

COMPARACION DE TRANSMISION DE ESTRÉS EN PROTESIS PARCIAL FIJA IMPLANTO – DENTOSOPORTADA CON PERIODONTO SANO, DISMINUIDO E IMPLANTO SOPORTADO ANALIZADO POR MEDIO DE ELEMENTOS FINITOS



Coca S, Cortes B, Franco J, Mosquera O, Rodríguez C *
Arteaga, M**
Malaver, P***

Área: Prostodoncia
Modalidad: Oral
Categoría: Investigación Residentes

El tratamiento de prótesis parcial fija (PPF) con soporte combinado diente-implante ha sido cuestionado por la diferencia de comportamiento biomecánico de los pilares, sin embargo gran número de autores se han dedicado a la observación de la respuesta de los tejidos de soporte concluyendo que las complicaciones biomecánicas no representan un riesgo mayor al observado en las PPF con soporte únicamente implantológico(1). Entre las complicaciones más observadas en un sistema de PPF con soporte combinado se encuentra la pérdida ósea relacionada con el aumento en la concentración de estrés en el hueso cortical producido por la interfase rígida entre implante-hueso(2).

RESUMEN

OBJETIVO. Determinar la respuesta de los tejidos de soporte en condiciones normales y disminuidas ante cargas masticatorias funcionales sobre prótesis parcial fija implanto- dentosoportada e implanto soportada mediante el análisis de

elementos finitos. **MÉTODO:** Se realizó un estudio descriptivo, donde se diseñaron 3 grupos de modelos en 3D con un bloque de hueso mandibular derecho, el primer grupo con un sistema de conexión diente-implante con periodonto normal, el segundo diente –implante con periodonto reducido y por último implante–implante, en el primero y segundo se tomó un implante de 5x8mm a nivel del 46 y en el último adicionalmente uno de 4x10mm a nivel del 44, cada uno soportando una prótesis parcial fija de 3 unidades metal cerámica con conexión rígida, a cada grupo se aplicaron cargas axiales y tangenciales a 45° de 150 N dirigidas en inclinaciones cúspideas de 30 y 10 grados, los datos se procesaron en el software Ansys version 13.0 **RESULTADOS:** La escala de von mises mostró la mayor concentración de estrés a nivel cortical en el modelo implante-implante ante cargas axiales y tangenciales sin diferencia significativa según la inclinación cuspidéa, en los modelos con PPF con soporte combinado hubo una concentración de estrés mayor en área cervical del lado del implante siendo más acentuada en el modelo con periodonto disminuido sin encontrar valores considerados como nocivos para el soporte óseo. **CONCLUSIÓN:** El sistema de PPF con soporte combinado con periodonto normal y disminuido no representa un riesgo biomecánico significativo comparado con una PPF implantosoportada.

PALABRAS CLAVES: FEA, Prótesis Parcial Fija, Conexión diente- implante, Periodonto disminuido.

ABSTRACT

OBJECTIVE. *Determine the response of the supporting tissues under normal conditions and decreased with functional masticatory loads on tooth-implant supported fixed partial denture and implant-supported according the FEA.*

METHODS: *A descriptive study, which were designed 3 sets of 3D models with a right mandibular bone block, the first group with a tooth-implant connection with normal periodontium, the second tooth- implant and periodontal reduced Finally*

implant-implant, the first and second implant was taken at the 46 5x8mm and 4x10mm one last addition to level 44, each supporting a fixed partial denture metal ceramic 3 units with rigid connection to each group were applied axial and tangential loads at 45 degrees of 150 N directed cusp inclinations of 30 and 10 degrees, the data were processed using the software Ansys version13.0

RESULTS: *The scale of von misses showed the greatest concentration of stress at the cortical level in the implant-implant model with axial and tangential loads without significant difference according to the cusp slope, models combined with PPF to support a concentration of stress was greater in the cervical area of the implant side being more pronounced in the model with reduced periodontium without find values considered as harmful for bone support. **CONCLUSION:** PPF with support system combined with normal and reduced periodontal does not represent a significant biomechanical risk compared with PPF implant.*

KEY WORDS: FEA, fixed partial denture, tooth-implant connection, Periodontium decreased.

**Investigadores*

***Asesor Científico*

****Asesor Metodológico*

INTRODUCCIÓN

En las dos últimas décadas los implantes dentales han tenido éxito en el tratamiento para pacientes parcialmente edéntulos; y a medida que su uso se hace más frecuente, más alternativas de rehabilitación se han establecido y estudiado, sin embargo, dentro de estos tratamientos la conexión diente-implante es una de las que genera mayor controversia y al mismo tiempo una de las menos reportadas en la literatura, por consiguiente esta opción de tratamiento en relación con los criterios de rehabilitación aun sigue siendo un tema debatido a razón de las diferencias biomecánicas que existen y que son reportadas como complicaciones en los diferentes estudios publicados.(1-5)

La mayor movilidad del diente en comparación al implante ante las fuerzas oclusales, puede llegar a ser de 10 veces mayor debido a la presencia de ligamento periodontal, lo cual implica un comportamiento diferente y por lo tanto un patrón de tensión distinto que se ejerce sobre los tejidos de soporte de ambos pilares (6,7).

Debido a esto diversos estudios cuestionan el uso de la terapia de prótesis parcial fija con soporte combinado (8,9) sin embargo, se han encontrado falencias en la metodología en gran parte de ellos, como, la variación de los factores estudiados lo que en muchos casos impide generar resultados confiables, (9,10)

Se han mencionado varias complicaciones como: fractura de cerámica, fractura del implante, pérdida ósea marcada, aflojamiento del tornillo protésico, fractura dental entre otros (11, 12 ,13)

Tal vez la afección más reportada, y que ha alimentado más el escepticismo de quienes recomiendan evitar el uso de un sistema de prótesis fija con soporte combinado es la aparición recurrente de intrusión dental, esta afección ha sido corroborada en los estudios iniciales de seguimiento de este tipo de

conexión.(14-20). Sin embargo se ha reportado que esta complicación puede ocurrir en el diente pilar al usar conectores no rígidos o coronas telescópicas (21-23). por lo cual se ha recomendado el uso de conectores rígidos (24-28). De la misma manera, algunos estudios sugieren que un conector rígido genera menos complicaciones, porque la conexión implante-diente posee una flexibilidad inherente atribuida a la presencia de ligamento periodontal en el diente que responde en el momento en que se aplican cargas y que puede autolimitar la capacidad de transmisión de estrés al tejido oseo (29,30).

Existen varias publicaciones que avalan este tipo de conexión, e incluso lo proponen como alternativa de tratamiento al considerarlo predecible y fiable.

