

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA  
COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO  
AREA DE EDUCACION AVANZADA Y CONTINUADA  
POSTGRADO DE PROSTODONCIA**



**LINEA INVESTIGATIVA: PROSTODONCIA PARCIAL FIJA  
TEMA: COMPARACION DE TRANSMISION DE ESTRÉS EN PROTESIS  
PARCIAL FIJA IMPLANTO – DENTOSOPORTADA CON PERIODONTO  
SANO, DISMINUIDO E IMPLANTO SOPORTADO ANALIZADO POR MEDIO  
DE ELEMENTOS FINITOS**

**AUTORES**

SANDRA COCA  
BEATRIZ ELENA CORTÉS  
JOHANA FRANCO  
OCTAVIO ENRIQUE MOSQUERA  
CLAUDIA RODRIGUEZ

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA  
COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO  
AREA DE EDUCACION AVANZADA Y CONTINUADA  
POSTGRADO DE PROSTODONCIA  
BOGOTA 2011**

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

**AUTORES**

SANDRA COCA  
BEATRIZ ELENA CORTÉS  
JOHANA FRANCO  
OCTAVIO ENRIQUE MOSQUERA  
CLAUDIA RODRIGUEZ

**ASESORES**

**ASESOR CIENTÍFICO:**  
Dr. MARIO ARTEAGA  
REHABILITADOR ORAL

**ASESOR METODOLÓGICO:**  
DRA. PIEDAD MALAVER CALDERÓN.  
Od. Ms. BIOLOGIA ENFASIS GENETICA HUMANA

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA  
COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO  
AREA DE EDUCACION AVANZADA Y CONTINUADA  
POSTGRADO DE PROSTODONCIA  
BOGOTA 2011**

El trabajo de grado “**COMPARACION DE TRANSMISION DE ESTRÉS EN PROTESIS PARCIAL FIJA IMPLANTO – DENTOSOPORTADA CON PERIODONTO SANO, DISMINUIDO E IMPLANTO SOPORTADO ANALIZADO POR MEDIO DE ELEMENTOS FINITOS**” elaborado por Sandra Coca, Beatriz Elena Cortés, Johana Franco, Octavio Enrique Mosquera, Claudia Rodriguez como requisito para optar por el título de especialista en prostodoncia.

---

**Dr. Mario Arteaga**  
Asesor científico

---

**Dra. Piedad Malaver Calderón**  
Asesora metodológica

---

**Dra. Carmenza Macias**  
Directora Centro de Investigaciones (CICO)

Bogotá, junio de 2011

## TRANSFERENCIA DE DERECHOS DE PUBLICACIÓN

Título del artículo: “**COMPARACION DE TRANSMISION DE ESTRÉS EN PROTESIS PARCIAL FIJA IMPLANTO – DENTOSOPORTADA CON PERIODONTO SANO, DISMINUIDO E IMPLANTO SOPORTADO ANALIZADO POR MEDIO DE ELEMENTOS FINITOS**”

**Autores:** Los Doctore: Sandra Coca, Beatriz Elena Cortés, Johana Franco, Octavio Enrique Mosquera, Claudia Rodriguez.

Los autores certifican que el artículo arriba mencionado es trabajo original y no ha sido previamente publicado, excepto en forma de resumen. Una vez aceptado para publicación en la revista que la Institución Universitaria Colegios de Colombia estipule, los derechos de autor serán transferidos a la universidad. Así mismo, declaran que no ha sido enviado en forma simultánea para su posible publicación en otra revista.

Los autores acceden, dado el caso, a que este artículo sea incluido en los medios electrónicos que los editores de la Institución Universitaria Colegios de Colombia, consideren convenientes.

---

**Dr. Mario Arteaga**  
**Asesor científico**

---

**SANDRA COCA PENA**  
**C.C 52.897.627**

---

**BEATRIZ ELENA CORTES OTERO**  
**C.C 55.153.049**

---

**JOHANA FRANCO MILLAN**  
**C.C. 52.463.828**

---

**OCTAVIO ENRIQUE MOSQUERA**  
**C.C 6.391.274**

---

**CLAUDIA P. RODRIGUEZ SANTOS**  
**C.C. 30.322.026**

## **INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA**

### **CESIÓN DE DERECHOS**

Yo Sandra Coca, Beatriz Elena Cortés, Johana Franco, Octavio Enrique Mosquera, Claudia Rodriguez

Manifestamos en este documento nuestra voluntad de ceder a la Institución Universitaria Colegios de Colombia los derechos patrimoniales, consagrados en el artículo 72 de la ley 23 de 1982, de la tesis de grado **COMPARACION DE TRANSMISION DE ESTRÉS EN PROTESIS PARCIAL FIJA IMPLANTO – DENTOSOPORTADA CON PERIODONTO SANO, DISMINUIDO E IMPLANTO SOPORTADO ANALIZADO POR MEDIO DE ELEMENTOS FINITOS**

Producto de nuestra actividad académica para optar por el título de Especialista en Prosthodontia de la Institución Universitaria Colegios de Colombia. La institución tiene los derechos anteriores cedidos en su actividad ordinaria de investigación, docencia y publicación. Con todo, en nuestra condición de autores nos reservamos los derechos morales de la obra antes citada con arreglo al artículo 30 de la ley 23 de 1982. En concordancia, suscribimos este documento en el momento mismo de la ley 23 de entrega del trabajo final a la biblioteca de la Institución Universitaria Colegios de Colombia.

---

**Dr. Mario Arteaga**  
**Asesor científico**

---

**SANDRA COCA PENA**  
**C.C 52.897.627**

---

**BEATRIZ ELENA CORTES OTERO**  
**C.C 55.153.049**

---

**JOHANA FRANCO MILLAN**  
**C.C. 52.463.828**

---

**OCTAVIO ENRIQUE MOSQUERA**  
**C.C 6.391.274**

---

**CLAUDIA P. RODRIGUEZ SANTOS**  
**C.C. 30.322.026**

Bogotá, junio de 2011

Señores:  
Biblioteca  
Institución Universitaria Colegios de Colombia  
La Ciudad

Autorizamos a la unidad de investigación de la Institución Universitaria Colegios de Colombia a consultar y reproducir con fines de investigación, parcial o totalmente el contenido del trabajo de grado titulado: **“COMPARACION DE TRANSMISION DE ESTRÉS EN PROTESIS PARCIAL FIJA IMPLANTO – DENTOSOPORTADA CON PERIODONTO SANO, DISMINUIDO E IMPLANTO SOPORTADO ANALIZADO POR MEDIO DE ELEMENTOS FINITOS”** Presentado a la unidad de investigación como requisito del programa para optar el título de Prosthodontia; siempre que mediante la correspondiente cita bibliográfica se le dé crédito al trabajo de investigación y a sus autores.

---

**SANDRA COCA PENA**  
C.C 52.897.627

---

**BEATRIZ ELENA CORTES OTERO**  
C.C 55.153.049

---

**JOHANA FRANCO MILLAN**  
C.C. 52.463.828

---

**OCTAVIO ENRIQUE MOSQUERA**  
C.C 6.391.274

---

**CLAUDIA P. RODRIGUEZ SANTOS**  
C.C. 30.322.026

## **FICHA TÉCNICA DE INVESTIGACIÓN DE TRABAJO DE GRADO**

**TÍTULO DEL TRABAJO: “COMPARACION DE TRANSMISION DE ESTRÉS EN PROTESIS PARCIAL FIJA IMPLANTO – DENTOSOPORTADA CON PERIODONTO SANO, DISMINUIDO E IMPLANTO SOPORTADO ANALIZADO POR MEDIO DE ELEMENTOS FINITOS”**

**AUTORES:** Sandra Coca, Beatriz Elena Cortés, Johana Franco, Octavio Enrique Mosquera, Claudia Rodriguez

**ASESOR CIENTÍFICO:** Dr. Mario Arteaga

**ASESOR METODOLÓGICO:** Dra. Piedad Malaver Calderón.

**MATERIAL ANEXO:** 3 CD´s, 2 Artículos científicos.

**FACULTAD:** Odontología.

**TITULO OBTENIDO:** Especialista en Prostodoncia

**CATEGORIA:** Posgrado

**PALABRAS CLAVE:** , Prótesis Parcial Fija, Conexión diente- implante, Periodonto disminuido.

## CONTENIDO

	pág.
INTRODUCCIÓN	10
1. ASPECTOS TEÓRICO – CIENTÍFICOS	12
1.1 PROBLEMA	12
1.2 JUSTIFICACIÓN	12
1.3 PROPÓSITO	13
1.4 MARCO TEÓRICO	14
1.4.1 Prótesis Implantodentosoportada	25
1.4.2 Tipo De Conexión	28
1.4.3 Ferulizacion	32
1.4.4 Intrusión dental	34
1.4.5 Soporte Periodontal	37
1.4.6 Reabsorción Ósea	40
1.4.7 Aspectos Biomecanicos	41
1.4.7.1 Material Isótropo	42
1.4.7.2 Rigidez O Modulo De Young	42
1.4.7.3 Coeficiente De Poisson	43
1.4.8 Patrones De Fuerza Oclusal	44
1.4.9 Stress-Tensión Deflexion-Tensión	46
1.5.0 Reducción del stres	46
1.5.1 Inclinación cuspidea	47
1.5.2 Cantidad y distribución de los pilares	48
1.5.3 Retención y dimensión de los pilares	49
1.5.4 Diseño Oclusal Den Prótesis Fija	49
1.5.5 Diseño oclusal en Prótesis Fija Conexión Implante-Diente	50
1.5.6 Stress De Fuerzas Laterales Y Deflexión	52
1.5.7 Movilidad Dental Y Terapia Oclusal	53
1.6 OBJETIVOS	53
1.6.1 Objetivo general	53
1.6.2 Objetivos específicos	
2. ASPECTOS METODOLÓGICOS	54
2.1 TIPO DE ESTUDIO	54
2.2 CRITERIOS DE SELECCIÓN	54
2.2.1 Criterios de Inclusión	54
2.3 METODO	54
2.3.1 Unidad de Análisis	54
2.3,2 Diseño De La Prueba	54
2.3.3 Fase uno diseño de la muestra	
2.3.3.1 Grupo 1 Modelo Implante–Implante	56
2.3.3.2 Grupo 2. Modelo Implante–Diente Con Periodonto Normal	57
2.3.3.3 Grupo 3. Modelo Implante–Diente Con Periodonto Reducido	57

2.3.4	Fase Dos Digitalización Y Proceso Sistemático	58
2.3.5	Tercera Fase Prueba De Elementos Finitos, Resultados Técnicos Y Análisis Gráfico	59
2.3.6	Análisis de la informacion	60
3	RESULTADOS	61
3. 1	Respuesta de los tejidos de soporte	61
3. 2	Respuesta de Implante y Diente Pilar	63
3.3	Respuesta de los componentes de la PPF (estructura metálica y porcelana)	64
		67
4.	DISCUSION	
5	CONCLUSIONES	71
6.	RECOMENDACIONES	72
		73
	REFERENCIAS	
	ANEXOS	

## INTRODUCCION

Con frecuencia se presenta en consulta una condición clínica que sugiere el uso de prótesis fija implanto soportada, sin embargo, es necesario evaluar factores como la condición periodontal de los dientes remanentes, condiciones anatómicas que pueden representar una dificultad mayor para la colocación de determinado número de implantes, negación del paciente para realizar de forma exitosa procedimientos quirúrgicos adicionales y finalmente factores socioeconómicos que llegan a ser una limitante para el desarrollo de un tratamiento implantológico extenso. De esta forma se han buscado opciones para optimizar la función de los implantes oseointegrados

En la última década los implantes dentales han tenido éxito en el tratamiento de pacientes parcialmente edentulos; por consiguiente la filosofía del tratamiento en los relacionado con los criterios de rehabilitación por medio de la conexión diente-implante o solo implantes aun sigue siendo un tema controversial y debatido no solo por las diferencias biomecánicas que existe sino también por las conclusiones a las que han llegado los diferentes estudios en lo relacionado con este tema. (1)

De hecho las diferencias en la conexión diente-implante en el hueso podría considerarse como un desafío biomecánico en el soporte de prótesis fija mediante la conexión diente-implante, debido a las diferencias de movilidad que existe en esta conexión, esto es debido a la mayor movilidad del diente en comparación al implante ante las fuerzas oclusales, la cual puede llegar a ser más de 10 veces superior debido a la presencia del ligamento periodontal, esto implicará que ambos tengan un comportamiento diferente cuando reciban una carga y que se genere un patrón de tensiones distinto en el diente y el implante, generando quizás sobrecarga y posibles fallas en el tratamiento (2)

Partiendo de las diferencias biomecánicas existentes se sugirió por un grupo de la comunidad científica el usar un tipo de conexión resiliente en prótesis fijas

con soporte combinado buscando compensar esa discrepancia biomecánica de los pilares. Sin embargo, el uso de conectores rígidos también cuenta con adeptos, ya que su uso implica que la zona de tensión alrededor del implante disminuye, debido a que el diente natural pilar comparte la distribución de estrés al recibir una transferencia directa por el conector.

Tal vez la afección más significativa, 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 casos de intrusión dental, esta afección ha sido corroborada en los estudios iniciales de seguimiento de prótesis con soporte combinado.

Debido a la diferencia de resiliencia que existe entre el complejo implante-hueso y diente-hueso, las prótesis parciales fijas con soporte combinado implante-diente no se han tomado como terapia de primera elección, sin embargo, no existe literatura contundente que desestime su uso. De esta forma, es posible que el manejo adecuado de esta terapia pueda representar una opción favorable que disminuya traumas quirúrgicos y sea una opción adicional en un edentulismo parcial que brinde a los pacientes resultados satisfactorios de confort, funcionalidad y estética, comparados con prótesis fijas soportadas sólo por implantes.

Es por eso que para el estudio del estrés y la tensión creada sobre los implantes dentales, diseño de la prótesis, dientes y dimensiones de hueso de soporte ha sido extensamente utilizado el análisis por el método de elementos finitos (FE). Con la aplicación de este tipo de análisis en odontología se abre la posibilidad de realizar estudios in vitro de alta confiabilidad que permiten una evaluación de datos a largo plazo del comportamiento biomecánico de una prótesis parcial fija, no solo implantesoportada, sino también Diente-Implante y además Diente con periodonto disminuido-Implante siendo esta una situación clínica poco evaluada



## **1. ASPECTOS TEORICO CIENTIFICOS**

### **1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

Implantes soportando prótesis parcial fija, provee un tratamiento alternativo para pacientes con pérdida de dientes posteriores. Sin embargo limitaciones anatómicas de espacio para implantes o fallas de un implante en la oseointegración crea una situación en la cual se debe considerar conectar un implante y un diente en una PPF. Las investigaciones están dirigidas a estudiar el tipo de conexión (rígida-no rígida ), como uno de los factores importantes para el éxito de la prótesis, de igual manera el comportamiento biomecánico del diente natural y del implante ante la distribución del stress y transferencias de cargas según la magnitud y localización de las fuerzas oclusales según el tejido de soporte que rodea el diente natural y el implante los cuales tienen flexibilidad, acomodación y movilidad diferentes. Ante la diferencia estructural y de comportamiento biomecánico de los pilares de una prótesis implanto-dentosoprtada es necesario hacer la comparación sobre dónde y cuanta es la transmisión de stress en la prótesis ante diferentes cargas en el diente, el implante y el tejido de soporte de soporte; en periodonto sano y en periodonto disminuido?

