



# BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA

---

---

## FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA

### MAESTRÍA EN CIENCIAS ESTOMATOLÓGICAS EN REHABILITACIÓN ORAL

**“Distribución del estrés biomecánico generado por cargas funcionales en dentaduras all-on-4 y en 2 esquemas diferentes de ubicación de implantes mediante análisis de elementos finitos.”**

*Tesis presentada para obtener el título de Maestría en Ciencias Estomatológicas en Rehabilitación Oral*

Presenta:

L.E. ALEJANDRO GARCIA ARMENTA  
213450019

Director disciplinario

MEI Carlos Badillo Muñoz

Director metodológico

DC Irene Aurora Espinosa de Santillana

2017



**BUAP**

Oficio No. FESIEP/024/2017

**L.E. ALEJANDRO GARCÍA ARMENTA**  
**MAT. 213450019**  
**ALUMNO DE LA MAESTRIA EN CIENCIAS ESTOMATOLÓGICAS**  
**EN REHABILITACIÓN ORAL.**  
**DE LA FE-B.U.A.P.**  
**P R E S E N T E.**

El que suscribe, MTRO. ALEJANDRO DIB KANÁN, Secretario de Investigación y Estudios de Posgrado de la F.E.B.U.A.P., por este medio me permito informar que esta Secretaría aprueba la impresión de la Tesis titulada **“DISTRIBUCIÓN DEL ESTRÉS BIOMECÁNICO GENERADO POR CARGAS FUNCIONALES EN DENTADURAS ALL-ON-4 Y EN 2 ESQUEMAS DE UBICACIÓN DE IMPLANTES MEDIANTE ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS”**, misma que presentará para realizar su examen profesional y obtener de grado de Maestro en Ciencias Estomatológicas en Rehabilitación Oral.

Sin más por el momento, deseándole lo mejor, le reitero mi distinguida consideración.

ATENTAMENTE,  
“PENSAR BIEN PARA VIVIR MEJOR”  
H. PUEBLA DE Z., A 24 DE ENERO DE 2017.

M. en C. ALEJANDRO DIB KANÁN



Nota: Este documento tiene validez de 90 días posteriores a la fecha.

C.c.p. Archivo  
C.c.p. Minutario  
MCADK\*rga

BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA  
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA  
SOLICITUD DE AUTORIZACIÓN DE IMPRESIÓN DE TESIS RECEPCIONAL

DATOS DEL SOLICITANTE: No. DE REGISTRO **PROT/REH.07072015**  
Utilizar los renglones siguientes para señalar datos que se indican en relación con el solicitante: a) Nombre completo, b) Condición escolar, c) Domicilio actual, d) Teléfono, e) Fecha de ingreso a la Facultad de Estomatología y f) Firma:  
PASANTE: ALEJANDRO GARCÍA ARMENTA ID 213450019

Domicilio: 7 oriente 2405, Puebla, pue

Fecha de ingreso: Enero 2013

Título de la Tesis: "DISTRIBUCIÓN DEL ESTRÉS BIOMECÁNICO GENERADO POR CARGAS FUNCIONALES EN DENTADURAS ALL-ON-4 Y EN 2 ESQUEMAS DIFERENTES DE UBICACIÓN DE IMPLANTES MEDIANTE ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS."

PROTOCOLO (anexarlo en original)

DIRECTOR DE TESIS: CARLOS BADILLO MUÑOZ ID 100392799

GRADO ACADÉMICO: MAESTRIA ESPECIALIDAD: MAESTRÍA EN ESTOMATOLOGÍA INTEGRAL

LUGAR DE TRABAJO: FAC. DE ESTOMATOLOGIA BUAP TEL.: 2223277946 DOM.: 31 PONIENTE 1304

FECHA DE ACEPTACIÓN: 10/07/2015 FIRMA [Firma]

OPTATIVO: ASESOR DE LA TESIS: IRENE AURORA ESPINOSA DE SANTILLANA ID 100238722

GRADO ACADÉMICO: DOCTORA EN CIENCIAS

LUGAR DE TRABAJO: FAC. DE ESTOMATOLOGIA BUAP TEL.: 2222050114 DOM.: TACOMULCO 4513, AMP REFORMA

FECHA DE ACEPTACIÓN: 10/07/2015 FIRMA [Firma]

Es responsabilidad del Director de la Tesis guiar al estudiante en la aplicación de la metodología científica de la investigación en relación al problema-objeto que se estudia. Aceptar las enmiendas consideradas necesarias por el Lector designado por la Academia. El Protocolo deberá autorizarlo el Presidente de Academia (Anexo 1).

REVISIÓN DE LA TESIS:

Al terminar la elaboración de la Tesis, el interesado deberá presentarla elaborada en computadora, a espacio y medio, firmada por el director de la tesis y, en su caso, el asesor.

NOMBRE Y FIRMA : L.E. ALEJANDRO GARCÍA ARMENTA

NOMBRE Y FIRMA DEL LECTOR: E.R. GERARDO QUIROZ PETERSEN

NOMBRE Y FIRMA DEL PRESIDENTE DE LA ACADEMIA: M.E.I. Carlos Badillo Muñoz

Al final de estos trámites la Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado, autorizará la impresión de la Tesis.

[Firma]  
FECHA 24 Enero 2017

BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA



## ÍNDICE

1. Introducción	1
2. Planteamiento del problema	3
3. Pregunta de investigación	4
4. Hipótesis	5
4.1 Hipótesis científica	5
4.2 Hipótesis nula	5
5. Antecedentes	6
5.1 Antecedentes generales	6
5.2 Antecedentes específicos	15
6. Objetivos	20
6.1 Objetivo general	20
6.2 Objetivos específicos	20
6.3 Objetivo secundario	20
7. Justificación	21
8. Impacto clínico	23
9. Material y métodos	24
9.1 Diseño del estudio	24
9.2 Muestreo	24
9.2.1 Definición de la unidad de población	24
9.2.2 Muestra	24
9.3 Criterios de selección	24
9.3.1 Criterios de inclusión	24
9.3.2 Criterios de eliminación	24
9.4 Tabla de variables	25
9.5 Instrumento de medición	26
9.6 Organización y procedimiento	27
10. Resultados	31
11. Discusión	36
12. Conclusión	38
13. Bibliografía	39

## 1. INTRODUCCIÓN

Los tratamientos con implantes dentales, en el área de rehabilitación bucal, han probado ser la mejor opción ante la pérdida parcial o total de órganos dentarios.

A pesar de que los índices de pérdida dentaria han disminuido en los últimos años, una gran parte de la población presenta esta condición o está en vías de padecerla como resultado de diversos factores como una pobre higiene bucal, la presencia de caries, la enfermedad periodontal, el trauma o como consecuencia de las enfermedades sistémicas y sus tratamientos, lo cual tiene un efecto negativo en el estado de salud general, la salud bucal, la calidad de vida y el estado psicosocial de los pacientes.

En términos generales, el éxito del tratamiento con implantes dentales depende de diversos factores que influyen en el hueso peri-implantario, los aditamentos protésicos, el tipo de prótesis y la distribución de las cargas funcionales.

Junto con la infección causada por acúmulo de placa dentobacteriana sobre los aditamentos protésicos, el estrés biomecánico es uno de los principales factores que influyen en la pérdida de la osteointegración y por ende incrementan el riesgo de pérdida del implante y del fracaso del tratamiento protésico

El estrés biomecánico está asociado a fuerzas de masticación nocivas, que dan lugar a la pérdida de hueso peri-implantario, éste puede ser tanto axial como transversal respecto al eje longitudinal del complejo prótesis-implante. Las fuerzas transversales son las más perjudiciales para la unión hueso-implante y pueden generar fracturas de los componentes o resorción ósea peri-implantaria.

Un factor clave para el éxito o el fracaso de un tratamiento con implantes dentales es la manera en que las tensiones y el estrés biomecánico, generados por las cargas funcionales se transfieren al hueso circundante, lo cual depende del tipo de carga, la unión del hueso y el implante, la longitud y el diámetro de los implantes, la forma y las características de la superficie del implante, el tipo de prótesis, y la cantidad y la calidad del hueso peri-implantario.

Un correcto análisis de la distribución de cargas funcionales puede reducir el riesgo de someter alguno de los implantes, los aditamentos o las prótesis a sobrecargas nocivas que pueden ser causantes del fracaso del tratamiento en un corto, mediano o largo plazo.

El análisis por elementos finitos permite predecir por medio de una simulación digital la distribución del estrés biomecánico y de las tensiones en el área de contacto de los implantes con el hueso cortical y alrededor del ápice de los implantes en el hueso trabecular, así como a través de los aditamentos protésicos y la misma prótesis.

Se elaboraron 3 modelos digitales tridimensionales, para representar una dentadura con el uso de 4 implantes, el primer modelo se realizó de acuerdo al protocolo All-on-4 y se comparó con 2 diseños con ubicaciones diferentes de los implantes.

En cada modelo se simularon cargas axiales para evaluar el desplazamiento de las estructuras que conforman el complejo hueso-implante, y cargas transversales para evaluar la tensión. Dichas cargas se iniciaron en  $20\text{kg/cm}^2$ , y se incrementaron en intervalos de 20 hasta llegar a los  $100\text{kg/cm}^2$ . Debido a que un paciente edéntulo, portador de una dentadura ejerce una fuerza máxima de mordida de hasta  $40\text{kg/cm}^2$ , el análisis con fuerzas superiores se realizó para conocer el comportamiento biomecánico en los modelos estudiados, ya que no es posible realizar pruebas que comprometan la integridad del paciente y de su tratamiento en condiciones clínicas.

