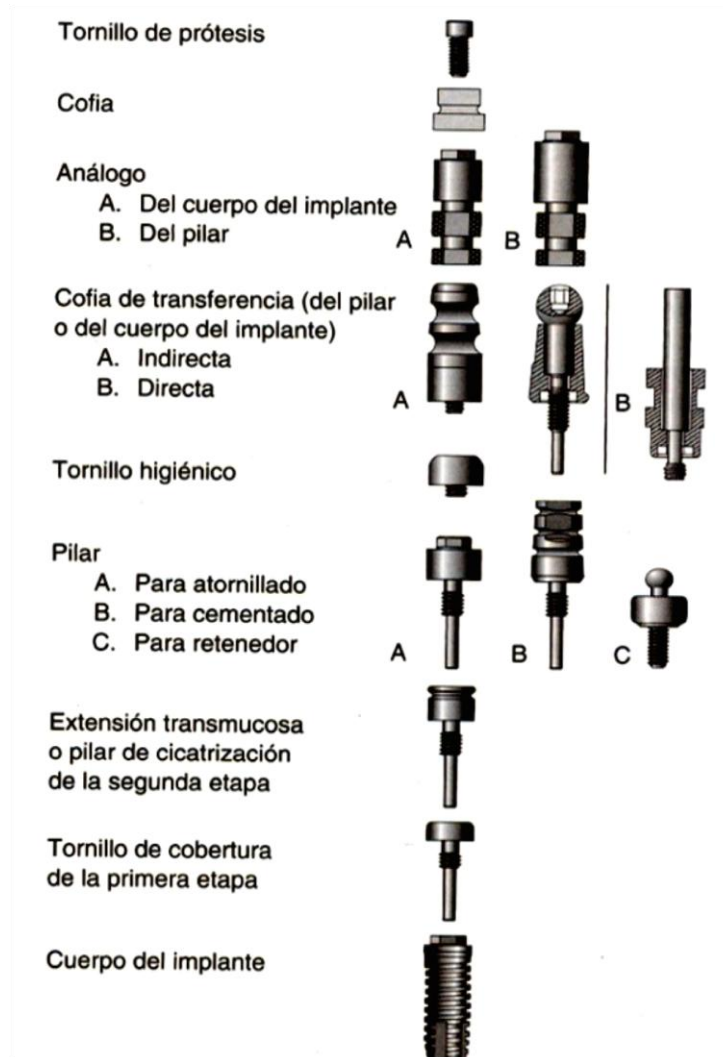


Figura 11. Componentes implantarios. Tomado de Misch, 1999.

2.4. BIOMECÁNICA EN IMPLANTES

La biomecánica es uno de los campos de la ciencia de la ingeniería biomédica, y consiste en estudiar la respuesta de los tejidos biológicos ante determinadas cargas. Es posible que dos tratamientos distintos den lugar a un resultado similar a corto plazo; sin embargo, gracias a la biomecánica se puede determinar cuál es el tratamiento que implica un mayor riesgo a largo plazo ⁽²⁰⁾.

Por esta razón es importante explicar cuáles son las cargas aplicadas sobre los implantes dentales, las cuales se clasifican en:

1.- Cargas mecánicas: pueden actuar sobre los implantes dentales durante el periodo de cicatrización, debido a: la flexión mandibular, algún tipo de contacto con el tornillo colocado durante la primera fase o de la extensión transmucosa. La colocación de prótesis no pasivas sobre el cuerpo del implante también pueden generar cargas mecánicas que actúan en el pilar incluso cuando no hay cargas oclusales ⁽²⁰⁾.

2.- Cargas horizontales: ejercidas por la fuerza de la lengua y de los músculos periorales que, aunque poco intensas, son frecuentes sobre los pilares implantarios ⁽²⁰⁾.

3.- Cargas oclusales: cuya dirección, magnitud, frecuencia y duración pueden variar de manera significativa dependiendo de cada paciente ⁽²⁰⁾.

✓ **La dirección** de la carga influye considerablemente en la longevidad del implante y en el mantenimiento óseo.

La oclusión es el primer factor determinante a la hora de establecer la dirección de la carga, la posición de los contactos oclusales sobre la prótesis influyen directamente sobre las tensiones que se distribuyen en el implante y el hueso que lo rodea ⁽²⁰⁾.

La anatomía de las arcadas superior e inferior restringe de forma significativa la capacidad de colocar los implantes para que puedan soportar cargas sobre su eje mayor. Los patrones de resorción que surgen tras un período prolongado de edentulismo agravan los problemas de angulación que se presentan normalmente, la pérdida del

hueso dificulta la colocación del implante y, por tanto, influye en la dirección de la fuerza. La mayoría de las resorciones se dan en la zona vestibular del hueso (a excepción de la fosa submandibular, en la zona posterior de la arcada inferior) por tanto, el cuerpo del implante suele colocarse angulado hacia lingual para evitar penetrar la cortical vestibular y se hace necesaria la utilización de pilares angulados que conllevan a la aparición de componentes de fuerzas transversales que pueden ser peligrosos, por lo tanto los implantes deben colocarse para mantener lo máximo posible la carga mecánica sobre el eje largo del cuerpo del implante ⁽²⁰⁾.

Los pilares angulados se usan para mejorar la estética y la inserción de una restauración, no para determinar la dirección de la carga, además, el hueso es más resistente a la tracción y la compresión, cuando las cargas actúan sobre su eje mayor. Si el hueso soporta una carga no axial con un ángulo de 30°, la resistencia del hueso a la compresión disminuye un 11% y la resistencia a la tracción se reduce un 25% ⁽²⁰⁾.

✓ **La magnitud:**

Las magnitudes máximas de las fuerzas masticatorias comunes en los adultos dependen de la edad, grado de edentulismo, oclusión y de los hábitos parafuncionales ⁽²⁰⁾.

La fisiología normal impone ciertas restricciones sobre la magnitud de las fuerzas que deben soportar los sistemas de implantes en la cavidad bucal. La magnitud de la fuerza masticatoria varía en función de la zona anatómica y del estado de la dentición. De esta manera las fuerzas masticatorias pueden variar desde los 42 a los 1.245N ^(22 Citado en 20).

La mayor magnitud de fuerza se da en la región molar (90.6 Kg), es menor en la zona de caninos (45.3Kg) y alcanza el nivel más bajo en la zona de los incisivos (de 11,325 a 15,855Kg) ^(23 Citado en 20). Estos valores medios de las fuerzas masticatorias aumentan con la parafunción, hasta alcanzar magnitudes que se aproximan a los 453Kg en las zonas posteriores ^(24 Citado en 20).

Tras un periodo prolongado de edentulismo, suele disminuir la densidad de las bases óseas. Su nivel de

resistencia máxima depende en gran medida, de su densidad. Un hueso menos denso puede no ser capaz de soportar las fuerzas masticatorias normales que actúan sobre los implantes. Además, los estudios realizados sobre arcadas inferiores dentadas y edéntulas demuestran que hay una mayor densidad de hueso trabecular en la zona anterior que en la zona premolar y molar. Es crucial realizar un plan de tratamiento muy exhaustivo, para reducir la magnitud de la carga impuesta sobre la interfase del hueso y el implante la cual es muy vulnerable ⁽²⁰⁾. (Ver Tabla 1)

Tabla 1. Valores de fuerzas masticatorias según diferentes autores

Máxima Fuerza de Mordida 1NW _____ 0.1019Kg/f 1NW_____0,2247Lbs

	EDAD	INCISIVO	CANINO	PREMOLAR	MOLAR	COMENTARIOS
Braun, et al., 1995 1995	26 -41				710N 72,34Kg-f	Entre el premolar y molar Hombre 789N = 80,39Kg-f Mujer 596N = 60,17Kg-f
van Eijden, 1991	31,1±4,9		323N =32,91Kg-f 485N =49,42Kg-f	424N =43,25Kg-f 583N =59,40Kg-f	475N=48,40Kg-f 749N=76,32Kg-f	2do Premolar y 2do Molar Derecho e izquierdo. Sólo en hombres
Dean JS, et al., 1992	Adulto	150N 15,28Kg-f			450N=45,85Kg-f	Convertido a partir de las cifras
Bakke M, et al.,1990	21-30				572N=58,28Kg-f	Medidos en el primer molar derecho e izquierdo
	31-40				481N=49,01Kg-f	
	41-50				564N=57,47Kg-f	
	51-60				485N=49,42Kg-f	
	61-70				374N=38,11Kg-f	
Braun S, et al., 1996	18-20				176N=17,93Kg-f	Primer molar o primer premolar
Brunski JB,1998						42 N= 4,27 Kg-fa 1245N= 126,86 Kg-f
Scott I, Ash MM Jr, 1996	111N = 155N=	11,32 Kg-f 15,85 Kg-f	444,5N=45,3Kg-f		889N=90,6Kg-f	
Gibbs CH, et al., 1986						En molares Pac. con parafunción 4445N = 453Kg-f
Graig.RG, 1993 Helkimo E et al., 1997		178N= 18,13Kg-f				
Brunski JB, 1988		280N= 28,53Kg-f				
Tuncelli B,et al.,1997						200N - 2240N 20,38Kg-f - 228,25Kg-f

✓ **La duración**

La duración de las fuerzas masticatorias que actúan sobre la dentición varía mucho. En condiciones ideales, los dientes sólo entran en contacto brevemente al comer y tragar. Estos breves contactos duran en total menos de treinta minutos al día. Sin embargo, los dientes de pacientes con bruxismo u otros hábitos parafuncionales están en contacto durante varias horas al día ⁽²⁰⁾.

✓ **Tipo de Fuerza**

Existen tres tipos de fuerzas en la cavidad bucal que pueden actuar sobre los implantes dentales: de compresión, tracción y cizallamiento.

Fuerza de compresión: intenta desplazar las masas unas hacia las otras, con tendencia a disminuir la longitud del cuerpo.

Fuerzas de tracción: apartan los objetos y tienden a aumentar la longitud del cuerpo.

Fuerzas de cizallamiento: tienden a producir desplazamiento de una parte de un cuerpo con respecto al otro, es decir, un corte.

El hueso es más resistente a la compresión, aproximadamente un 30% menos resistente a la tracción y un 65% más débil ante el cizallamiento. Las tensiones compresivas tienden a mantener la integridad de la interfase hueso-implante, mientras que las de tracción y cizallamiento tienden a separar o a interrumpir esa interfase, esto quiere decir, que las tensiones de cizallamiento son más destructivas para los implantes y el hueso que otro tipo de tensión. En general el complejo prótesis implante reacciona mejor ante las tensiones de compresión, siendo recomendable intentar limitar las de cizallamiento que actúen sobre el hueso ⁽²⁰⁾.

En la Tabla 2 se muestran los valores de resistencia compresiva, de tracción y de cizallamiento en hueso cortical del fémur humano.

Tabla 2. Resistencia del hueso cortical del fémur humano

TIPO DE FUERZA APLICADA	RESISTENCIA (MPa)*	DIRECCION DE LA CARGA
DE COMPRESIÓN	193,0 (13,9)	LONGITUDINAL
	173,0 (13,8)	30° FUERA DEL EJE
	133,0 (15,0)	60° FUERA DEL EJE
	133,0 (10,0)	TRANVERSAL

DE TRACCIÓN	133,0 (11,7)	LONGITUDINAL
	100,0 (8,6)	30° FUERA DEL EJE
	60,5 (4,8)	60° FUERA DEL EJE
	51,0 (4,4)	TRANVERSAL
CIZALLA	68,0 (3,7)	TORSIÓN

Tomado de De Reilly DT, Burstein AH, 1975. Citado en Misch 2006

Igualmente los cementos, los tornillos de retención, los componentes del implante y la interfase entre el hueso y el implante reaccionan mejor a las tensiones de compresión que a las de tracción o cizallamiento ⁽²⁰⁾.

✓ **Magnificación de la fuerza**

Al colocar un implante, cuando la angulación es excesiva o el paciente presenta hábitos parafuncionales, es probable que el implante no sea capaz de soportar las cargas fisiológicas para las que fue diseñado. Los puentes a extensión y la altura de las coronas son palancas y, por tanto, magnificadores de fuerzas. Es recomendable realizar planes de tratamiento muy detallados, haciendo hincapié en el uso de múltiples implantes para aumentar la superficie funcional en aquellos casos en los que existen magnificadores de fuerza. ⁽²⁰⁾.

3. PILAR PRÓTESICO SOBRE IMPLANTES

3.1. DEFINICIÓN

Pilar: Es un diente, parte de un diente o parte de un implante dental que sirve para soportar y/o retener una prótesis ⁽¹⁷⁾.

Pilar protésico del implante es una pieza que conecta el implante dental con la restauración ⁽¹⁸⁾.

Es la porción del implante que sostiene o que retiene una prótesis o la supraestructura implantaria ^(19,20).

Es la porción del implante dental que sirve para soportar y/o retener una prótesis dental fija o removible. Los pilares son especialmente usados sobre los implantes endoóseos ⁽¹⁷⁾.

Tornillo del pilar: Es el componente que asegura el pilar protésico al cuerpo del implante ⁽¹⁷⁾.

3.2 PARTES DEL PILAR PROTÉSICO

En los pilares de prótesis sobre implantes dos fases que se colocan sumergidos, se pueden encontrar 1,2 ó 3 componentes que se pueden presentar unidos o separados (30, 31).

En ellos se distinguen tres porciones diferentes:

Una **Porción Coronal** donde asienta la prótesis, que en ocasiones presenta un orificio para permitir la entrada del tornillo de retención en el caso de ser independiente del pilar (30, 31).

Una **Porción Transepitelial** de varias alturas que se encuentra relacionada con los tejidos blandos periimplantarios determinando la posición subgingival de la terminación cervical; esta terminación también se dispone de diferentes formas, cilíndrica o troncocónica en pilares prefabricados, o bien en forma individualizada para sobrecolado (30, 31).

Una **Base del Pilar**, la cual permite el ajuste sobre el implante mediante el tornillo de retención y además puede

disponer de un sistema antirrotacional que actúa como elemento intermedio entre el implante y el pilar ^(30,31).

