

**ANÁLISIS DE LOS ESFUERZOS Y DEFORMACIONES A NIVEL DEL  
TORNILLO DE FIJACIÓN Y EL TEJIDO OSEO PERIIMPLANTAR, VARIANDO  
LA RELACIÓN CORONA / IMPLANTE Y DIAMETRO DEL IMPLANTE**

**AUTORES**

LIDDA MARYORI BASTO LIZCANO

NATALY YIBETH BELTRAN DIAZ

CRISTIAN DE JESÙS GONZÁLEZ MORALES

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA**

**COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO – UNICOC**

**ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA**

**POSTGRADO DE PROSTODONCIA**

**BOGOTÁ D.C, 2017**

**ANÁLISIS DE LOS ESFUERZOS Y DEFORMACIONES A NIVEL DEL  
TORNILLO DE FIJACIÓN Y EL TEJIDO OSEO PERIIMPLANTAR, VARIANDO  
LA RELACIÓN CORONA / IMPLANTE Y DIAMETRO DEL IMPLANTE**

LIDDA MARYORI BASTO LIZCANO

NATALY YIBETH BELTRAN DIAZ

CRISTIAN DE JESUS GONZÁLEZ MORALES

MIGUEL ANGEL SAAVEDRA  
(Estudiante Ing. Mecánica Universidad Santo Tomás)

**ASESORES CIENTÍFICOS:**

Dr. EDGAR MENESES SILVA  
Odontólogo Especialista en Prostodoncia

ING. OSCAR RODRIGO LÓPEZ V.  
Ing. Mecánico – Magister en Materiales y Procesos  
Docente Universidad Santo Tomás

**ASESORA METODOLÓGICA:**

Dra. Diana Parra

Odontóloga Epidemióloga

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA**

**COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO – UNICOC**

**ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA**

**POSTGRADO DE PROSTODONCIA**

**BOGOTÁ D.C., 2017**

## PÁGINA DE ACEPTACIÓN

El Trabajo de grado “**ANÁLISIS DE LOS ESFUERZOS Y DEFORMACIONES A NIVEL DEL TORNILLO DE FIJACIÓN Y EL TEJIDO ÓSEO PERIIMPLANTAR, VARIANDO LA RELACIÓN CORONA / IMPLANTE Y DIÁMETRO DEL IMPLANTE.**”; fue elaborado por LIDDA MARYORI BASTO LIZCANO, NATALY YIBETH BELTRAN DIAZ y CRISTIAN DE JESÚS GONZÁLEZ MORALES , como requisito para optar por el título de especialista en prostodoncia. La sustentación se llevó a cabo 30 de mayo de 2017.

Acta No. \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_  
Dr. EDGAR MENESES  
Asesora Científica

\_\_\_\_\_  
Dra. Diana Parra  
Asesora Metodológica

\_\_\_\_\_  
Dra. Sandra Elizabeth Aguilera Rojas  
Directora Centro Investigación

Colegio Odontológico- CICO

### **TRANSFERENCIA DE DERECHOS DE PUBLICACION**

Título del artículo: **“ANÁLISIS DE LOS ESFUERZOS Y DEFORMACIONES A NIVEL DEL TORNILLO DE FIJACIÓN Y EL TEJIDO OSEO PERIIMPLANTAR, VARIANDO LA RELACIÓN CORONA / IMPLANTE Y DIAMETRO DEL IMPLANTE.”**; autores: los Dres. LIDDA MARYORI BASTO LIZCANO, NATALY YIBETH BELTRAN DIAZ y CRISTIAN DE JESÚS GONZÁLEZ MORALES. 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.

---

LIDDA MARYORI BASTO LIZCANO  
C.C.

---

NATALY YIBETH BELTRAN DIAZ  
C.C.

---

CRISTIAN DE JESÚS GONZÁLEZ MORALES  
C.C.

## CESIÓN DE DERECHOS

### INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

Nosotros: LIDDA MARYORI BASTO LIZCANO, NATALY YIBETH BELTRAN DIAZ Y CRISTIAN DE JEÚS GONZÁLEZ MORALES; 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 **“ANÁLISIS DE LOS ESFUERZOS Y DEFORMACIONES A NIVEL DEL TORNILLO DE FIJACIÓN Y EL TEJIDO OSEO PERIIMPLANTAR, VARIANDO LA RELACIÓN CORONA / IMPLANTE Y DIAMETRO DEL IMPLANTE”**; producto de nuestra actividad académica para optar por el título de Especialista en Prostodoncia 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.

---

LIDDA MARYORI BASTO LIZCANO  
C.C.

---

NATALY YIBETH BELTRAN DIAZ  
C.C.

---

CRISTIAN DE JESÚS GONZÁLEZ MORALES  
C.C.

## AUTORIZACIÓN BIBLIOTECA

Señores:

**Sistema de Bibliotecas de UNICOC (SIBU)**

**Institución Universitaria Colegios de Colombia**

La Ciudad

Autorizamos al Centro de Investigación del Colegio Odontológico 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: **“ANÁLISIS DE LOS ESFUERZOS Y DEFORMACIONES A NIVEL DEL TORNILLO DE FIJACIÓN Y EL TEJIDO ÓSEO PERIIMPLANTAR, VARIANDO LA RELACIÓN CORONA / IMPLANTE Y DIÁMETRO DEL IMPLANTE”** presentado al Centro de investigación como requisito del programa para optar a el título de Protopodncista siempre que mediante la correspondiente cita bibliográfica se le dé crédito al trabajo de investigación y a sus autores.

---

LIDDA MARYORI BASTO LIZCANO  
C.C.

---

NATALY YIBETH BELTRAN DIAZ  
C.C.

---

CRISTIAN DE JESÚS GONZÁLEZ MORALES  
C.C.

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

**TÍTULO DEL TRABAJO:** “ANÁLISIS DE LOS ESFUERZOS Y DEFORMACIONES A NIVEL DEL TORNILLO DE FIJACIÓN Y EL TEJIDO ÓSEO PERIIMPLANTAR, VARIANDO LA RELACIÓN CORONA / IMPLANTE Y DIÁMETRO DEL IMPLANTE”

**AUTORES:** LIDDA MARYORI BASTO LIZACANO, NATALY YIBETH BELTRAN DIAZ Y CRISTIAN DE JESÚS GONZÁLEZ MORALES

**ASESOR CIENTÍFICO:** Dr. EDGAR MENESES.

**ASESOR METODOLÓGICO:** Dr. DIANA PARRA.

**MATERIAL ANEXO:** 2 CD, 2 Artículos científicos.

**FACULTAD:** Odontología.

**TITULO OBTENIDO:** Especialista en Prostodoncia.

**CATEGORÍA:** Postgrado.

**PALABRAS CLAVE:** implantes cortos, análisis de elementos finitos, biomecánica, relación corona/implante, corona implantosoportada.

## **DEDICATORIA**

Primeramente, a Dios, por brindarnos la sabiduría, conocimiento e inteligencia que nos permitió superar cada uno de los inconvenientes que se presentaron a lo largo de esta etapa y así, permitírnos alcanzar a culminar con éxitos y satisfacción esta investigación. .

A nuestras familias, por brindarnos el apoyo necesario para poder alcanzar este Nuevo logro.

A los docentes, por su tiempo y por ser los guías durante el desarrollo de esta investigación.

## **AGRADECIMIENTOS**

A Dios, que nos dio la vida, la salud, el conocimiento y la inteligencia para lograr la meta propuesta, así mismo nos dio la fuerza, la Fortaleza y la guía para superar las debilidades, estrés e incertidumbre presentadas en el camino.

A nuestras familias, que son nuestros pilares de vida y una motivación para seguir adelante.

A los Dr. EDGAR MENESES y Diana Parra, quienes son excelentes docentes, apasionados educadoras y quienes, por medio de su capacidad intelectual, conocimientos y tiempo, se convirtieron en pilares de esta investigación.

Al departamento de investigación de la UNICOC, representado en el comité asesor de carrera, quienes, en cada una de las reuniones realizadas, aportaron valiosos comentarios y correcciones sin los cuales no habiéramos obtenido la rigurosidad de los resultados que presentamos en este texto.

A los ingenieros de la Universidad Santo Tomás; Oscar Rodrigo López y Miguel Saavedra, por brindarnos esa colaboración, apoyo y acompañamiento hasta el final del proyecto.

## TABLA DE CONTENIDO

	<b>Pág.</b>
RESUMEN	18
ABSTRACT	19
INTRODUCCION	20
1. ASPECTOS TEORICO-CIENTIFICOS	24
1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	24
1.1.1 PREGUNTA PROBLEMA	25
1.2 JUSTIFICACION	26
1.3 PROPOSITO	28
1.4 MARCO TEORICO	29
1.4.1 HISTORIA DE LA IMPLANTOLOGIA	30
1.4.2 OSEOINTEGRACIÓN	32
1.4.3 CLASIFICACION OSEA	32
1.4.4 REABSORCION DE REBORDES	33
1.4.5 CLASES DE REABSORCION	34
1.4.6 CLASIFICACION DE LA CALIDAD OSEA	35
1.4.7 ASPECTOS BIOLOGICOS DE LA REMODELACION OSEA	37
1.4.8 RELACION CORONA/ IMPLANTE	38
1.4.8.1 RELACION CORONA/ IMPLANTE ANATOMICA	40
1.4.8.2 RELACION CORONA / IMPLANTE CLINICA	40
1.4.9 IMPLANTES CORTOS	41
1.4.10 COMPLICACIONES EN LOS IMPLANTES	44
1.4.10.1 COMPLICACIONES MECANICA	44

1.4.10.2 COMPLICACIONES BIOLÓGICAS	45
1.4.11 ELEMENTOS FINITOS	48
1.4.11.1 VENTAJAS	50
1.4.11.2 LIMITACIONES	50
1.4.11.3 APLICACIONES DE ANALISIS DE ELEMENTOS FINITOS EN ODONTOLOGIA	50
1.4.11.4 APLICACION DE ANALISIS DE ELEMENTOS FINITOS EN IMPLANTOLOGIA	50
1.5 OBJETIVOS	52
1.5.1 OBJETIVOS GENERALES	53
1.5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	53
2. ASPECTOS METODOLÓGICOS	54
2.1 TIPO DE ESTUDIO	55
2.2 UNIDAD DE OBSERVACION	54
2.3 OBJETO DE ESTUDIO	54
2.4 MUESTRA	54
2.5 VARIABLES	55
2.5.1 OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES	55
2.6 CRITERIOS DE SELECCIÓN	56
2.7 PROCEDIMIENTO	57
2.7 CONSTRUCCIÓN DEL MODELO COMPUTACIONAL	57
2.7.1 CONSTRUCCIÓN DEL MODELO CAD	57
2.7.1.2 TORNILLO DE FIJACIÓN E IMPLANTE	57

2.7.1.3 MODELO CAD CORONA Y PILAR	59
2.7.1.4 MODELO CAD DEL HUESO	60
2.7.2 MODELO DE ELEMENTOS FINITOS	62
2.7.3 ASIGNACIÓN DE MATERIAL	63
2.7.4 LAS CONDICIONES DE CONTACTO	63
2.7.5 CONDICIONES DE FRONTERA	67
2.7.6 DISCRETIZACIÓN DE DOMINIOS	70
2.7.7 RECOLECCION DE DATOS	73
2.8 ANALISIS ESTADISTICO	78
3. RESULTADOS	80
3.1 ANALISIS DESCRIPTIVO ESFUERZO MAXIMO DEL TORNILLO	80
3.2 ANALISIS DESCRIPTIVO ESFUERZO MAXIMO CORTICAL	81
3.3 ANALISIS DESCRIPTIVO DEFORMACION MAXIMA DEL TORNILLO	82
3.4 ANALISIS DESCRIPTIVO DEFORMACION MAXIMA CORTICAL	83
3.5 RESULTADOS ESFUERZOS Y DEFORMACIONES DEL TORNILLO	84
3.5.1 ESFUERZO MAXIMO DEL TORNILLO	.84
3.5.2. ESFUERZO A LO LARGO DEL TORNILLO	85
3.5.3. DEFORMACIÓN MAXIMA DEL TORNILLO	86
3.6 RESULTADOS ESFUERZOS Y DEFORMACIONES HUESO CORTICAL	87
3.6.1. ESFUERZO MAXIMO CORTICAL	87
3.6.2 DEFORMACION MAXIMA CORTICAL	87
3.6.3 ESFUERZO CORTICAL VESTIBULAR	88

3.6.4 ESFUERZO CORTICAL LINGUAL	90
3.6.5 COMPARACIÓN ESFUERZOS EN EL HUESO CORTICALES DE ZONA VESTIBULARES VS LINGUALES	91
3.6.6 PUNTOS MESIAL Y DISTAL DEL HUESO CORTICAL	92
3.7 RESULTADOS HUESO TRABECULAR	93
3.7.1 ESFUERZOS HUESO TRABECULAR VESTIBULAR	93
3.7.2 ESFUERZOS HUESO TRABECULAR LINGUAL	94
3.7.3 COMPARACIÓN DE ESFUERZO EN HUESO TRABECULAR DE ZONA VESTIBULAR Y LINGUAL	95
4. DISCUSION	97
5 CONCLUSION	106
6. RECOMENDACIONES	107
7 REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	108
8. ANEXOS	115

## LISTA DE FIGURAS Y TABLAS

	<b>Pág.</b>
<b>Figura 1.</b> Relación C/I anatómica y clínica	39
<b>Figura 2.</b> Relación C/I anatómica	40
<b>Figura 3.</b> Relación C/I clínica	40
<b>Figura 4.</b> Metrología tornillo de fijación. <b>a.</b> Tornillo de fijación <b>b.</b> Imagen del tornillo de fijación en el proyector de perfiles. <b>c.</b> CAD del tornillo de fijación	58
<b>Figura 5.</b> Metrología implante. <b>a.</b> Implante <b>b.</b> Imagen del implante en el proyector de perfiles. <b>c.</b> CAD del tornillo del implante	58
<b>Figura 6.</b> Modelos obtenidos mediante 3shape D700 <b>a.</b> Pilar <b>b.</b> Corona full contorno <b>c.</b> Ensamble	59
<b>Figura 7.</b> Modelo CAD <b>a.</b> Pilar <b>b.</b> Corona <b>c.</b> Ensamble	60
<b>Figura 8.</b> <b>a.</b> Tomografías del hueso cortical y trabecular <b>b.</b> Modelo CAD del hueso cortical y trabecular	61
<b>Figura 9.</b> Modelo CAD del ensamble	62
<b>Figura 10.</b> Explosionado de prótesis dental	63
<b>Figura 11.</b> Condiciones de contacto del modelo. <b>a.</b> Tipos de contacto utilizados en el modelo acompañado de las herramientas de contacto. <b>b.</b> contacto por fricción implante con tornillo	64
<b>Figura 12.</b> Validación de los contactos	66

<b>Figura 13.</b> Valores de separación (mm) entre las superficies del modelo de elementos finitos	66
<b>Figura 14.</b> Valores de penetración (mm) entre las superficies del modelo	67
<b>Figura 15.</b> Condiciones de frontera para el conjunto mediante el método de elementos finitos. A carga axial b. carga oblicua	68
<b>Figura 16.</b> Enmallado 3D del modelo	70
<b>Figura 17.</b> Enmallado tornillo de fijación	71
<b>Figura 18.</b> Enmallado hueso con implante 4,2x6 a. hueso cortical b. hueso trabecular	71
<b>Figura 19.</b> Enmallado hueso con implante 4,2x8 a. hueso cortical b. hueso trabecular	72
<b>Figura 20.</b> Enmallado hueso con implante 5x6 a. hueso cortical b. hueso trabecular	72
<b>Figura 21.</b> Enmallado hueso con implante 5x8 a. hueso cortical b. hueso trabecular	73
<b>Figura 22.</b> Punto de esfuerzo máximo del tornillo de fijación	74
<b>Figura 23.</b> Punto de esfuerzo máximo en el hueso cortical	76
<b>Figura 24.</b> Puntos de medición de esfuerzos en el tornillo de fijación en sentido longitudinal	75