El comportamiento biomecánico de los modelos estudiados, indica que los 3 diseños son alternativas de tratamiento viables, que pueden ser realizadas con certeza de que éste tendrá éxito y se lograrán satisfacer las necesidades estéticas y funcionales de los pacientes edéntulos, portadores de dentaduras y con el uso de 4 implantes.

Al mismo tiempo, se le brinda un mayor respaldo científico a las alternativas diversas de tratamiento que son realizadas con base en la experiencia clínica.

## 2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

A pesar de que los tratamientos con implantes dentales han demostrado un alto grado de éxito para tratar la ausencia dentaria, debido al proceso de reabsorción y remodelación ósea, se presentan limitantes para la colocación de éstos.

Basándose en dicho inconveniente, se desarrolló la técnica All-on-4 descrita por Maló, la cual ha mostrado ser una técnica predecible con una alta tasa de éxito que va del 93% al 98%, sin embargo, ésta no puede ser realizada en todos los pacientes. Lo anterior, debido a que se presentan limitaciones anatómicas que no permiten la ubicación precisa de los implantes de acuerdo a la técnica, en dichas circunstancias y con base en la experiencia clínica, el mismo número de implantes se colocan en las zonas en que el hueso remanente y las estructuras anatómicas son favorables, sin que existan estudios que demuestren los resultados de modificar dicha técnica.

Una inadecuada distribución de los implantes, genera estrés biomecánico que es transferido a través de todo el complejo formado por el hueso, los implantes y la prótesis, lo cual causa tensiones que comprometen la osteointegración, la estabilidad, la función y la duración en formas diferentes que dependen de su ubicación.

Junto con la infección, el estrés biomecánico es uno de los factores principales que causan la pérdida del soporte óseo peri-implantario y por lo tanto la pérdida de la osteointegración, principalmente producida por una mala distribución de las cargas oclusales a las que son sometidos.

La desadaptación de una prótesis implanto-soportada o implanto-retenida puede causar tensión indeseable y en consecuencia dar lugar a complicaciones biológicas, ésto incluye la pérdida de tejido óseo, el crecimiento de la microflora bucal en la interfase entre el implante y la restauración, así como las complicaciones mecánicas como la fractura de alguno de los componentes del complejo hueso-implante-prótesis.

A pesar de que un número mayor de implantes mejora las condiciones en las que se colocarán las restauraciones sobre los mismos, se ha demostrado que una prótesis sobre 4 implantes tiene éxito a largo plazo y que con dicha cantidad de implantes es posible disminuir los costos económicos para los pacientes, al evitar realizar procedimientos quirúrgicos previos, como son: elevaciones de senos maxilares, injertos o regeneraciones óseas, lateralizaciones de los nervios; así mismo, mejorar el confort postoperatorio y el tiempo total del tratamiento.

El realizar tratamientos con prótesis sobre implantes en los que no se distribuya adecuadamente el estrés biomecánico generado sobre ellos tiene serias implicaciones que, si no son controladas adecuadamente pondrán en riesgo la salud y bienestar de los pacientes, éstas pueden iniciar con la pérdida de los implantes y prótesis, y la consiguiente pérdida de estructura ósea, aunado a lo anterior se presenta un deterioro del aparato estomatognático, lo que llevará al paciente a presentar un detrimento en su estado físico, mental y social.

Mediante el empleo de la simulación digital, y el análisis de elementos finitos es posible conocer el comportamiento de los diferentes escenarios llevados a condiciones que no podrían ser estudiadas en circunstancias clínicas debido a que ponen en riesgo el tratamiento y el bienestar de los pacientes. De esta manera es posible conocer las situaciones más favorables y con base en ello tomar decisiones adecuadas para la práctica clínica de forma segura y predecible.

Por lo anteriormente expuesto, surge la siguiente pregunta de investigación:

### **3. Pregunta de investigación**

¿Es similar la distribución del estrés biomecánico generado por cargas funcionales en dentaduras all-on-4 y en 2 esquemas diferentes de ubicación de implantes?

## **4. HIPÓTESIS**

### **4.1 Hipótesis científica (Hi)**

La distribución del estrés biomecánico generado por cargas funcionales en dentaduras All-on-4 es similar a los 2 esquemas de ubicación de implantes estudiados.

### **4.2 Hipótesis nula (Ho)**

La distribución del estrés biomecánico generado por cargas funcionales en dentaduras All-on-4 es diferente a los 2 esquemas de ubicación de implantes estudiados.

## 5. ANTECEDENTES

### 5.1 ANTECEDENTES GENERALES

Un implante dental es un dispositivo protésico hecho de un material aloplástico que es insertado en el hueso de la cavidad bucal para proveer retención y soporte a una prótesis dental.<sup>1</sup>

Los pacientes edéntulos usualmente presentan una excesiva resorción ósea que puede ocurrir por un proceso fisiológico o patológico, el cual puede ser acelerado o retrasado por diversos factores, en los que la restauración protésica juega un papel muy relevante.<sup>2</sup>

La pérdida de órganos dentarios presenta efectos negativos en el estado de salud y en la calidad de vida, del mismo modo, provoca una gran repercusión a nivel psicosocial, por lo que la rehabilitación bucal de pacientes edéntulos busca restablecer tanto la estética como la función, así como la fonación, la deglución, el estado general de salud, la salud bucal y favorecer el estado psicológico y social del paciente.<sup>3</sup>

Las bases científicas de la implantología actual fueron establecidas por Per-Ingvar Brånemark, quien utilizó un dispositivo de titanio para estudiar el flujo sanguíneo dentro del hueso de un conejo, y descubrió que el titanio posee una extraordinaria biocompatibilidad con los tejidos vivos y una unión muy resistente al tejido óseo. Tras este descubrimiento se estableció el término osteointegración, el cual implica la coexistencia de un implante sometido a cargas masticatorias y un tejido óseo vivo unido a la superficie del mismo.<sup>4</sup>

Osteointegración u oseointegración se refiere a una relación directa entre el hueso y el metal sin interposición de tejido no óseo. Este concepto ha sido descrito como una conexión estructural y funcional directa entre un tejido óseo vivo y la superficie de un implante dental. A través de sus observaciones iniciales sobre la osteointegración, Brånemark mostró que los implantes podían incorporarse permanentemente con el hueso, y no podían separarse sin riesgo de presentar una

fractura. La unión del hueso y el implante dental posee las propiedades favorables para el crecimiento y la formación de nuevo hueso alveolar en la periferia del implante, lo que le permite distribuir adecuadamente las cargas mecánicas ejercidas durante la masticación. Por lo tanto, esta interfase debe considerarse como el resultado de la interacción de un conjunto de factores que modulan la respuesta biológica y que determinan el éxito de la osteointegración, entre los que se encuentran la respuesta inmune del paciente, el procedimiento de inserción, las características fisiológicas del hueso receptor, los factores mecánicos del implante y su superficie, y la acción de las fuerzas mecánicas sobre el hueso y el implante.<sup>5</sup>

El tejido óseo constantemente sufre un proceso de remodelación, es decir, es reabsorbido por osteoclastos y sustituido por nuevo hueso, formado por los osteoblastos. Este proceso de sustitución remodeladora constituye la base biológica responsable de que, bajo ciertas circunstancias, el tejido óseo pueda regenerarse con tejido idéntico al original, sin reparación con tejido fibroso, lo que representa el fundamento biológico que permite la osteointegración de los implantes dentales. Entre el tejido y el implante se establecen enlaces de tipo físico y químico. Bränemark, describió que las uniones de tipo físico comprenden las fuerzas de Van der Waals, las cuales son débiles, pero predominan cuando la distancia entre la superficie del implante y los osteoblastos es aproximadamente de  $1\mu$ , así mismo, los puentes de hidrógeno, también de carácter físico, forman parte de la unión. Los enlaces iónicos y covalentes, ambos de naturaleza química, son los responsables de los valores de alta resistencia en la unión.<sup>6</sup>

Por su parte, el tejido aporta a la unión, biomoléculas de alta especificidad en la superficie del implante, las cuales formarán una capa monoatómica con los óxidos, que será cubierta por capas moleculares más complejas. Cuando la superficie de Titanio (Ti6Al-4V) entra en contacto con la sangre, como ocurre en el acto quirúrgico, se forma espontáneamente un complejo de titanio, fosfato y calcio; lo anterior indica que el titanio reacciona con el agua, los iones minerales y los fluidos del plasma, y que paralelamente, el bajo pH del lecho de implantación, acelera la formación de fosfato cálcico sobre la superficie del mismo. La superficie del implante debe considerarse como un sistema de naturaleza dinámica, el cual juega un papel importante en el proceso de remodelado óseo.<sup>7</sup>

Las complicaciones peri-implantarias ocurren con una incidencia del 1% al 7%, sin embargo, no han sido completamente entendidas, y su tratamiento no es tan predecible como ocurre con las que suceden en los tejidos periodontales; éstas incluyen las recesiones gingivales, las fenestraciones y las dehiscencias, así como la inflamación gingival y la formación de bolsas peri-implantarias y de fístulas.<sup>8</sup>

A partir de las observaciones iniciales, se han realizado investigaciones *in vivo* e *in vitro*, para evaluar, en el nivel clínico, el anatómico, el histológico y el ultraestructural, la respuesta biológica del hueso en contacto con la superficie del implante; y cómo las características del material, la superficie, la composición química, los revestimientos y los procedimientos de esterilización, pueden afectar, a corto y a largo plazo, la estabilidad, la integridad y el mantenimiento de la interface hueso-implante.<sup>9</sup>

El uso de dentaduras soportadas o retenidas por implantes dentales puede cumplir con este objetivo al reemplazar los dientes y los tejidos blandos, sin embargo, suelen presentarse dificultades para conseguir una eficacia masticatoria y fuerza de oclusión. La reducida estabilidad, la retención y la capacidad de carga son los principales factores que comprometen la capacidad funcional del tratamiento protésico.<sup>10</sup>