Tal vez la situación clínica con mayores estudios controlados es el sector posterior de la mandíbula con unión diente implante por medio de una PPF de 3 unidades y conectores rígidos con seguimientos que van de los 2 hasta 15 años (5,26).

Por otra parte se han enunciado en la literatura algunas indicaciones para el uso de una restauración que conecte dientes a implantes; como la necesidad de ferulizar dientes con mayor grado de movilidad con el objetivo de brindarles estabilidad permitiendo así su recuperación (29,31,32), la presencia de defectos óseos que en muchas ocasiones restringen la posición estratégica de un implante, así como la negación por parte del paciente a injertos óseos y por último factores económicos (17, 33,).Y aunque existen otras alternativas descritas en la literatura para los casos anteriormente mencionados como el uso de PPF en cantiliver o PPR a extensión distal las limitaciones de éxito y las complicaciones reportadas obligan al clínico a buscar alternativas de tratamiento más predecibles y que mejoren la calidad de vida de los pacientes (34, 35).

Así pues en muchas situaciones clínicas es preferible conectar dientes a implantes por medio de una prótesis parcial fija pues aunque las tasas de éxito

encontradas varían entre un 77-94% (5,25,26,36), estos valores coinciden con lo reportado en estudios de prótesis Parcial fija convencional e implanto-soportada (37,38,)

Se ha hipotetizado que al disminuir el nivel periodontal incrementa la movilidad dental y por ende las complicaciones biomecánicas antes mencionadas deberían acentuarse; por este motivo se ha señalado que al disminuir la altura cuspídea podría disminuirse la cantidad de estrés a los pilares y su respectivo tejido de soporte

De esta manera, el objetivo de este estudio es determinar la respuesta de los tejidos de soporte cuando este se encuentra normal y/o disminuido frente a cargas oclusales axiales y laterales sobre prótesis parcial fija implantosoportada e implanto-dentosoportada y observar además el efecto que tiene la inclinación cuspídea en la distribución de estrés mediante un modelo de elementos finitos.

MÉTODOS

Estudio descriptivo. Para la ejecución de esta investigación se elaboraron seis modelos distribuidos en tres grupos. Grupo 1 implante-diente con soporte periodontal normal, Grupo 2 implante-diente con soporte periodontal disminuido 3mm y Grupo 3 implante-implante, cada modelo tuvo una variación en la inclinación cuspídea de 30° y 10° con cargas dirigidas axial y tangencialmente a 45°, y se diseñó una prótesis parcial fija con conexión rígida en todos los modelos.

DISEÑO DE PRUEBA

Se elaboró en tres fases: inicialmente se realizaron varios planos en papel milimetrado sobre los ejes X,Y y Z teniendo en cuenta coordenadas en una escala numérica en milímetros donde el punto cero (0) estuvo ubicado en la parte más inferior y distal del modelo, con un largo de 33.5mm , un ancho de 11mm y una altura de 17mm para cada uno de ellos y de esta forma obtener un marco para generara los elementos que constituyeron cada uno de los modelos.

Una segunda fase de digitalización de la información en la cual teniendo en cuenta lo planos iniciales se unieron estratégicamente varios puntos en cada uno de los planos formando líneas y áreas de cada elemento y finalmente obteniendo volúmenes de cada componente.

Una fase final de prueba de elementos finitos donde se enmallaron cada uno de los modelos eligiendo un sistema de ocho nodos y se generaron siete tipos de materiales a los que se le asignaron módulos elásticos y radios de Poisson (tabla 1) de acuerdo a lo establecido en la literatura (41), con características de material lineal, elástico e isotrópico; obteniendo así modelos de aproximadamente 100000 nodos, luego se limitó el modelo en la parte lateral e inferior del hueso cortical para que no se desplazara una vez aplicada la carga, posteriormente se seleccionaron 11 nodos por cúspide para delimitar la zona en la cual se aplicaría la fuerza axial y tangencial, en la carga axial se distribuyó en 3 cúspides en el molar y 2 en cada premolar, y en la carga tangencial en las todas las cúspides linguales de molar y premolares, finalmente se les aplicó una carga estática de 150 N en sentido vertical y 150 N en sentido tangencial a 45° consideradas como cercanas al promedio de fuerzas oclusales fisiológicas (42). Los datos fueron procesados en el programa

ANSYS versión 13.0 obteniendo resultados técnicos y análisis de gráficos de acuerdo a la escala de Von Misses.

MATERIAL	MÓDULO ELÁSTICO (Mpa)	POISSON'S RATIO
Hueso Cortical	15000	0.30
Hueso Trabecular	1500	0.30
Ligamento Periodontal	69	0.45
Dentina	18600	0.31
Implante	110000	0.30
Estructura metálica (NiCr)	218000	0.30
Porcelana	69000	0.35

Tabla 1. Propiedades físicas de los materiales usados en cada uno de los modelos

FASE UNO DISEÑO DE MUESTRA

GRUPO 1. MODELO IMPLANTE–DIENTE CON PERIODONTO NORMAL

Se elaboró un modelo en 3D en el software ANSYS versión 13.0 con las siguientes características; tejidos de soporte en condiciones normales, teniendo en cuenta altura y espesores especificados en la literatura de la siguiente manera: bloque de hueso mandibular derecho con un largo de 33.5mm, una longitud de 17mm; y un ancho de 11mm;, como pilares se establecieron el diente 44 cuya longitud radicular fue de 15mm, 12mm rodeada de hueso y espesor biológico de 3mm (43) y un ligamento periodontal con grosor promedio de 0.2mm a lo largo y ancho de toda la raíz (44) el implante a nivel de 46 tuvo una dimensión de 5x8 mm. El hueso cortical en el área cervical del implante contó con una altura de 1.5mm desde el hueso trabecular, por vestibular un grosor de 1mm y 1.5mm por lingual, se aseguró un mínimo de 4 mm de hueso trabecular (45) y cortical a nivel apical, distal del implante y

mesial del diente y a nivel del p $\acute{o$ ntico el hueso tuvo una reducci $\acute{o$ n en las dimensiones de acuerdo a la reabsorci $\acute{o$ n del 20% establecido por Tallgren y cols(46). La altura del mu $\acute{o$ ñon a nivel de 44 fue de 5mm y el abutmen del 46 fue de 4mm con una preparaci $\acute{o$ n de acuerdo a los par \acute{a} metros descritos en la literatura (47). La pr $\acute{o$ tesis fija fue dise \acute{n} ada de 3 unidades metal-cer \acute{a} mica, la corona a nivel de 44 tuvo una altura de 8mm, un ancho en sentido meso-distal de 7mm y vestibulo –lingual de 7,5mm seg \acute{u} n lo descrito por Wheeler (48) con un espesor en la cofia met \acute{a} lica entre 0,5 y 1 mm, a nivel de los conectores el espesor fue de 3mm como m \acute{i} nimo en todas sus dimensiones, la porcelana tuvo un espesor m \acute{a} ximo de 2 mm (49) (Figura 1). A nivel del 45 se mantuvo las mismas dimensiones del 44 y a nivel del 46 se estableci \acute{o} 7mm de altura, 10mm en sentido meso-distal y 10 vestibulo- lingual siguiendo las mismas medidas del metal y porcelana descritos anteriormente.