<b>Figura 25.</b> Puntos de medición de esfuerzos en el hueso cortical en mesial y distal	76
<b>Figura 26.</b> Punto de medición de esfuerzos en el hueso cortical en sentido coronal-apical	77
<b>Figura 27.</b> Puntos de medición de esfuerzo en sentido longitudinal en el hueso trabecular en implante de 6mm	77
<b>Figura 28.</b> Comparación esfuerzo máximo tornillo: implante, diámetro relación y dirección	81
<b>Figura 29.</b> Comparación esfuerzo Máximo: cortical nivel implante, diámetro, relación y dirección	82
<b>Figura 30.</b> Comparación deformación máxima del tornillo nivel de implante, diámetro, relación y dirección	83
<b>Figura 31.</b> Comparación deformación máxima cortical nivel implante, diámetro, relación y dirección	84
<b>Figura 32.</b> Esfuerzo máximo del tornillo: implante vs relación vs dirección	85
<b>Figura 33.</b> Esfuerzo a lo largo del tornillo: implante vs punto	86
<b>Figura 34.</b> Deformación máxima del tornillo: implante vs relación vs dirección	86
<b>Figura 35.</b> Esfuerzo máximo cortical: implante vs relación vs dirección	87
<b>Figura 36.</b> Deformación cortical máxima: implante vs relación vs dirección	88
<b>Figura 37.</b> Esfuerzo cortical vestibular: implante vs relación vs dirección	89
<b>Figura 38.</b> Esfuerzo cortical vestibular: implante vs punto	89
<b>Figura 39.</b> Esfuerzo cortical lingual: implante vs relación vs dirección	90
<b>Figura 40.</b> Esfuerzo cortical lingual: implante vs punto	91
<b>Figura 41.</b> Comparación esfuerzo cortical: vestibular vs lingual	91
<b>Figura 42.</b> Interacción esfuerzo cortical: vestibular VS lingual vs punto	92

<b>Figura 43.</b> Esfuerzo cortical mesial y distal: implante vs relación vs punto	93
<b>Figura 44.</b> Deformación cortical: mesial y distal vs relación vs implante	93
<b>Tabla1.</b> Grupo de implantes de 8mm	54
<b>Tabla2.</b> Grupo de implantes de 6mm	55
<b>Tabla 3.</b> Operacionalización de variables	56
<b>Tabla 4.</b> Propiedades utilizadas en los materiales para el modelo de elementos finitos	63
<b>Tabla 5.</b> Tipos de contactos	64
<b>Tabla 6.</b> Aplicación de la carga	70

## RESUMEN

**Antecedentes:** El comportamiento biomecánico y estructural de restauraciones implantosoportadas depende de factores como la longitud de las coronas y de los implantes, diámetro del implante y la densidad ósea. El uso de implantes cortos es común en pacientes con poco remanente óseo, en los cuales por costos o complicaciones no es posible realizar cirugías adicionales. Sin embargo, la altura de la corona puede ser un factor de riesgo para la supervivencia de las restauraciones individuales. De acuerdo a esto, el presente estudio tiene como propósito determinar la relación corona/implante y diámetro que presenta mejor comportamiento biomecánico a nivel del tornillo de fijación y el tejido óseo perrimplantar.

**Materiales y métodos:** Estudio experimental in vitro con elementos finitos, se realizaron 32 Modelos 3 D, se simuló un primer molar inferior, se dividieron en 2 grupos de 6 mm y 8 mm de longitud del implante, los cuales se dividieron en subgrupos de acuerdo a la relación corona / implante 1:1, 1,5:1, 2:1, 2.5:1, cada uno con diámetro de 4.2, y 5, a cada modelo se le aplicó carga axial de 200N en cada cúspide y 100 N en carga oblicua sobre las cúspides linguales, 50 N cada una.

**Resultados:** para el análisis estadístico se utilizó la prueba Shapiro Wilk, Levene, Anova a 3 Vías y 2 Vías. Se encontró mayor concentración de esfuerzos en el tornillo en el modelo 8x4.2 con relación C/I de 2.5:1 ante cargas oblicuas con valor P (0.00). En el hueso cortical se observó mayor esfuerzo también en el mismo modelo. Se evidenció que los esfuerzos de la carga oblicua aumentaban en la misma proporción que la altura de la corona. Los esfuerzos y deformaciones corticales linguales fueron mayores a los vestibulares con valor P

(9,8e-06). **Conclusiones:** La relación C/I que tuvo mejor comportamiento biomecánico fue la 1:1 y 1.5:1 este comportamiento mejoro con el aumento del diámetro del implante, los esfuerzos y deformaciones sobre el tornillo, hueso cortical y trabecular se mantenían en una deformación elástica en estos modelos a diferencia de los modelos 2:1 y 2.5:1 que mostraron deformación plástica. Es necesario realizar estudios in vivo para poder validar los resultados de la prueba de elementos finitos.

**Palabras clave:** implantes cortos, análisis de elementos finitos, biomecánica, relación corona/implante, corona implantosoportada.

### **ABSTRACT**

**Background:** The biomechanical and structural behavior of implant-supported restorations depends on factors, such as, crown and implant length, implant diameter and bone density. Use of short implants is common in patients with limited bone remnant, by whom costs or complications are reason for not performing additional surgeries. However, crown height may be a risk factor for survival of individual restorations. According to this, the purpose of the present study is to determine the crown / implant ratio and diameter that presents better biomechanical behavior at the fixation screw level and perrimplantar bone tissue.

**Materials and Methods:** In vitro experimental study with finite elements. 32 3D cast models were fabricated and a first lower molar was simulated. They were divided into 2 groups of 6 mm and 8 mm implant length, which were subdivided into subgroups according to the crown/implant ratio 1:1, 1,5:1, 2:1, 2.5:1. Each one with a diameter of 4.2, and 5. An axial load of 200N was applied on each cusp of

each model, and an oblique load of 100N over the lingual cusps, 50N to each one.

**Results:** For the statistical analysis was performed the Shapiro Wilk test, Levene, Anova for 3 and 2-way. The greater concentration of stresses in the screw was found in the 8x4.2 cast model with C/I ratio 2.5:1 faced to oblique loads with value P (0.00). Regarding to the cortical bone more stress was observed in the same cast model. It was evidenced that the efforts of the oblique load increased in the same proportion as the height of the crown. The lingual cortical stresses and deformations were greater than the vestibulars with a value P(9,8e-06).

**Conclusions:** The C/I ratio with better biomechanical behavior was 1:1 y 1.5:1. This behavior got better with the incensement of the implant diameter. In this cast models the stress and deformations over the screw, cortical and trabecular bone were kept in a elastic deformation, different from the 2:1 and 2.5:1 models that showed plastic deformation. It is necessary to perform in vivo studies in order to validate results of the finite element test. Keywords: Short implants, finite element analysis, biomechanics, crown/implant ratio, implant-supported crown.

## INTRODUCCION

Las restauraciones con implantes dentales han presentado un adecuado comportamiento en la rehabilitación de pacientes parcial y completamente edéntulos. Sin embargo, siguen estando propensos a presentar complicaciones mecánicas, técnicas y biológicas. <sup>(1)</sup> Se ha demostrado que el comportamiento biomecánico y estructural de la restauración implantosoportada depende de factores como la longitud de las coronas e implantes, diámetro del implante y la

densidad ósea, siendo factores que influyen en la tasa de éxito de la restauración.

(2)

El uso de implantes para rehabilitar la región posterior de los maxilares, puede ser un reto debido a la reabsorción de la cresta alveolar, neumatización del seno maxilar y/o la ubicación relativa del nervio dentario inferior. <sup>(3)</sup> Cuando se presentan estas limitaciones anatómicas, el uso de implantes cortos es una alternativa terapéutica cuando no se puede colocar un implante de longitud convencional, evitando así procedimientos quirúrgicos mayores como la elevación de seno, la transposición del nervio dentario, la regeneración ósea guiada, injertos óseos o incluso el uso de los implantes inclinados, implicando aumento de tiempo, costos y posibles complicaciones postoperatorias.

El concepto de un implante corto es variable en la literatura, algunos autores Das Neves y col, 2006 los definen con longitud de <10 mm, Morand & Irinakis 2007 los definen con 10 mm, 8mm para Renouard & Nisand 2006, Telleman y col. 2011 los define con una longitud de 8 mm o menos, sin embargo el uso de este tipo de implantes puede inducir al aumento de estrés en los componentes protésicos y a nivel de tejido óseo, además de posibles complicaciones biomecánicas como aflojamiento o fractura del tonillo, fractura de la restauración protésica, movilidad y fractura del implante. Estas se dan por la necesidad de aumentar la altura de la corona para lograr un contacto oclusal, generando una relación corona implante desfavorable, poniendo en peligro la eficacia de la restauración.

Una corona sobre implante no tiene el mismo comportamiento de un diente natural, esto debido a la ausencia del ligamento periodontal y la falta de propiocepción, por

lo cual las intensidades de las fuerzas serán más difíciles de identificar. En este caso, se debe considerar la intensidad de las cargas oclusales y la dirección de estas fuerzas debido a que influyen en la sobrecarga del sistema. <sup>(4)</sup>

La relación corona/raíz ha sido un punto de relevancia para la restauración con prótesis fija dentosoportada, en comparación con la relación corona-implante donde aún no se han establecido pautas que determinen una proporción ideal, por lo tanto, no debe considerarse del mismo modo que una proporción corona/raíz. <sup>(5)</sup>

Si en la planeación de las restauraciones con implantes no se tiene en cuenta la relación existente entre el diámetro, longitud del implante y tipo óseo con respecto a la altura coronal, es posible que se presenten fallas en la restauración y aditamentos protésicos disminuyendo la longevidad de esta. <sup>(6)</sup>

Teniendo en cuenta todas las complicaciones que se presentan, los estudios han concluido que el aumento del diámetro en implantes cortos mejora la distribución de esfuerzos en los tejidos circundantes y puede llegar a garantizar la estabilidad en la restauración final. Sin embargo, no se ha definido un diámetro ideal en las relaciones corono implantes desfavorables. <sup>(5)</sup>

Esposito y col informaron que los implantes cortos (6mm de longitud) con un diámetro convencional de 4 mm lograron resultados similares a los implantes más largos colocados en la zona posterior de la mandíbula. También señalaron que un implante corto con un diámetro  $\geq 4$  mm es preferible que una regeneración ósea vertical, especialmente en la mandíbula posterior, porque el tratamiento es más rápido, económico y asociado con menos fracasos. <sup>(7)</sup> En un estudio similar de

Fugazzotto y col, revelaron que cuando los implantes de 6 a 9 mm de longitud se utilizaron con un apropiado diámetro, las tasas de supervivencia bajo la función fueron similares en comparación con los implantes más largos. <sup>(8)</sup>

El estudio de los esfuerzos y deformaciones de implantes cortos con diferentes longitudes coronales expuesto a cargas, es posible realizarse mediante técnicas de simulación como elementos finitos, técnica utilizada por diversos autores. Este tipo de estudio es comúnmente utilizado en odontología para estimar las características biomecánicas de las prótesis dentales y los tejidos orales de soporte que son difíciles de medir in vivo mediante el modelamiento de estructuras a través de un software que permite, por medio de una escala de valores, determinar el sitio que posiblemente presenta estrés y deformación. <sup>(9)</sup>

Es necesario plantear de manera racional y científica, nuevos conocimientos para el mejor entendimiento del comportamiento biomecánico de los posibles riesgos y la aplicación de las precauciones necesarias que puedan mejorar la planeación del tratamiento protésico con implantes para mejorar la supervivencia de las restauraciones. Por lo tanto, el objetivo de este estudio es determinar la relación corona implante y diámetro que proporciona un mejor comportamiento en la distribución del esfuerzo y deformación a nivel del tornillo de fijación del implante y el tejido óseo periimplantar, mediante elementos finitos.

## **1. ASPECTOS TEÓRICO-CIENTIFICOS**

### **1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

En el área odontológica ha surgido la necesidad de buscar nuevas opciones terapéuticas en pacientes edéntulos que restablezcan la función y la estética. La terapia con implantes dentales en pacientes parcial y completamente edéntulos se ha convertido en una modalidad de tratamiento documentada y científicamente aceptada, siendo una de las principales opciones de tratamiento, lo que muestra su viabilidad y predictibilidad en coronas individuales y prótesis implanto-soportadas; sin embargo la literatura muestra que a pesar de las altas tasas de supervivencia y éxito, las prótesis sobre implantes siguen presentando complicaciones biológicas, técnicas y biomecánicas; el control y conocimiento de estos factores es importante para reducir las complicaciones protésicas que podría prolongar la tasa de éxito de la rehabilitación implanto-soportada. <sup>(1)</sup>

La rehabilitación con implantes en la región posterior de los maxilares puede ser un reto debido a la reabsorción de la cresta alveolar, neumatización del seno y / o la ubicación relativa del nervio dentario inferior. Además, en esta región las fuerzas oclusales pueden ser tres veces mayor que en la región anterior <sup>(2)</sup>. El uso de implantes cortos está en aumento como consecuencia de la facilidad de uso cuando las limitaciones anatómicas impiden la colocación de un implante convencional, siendo actualmente una nueva alternativa terapéutica; sin embargo el uso de este tipo de implantes puede inducir al aumento de estrés en los componentes protésicos y a nivel del tejido óseo, y posibles complicaciones biomecánicas si es usado en una relación corona-implante desfavorable <sup>(3)</sup>, esta relación podría mostrar una desventaja biomecánica a lo largo de los años, debido a que los implantes dentales pueden ser menos resistentes a las cargas oclusales, causando un aumento de la tensión sobre los componentes protésicos y tejidos circundantes.

La reabsorción ósea a nivel de la cresta está altamente relacionada con el diámetro del implante, desde un aspecto biomecánico los implantes de diámetro estrecho son estructuralmente más débiles y reduce el área de superficie de contacto entre el hueso y el implante lo que influye en el aumento de la transferencia de tensión al hueso, y puede poner en peligro el apoyo proporcionado por el hueso que rodea el implante, además tienen un alto riesgo de fallo por fatiga. El diámetro del implante es más importa que la longitud del implante para la preservación del hueso crestal. <sup>(4-5)</sup>.

### **1.1.1 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN**

¿Cuáles son los esfuerzos y deformaciones que se generan en el hueso tipo II periimplantar y el tornillo de fijación del implante, al tener implantes cortos de 6 y 8 mm de longitud, y diámetros 4.2mm y 5 mm con una relación corona implante de 1:1, 1,5:1, 2:1 y 2.5:1?

## 1.2 JUSTIFICACIÓN

Se ha demostrado que el comportamiento biomecánico y estructural de la restauración implantosoportada depende de factores como la longitud de las coronas e implantes, diámetro del implante y la densidad ósea que son factores vitales que influyen en la tasa de éxito de los implantes. <sup>(6)</sup> A medida que la altura coronal aumenta dará como resultado concentración de los niveles de estrés en los elementos protésicos. Como consecuencia las concentraciones elevadas de tensión puede causar aflojamiento o fractura del tornillo, fractura de la restauración protésica, movilidad y fractura del implante, y estimularse la reabsorción ósea biológica poniendo en peligro la eficacia del implante. <sup>(7)</sup>

Si en las restauraciones implantosoportadas no se tiene en cuenta la relación existente entre el diámetro, longitud del implante y tipo óseo con respecto a la altura coronal se pueden presentar fallas en la restauración, disminuyendo la longevidad de esta. Se deben prevenir estos fracasos actuando sobre los factores que puedan influir en su aparición. <sup>(6)</sup>

La relación corona raíz ha sido un punto de gran relevancia para la restauración con prótesis fija. En comparación con la relación corona-implante aún no se han establecido pautas que determinen una proporción ideal, por lo tanto no debe considerarse del mismo modo que una proporción corona-raíz. En prótesis implanto-soportadas se hace necesario investigar la biomecánica de la relación corona implante ya que son muchas las situaciones clínicas en las cuales se utilizan implantes cortos con alturas coronales excesivas, entre estas se encuentran, extrema reabsorción del reborde alveolar, neumatización del seno maxilar, la localización de estructuras anatómicas como el nervio dentario inferior, que pueden limitar la colocación de un implante con longitud estándar  $\geq 10\text{mm}$ , evitando así procedimientos quirúrgicos mayores como la elevación de seno, la transposición del nervio dentario, la regeneración ósea guiada, injertos óseos o incluso el uso de los implantes inclinados, lo que implica aumento de tiempo, costos y complicaciones posoperatorias.