### **1.2 JUSTIFICACION**

El aumento significativo de tratamientos implantosoprtados así como la predictibilidad de éxito y la satisfacción por parte de los pacientes al recuperar la función y la estética dental reportados en la actualidad, obliga al profesional a realizar una revisión de literatura amplia y

profunda, sobre las diferentes opciones de tratamiento de acuerdo a la necesidad individual de cada paciente basados en la evidencia científica que nos aporta los diferentes índices de supervivencia no sólo de los implantes sino también de los diferentes tipos de rehabilitación; Siendo la Prótesis Parcial Fija un tratamiento optimo restaurativo en pacientes parcialmente edéntulos, en los cuales en algunas situaciones se podría plantear o considerar la posibilidad de realizar prostodoncia parcial fija con conexión diente/ implante como método alternativo; tema sobre el cual para muchos profesionales genera bastante controversia.

### **1.3 PROPOSITO**

La alta demanda de pacientes parcialmente edentulos en el sector postero/inferior requiere de una evaluación costo/beneficio/confort al momento de considerar un tipo de tratamiento dentro de las muchas posibilidades existentes, las condiciones que presentan la mayoría de pacientes están limitadas con una pérdida de soporte a considerar en la dentición remante a la zona edentula ( periodonto disminuido), es posible considerar allí una conexión de PPF diente/ implante con un cuidadoso diseño como opción de tratamiento válido brindando las ventajas de ferulizar los dientes adyacentes en el área bajo esta situación y a la vez minimizar los procedimientos quirúrgicos previos a la terapia implantológica, elevación de costos y proporcionando la seguridad que genera la Prostodoncia Parcial Fija, mediante un análisis que muestre la distribución favorable de estrés en los diferentes componentes de la prostodoncia en estas circunstancias.

## 1.4 MARCO TEÓRICO

Se ha comprobado una relación específica de la ausencia de dientes con el incremento de la edad y la existencia de dientes que se retienen más tiempo que otros. Se ha sugerido que la pérdida de dientes varía según la arcada, y que se pierden antes los dientes maxilares que los mandibulares. También se ha insinuado que existe otra diferencia dentro de la misma arcada, perdiéndose los dientes posteriores más rápidamente que los anteriores. Con bastante frecuencia los últimos dientes que permanecen en la boca son los mandibulares anteriores especialmente los caninos y es frecuente encontrarse con un maxilar edentulo opuesto a una arcada mandibular con dientes anteriores.(3)

Al perder un diente la cresta residual no se beneficia nunca más del estímulo funcional que reciba y, en consecuencia se produce una pérdida del volumen de la cresta tanto en altura como en anchura. Este hallazgo no es predecible en todos los individuos con ausencia de dientes, porque los cambios anatómicos son muy variables dentro de los diversos grupos de pacientes. En general, la pérdida de dientes es mayor en la mandíbula que en el maxilar, más pronunciada posteriormente que anteriormente y, en consecuencia, se presenta una arcada mandibular más ancha con una arcada maxilar más estrecha. Estos cambios anatómicos son un desafío para la rehabilitación de estas zonas, tanto de las prótesis implanto-soportadas como de las prótesis removibles, ya que junto a la pérdida de dientes aparece una transformación de la mucosa oral. (4-7)

El impacto estético que ocasiona la pérdida de dientes puede alcanzar un gran significado, en ocasiones más lesivo para el paciente que para la propia pérdida de función. La sociedad actual generalmente percibe la ausencia de dientes visibles, especialmente los anteriores como un estigma social. Con la pérdida de los dientes y la disminución del reborde

residual pueden aparecer cambios secundarios en las características faciales, al quedar alterado el soporte labial y reducirse la altura facial como resultado de la disminución de la dimensión vertical. Restaurar la estética facial manteniendo un aspecto apropiado puede resultar conflictivo, si bien es un factor importantísimo a tener en cuenta en la restauración y la toma de decisiones protésicas. (8,9)

El predominio del edentulismo parcial es interesante debido al número creciente de implantes empleados en estos pacientes. Las estadísticas demuestran que el edentulismo parcial es similar para hombres y mujeres. En un estudio publicado en 1987 en el momento de mayor transición de una arcada intacta a un edentulismo parcial se observó una edad de predominio de 35 a 45 años. Los dientes más perdidos comúnmente son los molares, el edentulismo parcial de extremo libre es el de mayor interés ya que en estos pacientes los dientes suelen ser reemplazados por prótesis removibles, el edentulismo mandibular de extremo libre es mayor que en el maxilar en todos los grupos de edad. El edentulismo de extremo libre unilateral es más común que el edentulismo bilateral tanto a nivel de maxilar como en mandíbula en las edades entre 25 y 45 años y aproximadamente 13.5 millones de personas de este grupo de menor edad presentan un edentulismo de extremo libre indistintamente de la arcada.(10, 11)

Los pacientes con edad entre 45-54 años presentan edentulismo de extremo libre mandibular en el 31.3%, y solo el 13.6% lo presentan a nivel de maxilar, en este último grupo solo el 9.9 millones de personas presentan al menos un cuadrante edentulo a extremo libre y la mitad de estos tienen al menos un edentulismo parcial bilateral. El patrón de edentulismo posterior evoluciona en el grupo de edad de 54-65 años, en el que el 35% de la arcada mandibular presenta edentulismo en extremo libre, en comparación con el 18% de la arcada maxilar. Como

consecuencia 11 millones de estos pacientes en este rango de edad son candidatos para implantes.(12)

Por otro lado el edentulismo total no es un hecho ocasional ni saludable en la población adulta, suele ser más bien el resultado de extracciones dentales repetidas como consecuencia de procesos patológicos combinados de caries dental, enfermedad periodontal o de un método combinado para reducir costos asociado a tratamientos dentales. El hecho de la pérdida dental debido a procesos patológicos de enfermedad, esta relacionados directamente con la edad del paciente. La media del edentulismo aumenta en un 4% por cada 10 años en la adultez inicial y aumenta más del 10% por década luego de los 70 años. (13,14)

La pérdida total de los dientes lleva a consecuencias anatómicas dentro de las cuales es importante destacar la pérdida ósea que trae como consecuencia la disminución de la anchura ósea, el reborde residual estrecho suele provocar incomodidad cuando los finos tejidos que lo recubren son colocados debajo de una prótesis removible mucosoportada, la atrofia continua de la mandíbula puede causar eventualmente la prominencia de la línea milohioidea y del reborde oblicuo interno que terminan cubiertos por una delgada, móvil, y desinsertada mucosa. El proceso alveolar anterior continúa reabsorbiéndose y los tubérculos genianos superiores que se encuentran ubicados a 20mm por debajo de la cresta ósea cuando los dientes están presentes se ubica eventualmente mas superior del reborde mandibular anterior. (15)

La pérdida ósea en el maxilar o la mandíbula no se limita a hueso alveolar, también se puede reabsorber zonas de hueso basal, especialmente en la zona posterior de la mandibular donde una reabsorción grave puede producir una pérdida ósea hasta del 80%. El contenido del canal o conducto mentonero puede volverse eventualmente

dehiscente y servir como parte del área de soporte de la prótesis. Como resultado se puede presentar dolor agudo y parestesia transitoria en el área inervada por el nervio mandibular. (16)

Las fuerzas masticatorias generadas en el paciente de tipo facial corto pueden ser hasta tres o cuatro veces superiores a las generadas en los pacientes de tipo facial largo. Los pacientes de tipo facial corto tienen un riesgo más elevado de desarrollar una atrofia severa. (17,18)

Muchas de estas condiciones similares se presentan en los pacientes edentulos parciales, que llevan prótesis removibles, adicionalmente el pilar dental natural, sobre el cual se diseñan retenedores directos o indirectos se ven sometidos a fuerzas laterales adicionales. Debido a que los dientes suelen estar comprometidos a causa de un soporte periodontal deficiente varias de las prótesis son diseñadas para minimizar las fuerzas que se les aplican. El resultado es un aumento en la movilidad de la prótesis removible y un mayor soporte de tejidos blandos. Estas condiciones protegen a los dientes restantes pero acelera la pérdida ósea en las zonas edentulas. (19)

Al perder el hueso anchura, altura y de nuevo anchura y altura, la encía adherida va disminuyendo gradualmente. Habitualmente un tejido fino adherido se extiende por encima de la mandíbula atrofiada adelantada o es completamente inexistente. Las zonas de queratinización gingival progresiva son propensas a las abrasiones producidas por la prótesis suprayacentes, además las inserciones musculares altas desfavorables así como también el tejido hipermóvil suelen complicar la situación. Por consecuencia debido a la pérdida de espesor de los tejidos que surgen con la edad y las enfermedades sistémicas suelen provocar más puntos dolorosos con el uso de las prótesis, el aumento del tamaño de la lengua disminuye de igual forma la estabilidad de la prótesis

Los dientes o las prótesis ejercen el papel de reducir el alimento hasta que esté listo para ser deglutido. El índice de reducción de alimento se describe como la eficacia masticatoria o habilidad para reducir el alimento hasta un determinado tamaño en un tiempo dado. Se ha demostrado una estrecha relación entre la eficacia masticatoria y el número de dientes en oclusión en los individuos que conservan sus dientes, que indicaría una variabilidad en la selección de partículas, y que dependería de los dientes en contacto. Las mediciones revelan gran variabilidad funcional en pacientes con un número similar de dientes en contacto, e incluso se observa una variabilidad mayor en las poblaciones con mayor pérdida de dientes. (20,21)

Puesto que el área de contacto oclusal guarda una estrecha relación con la actividad masticatoria, no es raro que la pérdida de molares suponga un mayor impacto, puesto que los molares tiene un área de contacto oclusal mayor, así, se ha podido demostrar que los individuos con pérdida de molares requieren más golpes masticatorios y es mayor el tamaño de las partículas antes de la deglución. El momento en que el individuo está preparado para la deglución del bolo alimenticio es otra medida de rendimiento, y se describe como umbral de deglución, cuanto mayor sea la habilidad masticatoria estrechamente relacionada, a su vez, con el área de contacto oclusal, mejor será la reducción que el alimento alcanzara en el umbral de la deglución. Por el contrario, la disminución de la habilidad masticatoria se refleja en un mayor tamaño de las partículas en el umbral de la deglución.

La diferencia en las fuerzas oclusivas máximas registradas entre una persona con todos sus dientes y otra completamente edentula es dramática. En la región del primer molar de una persona dentada se han llegado a registrar medias de fuerza de 150 a 250psi. Un paciente con apretamiento dental puede llegar a ejercer una presión cercana a los 1000psi. La máxima fuerza oclusiva en un paciente edéntulo se reduce a

menos de 50psi. Los pacientes son capaces de generar fuerzas cada vez menores cuanto más tiempo lleva siendo edentulo. Los pacientes que llevan prótesis total por más de 15 años tienen una fuerza oclusiva máxima de 5.6psi. (22,23)

Durante la masticación la mandíbula actúa como una palanca de tipo III en la que el fulcro estaría situado en el cóndilo, la fuerza la desarrollan los músculos masticatorios y la resistencia los dientes, por lo tanto, los dientes van a soportar fuerzas siendo mucho mayores en los sectores posteriores (tres-cinco veces más) al estar más cerca del fulcro, donde son perpendiculares al plano oclusal. Se ha establecido un rango de fuerza entre 200 y 2440N que se soporta en la oclusión. Las fuerzas que soportan dientes e implantes se pueden representar como vectores con una magnitud (en unidades de presión o fuerza) y una dirección. Otra característica a tener en cuenta es la frecuencia de dichas fuerzas.

Cuando una fuerza actúa sobre un punto de la corona, el componente horizontal tiende a producir rotación o a doblar, es el denominado momento de fuerza. Se forma una palanca de primer genero donde el fulcro puede encontrarse en la interface entre el cuello del implante y el hueso periimplantar cortical, si la conexión diente-implante es rígida o si no lo es en la unión pilar-prótesis. La resistencia es el resto del implante y su interfase con el hueso periimplantario. La zona donde se acumula una mayor concentración de la tensión es en la interface entre el hueso cortical y el implante.

La aplicación de la fuerza a una prótesis sobre implantes causa tensión o estrés mecánico el cual es la manifestación del efecto de las fuerzas que actúan sobre el implante; y deformación o torsión que se relaciona con la elongación que sufre el material por unidad de longitud del mismo como consecuencia de la acción de una fuerza.

Como resultado de una fuerza oclusiva disminuida y de inestabilidad de la prótesis la eficiencia masticatoria disminuye también con la pérdida de los dientes. Se reporta en la literatura estudios que sugieren que unas funciones dentales comprometidas provocan una deglución y rendimiento masticatorios deficientes lo que a su vez puede influir en cambios sistémicos que favorezcan la enfermedad, debilidad y acortamiento de la esperanza de vida.

Las prótesis removibles presentan la tasa media mas baja de aceptación del paciente. La mitad de los pacientes que usan una prótesis removible mastican mejor sin la prótesis. Un estudio realizado en Escandinavia durante 44 años revelo que solo el 80% de estos pacientes llevaban este tipo de prótesis un año después. Esta cifra disminuyo a solo el 60% en las prótesis removibles de extremo libre llevadas por los pacientes luego de 4 años.(24, 25)

Los estudios realizados sobre prótesis removibles indican que la salud de los dientes y los tejidos blandos suele deteriorarse. Además las fuerza masticatoria se reduce de 200psi a 50psi y los pacientes que las han usado por mas de 15 años presentan una disminución de la fuerza masticatoria hasta un 6psi, disminuye de igual manera la eficiencia masticatoria, la elección de la comida se ve limitada y por lo tanto disminuye la ingesta de comida saludable.