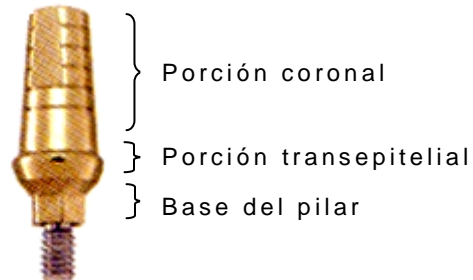


Figura 12. Pilar protésico de dos piezas para cementado
Tomado de Catálogo de Productos AlphaBio, 2006. www.alpha-bio.net

3.3. CRITERIOS PARA LA SELECCIÓN DE PILARES PROTÉSICOS.

Deben considerarse una serie de criterios para la selección de pilares, para ello se evalúa:

- a) La necesidad de disponer de un sistema de antirrotación; es el caso de restauraciones unitarias, o cuando se utilizan pilares angulados o individualizados donde el sistema de antirrotación además permite reproducir la posición exacta del pilar en la boca y sobre el modelo.
- b) El tipo de retención de la prótesis; cementada o atornillada.
- c) Los problemas de angulación o falta de paralelismo entre pilares que necesiten corregirse.

- d) El espacio interoclusal que va a determinar la longitud del pilar.
- e) Los requerimientos estéticos, ya que esto determinará la posición de la terminación cervical y el perfil de emergencia ⁽³⁰⁾.

3.4. CARACTERISTICAS DEL TALLADO DE LOS PILARES PROTESICOS

3.4.1. Técnica Directa

Los pilares se colocan en el cuerpo del implante. Antes de la cita se ha confeccionado una plantilla transparente de la prótesis en base al encerado, que representa los contornos de la restauración final. Se pueden preparar los pilares en boca con una fresa y abundante irrigación. Se alisan las superficies oclusales y axiales. Se emplea una piedra de diamante de grano grueso para generar rugosidades por encima de la línea de terminación, se toma la impresión final y se confecciona la prótesis ⁽²⁰⁾.

Sin embargo, es importante señalar que el poste de titanio es un metal duro y durante el tallado se genera calor y vibraciones por la fricción del disco y las fresas, si el procedimiento se realiza en boca del paciente el calor que

se genera en el tallado se transmite a los tejidos de soporte y puede poner en peligro la oseointegración del implante dental ⁽²⁹⁾. (Ver Figura 13)

Figura 13. Tallado de Pilares protésicos. Técnica Directa



Figura 13-A
Se evalúa el espacio de la altura de la corona

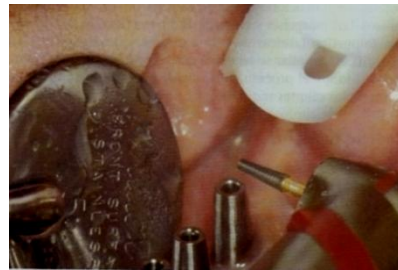


Figura 13-B
Se reduce la altura de los pilares con una pieza de mano de alta velocidad y una fresa de carburo



Figura 13-C
Se obtiene el espacio para la restauración



Figura 13-D
Se emplea una pieza de mano de alta velocidad con una piedra de diamante de grano grueso para rayar la superficie y aumentar la retención

Tomado de Misch, 2006.

3.4.2. Técnica Indirecta

Se realiza tomando una impresión de los implantes ya sea con cubeta abierta o cerrada, una vez obtenido el modelo de trabajo se selecciona el pilar protésico, se

asienta en el mismo y se verifica la correcta ubicación de los pilares en el modelo. Se recomienda que el tallado del pilar protésico se realice en el modelo por lo señalado anteriormente ⁽²⁹⁾.

El tallado del pilar protésico mantiene los mismos principios del tallado de un diente natural que va a recibir una corona o un puente metal cerámico. Por lo tanto, se utilizan piedras de diamante troncocónicas o en forma de torpedo para poder delimitar una línea de terminación en chaflán ⁽²⁹⁾.

Los pilares protésicos deben tener paralelismo entre sí, con un solo eje de inserción y remoción de la prótesis. Se deben tallar con una conicidad de 6° para obtener una buena retención y facilitar el eje de inserción de la prótesis, es importante otorgarle la forma del tallado de un muñón de diente natural (concavidad palatina en los incisivos y planos inclinados en los dientes posteriores) para reducir la concentración de tensión y permitir el espesor suficiente a la estructura metálica y a la cerámica en las restauraciones metal cerámicas o solamente el espesor de la cerámica en el caso de restauraciones totalmente cerámicas. La

superficie debe quedar lisa y pulida y con buen acceso al tornillo de fijación ⁽²⁹⁾. (Ver Figura 14)

El tallado de los pilares protésicos por medio de la técnica indirecta puede ser realizada ya sea por el odontólogo o por el laboratorio. La principal ventaja de esta opción es que se pueden preparar múltiples pilares paralelos y se pueden confeccionar fácilmente protecciones provisionales de toda la arcada, ahorrando tiempo en el consultorio dental, además el encerado y colado de laboratorio pueden realizarse directamente sobre el pilar que será empleado posteriormente en la prótesis ⁽²⁰⁾.

Figura 14. Tallado de Pilares protésicos. Técnica Indirecta

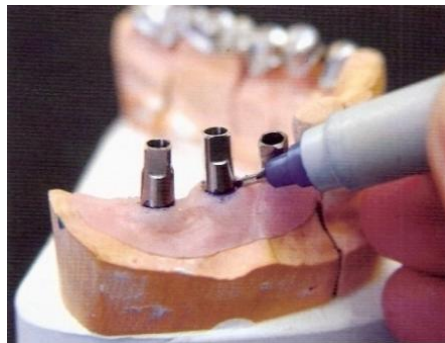


Figura 14-A

Se conecta el pilar protésico en el análogo del cuerpo del implante y se marca la altura del tejido sobre los pilares

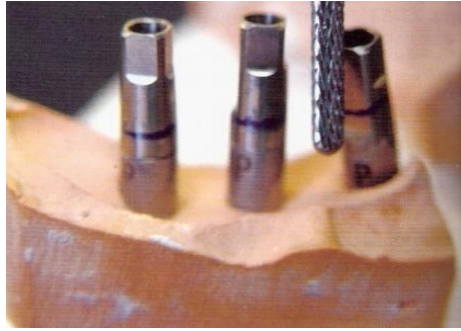


Figura 14-B

Se retira la máscara gingival del modelo maestro. Se usa una pieza de mano guiada para preparar el paralelismo entre los pilares. Se suele realizar una parte plana sobre cada pilar y la terminación en filo de cuchillo

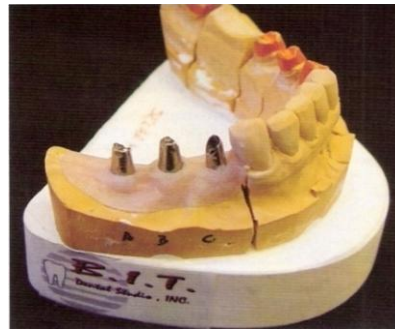


Figura 14-C

El modelo maestro se completa cuando se coloca de nuevo la máscara gingival. *Tomado de Misch, 2006.*

3.5. CLASIFICACIÓN DE LOS PILARES PROTÉSICOS

La pobreza de diseños de pilares de hace unos años ha sido sustituida por multitud de opciones. ⁽²⁰⁾

El pilar protésico puede ser atornillado, adaptado por fricción o cementado al cuerpo del implante ⁽¹⁹⁾.

Entre ellos se pueden mencionar:

3.5.1. Según su duración:

Pilares protésicos provisionales: Son los utilizados hasta que la prótesis definitiva es confeccionada y permite la posibilidad de ser reemplazados por otro igual o diferente en caso de complicaciones, de haber realizado la selección errónea o de ameritar alteraciones en su diseño ⁽¹⁷⁾.



Figura 15. Pilar protésico provisional

Tomado de Catálogo de Productos AlphaBio 2006. www.alpha-bio.net

Pilares protésicos definitivos: que son los que eligen para soportar la prótesis definitiva ⁽¹⁷⁾.

3.5.2. Según su forma: Cilíndricos y cónicos ⁽¹⁷⁾

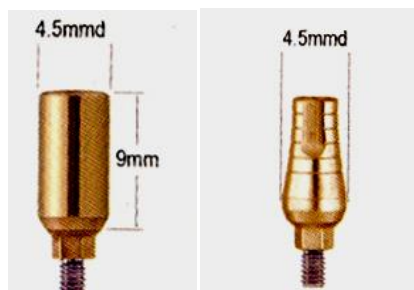


Figura 16. Pilar protésico cilíndrico (izquierda), cónico (derecha).

Tomado de Catálogo de Productos AlphaBio 2006. www.alpha-bio.net

3.5.3. Según el material: Cerámicos y de titanio ⁽¹⁷⁾

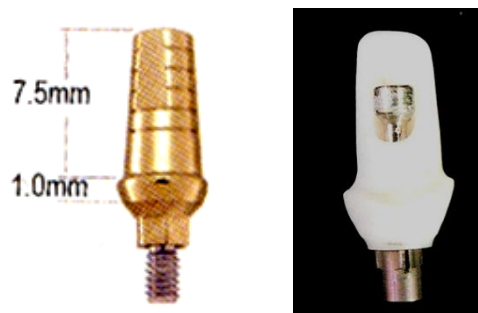


Figura 17. Pilar protésico de titanio (izquierda), Tomado de Catálogo de Productos AlphaBio 2006 www.alpha-bio.net. Cerámico (derecha), Tomado de Miyashita y Salazar, 2001.

3.5.4. Según factores de diseños especiales: que se refieren a la superficie de unión entre el pilar y el implante, la cual varía dependiendo de la presencia o no de elementos de antirrotación ^(17,31).

Entre ellos tenemos:

Cierre de hexágono interno

Cierre de hexágono externo

Ranuras

Conexión troncocónica de Morse

Los implantes que no incluyen este tipo de elementos antirrotacionales son de superficie lisa y normalmente requieren pilares de una sola pieza, con frecuencia se utilizan para estructuras ferulizadas o barras que impidan la

rotación perjudicial de los pilares. Éstos no se deben usar para restauraciones de un solo diente, ya que la falta de un dispositivo de antirrotación conlleva al aflojamiento persistente de los pilares y la prótesis ⁽³¹⁾.

Los dispositivos de antirrotación de los implantes impiden los movimientos indeseables de los pilares ubicados sobre los mismos ^(17,31).

El Hexágono Externo es uno de los componentes anti rotacionales más usados ya que este diseño permite una gran variedad de opciones protésicas debido a la posibilidad de intercambiar los pilares de las diferentes casas fabricantes ⁽³¹⁾.



Figura 18. Conexión de tipo Hexágono Externo

Tomado de <http://www.implantdirect.com>

El diseño de **Hexágono Interno** ofrece algunas ventajas ya que permite una unión más exacta entre el implante y el

pilar facilitando la conexión intrabucal de los pilares, además una vez asentados y apretados los pilares presentan menos movimientos. Debido a este ajuste perfecto el hexágono interno conlleva a menos problemas de aflojamiento de los tornillos y también permite asentar los tornillos utilizados para cubrir los implantes al ras de la superficie superior de éstos durante la primera intervención, a diferencia de los diseños de hexágono externo, cuyos tornillos de cobertura sobresalen por encima del implante. Por consiguiente los diseños de hexágono interno facilitan la sutura y permiten un cierre primario con mayores garantías, además, dado a que no sobresalen por encima del hueso, reducen el riesgo de que la prótesis dañe el implante o los tejidos que lo recubren ⁽³¹⁾.



Figura 19. Conexión de tipo Hexágono Interno

Tomado de <http://www.implantdirect.com>

Unión de ranuras y sus variantes: consiste en una configuración antirrotación de aletas y surcos. Es un

mecanismo de antirrotación externo. Cada uno de los 6 componentes externos denominados dientes sobresalen 1mm del implante y encajan en una ranura hembra labrada en la base del pilar. En caso de preferir un sistema antirrotacion interno se ha diseñado un complejo de pilar encajado en el implante que presenta unos salientes en la base del pilar que encajan exactamente en seis orificios que se encuentran en la parte superior del implante ⁽³¹⁾.

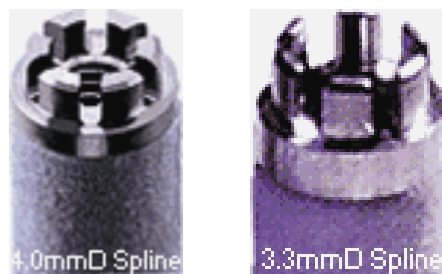


Figura 20. Conexión de tipo Ranuras

Tomado de <http://www.implantdirect.com>

La fijación troncocónica de Morse: fabrica un implante con un pilar de una sola pieza con un estrechamiento de 5° en sus paredes. Golpeando firmemente se puede conseguir una estabilidad casi inamovible debido al fenómeno de soldadura en frio que se produce al colocar y apretar el pilar ⁽³¹⁾.



Figura 21. Conexión de tipo Extremo apuntado de Morse

Tomado de <http://www.implantdirect.com>

3.5.5. Según su elaboración:

Pilares prefabricados: Ofrecidos por las casas fabricantes

Pilares sobrecolados o colados: se utilizan cuando se necesitan angulaciones exactas para posiciones protésicas concretas. Entre estos tenemos los pilares UCLA los cuales se fabrican sobre modelos obtenidos a partir de impresiones de transferencia de implantes. Los patrones de plástico o los collarines de oro manufacturado encajan en el componente antirrotacional hexagonal del implante y sobre ese elemento se da la conformación al pilar con cera o acrílico. La pieza resultante es un pilar de tamaño y angulación perfecta. Los patrones de plástico que engranan en el hexágono y que posteriormente son colados proporcionan una unión implante pilar menos exacta que la de los pilares sobrecolados (con base en oro), o que la de los pilares prefabricados ^(30,31).

3.5.6. Según el método por el cual se sujeta la prótesis o la supraestructura al pilar:

El pilar para atornillado: emplea un tornillo para fijar la prótesis o la supraestructura y emplea un tornillo de cobertura higiénica situado sobre el pilar, con el fin de impedir que los residuos y el cálculo invadan la porción de la rosca interna del pilar durante la confección de la prótesis, entre las citas de la fase protésica ⁽²⁰⁾.

El pilar para cementado: utiliza cemento dental para fijarlas ⁽²⁰⁾.

El pilar para retenedor: emplea un sistema de retenedor para fijar una prótesis removible como puede ser un retenedor en anillo-O. La categoría de pilar para retenedor también se ha ampliado con pilares de una o de dos piezas para sobredentaduras, de diferentes contornos y alturas ⁽²⁰⁾.

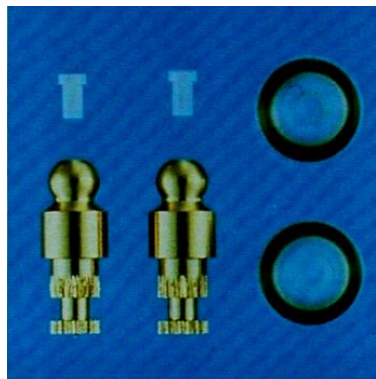


Figura 22. Pilar protésico de bola. Tomado de Winkelman, Orth K, 1994.