Teniendo en cuenta todas las complicaciones que se pueden presentar, los estudios han concluido que el aumento del diámetro en implantes cortos mejora la distribución de esfuerzos en los tejidos circundantes, y puede llegar a garantizar la estabilidad en la restauración final. Sin embargo no se ha definido un diámetro ideal en las relaciones corono implantes desfavorables. <sup>(8)</sup>

Esposito y col informaron que los implantes cortos (6mm de longitud) con un diámetro convencional de 4 mm lograron resultados similares a los implantes más largos colocados en la zona posterior de la mandíbula. También señalaron que un implante corto con un diámetro  $\geq 4\text{ mm}$  es preferible que una regeneración ósea

vertical, especialmente en la mandíbular posterior, porque el tratamiento es más rápido, económico y asociado con menos fracasos.<sup>(9)</sup> En un estudio similar de Fugazzotto y col, revelo que cuando los implantes de 6 a 9 mm de longitud se utilizaron con un apropiado diámetro, las tasas de supervivencia bajo la función fueron similares en comparación con los implantes más largos.<sup>(10)</sup>

En los pacientes con relación Corono / implante desfavorable debido a la reabsorción ósea vertical severa, los valores de los esfuerzos y deformaciones no serán perjudiciales al hueso periimplantar independientemente si son implantes cortos o longitud estándar si se utilizan implantes de gran diámetro. La diferencia en la longitud del implante no cambia los valores de tensión en el hueso periimplantar de manera significativa, pero el incremento del diámetro condujo a una reducción notable en los valores de tensión. El diámetro del implante muestra que es más importante para disminuir los valores de esfuerzos y deformaciones que la longitud del implante, esto probablemente resulta del hecho de que una mayor cantidad de tensión se encuentra localizada en el hueso cortical alrededor del cuello del implante, y por lo tanto, aumentando el área de carga soportado del cuerpo del implante puede disminuir el efecto de las cargas.<sup>(11)</sup>

Es necesario plantear de manera racional y científica, nuevos conocimientos para el mejor entendimiento del comportamiento biomecánico de los posibles riesgos y la aplicación de las precauciones necesarias que puedan mejorar la planeación del tratamiento protésico con implantes para mejorar la supervivencia de las restauraciones.

### **1.3 PROPÓSITO**

Con el presente estudio se pretende dar a conocer, mediante un modelo de elementos finitos, los esfuerzos y deformaciones presentes en el hueso tipo II y en el tornillo de fijación de implantes corto con 2 diámetros y alturas coronales diferentes, ante cargas masticatorias estáticas y funcionales para que éstas sirvan como base y así poder realizar las respectivas modificaciones en el diseño protésico y mitigar dichos efectos que comprometan la viabilidad y longevidad de la restauración.

### **1.4 MARCO TEORICO**

#### **1.4.1 HISTORIA DE LA IMPLANTOLOGIA**

Desde la antigüedad la humanidad ha tenido el deseo de reemplazar dientes perdidos ya sea por caries, trauma o enfermedad periodontal. La evolución tecnológica y científica ha permitido que esto actualmente sea un procedimiento mucho más eficaz.

En la prehistoria donde aún no se tenía un lenguaje, el alimento eran frutas y raíces, comprende el período paleolítico y neolítico. El primer hallazgo relacionado con prótesis dentales tuvo lugar en el poblado de Faind Suard, en Argelia, en donde se evidenció una implantación necrótica de hace 9000 años, donde se observó en el cráneo de una mujer joven un fragmento de falange introducido en el alveolo del segundo premolar superior derecho.

La cultura maya en la edad antigua muestra restos antropológicos de implantes dentales colocados “in vivo”. En 1931 Popenoe descubrió en la playa de los muertos una mandíbula con tres fragmentos de conchas introducidos en los alveolos de los incisivos.

La edad media comprende del año 476 al 1640 con la Revolución inglesa. Se pusieron de moda los trasplantes dentales ante las exigencias de la alta sociedad, utilizando a plebeyos y sirvientes como donantes; posteriormente se abandonó esta práctica por los fracasos y riesgo de transmisión de enfermedades. Ambroise Paré 1572 publica su libro en donde aconsejaba volver a colocar el diente en el alveolo si por equivocación había sido extraído. Duval (1633), realizaba reimplantaciones sin retirar la pulpa.

Durante el período de la edad moderna Pierre Fauchard publicó en 1729 su obra donde expone las técnicas e instrumental de importante valor en la práctica de la cirugía oral. Jhon Hunter 1728-1793 publicó varias obras donde recomendó extraer primer y segundo molar en casos de empiema del seno maxilar. Los siglos XVII y XVIII se vieron dominados por múltiples intentos de trasplantes dentales. A principios del siglo XIX se llevó a cabo la colocación de los primeros implantes metálicos intralveolares destacando autores como Maggiolo que colocó implantes de oro.

En la edad contemporánea se realizaron varias implantaciones en los alveolos hechas de platino y plomo. R. Payne presentó su técnica en 1901 implantando

capsulas de amalgama directamente en el alveolo, lo que posteriormente se demostró era tóxico para el hueso.

E.J Greenfield en 1915 determinó lo que podría ser considerado las bases de la implantología moderna, haciendo énfasis en la limpieza y esterilidad y dando importancia a la unión íntima de hueso e implante recomendando por lo menos 3 meses de cicatrización. Sin embargo, aún no se encontraba el material ideal.

En los tiempos actuales a partir de 1917 hasta la actualidad Venable y Strock utilización una nueva aleación llamada Vitallium (aleación de cromo – cobalto-molibdeno). Es esta época surgieron dos escuelas la subperiostica y la intraósea.

En 1978 se presentaron los estudios experimentales dirigidos por P.I. Branemark y T. Albrektsson. En 1952 el profesor Branemark inicio sus estudios en conejos sobre la médula ósea en el peroné del conejo. El estudio se llevó a cabo intruciendo una cámara de titanio en el hueso, al intentar retirarla fue imposible ya que se había adherido completamente al hueso. A este hecho se le denominó oseointegración. Coincidiendo en el tiempo se encuentra Schroder que en los años 40 desarrollo el concepto de “anquilosis funcional” equivalente a la oseointegración, contribuyó a desarrollar el sistema de implantes ITI Bonelit.

Con la publicación de los trabajos de Branemark en 1965 la implantologia experimento un cambio sustancial.

En 1967, Shahaus desarrollo los implantes cerámicos roscados y Linkow aportó el implante Ventplant con tornillo autoroscable. En 1968 aparece el implante laminar hecho de titanio ligero.

En 1970, Roberts y Roberts diseñaron el implante “lámina de rama”, Salomó idea el implante a esfera. En 1973, Grenoble coloca implantes de carbono vítreo.

Otro diseño de implantes constituye el Intra Movil Zylinder sobre implantes cilíndricos no roscados con tratamiento de superficie a base de plasma y titanio. En los ochenta; Calcitk Corporation desarrolla la calcitita, hidroxiapatita cerámica policristalina. Más adelante fueron desarrollados implantes de titanio recubiertos de hidroxiapatita.

Hoy en día el tratamiento de pacientes desdentados total o parcial se ha vuelto predecible. Los continuos avances experimentales y perfeccionamiento, aditamentos protésicos y procedimientos quirúrgicos como las técnicas de regeneración ósea y la manipulación de tejidos blandos mejorando la supervivencia de los implantes. <sup>(12)</sup>

**1.4.2 OSEOINTEGRACIÓN:** Proceso de conexión directa estructural y funcional entre hueso vivo y la superficie un implante sometido a carga oclusal (BRANEMARK et al., 1969)

#### **1.4.3 CLASIFICACIÓN ÓSEA:**

Existen dos tipos de hueso: cortical y esponjoso:

**1. Hueso cortical:** Tejido compacto dispuesto en unidades llamadas osteonas o sistemas de Havers. Cada osteona está constituida por un conducto de Havers. El conducto de Havers consta de una arteriola y una vénula. Cada cierto tiempo cede la reabsorción y se forma hueso por medio de los osteoblastos en forma de

capas. Los osteoclastos generan nuevos sistemas de Havers en el hueso compacto existente. En este continuo proceso de remodelación aumenta la densidad en la osteonas más antiguas. El hueso compacto es el que forma la capa externa en todos los huesos y gran parte de la diáfisis de los huesos largos. Brinda protección y sostén, además de resistir los esfuerzos.

**2. Hueso esponjoso o trabecular:** Compuesto por un gran orden en la disposición de las células y haces de colágeno formando trabéculas. Recubiertas de osteoblastos y tejido osteoide. Las trabéculas se orientan perpendicularmente a la fuerzas deformativas que sufre en hueso. Por lo tanto, la distribución, además del número y tamaño de las trabéculas dependerá de la mecánica ósea. Avascular pero muy activo.<sup>(13)</sup>

El maxilar superior posee un tipo de hueso esponjoso, por tanto sus corticales son más delgadas lo que le da menos resistencia. La mandíbula está compuesta por hueso compacto y 20% de hueso esponjoso en incisal y 10% en zona premolar. Las corticales son más gruesas. <sup>(13)</sup>

#### **1.4.4 REABSORCIÓN DE REBORDES**

El seno maxilar posee varias funciones como; servir como caja de resonancia, mejorar la función mucociliar, aligerar la cabeza, constituir cámaras de reserva neumática de las fosas nasales y ayudar al olfato. Algunas patologías pueden contribuir al descenso del seno maxilar, entre ellas; Anatómicas: aplasia del seno maxilar, hipoplasia, cornete nasal; Infecciosas; sinusitis, quistes, mucocelos, pólipo coronaoantral. Cuando hay reabsorción de los rebordes maxilares se encuentra

indicado el uso de implantes cortos para evitar la cirugía de elevación de seno. El maxilar en su parte posterior presenta varias características que dificultan su rehabilitación:

La Calidad ósea, presenta hueso tipo III y IV de la clasificación de Lekholm y Zarb no promueve una buena cicatrización, presenta mucha porosidad. La disponibilidad ósea en este sector es poca ya que se pierde más altura que anchura por la neumatización del seno maxilar. El patrón de reabsorción. Produce un efecto de mordida cruzada con el maxilar inferior causado por su rápida reabsorción. Fuerzas oclusales en esta sector son mucho más fuertes decreciendo hacia el sector anterior. Provocando una relación corona- implante más desfavorable.<sup>(14)</sup>

DA Atwood, explica que existen varios factores relacionados a la reabsorción del reborde, estos se dividen en; Anatómica: densidad, espesor, mucosa, Metabólicas: nutricionales, hormonales que influyen en la actividad celular; Funcional: frecuencia, intensidad, duración y dirección de las fuerzas y Protésicas: técnicas, materiales, conceptos, principios y prácticas que se aplican a las prótesis. Se deben evaluar todas como un mismo componente conformando un juicio clínico.

El patrón de reabsorción ósea es diferente en el maxilar superior que en la mandíbula; tiene un carácter centrifugo, la zona vestibular es mucho más delgada que la palatina lo que promueve la deformación en el período de cicatrización después de la extracción dental, el resultado será una pérdida tanto de altura como de anchura, la cual puede ser más o menos severa dependiendo del caso.

#### **1.4.5 CLASES DE REABSORCIÓN MANDIBULAR DE ATWOOD (1971): (15)**

Clase 1: Alveolo con diente.

Clase 2: Alveolo vaciado de la pieza dentaria

Clase 3: Apófisis alveolar alta.

Clase 4: Apófisis alveolar alta y delgada.

Clase 5: Apófisis alveolar plan y redondeada.

Clase 6: Apófisis alveolar cóncava.

En la literatura existen varias clasificaciones de rebordes edentulos dependiendo de la densidad ósea que presentan.

Según la clasificación de Seibert (1983), los rebordes edentulos se clasifican en: <sup>(16)</sup>.

Clase I : Disminución del ancho, producido por la pérdida de la pared vestibular.

Clase II : Disminución de altura.

Clase III : Disminución de altura y anchura.

En 1985 Allen realiza una modificación de esta clasificación, denominando: <sup>(17)</sup>

— Clase A a la pérdida de la dimensión apicocoronal.

— Clase B a la pérdida de la dimensión bucolingual.

— Clase C a la pérdida de la dimensión apicocoronal y bucolingual.

**1.4.6 CLASIFICACIÓN DE LA CALIDAD DEL HUESO SE DIVIDE EN 4, BÁSADO EN LEKHOLM Y ZARB (1985): (18)**

Calidad 1 (Q1): Casi toda la mandíbula se compone de hueso compacto homogéneo.

Calidad 2(Q2): Una capa gruesa de hueso compacto rodea un núcleo de hueso trabecular denso.

Calidad 3 (Q3): Una fina capa de hueso cortical rodea un núcleo de hueso trabecular denso.

Calidad 4 (Q4): Una fina capa de hueso cortical rodea un núcleo de hueso trabecular de baja densidad.

Misch (1989), estableció una clasificación según el espacio disponible en el reborde tanto en sentido vertical como vestibulo- palatino. En el sentido vestibulo-palatino, describió dos tipos: -Tipo A, cuando las medidas superaban los 5 mm T

-Tipo B, con medidas de 2,5 a 5 mm.

En una relación vertical explica 4 grados:

-Grado I, con medidas iguales o mayores a 10 mm entre el piso del seno maxilar y la cortical del reborde alveolar.

-Grado II, entre 8 y 10 mm;

-Grado III, entre 4 y 8 mm.

-Grado IV, menor a 4 mm. (19)

Misch, además describe una clasificación de la densidad ósea donde se establecen cuatro niveles macroscópicos:

- D1: Hueso cortical denso: Zona anterior del maxilar inferior
- D2: Hueso compacto denso y poroso-esponjoso con trabéculas densas, zona anterior y posterior del maxilar inferior y zona anterior del maxilar superior. Es el tipo de hueso ideal.
- D3. Hueso compacto fino y poroso-esponjoso con hueso trabecular fino: Se encuentra en la zona anterior y posterior del maxilar superior, en la región posterior del maxilar inferior.
- D4. Esponjoso con trabeculación: Se localiza en el área de la tuberosidad y en osteoplastia de D3. No posee ninguna ventaja.

La densidad ósea es un elemento fundamental en el éxito clínico del implante. La consistencia del hueso es directamente proporcional con la densidad ósea. <sup>(19)</sup>.

Otra clasificación según la reabsorción del maxilar, mencionada por Fallchussel (1986):

Clase 0: Cresta en la arcada dentaria.

Clase 1: Cresta maxilar ancha y alta.

Clase 2: Cresta maxilar estrecha y alta.

Clase 3: Cresta maxilar puntiforme y alta.

Clase 4: Cresta ancha, con altura reducida.

Clase 5: Cresta maxilar totalmente reabsorbida.