En cuanto a los problemas de las prótesis removibles se observa un bajo índice de supervivencia de 60% a los 4 años y de un 35% a los 10 años , el índice de reparación de los dientes pilares es de 60% a los 5 años y de un 80% a los 10 años, de igual forma suele presentarse un aumento de movilidad dental, aumento del índice de placa, sangrado al sondaje y caries de los dientes pilares, se presenta una pérdida del los dientes pilares en un 44% a los 10 años y por ultimo también aumenta la pérdida ósea con el uso de prótesis removibles. (26,27)

Por lo que concierne a la odontología moderna su objetivo consiste en devolver a los pacientes una salud oral de manera predecible. Los pacientes edentulos parciales y totales pueden ser incapaces de recuperar la función normal, estética, comodidad o habla, con una prótesis removible convencional. La función del paciente puede verse reducida a una sexta parte del nivel experimentado con los dientes normales al llevar una prótesis, en cualquier caso una prótesis implanto soportada puede devolver la función a los límites cercanos de lo normal.

La estética en el paciente edentulo se ve afectada como resultado de la atrofia muscular y ósea. La reabsorción ósea continua lleva a cambios faciales irreversibles, una prótesis sobre implantes permite una función muscular normal, el implante estimula el hueso y mantiene sus dimensiones de manera similar a los dientes naturales sanos. Como resultado las facciones no se ven comprometidas por la falta de soporte como suelen requerir las prótesis removibles. Adicionalmente las prótesis implanto soportadas se posicionan en relación con la estética, función y el habla y no en zonas neutras de soporte de tejidos blandos. Los tejidos blandos de los paciente edentulos se encuentran doloridos por el efecto de una mucosa más delgada, la disminución del flujo salivar y debido también a prótesis inestables o no retenidas. La restauración implanto-soportada no requiere soporte de tejidos blandos y mejora la comodidad del paciente. Con las prótesis mucosoportadas el habla suele verse comprometida debido a que la musculatura perioral y la lengua pueden estar ocupadas limitando los movimientos de la prótesis mandibular. La prótesis sobre implantes por su parte, es estable y es retenida sin esfuerzo por parte de la musculatura.

Las prótesis implanto soportadas suelen ofrecer un curso del tratamiento mas predecible que las restauraciones tradicionales. Por lo tanto la odontología implantológica ha sido más aceptada y seguirá creciendo

mientras toda la práctica restaurativa emplee esta modalidad de soporte con pilar en prótesis fijas como removibles de manera regular como primera opción en el tratamiento. (28)

En cuanto a la conexión implante-diente no es muy frecuente, pero el caso más habitual en el que un implante puede unirse a un diente natural como pilar terminal es en la región posterior edentula. En el caso que un paciente presente ausencia de primeros y segundos molares, el segmento requiere, al menos de dos implantes de tamaño y diseño adecuados para restaurar independientemente estos dos dientes. Si existe una cantidad adecuada de hueso a nivel del segundo molar y en la mitad distal del primer molar, pero hueso inadecuado en la mitad mesial del primer molar, entonces se requiere un pónico con la forma de un premolar. El pónico puede ir en voladizo desde los dientes naturales anteriores o desde los implantes posteriores; cualquiera de estas dos opciones pueden dar lugar a complicaciones debido a las fuerzas de tracción del sellado del cemento sobre el pilar más allá del pónico. (29-31)

Si el resto de factores son favorables una alternativa puede ser unir el implante a diente natural. Dicha alternativa está más indicada en presencia de un reborde de división C-h en la región del pónico, cuando la altura ósea inadecuada adyacente al diente natural disminuye el pronóstico de un injerto óseo vertical.

Otro factor importante a tener en cuenta al unir un implante a dientes es que una fuerza o momento vertical colocado en un implante posterior unido a un diente posterior provoca tensiones en la vertiente mesial del implante. El implante puede moverse verticalmente 3µm y mesialmente de 40 a 115µm. Una prótesis fija de metal noble con un pónico permite un movimiento mesiodistal de 6µm. Por tanto, puede conectarse rígidamente un diente natural sin movilidad clínica a un implante oseointegrado debido a que el implante, el hueso y la prótesis compensan el ligero

movimiento del diente. Existe documentación extensa relacionada con la conexión diente-implante; a pesar de ello, ha de modificarse la oclusión para permitir contactos oclusales iniciales sobre los dientes naturales de manera que el implante no soporte la mayor parte de la carga inicial.(29-32)

Cuando se compara el movimiento posterior vertical de los dientes, el movimiento vertical del implante, el movimiento mesiodistal del implante y el movimiento de la prótesis con las mismas condiciones de un diente anterior con cargas laterales, no se corresponden los factores de riesgo biomecánico. Por tanto, una condición fundamental para unir un implante a un diente es la falta de movimiento clínico observable en el pilar natural. (32)

Otro requisito para conectar un diente a un implante es que no debe ejercerse ninguna fuerza lateral sobre la prótesis. Las fuerzas laterales aumentan la cantidad de movimiento dental y disminuyen la cantidad de movimiento del implante (vestibulolingual frente a mesiodistal). Las fuerzas horizontales aplicadas sobre un implante aumentan también la cantidad de esfuerzo sobre la región ósea crestal. Esta es la razón por la que no suelen conectarse implantes con dientes anteriores debido a que los dientes anteriores suelen tener una movilidad clínica mayor que la que un implante puede tolerar y las fuerzas laterales aplicadas sobre la restauración durante las excursiones mandibulares se transiten a los dientes naturales y a los pilares de los implantes.

Cuando un pilar natural muestra un movimiento horizontal clínico o condiciones que favorezcan las fuerzas horizontales contra los dientes pilares, pueden seleccionarse dos opciones para la prótesis final. La primera y de elección es colocar implantes adicionales y evitar la intrusión de pilares naturales en la prótesis final. La otra opción es mejorar la

distribución de los esfuerzos ferulizando los pilares naturales adicionales hasta que deje de observarse movilidad clínica. (33- 36)

La ferulización de los dientes naturales no disminuye significativamente la movilidad de un diente una vez retirada la prótesis. No obstante, el movimiento de toda la prótesis disminuye, especialmente cuando las unidades ferulizadas forman un arco. Si no pueden eliminarse los contactos posteriores en las excursiones laterales como resultado de las relaciones esqueléticas o cuando tienen como antagonista una prótesis removible, la ferulización suele ser más segura para reducir el riesgo de complicaciones a largo plazo. Además la ferulización de los dientes disminuye también la carga aplicada sobre cada pilar; cuando una carga de 150psi se distribuye sobre todos los dientes pilares, disminuye la fuerza resultante sobre cada pilar. (37)

Una arcada dental puede describirse como una estructura de cinco caras. Los dientes posteriores se mueven de una manera similar entre si, los caninos se mueven en una tercera dirección y en comparación, los caninos contra laterales se mueven en una dirección diferente y el resto de componentes posteriores de la arcada se mueven en una dirección similar a los dientes posteriores. Cuantas más secciones se conecten, mas rígida será la estructura. Como regla general, tres o cuatro secciones conectadas rígidamente crean una estructura totalmente inmóvil, pudiendo incluso hacerse inmóviles unidades dentales ligera a moderadamente móviles. Este abordaje para unir implantes a dientes móviles suele limitarse a situaciones en las que hay que restaurar muchas secciones de las arcadas dentales. Raramente se toda en consideración apiñar seis o mas diente únicamente para ferulizarlos al componente del implante. En lugar de ello, puede estar indicado el uso de un diente natural como pilar intermedio.

Por otro lado se ha reportado el uso de conectores no rígidos, pero raramente está indicado el uso de un conector no rígido en una prótesis fija unilateral. Además se ha demostrado que tiene efectos negativos en las restauraciones implanto y dentosoportadas. Se ha reportado que la conexión no rígida no mejora la distribución de los esfuerzos entre los diferentes pilares y que provoca migración de los dientes naturales. Si el conector no rígido muestra una movilidad observable clínicamente, se mueve mas que el implante, por lo que la parte de la restauración implantosoportada se une con una extensión en voladizo al ajuste. Además, el ajuste no rígido o móvil crea pilares sobrecontorneados, dificulta la higiene oral y no disminuye el movimiento clínico del diente. (38-39)

Los implantes no deberían unirse a dientes móviles con ajustes rígidos ya que básicamente añaden una extensión en voladizo al implante; el diente actuaría como un pónico. Si los dientes naturales son demasiado móviles en comparación con el implante de la misma prótesis, pueden presentarse varias complicaciones que serán perjudiciales para el diente y el implante.

Si se cementa la prótesis, el movimiento puede romper el sellado entre el cemento y el pilar del implante. El cemento no se adhiere tan bien al titanio como a la dentina y además, los dientes móviles se moverán más que el límite de fractura del cemento. En una prótesis atornillada, el tornillo de la cofia suele aflojarse o romperse en el implante.

Cuando se unen implantes a dientes que actúan como pilares terminales, debe emplearse un cemento definitivo para los dientes naturales. Los artículos acerca de la intrusión de un diente natural conectado a un implante incluyen el uso de un cemento temporal para unir una cofia al pilar natural, dejando la restauración final descementada sobre la cofia o utilizando un conector no rígido.

Una explicación posible para la intrusión dental puede ser que el diente es empujado verticalmente 28um, pero ha de rebotar solo 8um. La prótesis fija rebota inmediatamente y tira del diente. El sellado de cemento, finalmente se rompe y hace que se forme un espacio que es ocupado por saliva y la fuerza hidráulica sigue a la fuerza hacia abajo durante la masticación

#### **1.4. 1 Prótesis Implanto-Dento Soportadas**

Debido a múltiples complicaciones en prótesis con soporte diente-implante se prefiere el diseño de un sistema exclusivamente implantosoportado, pero hay que tener en cuenta que las prótesis fijas con soporte combinado pueden ser una alternativa de tratamiento para evitar prótesis removibles, cirugía de reposicionamiento de paquetes neurovasculares, injertos óseos o elevación de seno maxilar. De hecho, las prótesis implantodentosoportadas se pueden utilizar cuando hay una distribución desfavorable o muy pocos dientes remanentes para servir como pilares de una prótesis con soporte únicamente dental (40-41).

Del mismo modo, las limitaciones anatómicas pueden obligar a la colocación de un sólo implante, y se sabe que un mínimo de dos implantes son necesarios para soportar una prótesis. Los sitios anatómicos en donde se encuentran este tipo de limitaciones son la región posterior de la mandíbula o mesial a la pared anterior del seno en el maxilar superior ( 36, 42-44)

Como parte de la rehabilitación del segmento posterior del maxilar desdentado, las prótesis con soporte combinado podrían ser una opción cuando el seno maxilar impide la colocación de más de un implante. Con la elevación del seno maxilar, es posible colocar más implantes, pero en muchos de estos pacientes el tratamiento es demasiado invasivo y

extenso. De este modo, si el diente adyacente a la zona edéntula en una extensión distal está provisto de una corona por diferentes razones, el diseño de este sistema de soporte combinado también sería económicamente favorable. (44)

Un punto controvertido surge en el hecho de si los implantes deben estar conectados a los dientes naturales cuando el tratamiento clínico lo requiere. Se conocen algunas de las complicaciones que este sistema genera. En prótesis con soporte combinado la tasa de complicaciones para dientes e implantes fue de 5-10%, con un periodo de utilización de 6.5 años según lo observado por Nickening en 2006. De acuerdo con los resultados de ese estudio, se debe suponer que después de 5 años, aproximadamente el 10% de la PPF dentoimplantosoportadas han sido sometidas al menos a una modificación. (45)

Mientras que ferulizar implante y diente es una alternativa racional en algunas situaciones clínicas, los complejos aspectos biomecánicos que se derivan de este sistema, como el de la diferencia de movilidad entre implantes osteointegrados y dientes, alimentan el escepticismo de otro grupo de la comunidad científica que prefiere evitar el uso de esta terapia. La conexión diente- implante puede provocar que una mayor parte de la carga masticatoria sea transferida al implante, que está rígidamente anclado en el hueso. Esta concentración de fuerzas y su intensidad, se supone es proporcional a la movilidad del diente y a la longitud de la prótesis fija. Además ante una carga estática y continua, el ligamento se deforma dando como resultado la intrusión en el alvéolo, esto hace que la prótesis actúe como un cantiliver sobre el implante, y así la tensión se concentra en el hueso que rodea el cuello del implante, y se traduce también en un aumento en la tensión a nivel del ápice del diente. (46)

La desigual que existe en la distribución de la fuerza ha sido demostrada en estudios in vitro, sin embargo, no se ha encontrado perjudicial para el

implante y los tejidos. La oseointegración ha sido aceptada como un concepto de tratamiento importante en la odontología implantológica. Branemark presentó este método, basado en la evidencia científica, a la comunidad dental de Norte América en 1982, y desde entonces se extendió su uso a protocolos para el tratamiento de pacientes desdentados.

Probablemente la mayor controversia cuando se discute el tema de soporte de prótesis parcial fija tiene que ver con la terapia en la que se combina diente e implante para soportar la prótesis. Aunque la literatura no reporta un riesgo mayor en el uso de esta terapia, algún sector de la comunidad científica mantiene el escepticismo debido a la mayor tasa de complicaciones y fracasos que presenta. (47)

En el marco de un seguimiento clínico (339 implantes y 313 dientes), se concluyó que el éxito para implantes acumulado, basados en ausencia de movilidad y fracturas, fue de 95% y 98.5% para un grupo de prótesis fijas con soporte combinado y prótesis fijas soportadas sobre implantes respectivamente. Aunque esta diferencia no fue significativa según el modelo estadístico implementado. (48)

Por otro lado en un reporte de 26 pacientes a dos años, se observó que en prótesis combinada la tasa de éxito para implantes fue de 96% para pilares de prótesis combinadas y 95% para pilares de prótesis solamente implantosoportadas. (29)

En estudios longitudinales a 5 años la tasa de supervivencia de implantes en prótesis fija combinada es de 90.1%, mientras que para prótesis implantosoportadas la supervivencia es de 94.1%. Por otro lado, la supervivencia de la prótesis no presenta diferencia estadísticamente significativa entre una terapia y otra (94.1% y 95.4% ). Sin embargo, el panorama cambia cuando los estudios se refieren a plazos más largos. A

10 años, en prótesis con soporte combinado la supervivencia de implantes es de 82.1% y la de la prótesis es de 77.8%, y en prótesis implantosoportadas es de 92.8% para implantes y 86.7% para prótesis fija (53.).