Este modelo se duplic \acute{o} y se ajust \acute{o} con inclinaci $\acute{o$ n cuspid \acute{e} a a 30 $^{\circ}$ y 10 $^{\circ}$.

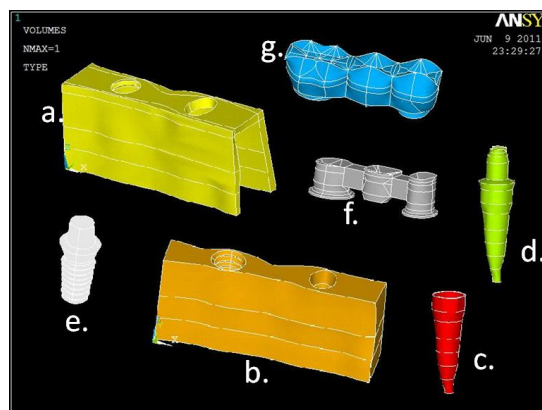


Figura 1 componentes del modelo, **a.** hueso cortical **b.** hueso trabecular **c.** ligamento periodontal **d.** diente **e.** implante **f.** estructura met \acute{a} lica **g.** porcelana

GRUPO 2. MODELO IMPLANTE–DIENTE CON PERIODONTO REDUCIDO

Este modelo fue dise \acute{n} ado a partir del mismo bloque del modelo previo pero se redujo la altura \acute{o} sea 3 mm. De este modo, la longitud radicular fue de 15mm, pero rodeada por s $\acute{o$ lo 9 mm de hueso y espesor biol \acute{o} gico de 3 mm y un ligamento periodontal con grosor promedio de 0.2 mm a lo largo y ancho de

toda la raíz; el implante a nivel de 46 fue de 5x8mm. El hueso cortical en el área cervical del implante contó con una altura de 1.5mm desde el hueso trabecular, por vestibular un grosor de 1mm y 1.5mm por lingual, se aseguró un mínimo de 4 mm de hueso trabecular y cortical a nivel apical, distal del implante y mesial del diente y a nivel del pónico el hueso tuvo una reducción en las dimensiones de acuerdo a la reabsorción del 20% establecido por Tallgren y cols. La altura del muñón a nivel de 44 fue de 8mm y el abutmen del 46 fue de 7mm con una preparación de acuerdo a los parámetros descritos en la literatura (32). Se diseñó una prótesis fija de tres unidades con las mismas especificaciones en las dimensiones de metal y porcelana descritas en el modelo anterior pero con una longitud aumentada 3 mm en sentido cervico incisal.

Este modelo se duplicó y se ajustó con inclinación cuspídea a 30 y 10 grados.

GRUPO 3 MODELO IMPLANTE-IMPLANTE

En este modelo se conservó el mismo bloque de hueso mandibular derecho con un largo de 33.5mm, una longitud de 17mm; y un ancho de 11mm; se colocaron 2 implantes, uno en zona de diente 44 de longitud 4x10mm y otro implante a nivel de 46 de 5x8 mm. El hueso cortical en el área cervical de cada implante contó con una altura de 1.5mm desde el hueso trabecular, por vestibular un grosor de 1mm y 1.5mm por lingual, se aseguró un mínimo de 4 mm de hueso trabecular (45) y cortical a nivel apical, distal del implante y mesial del diente y a nivel del pónico el hueso tuvo una reducción en las dimensiones de acuerdo a la reabsorción del 20% establecido por Tallgren y cols (46) La altura del abutment en el implante a nivel de 44 fue de 5mm y de 4mm a nivel de 46 con una preparación de acuerdo a los parámetros descritos (47). Se diseñó una prótesis fija de tres unidades con las mismas

especificaciones del modelo diente-implante. Este modelo se duplicó y se ajustó con inclinación cusplídea a 30 y 10 grados.

FASE DOS DIGITALIZACION Y PROCESO SISTEMÁTICO

A continuación a cada modelo se le realizó el proceso de enmallado en el software ANSYS versión 13.0 mediante el cual se divide un elemento sólido en elementos constitutivos más pequeños unidos entre si en puntos específicos denominados nodos, posterior a este proceso se incorporaron al programa de elementos finitos los módulos elásticos y radios de Poisson's (tabla 1) de los siete componentes de cada uno de los modelos con características de un material lineal, elástico e isotrópico.(Figura. 2)

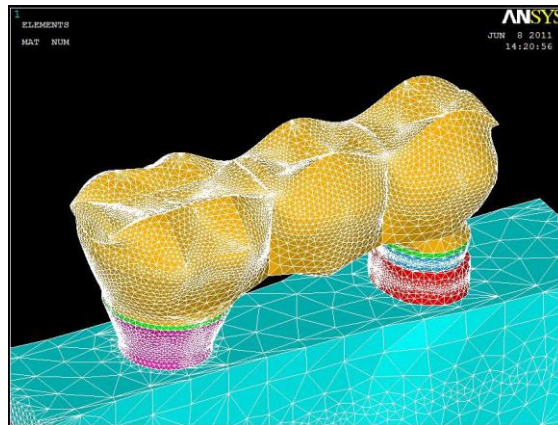


Figura 2 Modelo implante-diente enmallado

Se realizaron apoyos especiales ubicados en todos los ángulos internos de la estructura que entran en contacto con las superficies de las preparaciones sin fricción para de esta manera inhibir la posibilidad de desplazamiento de las prótesis.