**1.4.7 ASPECTO BIOLÓGICO DE LA REMODELACIÓN ÓSEA:** La remodelación biológica del hueso es definida como el proceso por medio del cual ocurre la alteración morfológica gradual del hueso en un intento de adaptarse a cualquier nuevo ambiente o carga externa. La remodelación peri-implante ocurre en los primeros 6 meses. Después de 12 meses se pierde estabilidad del aproximadamente 0.2- 0.4 mm Es necesario conocer este fenómeno para poder llegar a controlarlo, de otro modo, puede desencadenar peri-implantitis. Esta evaluación del efecto de la remodelación del implante se debe tomar en cuenta para maximizar el éxito del implante.(20)

Desde la perspectiva biomecánica, tales complicaciones biomecánicas pueden ser más concentradas en implantes dentales cortos, especialmente cuando se colocan en hueso de poca densidad.(21)

#### **1.4.8 RELACIÓN CORONA / IMPLANTE**

En prótesis fija sobre dientes naturales existen criterios aceptados de predictibilidad de pronóstico favorable para proporciones corono-raíz adecuadas. La relación corona – raíz se define como la longitud que va desde la cresta ósea alveolar hasta oclusal o incisal del diente, comparada con la longitud de la raíz incluida en el huesos, determinado por medio de una radiografía una proporción adecuada es de 1:2. una proporción de 1:1,5 puede ser considerada ideal, mientras que una proporción menor puede ser aceptable para los dientes periodontalmente estables con condiciones oclusales favorables, los odontólogos utilizan la relación corono

raíz como un indicador para determinar el pronóstico y la idoneidad de un diente para actuar como pilar para una prótesis fija o prótesis parcial removible. (22-23)

Estos conceptos pueden servir como punto de partida en prótesis implantosoportada. Pero se debe tener en cuenta que el comportamiento biomecánico de la raíz de un diente natural y el implante es muy diferente. Las raíces de la dentición natural optimizan la cantidad y dirección de las fuerza por la presencia del ligamento periodontal que es un componente muy efectivo que distribuye las cargas oclusales a lo largo de una gran superficie ósea, reduciendo así el estrés en el hueso y distribuyendo la carga fuera del hueso crestal y a lo largo de la superficie entera de la raíz. Sin embargo, a diferencia de lo que ocurre con el uso de implantes dentales, a diferencia de lo que ocurre con los dientes naturales y su periodonto, el estrés alrededor de los implantes durante la función y parafunción se concentra típicamente en el hueso marginal en la cresta del reborde. (24)

La relación corona / implante es la relación entre la longitud de la restauración y la longitud del implante incrustado en el hueso. La longitud del implante es la medida desde la parte más apical del implante hasta el contacto hueso-implante más coronal, mientras que la longitud de la corona es la distancia desde la parte superior de la restauración a la más coronal contacto con la cresta ósea.

Varias publicaciones miden la relación corono implante con diferentes criterios de la definición utilizada anteriormente y se basan de acuerdo con la colocación del punto de apoyo apico-coronal existen dos tipos diferentes de relación o proporción corona /implante, la anatómica y la clínica.(1). Figura (1)

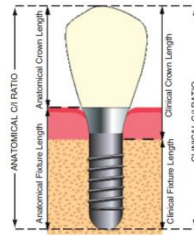


Fig. 1. Types of crown-to-implant ratio (C/I) ratios: anatomical C/I ratio and clinical C/I ratio.

Figura 1. Relación C/I anatómica y clínica

**1.4.8.1 LA RELACIÓN CORONO/ IMPLANTE ANATÓMICA** (corresponde a la longitud de la restauración relacionada con la longitud total del implante hasta la plataforma) en la cual el fulcrum del brazo de palanca está localizado en la plataforma del implante .<sup>(25)</sup>. Figura (2)

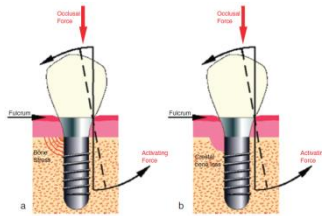


Fig. 2. Mechanism of action of anatomical crown-to-implant ratio (C/I) ratio-induced crestal bone loss: the occlusal activating force induces a bending moment, in which the anatomical crown length acts as a lever arm, causing crestal bone stress, which could eventually lead to crestal bone loss.

Figura 2. Relación C/I anatómica <sup>(25)</sup>

**1.4.8.2 LA RELACIÓN CORONA / IMPLANTE CLÍNICA** (corresponde a la longitud de la restauración y el cuello del implante hasta la cresta ósea relacionada con la longitud del implante incluido en el hueso) en la que el brazo de palanca está localizado en la cresta ósea.<sup>(25)</sup>. (Figura 3).

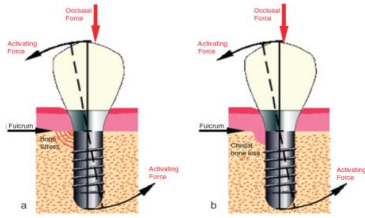


Fig. 3. Mechanism of action of clinical crown-to-implant ratio (C/I) into induced crestal bone loss: the presence of masticatory forces induces a bending moment of the C/I, causing crestal bone stress and possible crestal bone loss.

### Figura 3. Relación C/I clínica<sup>(25)</sup>

La proporción C/I ANATÓMICA ofrece una situación biomecánica más favorable, debido a que el brazo de palanca es más corto que en la proporción C/I CLINICA.

Por consiguiente sería razonable asumir que un implante corto con una corona de mayor longitud crea una proporción corona implante desfavorable y un implante largo con una corona de menor longitud creara una proporción corona implante favorable y que a mayor longitud de la corona, mayor será el brazo de palanca y mayor será la concentración de stress a nivel de la cresta ósea.

Sin embargo, hasta ahora, son muy pocas las publicaciones que han reportado complicaciones biológicas y técnicas relacionadas con la relación corona implante.<sup>(25)</sup>

#### 1.4.9 IMPLANTES CORTOS

Los implante se han convertido en una opción de tratamiento viable para reemplazar piezas dentarias perdidas en pacientes total y parcialmente edentulos. Sin embargo la pérdida de dientes en la región posterior de los maxilares, contribuye a la reducción de la altura del hueso alveolar, la localización de estructuras anatómicas como el seno maxilar y el nervio dentario inferior pueden limitar la colocación del

implante. En situaciones donde se presenta extremada reducción de la altura ósea, puede ser necesario aumentar la geometría y el volumen del hueso alveolar antes de la colocación de los implantes dentales.

A través de los años se han propuesto varias intervenciones quirúrgicas para superar las limitaciones dimensionales del hueso disponible para la colocación del implante incluyendo: injertos óseos, regeneración ósea guiada, distracción osteogénica, elevación del piso del seno maxilar, transposición del nervio mandibular, uso de implantes inclinados o implantes cigomáticos.

Estos procedimientos quirúrgicos pueden aumentar la morbilidad posoperatoria ya que son técnicamente exigentes. <sup>(26)</sup>

Actualmente se está utilizando una terapia alternativa en situaciones donde la cantidad de hueso disponible es limitada y es la colocación de implantes cortos.

La definición de implante corto varía según la literatura. Varios investigadores han considerado un implante corto con longitudes de 8 – 10 mm o menos. Los implantes cortos están indicados en pacientes con:

- Niveles avanzados de resorción ósea alveolar.
- Neumatización del seno en el maxilar.
- Proximidad del nervio alveolar en la mandíbula
- Contraindicación al uso de cirugías mayores como de tipo injerto o elevaciones de seno.

Contraindicado en:

- Pacientes que no comprenden el procedimiento.

- Profesional que no sabe realizar el procedimiento.
- Consumo de drogas.
- Radio terapia/quimioterapia.
- Trastornos del sistema inmunitario.
- Enfermedad sistémica no controlada.

Pueden proporcionar ventajas como:

- Menos procedimientos quirúrgicos: menor tiempo y costo, mayor comodidad y rehabilitación más rápida.
- Menor riesgo quirúrgico: Disminución de la perforación del seno maxilar o parestesia mandibular, sobrecalentamiento por la osteotomía y daño a dientes adyacentes.
- Facilidad quirúrgica: Espacio interarcada disminuido. <sup>(26)</sup>

Anteriormente el uso de implantes cortos se asociaba con tasas de supervivencia más bajas e impredecibles resultados a largo plazo, estudios recientes han indicado que los implantes cortos pueden presentar una similar tasa de supervivencia a los implantes con longitud estándar.

Dentro de las desventajas del uso de implantes cortos se reporta:

- Menor superficie del implante.
- Menor superficie para la distribución de las fuerzas después de la carga protésica.
- Relación corono implante desfavorable.
- El riesgo de fractura mandibular en un caso de paciente desdentado con reabsorción severa ha sido reportado como una de las principales complicación de los implantes cortos.

- Estética por presentar coronas más largas.<sup>(27)</sup>

Sin embargo los implantes largos se han considerado más fiables debido a la favorable relación corono-implante y a una mayor área de superficie disponible para la oseointegración que disipa las fuerzas oclusales impuestas. Los implantes cortos presentan una superficie menor ya que disponen de una menor longitud a la que el hueso puede oseointegrarse, esta longitud puede compensarse con aumento en el diámetro, la siguiente fórmula para calcular la superficie total:  $2\pi r^2 + 2\pi rL$ , L equivale a la longitud del implante y r es el radio. De hecho, un implante de 5x6mm tiene una superficie parecida a la de un implante de 3,75x10mm.

El diseño de los implantes cortos modificados en su superficie también aumenta el contacto entre la superficie del implante el hueso periimplantario lo que proporciona una mejor oseointegración y podría ayudar a compensar los efectos adversos de la disminución de la longitud del implante. Por lo tanto la longitud del implante puede no ser un factor primordial en la distribución de las cargas en la interfaz hueso implante. En cambio la pobre densidad ósea del reborde atrófico y la altura de la corona aumentada de las restauraciones representa importantes factores de riesgo en el uso de implantes cortos que pueden poner en peligro su supervivencia.<sup>(28)</sup>

#### **1.4.10 COMPLICACIONES EN LOS IMPLANTES**

Hay dos tipos de complicaciones principales que se producen en la terapia con implantes: Complicaciones biológicas y técnicas.<sup>(29)</sup>

##### **1.4.10.1 COMPLICACIONES MECÁNICAS**

Las complicaciones biomecánicas reportadas hasta la actualidad en la literatura científica en los diferentes sistemas de implantes incluyen:

Aflojamiento del tornillo.

Fractura del tornillo.

Fractura del pilar.

Fractura de la corona.

Fractura de la porcelana entre otras fallas de los componentes del sistema.<sup>(29)</sup>

#### **1.4.10.2 COMPLICACIONES BIOLÓGICAS**

Las complicaciones biológicas, se refiere a las perturbaciones en la función de los procesos biológicos que afectan a los tejidos óseos del implante. La imposibilidad de establecer oseointegración puede considerarse como un fracaso temprano y la incapacidad para mantener la oseointegración en condiciones funcionales puede considerarse pérdida tardía.

Clínicamente la falta de oseointegración se caracteriza generalmente por la movilidad de los implantes. Por lo tanto un implante móvil es un implante fallido. Sin embargo el fracaso puede ser lento y gradual. Una complicación biológica puede indicar un aumento del riesgo de fracaso, que puede ser temporal y susceptible de tratamiento.

Dentro de las complicaciones biológicas tenemos:

- mucositis perimplantaria describe una lesión inflamatoria que reside en la mucosa.

- periimplantitis Lesión que afecta al tejido óseo de soporte.
- Fistulas<sup>(29-30)</sup>

En diversos estudios también han planteado la influencia de las sobre cargas oclusales en estos tipos de complicaciones y las precauciones que el profesional de tomar para evitar sobrecargas los implantes.

La sobrecarga en el sistema biomecánico de los implantes se puede definir como una condición en la que las fuerzas funcionales o parafuncionales ejercen una carga que provoca la falla del implante, la pérdida del soporte óseo y el fracaso del componente protésico.<sup>(31)</sup>

Uno de los factores que se deben analizar en la relación a las cargas sobre el implante es el área de impacto (las características de la superficie de contacto dentaria) y su efecto biomecánico sobre la distribución de las fuerzas. La inclinación de las cúspides es el factor más importante en la producción del torque. Mientras más inclinado sea la cúspide, la línea de fuerza resultante caerá más lejos del área de soporte.<sup>(32)</sup>

La inclinación de las cúspides es una variable que se encuentra bajo el control del odontólogo y se debe reducir para mejorar la distribución de las fuerzas sobre el hueso de soporte y evitar su resorción. <sup>(33-34)</sup>

La biomecánica de la distribución de las fuerzas en las restauraciones implanto-soportadas es diferente a la de los dientes naturales. La presencia del ligamento periodontal en los dientes permite un micromovimiento y la oseintegración en el

implante no permite tales movimientos. Mientras el ligamento periodontal proporciona flexibilidad, la oseointegración proporciona rigidez. El movimiento del ligamento periodontal permite que las fuerzas se distribuyan a lo largo de las superficies radiculares de los dientes, alrededor del centro de rotación en el tercio apical.<sup>(34)</sup>

La masticación induce principalmente, fuerzas verticales en la dentición y por ende sobre los implantes. Sin embargo, también ocurren fuerzas transversales por el movimiento horizontal del maxilar inferior y la inclinación de las cúspides. Estas fuerzas se transfieren a través de las prótesis al implante y de este al tejido óseo, de tal modo que, las cargas oclusales crean diferentes patrones de estrés que dependen de la configuración geométrica de las prótesis.<sup>(35)</sup>

En un sistema de implantes se debe considerar la fuerza axial y el momento de flexión. La fuerza axial es favorable y distribuye el estrés a lo largo del implante, mientras que el momento de flexión, inducido por fuerzas transversales ejerce vectores de fuerzas tanto en el implante como en el hueso. El brazo de palanca en esta situación es la distancia desde el contacto de oclusión hasta la unión entre el pilar protésico y el implante.<sup>(35-36)</sup>

Cuando se considera cualquier restauración implantosoportada que tolera una carga dentro del hueso, sería importante entender no solo la mecánica de transferencia de estrés en la interfase, sino también las respuestas biológicas de los tejidos a esas fuerzas. La naturaleza exacta del estímulo mecánico que puede

provocar la destrucción ósea o la deposición ósea y la respuesta biológica ante ese estímulo todavía no se ha esclarecido.<sup>(37)</sup>

Es la falta de micromovimientos en los implantes produce una concentración de la fuerza en la cresta del reborde. Las fuerzas verticales sobre los implantes cilíndricos lisos se concentran .

En el caso de los implantes oseointegrados, es esencial aplicar los principios mecánicos en el diseño de las restauraciones protésicas para obtener buenos resultados y minimizar las complicaciones.<sup>(38)</sup>

#### **1.4.11 ELEMENTOS FINITOS (FE)**

El método de elementos finitos (FE) presenta una serie de procedimientos computacionales que calculan el esfuerzo y la deformación dentro de un modelo estructural causado por la fuerza externa, la presión, el cambio térmico, la potencia del campo magnético y otros factores. <sup>(39)</sup>

El método de elementos finitos se ha utilizado en la industria, pero ahora se utiliza con más frecuencia en la medicina y la odontología. Este proceso hace posible verificar un diseño propuesto antes de lo que puede ser un costoso proceso de fabricación. <sup>(40)</sup>

El concepto de FEA fue desarrollado por primera vez por Courant en 1943. <sup>(41)</sup> En la década de 1970 el desarrollo de la tecnología informática se adoptó en muchas industrias diferentes. Esto fue principalmente por empresas que estaban desarrollando avances en los campos de la energía, el militar y la producción de

vehículos nuevos. El avance en la tecnología permitió que esto progresara de modelado bidimensional a tridimensional (3D).<sup>(40)</sup>

FEA produce una malla, que es esencialmente una rejilla. La red está formada por un sistema complejo de nodos. Cuanto mayor sea el número de nodos, más precisa será la malla. Esta malla se forma para imitar el material y sus propiedades, y esto definirá cómo reacciona al ser cargado en una variedad de condiciones. Los nodos se colocan a una densidad variable en todo el material.