Las limitaciones anatómicas que suelen presentarse en los pacientes edéntulos, tales como los trayectos nerviosos, los senos maxilares o las zonas con una elevada resorción del proceso residual, pueden causar problemas o complicaciones durante la colocación de los implantes dentales. Existen diversos métodos para resolver o disminuir esas situaciones, sin embargo, casi la totalidad de alternativas incrementan la complejidad del tratamiento, la cantidad de materiales y biomateriales utilizados, la duración del tratamiento y el costo del mismo.<sup>11</sup>

Tras la pérdida de órganos dentarios, suelen presentarse grandes zonas atróficas, en donde no es posible colocar implantes sin realizar procedimientos previos, tales como la regeneración ósea guiada, elevación de senos maxilares o lateralización de nervios, dichos procedimientos han probado tener una alta tasa de

éxito para conseguir una adecuada estructura ósea, en sentido vertical y horizontal, cuando han sido realizados con los materiales y biomateriales adecuados para cada caso y con una correcta técnica quirúrgica.<sup>12</sup>

Bränemark en 1995, realizó un estudio de supervivencia de implantes con seguimiento de 10 años en 156 pacientes a los que se les colocaron 4 ó 6 implantes, para conocer una cantidad adecuada para la rehabilitación protésica, con el concluyó que la tendencia de colocar la mayor cantidad posible de implantes en pacientes edéntulos totales debería ser cuidadosamente evaluada para cada uno de los casos, ya que el éxito del tratamiento no depende únicamente de la cantidad.<sup>13</sup>

Es importante conseguir una estabilidad primaria adecuada para lograr la osteointegración del implante; factores tales como: la calidad y la cantidad de hueso, la geometría del implante, la técnica quirúrgica y la distribución de las cargas funcionales, tienen una gran influencia en el éxito o fracaso del tratamiento.<sup>14</sup>

El concepto de All-on-4, descrito por Paulo Maló junto con la casa comercial NobelBiocare fue desarrollado para proveer a los pacientes edéntulos con una prótesis eficiente y efectiva con el uso de sólo 4 implantes para soportar una prótesis de arcada completa. Dicho concepto fue desarrollado con el objetivo de satisfacer las necesidades funcionales y estéticas de los pacientes, además de reducir la cantidad de procedimientos, los costos y los tiempos de duración del tratamiento.<sup>15</sup>

La técnica utiliza implantes NobelSpeedy y consiste en colocar 2 implantes en posición vertical en el sector anterior y 2 implantes en la zona más posterior posible angulados a 45°, se utiliza una guía quirúrgica individual para cada caso, con el objetivo de soportar una prótesis atornillada de carga inmediata por medio de aditamentos multiUnit para compensar la angulación de los implantes.<sup>16</sup>

Además de la transferencia de la carga, la formación de la interfase hueso-implante depende de una adecuada estabilidad inicial. La carga inmediata del implante, puede producir micromovimientos que estimulen la formación de tejido fibroso. Aunque los micromovimientos son normales en un diente natural, la ausencia de las estructuras del periodonto en el caso de un implante dental da lugar

a que los micromovimientos sean indeseables. Micromovimientos por encima de las 100 $\mu$  son suficientes para poner en peligro el contacto directo del hueso con el implante, y se ha reportado que los micromovimientos mayores a 150 $\mu$  pueden causar la formación de tejido fibroso alrededor del implante, lo que impide la adecuada formación de hueso y, por lo tanto, fallas en la osteointegración.<sup>17</sup>

Estudios con seguimiento de 10 años han reportado que la técnica de All-on-4 presenta altos índices de supervivencia de implantes en un rango del 94% al 98%. La posición inclinada de los implantes distales permite una mejor distribución de cargas en prótesis con una extensión posterior que sea funcionalmente adecuada y los implantes colocados en posición vertical dirigen las fuerzas en forma axial hacia la zona intermentoniana, por lo cual es una opción protésica viable en los casos en que es posible realizarla.<sup>18</sup>

La ubicación y la cantidad de los implantes generalmente depende de las condiciones anatómicas de los pacientes que presentan limitantes estructurales, en el maxilar las fosas nasales y los senos maxilares, en la mandíbula los agujeros mentonianos y el conducto del nervio dentario inferior, y en ambos, alteraciones del proceso residual dado por los patrones de remodelación ósea, por lo que no es posible realizar la técnica All-on-4 en todos los pacientes, sin embargo es posible realizar un tratamiento protésico con el uso de 4 implantes en diferentes ubicaciones y angulaciones.<sup>19</sup>

Se han realizado numerosos estudios sobre la osteointegración y sobre los implantes dentales para la rehabilitación de pacientes completa o parcialmente edéntulos, en ellos se han reportado altos índices de éxito a corto y a largo plazo, no obstante, también se han encontrado fracasos tempranos o tardíos, debido principalmente a complicaciones biomecánicas. Aun cuando los mecanismos responsables de fallas biomecánicas no son completamente entendidos, existe un consenso concerniente a la influencia negativa de la localización y magnitud de las fuerzas oclusales mal distribuidas que generan tensión y estrés biomecánico en todos los componentes del complejo hueso-implante-prótesis.<sup>20</sup>

Se ha llegado al consenso general de que la transferencia de carga es un factor primordial en el éxito de la interfase hueso-implante debido a que, tanto el hueso como el implante, deben estar sometidos a cierta cantidad de esfuerzo dentro de un rango de equilibrio. En el caso del implante, los esfuerzos deben ser tales que se evite la fatiga del material y su posible fractura. Por su parte, en el hueso, la sobrecarga puede causar resorción, mientras que una carga muy baja puede dar lugar a atrofia por falta de un estímulo adecuado y la consecuente pérdida de hueso.<sup>21</sup>

Las fuerzas que resultan del contacto oclusal entre los dientes condicionan la adaptación fisiológica de los tejidos del periodonto, y si exceden su capacidad adaptativa, pueden causar lesiones y traumatismos. Sin embargo, y debido a la pérdida de los tejidos periodontales durante la inserción de un implante dental, la aparición de estos traumatismos en la interfase hueso-implante genera fuerzas oclusales adversas que causan complicaciones mecánicas en el implante.<sup>22</sup>

Múltiples investigaciones sobre el efecto de las fuerzas oclusales en la osteointegración han tratado de proveer un respaldo científico de los diferentes tratamientos con implantes dentales. Muchas de éstas han sido realizadas en modelos artificiales que se comportan de forma diferente a los modelos in vivo, en dichos estudios in vitro, se han simulado condiciones similares a las que se presentan en la boca, se aplican fuerzas y cargas que se incrementan hasta sobrepasar los límites tolerables fisiológicamente. En los estudios que se han llevado a cabo en modelos vivos se utilizaron animales como sujetos de prueba, de manera que se pudieran obtener resultados cercanos a la realidad, en ellos se evaluó la influencia de las sobrecargas oclusales y de la acumulación de placa dentobacteriana como factores que inducen a la aparición de la enfermedad peri-implantaria.<sup>23</sup>

El propósito básico de la bioingeniería en odontología, el cual analiza los principios biomecánicos en estudios *in vitro*, es extrapolar los hallazgos relevantes concernientes a los factores de riesgo, y de esa forma disminuir la aplicación clínica de los conocimientos empíricos basados únicamente en la experiencia. Sin

embargo, los niveles de estrés biomecánico que causan una respuesta biológica como resorción o remodelación de hueso no son completamente conocidos.<sup>24</sup>

Un factor clave para el éxito o el fracaso de un implante dental es la manera en que las tensiones se transfieren al hueso circundante, la transferencia de carga de los implantes al hueso depende del tipo de carga, la interfaz hueso-implante, la longitud y el diámetro de los implantes, la forma y las características de la superficie del implante, el tipo de prótesis, y la cantidad y la calidad del hueso en donde se ubican los implantes. Las cargas verticales y transversales de la masticación inducen fuerzas axiales y momentos de flexión y dan como resultado gradientes de concentración de estrés biomecánico en el implante, así como en el hueso.<sup>25</sup>

El volumen de hueso remanente, el número y la posición de implantes y la carga oclusal influyen en los criterios de selección de la prótesis y de los componentes de la misma, además debe considerarse que existen diferentes patrones de distribución de estrés biomecánico en el hueso peri-implantario.<sup>26</sup>

Las cargas asociadas a las fuerzas de masticación, dan lugar a la pérdida de hueso peri-implantario, principalmente las transversales respecto al eje longitudinal del complejo prótesis-implante, ya que los valores de tensión más bajos se encuentran en implantes y pilares rectos sometidos a cargas verticales, a diferencia de los implantes y aditamentos angulados que reciben una fuerza transversal. De ello, Danza et al concluyeron que mientras más baja sea la calidad de hueso, mayor es la distribución de cargas perjudiciales al hueso.<sup>27</sup>

La fuerza de mordida es un componente de la función masticatoria, además de un indicador de su estado funcional y se ha definido como la máxima fuerza generada entre los órganos dentarios maxilares y mandibulares. La generación de ésta, depende de la acción, el volumen y la coordinación de los músculos masticadores, de la articulación temporomandibular, de su regulación por el sistema nervioso y del estado clínico. Algunos autores han reportado que es importante obtener valores de referencia para evaluarlos en estudios biomecánicos y monitorear su comportamiento.<sup>28</sup>

Diferentes investigaciones han reportado un rango de valores en la fuerza de mordida que van de los 40 hasta los 80 kgf/cm<sup>2</sup> en denticiones naturales y de 10 a 40kgf/cm<sup>2</sup> en pacientes portadores de dentaduras.<sup>29</sup>