Figura 23. Pilar protésico de titanio para sobredentadura con diferentes alturas acorde con el collar de tejido gingival. Tomado de Catálogo de Productos AlphaBio 2006. www.alpha-bio.net

Las prótesis sobre implantes **retenidas por tornillos** han sido desarrolladas para responder a la necesidad de remover la restauración aun cuando la oclusión y estética se sacrifiquen, sin embargo **las prótesis cementadas** cuando se realizan de manera apropiada pueden ser recuperables (31,32).

En cuanto a las **restauraciones cementadas**, la literatura (32) reporta que hay factores que influyen la cantidad de retención (ya sea en dientes naturales o en implantes). Estos factores son: conicidad, área de superficie y altura, pulido de la superficie y tipo de cemento (32).

Con respecto a la conicidad la mayoría de las casas fabricantes presentan la mayoría de sus pilares maquinados con 6° lo que proporciona una retención ideal (32).

El área de superficie y la altura son dos factores que están muy relacionados. Los márgenes de las restauraciones sobre implantes generalmente se encuentran 1 ó 2mm subgingival, como resultado las paredes son más largas que si la preparación se presentara en dientes naturales, la excepción a esto se presenta en los molares donde la altura pudiera ser mayor que en dientes naturales pero la cantidad de superficie en los implantes es menor. Sin embargo los pilares de implantes generan gran cantidad de retención en cuanto a altura y superficie se refiere ⁽³²⁾. Si se requiere retención adicional se pueden crear rugosidades a los pilares de implantes, para esto se utilizan piedras de diamante o arenado, pero generalmente con la conicidad y la longitud este procedimiento no es necesario ⁽³²⁾.

El tipo de cemento que más se utiliza en restauraciones sobre implantes son cementos provisionales ya que permite al operador el control del grado de retención de la restauración. Este se puede usar sólo o combinado con petrolato. El uso de cementos definitivos no se recomienda para la retención de implantes a causa de su dificultad para recuperar la restauración. Si el cemento provisional no

proporcionara retención adecuada, puede ser usado el principio de cementación progresiva, de esta manera pueden ser empleados cementos más resistentes hasta lograr la retención deseada ⁽³²⁾.

En las **restauraciones atornilladas** es importante que se les aplique el torque que especifique el fabricante. El fulcro o punto pivote es creado en el borde donde el pilar o el colado se une con la cabeza del implante. Cuando existe una adaptación exacta entre el pilar y la cabeza del implante se crea un punto de pivote continuo alrededor de la circunferencia, en ésta situación estable las fuerzas oclusales verticales producen cargas verticales. La situación no es la misma cuando los colados atornillados a los implantes presentan discrepancias, las cargas verticales pueden comprimir una zona del colado y causar pérdida del tornillo ⁽³²⁾.

Si la razón de la versatilidad protésica (posibilidad de extraer la prótesis) es solventada, es difícil justificar el uso del tornillo para retener la prótesis con la excepción de pilares con altura limitada. En áreas con limitado espacio el tornillo es más efectivo que el cemento ya que el pilar

carece de factores importantes como son el área de superficie y la altura ^(31,32). Las prótesis cementadas ofrecen ventajas en cuanto a: el colado adapta pasivamente en el pilar gracias a la capa de cemento, las estructuras pueden ser adaptadas en el consultorio dental, se evita en muchos casos el seccionamiento de la prótesis y la soldadura de la misma, el hecho de que no exista orificio para el acceso del tornillo ofrece integridad de la superficie oclusal lo que permite disminuir la posibilidad de fractura de la porcelana y que la oclusión sea desarrollada de manera que responda a las necesidades de carga axial, facilitan el acceso en la parte posterior de la boca, reduce los costos, la complejidad de los componentes, de los procedimientos de laboratorio, reduce el tiempo en el sillón dental y exhibe superior estética ya que las superficies oclusales permanecen intactas ^(31,32). Las desventajas que se le pueden atribuir son la posibilidad de desprendimiento prematuro de la restauración y la acumulación de cemento en el surco periimplantario ^(20,31,32).

3.5.7 Según la relación axial entre el cuerpo implantario y el pilar

3.5.7.1. Pilar recto: La mayoría de los pilares rectos para prótesis cementadas son cónicos pero el grado de conicidad no cambia su relación axial con el cuerpo del implante ⁽¹⁹⁾.



Figura 24. Pilar protésico de titanio recto con hombro pretallado acorde con la altura del collar de tejido gingival (Izquierda). Pilar protésico estético de titanio (Derecha). Tomado de *Catálogo AlphaBio 2006*. www.alphabio.com



Figura 25. Pilar para cementado de dos piezas.

De izquierda a derecha tornillo de un pilar, pilar para cementado recto de dos piezas con el tornillo de fijación insertado. Tomado de *Misch, 2006*.

3.5.7.2. Pilar angulado: Es el pilar que altera la angulación del eje axial entre el implante y el pilar ⁽¹⁷⁾. Permite

resolver situaciones desfavorables de emergencia de los implantes, en donde la prolongación axial de la fijación resulta totalmente inapropiada para la fijación protésica. Los pilares angulados de los implantes sumergidos presentan un sistema antirrotacional (según la empresa comercial fabricante), diferentes alturas transgingivales y diferentes grados de angulación (15°, 25° y 35°) para conseguir paralelismo de la supraestructura con los dientes contiguos o con el resto de los pilares ⁽³⁰⁾.



Figura 26. Pilar angulado para cementado de dos piezas. Tomado de Misch, 2006.

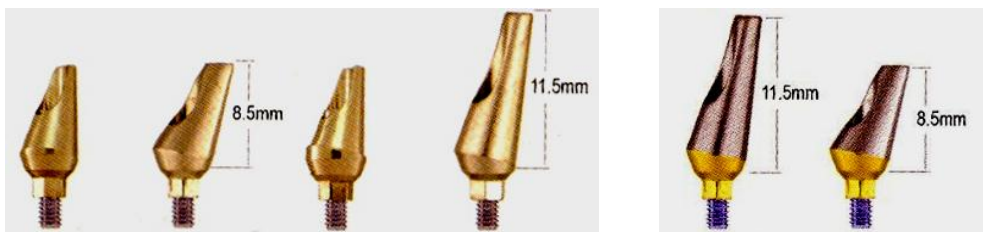


Figura 27. Pilar protésico de titanio angulado (Izquierda). Pilar protésico estético de titanio angulado (Derecha). Tomado de Catalogo AlphaBio 2006. www.alphabio.com

4.- INFLUENCIA DEL USO DE PILARES ANGULADOS EN LA DISTRIBUCIÓN DE TENSIONES EN EL HUESO DE SOPORTE EN LAS PRÓTESIS SOBRE IMPLANTES

4.1. TIPOS DE MODELOS BIOMECÁNICOS EXPERIMENTALES

Para estudiar la influencia de la angulación del pilar protésico en las tensiones transmitidas en las prótesis sobre implantes, se realizan estudios de modelos biomecánicos experimentales los cuales proporcionan información relacionada con el posible comportamiento de las mismas en situaciones clínicas. Dentro de estos estudios se encuentran los modelos fotoelásticos, modelos de elementos finitos (de 1, 2 y 3 dimensiones) y la utilización de diales indicadores de deformación. Estos estudios han sido utilizados para determinar la respuesta del hueso ante la carga externa de los implantes ⁽³⁸⁾.

Los modelos fotoelásticos simulan los implantes embebidos en el hueso y a través de ellos es posible observar las máximas tensiones generadas dentro del modelo sometido a carga. Usualmente el modelo creado es de dos dimensiones, el hueso es tomado como un material

isotrópico y la geometría de la mandíbula no se considera. Cuando se analizan los modelos fotoelásticos se observan patrones colorimétricos que caracterizan las áreas de concentración de tensión ⁽³⁸⁾.

Los análisis fotoelásticos se basan en las propiedades de algunos materiales transparentes, los cuales exhiben patrones colorimétricos cuando son sometidos a cargas y posteriormente son observados con una luz polarizada. Estos patrones colorimétricos son llamados cambios o franjas isocromáticas. Los estudios con análisis fotoelásticos han sido llevados a cabo para determinar la distribución de tensiones alrededor de los dientes naturales en los pilares de prótesis parciales removibles, de prótesis fijas y para determinar la tensión alrededor de los implantes endoóseos bajo dentaduras totales o parciales ⁽³⁹⁾.

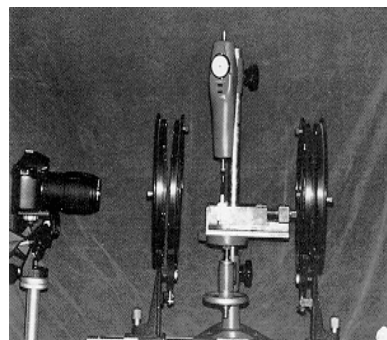


Figura 28. Polariscopio circular. Tomado de Clelland N, et al., 1993.

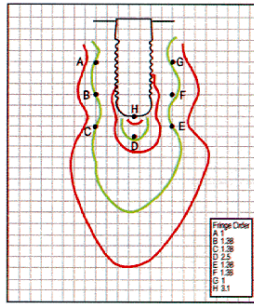


Figura 29. Imagen de los patrones colorimétricos trazados en papel.
Tomado de Clelland N, et al., 1993.

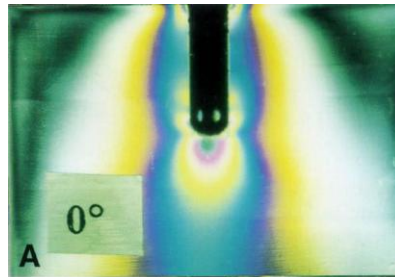


Figura 30. Diagrama de un modelo fotoelástico de un implante cargado con 30N y un pilar de 0°. *Tomado de Brosh T, et al., 1998.*

El modelo fotoelástico se realiza en un material plástico homogéneo que simula el hueso humano (el cual se encuentra constituido por hueso esponjoso y hueso cortical), por esa razón la magnitud de la tensión en el hueso real puede ser diferente de la que se encuentran en el modelo, sin embargo la localización y las tendencias generales de esas tensiones observadas se estiman que sean similares a la realidad. La técnica usada facilita la vista en dos dimensiones de la concentración de tensión, aunque el modelo fotoelástico da excelente información cualitativa,

datos cuantitativos podrían ser obtenidos mediante el uso de diales indicadores o análisis de elementos finitos ^(39,40).

El **modelo de elementos finitos** es una técnica numérica de simulación computarizada. Allí la geometría y las propiedades mecánicas de los tejidos biológicos pueden ser definidas (muchas veces basados en los datos de tomografías axiales computarizadas y de resonancias magnéticas del hueso humano), y se obtiene información de tensión y deformación. Cuando los modelos de elementos finitos son aplicados en implantes, las tensiones compresivas y de tracción demuestran que se desarrollan en diferentes localizaciones en el hueso alrededor del implante. En estos modelos numéricos no se contemplan problemas mecánicos experimentales como la conexión entre el implante y el hueso, la cual se considera que es ideal y en las situaciones reales eso no ocurre, por lo tanto la influencia en la distribución de tensiones en el hueso circundante es menor ^(25,38,45,57,58), también se considera el hueso como isotrópico ^(25,45,57,58), y se establece la capa de hueso cortical de 1.5mm ^(25,45)

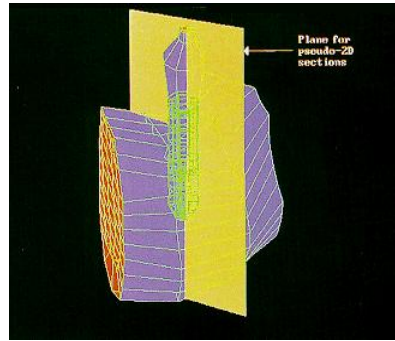


Figura 31. Simulación computarizada de un implante localizado en la zona de canino con un modelo de elemento finito de tres dimensiones. Tomado de Papavasiliou G et al., 1996.

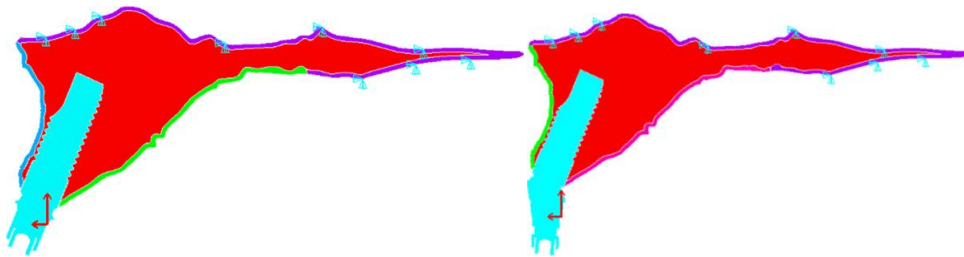


Figura 32. Representación esquemática de implante localizado en el sector anterior del maxilar. Modelo de análisis de elementos finitos de 2 dimensiones. Tomado de Saab X, et al., 2007.

El dial indicador de deformación es un instrumento que se une al implante, el cual se ubica en un medio que simula al hueso para determinar las deformaciones a lo largo de la interfase hueso implante. Este método nos da información experimental adicional, comparada con la técnica fotoelástica, tal como el tipo de tensión y la cuantificación de deformación ⁽³⁸⁾.

Un tipo de dial indicador de deformación es el rosette, éste es un dispositivo con resistencia eléctrica usado frecuentemente, el cual se basa en el concepto fundamental de que la resistencia eléctrica del cable cambia en función de la deformación. Monitoreando esos cambios en la resistencia se obtiene información de las deformaciones ocurridas en el sitio donde el instrumento fue colocado ⁽⁴⁰⁾.

Una ventaja de la técnica del dial indicador de deformación, es que puede ser aplicado para rehabilitaciones complejas soportadas por múltiples implantes donde se simule la mandíbula completa mientras se somete a cargas, y de esta manera pueden representarse situaciones clínicas. En esta situación al utilizar modelos fotoelásticos se requiere llevar a cabo registros y análisis por segmentos, ya que son necesarias las vistas perpendiculares del modelo, también el uso de modelos numéricos es preciso para recopilar información relevante ya que las propiedades mecánicas del hueso son complejas ⁽³⁸⁾.