Esto depende de la cantidad de estrés o tensión en un área determinada. Las áreas que probablemente recibirán una gran cantidad de estrés tendrán más probabilidad de tener una mayor densidad de elementos que las áreas que no tienen estrés.

En consecuencia, cuando se trata de un análisis de tensiones, el procedimiento suele ser iterativo. Esto puede permitir el análisis de cuestiones específicas que son exclusivas de ese material, como un punto de fractura específico. La malla de los campos del vector es lo que lleva las propiedades del material y así crea muchos elementos.<sup>(40)</sup>

Al dividir el esqueleto maxilofacial en un gran número de elementos más pequeños cuyas dimensiones son conocidas y aceptadas, el modelado se hace más sencillo. Esto hace que el número de cálculos necesarios para aumentar, pero la precisión de los resultados también aumenta a medida que aumenta el número de elementos implicados en la malla.

Modelización de (FE) no está limitada por algunas de las complejidades de escenarios de carga experimentales. Entre sus muchas aplicaciones, se ha utilizado para estudiar la transferencia de carga de un implante dental, y la prótesis sobre

implantes, a los tejidos de soporte mediante el cálculo, en lugar de medir, tensiones y deformaciones de tejido. La estructura se divide en muchos bloques simples pequeños o elementos cuyas relaciones mecánicas se puede describir con un conjunto de ecuaciones. Solución de estas ecuaciones permite a los investigadores predecir la distribución de tensiones en toda la estructura, incluyendo las áreas de los implantes en contacto con el hueso que no se puede medir fácilmente. Sin embargo, la calidad de las predicciones FE depende fuertemente de la exactitud de los datos del material y condiciones de contorno asumidos.<sup>(42)</sup>

#### **1.4.11.1 Ventajas:**

- Es aplicable a cualquier problema físico en general que sean gobernados por ecuaciones diferenciales.
- Se puede aplicar a cualquier elemento con diferentes materiales y propiedades físicas.
- Se pueden modular cuerpos con lados rectos y modelar exactamente la frontera.
- El tamaño y la forma de los elementos pueden variar. En este caso la malla se refina o se expande según se requiera.
- Analiza cualquier cuerpo con condiciones de frontera discontinua.

#### **1.4.11.2 Limitaciones**

- Es indispensable el uso de ordenadores y programas de cómputo.

- En casos en donde es necesario cambiar la geometría del dominio de estudio, requiere generar un malla diferente lo cual hace al análisis lento y tedioso.<sup>(43)</sup>

#### **1.4.11.3 APLICACIONES DE ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS EN ODONTOLOGÍA:**

- FEA es útil para descubrir distribuciones de estrés dentro de los dientes y sus restauraciones, y también en el diseño de la preparación de la cavidad.
- Biomecánicamente, el modelado se puede realizar para evaluar el movimiento de los dientes y evita la necesidad de modelar en cadaver o animal.
- Como FEA puede modelar formas complejas, esto es importante con respecto a los implantes dentales y su interfaz con el hueso.
- En ortodoncia, el ligamento periodontal puede ser analizado en términos de las fuerzas que se colocan en él cuando las fuerzas se colocan en los dientes asociados.
- Habiendo aceptado los valores fisiológicos de las tensiones alveolares, esto nos permite entender el diseño de los implantes dentales con respecto a la remodelación ósea.

#### **1.4.11.4 APLICACIÓN DE ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS EN IMPLANTOLOGÍA**

Los elementos finitos tienen múltiples aplicaciones en odontología entre ellas: endodoncia, cirugía maxilofacial e implantología. La implantología uno de los mayores campos de la investigación dental que involucra FEA. Pesqueira y

co/ escribió un excelente artículo de revisión, que cubre parte de la complejidad de la interfase implante / dental. El análisis de la distribución de la tensión y la diferencia en la transferencia de carga a la interfaz entre el hueso y el implante es bastante controversial. Se revisó la literatura disponible y se discutieron los diferentes métodos de análisis basado en el estrés y la carga de prótesis. Las conclusiones encontraron que muchos estudios han utilizado una variedad de modelos experimentales, computacionales y analíticos (incluyendo FEA, fotoelasticidad y medidores de deformación) para evaluar el comportamiento biomecánico de los implantes dentales, pero no se ha logrado consenso en cuanto al método óptimo. FEA se ha convertido en un predictor cada vez más poderoso del estrés estructural realista y la tensión que no se puede estimar en un modelo estático lineal y ha contribuido al desarrollo de nuevos componentes, diseños y formas de implantes. Sin embargo, los beneficios y las limitaciones no se han examinado a fondo, particularmente para la interpretación de datos. <sup>(44)</sup>. La mayoría de los fenómenos físicos orales no son adecuadamente simulados por estructuras estáticas lineales; Los tejidos orales y los biomateriales presentan características dependientes del tiempo y dependientes del estado bajo estrés mecánico. Una simulación más realista genera no linealidades, especialmente en las categorías principales, como cambiar el estado. Este comportamiento estructural se observa comúnmente en los contactos intraorales tales como entre los dientes antagonistas de oclusión, los dientes adyacentes y el contacto friccional entre la prótesis y los tejidos de soporte. El estrés y la tensión pueden cambiar dramáticamente con el estado cambiante de cada contacto.

Por lo tanto, el cálculo exacto de la salida mecánica de las simulaciones del modelo es esencial. <sup>(39)</sup>

## **1.5 OBJETIVOS**

### **1.5.1 OBJETIVO GENERAL**

Determinar la relación corona implante y diámetro que proporciona un mejor comportamiento en la distribución del esfuerzo y deformación a nivel del tornillo de fijación del implante y el tejido óseo periimplantar.

### **1.5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Establecer los esfuerzos y deformaciones en el tornillo de fijación cuando se utiliza un implante corto de 8 y 6 mm de longitud con diámetros de 4.2 mm, y 5 mm en coronas implantosoportadas atornilladas en una relación corona / implante de 1:1, 1.5:1, 2:1, 2.5:1, ante una carga de 200 N en dirección axial y 100 N en dirección oblicua a 45°.
- Observar los esfuerzos y deformaciones en el tejido óseo periimplantar cuando se utiliza un implante corto de 8 y 6 mm de longitud con diámetros de 4.2 mm y 5 mm en coronas implantosoportadas atornilladas en una relación corona / implante de 1:1, 1.5:1, 2:1, 2.5:1, ante una carga de 200 N en dirección axial y 100 N en dirección oblicua a 45°.

## 2. ASPECTOS METODOLÓGICOS

**2.1 TIPO DE ESTUDIO:** Estudio Experimental por simulación computacional con elementos finitos.

**2.2 UNIDAD DE OBSERVACIÓN:** tejido óseo periimplantar y el tornillo de fijación del implante.

**2.3 OBJETO DE ESTUDIO:** Esfuerzos y deformaciones

### 2.4 MUESTRA

32 Modelos 3D.

	A1	A2	A3	A4
Relación C/I	1:1	1.5:1	2: 1	2.5:1

Diámetro del implante	4.2mm 5 mm	4.2mm 5 mm	4.2mm 5 mm	4.2mm 5 mm
Longitud del implante	8 mm	8 mm	8 mm	8 mm

Tabla 1. GRUPO A IMPLANTES longitud 8MM

	<b>B1</b>	<b>B2</b>	<b>B3</b>	<b>B4</b>
Relación C/I	1:1	1.5:1	2: 1	2.5:1
Diámetro del implante	4.2mm 5 mm	4.2mm 5 mm	4.2mm 5 mm	4.2mm 5 mm
Longitud del implante	6 mm	6 mm	6 mm	6 mm

Tabla 2. GRUPO B IMPLANTES longitud 6MM

## 2.5 VARIABLES

### DEPENDIENTES

- Concentración de esfuerzo y deformación en el hueso tipo II.
- Concentración de esfuerzo y deformación en el tornillo de fijación.

## INDEPENDIENTES

- Relación C/I implantes 6 mm
- Relación C/I implantes 8 mm
- Diámetro del implante

### 2.5.1 OPERACIONALIZACIÓN DE LAS VARIABLES

VARIABLE	DEFINICIÓN TÉCNICA	NATURALEZA	TIPO DE VARIABLE	OPERACION	ESCALA de medición	Software
RELACION C/I implantes 6mm	la longitud de la restauración y el cuello del implante hasta la cresta ósea relacionada con la longitud del implante incluido en el hueso	Cualitativa	Independiente	1:1, 1.5:1, 2:1, 2.5:1	Ordinal	solidedge
RELACION C/I implantes 8mm	la longitud de la restauración y el cuello del implante hasta la cresta ósea relacionada con la longitud del implante incluido en el hueso	Cualitativa	Independiente	1:1, 1.5:1, 2:1, 2.5:1	Ordinal	solidedge
DIAMETRO DEL IMPLANTE	Ancho o radio del implante	Cualitativa	Independiente	3.75 Milímetros 4.2 Milímetros 5 Milímetros 6 Milímetros	Ordinal	solidedge
ESFUERZO	Es la resistencia que ofrece un área unitaria del material del que está hecho la estructura a una carga aplicada externa.	Cuantitativa	Dependiente	Megapascales	Continua	Ansys
DEFORMACIÓN	Es el cambio en el tamaño o forma de un cuerpo debido a esfuerzos internos producidos por una o mas fuerzas aplicadas sobre el mismo.	Cuantitativa	Dependiente.	Micras	Continua	Ansys

Tabla 3. Operacionalización de las variables

## 2.6 CRITERIOS DE SELECCIÓN

### **Criterios de inclusión:**

- Implantes cortos con conexión de hexágono interno de 8mm y 6mm de longitud con diámetros 4,2mm, 5 mm
- Tornillo de fijación del implante de titanio
- Diseño coronas 3D atornilladas metal-cerámicas de 6mm, 8mm, 9mm, 12mm, 15mm 16mm y 20mm de longitud
- Diseño Hueso tipo II, cortical 2mm

## **2.7 PROCEDIMIENTO**

Este estudio se llevó a cabo en las instalaciones de UNICOC y Universidad Santo Tomas, mediante el convenio que dichas instituciones presentan, con la participación del grupo de ingeniería mecánica tanto de profesores como de estudiantes.

Para el inicio de la fase experimental de este proyecto se elaboraron 32 modelos de simulación 3-D divididos en 2 grupos A implantes de 8mm y B implante de 6mm y estos divididos a su vez en subgrupos de acuerdo a la relación corona implante 1:1, 1.5:1, 2:1 y 2.5:1 con sus respectivos diámetros 4.2 mm, 5 mm.

## **2.7 CONSTRUCCIÓN DEL MODELO COMPUTACIONAL**

Este estudio se compone de 32 modelos los cuales se desarrollaron con cuatro factores variables el diámetro del implante de 4,2 mm y 5 mm relaciones corona

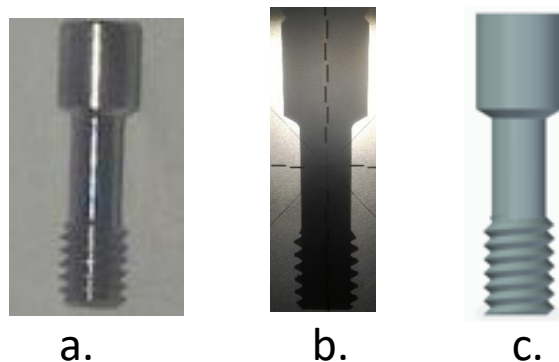
implante de 1:1, 1,5:1, 2:1, 2,5:1 con alturas de implante de 6mm y 8mm (implantes cortos) y dos condiciones de carga (axial y por componentes a 45°); con lo cual se pretende apreciar como el diámetro y la relación corona implante afectan la distribución de esfuerzos a lo largo de la estructura.

Cada modelo se compone de hueso cortical, hueso trabecular, implante, tornillo de fijación, pilar y corona cada uno de los cuales se modelo como se muestra a continuación.

## 2.7.1 CONSTRUCCIÓN DEL MODELO CAD

### 2.7.1.2 TORNILLO DE FIJACIÓN E IMPLANTE

El tornillo de fijación y los implantes fueron adquiridos para realizarles un proceso de metrología, con el cual se obtuvieron las medidas necesarias para la construcción del modelo CAD. Esto se llevó a cabo mediante el proyector de perfiles horizontal (MITUTOYO PH-3515 F), en donde se toman las mediciones necesarias para que permita realizar el modelo CAD en Solid edge. (figura 4, 5)



*Figura 4. Metrología tornillo de fijación. a. Tornillo de fijación b. Imagen del tornillo de fijación en el proyector de perfiles. c. CAD del tornillo de fijación*

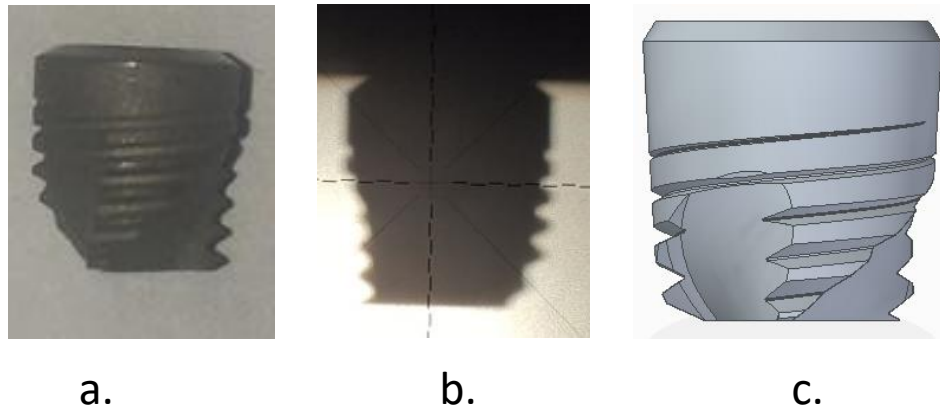


Figura 5. Metrología implante. **a.** Implante **b.** Imagen del implante en el proyector de perfiles. **c.** CAD del tornillo del implante

### 2.7.1.3 MODELO CAD CORONA Y PILAR

Para obtener el modelo CAD de la corona y el pilar, se escanea la plataforma de los implantes 4.2 mm y 5 mm, mediante el escáner (3shape D700) y en el software (3shape dental system) se realiza el diseño de las coronas con sus respectivos dimensiones, teniendo en cuenta la relación corona implante. Se obtiene el diseño de los pilares y la corona full contorno, de tal manera que al realizar el ensamble de las dos estructuras se obtenga el espesor de la cerámica de recubrimiento (figura 3); se realiza conversión de extensión STL a STP, para poder transferir las estructuras a Solid Edge una vez allí se toma el pilar y se garantiza que las medidas del hexágono inferior coincidan con las del implante para garantizar su ensamblabilidad; luego tomamos la corona full contorno y por medio de restricciones geométricas la hacemos coincidir con el pilar para luego por medio de una resta booleana quitarle todo el material que corresponde al pilar y así obtener únicamente

la parte cerámica y al mismo tiempo obtener el ensamble de estos dos cuerpos.  
(Figura 6,7)