El comportamiento de los implantes y el pronóstico del tratamiento con los mismos, dependen en gran medida, del diseño y de las características estructurales y mecánicas del sistema hueso-implante. Las cargas oclusales transversales tienden a producir mayores concentraciones de esfuerzo tanto en el sistema del implante dental, como en el hueso.<sup>30</sup>

El comportamiento biomecánico de una prótesis maxilar sobre 4 y 6 implantes con el uso del método de análisis de elementos finitos, demuestra que las zonas de mayor concentración de estrés biomecánico se ubican en los aditamentos protésicos de las zonas distales, mientras mayor sea la carga, mayor es el estrés biomecánico, pero éste disminuye con el aumento en el número de implantes.<sup>31</sup>

El análisis por el método de elementos finitos fue desarrollado en los años 60's, inicialmente para resolver problemas estructurales en la industria aeroespacial, pero desde entonces ha sido empleado en diferentes áreas tales como: la transferencia de temperatura, el movimiento de fluidos, el transporte de masas y el electromagnetismo. Weinstein et al, en 1976, fueron los primeros en aplicar este método en el área de implantología dental.<sup>32</sup>

La principal dificultad para simular el comportamiento mecánico de los implantes dentales es la de modelar los tejidos humanos y su respuesta a las fuerzas mecánicas aplicadas, así como la complejidad de la caracterización mecánica del hueso y su interacción con los sistemas de implantes.<sup>32</sup>

Los componentes mecánicos en forma de vigas o de barras simples se pueden analizar con bastante facilidad por métodos básicos de la mecánica que proporcionan soluciones aproximadas. Sin embargo, los elementos reales rara vez son tan sencillos, por lo que se realizan aproximaciones eficaces mediante soluciones cercanas, la experimentación o los métodos numéricos. Un componente mecánico real es una estructura elástica continua. El elemento finito divide las estructuras en pequeñas subestructuras de tipo elástico, bien definidas pero finitas.

Al emplear funciones polinominales, en conjunto con operaciones matriciales, el comportamiento elástico continuo de cada elemento se desarrolla en términos del material y las propiedades geométricas del elemento.<sup>33</sup>

El análisis por el método de elementos finitos es un método numérico para la resolución de los problemas mecánicos que involucran un alto grado de complejidad como las geometrías complejas, las cargas no distribuidas y la determinación de las propiedades de materiales, por medio de la simulación computarizada de dichas situaciones, que por alguna razón no se puede obtener en condiciones reales. Este método ha sido utilizado para predecir el comportamiento biomecánico de diversos diseños de implantes dentales y el efecto de algunos factores clínicos en el éxito de los mismos.<sup>33</sup>

Debido a que los componentes del sistema implante-hueso son muy complejos geoméricamente, el análisis por elementos finitos ha demostrado ser la herramienta más eficaz para el estudio de dichos elementos. En cada modelo digital es necesario crear una red o malla para discretizarlo, es decir, crear múltiples elementos y conformar zonas y puntos que registren todos los datos de la simulación a la que sean sometidos.<sup>34</sup>

En las últimas 2 décadas, el análisis de elementos finitos se ha convertido en una herramienta cada vez más útil para la predicción de los efectos del estrés sobre el implante y su hueso circundante, las cargas verticales y transversales creadas durante la masticación inducen fuerzas axiales y de flexión.<sup>34</sup>

Mediante el análisis por elementos finitos es posible simular diferentes situaciones clínicas y evaluar la mejor opción desde un punto de vista biomecánico. Este último es de vital importancia para analizar la distribución de las tensiones altas en el hueso, lo cual puede afectar la osteointegración, inducir la formación de una capa fibrosa, provocar la pérdida de hueso y, finalmente, aumentar el riesgo de pérdida de los implantes.<sup>35</sup>

## 5.2 ANTECEDENTES ESPECÍFICOS

El tratamiento con implantes dentales está bien documentado como un tratamiento predecible ante la ausencia parcial o total de los órganos dentarios, sin embargo, suelen existir limitantes para su colocación principalmente en las zonas posteriores tanto en el maxilar como en la mandíbula. Lo anterior da como resultado, el uso de una prótesis con un diseño que puede generar estrés biomecánico e incrementar el riesgo de fracaso del implante.<sup>36</sup>

Para rehabilitar mandíbulas edéntulas con prótesis implanto-retenidas, son necesarios un mínimo de cuatro implantes. La longitud de las extensiones distales, si existen, dependerá de la forma de la mandíbula, de la distancia entre implantes, de la longitud de éstos y de si una vez colocados describen una línea más o menos recta o una curva más pronunciada, tomando en cuenta dichos parámetros, una extensión distal puede extenderse hasta un máximo de 1.5 veces la distancia del centro del implante anterior a la zona distal del implante posterior. Las extensiones distales presentan un mayor riesgo de fractura si ocluyen con antagonistas naturales que si lo hacen con una prótesis completa superior debido a que las fuerzas oclusales son mucho mayores. Por ese motivo se recomienda colocar los implantes lo más distalmente posible para reducir de ese modo el riesgo de sobrecarga de los implantes y de fractura de la prótesis.<sup>37</sup>

Como sucede en las mandíbulas edéntulas, existen diversas alternativas terapéuticas para rehabilitar el maxilar edéntulo, sin embargo, la arcada superior es más restrictiva en cuanto a la cantidad y a la distribución de los implantes debido a que el hueso disponible suele ser más escaso y de diferente calidad. En el maxilar, se ha demostrado que colocar solo dos implantes en el sector anterior para una prótesis implanto-retenida es arriesgado, debido a que se pueden presentar condiciones desfavorables y una diferente estructura ósea, ya que es menos denso y más trabeculado que el de la mandíbula. Por consiguiente, para lograr buenos resultados a largo plazo son necesarios al menos cuatro implantes.<sup>38</sup>

La fuerza de mordida, la eficacia masticatoria y el fluido salival influyen en el proceso masticatorio, durante el cual los dientes realizan un contacto fisiológico, la magnitud de esta fuerza es variable entre los individuos y es de 3 a 5 veces mayor en el sector posterior que en el anterior.<sup>39</sup>

El uso de 4 implantes para la rehabilitación de un maxilar ha sido principalmente documentado por estudios clínicos en diferentes periodos de evaluación, por lo que diversos autores sugieren el uso de un número mayor de implantes para el tratamiento protésico, sin embargo, los estudios sobre el comportamiento biomecánico de prótesis sobre 4 y sobre 6 implantes, han reportado un comportamiento mecánico similar entre ambos grupos, así como las zonas de concentración de estrés y la distribución de las cargas, por lo que el uso de 4 implantes es una opción terapéutica viable para el tratamiento de un maxilar edéntulo.<sup>40</sup>

Estudios realizados en modelos animales han mostrado que la sobrecarga oclusal y el acúmulo de placa dentobacteriana son factores predisponentes para la enfermedad peri-implantaria. El acúmulo de placa involucra un proceso gradual que requiere una cantidad mayor de tiempo para provocar un efecto nocivo. La carga axial tiende a dirigirse a través del eje longitudinal del implante, pero las que se producen en forma transversal pueden provocar una deformación en el implante y por lo tanto una pérdida de la osteointegración.<sup>41</sup>

En las prótesis implanto-retenidas, las fuerzas funcionales y las parafuncionales generadas durante la masticación son transmitidas a los implantes y los tejidos peri-implantarios por la restauración protésica. Generalmente estas fuerzas generan deformación y tensión en el hueso circundante y estrés en las zonas de contacto del implante con los tejidos de soporte.<sup>42</sup>

Una dentadura retenida por implantes puede estar conformada por una o varias subestructuras que tendrán una diferente distribución de tensión en el hueso peri-implantario. De acuerdo con los resultados proporcionados por el análisis de elementos finitos, una superestructura unida es más efectiva para distribuir la concentración del estrés biomecánico.<sup>43</sup>

Los protocolos de carga y de función inmediata que involucran el uso de prótesis implanto-retenidas para la rehabilitación de pacientes edéntulos han demostrado tener un alto índice de éxito y ser un procedimiento predecible a largo plazo. De igual forma, los protocolos de carga inmediata han mostrado buenos resultados en estudios de seguimiento por periodos de hasta 42 meses, mostrando una tasa de éxito del 85.2% al 90.6%. Una historia dental de parafunciones, así como la experiencia quirúrgica son factores que intervienen en gran medida en el éxito del tratamiento.<sup>44</sup>

En un estudio realizado para evaluar el éxito clínico del cantiliver distal de prótesis de arcadas completas de carga inmediata, en 27 pacientes que en total recibieron 203 implantes (Ankylos, Dentsply); de éstos, 92 soportaron cantiliver distales incorporados en las prótesis. Después de un seguimiento de 5 años observaron que la mayor pérdida ósea a nivel de la cresta fue de 0.33mm. Se demostró que, basado en la observación clínica a largo plazo, un cantiliver distal puede ser una modalidad exitosa de tratamiento en prótesis de arcada completa, siempre que no rebase una distancia mayor a 1.5 veces la medida del borde distal de los implantes posteriores al punto medio de los implantes anteriores.<sup>45</sup>

Durante la planeación de una rehabilitación fija sobre 4 implantes, es necesario considerar los hábitos del paciente, la calidad del hueso, la longitud y el diámetro de los implantes y el tamaño del cantiliver, así como los factores de riesgo biomecánicos como hábitos parafuncionales, el bruxismo, la pobre calidad de hueso y la falta de estabilidad oclusal. Lekholm et al, reportaron después de un seguimiento clínico de 10 años, un índice de supervivencia de las prótesis sobre 4 implantes de 86.5%, comparado con 92.6% de supervivencia de los implantes que retenían dichas prótesis.<sup>46</sup>