Por otra parte en la técnica del dial indicador, cuando se realiza el análisis de las tensiones, la concentración de

tensión en la parte más coronal del implante no se puede observar, ya que el tamaño del instrumento no permite su adecuada ubicación para este fin ⁽³⁸⁾, y los diales indicadores miden la deformación sólo en una dirección (en el sitio donde se localiza), por tal motivo se requiere la combinación de tres instrumentos ⁽⁴⁰⁾. (Ver Figura 34)

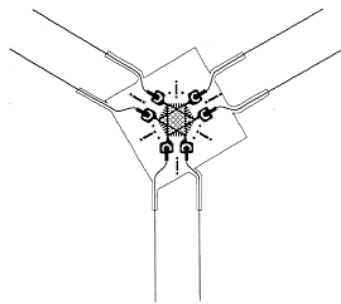


Figura 33. Representación esquemática de tres diales indicadores de rosette. Tomado de Clelland N, et al., 1993.

Debido a que cada técnica experimental tiene limitaciones y a causa de las diferentes propiedades mecánicas del material que simula al hueso es necesario utilizar técnicas complementarias para la verificación de los resultados que son cualitativamente similares con las tres técnicas, sin embargo cuantitativamente se obtiene información adicional con cada una de ellas ⁽³⁸⁾.

4.1.1. Orientación ideal del implante

Las fuerzas oclusales típicas son tridimensionales, con componentes que se dirigen en uno o más ejes de coordenadas (41 Citado en 20).

Los dientes están diseñados principalmente para una carga sobre su eje mayor. Las raíces son perpendiculares a la curva de Wilson y a la curva de Spee y, a pesar de que el movimiento de masticación sigue un modelo elíptico, con una forma típica de “gota de agua”, cuando se produce el contacto final entre los dientes, las fuerzas se transmiten a lo largo del eje mayor de las raíces, sobre todo en la fase de mayor potencia masticatoria. El movimiento apical de los dientes es mínimo, si se compara con el movimiento lateral, que está diseñado para disipar el componente lateral de la carga (20). En las figuras 34 y 35 se muestra la inclinación natural de los dientes (Curva de Wilson y Curva de Spee)

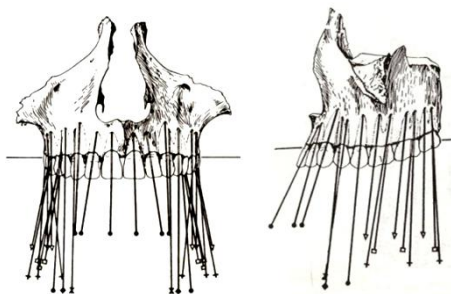


Figura 34. Angulación de los dientes del maxilar superior. A. Vista frontal, B. Vista lateral. Tomado de Dempster, 1963.

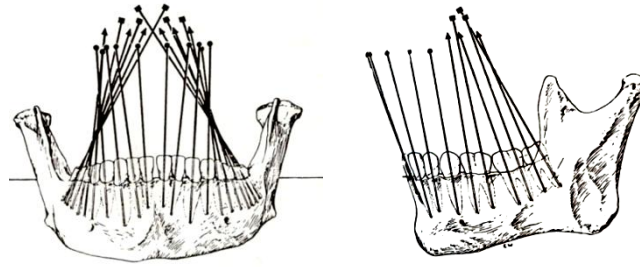


Figura 35. Angulación de los dientes del maxilar inferior. A. Vista frontal, B. Vista lateral. *Tomado de Dempster, 1963.*

De la misma manera que los dientes, los implantes también están diseñados para soportar cargas sobre su eje mayor y como se mencionó anteriormente las fuerzas que actúan sobre los implantes dentales se pueden considerar como vectores y una misma magnitud de fuerza puede producir efectos diferentes sobre el hueso circundante al implante, atendiendo únicamente a la dirección con la que se aplica la carga ⁽²⁰⁾.

Cuando existen implantes ubicados en posición angulada a lo que sería el eje axial de la restauración es necesario realizar correcciones desde el punto de vista protésico para dar a la restauración final la ubicación adecuada.

Una opción muy utilizada en pilares divergentes para prótesis cementadas es la colocación de un pilar angulado.

Hay muchos diseños disponibles dependiendo del fabricante, con ángulos que oscilan entre 15° y 30°. Los pilares angulados de dos piezas engranan en el hexágono o el aditamento antirrotacional ⁽²⁰⁾

Debido al uso difundido sobre los pilares angulados y a lo señalado anteriormente, referente a que una misma magnitud de fuerza puede producir efectos drásticamente diferentes sobre la interface hueso implante, atendiendo únicamente a la dirección con la que se aplica la carga, se va a estudiar la influencia de la angulación del pilar protésico en las tensiones transmitidas al hueso circundante al implante y las consecuencias derivadas de su aplicación.

4.1.2. Influencia de la angulación del pilar protésico en las tensiones transmitidas en la interfase hueso implante

En 1970, Binderman ⁽⁴²⁾, en un análisis bidimensional sobre elementos finitos, estudió 50 diseños de implantes endoóseos y concluyó que todos los diseños estaban sometidos a menor tensión ante una carga sobre el eje mayor y que la distribución de tensiones se concentraba

fundamentalmente en la región de la cresta ósea ^{(42 y 43}
Citado en 20), (25, 27).

La carga axial sobre el eje mayor del cuerpo del implante genera una mayor proporción de tensiones por compresión que por tracción o cizallamiento y mejor distribución de tensiones en la interfase hueso-implante ⁽²⁰⁾.

Cuando el cuerpo del implante se carga sobre su eje mayor, con una magnitud de 100N se genera un componente axial de 100N, y no se observa ningún componente lateral. Sin embargo, la mayoría de las variaciones anatómicas, como las concavidades óseas, se localizan en la zona vestibular y determinan la inclinación del cuerpo del implante. De esta manera, un cuerpo de implante que presente una angulación de 15°, puede ser fácilmente rehabilitado mediante un pilar protésico angulado de 15°, sin embargo, la carga aplicada incrementa las tensiones transmitidas a la zona vestibular en un 25.9%. Si el cuerpo del implante presenta una angulación de 30°, el componente vestibular de la carga oclusal que se transmite al hueso de esta zona es de un 50% mayor ⁽²⁰⁾. (Ver Figura 36)

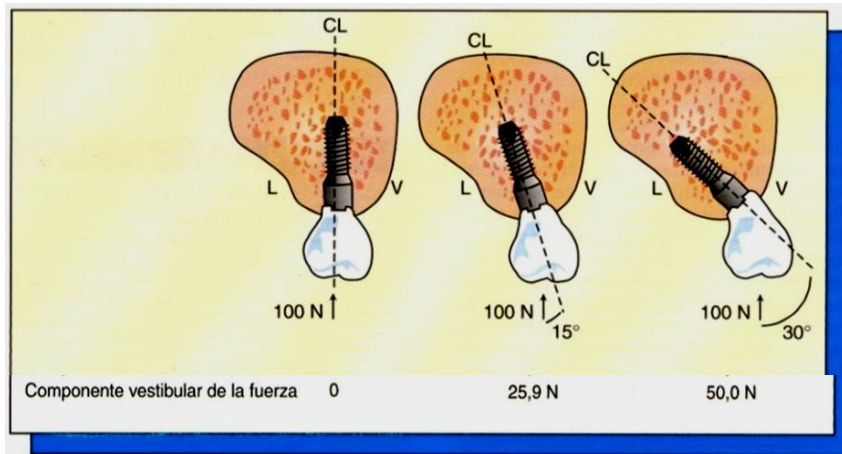


Figura 36. Componente vestibular de la fuerza. Tomado de Misch, 1999.

Al observar la figura se describe que cuando las cargas se aplican con la misma dirección que el eje mayor del cuerpo del implante, la tensión se concentra en la región de la cresta (izquierda) y su intensidad no se incrementa como consecuencia de la posición del implante. El implante del centro tiene una inclinación de 15° con respecto al eje mayor de la carga, con un pilar angulado de 15° la restauración es similar a la situación anterior, pero a pesar de que todos los demás factores son parecidos, hay un 25,9% más de tensión en la cresta ósea vestibular. El cuerpo del implante de la derecha presenta una angulación de 30° con respecto a la carga. Con un pilar angulado de 30° , la apariencia de la corona puede ser similar. Sin embargo, el tornillo del pilar, la conexión entre el pilar y el

implante, así como la interfase hueso-implante están sometidos a una tensión de un 50% mayor en la zona vestibular del sistema ⁽²⁰⁾.

Mediante métodos de análisis tridimensionales de elementos finitos y técnicas fotoelásticas, se confirma que se producen mayores tensiones sobre la cresta ósea cuando la carga oclusal se aplica sobre el cuerpo de un implante angulado ^(20,25,44,45,46), y que la distribución de tensiones se presenta de forma asimétrica en implantes con pilares angulados ^(20,25,40,44,45,46,57). Estos resultados también se obtienen cuando se aplica una carga angular sobre un implante perpendicular al plano oclusal y esto aumenta el riesgo biomecánico ⁽²⁰⁾. (Ver Figura 37)



Figura 37. Estudio fotoelástico cuando se estudian dos implantes antagonistas en maxilar y mandíbula. Uno de los implantes superiores esta angulado con respecto a la dirección de la carga. El número de las líneas de tensión es similar para los tres implantes que mantienen la carga en dirección axial. El contorno de las líneas de tensión en el implante angulado están mucho más aumentadas. *Tomado de Misch, 2006*

Una carga angular aplicada sobre el eje mayor del implante aumenta las tensiones por compresión a nivel de la cresta ósea en el lado contrario del implante, y aumenta el componente de tracción en el mismo lado donde se aplica. (Ver Figura 38). A medida que aumenta el ángulo de la carga sobre el cuerpo del implante hay más posibilidades de dañar la cresta ósea ^(41 citado en 20).

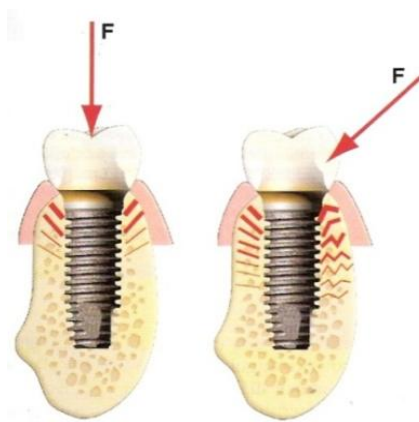


Figura 38. Incidencia de cargas axiales y angulares sobre un implante. Cuando se coloca una carga angular sobre el cuerpo de un implante, se aumentan las tensiones por compresión en el lado contrario al que se aplica la fuerza, y la tracción y cizallamiento en el mismo lado. Debido a que el hueso es menos resistente a estas dos últimas fuerzas, el riesgo para el hueso aumenta porque 1) aumenta la cantidad de tensión y 2) el tipo de tensión varía hacia una modalidad más lesiva (tracción y cizallamiento). *Tomado de Misch, 2006*

Cualquier carga que se aplique de forma angular puede generar tensiones de tracción, compresión y de cizallamiento. A medida que aumenta el ángulo de carga sobre el eje mayor del implante, éstas tensiones aumentan ⁽²⁰⁾.

Además, en lugar de un tipo de tensión, principalmente de compresión, se produce un incremento del componente de tracción, en comparación con una carga aplicada en dirección axial (40, 41 y 44 Citado en 20,46), que se ha demostrado como un factor que dificulta la neoformación ósea y produce pérdida ósea (41 y 47 Citado en 20).

Por otra parte, se ha demostrado que la porción cortical de los huesos largos tiene una mayor resistencia a la compresión, un 30% menos de resistencia a la tracción y un 65% menos de resistencia al cizallamiento (48 Citado en 20). (Ver Figura 39)

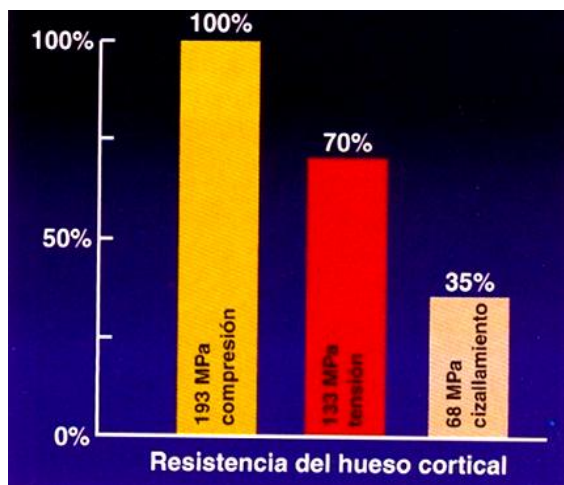


Figura 39. Resistencia del hueso. La resistencia del hueso hasta la fractura depende del tipo de fuerza que se le aplique. El hueso es más resistente a las tensiones de compresión, un 30% más débil ante la tracción, tan solo presenta el 35% de resistente al cizallamiento. Tomado de Misch, 1999.

El efecto nocivo de la carga no axial o de las cargas angulares sobre el hueso se incrementa debido a la

anisotropía del mismo ⁽²⁰⁾. La anisotropía se refiere a una característica del hueso en la que las propiedades mecánicas, donde se incluye la resistencia final, varían en función de la dirección con la que se aplica la carga ⁽²⁰⁾.

De esta manera, las cargas que se aplican de forma angular al hueso influyen en los valores de resistencia tanto a la compresión como a la tracción, ya que la resistencia del hueso cortical disminuye a medida que aumenta el ángulo de aplicación de la carga ^(49 y 50 Citado en 20). (Ver Tabla 3)

Tabla 3. Resistencia del hueso cortical en relación con el ángulo de carga

TIPO DE FUERZA APLICADA	RESISTENCIA (MPa)*	DIRECCIÓN DE LA CARGA
DE COMPRESIÓN	193	LONGITUDINAL
	173	30° DE DIVERGENCIA RESPECTO AL EJE
	133	60° DE DIVERGENCIA RESPECTO AL EJE
DE TRACCIÓN	133	TRANVERSA
	133	LONGITUDINAL
	100	30° DE DIVERGENCIA RESPECTO AL EJE
	60,5	60° DE DIVERGENCIA RESPECTO AL EJE
	51	TRANVERSAL

Tomado de Reilly DT, Burstein AH, 1975.

Una carga que se aplica con un ángulo de 30° puede disminuir los límites de resistencia a la compresión en un 10% y en un 25% en la resistencia a la tracción. Una carga que se aplica con un ángulo de 60° reduce la resistencia a la compresión un 30% y a la tracción un 55%. De este modo, no sólo la tensión sobre el hueso de la cresta aumenta alrededor del implante con las cargas anguladas, sino que también puede disminuir el nivel de tensión que puede soportar el hueso (por ejemplo resistencia a la fractura). A medida que aumenta el ángulo de carga, la resistencia a la fractura disminuye ⁽²⁰⁾.