TERCERA FASE PRUEBA DE ELEMENTOS FINITOS, RESULTADOS TÉCNICOS Y ANÁLISIS GRÁFICO

En el siguiente paso se aplicaron fuerzas en las áreas donde se ejerce mayor carga axial, que corresponden a sitios de trípodas mínimos funcionales, dos a nivel de premolares y tres a nivel de molar aplicando 150 N divididos en las 7 áreas de contacto establecidas y para fuerzas tangenciales de 150 N se dividieron sobre las 4 áreas de contacto por lingual. (Figuras. 3 y 4)

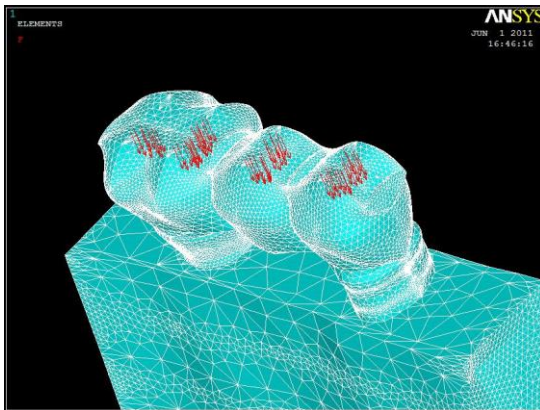


Figura 3. Carga axial de 150 N

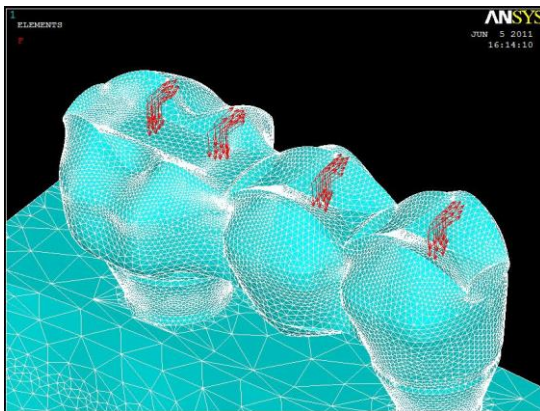


Figura 4. Carga tangencial 150N

Para la obtención de resultados se utilizó Von Mises que está basado en el estrés de Von Mises, una ecuación que permite resumir en un sólo valor el comportamiento de un material en los tres planos de la materia y la forma como

actúan las fuerzas compresivas, tensiles y cortantes en cada uno de estos planos, de esta manera es posible tener un valor más preciso del punto donde comienza la deformación de un material.

Basados en este criterio, se introducen en el programa el valor de las propiedades de todos los materiales estudiados, el programa toma inteligentemente el módulo elástico de todos los componentes del complejo prótesis-estructuras de soporte, posteriormente inicia una aplicación lineal de la fuerza y se detiene al final del ciclo establecido. En ese momento el programa muestra en el modelo de elemento finito el lugar de mayor estrés y la dirección en la cual se presenta.

Finalmente se obtienen gráficas tridimensionales que indican las zonas de mayor presión con diferenciación cromática y los resultados se agruparon en tablas numéricas para facilitar la interpretación. Se identificaron las zonas de estrés y de esta forma se observaron los sitios más afectados durante la función masticatoria funcional en las muestras especificadas.

ANÁLISIS DE LA INFORMACIÓN

Se identificaron los cambios generados en todas las estructuras cuando fueron sometidas a fuerzas compresivas y tangenciales y se compararon todos los de estudio para observar la diferencia de comportamiento entre prótesis fija soportada en diente e implante con zonas de soporte fisiológico y disminuido y su relación con la inclinación cuspidéa.

RESULTADOS

Respuesta de los tejidos de soporte

Frente a cargas axiales la zona donde se encontró mayor estrés fue en el modelo implante-implante en la zona correspondiente al hueso cortical del implante del 46 (cervico-dista-lingual) con inclinación cuspeida a 30°, mientras que la menor concentración se vio en el modelo diente –implante con periodonto normal (a nivel mesial-distal) con inclinación cuspeida a 10°.

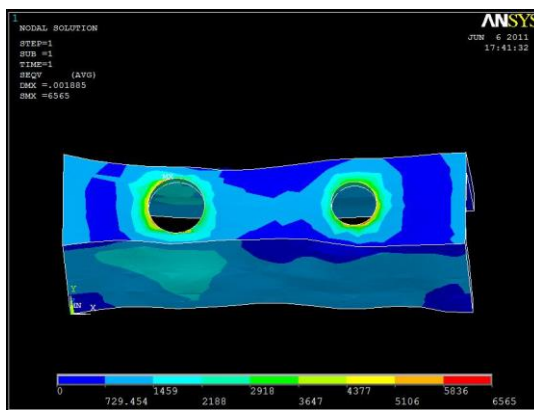


Figura 5. Zona de mayor estrés en hueso cortical ante cargas tangenciales

Respecto a las cargas tangenciales la mayor concentración de estrés se encontró en el modelo implante –implante (cervico distal del implante del 46) (Figura 5), y la menor concentración la mostro el modelo implante- diente con periodonto normal (disto-cervical del implante), teniendo que en las dos situaciones no se observó diferencia significativa por la inclinación cuspeida ya que los valores tuvieron una discrepancia de 3 MPa ente sí. (Tabla 2)

HUESO CORTICAL		
GRUPO	<i>Axial</i>	<i>Tangencial</i>

1	4.5	17.1
2	5.9	28
3	6.5	34.5

Tabla 2. Valores máximos de estrés (MPa)

En relación al hueso trabecular y las cargas axiales la zona de mayor concentración de estrés se observó en el modelo diente-implante con periodonto disminuido (apical del diente) e inclinación cuspídea de 10°, la concentración más baja se dio en el modelo implante-implante (lingual del 46) sin alguna relación con la inclinación cuspídea.

Ante cargas tangenciales la zona de mayor concentración se estrés se encontró en el modelo diente - implante con periodonto disminuido (lingual del implante) (Fig. 6), la menor concentración fue en el modelo implante-implante (lingual del 46) en ambas inclinaciones cuspídeas sin diferencia significativa entre los valores.(Tabla 3),

HUESO TRABECULAR		
GRUPO	<i>Axial</i>	<i>Tangencial</i>
1	2.9	3.5
2	6.4	5.14
3	0.8	0.8

Tabla 3. Valores máximos de estrés (MPa)

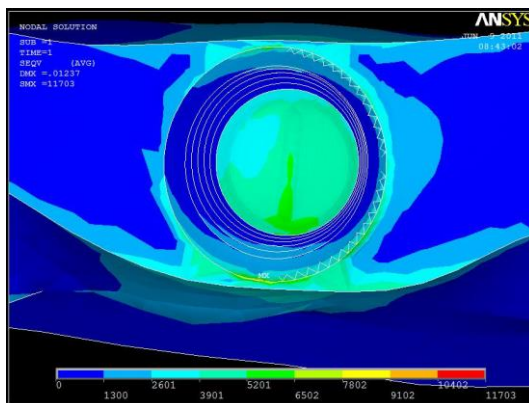


Figura 6. Zona de mayor estrés en hueso trabecular ante cargas tangenciales

Respuesta de Implante y Diente Pilar

Ante cargas axiales la zona de mayor concentración lo presentó el modelo implante –diente con periodonto normal en el implante (cervico-mesial) a 10° teniendo una diferencia con la inclinación a 30° de 5.4 Mpa, la zona de menor concentración de estrés fue en el modelo implante-implante (vestíbulo-distal del implante del 44) con inclinación cuspidéa a 10°.