Aunque los resultados no presentan diferencias significativas con respecto a la tasa de supervivencia de implantes y prótesis en estudios previos, sí enfatizan en la necesidad de realizar estudios longitudinales de pacientes con terapias de prótesis fija con soporte combinado, ya que en una revisión de literatura encontraron sólo 60 muestras en 3 estudios a 10 años, además, debido a que la metodología utilizada en esos tres estudios es evidentemente diferente se sugiere dar una consideración especial a los resultados (49)

#### **1.4.2 Tipos de conexión**

Debido a la diferencia de comportamiento biomecánico existente entre un diente natural, dotado de un ligamento periodontal viscoelástico, y un implante oseointegrado que resulta en una permisividad de movimiento de 25-100 micras para dientes y tan sólo 10 micras para implantes osteointegrados se sugirió por un grupo de la comunidad científica el usar un tipo de conexión resiliente en prótesis fijas con soporte combinado buscando compensar esa discrepancia biomecánica de los pilares. Sin embargo, el uso de conectores rígidos también cuenta con adeptos, ya que su uso implica que la zona de tensión alrededor del implante disminuye, debido a que el diente natural pilar comparte la distribución de estrés al recibir una transferencia directa por el conector. (50)

La importancia de la conexión rígida entre implante y el diente es prevenir la intrusión dental, lo cual no es aceptado por estudios retrospectivos de largo periodo que demuestran que la intrusión dental ocurre en algunos

pacientes (9 de 22) cuando el tornillo que mantienen la rigidez de la conexión se pierde o se fractura cuando se usa la conexión rígida (3.4% de los dientes) y cuando falla la cementación provisional se presentan 19 intrusiones de 25 decementaciones. (47)

Steenberghe, presentó datos de su estudio a 5 años donde empleó implantes conectados a dientes a través de una prótesis fija con conexión rígida sin efectos adversos en la dentición natural. Finger y Guerra sugieren que una prótesis parcial fija con soporte diente-implante con conectores rígidos son aceptables y no representan riesgo mayor para el diente pilar. (50)

Desde la perspectiva de diseño protésico se ha sugerido también el uso de ajustes de semipresión y sistemas telescópicos que pueden superar las diferencias de comportamiento biomecánicos entre diente e implantes. Sin embargo en estudios previos se reportó la intrusión dental como una posible complicación cuando esos diseños protésicos fueron usados, por lo tanto se ha propuesto varias teorías para explicar dichos fenómenos (51-53).

Los conectores no rígidos, por su parte, actúan como disipadores de estrés por la posibilidad de separar unidades ferulizadas, compensando así la variación de movilidad entre diente e implante. Sin embargo, varios informes han explorado el uso de conectores no rígidos y la asociación con la intrusión del diente pilar (53; 34-36)

En estudios previos se reporta un, 20% de intrusión dental cuando los dientes naturales están conectados a los implantes. Sin embargo, este resultado varió con la experiencia del restaurador. Cuando un conector no rígido se utiliza para la conexión de dientes naturales a implantes, debe haber un mínimo de dos dientes naturales relacionados. El proceso de

doble tope con dientes naturales reduce en gran medida las posibilidades de intrusión, pero no puede eliminar totalmente la ocurrencia. (54)

En casos en los que se usó conexión no rígida, la tasa de complicaciones fue significativamente mayor en comparación con el sistema de conexión rígida. En el marco de un meta-análisis (176 estudios sobre implantes prótesis fijas, incluyendo 13 estudios sobre prótesis parciales fijas con soporte combinado diente-implante), llegaron a conclusiones similares. La mayoría de complicaciones se observaron en casos de conexión no rígida entre dientes e implantes. (48, 44)

Se han tratado de establecer otros efectos relacionados con el uso de determinado tipo de conector. La fractura de aditamentos se ha visto esporádicamente en algunos estudios, por ejemplo en la investigación de Block en 2002 (49) de 18 abutments perdidos por fractura, 13 pertenecían al grupo de prótesis fijas con conector no rígido. De igual forma, en este estudio todos los dientes naturales pilares perdidos habían recibido tratamiento de conductos convencional y retenedores intraradiculares. Sin embargo, los resultados requieren de investigaciones más profundas para encontrar la relación real, si es que existe, entre estas afecciones y el uso de un tipo específico de conector.

Naert en el 2001 (29), se refirió a una conclusión controversial; relacionada a que un conector rígido podría prevenir la intrusión de los dientes pilares en prótesis con soporte combinado, pero probablemente también implicaría mayor pérdida ósea alrededor de los implantes.

Por el contrario, otros estudios sugieren que un conector rígido es un dispositivo aceptable, porque el sistema posee la flexibilidad inherente para que coincida con las características disímiles de movilidad. Otros autores señalan que la ferulización del diente puede disminuir tanto el desplazamiento como las concentraciones de estrés, especialmente en

dientes periodontalmente comprometidos. Por lo tanto, la decisión de conectarse a través de un conector rígido o no rígido sigue siendo un problema controvertido cuando un diente natural es ferulizado a un implante. (37)

Se ha propuesto de acuerdo con los resultados de estudios que el uso de prótesis fijas con soporte combinado y conexión rígida presenta los mismos valores favorables que las prótesis con soporte exclusivo sobre implantes. Al igual que al comparar prótesis implantosoportadas con prótesis de soporte combinado, se ha observado que no existe diferencia en la tasa de fracaso de los implantes en los diseños de prótesis fijas. (43,44)

Varios autores por su parte en estudios retrospectivos han reportado resultados comparables cuando los implantes fueron o no fueron conectados a dientes. Por otro lado estudios con un diseño intra individual demostraron que cuando se tiene una prótesis fija a extensión distal con conexión diente-implantes y se usan conectores rígidos no tiene efecto adverso sobre el implante o el éxito a largo plazo de la prótesis.(42).

Algunos estudios clínicos han fallado por tratar de demostrar los efectos negativos al ferulizar dientes e implantes. Dos reportes basados en estudios retrospectivos a 15 años encontraron mayor pérdida ósea peri-implantar y mayor número de complicaciones dentales cuando fueron conectados dientes a implantes comparado con prótesis fija implantosoportadas únicamente. (35, 44,55)

Una revisión de literatura reporto en 10 pacientes seguidos por 6 a 30 semanas un caso de intrusión seguido por 3 semanas, clínicamente no hubo problemas notados en estos 10 pacientes; los autores concluyen que la pérdida ósea inicial después del tratamiento fue satisfactoria en la conexión diente-implante. (56)

En un estudio realizado entre 1968 y 1988 en 244 pacientes parcialmente edéntulos quienes recibieron tratamiento de prótesis implanto-dentosoportadas con 876 implantes, de las cuales veinte de las prótesis fueron conectadas rígidamente con implante y diente natural, se observó que La pérdida de hueso y pérdida de oseointegración ocurrió después de 15 años. (57)

En un análisis retrospectivo multicéntrico en 38 pacientes con 133 implantes, quienes fueron observados en un periodo de tiempo entre 6 y 36 semanas; se colocaron 53 prótesis de las cuales 31 fueron combinados implantes dientes naturales usando conexión rígida, no se reportaron casos de intrusión ni problemas Periodontales o mecánicos, (58)

Estas observaciones nos ponen en un dilema. Finalmente, desde una perspectiva clínica, la intrusión de los dientes es un fenómeno visible para el paciente, y este se quejará cuando esto suceda, mientras que alguna pérdida ósea alrededor de los implantes no será motivo de preocupación para el paciente. (47)

En cuanto a la supervivencia de los dientes naturales que funcionan como soporte en prótesis fijas también se ha estudiado, Ericson et al (31) encontraron una tasa de supervivencia de 96% a 10 años para pilares naturales, y Lindh en el 2001, extrapolarlo estos datos a su estudio, sin encontrar una diferencia significativa en cuanto a la tasa de supervivencia de dientes naturales que sirven como pilares en prótesis fijas con soporte combinado. (38)

Las principales razones por las cuales se pierden los dientes pilares es la fractura, caries, complicaciones endodónticas y periodontitis, la pérdida de retención asociadas con fractura o caries (11)

La presencia de postes colados y pilares no vitales especialmente en pilares distales se asocian con el incremento de perdida de retención y fractura de dientes pilares y postes.(13)

### **1.4.3 Ferulización**

Ferulizar mejora la resistencia de los componentes de la prótesis mejorando la estabilidad y dando ventajas mecánicas durante la función. Ferulizar más de dos dientes aumenta la resistencia ante fuerzas laterales pero no tiene ningún efecto de resistencia ante fuerzas axiales. La oclusión por lo tanto debe ser diseñada con el fin de balancear las cargas en cada sitio de fulcro de la prótesis.(8)

La distribución de cargas verticales basados en las medidas de flexibilidad demuestran que las fuerzas son compartidas casi por igual entre el diente y el implante, incluso sin tomar la flexibilidad del hueso alrededor de la prótesis.

Las consideraciones teóricas y el test mecánico indican que la movilidad transversal del diente conectado a un implante debe ser limitada y que el ajuste de la prótesis debe tener un diseño rígido para evitar la pérdida del tornillo de oro. (35)

Un cantiléver de 16 mm debe abrirse aproximadamente a 60 N/cm, uno cantiliver de 8 mm sobre 70 N/cm, el punto de comienzo y el punto de resistencia se producen uno cerca del otro especialmente en el cantiléver

de 8 mm; con una carga de 50 N en el cantiléver de 16 mm se calcula que la deflexión es de aproximadamente 25UM y en sentido axial con un

fuerza de 50N es de aproximadamente de 12 UM, y de 250 N es de 100UM en el diente (35-37)

Cuando se usa una conexión rígida en la unión diente implante el estado del diente comprometido periodontalmente mejora con respecto a la intrusión (2). Para los pacientes de mayor edad este es considerado un buen procedimiento con poco riesgo quirúrgico y mínimamente invasivo y muestra un pronóstico favorable.

Cuando el implante usado es de conexión interna rotacional el abutment puede no requerir el uso de corona telescópica (57)

Dentro de las complicaciones clínicas para ferulizar se incluye un número insuficiente de pilares naturales e implantes para soportar una prótesis fija independiente. (44)

En cuanto a las complicaciones técnicas más comunes que se presentan es la pérdida de retención, fractura de la porcelana y pérdida del tornillo; y en las de tipo biológico cabe mencionar la radiolucidez periimplantar, signos de periimplantitis, defectos verticales y pérdida ósea horizontal, el estado de salud general no está significativamente asociado con los fracasos biológicos. Los fracasos técnicos están relacionados con los pacientes con factores de riesgo como el bruxismo, siendo la principal causa de fractura de porcelana en las prótesis. (56)

Gunne et al reporta un estudio de seguimiento a 10 años en pacientes con prótesis fija combinada diente implante es recomendable y predecible como alternativa de tratamiento real; el hábito de fumar afecta significativamente el compromiso de la salud del implante e incrementa la posibilidad de pérdida durante el periodo de los primeros 6 años.(42)

La pérdida de prótesis parcial fija es similar a las prótesis parciales combinadas por implantes y dientes encontrando mas fracasos técnicos, como fractura en porcelana en PPF sobre implantes. El incremento de la distancia entre el implante y el diente puede dar como resultado un aumento del área del reborde residual lo que luego disminuye gradualmente.

Incluir dentro de la combinación diente-implante, dientes tratados endodónticamente puede aumentar el riesgo de complicaciones biológicas o el nivel de soporte reducido.(56)

Cuando se incluyen elementos de absorción de estrés dentro de los pilares es efectiva la absorción y redistribución de estrés alrededor del cuello del implante si este tiene una resiliencia de la misma magnitud del ligamento periodontal. (58)

#### **1.4.4 Intrusión dental**

La afección más significativa, 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 casos de intrusión dental, esta afección ha sido corroborada en los estudios iniciales de seguimiento de prótesis con soporte combinado.

Naert en 2001 observó la intrusión del diente pilar en el 3,4% en una muestra de 113 dientes pilares de prótesis fija con soporte combinado. Esta parece estar relacionada con que la articulación y la fricción de las paredes laterales del conector impiden el rebote del diente después de un contacto intrusivo, esto ocurre especialmente cuando el camino de la inserción del dispositivo difiere del eje longitudinal del diente (41 53)

La intrusión ocurre en un 3.4% de los pacientes y fue asociada con el uso de conectores no rígidos o fallas en la cementación provisional, mientras que no se observó intrusión cuando la estructura fue cementada con un cemento definitivo. Sin embargo pocos estudios han reportado los resultados del uso de prótesis implante-diente en diseños de prótesis de arco completo para pacientes con soporte periodontal normal y reducido. (38)

Otros estudios han indicado la aparición de intrusión dental en prótesis con soporte combinado. Becker en 2000 detectó intrusión en el 5,2% de los dientes pilares en el sistema de conexiones no rígidas después de un período de 5 años y no reportó intrusión en prótesis con conectores rígidos. Recomendó por lo tanto, que la combinación de implantes y dientes con una conexión rígida suponía el sistema más adecuado, para reducir el riesgo de intrusión dental, (36 37).

En el 2002 Block en una muestra de 32 prótesis fijas, encontró intrusión dental en el 66% de un grupo de prótesis fija con conector no rígido y de 44% en el grupo de conector rígido, además una intrusión mayor a 0.5 mm se observó en el 25% de los afectados del grupo no rígido y del 12.5% de los afectados en el de conector rígido. (50)

En busca de soluciones para la incidencia de intrusión, algunos autores han sugerido el uso de cofias metálicas (coronas telescópicas) y prótesis fijas sin cementación definitiva como una opción de tratamiento, sin embargo, parece que esta terapia también se relaciona con la aparición de intrusión dental, según lo observado por Block.

La conclusión a la que han llegado los estudios es que si se ha decidido conectar los dientes con implantes, la conexión debe ser totalmente rígida para evitar la intrusión del diente pilar. (50, 54)

Varias teorías han sido presentadas para explicar la intusión del diente natural: (59)

1. Atrofia del espacio del ligamento periodontal: Una de las principales razones por la cual se presenta la intrusión del diente en combinación diente-implante en prótesis parciales fijas es porque así como los músculos se atrofian cuando no se usan, las fibras del ligamento periodontal también pueden atrofiarse cuando un diente es ferulizado a un implante dental. Previa investigación por Cohen indican que el espacio del ligamento periodontal se atrofia cuando el diente entra en hipofunción. Sin embargo es probable que la atrofia no sea un factor etiológico de intrusión. Un diente en hipofunción tiende a erupcionar hasta que encuentra contacto con dientes o estructuras opuestas.

2. Diferencia de energía u ondas de disipación: La teoría que ondas de stress son inducidas por las cargas de la prótesis parcial fija. Este estrés de onda es transmitido a través de la superestructura de los pilares. El diente natural recibe un nivel alto de estrés mecánico porque el implante queda rígido y la estructura conserva la energía. La energía absorbida resulta en estimulación de actividad osteoclástica en el ligamento periodontal esto produce migración apical del diente pilar como resultado de la actividad osteoclástica por absorción de energía.

3. Flexión mandibular: la mandíbula fleja y torquea cuando se abre y se cierra. Al abrir la mandíbula hay estrechamiento del ancho intermolar, el estrechamiento se produce por fuerzas producidas por músculos de la masticación y músculos de la expresión facial, tirando los ángulos de la mandíbula medialmente, porque la orientación de los músculos de la mandíbula se estrechan más hacia la parte posterior, el ligamento periodontal puede absorber pequeños cambios en la posición de los dientes, esto produce dificultades, puede traer fractura de los

componentes, también puede traer un efecto de cuña en el diente y moverlo en el momento de trabajo .