Por esta razón se intenta eliminar las cargas laterales o anguladas en una prótesis sostenida sobre implantes y así reducir las tensiones de tracción y cizallamiento que actúan sobre la interfase hueso implante ya que a medida que aumenta el ángulo de carga, más se incrementan estos componentes lesivos disminuyendo la resistencia del hueso.

Así todos los esfuerzos se basan en reducir este efecto negativo de las cargas anguladas dirigiendo las cargas al eje longitudinal del implante ⁽²⁰⁾.

Igualmente, las microdeformaciones sobre el hueso de la cresta aumentan con las cargas anguladas, y pueden hacer que las cargas axiales dentro de los límites fisiológicos pasen a la zona patológica, con el resultado de una pérdida de hueso ⁽²⁰⁾.

Brosh *et al.* ⁽³⁸⁾ realizó un estudio cuyo objetivo fue comprobar que los pilares angulados producen diferente distribución de tensiones en la interfase hueso implante comparados con los pilares rectos mediante el uso de un dial indicador de deformación y se evaluó la misma hipótesis por medio de un método fotoelástico para comparar las dos técnicas experimentales ⁽³⁸⁾.

En el estudio fueron utilizados tres pilares diferentes para cada implante: 0°,15°,25° y se aplicó una carga de 100N, 200N y 300N ⁽³⁸⁾.

Cualitativamente similares tensiones y distribución de las mismas fueron determinadas con ambas técnicas (el uso del dial indicador de deformación y un método fotoelástico). Sin embargo cuantitativamente los valores demostrados con los modelos fotoelásticos son más bajos que cuando se

compara con la otra técnica. Aunque estas diferencias pueden ser observadas con un pilar recto, fueron aun más pronunciadas cuando se comparó la influencia de la angulación del pilar. Las medidas de tensión demostraron que cuando el pilar angulado incrementaba de 0 a 15° las tensiones compresivas aumentaron en un 300% y cuando la angulación se incrementó a 25° las tensiones compresivas aumentaron 430%. Sin embargo con el uso de la técnica fotoelástica con ambos pilares angulados hubo un aumento de sólo el 11%. El autor concluye que el método propuesto (dial indicador de deformación) es válido para analizar las tensiones distribuidas en la interfase hueso implante, y que las dos técnicas estudiadas proporcionan información diferente por lo que pueden ser usados como métodos complementarios ⁽³⁸⁾.

También se concluye que ante cargas aplicadas en los pilares angulados se producen altas tensiones en el hueso en la zona coronal del implante cuando se compara con pilares rectos ⁽³⁸⁾. Los tejidos de soporte de los implantes deben permanecer sanos y estables, sin embargo los implantes corren riesgos de periimplantitis y existe evidencia que la principal causa es la infección y el trauma.

Por esta razón se debe tomar en cuenta que altas tensiones inducidas a través de pilares angulados en la zona cervical del implante debido a momentos de flexión podría ser un factor dominante que agrave cuadros de periimplantitis existentes ⁽³⁸⁾.

Para evitar esto, el implante debería ser planificado para recibir cargas verticales durante la función y una alternativa de plan de tratamiento es la colocación del implante perfectamente alineado, creando dehiscencias o fenestraciones, concomitante con el uso de hueso autógeno y membrana, de esta manera se consideraría minimizar el uso de pilares angulados ⁽³⁸⁾.

Bidez ⁽⁴¹⁾ y colaboradores en un análisis tridimensional de elementos finitos demostraron que una carga vertical en un implante con un contacto de hueso del 100% puede generar tensiones de compresión de 27,6MPa y casi ninguna tensión por tracción en la interfase cresta ósea implante. Con una carga angulada de 45° sobre el mismo tipo de implante, la tensión por compresión aumentaba 96,6MPa y en la zona contraria se producía una tensión por tracción de 27,6MPa. Por lo tanto, la tensión por

compresión se triplica, y la tensión por tracción aumenta 27 veces en las cargas con un ángulo de 45° ^(41 Citado en 20).

Igualmente, para estudiar la influencia de la angulación del pilar protésico en las tensiones transmitidas en la interfase hueso implante se han evaluado diversas condiciones tales como: localización y diferentes configuraciones protésicas (corona individual, coronas ferulizadas, puente fijo y puente a extensión), así tenemos:

Clelland y Gilat, en 1992 ⁽⁴⁶⁾ realizan un estudio sobre el efecto de la angulación del pilar de un sistema de implantes en las tensiones transmitidas al hueso, para esto se utilizó un estudio fotoelástico y un dial indicador de rosette. Las angulaciones estudiadas fueron de 0°, 15°, 25° y 35° a las cuales se aplicó 178N de carga, que son consideradas como las máximas fuerzas masticatorias para los incisivos ⁽²⁸⁾. Los implantes presentaban unas dimensiones de 10mm de longitud x 3,75Ø. Se determinaron tensiones compresivas y traccionales ⁽⁴⁶⁾.

Angulación	Tensiones	Tensiones	Deformación	Deformación
	Compresivas (MPa)	Traccionales	Compresiva Microdeformaciones	Traccional
0°	0.38MPa	0.26MPa	352.3	287.6
15°	1.09MPa	0.45MPa	942.3	597.6
25°	1.30MPa	0.55MPa	1126.9	723
30°	1.44MPa	0.60MPa	1246.1	793.6
35°	1.54MPa	0.61MPa	1325.4	824.6

Tabla 4. Tensiones y deformaciones de un espécimen con hueso isotrópico para 5 angulaciones. Tomado de Clelland y Gilat, 1992.

Los resultados obtenidos indican que las tensiones aumentan significativamente cuando se incrementa la angulación del pilar (cuando se evalúan las 5 angulaciones), además de que la distribución de tensiones es más favorable para los pilares con menor angulación ⁽⁴⁶⁾.

Posteriormente en 1993 Clelland *et al.* ⁽⁴⁰⁾, realizaron una investigación donde el objetivo fue comparar la tensión y deformación que se produce por el uso de pilares angulados para un sistema específico de implantes, utilizando dos métodos: Un análisis fotoelástico y un dial indicador de deformación. Los pilares fueron de 0°, 15°, 20° y se les aplicó una carga con una magnitud de 178N ⁽⁴⁰⁾.

En cuanto a tensión se obtienen los siguientes resultados:

Angulación del Pilar	Tensiones Compresivas	Tensiones Traccionales
0°	0.512 MPa	0.339 MPa
15°	0.869 MPa	0.419 MPa
20°	0.975 MPa	0.484 MPa

Tabla 5. Tensiones obtenidas para 3 angulaciones.

Tomado de Clelland et al., 1993.

Cuando el pilar angulado cambio de 0° a 20° las tensiones compresivas casi se duplicaron, de igual manera las tensiones traccionales fueron mayores cuando se incrementó la angulación del pilar ⁽⁴⁰⁾.

Los resultados obtenidos para las microdeformaciones son los siguientes:

Angulación del Pilar	Deformación Compresiva (10 ⁻⁶)	Deformación Traccional (10 ⁻⁶)
0°	472	379
15°	765	522
20°	862	597

Tabla 6. Deformaciones obtenidas para 3 angulaciones.

Tomado de Clelland et al., 1993.

Utilizando el análisis estadístico de ANOVA se evidenciaron diferencias significativas tanto para los

resultados de tensión como para los de deformación en las tres angulaciones ⁽⁴⁰⁾.

Aunque los resultados del modelo fotoelástico ilustran la localización general donde se evidencian las concentraciones de tensión, los datos cuantitativos son obtenidos gracias al uso del dial indicador de deformación. En este estudio las observaciones hechas con el análisis fotoelástico concuerdan con los datos numéricos obtenidos con el dial indicador de de rosette ⁽⁴⁰⁾.

Martin y Burr ^(51 citado en 40) resumen el efecto de las microdeformaciones compresivas en hueso animal como se describe a continuación en unidades de 10^{-6} :

- Zona fisiológica entre 200 y 2.500 microdeformaciones.
- Zona de sobrecarga entre 2.500 y 4.000 microdeformaciones
- Zona de sobrecarga patológica por encima de 4.000 microdeformaciones.

Para la tracción una zona fisiológica entre 200 y 1.500 microdeformaciones ^(51 Citado en 40).

De acuerdo a esos valores, las angulaciones estudiadas ($0^\circ, 15^\circ, 20^\circ, 25^\circ$ y 35°) producen microdeformaciones que se encuentran dentro de la zona descrita como fisiológica cuando se comparan los resultados con estudios in vivo realizados en animales, ya que actualmente no hay datos clínicos relacionados con la respuesta a la deformación del hueso maxilar humano ⁽⁴⁰⁾.

Clelland *et al.*, en 1995 de nuevo realiza un estudio tridimensional de elementos finitos para evaluar las tensiones y deformaciones generadas por pilares con tres angulaciones ($0^\circ, 15^\circ$ y 20°) en un implante ubicado en la zona del incisivo central derecho sometido a 178N sobre su eje mayor ⁽⁴⁵⁾. Del mismo se obtienen los siguientes resultados:

Angulación	Tensiones Compresivas	Tensiones Traccionales	Deformación Compresiva	Deformación Traccional
	Microdeformaciones			
0°	4.5MPa	1.20MPa	1.950	1.100
15°	4.5 MPa	1.50MPa	1.950	1.300
20 °	5.0MPa	1.65MPa	1.950	1.500

Tabla 7. Tensiones y deformaciones obtenidas para 3 angulaciones

Tomado de Clelland et al., en 1995.

Las principales tensiones traccionales y compresivas se presentan en el hueso cortical para las tres angulaciones y los valores aumentan cuando se varia la angulación del pilar (45).

Aunque las concentraciones de tensión ocurren en el hueso cortical las máximas deformaciones se encontraron en el hueso esponjoso alrededor del ápice del implante, esto pudiera explicarse por la diferencia de modulo elástico del hueso cortical y esponjoso (45).

Las máximas deformaciones traccionales fueron de 1.100 microdeformaciones para 0°, de 1.300 microdeformaciones para 15° y de 1.500 para 20°. No se encontraron diferencias en las deformaciones compresivas entre 0° y 20° de angulación siendo el máximo valor de deformación a la compresión de 1.950 para las tres angulaciones, las cuales se encuentran favorablemente dentro de la zona fisiológica que va de 200 a 2500 x 10⁻⁶ descrita por Martin and Burr. Las deformaciones traccionales aumentan con la angulación del pilar con valores máximos de 1500 x 10⁻⁶ para el pilar de 20°, este valor máximo se encuentra en el límite superior de la zona fisiológica la cual se encuentra entre 200 y 1.500 x

10^{-6} descrito por Martin y Burr, sin embargo los presentes resultados para las deformaciones a la tracción no representan preocupación para angulaciones por debajo de 20° utilizando 178N de carga ⁽⁴⁵⁾.

El estudio presenta limitaciones en cuanto a que en el modelo se asume la completa oseointegración, se predice que el hueso es isotrópico, que la capa de hueso cortical es de 1,5mm y que las fuerzas aplicadas son de 178N y longitudinales al eje axial del pilar ⁽⁴⁵⁾.

Las conclusiones derivadas de la investigación señalan que las máximas tensiones se producen en el hueso cortical, la magnitud de las mismas aumentan cuando aumenta la angulación del pilar, y los valores de las deformaciones se encuentran dentro de parámetros descritos como fisiológicos con una excepción (20°), esto sugiere la necesidad de evaluar la utilización de angulaciones superiores a ésta ⁽⁴⁵⁾.

Por su parte Saab *et al.*, ⁽⁵⁸⁾ comparan la distribución de deformación en el hueso alrededor de un implante ubicado en el sector anterior del maxilar, utilizando dos pilares diferentes (uno recto y uno angulado 20°) por medio del

análisis de elementos finitos. Cargas oblicuas de 178N fueron aplicadas en el área del cíngulo de ambos modelos, con una angulación de 130° entre los **dientes antero superiores y antero inferiores** ⁽⁵⁸⁾.

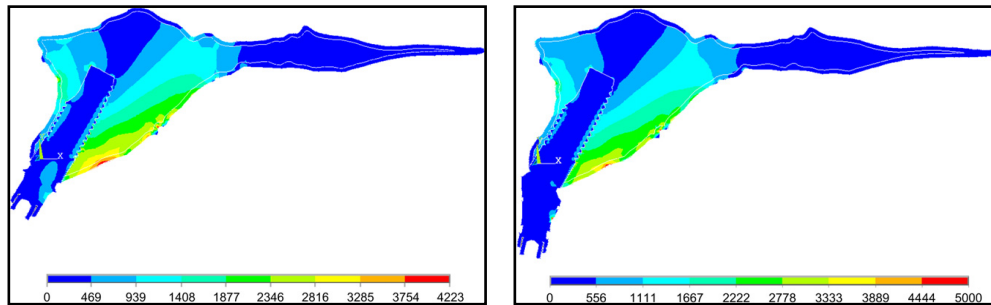


Figura 40. Representación de las deformaciones en el hueso maxilar. Pilar recto (izquierda), pilar angulado 20° (derecha). El color indica el nivel de deformación de azul oscuro (menores deformaciones) al rojo (mayores deformaciones). *Tomado de Saab et al., 2007*

Las mayores deformaciones fueron encontradas en el hueso esponjoso adyacente a las últimas tres roscas en la parte palatina y similares resultados se observaron para los dos modelos. En cuanto a los valores, la mayor deformación se observó en pequeñas zonas en los pilares rectos con 4.650 microdeformaciones y para el modelo del pilar angulado se observaron 4.020 microdeformaciones. Sin embargo las áreas más grandes presentaron valores de deformación entre 1.000 y 3.000 microdeformaciones ⁽⁵⁸⁾.

El estudio indica un 15% más de deformaciones en el hueso en el modelo del pilar recto, que en el modelo del pilar angulado ⁽⁵⁸⁾.

La teoría propuesta por Frost ^(59 Citado en 58) establece que existe un remodelado óseo fisiológico inducido mecánicamente durante la carga a 1500 microdeformaciones. Sin embargo se permite entre un rango entre 1500 y 3000 microdeformaciones, incrementando la masa ósea causada por valores considerados dentro de los límites fisiológicos. Una microdeformación ósea más alta de 4000 es considerada patológica. ⁽⁵⁸⁾.