Frente a las cargas tangenciales la mayor concentración de estrés se dio en el modelo implante-diente con periodonto disminuido (cervico lingual del implante 46) e inclinación cuspidéa a 30° y la menor concentración fue en el modelo implante-implante (cervico lingual del implante 44) con inclinación cuspidéa a 10° teniendo en cuenta que entre los valores la diferencia no fue significativa con divergencia de 2.5 MPa. (Tabla 4)

IMPLANTE PILAR		
GRUPO	<i>Axial</i>	<i>Tangencial</i>
1	18.5	104
2	17	132
3	11.5	94.3

Tabla 4. Valores máximos de estrés (MPa)

En el diente ante cargas axiales el valor de mayor concentración de estrés es de 5.1 MPa localizado en el área cervical distal del modelo diente-implante con periodonto normal e inclinación a 30° (Figura 7), el menor valor encontrado fue de 2.5 MPa distribuido a lo largo de la raíz en el modelo implante-diente con periodonto reducido sin variar por la inclinación cuspidéa.

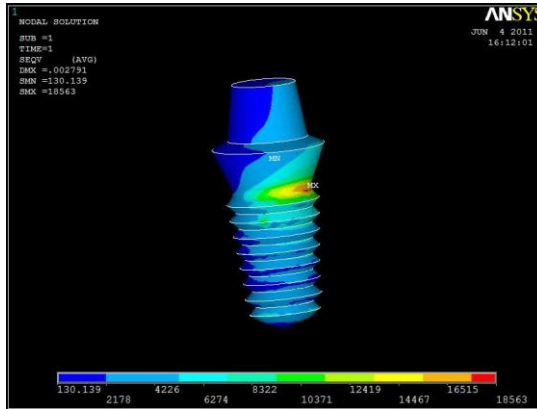


Figura 7. Zona de mayor estrés en el implante ante cargas axiales

En relación con las cargas tangenciales la mayor concentración de estrés se observó en el modelo diente-implante con periodonto reducido (lingual del diente a nivel medio radicular) sin variación por la inclinación cuspidéa (figura.8). La zona de menor concentración se observó en el modelo diente-implante con periodonto normal (lingual) en ambas inclinaciones cuspidéas. (Tabla 5)

DIENTE PILAR		
GRUPO	<i>Axial</i>	<i>Tangencial</i>
1	5.1	17.5
2	4.7	22.9

Tabla 5. Valores máximos de estrés (MPa)

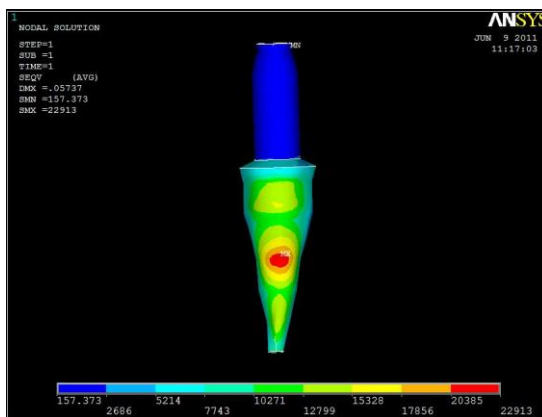


Figura 8. Zona de mayor estrés en el diente ante cargas tangenciales

Respuesta de los componentes de la PPF (estructura metálica y porcelana)

Con cargas axiales la zona de mayor concentración de estrés se demostró en el modelo diente-implante con periodonto normal (distal del diente y mesial del implante)(figura 9) y la menor concentración fue en el modelo implante-implante (distal del implante 44) sin ninguna variación por la inclinación cuspídea en las dos situación.

Las cargas tangenciales arrojaron en la estructura metálica una zona de mayor concentración de estrés en el modelo diente-implante con periodonto disminuido (cervico -lingual del implante) y la de menor concentración fue en el modelo implante-implante (cervico-lingual del 44) con variación en la inclinación cuspídea a 30° en los dos modelos, siendo la diferencia entre los valores con las dos inclinaciones cuspídeas de 0.2 MPa los cuales carecen de relevancia. (Tabla 6).

ESTRUCTURA METALICA		
GRUPO	<i>Axial</i>	<i>Tangencial</i>
1	13.8	29
2	12.4	39.2
3	12.1	21.4

Tabla 6. Valores máximos de estrés (MPa)

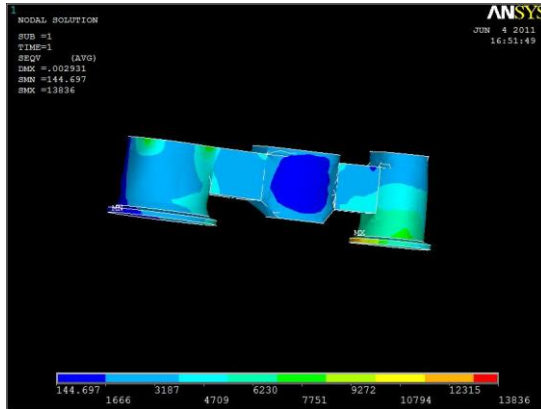


Figura 9. Zona de mayor estrés en la estructura metálica ante cargas axiales

En la porcelana la respuesta con cargas axiales la zona de mayor concentración de estrés se encontró en el modelo implante-implante (oclusal) y la de menor concentración la mostro el modelo diente-implante con periodonto reducido (mesial del implante) ambos con una variación en la inclinacion cuspeida a 10° pero sin diferencia significativa entre los valores.

Como reacción a cargas tangenciales una mayor concentración de estrés se vio en el modelo implante-implante (oclusal) con inclinación cuspeida a 30° teniendo en cuenta que la diferencia de valores por la inclinacion a 10° fue de 4.7 MPa y la menor concentración se encontró en el modelo diente-implante con periodonto disminuido (cervico lingual) sin variación por la inclinación (Figura. 10) (Tabla 7).