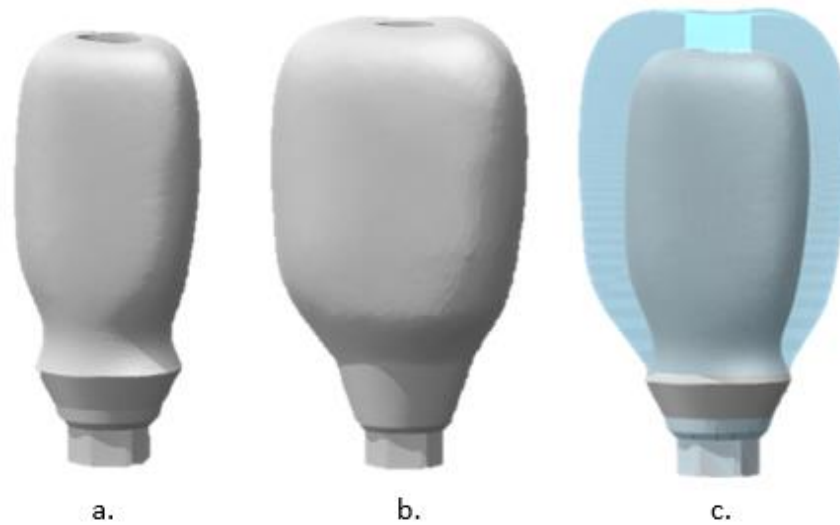


Figura 6. Modelos obtenidos mediante 3shape D700 a. Pilar b. Corona full contorno c. Ensamble

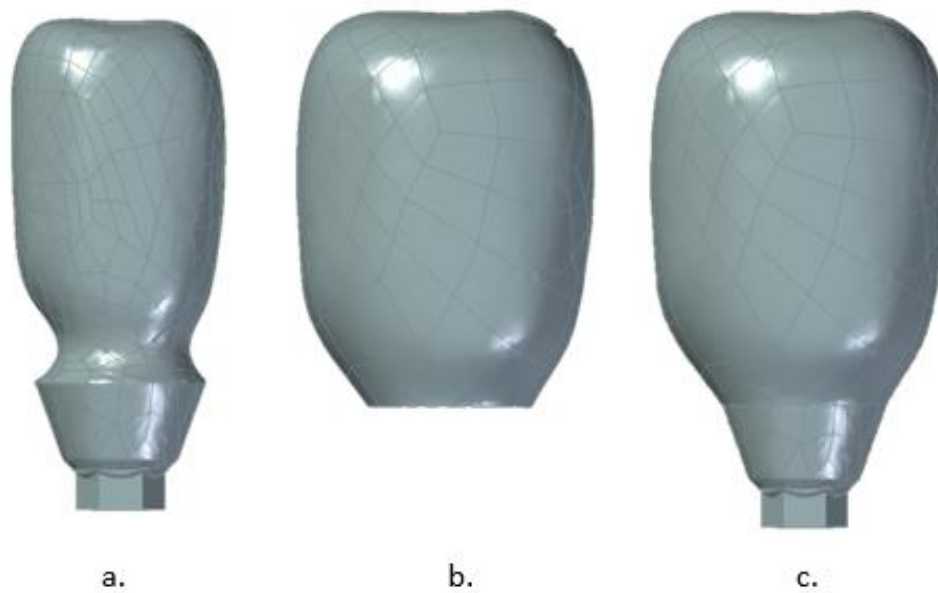


Figura 7. Modelo CAD a. Pilar b. Corona c. Ensamble

#### 2.7.1.4 MODELO CAD DEL HUESO

Se realiza geometría del hueso cortical y hueso trabecular en solid edge, a partir de una tomografía de maxilar edéntulo inferior, zona posterior, con reabsorción ósea de la cual se tomaron las principales medidas de la geometría (teniendo en cuenta que durante la cirugía para colocar el implante el cirujano debe limar la parte superior del hueso con el fin de garantizar la sujeción del mismo en todo su contorno) y se determina grosor de la cortical 2mm Hueso tipo II, según el sistema de clasificación de la calidad ósea propuesta por Lek Lekholm y Zarb (1985)<sup>(18)</sup>.(figura 8)

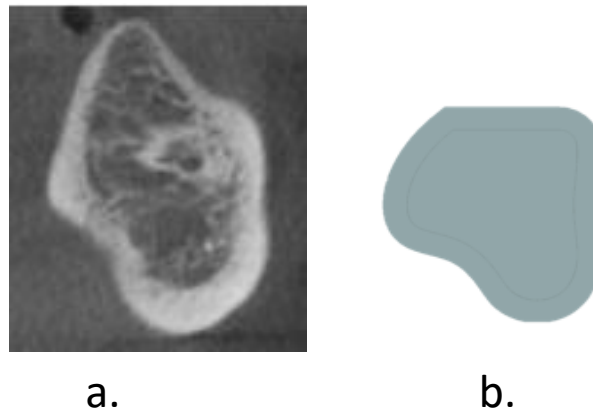


Figura 8. **a.** Tomografías del hueso cortical y trabecular **b.** Modelo CAD del hueso cortical y trabecular

Luego de obtener cada uno de los componentes se procede a realizar el ensamble de los del conjunto y se guarda en extensiones igs o stp, teniendo en cuenta la morfología de la corona y su posición en la mandíbula, simulando un segundo molar inferior. (Figura 9)



Figura 9. modelo CAD del ensamble

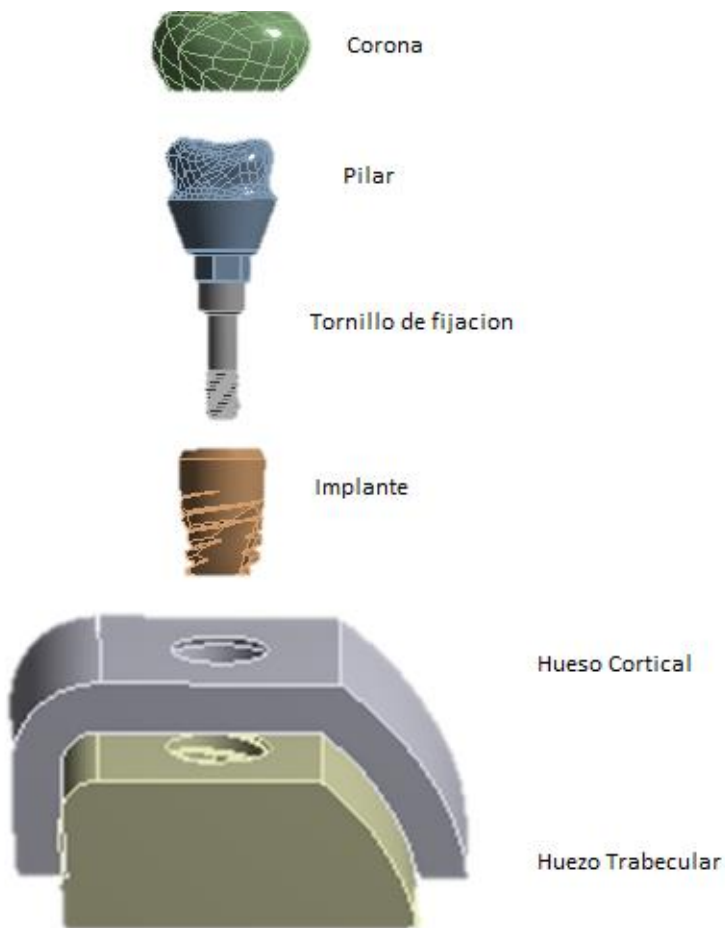


Figura 10 Explosionado de prótesis dental

## 2.7.2 MODELO DE ELEMENTOS FINITOS

Se abre en el módulo de diseño de ANSYS Workbench 16,2 para verificar que todas las geometrías sean reconocidas como cuerpos sólidos y no tengan ningún problema de importación, de no ser así se debe revisar a geometría y realizar nuevamente el proceso hasta que esto ocurra, posteriormente se procede a abrir el módulo estático estructural y se realiza un enmallado preliminar a la geometría para verificar que todos los cuerpos se enmallan y así evitar problemas más adelante caso en el cual se debe verificar nuevamente la geometría del cuerpo que presento el error.

### 2.7.3 Asignación de material:

Se asigna las propiedades a los diferentes materiales, para dar solución a los modelos de elementos finitos (Tabla 4) y se tiene en cuenta para el hueso un comportamiento isotrópico bilineal debido a que trabaja con pendiente elástica y plástica (45, 46).

Material	Módulo de Young(MPa)	Relación de Poisson	Esfuerzo de fluencia (MPa)	Módulo tangente (MPa)
Hueso cortical	12100	0,26	133,1	80
Hueso trabecular	282	0,3	1,902	10,88
Titanio	1,02E+05	0,35	485	Material lineal
Cr-Co	2,18E+0,5	0,33	530	Material lineal
porcelana	6,89E+4	0,28	Material lineal	Material lineal

Tabla 4. Propiedades utilizadas en los materiales para el modelo de elementos finitos

### 2.7.7 Las condiciones de contacto:

Las condiciones de contacto definen las condiciones de interacción entre los diferentes componentes del dominio y se definen según las características físicas del modelo que se quieran simular.

Cuando el dominio es importado en ANSYS Mechanical el sistema asigna a todas las superficies en contacto la condición tipo Bonded (no permite desplazamientos normales ni tangenciales), pero esta condición no es la adecuada para todos los contactos del modelo por lo cual cada uno de los contactos se ajusta según la interacción física de los componentes.

Dos tipos diferentes de contactos fueron declarados en el modelo (pegado y friccional) fueron usados para simular la integración entre los componentes de la estructura como se ilustra en la tabla 5, figura 11.

	Hueso cortical	Hueso trabecular	Implante	Tornillo de fijación	Pilar	Corona
Hueso cortical		Bonded	Bonded			
Hueso trabecular	Bonded		Bonded			
Implante	Bonded	bonded		Frictional	Frictional	
Tornillo de fijación			Frictional		Frictional	
Pilar			Frictional	Frictional		Bonded
Corona					bonded	

Tabla 5 tipos de contactos

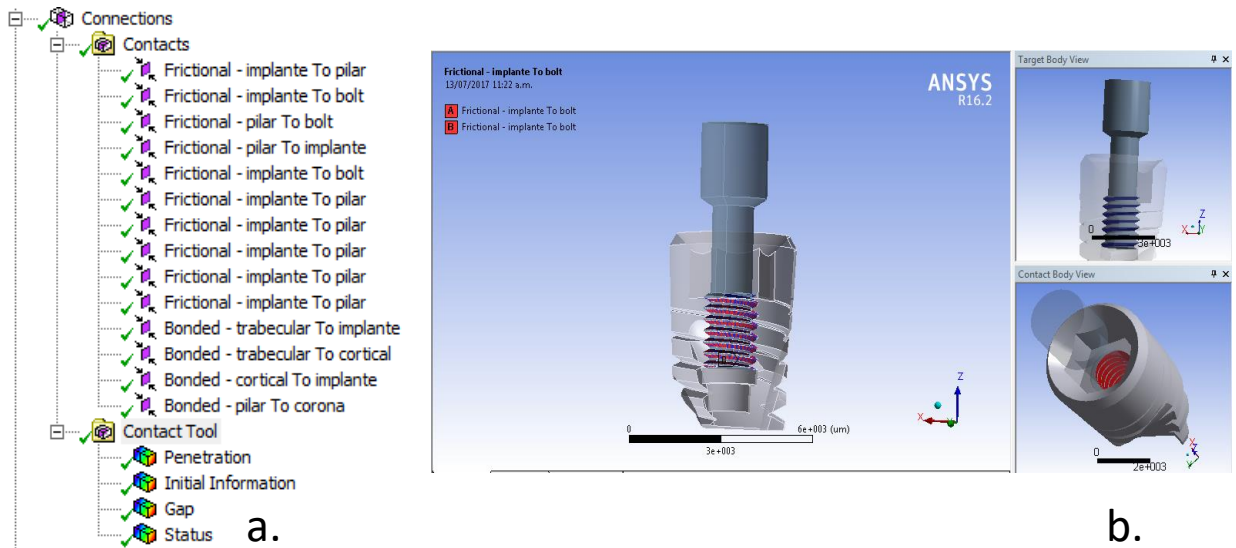


Figura 11. Condiciones de contacto del modelo. **a.** Tipos de contacto utilizados en el modelo acompañado de las herramientas de contacto. **b.** contacto por fricción implante con tornillo

Los valores de fricción son de 0,14 para el caso de Cromo cobalto (Cr-Co) con titanio (Ti) y 0,36 para la relación Ti-Ti. Todos los demás contactos se declararon bonded asumiendo que la óseo-integración es perfecta y en el caso de la corona y el pilar dado el proceso de cementación.

En las condiciones de contacto existe una herramienta para determinar el estado actual de los contactos en el modelo sin necesidad de dar solución al modelo. Entre las opciones de esta herramienta encontramos penetración, separación y estado del sistema. Es importante el uso de esta herramienta ya que determina si en el modelo CAD existe interferencia o separación en zonas no deseadas. La validación de contactos nos muestra si las condiciones iniciales impuestas para la interacción entre superficies en modelo son correctas, están en alerta o contienen errores.

Las etiquetas de colores nos muestran fácilmente el estado de cada contacto.(figura 12)

Name	Contact Side	Type	Status	Number Contacting	Penetration (mm)	Gap (nm)	Geometric Penetration (nm)	Geometric Gap (nm)	Resulting Pinball (nm)	Real Constant
Frictional - implante To pilar	Contact	Frictional	Closed	71,	3,1134e-003	0,	3,1134e-003	7,8511e-012	0,17244	7,
Frictional - implante To pilar	Target	Frictional	Closed	65,	2,7811e-003	0,	2,7811e-003	9,153e-012	0,17378	8,
Frictional - implante To bolt	Contact	Frictional	Closed	729,	2,5501e-004	0,	2,5501e-004	2,9455e-008	0,1003	9,
Frictional - implante To bolt	Target	Frictional	Closed	2808,	4,1205e-004	0,	4,1205e-004	1,4762e-009	5,8818e-002	10,
Frictional - pilar To bolt	Contact	Frictional	Near Open	0,	0,	2,1335e-003	0,	2,1335e-003	0,17469	11,
Frictional - pilar To bolt	Target	Frictional	Near Open	0,	0,	2,2665e-003	0,	2,2665e-003	0,19385	12,
Frictional - pilar To implante	Contact	Frictional	Closed	188,	8,1583e-005	0,	8,1583e-005	3,0998e-008	0,16561	13,
Frictional - pilar To implante	Target	Frictional	Closed	306,	7,3164e-005	0,	7,3164e-005	4,1963e-007	0,14069	14,
Frictional - implante To bolt	Contact	Frictional	Closed	723,	1,7026e-004	0,	1,7026e-004	1,0398e-008	0,10074	15,
Frictional - implante To bolt	Target	Frictional	Closed	2729,	2,781e-004	0,	2,781e-004	4,9829e-009	5,9554e-002	16,
Frictional - implante To pilar	Contact	Frictional	Closed	69,	3,0334e-003	0,	3,0334e-003	2,6162e-012	0,17037	17,
Frictional - implante To pilar	Target	Frictional	Closed	65,	2,7797e-003	0,	2,7797e-003	2,504e-012	0,19993	18,
Frictional - implante To pilar	Contact	Frictional	Closed	71,	3,1134e-003	0,	3,1134e-003	7,8502e-012	0,18371	19,
Frictional - implante To pilar	Target	Frictional	Closed	65,	2,7811e-003	0,	2,7811e-003	9,1544e-012	0,20281	20,
Frictional - implante To pilar	Contact	Frictional	Closed	67,	3,1134e-003	0,	3,1134e-003	4,4078e-012	0,16872	21,
Frictional - implante To pilar	Target	Frictional	Closed	61,	2,7811e-003	0,	2,7811e-003	8,4041e-012	0,17373	22,
Frictional - implante To pilar	Contact	Frictional	Closed	73,	3,1145e-003	0,	3,1145e-003	4,5568e-012	0,17941	23,
Frictional - implante To pilar	Target	Frictional	Closed	60,	2,7811e-003	0,	2,7811e-003	2,7283e-012	0,1796	24,
Frictional - implante To pilar	Contact	Frictional	Closed	69,	3,0334e-003	0,	3,0334e-003	2,6167e-012	0,18002	25,
Frictional - implante To pilar	Target	Frictional	Closed	65,	2,7797e-003	0,	2,7797e-003	2,5035e-012	0,17028	26,
Bonded - trabecular To implante	Contact	Bonded	Closed	4096,	5,4725e-015	0,	4,1535e-003	2,7114e-003	3,5648e-002	27,
Bonded - trabecular To implante	Target	Bonded	Inactive	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	0,
Bonded - trabecular To cortical	Contact	Bonded	Closed	476,	5,3537e-015	0,	1,0094e-003	2,1903e-003	0,19559	29,
Bonded - trabecular To cortical	Target	Bonded	Inactive	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	0,
Bonded - cortical To implante	Contact	Bonded	Inactive	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	0,
Bonded - cortical To implante	Target	Bonded	Inactive	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	0,
Bonded - cortical To implante	Contact	Bonded	Closed	1409,	2,6343e-014	0,	3,8077e-004	4,2186e-002	4,4193e-002	30,
Bonded - pilar To corona	Contact	Bonded	Inactive	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	0,
Bonded - pilar To corona	Target	Bonded	Closed	1507,	3,54e-014	0,	2,0071e-002	6,7912e-002	7,5588e-002	34,

Color Legend

<b>Red</b>	The contact status is open but the type of contact is meant to be closed. This applies to bonded and no separation contact types.
<b>Yellow</b>	The contact status is open. This may be acceptable.
<b>Orange</b>	The contact status is closed but has a large amount of gap or penetration. Check penetration and gap compared to pinball and depth.
<b>Gray</b>	Contact is inactive. This can occur for MPC and Normal Lagrange formulations. It can also occur for auto asymmetric behavior.