Las mediciones biomecánicas muestran que los implantes inclinados, cuando forman parte de un soporte protésico, no tiene efecto negativo en la distribución de la carga, por lo que tienen buenos resultados clínicos a largo plazo. Sin embargo, la carga generada en los implantes angulados puede causar flexión de los mismos e incrementar el estrés biomecánico transferido al hueso marginal,

principalmente al hueso cortical, a diferencia del comportamiento de implantes colocados en posición vertical.<sup>47</sup>

El método informático de elementos finitos, es un eficaz análisis numérico para estudiar cuantitativamente el comportamiento de una estructura, este método ha sustituido a las anteriores pruebas de fotoelasticidad, lo que permite no sólo estudiar el predominio de la dirección del estrés biomecánico, sino también cuantificar la intensidad mecánica. El objetivo del análisis de elementos finitos es replicar el comportamiento mecánico biológico al ser sometido a diferentes análisis y simulaciones.<sup>48</sup>

El análisis de elementos finitos ha sido ampliamente usado para predecir el comportamiento biomecánico de varios diseños de modelos en implantología dental y para conocer el efecto de factores clínicos para el éxito del tratamiento con implantes dentales. Si se conoce la teoría básica, los métodos, las aplicaciones y las limitaciones del análisis de elementos finitos en odontología e implantología, se puede extrapolar la información obtenida a situaciones clínicas con una base científica y con mayor certeza del éxito del tratamiento.<sup>49</sup>

Uno de los sistemas utilizados para realizar análisis de elementos finitos es SolidWorks, éste es un software de diseño asistido por computadora, usado principalmente para el modelado mecánico en 3D. Las herramientas de diseño permiten conceptualizar, visualizar, probar y documentar los diseños realizados con una alta precisión, un mayor control y una mejor perspectiva del análisis que se realiza. Además, posee un adecuado control y detalle en la densidad de la malla para registrar toda variación de esfuerzo, a fin de que los datos reportados sean coherentes.<sup>50</sup>

SolidWorks es un software CAD para modelado mecánico en 3D, desarrollado por SolidWorks Corp., para el sistema operativo Microsoft Windows. El programa permite modelar piezas y conjuntos y extraer de ellos tanto planos técnicos como información necesaria para la producción. El proceso consiste en construir virtualmente las piezas o conjuntos para posteriormente obtener planos y ficheros de intercambio de información.<sup>51</sup>

El éxito del tratamiento con implantes dentales, en parte depende de la alineación entre la fuerza y el eje longitudinal de los implantes. Las cargas a las que se somete un implante dental pueden ser divididas en axiales y transversales. Se ha comprobado que la mayor concentración de estrés biomecánico en el hueso y en el sistema de implantes, se genera ante cargas transversales, las cuales pueden inducir un proceso de resorción ósea. Métodos numéricos como el análisis de elementos finitos resultan una herramienta importante para evaluar los campos de desplazamientos y las tensiones en formas mecánicas de geometrías irregulares. Especialmente en el caso de biomecánica, extrapolar esta evaluación a las condiciones clínicas resulta de gran utilidad al considerar el tejido óseo peri-implantario y cada componente de los implantes y las prótesis, para evitar una sobrecarga y pérdida del tejido peri-implantario.<sup>52</sup>

## **6. OBJETIVOS**

### **6.1 Objetivo general**

Comparar la distribución del estrés biomecánico generado por cargas funcionales en dentaduras All-on-4 y en 2 esquemas diferentes de ubicación de implantes.

### **6.2 Objetivos específicos**

- Conocer el comportamiento de las cargas funcionales en dentaduras All-on-4 y en 2 esquemas diferentes de ubicación de implantes de acuerdo a su colocación en la mandíbula.

### **6.3 Objetivo secundario**

- Identificar las zonas de mayor concentración de estrés biomecánico en el complejo hueso-implante-prótesis

## 7. JUSTIFICACIÓN

Debido a que el estrés biomecánico generado en el complejo hueso-implante-prótesis durante las cargas funcionales tiene grandes repercusiones biomecánicas, y a que si no es adecuadamente distribuido, puede generar la pérdida de osteointegración o el daño de alguno de los componentes protésicos en un paciente portador de una dentadura implanto-retenida, su estudio es una prioridad de investigación.

Realizar estudios clínicos en relación a estas condiciones requiere de un largo periodo de tiempo y costos, pero el principal limitante es la necesidad de someter a los pacientes a condiciones desfavorables que pondrán en riesgo tanto su tratamiento como su salud.

El éxito del protocolo All-on-4 ha sido ampliamente descrito en estudios a corto, mediano y largo plazo, por lo que ha sido considerado como una de las mejores opciones de tratamiento para pacientes totalmente edéntulos, no obstante, esto se da en pacientes que poseen las características adecuadas para cumplir con los requisitos del mismo.

Por el contrario, se suelen presentar situaciones en que las condiciones individuales de cada paciente, tanto clínicas como anatómicas, imposibilitan la colocación de una dentadura según la técnica All-on-4; a pesar de que se utilicen únicamente cuatro implantes; estas variantes de la técnica original han sido utilizadas con éxito clínico, sin embargo, después de una búsqueda exhaustiva en la bibliografía no se encontraron resultados de investigaciones en prótesis sobre 4 implantes en diferentes ubicaciones y angulaciones tanto en el maxilar como en la mandíbula que respalden su uso clínico y provean mayor probabilidad de que el tratamiento será exitoso a largo plazo, o que analicen el estrés biomecánico que sufren los implantes cuando es modificada la técnica de colocación, dadas las condiciones anatómicas que presente el paciente.

Conocer el estrés biomecánico al que se someten tanto los implantes como el hueso y las prótesis es indispensable para la aplicación clínica, ya que de ello depende en muchos de los casos, el éxito o el fracaso del tratamiento protésico.

Por medio del análisis por elementos finitos es posible simular de manera digital situaciones extremas que no podrían realizarse clínicamente por razones éticas y humanas. Y de esa manera conocer el comportamiento del estrés biomecánico inducido de la forma más cercana a las condiciones clínicas para así conocer las situaciones idóneas que faciliten la decisión de ubicación de los implantes y mejoren el pronóstico a largo plazo del tratamiento.

Al conocer esta información durante la planeación prequirúrgica para la colocación de los implantes, será posible distribuirlos en ubicaciones y angulaciones favorables que permitan realizar tratamientos predecibles, con mejor pronóstico a largo plazo y que sean capaces de satisfacer las necesidades funcionales y estéticas del paciente, así como contar con una alternativa válida y segura de colocación de implantes sin comprometer el éxito del tratamiento por una sobrecarga de estrés biomecánico.

## 8. IMPACTO CLÍNICO

Esta investigación pretende ampliar el respaldo científico de dos protocolos de colocación de implantes y la colocación de prótesis implanto-retenidas, específicamente con el uso de cuatro implantes y que tengan como antagonista una dentición natural, y así reportar la forma en la que se distribuye el estrés biomecánico generado por las cargas funcionales en comparación con una técnica ampliamente utilizada y estudiada (All-on-4).

En caso de demostrarse que los dos protocolos comparados presentan una distribución de estrés biomecánico por las cargas funcionales similar al de la técnica All-on-4, se contará con opciones de tratamiento diferentes según las características de cada paciente, con mayor certeza de un mejor pronóstico a largo plazo y mayor satisfacción de las necesidades funcionales y estéticas del paciente, así como contar con una alternativa válida y segura de colocación de implantes sin comprometer el éxito del tratamiento por una sobrecarga de estrés biomecánico y, de esa forma aportar sustento científico a la experiencia clínica.

Si la distribución del estrés biomecánico generado por cargas funcionales fuera diferente entre los modelos comparados, se conocerá la forma en que éstas se distribuyen, y de esa forma se podrán determinar las opciones terapéuticas que sean viables y las que podrían poner en riesgo en el tratamiento.

Adicionalmente, la presente investigación da pauta a futuras investigaciones en las que se evalúe la biomecánica de los tejidos bucales, tanto blandos como duros, los implantes dentales y las prótesis realizadas sobre ellos, así como el comportamiento biomecánico de los diferentes diseños y los esquemas oclusales, de las prótesis sobre implantes que tengan como antagonista la dentición natural o una combinación de dientes e implantes.

## **9. MATERIAL Y MÉTODOS**

### **9.1 Diseño del estudio**

Se realizó un estudio descriptivo, observacional y transversal.

### **9.2 Muestreo**

#### **9.2.1 Definición de la unidad de población**

Modelo digital

#### **9.2.2 Muestra**

1 modelo digital de la técnica All-on-Four

1 modelo digital con 4 implantes distribuidos en la arcada

1 modelo digital con 4 implantes distribuidos en la zona intermentoniana

### **9.3 CRITERIOS DE SELECCIÓN**

#### **9.3.1 Criterios de inclusión**

Modelos digitales de huesos maxilar y mandibular, de implantes dentales, de aditamentos y de prótesis, que reproduzcan las características físicas reales.

Modelos digitales con todos los componentes correctamente ensamblados.

#### **9.3.2 Criterios de eliminación**

Alteración o falla en el software durante la simulación y evaluación de un modelo digital.