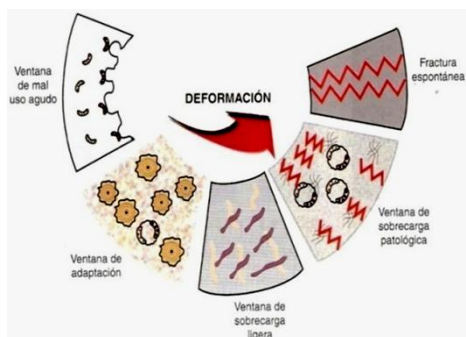


Figura 41. Modelo presentado por Frost relacionado con la adaptación mecánica a la deformación. **Ventana de adaptación:** 50 a 1.500 microdeformaciones. **Zona de sobrecarga ligera:** de 1.500 a 3000. **Zona de sobrecarga patológica** 3.000microdeformaciones en adelante. **Fractura espontánea** de 10.000 a 20000microdeformaciones. Tomado de Misch, 2006.

Los resultados del estudio muestran los mayores valores de deformación entre los límites normales (1000 y 3000 microdeformaciones), reportados como fisiológicos aumentando la masa ósea y la mineralización. ^(59 Citado en 58)

El estudio ⁽⁵⁸⁾ presenta limitaciones en la aplicación clínica: el modelo es de dos dimensiones, el hueso presenta características isotrópicas, se establece una unión hueso implante continua; pero aún con sus limitaciones y considerando las presunciones hechas mientras se crean los modelos de estudios finitos se concluye que no hay diferencia en los patrones de distribución de deformaciones entre los pilares angulados y los rectos en el sector anterior del maxilar ⁽⁵⁸⁾

De igual forma Kao et al., ⁽⁶⁰⁾ mediante un análisis de elementos finitos de 3 dimensiones, evalúan la microdeformación entre implante y hueso causado por la utilización de un pilar angulado en un implante sometido a carga inmediata localizado en la zona anterior del maxilar ⁽⁶⁰⁾.

Se aplicó una fuerza de mordida de 178N, con una angulación de 120° entre el eje axial de los pilares que presentaban angulaciones de 0° ,15° y 25°. Las microdeformaciones para los pilares pre angulados de 15° y 25° fueron 19.4% y 33.5% respectivamente, más que para los pilares rectos. Los tres niveles de microdeformación se

encontraron por debajo de los niveles que causan encapsulación fibrosa. La mayor tensión se concentró en el hueso cortical alrededor del implante ⁽⁶⁰⁾.

Dentro de los límites del estudio, los autores recomiendan que los pilares angulados pueden ser usados con seguridad en las situaciones donde se utilicen implantes únicos en hueso tipo III maxilar sometidos a carga inmediata ⁽⁶⁰⁾.

Papavasiliou ⁽²⁵⁾ *et al.*, por medio de un análisis de elementos finitos de tres dimensiones evaluó la distribución de tensiones alrededor de implantes únicos en función del hueso de soporte, el tipo de prótesis y la carga durante la función, el propósito fue investigar las situaciones clínicas que involucran un sólo implante, que son capaces de crear fuerzas excesivas en la interfase hueso implante y que podrían exceder el límite elástico del hueso ⁽²⁵⁾.

Se utilizó un estudio de elementos finitos de tres dimensiones. Se crearon 5 modelos, los implantes se colocaron en la **zona anterior mandibular a nivel de caninos**. Los modelos fueron cargados con 20N y 200N de

magnitud a lo largo del eje axial del implante y con una angulación de 12° ⁽²⁵⁾.

En el mismo se obtiene que las cargas oblicuas (12°) generan aumento sobre las cargas axiales en los niveles de tensión y su distribución. Bajo cargas axiales las tensiones se producen en el tercio oclusal de la supraestructura y bajas cantidades de tensión fueron distribuidas en el hueso. Bajo cargas oblicuas hubo alta concentración de tensión, la cual se produjo en la superficie vestibular y lingual del hueso cortical en la interfase hueso implante ⁽²⁵⁾.

Para 200N de carga axial el resultante de tensión fue el mismo que para las cargas oblicuas pero incrementadas por un factor de 10 ⁽²⁵⁾. Estos hallazgos soportan el análisis de Rangert ⁽⁵²⁾.

Rangert ⁽⁵²⁾ sugiere que las cargas axiales son más favorables, ya que las tensiones se distribuyen equitativamente a lo largo del implante ⁽⁵²⁾.

Para interpretar los resultados del estudio se tomó como referencia para el hueso un límite elástico de 60MPa el cual fue considerado el máximo permisible antes de que comience la microfractura ^(53, 54 Citado en 25).

Se observaron altos valores de tensión en los modelos para cargas axiales y oblicuas con 20N donde se conservaron por debajo del límite (12 - 15MPa). Para 200N de carga, la tensión generada excedería los 60MPa particularmente si la carga aplicada es oblicua, lo que sugiere que las cargas anguladas podrían ir en detrimento de la interface hueso implante ⁽²⁵⁾.

Una observación consistente en todos los modelos de mandíbula realizados en el estudio, fue que la máxima concentración de tensión se encontró en la interface hueso implante a nivel del hueso cortical, (estas tensiones disminuyen tan pronto como es alcanzado el hueso esponjoso y sólo mínima tensión se consigue en el tercio medio y apical del implante). La interpretación de esta situación es que las tensiones tienden a concentrarse en los sitios donde existe una diferencia importante en el módulo de los materiales adyacentes. La interfase hueso implante

podría producir gran contraste y causar este tipo de concentración de tensión ⁽²⁵⁾.

Los implantes dentales están fabricados de titanio. El módulo de elasticidad del titanio representa una rigidez 5 a 10 veces superior que la del hueso cortical. Un principio mecánico establece que, cuando dos materiales de módulos distintos se colocan juntos sin ningún material interpuesto y uno de ellos se carga, se observara un aumento en el perfil de tensiones ^(55, 56 Citado en 20).

Es importante también la consistencia en los resultados, en este estudio, en cuanto a la ausencia de tensión en la región apical del implante. Esto indica que la cantidad de hueso directamente en contacto con la superficie apical del implante cargado es mucho menor que en el resto del implante ⁽²⁵⁾.

Canay *et al.* ⁽⁵⁷⁾ en un análisis de elementos finitos, examinó la distribución de tensiones alrededor de dos implantes, uno utilizando un pilar protésico recto y en el otro uno angulado (23°), **colocados en la región del primer**

molar mandibular, sometido a cargas verticales y horizontales ⁽⁵⁷⁾.

Los implantes fueron sometidos a cargas en el centro de la supraestructura, con 100N de carga vertical y 50N de carga horizontal ⁽⁵⁷⁾.

Las tensiones reveladas a la compresión y a la tracción evidencian que las cargas aplicadas en el implante con el pilar recto se dirigen a lo largo del eje del implante y las tensiones en la superficie lingual y vestibular fueron casi simétricas, sin embargo las cargas aplicadas en el implante angulado no viajan a lo largo del eje del mismo. En el estudio el autor reporta que en el implante con el pilar angulado la distribución de tensiones puede causar exposición bucal del implante, ya que excesivas tensiones compresivas se forman en la superficie vestibular en la región cervical y se presenta excesiva tracción en la superficie lingual ⁽⁵⁷⁾.

Ante las cargas horizontales los valores de tensión y compresión fueron casi similares para los implantes con pilares rectos y para los implantes con pilares angulados.

Mientras la tracción aumentó en la superficie bucal de ambos implantes, la compresión aumentó en la lingual ⁽⁵⁷⁾.

Cuando las cargas verticales son aplicadas a los implantes con pilares rectos y angulados, las tensiones compresivas especialmente las formadas en el tercio cervical del implante angulado (-110MPa), se observó que eran mayores (5 veces) que las generadas en el implante con el pilar recto (-20MPa), las tensiones traccionales presentaron resultados similares que van de 2MPa en el implante con pilar recto a 35MPa en el implante con el pilar angulado en la región lingual a nivel cervical. ⁽⁵⁷⁾.

Debido a que las tensiones compresivas pueden causar resorción en el hueso, el uso de implantes con pilares angulados en la región posterior debería ser limitado. La diferencia de las tensiones inducidas en el hueso alrededor de implantes con pilares rectos y angulados fue más alta en la región cervical y más baja en el tercio medio y apical. El hueso en la región cervical es crítico para el éxito a largo plazo de los implantes dentales. La pérdida a este nivel podrá dañar los implantes dentales ya que sería un reservorio para microorganismos patológicos, causando

inflamación, pérdida ósea y movilidad del implante, por esta razón el autor afirma que debería ser evitado el uso de pilares angulados en la región posterior donde las cargas verticales son comunes ⁽⁵⁷⁾.

Ueda y Markarian ⁽³⁹⁾ realizaron un estudio cuyo objetivo fue comparar a través de un análisis fotoelástico, la distribución de tensiones bajo cargas verticales en dos modelos experimentales, uno en el cual se analiza la distribución de tensiones en una prótesis fija con tres implantes paralelos y otro modelo simulando la misma prótesis pero en presencia de un implante central angulado ⁽³⁹⁾.

En el primer modelo se colocaron tres implantes en las posiciones correspondientes al **primer premolar, segundo premolar y primer molar** todos ubicados paralelos uno del otro. En el segundo modelo el implante correspondiente al segundo premolar presentó una angulación mesio-distal de 30°. La supraestructura presentaba las **tres coronas ferulizadas**. La prótesis fue sometida a una carga de 2, 5 y 10kg dirigida al punto central de la prótesis.

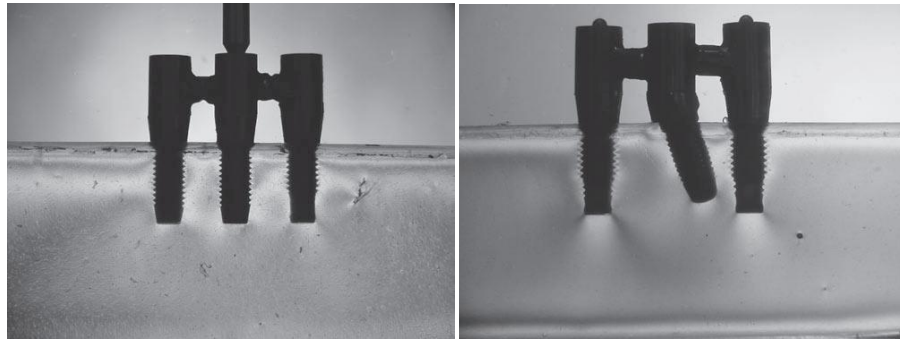


Figura 42. Representación de modelo experimental fotoelástico.

Tomado de Ueda C, et al., 2004.

En los implantes paralelos, la distribución de tensión seguía el eje axial de los mismos y la concentración de tensiones se presentó en apical del implante central. En el caso donde el implante central estaba angulado se encontraron pequeñas concentraciones de tensión y estas se observaron de manera dispersa en la región apical de ambos implantes paralelos laterales, es importante considerar que no se encuentran altas concentraciones de tensión en la región cervical del implante ⁽³⁹⁾.

En este estudio ⁽³⁹⁾ se encontraron pequeñas concentraciones de tensión en el implante angulado, resultados diferentes a los encontrados en otros estudios ^(25,44,45,46,57). Esto puede explicarse por el hecho de que en el trabajo se evaluaron tres implantes y la prótesis fija ferulizada y no en restauraciones individuales. Por tal razón

los implantes angulados que se encuentran entre otros dos implantes paralelos podría ser considerado interesante en la planificación de rehabilitaciones donde no es posible la colocación de implantes correctamente alineados ⁽³⁹⁾.

Akça K y İplikçioğlu ⁽⁶⁷⁾, por medio de un análisis de elementos finitos, **evalúan tres diseños protésicos** (3 coronas ferulizadas, puente fijo, puente a extensión) con diferentes angulaciones, aplicando una carga de 400N con una angulación de 30° en la cúspide bucal de **premolares y molares** ⁽⁶⁷⁾.

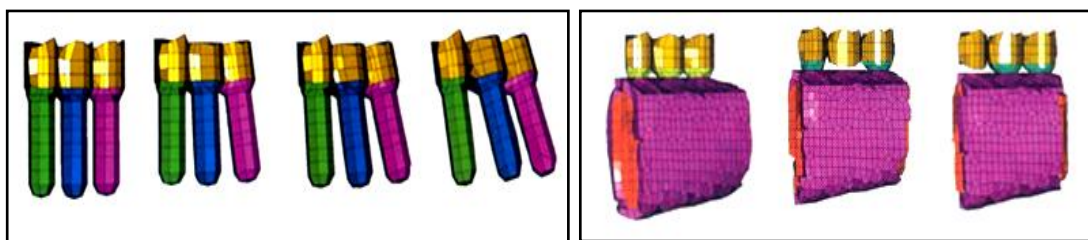


Figura 43. Representación de modelos con diferente angulación buco lingual y configuraciones protésicas.

Tomado de Akça K y İplikçioğlu, 2001

Se registran altos valores para las tensiones traccionales (en la superficie bucal a nivel del hueso cortical de la región cervical) y para las tensiones compresivas (encontradas predominantemente en la superficie lingual del

hueso cortical en la región cervical del implante). Para la tracción ninguno de los valores se excede la resistencia final del hueso cortical (121MPa). Las tensiones compresivas y traccionales aumentan a medida que va aumentando la angulación bucolingual del implante, sin embargo para las tensiones compresivas si se excede la resistencia final del hueso cortical (167MPa) en uno de los diseños estudiados.

Por lo tanto para Akça K y İplikçioğlu ⁽⁶⁷⁾ en la región posterior mandibular edéntula debido a que el hueso es menos denso que cuando se compara con la región anterior, a que frecuentemente los implantes usados son de menor longitud por la presencia del conducto mandibular y sumado a que cargas oclusales son elevadas, los autores concluyen que el tratamiento con prótesis implantosoportadas que presentan alguna angulación por la anatomía del reborde residual debe ser considerado como un factor de riesgo ya que se presentan áreas con altas concentraciones de tensión, por lo que sugieren que para remplazar dientes en la región posterior mandibular especialmente donde hay fuerzas oclusales excesivas causadas por parafunción los

clínicos deberían preferir colocar un implante por cada diente perdido ^(20 y 67).

Mientras tanto Misch ⁽²⁰⁾ señala que cuando las cargas angulares no se pueden eliminar esta indicado aumentar la superficie implantaria ya sea aumentando el diámetro de los implantes o seleccionado un diseño de implante con mayor superficie ⁽²⁰⁾.

Por su parte Papavasiliou *et al* ⁽²⁵⁾ recomienda, que las relaciones oclusales en los pacientes con prótesis soportadas por implantes deben distribuir las cargas de forma axial con contactos en oclusión céntrica. Estos contactos generan pocas y bien distribuidas tensiones en la interface hueso implante. Durante los movimientos excéntricos solo se debería permitir, de ser necesario un pequeño contacto funcional para evitar cargas oblicuas que aumenten los niveles de tensión en el hueso ⁽²⁵⁾.