Figura 12. Validación de los contactos.

La opción Gap nos permite observar en qué lugares del modelo se presenta separación entre las superficies de los contactos asignados, gracias a la escala de colores podemos medir cual es la distancia entre caras. (figura 13)

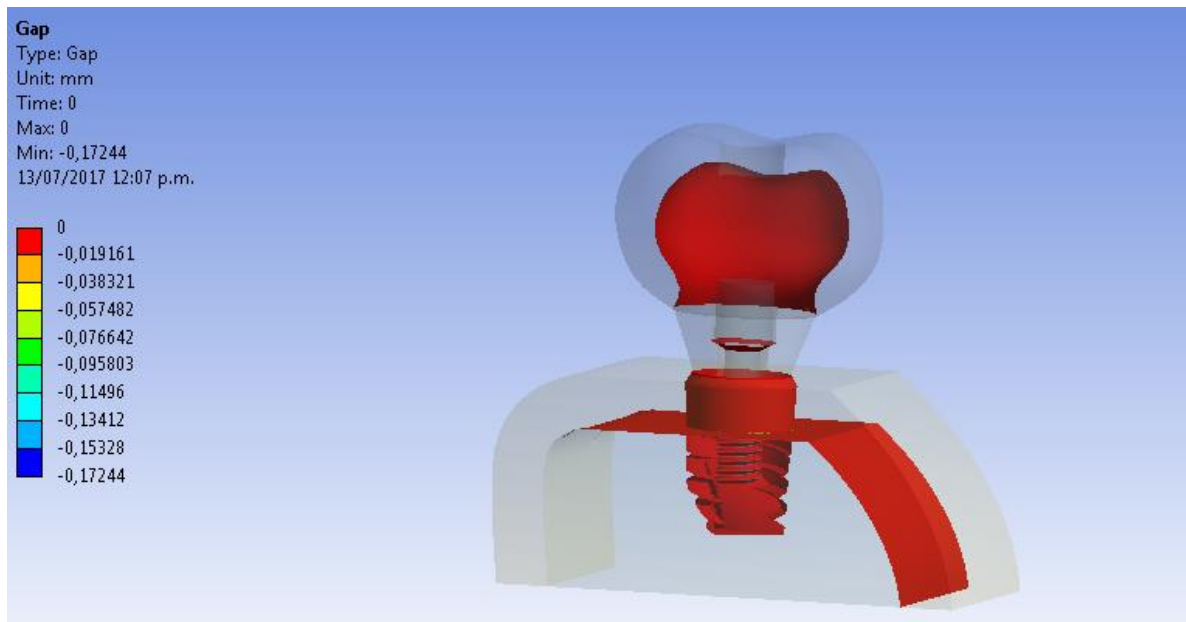


Figura 13. Valores de separación (mm) entre las superficies del modelo de elementos finitos.

La validación por penetración se realiza para asegurar que las superficies de contacto en el estudio no posean incrustaciones o interferencias. La validación de contactos por medio de este tipo de herramientas evita unos malos resultados.(figura 14)

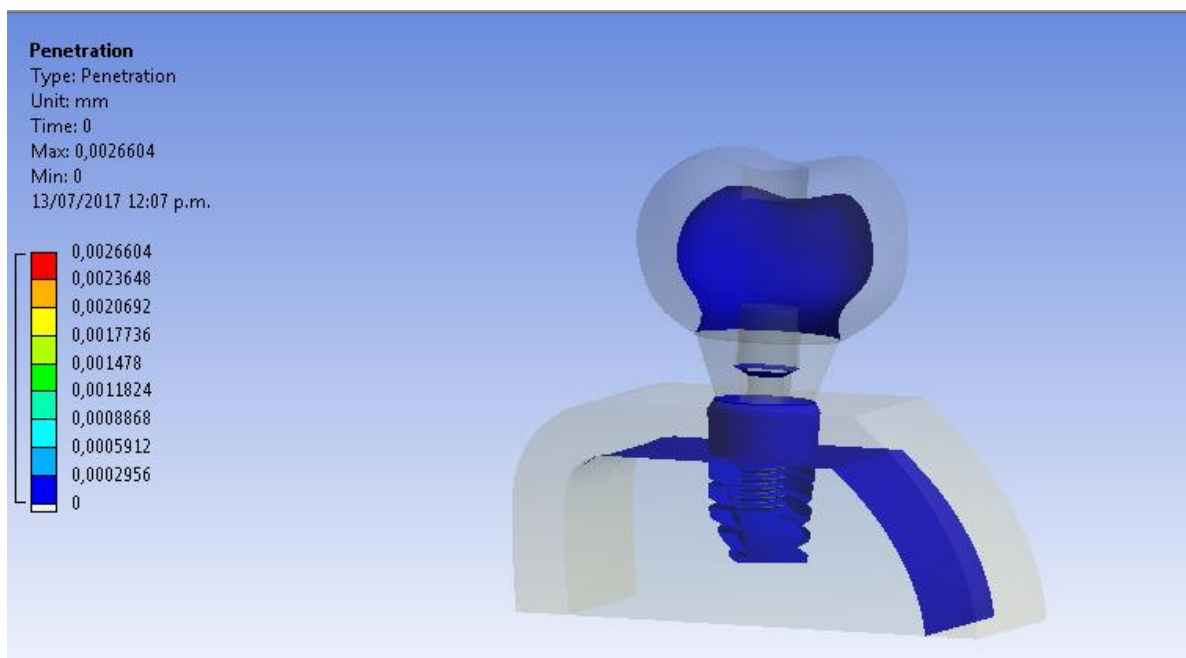


Figura 14 Valores de penetración (mm) entre las superficies del modelo

### 2.7.5 CONDICIONES DE FRONTERA

Se determinan las condiciones de carga y de frontera del modelo, tanto las caras mesial, distal y la parte inferior del hueso se declararon como soportes fijos y las cargas se distribuyeron en las cuatro cúspides de la corona para el caso de carga axial y en las dos cúspides linguales la carga por componentes.

Se realizar una fuerza de 200N en sentido axial, la fuerza se aplicó en los vértices cuspidos de las cuatro cúspides 50 N cada una y 100 N definido por componentes simétricos ( $45^\circ$  en el plano) en las dos cúspides linguales 50N para cada vértice cuspidos. (figura 15 )

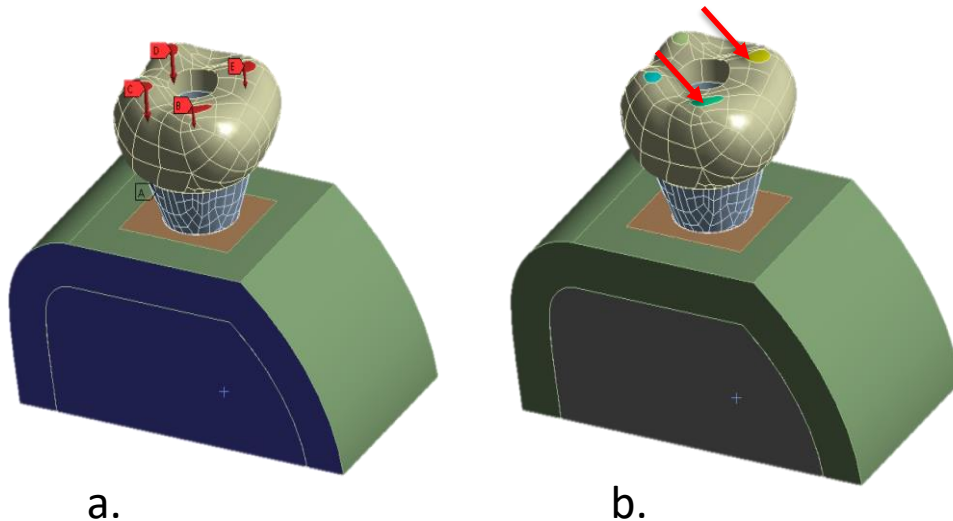


Figura 15. Condiciones de frontera para el conjunto mediante el método de elementos finitos. A carga axial b. carga oblicua

<b>APLICACIÓN CARGA</b>	<b>AUTOR</b>
<p>Todos los materiales se consideraron isotrópica, linealmente elástico y homogénea.</p> <p>el contacto se estableció en condiciones de servidumbre porcelana / metal, implante / hueso cortical, cortical / trabecular interfaces de hueso, mientras que la interfaz de contacto entre la corona y el implante se consideró como yuxtapuestos.</p> <p>200 N axial, la carga se aplicó en las 4 cúspides (50 N)</p> <p>100 N oblicua 45° dos cúspides linguales (50 N) para la carga oblicua en un área de aproximadamente 0,17 mm<sup>2</sup>.</p>	<p>de Moraes SL1, Verri FR2, Santiago JF Jr2, Almeida DA2, de Mello CC2, Pellizzer EP2. A 3-D finite element study of the influence of crown-implant ratio on stress distribution. Braz Dent J. 2013 Nov-Dec;24(6):635-41.</p>
<p>Todos los contactos se simularon por soldadura simétrica con la excepción del contacto de abutment / implante, que se simuló por contacto simétrica.</p> <p>La fuerza aplicada fue de 200 N en dirección axial, con 50 N en cada punta de la cúspide, y 100 N oblicua, con 50 N en cada punta de la cúspide lingual.</p>	<p>Ramos Verri F1, Santiago Junior JF2, de Faria Almeida DA2, de Oliveira GB2, de Souza Batista VE2, Marques Honório H3, Noritomi PY4, Pellizzer EP2. Biomechanical influence of crown-to-implant ratio on stress distribution over internal hexagon short implant: 3-D finite element analysis with statistical test. J Biomech. 2015 Jan 2;48(1):138-45.</p>
<p>Todos los materiales se presume que son lineal, elástico, homogéneo e isotrópico.</p> <p>Una carga de 200 N (Morneburg y Proschel 2002) se aplicó hacia la dirección axial, y una carga de 100 N se aplicó hacia la dirección oblicua, guiada a las cúspides linguales, simulando contactos excéntricos.</p> <p>Esas fuerzas se dividieron entre las cúspides: carga axial (cuatro regiones) y la carga oblicua (dos regiones).</p>	<p>Moraes SL1, Pellizzer EP, Verri FR, Santiago JF Jr, Silva JV. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in retention screws of different crown-implant ratios. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2015;18(7):689-96.</p>
<p>200 N distribuidos en las 4 cúspides, 50 N en cada cúspide y 100N en carga oblicua con 50 N en cada cúspide lingual simulando la situación clínica</p>	<p>Verri FR1, Batista VE2, Santiago JF Jr2, Almeida DA2, Pellizzer EP2. Effect of crown-to-implant ratio on peri-</p>

	implant stress: a finite element analysis. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 2014 Dec;45:234-40.
Una carga oclusal normal simulada usando 200 N de fuerza distribuidos sobre 8 puntos de 1,5mm <sup>2</sup> la fuerza fue aplicada en la dirección normal de la oclusión perpendicular a la cúspide. La oclusión traumática fue simulada en forma de contactos prematuros con los mismos 200N de fuerza distribuidos sobre 5 puntos oclusales de 1.5mm <sup>2</sup> a 45° en dirección oblicua	Sotto-Maior BS1, Senna PM, da Silva WJ, Rocha EP, Del Bel Cury AA. Influence of crown-to-implant ratio, retention system, restorative material, and occlusal loading on stress concentrations in single short implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2012 May-Jun;27(3):e13-8

Tabla 6. Revisión literatura aplicación de la carga

### 2.7.6 DISCRETIZACIÓN DE DOMINIOS.

La convergencia del análisis depende en gran medida del refinamiento de la malla un estudio de convergencia fue necesario cambiando los parámetros en los diferentes cuerpos de la estructura (La convergencia se encuentra cuando los valores en los resultados no varían notablemente cuando variamos el número de nodos). Por lo cual se utilizó una malla con mayor nivel de refinamiento en las zonas roscadas y en el hueso circundante. Y se estableció que el tipo de análisis que se debía realizar era un análisis bilineal debido a las características de material que presenta el hueso. El enmallado de las estructuras se realizó con elementos tridimensionales tetraédricos con énfasis en la zona roscada entre el implante y el hueso, la interfaz tornillo de fijación e implante. (Figura 16)

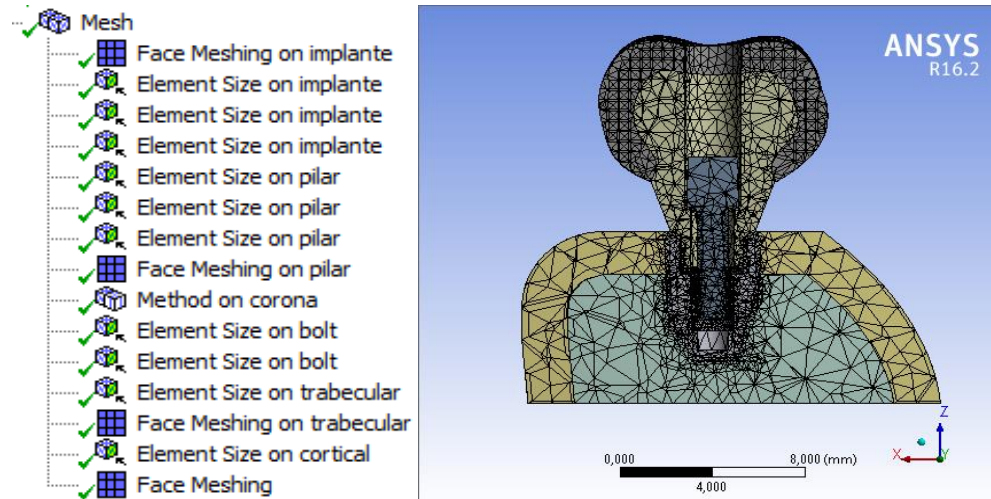


Figura 16. enmallado 3D del modelo

A continuación se observan los cuerpos a analizar con su respectivo enmallado y numero de nodos. (Figuras 17,18, 19, 20, 21)