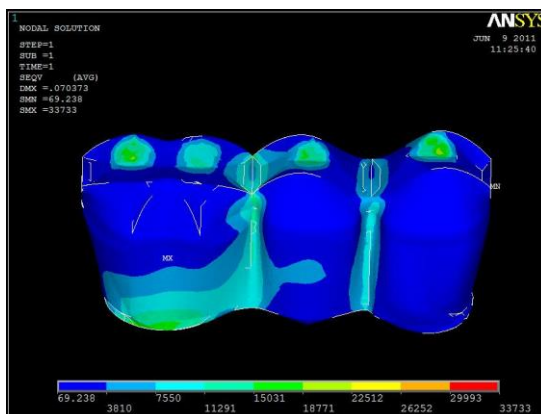


Figura 10. Zona de menor estrés en la porcelana ante cargas tangenciales

PORCELANA		
GRUPO	<i>Axial</i>	<i>Tangencial</i>
1	7.2	17.1
2	9.4	15
3	30.3	21.5

Tabla 7. Concentración de estrés (MPa)

DISCUSIÓN

El presente estudio fue propuesto para describir la distribución de estrés en los componentes de tres sistemas diferentes de soporte para prótesis fija, debido a las complicaciones observadas en tratamientos de unión diente implante.

La literatura reporta una serie de criterios que debe cumplir un sistema de implantes con el fin de alcanzar el éxito a largo plazo. Uno de ellos es que la pérdida ósea vertical en la cresta de estos, La cual debe encontrarse entre 0.8 y 2.mm como máximo durante el primer año de carga del implante, seguido por una pérdida anual que no exceda los 0.2mm. (4, 16, 27).

Del mismo modo la pérdida ósea es considerada como una de las variables de mayor relevancia en el éxito de tratamientos de PPF implantodentosoportada, Gross y Laufer en 1997 encontraron que la mayor concentración de estrés observado en este tipo de conexión fue en el área cervical de la interfase implante-hueso cortical mientras el nivel óseo fue normal (33), Sin embargo se ha reportado que la disminución del nivel óseo conlleva a un incremento en la distribución de estrés al tejido de soporte de diente e implantes que son pilares de este tipo de unión.

En el presente estudio se tomó en cuenta la concentración de estrés en el hueso cortical en relación al tipo de conexión y al nivel óseo de los pilares, así frente a la presencia de cargas axiales y tangenciales el sistema de unión implante-implante presentó un mayor nivel de estrés (6.5 MPa) en la zona cervical del implante más posterior, resultado que concuerda con lo observado por Chun li, lin en 2008. (24)

Cuando se aplicaron cargas axiales se encontraron valores máximos de 6.5 MPa a nivel cervical en zona de implantes del 46, cifras muy por debajo de los 60 MPa necesarios para generar efectos negativos sobre hueso según lo descrito por Maezaua en 2007 (50).

En modelos de prótesis parcial fija con soporte combinado las zonas de mayor estrés en el hueso cortical de igual manera se encontraron en el área cervical de los implantes posteriores pero con valores ligeramente inferiores a los hallados en el grupo 3. Estos resultados no concuerdan con lo reportado por Naer y colaboradores en 2001, quien menciona valores de estrés mayores en la unión diente implante lo que a su vez es relacionado con una pérdida ósea inicial 3 veces mayor a la observada en conexiones implante implante, Sin embargo los resultados de este estudio se relacionan con lo reportado en la literatura, pues si bien existe una pérdida ósea inicial mayor, esta tiende a estabilizarse después de los 24 primeros meses de carga (51), esto se ha relacionado con la presencia del ligamento periodontal, lo cual podría autolimitar el estrés que es transmitido a los tejidos de soporte (54), sin embargo en este estudio este aspecto no se tuvo en cuenta y aun así se alcanzaron valores inferiores de estrés en los modelos diente implante, sin importar el nivel óseo, esto podría explicarse debido a que la presencia del ligamento periodontal de por si ayuda a distribuir el estrés de una manera menor al hueso cortical. En la misma dirección, Lindh en 2001 expuso que incluso existe menor pérdida ósea en sistemas de implantes conectados a dientes que en implantes conectados a implantes, la relación con este estudio está en que, en el grupo 3 la distribución de estrés se distribuye de manera más uniforme entre ambos pilares mientras que en los grupos 1 y 2 el periodonto del diente disipa las fuerzas en el diente pilar dirigiéndolas por el eje

longitudinal y transfiriendo parte de ellas al hueso trabecular, permitiendo que el estrés se concentre más en el implante que debido a su alto módulo de elasticidad puede soportar mejor las cargas. (10)

La razón del aumento de concentración de estrés en la zona cervical, parece estar relacionada con la rigidez de la unión entre implante y hueso, pues según Burack en 2007 al tener el implante un centro de rotación ubicado más coronalmente que un diente natural la transferencia de carga se da de forma más directa hacia el hueso cortical.(52)

La concentración de estrés observada en los implantes de los tres sistemas se encontró en mayor medida en el modelo implante -implante, con valores significativamente mayores que en los modelos con soporte combinado, este resultado le daría congruencia a lo visto en la distribución de estrés encontrado en los elementos óseos ya que en la literatura existe evidencia que indica que al haber una conexión rígida entre implante y hueso la carga se transfiere directamente. (55,56)

La mayor concentración de estrés a nivel protésico se encontró en la porcelana del grupo 3 con un valor de 30.3 MPa, muy lejano al límite de resistencia de la porcelana feldespática que según la literatura está en un rango de 100 a 300 MPa, mientras que en la estructura metálica el estrés se concentró más en los grupos 1 y 2 con un valor entre 29 y 39.2 MPa respectivamente, con un incremento en la concentración de estrés en las prótesis con inclinación de 30°, lo cual no coincide con lo descrito por Falcom Antenucci en 2010 quien observó la máxima concentración de estrés en la estructura metálica de la interfase prótesis-implante y concluyó que el estrés en esta zona aumenta con el incremento de la inclinación cuspídea y viceversa.(40) En el presente estudio no se observaron diferencias significativas para los grupos 2 y 3 en la distribución de estrés a los tejidos de soporte cuando se tuvo en cuenta la variable de la inclinación cuspídea a 30 y 10°, tan solo en el grupo 1 se observó

una mayor concentración en la zona del implante y una menor dirección de estrés al diente sin que este resultado llegara a ser relevante