4.2. EVALUACIÓN CLÍNICA DEL USO DE PILARES ANGULADOS

Kallus *et al.* ⁽³³⁾ describen los resultados de un estudio piloto que evaluó la eficacia de los pilares angulados en diferentes situaciones clínicas. El pilar protésico utilizado tiene una angulación de 30° con 15° grados de conicidad. El estudio contempló 14 pacientes en los cuales se colocaron 67 implantes y 40 de ellos presentaban discrepancias en la alineación de los implantes al momento de la fabricación de la supraestructura ⁽³³⁾.

Los pilares angulados fueron exitosamente empleados para corregir la alineación de los implantes y permitir la fabricación de supraestructuras con aceptable estética y función, resultado que hubiese sido imposible de alcanzar con el uso de pilares protésicos convencionales ⁽³³⁾.

Se utilizaron pilares angulados para la realización de puentes fijos y prótesis totales ⁽³³⁾. Aunque la restauración de un sólo diente fue incluida en este estudio, el pilar angulado no se usaba en estas situaciones debido a la falta de mecanismo antirrotacional entre el implante y el pilar, ya

que esto traía como consecuencia palanca en el centro del pilar y se presentaba un alto riesgo de pérdida del tornillo, particularmente si la restauración tenía contacto en los movimientos excéntricos ⁽³³⁾.

Balshi *et al.*, ⁽³⁵⁾ evalúa los implantes cargados con pilares rectos y pilares angulados. También se estudian las complicaciones de la mucosa periimplantar en el área de los pilares angulados. El grado de angulación estudiado fue de 30°, se realizaron 44 prótesis completas fijas, 25 prótesis parciales fijas, 2 prótesis conectando diente natural e implante y 2 restauraciones unitarias ⁽³⁵⁾.

Los criterios para la evaluación clínica fueron: verificar la movilidad del implante aplicando torque al pilar protésico; la movilidad o dolor se consideraban como falla de oseointegración. No se utilizó evaluación radiográfica ya que existía mucha variación en la calidad de las radiografías ⁽³⁵⁾.

Se evidencian mejores resultados en los implantes con pilares angulados (grupo de estudio) que en los pilares rectos (grupo control). Esto se puede relacionar con el

hecho de que los pilares angulados se usaron frecuentemente en la zona anterior del maxilar, y los pilares rectos en la zona posterior donde se presentan además de mayores fuerzas oclusales, reducción de la calidad ósea (35).

Los resultados del estudio (35) indican que los pilares angulados exhiben buenos resultados preliminares y pueden ser comparados a los pilares rectos como una modalidad protésica predecible. En cuanto a la salud de la mucosa periimplantar no se observan diferencias entre los tipos de pilares protésicos (35).

Eger *et al* (34) compararon el éxito de implantes restaurados con pilares angulados y pilares rectos. Se colocaron 81 implantes en 24 pacientes y se evaluó por un periodo de 36 meses. Las medidas realizadas fueron profundidad del sondaje, nivel gingival, índice gingival (inflamación) y movilidad. Los pacientes recibieron entre 1 y 8 implantes, las restauraciones de los implantes incluían restauraciones únicas, restauraciones de implantes y dientes y restauraciones totales soportadas por implantes. El total de las muestras fueron evaluadas durante 6 meses y

solo 15 pacientes fueron examinados durante 36 meses (3 años) ⁽³⁴⁾.

Los resultados de esta investigación preliminar ⁽³⁴⁾ sugieren que los implantes endoóseos colocados en una posición desfavorable pueden ser restaurados con pilares angulados sin comprometer ni la estética ni la función. Una comparación clínica y de variables demográficas evalúan los implantes restaurados con pilares rectos y angulados y no se encontraron diferencias para ninguna medida realizada en ningún periodo de tiempo. De esta manera la evaluación del éxito a largo plazo de los implantes restaurados con pilares angulados debe ser propuesta ⁽³⁴⁾.

Sethi *et al* ⁽⁶³⁾ presentan resultados de un estudio en curso sobre el comportamiento clínico de implantes restaurados usando un amplio rango de pilares angulados (de 0° a 45° en incrementos de 5°). Un total de 2261 implantes fueron colocados en 467 pacientes, los mismos fueron observados en un periodo de 96 meses (8 años) con un promedio de evaluación de cada 28 meses. Espacios edéntulos únicos y múltiples fueron reemplazados y restaurados usando pilares angulados para prótesis fijas y

removibles. Los implantes colocados fueron de hexágono interno. La evaluación se realizó una semana después de la carga, a los 6, 12, 18, y 24 meses después de la colocación de la restauración definitiva y posteriormente se realizó anualmente. Se utilizaron radiografías periapicales tomadas con la técnica de cono paralelo, radiografía panorámica, evaluación visual, registrando parámetros clínicos como sangrado y profundidad de sondaje, movilidad del implante, así como también examen oclusal en relación céntrica y en excursiones laterales, en los casos necesarios se realizaba instrucciones de higiene oral y detección de placa ⁽⁶³⁾.

En el estudio ⁽⁶³⁾, el protocolo usado involucró la colocación de implantes dentro del hueso disponible, irrespetando la angulación entre el eje axial del implante y la restauración, lo cual se realizó con varios propósitos:

Permitir la colocación de implantes de gran tamaño tanto en longitud como en diámetro, permitir un gran número de pacientes a ser tratados, evitar el compromiso quirúrgico colocando los implantes entre ambas corticales y así prevenir las fenestraciones y dehiscencias, mejorar la eficiencia del tratamiento reduciendo la planificación del

mismo, el tiempo clínico y de laboratorio y mejorar el acceso para la higiene oral ⁽⁶³⁾.

Las conclusiones del estudio ⁽⁶³⁾ reflejan que los pilares angulados pueden ser usados sin comprometer la longevidad a largo plazo de los implantes, la planificación del tratamiento puede ser facilitada y la colocación de los implantes puede ser llevada a cabo sin compromiso quirúrgico, la fabricación de las restauraciones puede realizarse utilizando los procedimientos de restauración convencional, y se logra buena estética y función ⁽⁶³⁾.

Sethi *et al* ⁽³⁷⁾ continúa la observación por un periodo superior a 151 meses (12.5 años). El objetivo que se plantea en esta oportunidad es reportar la evolución del concepto del uso de pilares angulados y de medir la angulación del pilar protésico definitivo en el momento de la inserción del implante para corregir su posición y de esta manera obtener los resultados protésicos (estéticos y funcionales) requeridos ⁽³⁷⁾.

Los pilares angulados hasta 45° fueron usados sin comprometer la longevidad de los implantes. Los factores

que pudieron contribuir a este éxito son los siguientes:

✓ Los implantes fueron colocados sin compromiso quirúrgico (no se presentaron dehiscencias ni labiales ni palatinas o linguales) ni fenestraciones.

✓ Variaciones en la inclinación mesio distal evita lesionar estructuras anatómicas como el seno maxilar, agujero mentoniano y las raíces dentarias.

✓ Se pudieron utilizar implantes largos, maximizando el uso del hueso disponible.

✓ Se pueden realizar prótesis permitiendo la ferulización de múltiples implantes ya que el paralelismo es proporcionado por los pilares.

✓ Excelente estética y función son fácilmente proporcionados utilizando procedimientos de restauración convencional ⁽³⁷⁾.

El estudio ⁽³⁷⁾ concluye que los pilares angulados optimizan el hueso disponible y eso parece ser una ventaja al aplicar los principios quirúrgicos adecuados en combinación con la colocación de implantes entre las corticales óseas.

Koutouzis y Wenström ⁽⁶⁴⁾ realizan un análisis retrospectivo de la influencia que genera la inclinación de implantes pilares de prótesis parciales fijas en la pérdida ósea en extremos libres, en un periodo mayor a 5 años de carga funcional. La muestra fue de 38 pacientes con 42 prótesis parciales fijas (de las cuales 15 estaban soportadas por 2 implantes y 27 fueron soportadas por 3 implantes) ⁽⁶⁴⁾.

Se tomaron radiografías de los sitios implantados con la técnica de cono paralelo al momento de la colocación de la prótesis y durante los cinco años del estudio. En las radiografías se evaluaba el nivel del hueso marginal en relación con el borde marginal de la prótesis fija ⁽⁶⁴⁾.

Se consideró, (basados en la relación mesio - distal), la inclinación con respecto al plano oclusal. Los implantes colocados en posición axial, presentaban una angulación de 2,4° (rango de 0 a 4°) mientras que los no axiales presentaban una angulación de 17,1° (rango de 11 a 30°) ⁽⁶⁴⁾.

El promedio de pérdida ósea durante los primeros cinco años en función fue de 0.4mm para los implantes colocados en posición axial y de 0.5mm para los implantes no axiales.

Al medir la inclinación entre los implantes para las prótesis parciales fijas soportadas por dos implantes la angulación varió entre 1 y 36° en dirección mesio distal y entre 0 y 24° en dirección buco lingual. No se encontró diferencia entre la inclinación interimplante (mesio distal o buco lingual) en los cambios a nivel óseo en 5 años ⁽⁶⁴⁾.

Tomando en cuenta los resultados, los mismos sugieren que bajo condiciones de carga funcional los implantes no axiales incorporados en prótesis parciales fijas no representan mayor riesgo de pérdida ósea marginal que los implantes posicionados en forma axial ⁽⁶⁴⁾.

Es importante señalar que no pueden extrapolarse estos resultados a implantes unitarios, ya que las condiciones de carga son diferentes para implantes únicos que para implantes que soportan prótesis parciales fijas ⁽⁶⁴⁾.

En contraposición a los estudios clínicos señalados ^(33, 34,35,37,63, 64), existen opiniones que expresan los efectos adversos de las fuerzas no axiales en la supervivencia de los implantes ^(25,40,45,46,57,69), esos estudios fueron realizados por medio de análisis fotoelásticos así como en simulaciones computarizadas de elementos finitos, sin embargo para Sheti ⁽⁶³⁾ esas investigaciones no direccionan la respuesta biológica del hueso bajo carga funcional ⁽⁶³⁾.

III.- DISCUSIÓN

El éxito en los resultados obtenidos con el tratamiento de implantes dentales ha llevado a incrementar su uso en muchas situaciones clínicas. Los dientes están diseñados principalmente para recibir una carga sobre su eje mayor, igualmente los implantes (ya que una misma magnitud de carga puede producir efectos diferentes sobre la interface hueso implante, atendiendo únicamente a la dirección con la que se aplica) ⁽²⁰⁾.

Actualmente se acepta que en todo plan de tratamiento la forma final de la restauración es decidida primero y determina todos los procedimientos subsecuentes ⁽⁵⁾. El proceso de resorción siguiente a la pérdida dentaria establece la anatomía de los maxilares y la morfología de los rebordes residuales edéntulos (presencia de socavados, cercanía de los senos paranasales y del conducto dentario inferior) lo que puede influir en la angulación del implante. El manejo clínico en esas circunstancias puede incluir correcciones quirúrgicas tales como injertos óseos, elevación de seno maxilar, reposicionamiento de conducto dentario inferior; u otra posibilidad como es la colocación

del implante en el área donde existe mayor hueso disponible con la intención de corregir la alineación del mismo al momento de realizar la prótesis, lo cual puede ser llevado a cabo en casos cuidadosamente planificados con el uso de pilares angulados ⁽³⁴⁾.

Estas posiciones señaladas ⁽³⁴⁾, han traído múltiples controversias ya que las consideraciones biomecánicas juegan un papel importante en las prótesis implantosoportadas y en la longevidad del tratamiento ya que las cargas funcionales son transferidas a través del implante al hueso circundante y al exceder sus límites fisiológicos podría perderse el implante debido a fallas en la oseointegración ⁽³⁸⁾.

Para estudiar el efecto de la angulación del pilar protésico se han utilizado diferentes técnicas experimentales como son: los modelos fotoelásticos, los análisis de elementos finitos y los diales indicadores de deformación. Los modelos fotoelásticos sólo proporcionan información cualitativa. Los análisis de elementos finitos presentan algunas desventajas: se asume la completa oseointegración ^(25,45,57,58), se predice que el hueso es

isotrópico ^(25,45,57,58), la capa de hueso cortical es de 1,5mm, ^(25,45), y las cargas aplicadas (en la mayoría de los casos) son verticales sin tomar en cuenta los componentes transversales presentes en boca; mientras que los diales indicadores de deformación presentan dificultad al momento de ubicar el dispositivo lo que impide observar las tensiones generadas en algunas zonas ⁽³⁸⁾. Por lo tanto los estudios presentan aproximaciones y las limitaciones de cada uno de ellos podrían comprometer la exactitud en los resultados.

Estos estudios confirman que en presencia de pilares angulados se producen mayores tensiones en el hueso correspondiente a la región cervical del implante ^(20,25,38,40,44,45,46,57), que la distribución de las mismas se presenta de forma asimétrica ^(20,25,40,44,45,46,57), y, en lugar de tensiones principalmente de compresión, se produce un incremento de el componente de tracción en comparación con una carga aplicada en dirección axial ^(25, 40, 41,44 Citado en 20,45). Por otra parte, las microdeformaciones en el hueso aumentan con las cargas anguladas, y hacen que las cargas axiales dentro de los límites fisiológicos (dependiendo de la angulación y de la magnitud aplicada) puedan pasar a una zona patológica, con el resultado de pérdida de ósea ⁽²⁰⁾.

Otro factor importante es que el efecto de la carga no axial o de las cargas angulares sobre el hueso se incrementa debido a la anisotropía del mismo. ⁽²⁰⁾.

Autores como Clelland ^(40,45,46), Saab ⁽⁵⁸⁾ y Kao ⁽⁶⁰⁾, en los resultados reportados en sus estudios, concluyen que las deformaciones presentes se encuentran dentro de valores descritos como fisiológicos, cuando las cargas aplicadas son las correspondiente a los valores reportados en la literatura para los dientes anteriores (178N). Esto sugiere la posibilidad de usar pilares angulados en el sector anterior del maxilar donde las características centrípetas del proceso de resorción llevan a la pérdida acelerada de las tablas óseas vestibulares, sin poner en riesgo el éxito del tratamiento.

En el sector posterior debido a que se presentan mayores fuerzas masticatorias, disminución de la calidad ósea además de una carga oclusal aplicada sobre el cuerpo de un implante angulado, algunos autores ^(25,57) concluyen que la concentración de tensiones en el hueso del tercio cervical del implante podría traer como consecuencia pérdida ósea a este nivel perjudicando los implantes ya que

sería un reservorio para microorganismos patológicos, causando inflamación y movilidad del implante, por esta razón se estima que los pilares angulados usados en la región posterior, deberían ser evitados ^(57,67).