4. Flexión de la Prótesis Parcial Fija: En contraste a la flexión de la mandíbula puede haber flexión de la prótesis. Durante la función de trabajo esto puede ocasionar la intrusión del diente. La estructura se flexiona cuando las fuerzas son aplicadas sobre ella. Cuando una prótesis parcial fija esta en función puede flexionarse. Esto es discutido porque una de las funciones del ligamento periodontal es actuar para absorber las fuerzas que llegan al diente. Cuando el diente natural es usado como pilar si la mandíbula y la estructura se flexionan el diente no se intruye. La intrusión puede ser atribuida a factores del ligamento periodontal en absorber las fuerzas.

5. Pérdida de la memoria de elasticidad: La constante presión en el ligamento periodontal causa la pérdida de la memoria elástica del ligamento periodontal, remodelado nuevo, posición traumática, remodelación similar a la que ocurre durante el movimiento ortodóncico de los dientes. La nueva posición que el diente toma es apical a la posición original de los dientes.

6. Impactación de alimentos: ocurre cuando los restos alimenticios se colocan debajo de la estructura metálica. Los restos de alimento pueden quedar impactados cuando se usan coronas telescópicas sobre los pilares. Los excesos de cemento temporal y cálculos pueden ser removidos para que el diente retorne a su posición original.

7. Efecto Ratchet: La incapacidad de rebote o amortiguación es similar; ante fuerzas verticales un diente puede resultar en un movimiento apical. Cuando el diente es colocado bajo fuerzas de oclusión es posible que el diente retorne a la posición original. Si el diente está unido con un

ajuste se queda dentro del alveolo. La posición del ajuste no permite que el diente retorne a la posición original porque el ajuste se lo impide.

#### **1.4.5 Soporte Periodontal**

Otro aspecto que no es tenido en cuenta en estudios previos de terapias de prótesis fija con soporte combinado es el de la condición periodontal del diente que funciona como soporte. Sólo algunos estudios como el de Bragger, menciona que los pilares de soporte fueron sometidos a terapia periodontal pero no especifican la condición del diente en el momento de realizar la prótesis fija. (56)

La evaluación clínica del soporte periodontal es parte integral del plan de tratamiento protodóntico. El soporte periodontal se evalúa clínicamente mediante la medición de la profundidad de bolsas, nivel de unión y movilidad dental así como también por medio de radiografías intraorales. (60).

Cuando se diseña una prótesis fija o una prótesis removible se evalúa el soporte oclusal del remanente dental suponiendo que esos dientes tienen un adecuado soporte periodontal ( 61)

Estudios recientes proponen el uso de un índice para estimar el soporte periodontal de los dientes remanentes en pacientes parcialmente edéntulos como un dato adjunto durante el plan de tratamiento protésico teniendo en cuenta la clasificación de Eichner, el cual es un sistema basado en los contactos de los dientes remanentes entre maxilar y mandíbula en la región de premolar y molar de la siguiente forma: Clase A representa contacto en todas las cuatro zonas de soporte oclusal y se subdivide en A1 no existe pérdida dental; A2 pérdida dental en un solo arco; A3 pérdida dental en ambos arcos: la clase B representa el número

de contactos B1 tres contactos, B2 dos contactos, B3 un solo contacto, B4 contacto presente solo en dientes anteriores y Clase C representa ausencia de contactos C1 no existe contacto de remanentes dentales en ambos arcos, C2 un solo arco edéntulo, C3 ambos arcos edéntulos. (61)

Se ha reportado en varios estudios el éxito a largo plazo en el tratamiento de prótesis implanto soportadas en pacientes completamente y parcialmente edéntulos y este a su vez ha sido el enfoque de igual forma para tratar pacientes con avanzada enfermedad periodontal y pérdida dental (62)

Los pacientes con una avanzada enfermedad periodontal muestran un reducido soporte periodontal de algunos o todos los remanentes dentales y cuando la enfermedad periodontal se encuentra activa, los microorganismos patogénicos están presentes en bolsas que pueden causar lesiones en la mucosa perimplantar. Si el paciente presenta pocos dientes remanentes con un buen soporte y se decide realizar prótesis fija de arco completo el especialista dispone de varios tratamientos alternativos incluyendo dentro de estos, prótesis fija soportada sobre dientes con múltiples pónicos y posibilidades de cantiliver, extracción de los remanentes dentales y la rehabilitación con prótesis implanto soportada o la prótesis fija con conexión diente-implante ( 49)

Existe la evidencia de pacientes con soporte periodontal extremadamente reducido como consecuencia de enfermedad periodontal los cuales pueden ser exitosamente tratados con prótesis fija de arco completo ferulizadas a los dientes remanentes, sin embargo en esos pacientes el uso de dientes con soporte periodontal reducido y la necesidad de incluir varios pónicos o cantiléver en las unidades de prótesis fija, induce un riesgo potencial respecto al éxito a largo plazo del tratamiento, tales como fractura de la estructura protésica o de los dientes remanentes, y decementación de la prótesis . En estas situaciones, se han reportado

complicaciones secundarias a los problemas técnicos relacionados con la fabricación de la prótesis o la reducción a largo plazo de los dientes remanentes. Otro enfoque consiste en la fabricación de prótesis implanto soportadas que no son conectadas a dientes soportando un prótesis fija, este tipo de tratamiento puede tener buena predictibilidad para prótesis fija soportada por dientes o implantes. (49,38,)

Si el especialista decide restaurar los dientes perdidos con una o múltiples prótesis fijas que son soportadas por dientes e implantes, existen algunas situaciones clínicas que puede indicar el uso de una estructura que se conecta a dientes o implantes. Algunas de las indicaciones para la conexión de implantes y dientes son el incremento de la movilidad dental, deficiencias de hueso alveolar que restringen la posición estratégica del implante y/o la negación del paciente a procesos adicionales para la colocación números pónicos entre el diente y/o la colocación de múltiples cantiléver en el segmento distal y finalmente condiciones económicas que limitan la colocación de un numero de implantes y/o el tipo de procedimiento adicional (33, 38,51 55)

#### **14.6 Reabsorción ósea**

El hueso alveolar muestra un gran número de variaciones anatómicas y morfológicas entre los individuos, varios de estos factores han sido sugeridos para explicar esta gran diferencia dentro de los que se encuentra: anatómica (forma y uniones musculares), inflamatorias (infección, tramas y enfermedad periodontal) y factores sistémicos (hormonales) (63)

Katranji *et al*, indicaron que el grosor promedio de la cortical del hueso Vestibular está en un rango de 1.0 a 2.1mm en el maxilar y la mandíbula edéntulos tomadas de 28 cadáveres quienes tenias un promedio de edad

de 73.1 años al morir. Clínicamente el volumen y el grosor del hueso cortical crestal en el sitio del implante puede ser medio fácilmente a través de radiografías 3Dprevio al procedimiento quirúrgico (64)

La remodelación del hueso en espacios edéntulos ocurre como la respuesta a los diferentes cambios internos y externos a los que se ve sometido como también a procesos de cicatrización subsecuentes a una extracción dental, en cuando a la morfología ósea esta puede verse afectada debido a los mecanismos de carga a los que se ven sometidos hueso e implante, sin embargo este tema no ha sido evaluado adecuadamente especialmente lo relacionado con el contorno del hueso alveolar (65)

Un estudio clínico retrospectivo a 15 años mostro que se presentó mayor pérdida de hueso crestal cuando se realizo conexión implante-diente sin conexión rígida o la combinación de conectores rígidos y no rígidos (47). Sin embargo es importante mencionar que como lo indican algunos autores la mayor perdida ósea ocurrió en la conexión rígida en un promedio de 0.7mm a 15 años (47).

Luego de la segunda fase quirúrgica la reabsorción ósea de 1.4-2.0mm de la unión implante-abutment (IAJ) durante el primer año de función se considera como una consecuencia normal de la terapia que involucra dos partes del implante.

La fuerza que soporta un implante produce tensión y deformación en el hueso periimplantario, el cual presenta una tasa de remodelación más alta que la del hueso que rodea a los dientes. Este aumento se considera el resultado de un estímulo reparador causado por la tensión que sufren los implantes cargados. Si estas fuerzan superan cierto límite, como en la interface cuello del implante-cortical ósea, se puede producir reabsorción ósea oscilando entre 0.5 y 1.5mm de pedida. Por lo tanto, un factor que

afecta el éxito de un tratamiento restaurador con implantes es la forma en que las fuerzas oclusales son transferidas a la interface hueso-implante a través de la restauración y el implante (48).

Varios estudios han examinado la fisiología de la reabsorción ósea que se presenta alrededor del implante y uno de los factores implicados en esta alteración es la presencia de un microgap en la unión implante-abutment (66).

Este microgap se asocia con una contaminación bacteriana que inicia una respuesta del huésped causando la formación de un infiltrado inflamatorio crónico y a subsecuente pérdida ósea vertical.

Belgludh y Lindhe mostraron que aproximadamente 3mm de mucosa periimplantar se requiere para generar una mucosa de selle alrededor del implante, teniendo en cuenta que el hueso está rodeado siempre de 1 a 1.5mm de tejido conectivo sano, por lo cual se puede considerar que la presencia de reabsorción ósea luego de la exposición de un implante puede ser una consecuencia del establecimiento de un selle biológico propicio entre el implante y el medio oral (67)

#### **1.4.7 Aspectos Biomecánicos**

En 1983, Skalak propuso que la biomecánica se encontraba entre los factores que influyen en el éxito a largo plazo del sistema diente-implante. Sin embargo, estos aspectos son difíciles de evaluar mediante la observación clínica y enfoques experimentales con información limitada y las variaciones de la muestra. Los tipos de conector, las fuerzas oclusales y los sistemas de implantes afectan las respuestas mecánicas en el sistema de ferulización completa. Las fuerzas oclusales (magnitud y ubicación) suelen ser el principal factor que afecta directamente la

transferencia de carga y distribución de la tensión. Sin embargo, no existe suficiente investigación que se centre en la relación entre las fuerzas oclusales y diferentes conectores utilizados. La razón principal es que muchas investigaciones han utilizado los enfoques experimentales y observaciones clínicas que no pueden proporcionar información suficiente para determinar la biomecánica de dientes conectados a implantes. En consecuencia, las simulaciones por ordenador basadas en elementos finitos (FE) son el método empleado más adecuado para evaluar respuestas mecánicas, como tensiones internas y micromovimientos en este tipo de terapia. ( 68)

El método de elementos finitos ofrece respuestas mecánicas y altera los parámetros de una manera más controlable, y se ha convertido en una herramienta de uso común en el análisis biomecánico en este tipo de estudios, para los que se debe tener en cuenta varios aspectos :

**Material isótropo:** un material es isótropo cuando es homogéneo y la respuesta dada a un mismo estímulo es idéntica sea cual sea la dirección del estímulo.

**Rigidez o modulo de Young:** se denomina modulo de elasticidad longitudinal, es propio de un determinado material y se caracteriza por su capacidad de elongación tras un estímulo de tracción sobre una barra cilíndrica. En el sistema internacional (SI) a unidad del modulo de Young es el pascal(Pa, 1 pa es igual a 1N/m<sup>2</sup> o 1Nm<sup>-2</sup>). El modulo se simboliza con la letra E, se traduce en la formula

$$E : \frac{\frac{\sigma}{\Delta l}}{l}$$

Siendo  $\sigma$  la tensión y  $\Delta l/l$  la elongación relativa de la barra bajo la tensión de tracción  $\sigma$ .

**Coefficiente de Poisson:** pone en relación la deformación transversal y la deformación longitudinal de un material sometido a estiramiento. Cuando el material se alarga esto se acompaña de un acortamiento de las direcciones perpendiculares a la del alargamiento. El coeficiente se designa con la letra con la letra griega ( $\nu$ ), la letra  $\epsilon$  expresa la deformación. El coeficiente de poisson es la relación entre las dos longitudes y es un numero sin unidad. (69)

$$\nu: \frac{\epsilon \text{ transversal}}{\epsilon \text{ longitudinal}}$$

La mayoría de análisis de elementos finitos en tercera dimensión simplifican el hueso esponjoso a un solo bloque, ignorando completamente su estructura trabecular, por lo tanto es difícil predecir fallas de etiología biomecánica del análisis mencionando si se usa un modelo simplificado; estudios previos reportaron errores en el área del hueso esponjoso el usar un modelo simplificado y al compararlo con la estructura trábecular, además es necesario determinar la transferencia de la carga alrededor del implante usando para esto un modelo preciso en el cual la estructura trabecular sea simulada con precisión. (70-71)

Se han creado modelos más detallados que han sido elaborados por medio de escaneos de tomografías computarizadas (CT) y técnicas de imagen digital avanzada, sin embargo esos modelos representan la morfología creada de las dimensiones de un solo paciente ignorando las variaciones que existen entre los diferentes individuos. (70)

#### **1.4.8 Patrón De Fuerza Oclusal, Actividad, Frecuencia Y Contactos Oclusales**

Se ha demostrado que los dientes son sometidos a un mínimo de actividad oclusal además de masticar y tragar, por otro lado existe otro tipo de dentición que revela una oclusión mas fuerte muestra más energía de los músculos masticatorios produciendo actividad parafuncional además de apretamiento y rechinar; aunque muchos factores se han asociado al desgaste dental el bruxismo es uno de los principalmente relacionados con esta alteración; el tiempo de contacto oclusal total en la noche de estos pacientes es de 7 veces más que uno sin bruxismo, (38.7 min vs 5.4 min) esto corrobora que el desgaste es directamente proporcional a la magnitud de fuerza oclusal aplicada y que el tiempo dedicado a masticar y morder es relativamente limitado, y el apretamiento y rechinar aumentan considerablemente tanto la cantidad instantánea de la energía y esta por unidad de tiempo afectan la dentición.

Usualmente las fuerzas oclusales se han medido por medios como calibradores de mordida ubicándolos entre las arcadas dentarias, una de las limitaciones de estos es que miden solo fuerzas estáticas lo que impide medir la distribución de las fuerzas durante la función natural, lo que hace considerable la imprecisión de estos. El total de la cantidad de carga masticatoria de una prótesis varía entre 55 y 166 N en promedio cuando se mastica, y en cierre mandibular sin ningún alimento varía entre 264 y 336 N, soportadas por implantes y con una prótesis removible como antagonista

El cantiliver en una prótesis fija posterior cuando ocluye con una prótesis total incrementan su fuerza oclusal en un 40 % mas en comparación con dientes naturales como antagonistas.