## 9.4 TABLA DE VARIABLES

Variable	Tipo	Definición conceptual	Definición operacional	Escala	Análisis
Técnica	Independiente	Procedimiento o conjunto de reglas, normas o protocolos que tiene como objetivo obtener un resultado determinado	Técnica con la que se colocarán los implantes.  A) All-on-4 B) 4 implantes en zona anterior C) 2 implantes en la zona anterior y 2 en la zona posterior	Nominal, Categórica	A,B,C
Carga oclusal	Independiente	Fuerza generada durante el contacto de dientes con sus antagonistas	Tensión generada sobre el modelo digital que simula la oclusión	Cuantitativa, Continua, De razón.	Medidas de tendencia central.
Estrés biomecánico	Dependiente	Fuerza dividida entre la superficie del tejido sometido a dicha fuerza	Tensión generada sobre una prótesis, implantes y hueso simulada digitalmente	Cuantitativa, continua, de razón	Tensión de von Misses  Medidas de tendencia central
Distribución de cargas	Dependiente	La manera en que se reparten el peso o fuerza sobre una estructura	Forma en que las tensiones se distribuyen sobre el modelo digital	Cuantitativa, Continua. De razón	Módulo de Young  Coeficiente de Poisson  Medidas de tendencia central

## 9.5 INSTRUMENTO DE MEDICIÓN

La ingeniería asistida por computadora, es la aplicación de programas computacionales para evaluar componentes o piezas ensambladas, a través de la simulación, la validación y la optimización de productos o modelos. Después de realizar un análisis, se puede generar un informe que proporciona un registro de los resultados y el entorno del análisis.

Posteriormente a la evaluación de un modelo, se lleva a cabo una serie de procesos computacionales que involucran fuerzas aplicadas y las propiedades de los elementos estudiados, tal análisis estructural permite la determinación de zonas de deformación, de estiramiento o estrés, que son causados por fuerzas aplicadas, como pueden ser, la fuerza, la presión y la deformación. De igual forma, pueden ser utilizados para medir el estrés biomecánico y la distribución de las cargas generadas por fuerzas aplicadas.

Los resultados obtenidos pueden ser evaluados utilizando las herramientas visuales proporcionadas en el ambiente del análisis de elementos finitos, se utiliza una escala numérica de colores que permiten la ubicación precisa de información como los esfuerzos y las deformaciones.

Dicha escala o mapa de color, proporcionará los resultados numéricos con un color asignado, dependiendo de la fuerza o el estrés biomecánico generado en cada modelo sometido a simulación y evaluación, en ella, las zonas de mayor concentración son representadas con un color rojo, mientras que las zonas en donde la concentración es menor, el color es azul.

Debido a las restricciones propias del software y a la precisión con que se realizan los análisis de elementos finitos, los resultados obtenidos pueden ser aplicados en las situaciones clínicas, con la certeza de que éstos son fiables y precisos.

## 9.6 ORGANIZACIÓN Y PROCEDIMIENTO

Posterior a la evaluación y aceptación del protocolo de investigación por el comité de ética e investigación de la FEBUAP, Oficio de registro No. FESIEP/138/2015 (Anexo 1), se llevó a cabo el procedimiento de la siguiente manera:

Se recabaron las características físicas de los materiales que componen los implantes, los aditamentos protésicos, las prótesis, y la mandíbula que serán utilizados para el estudio, con las cuales se diseñaron los modelos digitales.

Por medio del software SolidWorks v2016, se diseñaron los modelos tridimensionales que cumplen con las propiedades establecidas para la creación del mismo.

Se realizaron 3 diseños diferentes de alternativas de tratamientos con implantes dentales para una mandíbula edéntula, en todos ellos se utilizaron 4 implantes de 12mm de longitud y 4.5mm de diámetro. Se sometieron a evaluación 2 diseños comparados con el protocolo de tratamiento "All-on-Four". En dichos modelos fueron reproducidos las formas de los componentes, el Módulo de Young y el Coeficiente de Poisson de cada parte, con el fin de lograr un diseño similar a las condiciones reales.

El Módulo de Young (E) o módulo de elasticidad longitudinal, es un parámetro que caracteriza el comportamiento de un material elástico, según la dirección en la que se aplica una fuerza. El Módulo de Young suele tener el mismo valor para una tracción que para una compresión, ésta es una constante independiente del esfuerzo siempre que no exceda de un valor máximo denominado límite elástico.

El Coeficiente de Poisson ( $\nu$ ) es una constante elástica que proporciona una medida del estrechamiento de sección de un material elástico cuando se estira longitudinalmente y se adelgaza en las direcciones perpendiculares a la del estiramiento o compresión, es decir, el grado, la forma y la dirección en que se deforma un material.

El diseño de los implantes y los aditamentos protésicos digitales se realizó con base en las características físicas proporcionadas por la compañía fabricante (Nobel Biocare) del implante Nobel Speedy, el cual es utilizado para el protocolo de "All-on-Four", y también se utilizaron las propiedades físicas del titanio para representar la aleación de la que están conformados el implante y los aditamentos protésicos, específicamente el Coeficiente de Poisson (0.34) y el Módulo de Young (114GPa)

La mandíbula se representó con formas geométricas que se fueron conformando hasta conseguir una forma similar a la anatomía real. El hueso cortical posee un E de 13.7GPa y V de 0.30. El hueso trabecular difiere en el maxilar con valores de E0.5GPa y V0.30 y en la mandíbula de E1.0GPa y V0.30.

Para representar la dentadura se utilizó un bloque en forma de herradura con las propiedades físicas de la resina acrílica, E2.4GPa y V0.40.

El primer diseño se realizó de acuerdo al concepto "All-on-Four", se colocaron 2 implantes en la zona anterior en posición vertical y 2 implantes en la zona anterior con una angulación de 45°. Los implantes verticales se colocaron en el área correspondiente a los incisivos laterales; los implantes angulados se colocaron a 45°, con la plataforma del mismo dirigida hacia distal y a nivel del primer molar, el ápice del implante se dirige hacia mesial y coincide con el área de los premolares.

En el segundo diseño se colocaron 2 implantes en la zona anterior y 2 en la zona posterior, todos en posición vertical y distribuidos uniformemente, en la zona de los caninos y de los primeros molares.

En el tercer diseño, los implantes fueron distribuidos en la zona intermentoniana en posición vertical.

Para asegurar una estandarización de las mediciones se utilizaron los mismos modelos para todos los diseños, y se ubicaron tridimensionalmente con las mismas coordenadas. Observación

Se utilizaron formas geométricas en el análisis de elementos finitos para aplicaciones específicas. Los diversos elementos que emplean los códigos de

software constituyen una biblioteca de elementos de códigos. Los elementos pueden ubicarse en las siguientes categorías: elementos de línea, elementos de superficie, elementos sólidos y elementos de propósito específico.

Cada parte fue ensamblada en la posición especificada y en relación con el objeto correspondiente, los implantes fueron colocados dentro del modelo de la mandíbula, en ellos se colocaron los aditamentos protésicos, que funcionan como conexión entre los implantes y el modelo que simula la prótesis, para formar un solo modelo, conformado por el hueso, los implantes y la prótesis.

Los modelos fueron sometidos al análisis de elementos finitos, donde se realizó un análisis dinámico no lineal, es decir, que el comportamiento de los elementos analizados será proporcional a la fuerza que se ejerza sobre el mismo, se colocó una malla sobre ellos, misma que contuvo cada uno de los elementos. La red de elementos y nodos que dividen una región se conoce como malla. La densidad de malla se incrementará a medida que más elementos se colocan dentro de una región dada. El refinamiento de malla ocurre cuando se modifica, de un análisis de un modelo al siguiente análisis para producir resultados mejorados.

Por lo regular los resultados mejoran cuando la densidad de la malla se incrementa en áreas de gradiente de esfuerzo alto y/o cuando las zonas de transición geométricas se enmallan de manera uniforme.

Dichos nodos son los puntos encargados de recolectar la información obtenida de la simulación de cargas cíclicas que iniciaron en 200N y se incrementaron gradualmente en intervalos de 200N hasta alcanzar los 1000N, dichas cargas fueron aplicadas en sentido axial y transversal, para reproducir los movimientos de apertura y cierre y los movimientos funcionales generados durante la masticación.

Por ser el análisis de elementos finitos un sistema matemático, requiere de restricciones, de ubicaciones, de cálculos, de fuerzas y de coordenadas estrictas, por lo que, para obtener resultados diferentes en cada simulación es necesario alterar alguna de las variables y por lo tanto esas pruebas serían diferentes a las evaluaciones realizadas en la presente investigación, es por eso que no se requiere

realizar múltiples repeticiones en las simulaciones, porque siempre se obtendrían los mismos resultados.

Cada uno de los diseños se sometió a fuerzas de tensión y compresión para simular las cargas transversales y de desplazamiento para las cargas axiales. De acuerdo al diseño, cada gráfica representa el desplazamiento (mm) o la tensión generada en el cuerpo ( $N/m^2$ ), éstos van correlacionados directamente con el color del modelo y se marcan los puntos máximos y mínimos de cada variable. Así mismo, de acuerdo al aumento de la variable, será el aumento de la coloración en el modelo 3D.

De la escala de datos arrojada por el software, se registraron los valores mínimos y máximos de cada simulación, y éstos fueron recabados en una tabla para comparación de datos.

## 10. RESULTADOS

Se realizaron 3 modelos digitales tridimensionales, que representaron 3 diseños diferentes de colocación de implantes, el primer diseño fue el basado en el protocolo de All-on-4, y con el mismo se compararon los otros dos diseños.

En los 3 modelos se realizó un análisis dinámico no lineal, para conocer el desplazamiento máximo cuando se ejercen las cargas axiales, y la tensión durante las cargas transversales. *(Imágenes de las pruebas en el CD anexo)*

En el cuadro 1 se aprecia el desplazamiento máximo en los modelos, de acuerdo a la fuerza a la que fueron sometidos

Cuadro 1. Desplazamiento máximo por cargas axiales.			
	Diseño 1(mm)	Diseño 2(mm)	Diseño 3(mm)
20 Kg/cm <sup>2</sup>	0.082	0.018	0.047
40 Kg/cm <sup>2</sup>	0.205	0.107	0.105
60 Kg/cm <sup>2</sup>	0.362	0.161	0.353
80 Kg/cm <sup>2</sup>	0.048	0.536	1.092
100 Kg/cm <sup>2</sup>	0.835	0.718	198.734

Un paciente edéntulo, portador de una dentadura puede ejercer una fuerza máxima de mordida de 40kg/cm<sup>2</sup>, el recibir esta carga o una de menor intensidad, el desplazamiento máximo que puede tolerar el complejo de hueso-implante, sin comprometer la osteointegración, es de 100μ a 150μ, es decir, 0.1mm a 0.15mm.