Los estudios clínicos revisados ^(33,34,35,37,63,64), por su parte, concluyen que los pilares angulados pueden ser usados sin comprometer la longevidad de los implantes, se facilita la planificación del tratamiento y la colocación de los implantes puede ser llevada a cabo sin compromiso quirúrgico y alegan que las investigaciones in vitro son hechas en modelos matemáticos y no direccionan la respuesta del hueso bajo carga funcional. Es importante destacar que las evaluaciones clínicas mencionadas no señalan con exactitud el tipo de prótesis elaborada lo cual es un factor importante a tomar en cuenta ya que no pueden extrapolarse estos resultados a prótesis parciales fijas, dentaduras parciales removibles o dentaduras totales, debido a que las condiciones de carga para cada caso son diferentes. La mayoría de los resultados señalados son estudios preliminares ^(33,34,35,63). Es por lo mencionado anteriormente que son necesarios estudios clínicos controlados a largo plazo para determinar con exactitud si

su uso compromete la longevidad de las prótesis implantosoportadas sobre todo en el sector posterior.

Cuando las cargas angulares no se pueden eliminar, está indicado aumentar la superficie implantaria ya sea aumentando el diámetro de los implantes, seleccionando un diseño de implante con mayor superficie ⁽²⁰⁾, añadiendo mas implantes en los espacios edéntulos próximos a los implantes angulados ⁽⁶⁹⁾, o reducir el riesgo de sobrecarga mecánica disminuyendo la magnitud de la carga, mediante la unión o ferulización de los implantes ^(20,39,67) y eliminando todo tipo de cargas laterales en los implantes más angulados para reducir el riesgo de la pérdida ósea o de fractura de los componentes del implante ⁽²⁰⁾.

En todo caso, es esencial que se le dé al plan de tratamiento un enfoque multidisciplinario, donde exista una verdadera comunicación y coordinación entre los diferentes especialistas, para lograr el éxito ⁽¹⁰⁾. Y en ningún caso debe hacerse uso de esta herramienta por una mala planificación con el resultado de una prótesis defectuosa ⁽³³⁾.

IV.- CONCLUSIONES

1.- Los implantes están diseñados para soportar cargas sobre su eje mayor. La carga axial sobre el eje mayor del cuerpo del implante genera una mayor proporción de tensiones de compresión que de tracción o cizallamiento.

2.- Cuando se modifica la dirección de la carga y se hace más angulada u horizontal, la magnitud de la tensión aumenta y su distribución se realiza de forma asimétrica. Además, en lugar de un tipo de tensión, principalmente de compresión, se produce un incremento de los componentes de tracción, (en comparación con una carga aplicada en dirección axial).

3.- El efecto de las cargas angulares sobre el hueso se incrementa debido a que éste es menos resistente a las tensiones traccionales y a su característica de anisotropía.

4.- Los estudios biomecánicos experimentales presentan aproximaciones y las limitaciones de cada uno de ellos podrían comprometer la exactitud en los resultados.

5.- Las deformaciones reportadas en los estudios se encuentran dentro de los valores descritos como fisiológicos cuando se emplean fuerzas masticatorias correspondientes al sector anterior en pilares con angulaciones que van entre 0° a 20°. Esto indica la posibilidad de usarlos en el sector anterior sin compromiso biomecánico.

6.- Los resultados no son concluyentes en cuanto a la utilización de pilares angulados en prótesis implantosoportadas individuales en el sector posterior ya que para esta zona las fuerzas masticatorias son mayores y la densidad de las bases óseas suele disminuir por lo que son necesarios más estudios que validen su utilización. Debido a esto, algunos autores estiman que los pilares angulados en el sector posterior, deberían ser evitados.

7.- Los estudios clínicos reportados concluyen que los pilares angulados pueden ser usados sin comprometer la longevidad a largo plazo de los implantes. Los autores proponen su utilización ya que de esta manera la planificación del tratamiento puede ser facilitada y la colocación de los implantes puede ser llevada a cabo sin compromiso quirúrgico, optimizando el hueso disponible.

8.- Los resultados de las evaluaciones clínicas y los resultados de modelos matemáticos son contradictorios entre ellos, los clínicos alegan que estas diferencias se deben a que las investigaciones in vitro no direccionan la respuesta del hueso bajo carga funcional. Sin embargo hay que tomar en cuenta que los resultados señalados en la mayoría de los estudios clínicos son preliminares. Por esta razón son necesarios estudios clínicos controlados a largo plazo para determinar con exactitud si su uso compromete la longevidad de las prótesis implantosoportadas sobre todo en el sector posterior.

V. REFERENCIAS

1. Terán M. Planificación para la restauración protésica sobre un implante en el sector anterior. (Trabajo especial de grado). Caracas: Universidad Central de Venezuela; 2004.
2. Norton MR. Single-tooth implant-supported restoration. Planning for an aesthetic and functional solution. Dent Update 2001; 28: 170-175.
3. Palacci P, Ericsson I. Odontología implantológica estética. Manipulación de tejido blando y duro. España: Quintessence books; 2001.
4. Klokkevold P, Newman MG. Current status of dental implants: A periodontal perspective. Int J Oral Maxillofac Implants 2000; 15: 56-65.
5. Garber DA. The esthetic dental implant: Letting restoration be the guide. J Am Dent Assoc 1995; 126: 319-325.
6. Chacón, M. Descripción de diferentes métodos para guiar la colocación óptima de los implantes dentales oseointegrados. (Trabajo especial de grado). Caracas: Universidad Central de Venezuela; 2005.
7. Engelmann M, Sorensen J, Moy P. Optimum placement of osseointegrated implants. J Prosthet Dent 1988; 59: 467-473.
8. Neidlinger J, Lilien B, Kalant D. Surgical implant stent. A design modification and simplified fabrication technique. J Prosthet Dent 1993; 69: 70-72.
9. Rich B, Goldstein G. New paradigms in prosthodontic treatment planning: A literature review. J Prosthet Dent 2002; 88: 208-214.
10. Barnett B, Krump J. The significance of a team approach. J Prosthet Dent 1987; 58(1): 69-73.

11. Adrian E, Ivanhoe J, Krantz W. Trayjectory surgical guide stent for implant placement. *J Prosthet Dent* 1992; 67: 687-691.
12. Burns D, Crabtree D, Bell D. Transfer impression for accurate adjustment of a metal duping insert for the submerged implant. *J Prosthet Dent* 1987; 57: 484-487.
13. Levin B, Richerdson G. Complete dentures prosthodontics. A manual for preclinical and clinical prodedures. Department of removable prosthodontics. University of Southern California. School dentistry.
14. Mc Ardle B. A technique to enhance closed surgical stents for implant placement. *J Am Dent Assoc* 2002; 133: 331-333.
15. Modica F, Fava C, Benech A, Pretti G. Radiologic-prosthetic planning of the surgical phase of treatment of edentulism by osseointegrated implants: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 1991; 65: 541-546.
16. Takeshita F, Tokoschima T, Suetsugut T. A stent for presurgical evaluation of implant placement. *J Prosthet Dent* 1997; 77: 36-38.
17. The Academy of Prosthodontics. The Glossary of Prosthodontic Terms. *J Prosthet Dent* 2005; 94(1): 10-82.
18. Jablonsky, S. Diccionario ilustrado de odontología. Ed Argentina: Editorial médica panamericana; 1992: 630.
19. Misch CE, Misch CM. Generic terminology for endosseous implant prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1992; 68 (5): 809-812.
20. Misch, C. Prótesis dentales sobre implantes. Edición en Español. Madrid España: Editorial Elsevier; 2006.
21. Binon P. Implants and components entering the new millenium. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2000; 15: 76-94.
22. Brunski J. Biomechanics of oral implants: future research directions. *J Dent Educ* 1988; 52: 775-787.

23. Scott I, Ash M Jr. A six channel intra-oral transmitter for measuring occlusal forces. *J Prosthet Dent* 1966; 16: 56.
24. Gibbs CH, Mahan P, Mauderli A, et al: Limits of human bite force. *J Prosthet Dent* 1986; 56: 226-229.
25. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne S, Felton D. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent* 1996; 76: 633-640.
26. Anderson DJ. Measurement of stress in mastication I. *J Dent Res* 1956; 35: 664. Anderson DJ. Measurement of stress in mastication II. *J Dent Res* 1956; 35: 671.
27. Dubois G, Daas M, Bonnet AS, Lipinski P. Biomechanical study of a prosthetic solution based on an angled abutment: Case of upper lateral incisor. *Medical Engineering & Physics* 2007; 29: 989-998.
28. Craig RG. *Restorative dental materials*. 9th ed. London: Mosby-Year Book; 1993.
29. Carrillo, G. Fase protésica de un implante dental oseointegrado en el sector anterior. (Trabajo especial de grado). Caracas: Universidad Central de Venezuela; 2005.
30. Peñarrocha M, Guarinos J, Sanchos J. *Implantología Oral*. Editorial Ars Médica.
31. Norman A, Klein M, Simons A. *Atlas a color de implantología oral*. 2da Edición. Mosby 2000.
32. Kenneth H, Reena G. Cement retained versus screw retained implant restorations: Achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent* 1997; 77: 28-34.
33. Kallus T, Henry P, Jemt T, Jörnénus L. Clinical Evaluation of Angulated Abutments for the Bränemark System: A Pilot Study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 5(1): 39-45.

34. Eger D, Gunsolley J, Feldman S. Comparison of angle and standard abutments and their effect on clinical outcomes: A preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15 (6): 819-823.
35. Balshi T, Ekfeldt A, Stenberg T, Vrielinck. Three year evaluation of Brånemark implants connected to angulated abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12 (1): 52-58.
36. Gelb DA, Lazzara RJ. Hierarchy of objectives in implant placement to maximize esthetics: Use of pre angulated abutments. *Int. J Periodontics Restorative Dent* 1993; 13: 277-287.
37. Sethi A, Kaus T, Sochor P. Evolution of the concept of angulated abutments in implant in implant dentistry: 14 year clinical data. *Implant Dentistry* 2002; 11(1): 41-51.
38. Brosh T, Pilo R, Sudai R. The influence of abutment angulation on strains and stresses along the implant7bone interface: Comparison between two experimental techniques. *J Prosthet Dent* 1998; 79(3): 328-334.
39. Ueda, C. Markarian, R. Sendyk, C. Cruz, D. Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angles implants after installation of fixed prostheses. *Oral Res* 2004; 18(1): 45-52.
40. Clelland N, Gilat A, McGlumphy E, Brantley W. A photoelastic and strain gauge analysis of angle abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8(5): 541-548.
41. Bidez MW, Misch CE: Force transfer in implant dentistry: Basic concepts and principles. *Oral implantology* 1992; 18: 264-274.
42. Binderman I: NIH grant study on two-dimensional FEA study of 54 implant body designs, 1973. Personal communication
43. Ko CC, Kohn, DH Hollister SJ: Micromechanics of implant/ tissue interfaces. *J Oral Implantology* 1992; 18: 220-230.

44. Misch CE. Three-dimensional finite element analysis of two plate form neck designs. Master's thesis. University of Pittsburgh 1989.
45. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, et al. A three dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. J Prosthodont 1995; 4: 95-100.
46. Clelland NL, Gilat A: The effect of abutment angulation on stress transfer for and implant. J Prosthodont 1992; 1: 24-28.
47. Qin YX, McLeod KJ, Guilak F, et al: Correlation of bony ingrowth to the distribution of stress and strain parameters surrounding a porous coated implant. J Orthop Rest 1996; 14: 862-870.
48. Sekine H, Komiyama Y: Mobility characteristics and tactile sensitivity of osseointegrated fixture-supporting systems. In van Steenberghe D, editor: Tissue integration in oral maxillofacial reconstruction, Amsterdam, 1986, Elsevier.
49. Reilly DT, Burstein AH: The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. J Biomech 1975; 80: 393-405.
50. Cowin SC. Bone Mechanics. Boca Raton. Fla. 1989 CRC Press.
51. Martin R, Burr D. Structure, function and adaptation of compact bone. New York: Raven, 1989: 143-185.
52. Rangert B, Jemt T, Jörneus L, Forces and moments on Brånemark. Int J Oral Maxillofac Implants 1989; 4(3): 241 – 247.
53. Evans FG. Mechanical properties of bone. Springfield: Charles C Thomas, 1973: 83-94, 123,161.
54. Yamada H. Strength of biological materials. Huntington: RE Krieger 1973: 19-75.

55. Lemons JE, Phillips RW: Biomaterials for dental implants. En Misch CE, editor: Contemporary implant dentistry, St Louis, 1993, Mosby
56. Baumeister T, Avallone EA, Editors. Marks standard handbook of mechanical engineers. 8Ed, New York: Mc Graw Hill; 1978.
57. Canay Ş, Hersek N, Akpınar I, Aşık Z. Comparison of stress distribution around vertical and angle implants with finite-element analysis. Quintessence International 1996; 27(9): 591-598.
58. Saab X, Griggs J, Powers J, Engelmeier R. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: A finite element study. J Prosthet Dent 2007; 97(2): 85-92.
59. Frost HM. Bone "mass" and the "mechanostat": a proposal. Anat Rec 1987; 219: 1-9.
60. H. C Kao, C.S. Chen, T.F. Chung, C.K. Cheng, M.L. Hsu The influence of abutment angulation on immediate loaded dental implant. A 3D finite element analysis.
61. van Eijden TMGJ: Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. Arch Oral Biol 1991; 36: 535-539.
62. Sones, A. Complications with osseointegrated implants. J Prosthet Dent 1989; 62(5): 581- 585.
63. Sethi A, Kaus T, Sochor P. The use of angulated abutments in implant dentistry: five year clinical results of an ongoing prospective study. Int J Oral Maxillofac Implants 2000; 15(6): 801-810.
64. Koutouzis T, Wenntröm J. Bone level changes at axial and non axial positioned implants supporting fixed partial dentures. A 5 year retrospective longitudinal study. Clin Oral Impl Res 2007; 18: 585-590.
65. Balshi TJ: Resolving aesthetic complications with osseointegration: Using a double-casting prosthesis. Quintessence Int 1986; 17: 281-287.

66. Henry P, Schibli L: Two-piece cast superstructure for mandibular osseointegrated bridgework. Quint Dent Technol 1987; 11: 321-327.

67. Akça K, İplikçioğlu H. Evaluation of the effect of the residual bone augulation on implant-suported fixed prosthesis in mandibular posterior edentulismo. Part II: 3-D finite element stress analysis. Implant Dentistry 2001; 10(4): 238-245.