Una de las causas de pérdida ósea crestal es la sobrecarga oclusal, es por eso que al aumentar la longitud del implante en 3 mm incrementa el área de superficie en más del 20% lo cual puede proporcionar al implante soporte, estabilidad y probabilidad de supervivencia (70)

Las cargas son transmitidas directamente al hueso peri-implantar. Albrektsson *et al*, reportaron que las condiciones fueron factores muy importantes en el establecimiento y el mantenimiento a largo plazo de la oseointegración. (71)

Si las cargas funcionales hacia el implante exceden cierta fuerza, se consideran como "sobrecarga". La sobrecarga por lo tanto es considerada como uno de los factores patológicos causantes de complicaciones como la reabsorción ósea peri-implantar, pérdida de tornillos y fractura del implante; por lo tanto es esencial predecir el soporte óseo circundante en la cirugía de implantes. (72)

El estrés excesivo por su parte puede causar daños en la interface hueso-implante y en la microestructura ósea y potencialmente afectar en un largo periodo de tiempo los resultados clínicos. (73)

Existen factores que afectan la tasa de éxito de implantes osteointegrados incluyendo la capacidad de transporte de la carga hacia el hueso cortical y esponjoso: estudios recientes han reportado que el mayor estrés óseo ocurre en la cortical ósea alrededor del cuello del implante, dependiendo de la dirección de la carga y el tipo de estrés/tensión. (74)

#### **1.4.9 Stress- tensión, deflexión-flexión**

Todos los objetos reaccionan con estrés y flexión ante fuerzas y cargas, la compresión y tensión causan en el objeto una deformación en el momento posteriormente alterando la posición de pequeños componentes como los átomos y moléculas, la distribución del estrés en una prótesis soportada entre dos pilares, depende de muchos factores como el punto y la dirección de la fuerza, la variabilidad de la deformación de la prótesis y de los pilares, el tipo de material etc.

La distancia entre el punto de fuerza aplicada y la sección del conector del cantiléver es denominada palanca, el producto de la magnitud de la fuerza y la longitud de la palanca es denominada el momento, su tamaño es un factor decisivo que determina el estrés y la tensión. El aumentar el tamaño del conector a un doble de altura reduce el estrés en un 75% mientras que disminuirlo lo aumenta 4 veces.

Otro factor importante para la magnitud y distribución del estrés y la tensión es el material y la dimensión del cantiléver, dependiendo del tipo de material y del estado en el que el material es usado y cuya característica sea elástica o rígida, sin embargo, todo material que es sujeto a una carga reacciona inicialmente con elasticidad que es una deformación reversible.

Si un material sufre una deflexión mas allá de su campo elástico al campo plástico puede sufrir una deformación permanente porque este no puede recuperar su forma. Otro factor de básica importancia es la velocidad con que se aplica la fuerza a un objeto, si la fuerza de velocidad es alta es mas deteriorante para el objeto que si es baja.

## 1.5 Reducción de estrés.

La relación desplazamiento – fuerza usando cargas horizontales es similar en las cargas axiales, la principal diferencia es la magnitud del movimiento, el desplazamiento horizontal es alrededor de 10 veces (50-20 u) que el desplazamiento axial (25-20u) para el mismo nivel de carga de 1 – 5 N(6)

Cuando una fuerza actúa como palanca, se produce un momento de rotación cerca del eje, esta es resistida por un par igual de fuerzas paralelas actuando en dirección opuesta. La suma de todos los momentos de fuerzas externas debe ser cero para que un cuerpo permanezca en reposo.

Un cambio en el eje de rotación resulta en una resistencia más favorable, reaccionando y dirigiendo las fuerzas axialmente. Un conector rígido es recomendado cuando el segmento del implante no se sostiene por si solo, cuando el implante es corto y el segmento del implante no soporta la carga funcional, se recomienda en dientes cuando los dientes están estables y tiene un soporte periodontal excelente. La resistencia de los diferentes componentes de la PPF, disminuye la concentración de estrés alrededor del implante(56)

El nivel de hueso marginal no varía en prótesis parcial fija conexión implante-diente y una prótesis fija implantesoportada (1,08mm-0,015)

Los beneficios de conectar implante-diente es el soporte de algunas cargas y favorece a las cargas a ser dirigidas sobre el diente, y de esta forma reducir el número de implantes para realizar la restauración (39)

### 1.5.1 Inclinación Cúspidea

La tensión en la interface corona / implante aumenta con una inclinación cúspidea mayor. De acuerdo con estudios anteriores, este resultado está influido fuertemente por el contacto oclusal, y la inclinación de las cúspides que aumentan la presión sobre el implante y los componentes relacionados.

Las concentraciones de estrés en el hueso cortical se producen principalmente a nivel del cuello del implante, lo que corrobora los resultados de estudios de elementos finitos que evaluaron el estrés en modelos de implantes. El hueso cortical tiene un módulo de elasticidad mayor que el hueso trabecular y es más fuerte y más resistente a la deformación. Por esta razón, el hueso cortical llevará una conexión rígida con el implante y más estrés que el hueso trabecular en situaciones clínicas. Los estudios clínicos retrospectivos han descrito la pérdida de hueso cortical como resultado de altas concentraciones de estrés por sobrecarga.

Otros autores han atribuido la pérdida de hueso a la generación de un espacio biológico adyacente al implante. Según este criterio un cierto ancho de la mucosa perimplantaria es necesaria para permitir una adecuada inserción de tejido conectivo-epitelial, si esta dimensión de tejidos blandos no se cumple, la remodelación ósea progresará hasta que el ancho biológico se haya formado y estabilizado. (73)

La inclinación cúspidea de 30° parece ofrecer la mejor condición biomecánica, por reducir el estrés en el hueso cortical debido a la tensión excesiva. Cuando la inclinación cúspidea es mayor, la línea resultante de la fuerza cae más lejos del centro de rotación del implante, produciendo un mayor estrés en el implante y disminuyendo el estrés en el hueso cortical debido a que el implante absorbe las cargas oclusales. La

disminución de energía de deformación en una estructura a menudo aumenta la carga en otras estructuras. En este caso, la tensión se absorbe por el implante, lo que reduce las concentraciones de esfuerzo en otras estructuras como el hueso cortical. (73)

### **1.5.2 Cantidad y distribución de los pilares**

Los dientes tratados por enfermedad periodontal avanzada y restaurados con prótesis fija con distribución razonable de los pilares en relación a la extensión de la prótesis pueden funcionar satisfactoriamente por varios años con un 10% menos de área de ligamento periodontal original.

La longitud del brazo de la prótesis interpuesta entre los pilares podría ser de 30 mm sin comprometer el pronóstico de la restauración. Una prótesis en herradura en un arco cruzado muestra que es resistente a las fuerzas oclusales laterales siendo más efectivamente que la fuerza de una prótesis segmentada en la mandíbula, especialmente se presenta en casos en que la actividad de las fuerzas oclusales es intensa y el periodonto de soporte es mucho más reducido.

El número, distribución y cantidad de hueso de soporte óseo de implantes para llevar una prótesis fija con buen pronóstico a largo tiempo no ha sido investigado a fondo, y si tiene el número de dientes y la cantidad y distribución de soporte periodontal para colocar una prótesis sobre dientes, usualmente un mínima longitud de 10mm es recomendado para cada implante.

### **1.5.3 Retención y dimensión de los pilares**

El agente cementante es aun considerado un elemento biomecánico débil en las prótesis soportada sobre dientes especialmente para los pilares adyacentes a los segmentos de cantiléver, la fractura del cemento da una perdida en la retención del pilar de la corona dando como resultado una destrucción por caries del pilar; es mandatorio una adecuada preparación con superficies paralelas y longitud de pilares vitales y no vitales incluyendo la parte cervical de por lo menos 3 mm de altura para prevenir la perdida de retención particularmente en prótesis que incluyen cantiléver, otro factor importante es el grado de adaptación de la corona al diente preparado, así como también el tipo y dimensión de la corona que puede garantizar la rigidez evitando la fractura del agente cementante y de la deformación de la corona aun con actividad oclusal intensa.

### **1.5.4 Consideraciones de carga**

Una adecuada distribución de tensión alrededor de los pilares que soportan prótesis fijas resulta en un óptimo funcionamiento biomecánico que logra tasas más altas de supervivencia en el sistema de prótesis fija con soporte combinado. La diferencia de movilidad existente entre dientes e implantes ha tratado de ser compensada con el uso de diferentes métodos de conexión pero las zonas de mayor tensión siguen apareciendo alrededor del implante que sirve como pilar.

En los estudios se ha observado que las fuerzas axiales aumentaron la zona de tensión en implantes cuando se usan sistemas con conexión rígida; por otro lado las prótesis fijas con soporte combinado, a las cuales se les aplicaron cargas solamente a nivel del pónico o cargas uniformes

en las tres coronas, funcionaron como un cantiliver y la zona de mayor tensión se genera a nivel mesial de la cresta ósea del implante en prótesis con sistema de conector no rígido. (36,37,47)

También es sabido que los valores de tensión se reducen en céntrica y movimientos laterales cuando se disminuye la intensidad de la carga en la corona del pónico. Por lo tanto el manejo de puntos de contactos en prótesis fijas podría ser útil de para mejorar la disipación de fuerzas. (37),

A pesar de de estas investigaciones, la biomecánica es el factor más predominante en influenciar el éxito de la longevidad del sistema de soporte implante-diente. La magnitud y localización de las fuerzas oclusales son usualmente los principales factores que afectan directamente la distribución del stress y transferencia de carga ( 19, 23, 75)

#### **1.5.5 Diseño oclusal en prótesis fija conexión implante-diente**

El patrón de fuerza oclusal debe proporcionar una oclusión estable dentro de los cuales es importante mencionar una amplia libertad en oclusión céntrica, estabilidad bilateral, no interferencia en la posición de retrusion y céntrica, contactos oclusales preferiblemente a lo largo de la prótesis en oclusión céntrica, una morfología oclusal guiando las fuerzas oclusales en dirección apical anterior y posteriormente.

Para las prótesis maxilares la forma de la concavidad palatina es un reto, por lo cual es importante tener en cuenta guía anterior y movimientos laterales con ligeros o no contactos latero-mediotrusivos en el cantiléver posterior

La estabilidad oclusal es el principal objetivo que se caracteriza por una distribución de contactos oclusales anteroposteriores y bilaterales dando así una estabilidad del aparato masticatorio; generando una distribución de fuerza adecuada sin que la concentración de fuerza sea en el implante. Si la concentración de estrés es indebida en algún componente de la prótesis y el implante, después de apretar el tornillo o cementar la prótesis tiene un gran riesgo de daño en ambos componentes y el hueso de soporte. La adaptación de la prótesis soportada al sistema de implante y pilar es muy importante para que exista una distribución de las fuerzas oclusales adecuada. En una combinación diente implante cuando se aplican fuerzas laterales de 20 N el movimiento en los pilares varía entre 17 y 66 UM.

El efecto de una carga aplicada a un diente natural conectado a un implante oseointegrado en una prótesis fija, muestra que la prótesis funciona como un cantiléver soportado por un solo implante. La deflexión apical que sufre el diente es de 50 UM en la parte inferior del alveolo ante fuerzas muy pequeñas cuando se intruye, la deflexión apical de la raíz se cierra en 0 ante fuerzas duraderas.

Si un implante es conectado rígidamente a un diente adyacente ,el implante absorbe mas fuerza que el diente conectado, una de las indicaciones de este tipo de conexión es reducir la movilidad y evitar una migración del diente.

### **1.5.6 Estrés de Fuerzas laterales y deflexión**

El patrón de estrés de una prótesis fija puede ser muy complicada particularmente cuando incluye un cantiliver, el diseño de la prótesis muestra unas características de morfología oclusal con un amplia libertad en céntrica y una inclinación cúspidea baja; esta amplitud es durante el

cierre mandibular en oclusión habitual y durante la masticación; virtualmente todas las fuerzas oclusales son dirigidas axialmente en la región posterior y los caninos.

Las fuerzas laterales dirigidas a cada uno de los componentes se ubican principalmente en región de caninos en lateralidad o durante la masticación. Las fuerzas dirigidas bucolingualmente sobre el diente causa tanto cizallamiento y tensión torsional en la interface implante hueso, la magnitud de este estrés y tensión depende de la movilidad del diente, la dimensión, largo , alto y ancho; y el tipo del material de la prótesis.(57, 74)

### **1.5.7 Movilidad dental y terapia oclusal**

Es usualmente evaluada por la amplitud del desplazamiento coronal como resultado de la aplicación de una fuerza definida, la magnitud de esta amplitud se usa para distinguir entre movilidad dental fisiológica y patológica; en el diente con un tejido periodontal no inflamado, hay dos factores básicos que determina el grado de movilidad: la altura de tejidos del soporte y el ancho del ligamento periodontal, una presión en el área de gran intensidad y frecuente induce a una reabsorción del hueso alveolar. La movilidad dental se puede reducir con un ajuste oclusal o ferulizando los dientes sin enfermedad periodontal activa.(22, 36)

La movilidad dental se puede reducir por un ajuste oclusal y/o ferulizando los dientes, si la hipermovilidad es el resultado de un ligamento periodontal ancho se reduce con un ajuste oclusal eliminando las interferencias oclusales, reduciendo el estrés y normalizando el ancho del ligamento periodontal y como consecuencia estabilizando el diente ;otra razón de incremento de la movilidad es por reducción del tejido soporte,

un ajuste oclusal no afectara el grado de movilidad en tal situación se obtienen resultados juntando varios dientes a través de una férula. (76)

## 1.6 OBJETIVOS

### 1.6.1 Objetivo General

- Determinar la respuesta de los tejidos de soporte en condiciones normales y disminuidas ante cargas masticatorias funcionales sobre prótesis parcial fija implantodentosoportada e implantosoportada mediante el análisis de elementos finitos

### 1.6.2 Objetivos Específicos

- Establecer la distribución del estrés en el componente diente e implante ante una carga de 150 N en dirección axial y tangencial a 45 grados, con una inclinación cúspidea a 10 y 30 grados en periodonto normal y disminuido.
- Establecer la distribución del estrés en el tejido de soporte ante una carga de 150 N en dirección axial y tangencial a 45 grados, con una inclinación cúspidea a 10 y 30 grados en periodonto normal y disminuido.
- Establecer la distribución del estrés componentes estructural (metal y procelana) ante una carga de 150 N en dirección axial y tangencial a 45 grados, con una inclinación cúspidea a 10 y 30 grados. en periodonto normal y disminuido.