Lo anterior denota que, de acuerdo a los resultados del estudio, los 3 diseños tienen un desplazamiento similar, por debajo de los valores máximos de

esfuerzo, sin embargo, al ser sometidos a fuerzas de mordida mayores a las que puede ejercer un paciente edéntulo, mayor a 40kg/cm<sup>2</sup>, la cantidad de desplazamiento es mayor al límite tolerable y puede comprometerse la osteointegración de los implantes.

El cuadro 2 muestra la tensión máxima y mínima ejercida en los 3 modelos, ante una carga transversal.

Cuadro 2. Tensión ejercida por cargas transversales.						
	Diseño 1(GPa)		Diseño 2(GPa)		Diseño 3(GPa)	
	Max	Min	Max	Min	Max	Min
20 Kg/cm <sup>2</sup>	2,488,308.00	3.000	813,122.688	1.961	10,629,784.00	26.050
40 Kg/cm <sup>2</sup>	7,100,517.50	1.600	20,455,266.00	2.290	5,037,688.00	1.352
60 Kg/cm <sup>2</sup>	94,961,609.00	0.095	19,813,032.00	59.630	15,455,000.00	2.114
80 Kg/cm <sup>2</sup>	12,326,365.00	2.963	10,737,871.00	0.007	21,731,064.00	2.024
100 Kg/cm <sup>2</sup>	52,005,020.00	26.770	35,687,036.00	2.383	1,441,408,128.0	2.107

El cuadro 2 indica que, los valores máximos de tensión en las cargas menores a 40kg/cm<sup>2</sup>, se ubican por debajo del límite elástico del complejo hueso-implante, el cual es de 20,000,000N/m<sup>2</sup> ó 20x10<sup>6</sup>N/m<sup>2</sup>, ésta es la tensión máxima a la que dicho complejo puede ser sometido sin representar un compromiso en la osteointegración.

Cuadro 3. Desplazamiento y tensión en el Diseño 1			
	Desplazamiento (mm)	Tensión (GPa)	
		Max	Min
20 Kg/cm <sup>2</sup>	0.082	2,488,308.00	3.000
40 Kg/cm <sup>2</sup>	0.205	7,100,517.50	1.600
60 Kg/cm <sup>2</sup>	0.362	94,961,609.00	0.095
80 Kg/cm <sup>2</sup>	0.048	12,326,365.00	2.963
100 Kg/cm <sup>2</sup>	0.835	52,005,020.00	26.770

Cuadro 4. Desplazamiento y tensión en el Diseño 2			
	Desplazamiento (mm)	Tensión (GPa)	
		Max	Min
20 Kg/cm <sup>2</sup>	0.018	813,122.688	1.961
40 Kg/cm <sup>2</sup>	0.107	20,455,266.00	2.290
60 Kg/cm <sup>2</sup>	0.161	19,813,032.00	59.630
80 Kg/cm <sup>2</sup>	0.536	10,737,871.00	0.007
100 Kg/cm <sup>2</sup>	0.718	35,687,036.00	2.383

Cuadro 5. Desplazamiento y tensión en el Diseño 3			
---	--	--	--

	Desplazamiento (mm)	Tensión (GPa)	
		Max	Min
20 Kg/cm <sup>2</sup>	0.047	10,629,784.00	26.050
40 Kg/cm <sup>2</sup>	0.105	5,037,688.00	1.352
60 Kg/cm <sup>2</sup>	0.353	15,455,000.00	2.114
80 Kg/cm <sup>2</sup>	1.092	21,731,064.00	2.024
100 Kg/cm <sup>2</sup>	198.734	1,441,408,128.0	2.107

El comportamiento biomecánico es similar en los tres diseños; al ser sometidos a fuerzas de carga tolerables, existe un equilibrio entre la tensión y el desplazamiento, lo que indica que el complejo hueso-implante-prótesis, es capaz de tolerar de forma adecuada dichas fuerzas.

Sin embargo, al recibir fuerzas de carga mayores, se distorsiona el equilibrio entre tensión y desplazamiento, una vez que uno de ellos es superado, se generan zonas de estrés biomecánico, que se incrementan de manera proporcional al incremento de las fuerzas a las que están siendo sometidos los modelos estudiados, esto se traduce, en una situación clínica, a una sobrecarga mecánica constante por la falta de estabilidad oclusal.

Las cargas de 60kg/cm<sup>2</sup> sobrepasan el límite elástico y se compromete la integridad del complejo hueso-implante-prótesis, esto puede iniciar un proceso de pérdida de osteointegración de los implantes y la generación de zonas de concentración de estrés.

En la carga de 80kg/cm<sup>2</sup>, los valores de tensión disminuyen, debido a que el desplazamiento se incrementa. Por el contrario, en una carga de 100kg/cm<sup>2</sup> la tensión es menor porque esta ha superado ambos, el límite elástico y el de tolerancia de desplazamiento, lo que denota una fractura ósea a nivel de las zonas

posteriores de los implantes más distales, dichos comportamientos suceden de forma similar en los 3 modelos estudiados, como se puede apreciar en los cuadros 3, 4 y 5.

Así mismo, se encontró que, fuerzas superiores a los valores máximos de mordida de los pacientes edéntulos, pueden comprometer el tratamiento, la osteointegración y el mantenimiento de los implantes y las prótesis.

Las zonas de mayor concentración de estrés biomecánico fueron encontradas en la zona peri-implantaria, a nivel de la plataforma de los implantes, en el mentón, y de igual manera en las zonas posteriores a los implantes distales, en las que se presentaron fracturas.

## 11. DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos en la presente investigación muestran comparativamente las concentraciones de esfuerzos ante las cargas oclusales fisiológicas; los mayores esfuerzos o concentración de estrés biomecánico, se concentraron en los aditamentos protésicos, lo que permite denotar un comportamiento biomecánico similar entre los diseños alternativos que fueron comparados con la técnica All-on-4, lo que sugiere que, de la misma forma que dicha técnica, las variantes tienen un comportamiento clínico eficaz y seguro.

En los 3 diseños, el estrés biomecánico se distribuye uniformemente al ser sometidos a las mismas cargas. Los tratamientos protésicos restaurativos, retenidos por implantes, generan fuerzas y cargas funcionales y parafuncionales durante los movimientos de masticación, que son distribuidas sobre todos los elementos de las prótesis, y transmitidas a los implantes y tejidos peri-implantarios.

De acuerdo con investigaciones previas, en las que se ha estudiado el comportamiento clínico de las prótesis sobre 4 implantes, con diferentes diseños, se reportaron índices de supervivencia de 93% al 98%, y específicamente para la técnica All-on-4, del 96.7% al 98.2%, en periodos de 3, 5 y 10 años. Tales resultados concuerdan con los de la presente investigación debido a que, la fuerza máxima de mordida ejercida por un paciente edéntulo, no pone en riesgo el complejo hueso-implante-prótesis, si se consigue una adecuada estabilidad oclusal.

Dichas fuerzas generan un estrés biomecánico, el cual causa una deformación en el hueso peri-implantario que puede propiciar la pérdida de la osteointegración de los implantes. Una de las principales causas de fracaso en los tratamientos con implantes en la práctica clínica, es la falla mecánica, relacionada a una inadecuada distribución de cargas, o la presencia de zonas de concentración de estrés biomecánico.

Los estudios que analizan las cargas, son utilizados para conocer el comportamiento del estrés biomecánico. El análisis de elementos finitos, proporciona mediciones muy precisas, con resultados muy cercanos a las

condiciones clínicas reales, debido a que utiliza formas geométricas ajustadas a las características físicas reales de cada componente, y de esa forma, implementar estructuras complejas de geometría irregular, que reproducen al objeto analizado.

Sin embargo, la mayor desventaja que se ha reportado respecto a este tipo de análisis, es la necesidad de reproducir factores que son variables en los tejidos vivos, como: el tamaño y la forma de las arcadas, el tipo y la calidad del hueso, los implantes y los materiales utilizados; es debido a ello, que se usan parámetros ajustables, en que las condiciones sean favorables o desfavorables, es decir que, los diferentes escenarios que son estudiados son completamente controlados.

Estudios *in vitro* y cálculos teóricos sugirieron que, el método de inclinar los implantes distales en las arcadas edéntulas representa un alternativa para colocar implantes más largos y reducir el brazo de palanca, no obstante, ésto puede incrementar la sobrecarga y el estrés biomecánico en el hueso peri-implantario, sin embargo, los resultados obtenidos sugieren que las fuerzas oclusales que pueden ser generadas en las dentaduras sobre implantes, no son suficientemente nocivas para poner en riesgo la integración de los implantes, si se logra una oclusión estable.

El uso de dentaduras sobre 4 implantes, además, es un protocolo de tratamiento protésico que puede ser considerado para disminuir el tiempo y el costo del mismo, debido a que la cantidad de los procedimientos y los requerimientos suelen ser menores, así como los tratamientos quirúrgicos previos, los periodos de tiempo que se requieren son menores y, de igual forma, existe una reducción en el aspecto económico, lo cual beneficia y satisface las necesidades del paciente.