Cordaro en 2005 en su estudio retrospectivo observó las consecuencias de ferulizar dientes con periodonto sano y disminuido, y demostró que ferulizar dientes con compromiso periodontal reduce la movilidad dental al mismo tiempo que logra dar estabilidad oclusal y mejorar la comodidad del paciente llegó a la dilemática conclusión de que una prótesis fija con su efecto de férula podría ayudar a la estabilización de dientes afectados periodontalmente (31), en este estudio la concentración de estrés en los tejidos de soporte no se vio afectada por la altura de este cuando se usaron PPF implantodentosoportadas, lo cual nos permite afirmar que la unión de un diente afectado periodontalmente a un implante puede relacionarse con los descrito por Geng en 1999 en su estudio de elementos finitos ya que concluyó que el estrés disminuye en las estructuras de soporte cuando se feruliza. (56,57)

La dirección tangencial de la fuerza es más nociva para el tejido óseo que las cargas axiales los resultados de este estudio avalan dichos hallazgos ya que las cargas laterales, produjeron una concentración de estrés 5 a 6 veces mayor que la dirección axial de la carga lo que a su vez incrementó la distribución en cada uno de los elementos estudiados., una condición que podría esperar se según lo expuesto por Lundgren 1994, quien indican que las fuerzas oclusales oblicuas producen un momento de flexión lateral que potencializa la presión hacia los tejidos de soporte (58,59)

Finalmente desde la perspectiva que el análisis de elementos finitos permite, los resultados sugieren que el comportamiento biomecánico de una prótesis parcial fija entre diente e implante no representa diferencias significativas con el observado en una PPF implantosoportada, esto independiente del nivel óseo en los pilares de cada sistema estudiado, Lo que corrobora con los estudios de Gunne en 1991 y 1999, Schlumberger 1998, Lindh 2001 Nickening 2006, Burack 2007.(26, 36,10,13 y 52)

CONCLUSIONES

El sistema de PPF con soporte combinado con periodonto normal y disminuido no representa un riesgo biomecánico significativo comparado con una PPF implantosoportada.

Cargas tangenciales de igual intensidad que las axiales causan un incremento significativo en la concentración de estrés en los elementos de soporte.

La inclinación cuspídea no tuvo mayor relevancia en la distribución de estrés entre los elementos de los tres sistemas analizados.

Ninguno de los valores de estrés mostrados en los elementos de soporte alcanza niveles nocivos que puedan generar alguna alteración estructural.

RECOMENDACIONES

Se requieren estudios clínicos que corroboren el comportamiento biomecánico observado en el análisis del modelo diente-implante con periodonto reducido.

Se sugiere seguir la línea de investigación incluyendo un comportamiento viscoelástico del ligamento periodontal y su reacción ante cargas oclusales funcionales.

REFERENCIAS

1. Busser, D Mericske-Steern R, Bernad, J,P, Behneke, A, Hirt, H.P., U.C and Lang, N. P Longterm evaluation of non-sumerged ITI implant. Part I: 8 year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. 1997. *Clinical Oral Implants Research* 8; 161-172
2. Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Linden U, Gergstrom, C, and van Steenberghe, K Survival of the Branemark implant in partially edentulous jaws: a 10 year prospective multicenter study. 1999. *International Journal of Oral And Maxillofacial Implants* 14; 639-645
3. Naert I, Duyck J, Hosny M, Quirynen M, Jacobs R And Van Steenberghe D Biologic outcome of implant supported restorations in the treatment of partial edentulism. 2002. *Clinical Oral Implants Research* 13 381-389
4. Hosny, M , Duyck, J , Van Steenberhe, D And Naert I within subject comparison between connected and no connected tooth to implant fixed prostheses up to 14 years follow up study. 2000 *International Journal of Prosthodontics* 13 340-346
5. Naert I., Duyck J, Hosny M ,Quirynen M and Van Steenberghe D freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients. Part II and up to 15 years radiographic evaluation. 2001 *Clinical Oral Implants Research* 12 245-251.
6. Sullivan, D. Prosthetic considerations for the utilization of osseointegrated fixtures in the partially edentulous arch . 1986 *International Journal Of Oral And Maxillofacial Implants* 1:39-45
7. Naert, I. E. Prosthetic aspects of implant supported prostheses in:Naert I.E, van Steenberghe D, and Worthington, P, eds. *Osseointegration in Oral Rehabilitation*, Chicago: Quintessence 1993 105-122..
8. Hosny M, Duck J, Van Steenbargue D, Naert I. Within subject comparison between connected and nonconnected tooth to implant fixed partial prostheses: up to 14 year follow up study. *International journal prosthodont.* 2000 13: 430-346
9. Chee W, Cho G. A rationale for not connecting implants to natural teeth. *Journal Prosthodontics* 1997; 6:7-10
10. Lindh T, Buck T, Nystrom E, Gunne J. implant versus tooth-implant supported prostheses in the posterior maxilla: a 2 year report. *Clinical oral Implant.* 2001; 12: 441-449

11. Braguer U, Karoussis, Persson R, Pjetursson, Salvi G, Lang N. technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: clinical oral implant. 2005 16:326-334
12. Braguer Aeschimann S, Burgin W, Hammerle CH, Lang NP. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. Clinical oral Implants 2001; 12:26-34
13. Nickening H, Spiekerman H, Wichmann M, Eiter S. survival and complication rates of combined tooth-implant-supported fixed and removable partial dentures. International Journal Prosthodont. 2008; 21: 131-137
14. English CE. Root intrusion in tooth implant combination cases. Implant Dent 1993; 2:79-85
15. Wong T, Lee M, Kok S. intrusion and reversal of a free standing natural tooth bounded by two implant-supported prostheses: A clinical Report; Journal Prosthetic Dentistry 2004 92: 418-422
16. Sheets CG Earthman JC. Natural tooth intrusion and reversal in implant assisted prosthesis: evidence of and a hypothesis for the occurrence. J. Prosthet Dent 1993; 70:513-520
17. Pesun I, Intrusion of teeth in the combination implant-to natural tooth fixed partial denture: Review of the theories. Journal of prosthodontic 1997 6: 268-277
18. Garcia L, Oeserle L. Natural tooth intrusion phenomenon with implants: a survey. International Journal Oral Maxillofacial Implants 1998 ; 13: 227-231
19. Wang T. Intrusion and reversal of a free-standing natural tooth bounded by two implant-supported prostheses : A clinical report. The Journal Of Prosthetic Dentistry 2004 92:418-22
20. Cho G, Chee W. Apparent intrusion of natural teeth under an implant-supported prosthesis a clinical report. Journal Prosthesis Dentistry 1992; 68 3-5
21. Krennmair G, Krainhofner M, Woldeberge O. Dental Implants as strategic Supplementary abutments for implant-tooth supported telescopic crown-relined maxillary dentures retrospective follow up study for up to 9 years. Journal Prosthetic Dentistry 2007; 6: 617-22
22. Rieder CE. Copings on tooth and implant abutment for superstructure prosthesis. Int. J Periodontics Restorative Dent 1990 10: 436-453