## **2. ASPECTOS METODOLÓGICOS**

### **2.1 TIPO DE ESTUDIO**

Descriptivo

### **2.2 CRITERIOS DE SELECCIÓN**

#### **2.2.1 Criterios de inclusión**

- Implante de 4.0 y 5.0 diámetro por 10mm y 8mm de longitud
- Dientes permanentes
- Salud periodontal óptima
- Maxilar inferior edentulo posterior a nivel del 35,36, y 37
- Dientes naturales antagonistas
- Dientes pilares sanos
- Inclinación cuspidea de 10 y 30 grados
- Implante paralelo a la raíz del diente pilar

### **2.3 MÉTODO**

#### **2.3.1 Unidad De Análisis**

Para la ejecución de esta investigación elaboraron seis modelos distribuidos en tres grupos. Grupo 1 diente- implante con periodonto normal Grupo 2 implante–diente con periodonto disminuido 3mm y Grupo 3 implante-implante, cada modelo tuvo una variación en la inclinación

cuspidéa de 10° y 30°, además se diseñó una prótesis parcial fija con conexión rígida en todos los modelos.

### **2.3.2 Diseño De Prueba**

Para desarrollar la prueba y hacerla más didáctica, se elaboro en tres fases: una inicial de diseño de muestras en la cual se realizaron varios planos en papel milimetrado sobre los ejes X,Y y Z teniendo en cuenta unas coordenadas con una escala numérica en milímetros donde el punto cero(0) está 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 diseñar los elementos que constituían cada uno de los modelos.

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

Una tercera fase o final de prueba de elementos finitos en la cual se enmallaron cada uno de los modelos con un sistema para enmallar de ocho nodos y se generaron siete tipos de materiales según el modulo elástico de cada uno de los componentes del modelo, con características de un material elástico, lineal, homogéneo e isotropico; obteniéndose así 488.640 nodos, luego se limitó el modelo en la parte lateral e inferior del hueso cortical para que no se desplazaran una vez aplicada la carga, posteriormente se establecieron los módulos elásticos y los radios de Poisson para cada uno de los componentes mencionados en la tabla 1, luego se seleccionaron 11 nodos para delimitar la zona en la cual se aplicaría la fuerza axial y tangencial delimitando siete zonas a nivel de molar y premolares tres a nivel de molar (46) dos a nivel de pónico (45) y dos a nivel del diente pilar (44) a cada uno de los modelos, finalmente se

les aplico una carga estática de 150N verticales y 150 N en sentido tangencial hacia la vertiente lingual a 45 grados procesando estos datos en ANSYS versión 13 ERelease Academic Research LS-DYNA. Versión Intel Release 13 UP 20101012.00244161. Finalmente se obtuvieron los resultados técnicos y análisis de gráficos de acuerdo a la escala de Von Misses.

La prótesis fija fue diseñada de 3 unidades metal-ceramica, la corona a nivel de 44 tuvo una altura de 8mm, un ancho en sentido meso-distal de 7mm y vestibulo –lingual de 7,5 mm de acuerdo a la literatura (33) con un espesor en la cofia metálica entre 0,5 y 1 mm, a nivel de los conectores el espesor fue de 3mm como mínimo en todas sus dimensiones, la porcelana tuvo un espesor máximo de 2 mm. A nivel del 45 se mantuvo las mismas dimensiones del 44 y a nivel del 46 se estableció 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 duplicó y se ajustó con inclinación cuspídea a 10 y 30 grados.

### 2.3.3 Fase Uno Diseño De Muestra

#### 2.3.3.1 Grupo 1 Modelo Implante–Implante

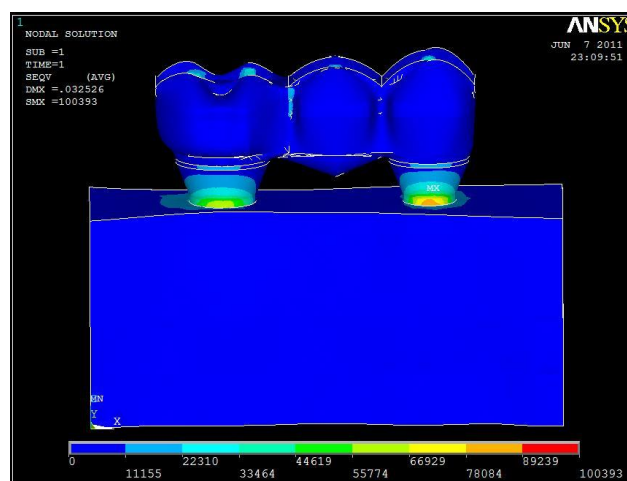


Figura 1. Modelo implante-implante

Se elaboró un modelo en 3D en el software ANSYS versión 13 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, altura de 17mm y 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 un grosor de 1mm por vestibular, 1.5mm por lingual y 1,5mm en mesial y distal, se aseguró un mínimo de 4 mm de hueso trabecular y cortical a nivel apical de cada implante y a nivel del pónico el hueso tuvo una reducción en las dimensiones de acuerdo a la reabsorción del 20%. 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 (32). (Figura 1)

La prótesis fija fue diseñada de 3 unidades metal-ceramica, la corona a nivel de 44 tuvo una altura de 8mm, un ancho en sentido meso-distal de 7mm y vestibulo –lingual de 7,5 mm de acuerdo a la literatura (33) con un espesor en la cofia metálica entre 0,5 y 1 mm, a nivel de los conectores el espesor fue de 3.0mm en todas sus dimensiones. (Figura 1)

### 2.3.3.2 Grupo 2. Modelo Implante–Diente Con Periodonto Normal

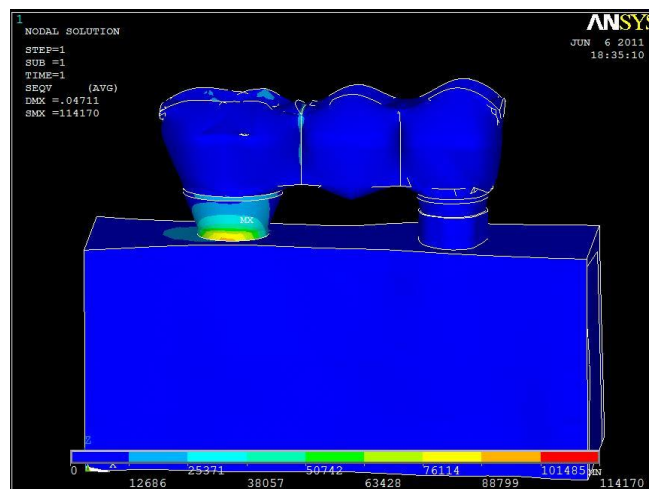


Figura 2. Modelo implante-diente con periodonto normal

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, como pilares se establecieron el diente 44 cuya longitud radicular fue de 15mm, 12 mm rodeada de hueso y espesor biológico 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 de cada implante contó con un grosor de 1mm por vestibular, 1.5mm por lingual y 1,5mm en mesial y distal, se aseguró un mínimo de 4 mm de hueso trabecular y cortical a nivel apical de cada implante y a nivel del pónico el hueso tuvo una reducción en las dimensiones de acuerdo a la reabsorción del 20%. La altura del muñón a nivel de 44 fue de 5mm y el abutmen del 46 fue de 4mm 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 del modelo implante-implante. (Figura 2)

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

### 2.3.3.3 Grupo 3. Modelo Implante–Diente Con Periodonto Reducido

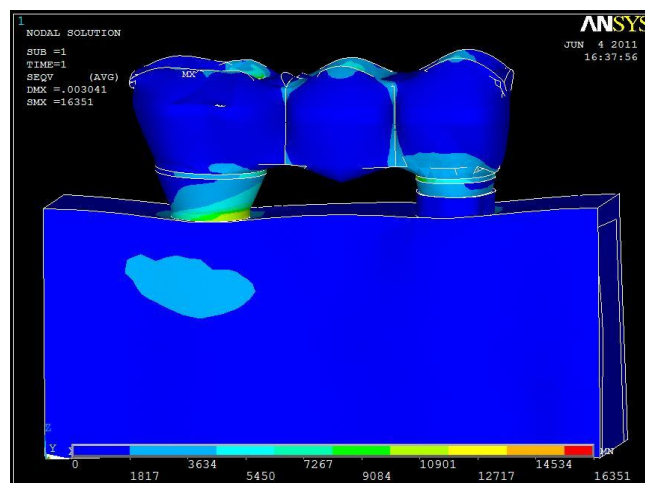


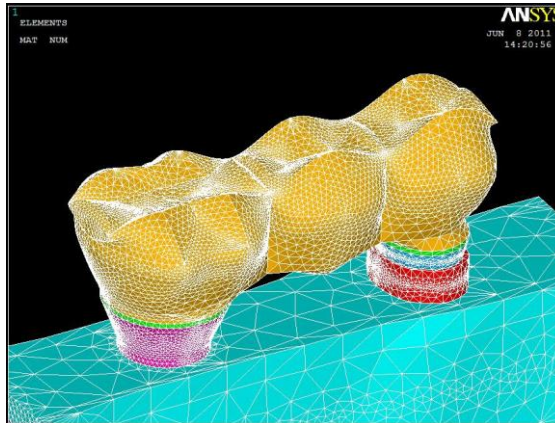
Figura 3. Modelo implante-diente con periodonto reducido

Este modelo fue diseñado a partir del mismo bloque de los modelos previos pero se redujo la altura 3 mm. De este modo, la longitud radicular fue de 15mm, pero rodeada por sólo 9 mm de hueso y espesor biológico 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 de cada implante contó con un grosor de 1mm por vestibular, 1.5mm por lingual y 1,5mm en mesial y distal, se aseguró un mínimo de 4 mm de hueso trabecular y cortical a nivel apical de cada implante y a nivel del pónico el hueso tuvo una reducción en las dimensiones de acuerdo a la reabsorción del 20% reportada en la literatura. 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 los modelos anteriores pero con una longitud aumentada 3 mm en sentido cervico incisal. (Figura 3)

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

#### **2.3.4 Fase Dos Digitalización y Proceso Sistemático**

Posteriormente a cada modelo se procedió a realizar el proceso de enmallado en el software ANSYS version 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 de los siete componentes de cada uno de los modelos con características de un material elástico, lineal, homogéneo e isotrópico. (Figura 4)

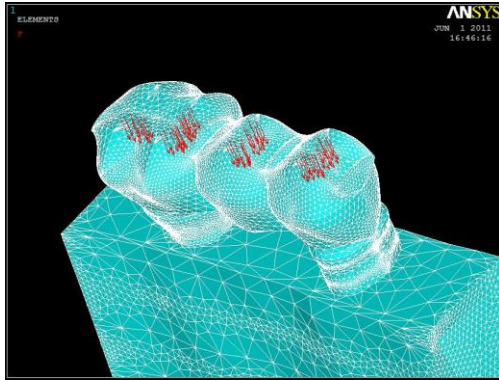


**Figura 4** Modelo implante-diente enmallado prótesis parcial fija y hueso cortical

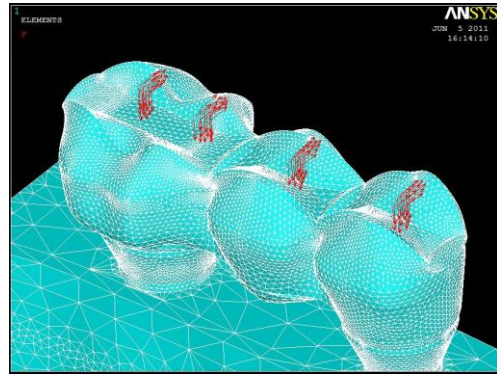
Se realizaron apoyos especiales ubicados en todos los ángulos internos de la estructura que entran en contacto con las superficies de las preparaciones sin fricción para de esta manera inhibir la posibilidad de desplazamiento de las prótesis.

### **2.3.5 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, que corresponden a sitios de trípodos mínimos funcionales en este caso (dos a nivel de premolares y tres a nivel de molar). Se aplicaron cargas compresivas estáticas de 150 N sobre todas las áreas delimitadas por el tripoidismo tanto en pilares como en el pónico de todas las muestras y fuerzas tangenciales estáticas de 150 N sobre las crestas cuspideas linguales de pilares y pónico de todas las muestras. (Figuras 5 y 6)



**Figura 5.** Carga axial de 150 N en sitios trípodos Funcionales a nivel de 44,45 y 46



**Figura 6.** Carga tangencial 150N en cúspides I linguales a nivel de 44, 45,y 46

Para la obtención de resultados se utilizó la escala de Von Misses que está basado en el estrés de Von Misses, 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, para la obtención de los resultados, se introducen en el programa (ANSYS versión 13) 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 de los ciclos establecidos. 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.

### **2.3.6 Análisis de la Información**

El análisis de los resultados arrojados por el estudio del complejo protésis parcial fija y tejidos de soporte por el método de elementos finitos dieron como resultado una serie de tablas numéricas, en las cuales están representados los valores de cada uno de los nodos, esto representa las resistencias desarrolladas por los materiales y tejidos de soporte, y arrojó el valor del Von Mises que corresponde a la resistencia que tiene un cuerpo teniendo en cuenta todos sus planos y fuerzas presentes.

Se identificaron los cambios generados en todas las estructuras cuando fueron sometidas a fuerzas compresivas y tangenciales y se compararon los tres grupos de estudio para observar la diferencia de comportamiento entre prótesis fija soportada en implante-implante y diente-implante con zonas de soporte fisiológicas y disminuidas.

### 3. RESULTADOS

#### 3.1 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 cúspidea a 30°, mientras que la menor concentración se vio en el modelo diente – implante con periodonto normal (a nivel mesial-distal) con inclinación cúspidea a 10°.

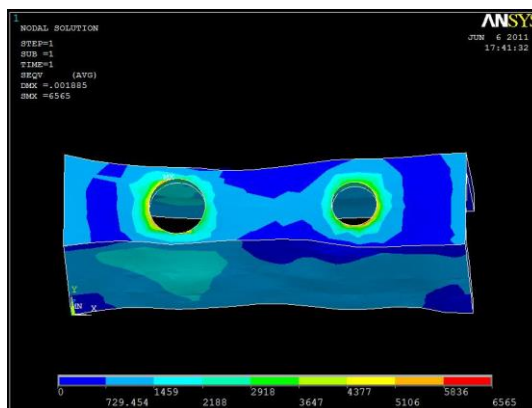


Figura 7. Zona de mayor estrés en hueso cortical ante cargas tangenciales

Respecto a las cargas tangenciales la mayor concentración de estrés se encontró en el modelo implante –implante (cervico distal del implante del 46) (Figura 7), 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 cúspidea 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

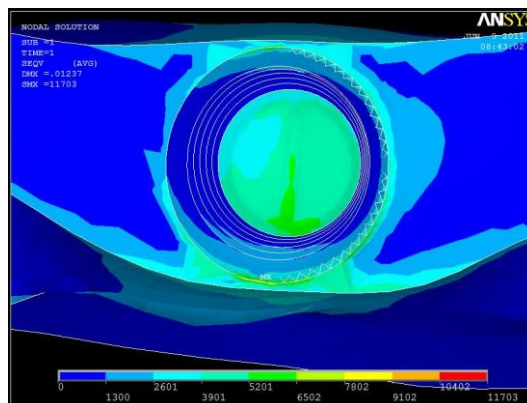
**Tabla 2.** Valores máximos de estrés (MPa)

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 cúspidea de 10°, la concentración más baja se dio en el modelo implante-implante (lingual del 46) sin alguna relación con la inclinación cúspidea.