## **12. CONCLUSIÓN**

La presente investigación concluye que la distribución del estrés biomecánico generado por cargas funcionales en dentaduras All-on-4, y en 2 esquemas diferentes de ubicación de implantes es similar en todos los modelos estudiados. El empleo de métodos digitales de análisis en el área de la biomecánica, permitió conocer el comportamiento clínico probable de los diferentes diseños de prótesis al ser sometidos a las fuerzas funcionales; así como el estrés biomecánico al que se someten tanto los implantes como el hueso y las prótesis; se demostró que los diseños estudiados son alternativas de tratamiento viables, que pueden ser realizadas con certeza de que éste tendrá éxito y de que se lograrán satisfacer las necesidades estéticas y funcionales de los pacientes edéntulos, portadores de dentaduras y con el uso de 4 implantes.

De igual manera, la presente investigación, da pauta a la realización de estudios posteriores, en el área de la biomecánica, siendo ésta, fundamental en el manejo de la oclusión. De igual forma, es posible realizar futuras investigaciones en las que se evalúe la biomecánica de los tejidos bucales, los implantes dentales y las prótesis realizadas sobre ellos, así como el comportamiento biomecánico de los diferentes diseños y los esquemas oclusales.

### 13. BIBLIOGRAFIA

1. The academy of prosthodontics, The glossary of prostodontic terms. Vol. 94, No. 1, 60
2. Ortman HR. Factors of bone resorption of the residual ridge. *J Prosthet Dent* 1962; 12:429–440.
3. Agliardi E, Clericó M, Ciancio P, Massironi D, Immediate loading of full-arch fixed prostheses supported by axial and tilted implants for the treatment of edentulous atrophic mandibles. *Quintessence Int.* 2010;41:285-93
4. Brånemark PI, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses I. Experimental studies. *Scandinavian J Plast Reconst Surg* 1969; 3: 81- 100.
5. Mavrogenis A, Dimitriou R, Biology of implant osseointegration, *J Musculoskelet Neuronal Interact* 2009; 9(2):61-71
6. Stanford CM, Keller JC, Solursh M. Bone cell expression on titanium surfaces is altered by sterilization treatments. *J Dent Res* 1994;73:1061-71.
7. Javed F, Bashir H, Crespi B, Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: Factors of influence and evaluation, *Int Med & App Sci*, (2013) Vol. 5 (4), pp. 162–167
8. Caplanis N, Romanos G, Lozada J, Teeth versus implants: mucogingival considerations and management of soft tissue complications, *Journal of the Cal Dent Assoc*, 2014, 42(12)841-858.
9. Davies J. Understanding peri-implant endosseous healing. *Journal of dental education* 2003; 67 (8): 932-949
10. Bergman B, Carlsson CE: Clinical long-term study of complete denture wearers. *J Prosthet Dent* 1985; 53:56-61.
11. Piero B, Mario V, Niccolo N, Marco F. Implant placement in combination with sinus membrane elevation without biomaterials: a 1-year study on 15 patients. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012; 14:682–689
12. Urban I, Monje A, Lozada J, Wang H, Long term evaluation of peri-implant bone level after reconstruction of severely atrophic edentulous maxilla via vertical and horizontal guided bone regeneration in combination with sinus augmentation: A case series with 1 to 15 years of loading, *Clinical Implant Dentistry and Related Research Volume 00, Number 00*, 2016
13. Brånemark PR, Svensson B, Van Steenberghe D, Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res.* 1995,6(4)227-31.
14. Vanegas J, Landinez N, Basic principles of bone-dental implant interphase, *Rev Cub de Inv Bio*, 2009;28(3):130-146
15. Maló P, Araújo M, Lopes A, Francischone C, Rigolizzo M, “All-on-Four” Immediate-function concept for completely edentulous maxillae: a clinical report on the medium (3 years), and long-term (5 years) outcomes, *Clinical implant dentistry and related research*, 2012,14(1)e139-e151
16. Maló P, Rangert B, Nobre M, “All-on-Four” Immediate-function concept with Brånemark system implants for completely edentulous mandibles: A retrospective clinical study, *clinical implant dentistry and related research*, 2003, 5(3)2-9
17. Guercio E, Dinatale E, Consideraciones estructurales y biológicas en la oseointegración. Revisión de la literatura, *Acta Odontológica Venezolana*, 47;(1)2009, 1-7
18. Malo P, Nobre M, Lopes A, Moss SM, Molina GJ. A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *J Am Dent Assoc* 2011; 142:310–320.
19. Bergman B, Carlsson CE: Clinical long-term study of complete denture wearers. *J Prosthet Dent* 1985; 53:56-61.

20. Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 2000;15:66–75.
21. Lang R, Wetzel A, Stich H, Caffesser R. *Oral Implantology*. 2 (1) Illinois: Quintessence Publishing Co. Inc 1994; pp: 191-201
22. Lang N, Araujo M, Karring T. Alveolar bone formation. En: Lindhe J, Karring T, Lang N, eds. *Clinical Periodontology and Implant Dentistry*. Blackwell Munksgaard, 2003: 866-896.
23. Schwarz, M. Mechanical complications of dental implants. *Clin. Oral Impl. Res.* 2000; 11 Supl. 1: 156-158.
24. Lang LA, Kang B, Wang R, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent* 2003; 90:539–46.
25. Geng J, Tan K, Liu G, Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The journal of prosthetic dentistry*, 2001, 85(6)585-98
26. Omran M, Stress-strain distribution at bone-implant interface of two splinted overdenture systems using 3D finite element analysis, *J Adv Prosthodont* 2013;5,333-40
27. Danza M, Palmieri A. Three Dimensional Finite Element Analysis to Detect Stress Distribution in Spiral Implants and Surrounding Bone, *Dent Res J (Isfahan)*. 2009 Autumn; 6(2): 59–64
28. Fontijn F, Slagter A, Bilt A, Hof M, Witter D, Kalk W, Biting and chewing in overdentures, full dentures and natural dentition. *J Dent Res* 2000; 79:1519-1524.
29. Alfaro P, Angeles F, Bite force: Its importance in chewing, its measurement and its clinical determinants. Part I. *REVISTA ADM/MARZO-ABRIL 2012/ VOL. LXIX NO. 2. P.P. 53-7*
30. Uzcategui G, Cedeño J, Distribución de esfuerzos en un modelo de implante Dental por elementos finitos, *mecánica computacional*, 2010(29)6653-63
31. Carvalho G, Mendonça J, Randazzo Luisa, Stress Patterns on Implants in Prostheses Supported by Four or Six Implants: A Three-Dimensional Finite Element Analysis, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2010; 25,239-46
32. Atmaran GH, Mohamed H. Stress analysis of single-tooth implants. I. Effect of elastic parameters and geometry of implant. *Implantologist* 1983, 84(3)58-62.
33. Kayabasi O, Yüzbaşıoğlu E, Erzincan F, Static, dynamic and fatigue behaviours of dental implant using finite element method. *Advances in Engineering Software*. 2006, 37(10)649-58.
34. Anitua, G. Orive. Finite element analysis of the influence of the offset placement of an implant-supported prosthesis on bone stress distribution. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 89B (2009), 275-281.
35. Rangert B, Jemt T, Jörneus L, Forces and moments on Bränemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1989; 4,241-47
36. Casentini P, Wismeijer D, Chiapasco M, Alternativas terapéuticas para arcadas edéntulas, EN: Wismeijer D, Buser D, Belser U, *ITI Treatment Guide: Protocolos de carga en implantología oral, Pacientes totalmente edéntulos*. Quintessence, 2010(4)34-56.
37. Weng D, Richter EJ, Maxillary removable prostheses retained by telescopic crowns on two implants or two canines. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2007,27(1)35-41
38. Carvalho G, Mendonça J, Randazzo Luisa, Stress Patterns on Implants in Prostheses Supported by Four or Six Implants: A Three-Dimensional Finite Element Analysis, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2010; 25,239-46
39. Cano J, Campo J, Palacios B, Bascones A. Mecanobiología de los huesos maxilares. I. Conceptos generales. *Av. Odontoestomatol* 2007; 23 (6): 347-358
40. Romanos G, Gupta B, Gaertner K, Nentwig GH, Distal cantilever in full-arch prostheses and immediate loading: A retrospective clinical study, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2014, 29,427-31
41. Isidor F, Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res*. 1996 Jun;7(2):143-52.

42. Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T, Stress Analysis in Edentulous Mandibular Bone Supporting Implant-Retained 1-piece or Multiple Superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20:578–583
43. Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Taschieri S, Raimondi MT, Zampelis A, Comparison of tilted versus non-tilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2009, 24(3):511-17.
44. Ji T, Kan J, Rungcharassaeng K, Roe P, Lozada J, Immediate Loading of Maxillary and Mandibular Implant-Supported Fixed Complete Dentures: A 1- to 10-Year Retrospective Study, *Journal of Oral Implantology*. 2012;38(S1):469-477.
45. Özdemir D, Nilufer T, Polar S, Emre S, Evaluation of “All.on.four” concept and alternative designs with 3D Finite Element Analysis method, *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, Volume \*, Number \*, 2012, 1-10
46. Lekholm U, Gunne J, Henry P, et al. Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: A 10-year prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;5:639–645.
47. Celland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA. A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *J Prosthodont* 1995; 4:95–100.
48. Jacobs CR. The mechanobiology of cancellous bone structural adaptation. *J Rehab Res Dev* 2000; 36(2):209-16.
49. Geng J, Tan K, Liu G, Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The journal of prosthetic dentistry*, 2001, 85(6):585-98.
50. XU G, Huang Z, research on parametric design in its further development based on solidworks, *Machine Design & Research*, 2007-01
51. XU Ge-ning, ZHU Ying-dong (Mechanical & Electronic Engineering College, Taiyuan University of Science and Technology, Taiyuan 030024, China); 3D variable modeling based on SolidWorks redevelopment [J]; *Chinese Journal of Construction Machinery*; 2009-01
52. Uzcategui G, Cedeño J, Distribución de esfuerzos en un modelo de implante Dental por elementos finitos, *mecánica computacional*, 2010(29):6653-63