23. Lin Ch, Wang J, Kuo Y. Numerical simulation on the biomechanical interactions of tooth/implant supported system under various occlusal forces with rigid/non rigid connections.. *Journal of Biomechanics* 2006; 19:453-463
24. Lin Ch., Wang J, Chang W. Biomechanical interactions in tooth-implant supported fixed partial dentures splinted teeth and connector type: a finite element analysis. *Journal compilation.* 2008 107-117
25. Chee W. Mordohai N. Tooth to implant connection: a systematic review of the literature and a case report utilizing a new connection desing. *Clinical implant Dentistry and Relatd Research.* 2010 17: 122-132
26. Gunne J, Astrand P, Borg. K, Olsson M. Tooth implant supported fixed partial detres: a 10 year report *Int. J Prosthodont* 1999; 12: 216-221
27. Ericson I Lekholm U, Branemark Lindhe J, Glantz PO, Nyman S. A clinical evaluation of fixed-bridge restoration supporte by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants. *J. Clin Periodontol* 1986; 13:307-312.
28. Gross M Laufer Bz. Splinting osseointegrated implants and natual teeth in rehabilitation of partially edntolus patient, Part I: laboratory and clinical studies. *Journal of Oral Rehabilitation* 1997; 24:863-870
29. Nyman S Lang, N. Tooth mobility and the biological rationale for splinting teeh. *Periodontology* 2000 4: 15-22.
30. Tu M, Hsu J, Fuh L, Lin D Huang H. effects of cortical bone thickness and implant length on bone strain and interfacial micromotion in an immediately loaded implant. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants.* 2010; 25:706-714
31. Cordaro L, Carlo E, Carlo R, Ferruccio T, Changyong F. Retrospective evaluation of complete-arch fixed partial dentures connecting and implant abutments in patients with normal and reduced periodontal support. *Journal of prosthetic Dentistry* 2005; 94: 313-320
32. Ranger b Gunne J, Sullivan. Mechanical aspects of a Branemark implant connected to a natural tooth: an in vitro study. 1991; 6: 177-186
33. Laufer B, Gross Z. splinting osseoinegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients, part II principles and applications. 1998; 25 69-80

34. Pjetursson B, Tun K, Lang N, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. a systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. Cantilever or extension FPDs. *Clinical Oral Implant Research* 2004 15: 667-676
35. Wright P, Glantz P, Randow K, Watson R. The effects of fixed and removable implant-stabilised prostheses on posterior mandibular residual ridge resorption. *Clinical Oral Implants Research*- 2002 13:169-174
36. Schumberger T, L Bowley, JF Intrusion phenomenon in combination tooth implant restoration: a review of the literature. *Journal of Prosthetic dentistry* 1998; 80: 199-203
37. English CE. Biomechanical concerns with fixed partial dentures involving implants. *Implant Dentistry*. 1993;2: 241-242
38. Pjetursson B, Tan K, Lang N, Brager U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years , Implant-supported FPDs. *Clinical Oral Implant Research* 2004 15; 625-642
39. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K. Clinical complications in fixed prosthodontics. *Journal Prosthetic Dent* 2003; 90 31-41
40. Falcon Antenucci R, Pellizzer E, Carvalho P, Goiato M, Noritomi P. influence of cusp inclination on stress distribution in implant supported prostheses. A three dimensional finite element analysis. *Journal of Prosthodontics* 2010 1-6
41. Dou M, Pilu M *Biomecánica funcional*. Masson Barcelona, España 2006 p 20-21
42. Scott I, Ash MM Jr: A six channel intra-oral transmitter for measuring occlusal forces, *J Prosthet Dent* 1966 16:56,
43. Gargiulo AW, Wentz FM, Orban B Dimensions and relations of the dentogingival function in humans. *Journal Periodontology* 1961 32: 261-267
44. Lindhe J, Lang. *Periodontologia clinica e implantologia odontologica*. Editorial medica panamericana Quinta edición. 2009 p 28
45. Katranji M, Mish, Kelly, Wang. Cortical bone thickness in dentate and edentulous human cadavers. *Journal of periodontology*. 2007; 75:874-878
46. Tallgren A. the reduction in face height of edentulous and partially edentulous subjects during long term denture wear: a longitudinal

roengenographic cephalometric study. *Acta Odontol Scand* 1966 24: 195-239

47. Goodacre Ch, Campagni W, Aquilino S. Tooth preparations for complete crowns: An art form based on scientific Principles. (2001) *J Prosthet Dent*;85:363-76
48. Stanley J. Nelson, Major M. Ashwheeler. *Anatomia fisiologia y occlusion dental de Wheeler*. Novena edición. Barcelona España 2010 capítulo 9
49. Zena RB, Khan Z, Fraunholer JA. Shoulder preparations for collarless metal ceramic crowns: Hand planning as opposed to rotatory instrumentation. *Journal Prosthetic Dentistry* 1989 62: 273
50. Maezawa N, Shiota M, Kasugai S, Wakabayashi N. Three dimensional Stress Analysis of Tooth/Implant-Retained Long-Span Fixed Dentures. *International Journal of Maxillofacial Implants* 2007; 22:710-71
51. Naer I, Quiryne M, van Steenberghe D, Darius P, A six year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent* 1992; 67; 236-245
52. Burack T Ersoy A, An investigation of tooth/implant supported fixed prosthesis designs with two different stress analysis methods: an in vitro study. *Journal of prosthodontics* 2007 16 107-116
53. Astrand P, Borg K, Gunne J, Olsson M. Combination of natural teeth and osseointegrated implants as prosthesis abutment; A 2 year longitudinal study, *Int Journal Oral Maxillofacial Implants* 1991 6: 305-312
54. Menicucci G. Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection; some biomechanical aspects ased on finite element analyses. *Clinical oral implant research* 2002 13; 334-341
55. Tu M, Hsu J, Fuh L, Lin D, Huang H. Effects of cortical bone thickness and implant length on bone strain and interfacial micromotion in an inmedialtely loaded implant. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010; 25; 706-714
56. Geng J, Tan K, Liu G. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literatura. *J Prosthet Dent* 2001;85;585-598
57. Yang H, Lang L, Felton D. Finite elements stress analysis on the effect of splinting in fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1999;81;721-728

58. Lundgren D y Laurell L, Biomechanical aspects of fixed bridgework supported by natural teeth and endosseous implants. *Periodontology* 2000, 1994,4,23-40
59. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Ericsson A, the long term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success, *Int J Oral Maxillofac Implant*, 1986,1,11-25