Ante cargas tangenciales la zona de mayor concentración se estrés se encontró en el modelo diente - implante con periodonto disminuido (lingual del implante) (Figura 8), la menor concentración fue en el modelo implante-implante (lingual del 46) en ambas inclinaciones cúspideas 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 8.** Zona de mayor estrés en hueso trabecular ante cargas tangencial

### 3.2 Respuesta de Implante y Diente Pilar

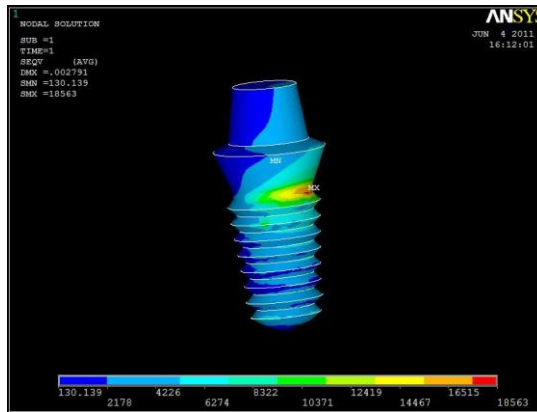
Ante cargas axiales la zona de mayor concentración lo presentó el modelo implante –diente con periodonto normal en el implante (cervico-mesial) a 10° teniendo una diferencia con la inclinación a 30° de 5.4 Mpa, la zona de menor concentración de estrés fue en el modelo implante-implante (vestíbulo-distal del implante del 44) con inclinación cúspidea 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 cúspidea a 30° y la menor concentración fue en el modelo implante-implante (cervico lingual del implante 44) con inclinación cúspidea 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° (Figura9), 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 cúspidea.

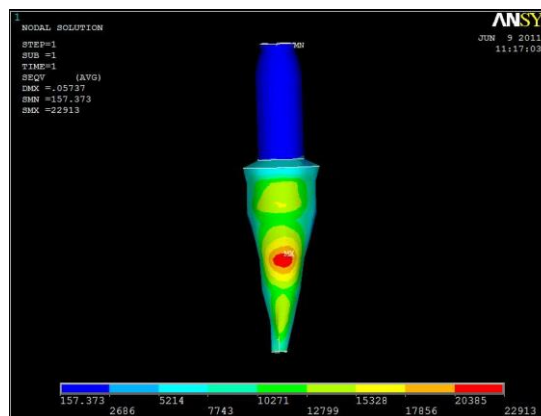


**Figura 9.** Zona de mayor estrés en el implante ante cargas axiales

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 cuspídea (Figura 10). La zona de menor concentración se observó en el modelo diente-implante con periodonto normal (lingual) en ambas inclinaciones cuspídeas. (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 10.** Zona de mayor estrés en el diente ante cargas tangenciales

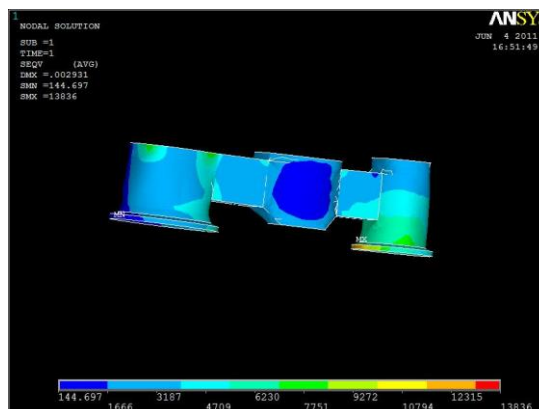
### 3.3 Respuesta de los componentes de la PPF (estructura metálica y porcelana)

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 11) 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)



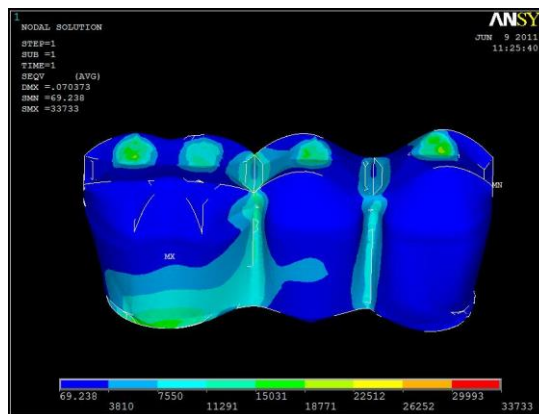
**Figura 11.** Zona de mayor estrés en la estructura metálica ante cargas axiales

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 inclinación cúspidea 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 cúspidea a 30° teniendo en cuenta que la diferencia de valores por la inclinación 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 12) (Tabla 7).

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)



**Figura 12.** Zona de menor estrés en la porcelana ante cargas tangenciales

#### 4. 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 los 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 Falco 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 cuspidea 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 cuspidea 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 lo 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 esperarse 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.

## 5. 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 cúspidea 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.

## **6. 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.. Clinical Oral Implants Research. 1997; 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.. International Journal of Oral And Maxillofacial Implants. 1999; 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. Clinical Oral Implants Research. 2002; 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. International Journal of Prosthodontics. 2000; 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. Clinical Oral Implants Research. 2001; 12: 245-251.
6. Sullivan, D. Prosthetic considerations for the utilization of osseointegrated fixtures in the partially edentulous arch. International Journal Of Oral And Maxillofacial Implants. 1986; 1:39-45
7. Naert, I. E.:Naert I.E, van Steenberghe D, and Worthington, P, eds. Prosthetic aspects of implant supported prostheses osseointegration in Oral Rehabilitation, 1993; 23: 105-122.
8. Hirschfeld I, Wasserman B. A long term survey of tooth loss in 600m treated periodontal patients. Journal Periodontology. 1978; 49: 225-237

9. Sutton DM, Lewis BRK, Patel M. changes in facial form relative o progressive atrophy of the edentulous jaw International Oral Maxillofacial Surgery. 2004; 33: 676-682
10. Meskin LH, Berg R,. impact of older adults on private dental practices. Journal American Dent Association. 1998 ;65:23-28
11. Cho G, Chee W. Apparent intrusion of natural teeth under an implant supported prosthesis a clinical report. Journal Prosthesis Dentistry. 1992; 68: 3-5
12. Takala I, Utraiainen P, Aleman P. incidence of edentulous reasons for full clearance and health status of teeth before extractions in rural Finland community. Dent oral epidemiology. 1994; 22: 25-257
13. Chee W, Cho G. A rationale for not connecting implants to natural teeth. Journal Prosthodontics . 1997; 6:7-10
14. Sullivan, D. Prosthetic considerations for the utilization of osseointegrated fixtures in the partially edentulous arch. International Journal Of Oral And Maxillofacial Implants. 1986; 1:39-45
15. Gabriel AC. Some inimical features of the mandibule. Journal anatomy. 1958; 55: 580-589
16. Sassouni V: A classification of skeletal facial types. American Journal Orthodontic. 1969; 55: 109-123
17. Mercier P, Lafontant R. Influence of facial morphology classes on residual alveolar ridge atrophy . International Prosthetic Dent. 1979; 41: 90-100
18. Rissin I, House JE. Effect of age and removable partial dentures on gingivitis and periodontal disease. Journal Prosthetic Dentistry. 1979; 42: 217-223
19. Mish IS, Mish CE. Denture satisfaction a patient's perspective. International journal oral implant. 1991; 7: 43-48

20. Feldman RS, Kapur KK, aging and mastication changes in performance and in the swallowing threshold with natural dentition. *Journal American Geriatric*. 1980; 28: 97-103
  
21. Howell AW, Manley RS. An electronic strain gauge for measuring oral forces. *Journal Dent Research*. 1948; 27:705- 710
  
22. Carr A, Laney WR, maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral implant prostheses and patients with complete dentures. *International Journal Oral Maxillofacial Implants*. 1987;2:101-110
  
23. Koivumma KK, Hedegard B, Karlsson G. Studies in partial dentures prosthesis. An investigation odontogingivally supported partial dentures *Swong Hammaslaak Toim* .1960 ; 56: 248-306
  
24. Carlsson GE n Hedegard B, Koinumaa KK. Studies in partial denture prosthesis a 4 year longitudinal investigation of dntgingivally-supported partial dentures, *Acta Odontol Scand*. 1986; 23:443-472
  
25. Chee W. Mordohai N. Tooth to implant connection: a systematic review of the literature and a case report utilizing a new connection design. *Clinical implant Dentistry and Related Research*. 2010; 17: 122-132
  
26. 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
  
27. Nickening H, Spiekerman H, Whichmann M, Either S. survival and complication rates of combined tooth-implant-supported fixed and removable partial dentures. *International Journal Prosthodont*. 2008; 21: 131-137
  
28. Naert I., Duyck J, Hosny M ,Quiryne M and Van Steenberghe D. Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients. *Clinical Oral Implants Research*, 2001; 12: 245-251.

29. Ranger B, Gunne J, Glantz P, Svensson A. Vertical load distribution on a three-unit prosthesis supported by a natural tooth and a single Branemark implant. . *Clinical Oral Implant Restorations*. 1995; 6: 40-46
  
30. 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
  
31. Cho G, Chee W. Apparent intrusion of natural teeth under an implant supported prosthesis a clinical report. *Journal Prosthesis Dentistry* 1992; 68: 3-5
  
32. Sheets CG Eartman JC. Tooth intrusion in implant assisted prostheses. *J Prosthet Dent* . 1997; 77 39-45
  
33. Pesun I. Topics Of Interest Intrusion Of Teeth In The Combination Implant-to-Natural-Tooth Fixed Partial Denture: A Review of the Theories *Journal of Prosthodontics*. 1997; 13:345-348
  
34. 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
  
35. 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
  
36. 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 13: 107-117
  
37. Ericson I Lekholm U, Branemark Lindhe J, Glantz PO, Nyman S. A Clinical evaluation of fixed-bridge restoration supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants. *J. Clin Periodontol* 1986; 13:307-312
  
38. Laufer B, Gross Z. splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients, part II principles and applications. 1998; 25: 69-80

39. Ranger B, Gunne J, Sullivan. Mechanical aspects of a Branemark implant connected to a natural tooth: an in vitro study. 1991; 6: 177-18
40. 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
41. Gunne J, Astrand P, Borg. K, Olsson M. Tooth implant supported fixed partial dentures: a 10-year report. Int. J Prosthodont. 1999; 12: 216-221
42. 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
43. Nickening H, Spiekerman H, Whichmann M, Eicher S. survival and complication rates of combined tooth-implant-supported fixed and removable partial dentures. International Journal Prosthodont. 2008; 21: 131-137
44. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection; some biomechanical aspects used on finite element analyses. Clinical oral implant research. 2002 13; 334-341
45. Weber HP, Sukotjo C. Does the type of implant prosthesis affect outcomes in the partially edentulous patient? Int J Oral Maxillofac Implants. 2007; 22: 140-172.
46. 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
47. 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

48. Nyman S, Lang, N. Tooth mobility and the biological rationale for splinting teeth. *Periodontology*. 2000; 4: 15-22.
  
49. Block M. Prospective Evaluation in tooth-Implant Connection. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2002; 17: 4-10,
  
50. English CE. Root intrusion in tooth implant combination cases. *Implant Dent*. 1993; 2:79-85
  
51. 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
  
52. Rieder CE. Copings on tooth and implant abutment for superstructure prosthesis. *Int. J Periodontics Restorative Dent*. 1990; 10: 436-453
  
53. Becker Curtis M., Directrices Para La Ferulización De Implantes *The journal of prosthetic dentistry* 2007; 8 :13-17
  
54. Gross M, Laufer Bz. Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patient, Part I: laboratory and clinical studies. *Journal of Oral Rehabilitation* 1997; 24:863-870
  
55. Braguer Aeschmann S, Burgin W, Hammerie 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
  
56. Krennmair G, Krainhofner M, Woldeberge O. Dental Implants as strategic Supplementary abutments for implant-tooth supported telescopic crown-retained maxillary dentures retrospective follow up study for up to 9 years. *Journal Prosthetic Dentistry* 2007; 6: 617-22
  
57. 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

58. Rieder C A Survey of Natural Tooth Abutment Intrusión With Implant-Connected Fixed Partial Dentures The International Journal of Periodontics 1993; 8: 126-132
59. Lindhe J, Lang. Periodontologia clinica e implantologia odontologica. Quinta edición. Editorial Medica Panamericana 2009 ; p: 28-29
60. Abe Y, Taji T, Hiasak, Tsuga K, Akagawa Y. A proposed index for residual periodontal ligament support International Journal Prosthodont . 2010; 23: 472-474
61. 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
62. Matsunaga S, Shirakura Y, Ohashi T, Nakahara K, Tamatsuy, Takano N, Ide Y. Biomechanical role of peri-implant cancellous bone architecture. International journal prosthodont. (2010) 23; 333-338
63. Hudieb M, Wakabayashi N, Suzuki T, Kasugai S. Morphologic classification and stress analysis of the mandibular bone in the premolar region for implant placement. International Journal Oral Maxillofacial Implants. 2010; 25: 482-490.
64. Gene M, Hsu J, Lin D,. Effects of cortical bone thickness and implant length on bone strain and interfacial micromotion in an immediately loaded implant. International Journal Oral Maxillofacial Implants 2010; 25: 706-714
65. Akca K, Uysal S, Cavit M. Implant tooth supported fixed partial prostheses: correlations between in vivo occlusal bite forces and marginal bone reactions. Clinical Oral Implant. 2006; 17:331-336
66. Petrie C, Williams j. Probabilistic analysis of peri-implant strain predictions as influenced by uncertainties in bone properties and occlusal forces. Clinical Oral Implant Research. 2007; 18: 611-619
67. 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 atudy. International Journal of Oral And Maxillofacial Implants. 1999; 14: 639-645

68. Dou M, Pilu M. Biomecánica funcional. Editorial Masson Barcelona, España 200; p 20-21
69. 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
70. 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
71. 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; 15: 1-6
72. Lundgren D y Laurell L, Biomechanical aspects of fixed bridgework supported by natural teeth and endosseous implants. *Periodontology.* 2000; 4: 23-40
73. Gargiulo AW, Wentz FM, Orban B Dimensions and relations of the dentogingival function in humans. *Journal Periodontology.* 1961; 32: 261-267
74. 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
75. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K. Clinical complications in fixed prosthodontics. *Journal Prosthetic Dent .* 2003; 90:31-41
76. 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