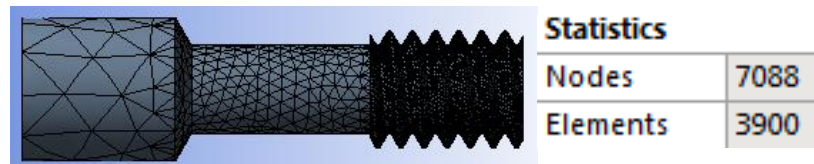


Figura 17. Enmallado tornillo de fijación

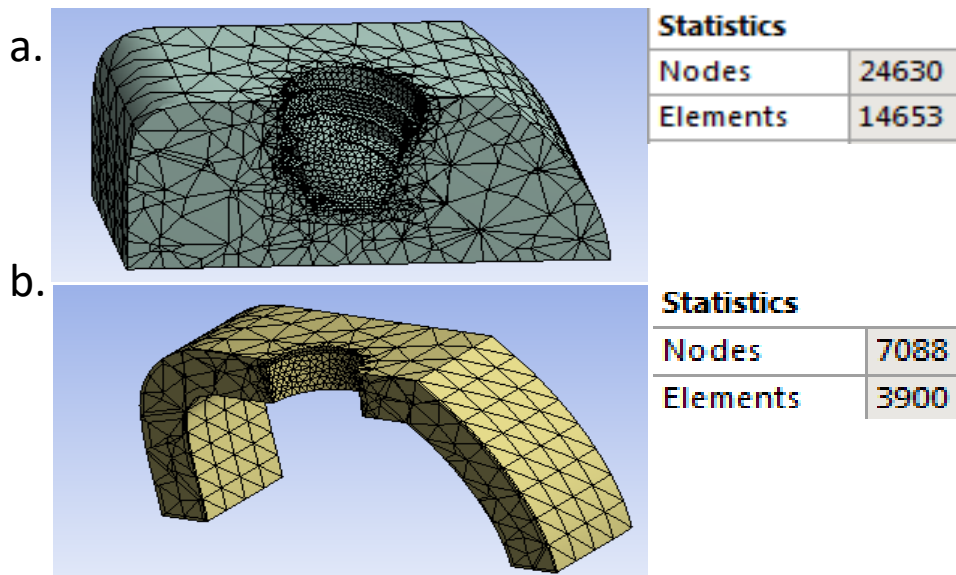


Figura 18. Enmallado hueso con implante 4,2x6 a. hueso cortical b. hueso trabecular

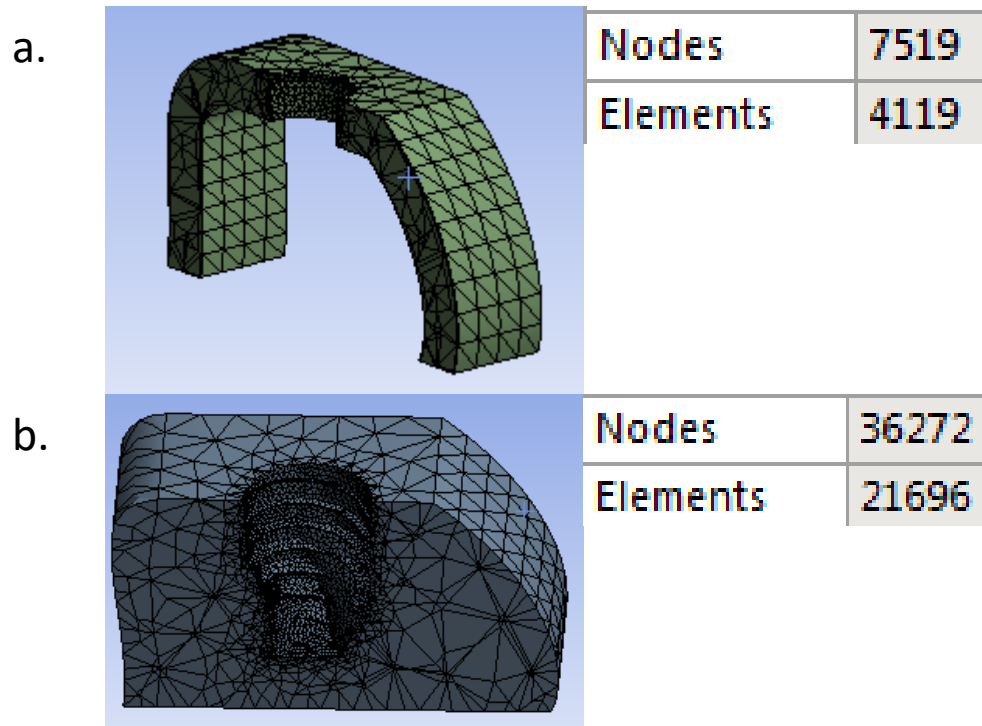


Figura 19 Enmallado hueso con implante 4,2x8 a. hueso cortical b. hueso trabecular

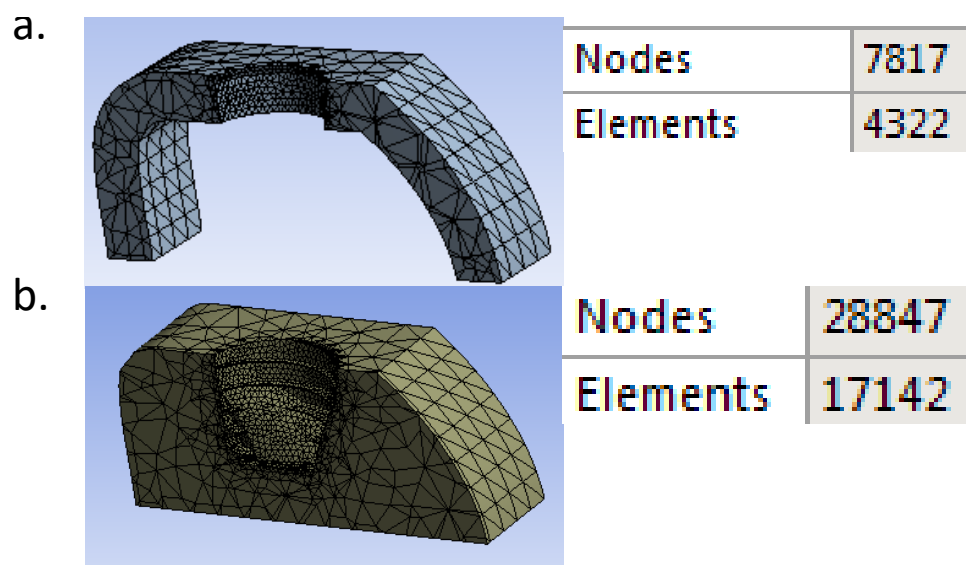


Figura 20 Enmallado hueso con implante 5x6 a. hueso cortical b. hueso trabecular

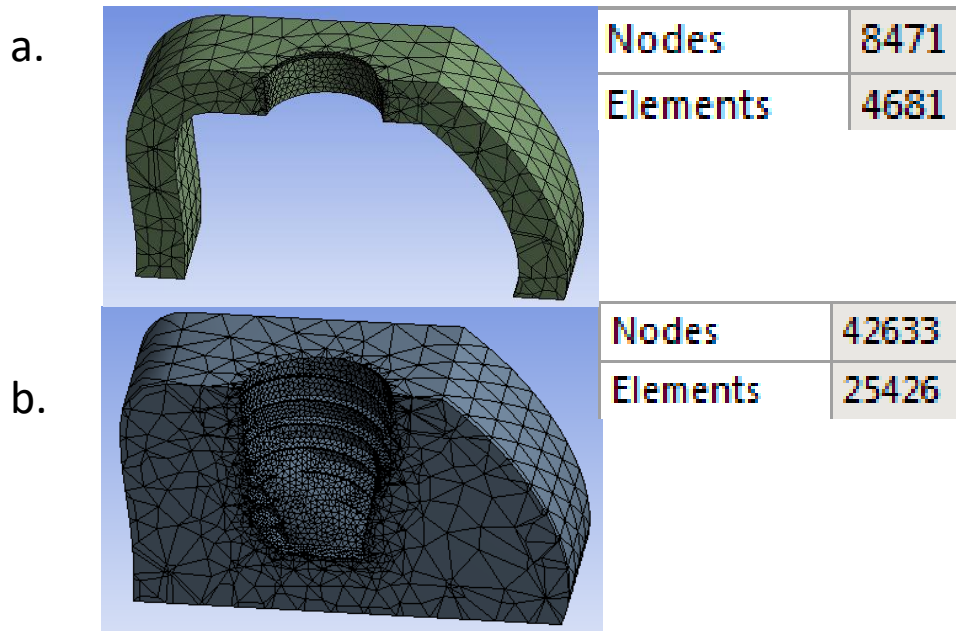


Figura 21. Enmallado hueso con implante 5x8 a. hueso cortical b. hueso trabecular

Con estas configuraciones y teniendo en cuenta que el número de nodos del ensamble total que oscila desde 148000 nodos en el modelo con implante 4,2x6 y relación corona implante 1:1 hasta los 201176 en el modelo con implante 5x8 con relación corona implante 2,5:1 se pudo observar que la variación en el estado de esfuerzos y deformaciones del conjunto no tubo variaciones significativas si se aumentaba el número de nodos.

### 2.7.7 RECOLECCION DE DATOS

La recolección de los datos se incluyó en una tabla matriz en Excel versión para Windows 7, se obtuvo a través del software Ansys el esfuerzo y la deformación

máxima de cada estructura ver (figuras 22, 23). Se determinó las zonas de interés basados en el comportamiento de los materiales de acuerdo a las cargas aplicadas. En las zonas de interés se seleccionaron diferentes puntos con el objetivo de hacer seguimiento al comportamiento estructural de los componentes mecánicos y el tejido biológico como se observa en las figura determinado de la siguiente forma: Para el tornillo de fijación se marcaron 4 puntos tomados de la cara vestibular: el punto P0 en la parte más superior, el punto P1 en el cuello del tornillo, el punto P2 al inicio de las roscas y el punto P3 en la parte final del tornillo como se observa en la (figura 24)

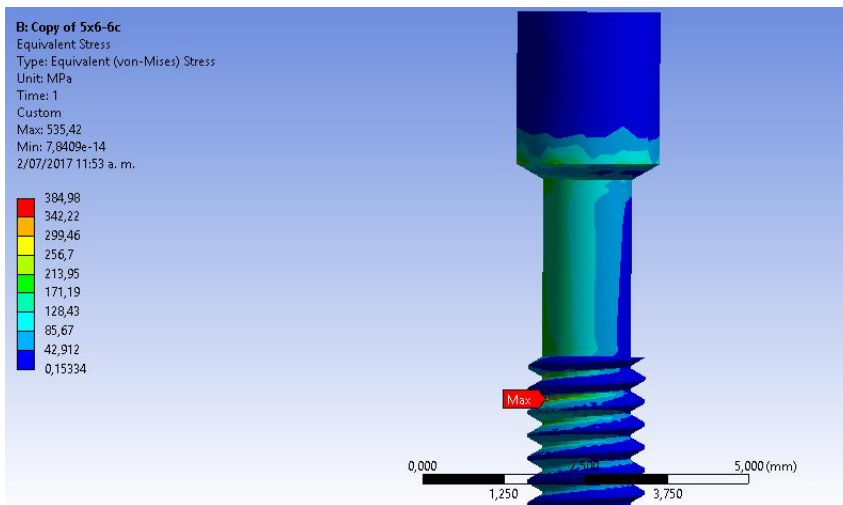


Figura 22. Punto de esfuerzo máximo del tornillo de fijación

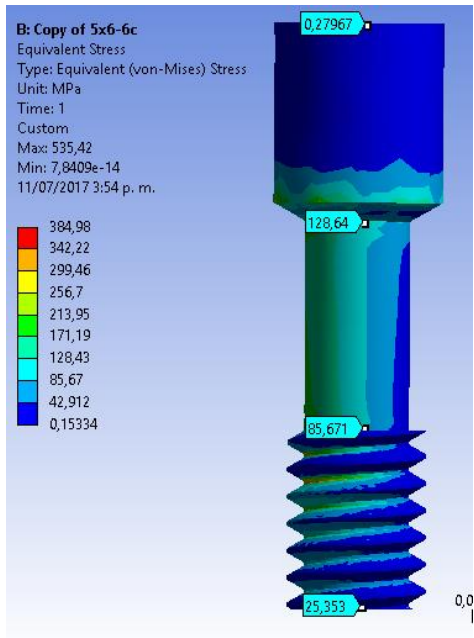


Figura 24. Puntos de medición de esfuerzos en el tornillo de fijación en sentido longitudinal

En el hueso cortical se tomaron 2 puntos mesial y distal en una vista coronal (figura 25). A lo largo del hueso cortical se trazaron 4 puntos en zona vestibular y 4 puntos en la zona lingual con el fin de comparar sus esfuerzos y deformaciones, el punto P0 se marcó en el inicio del hueso cortical, el punto P1 cuando cambia la configuración ósea, el punto P2 en el centro del hueso cortical y el punto P3 en la zona donde finaliza el hueso cortical e inicia el trabecular. Esto se evidencia en la siguiente y figura 26.

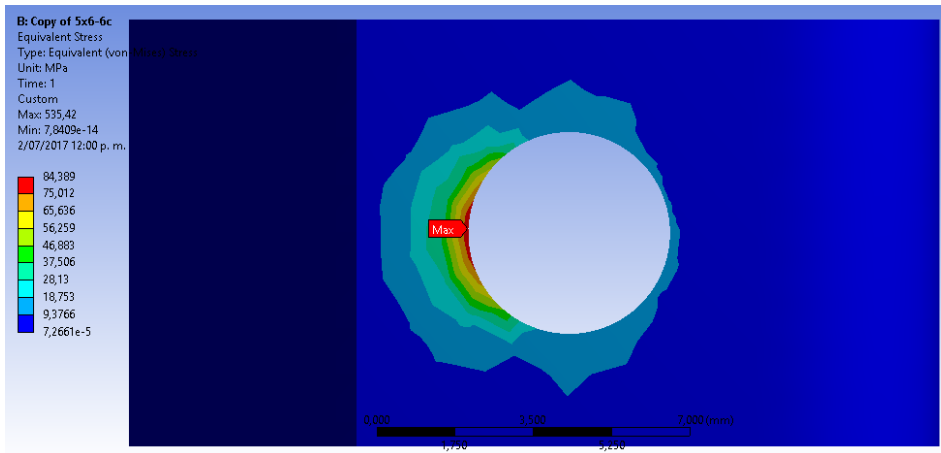


Figura 23. Punto de esfuerzo máximo en el hueso cortical

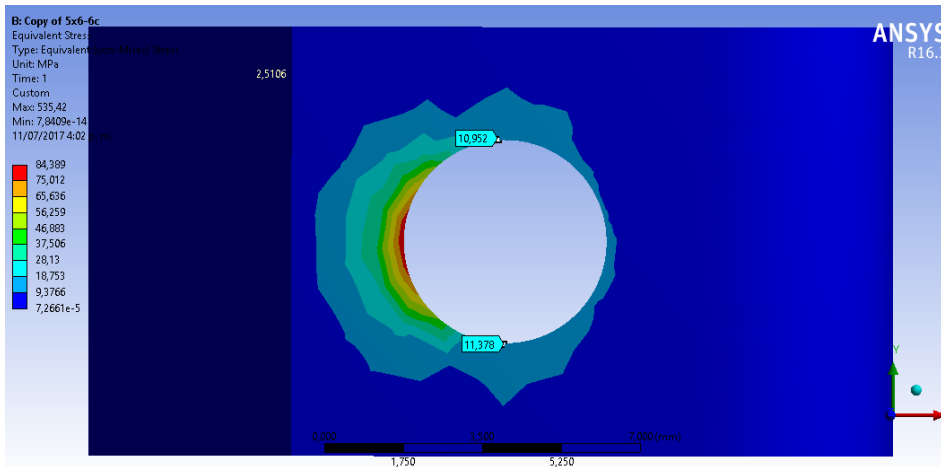


Figura 25. Puntos de medición de esfuerzos en el hueso cortical en mesial y distal

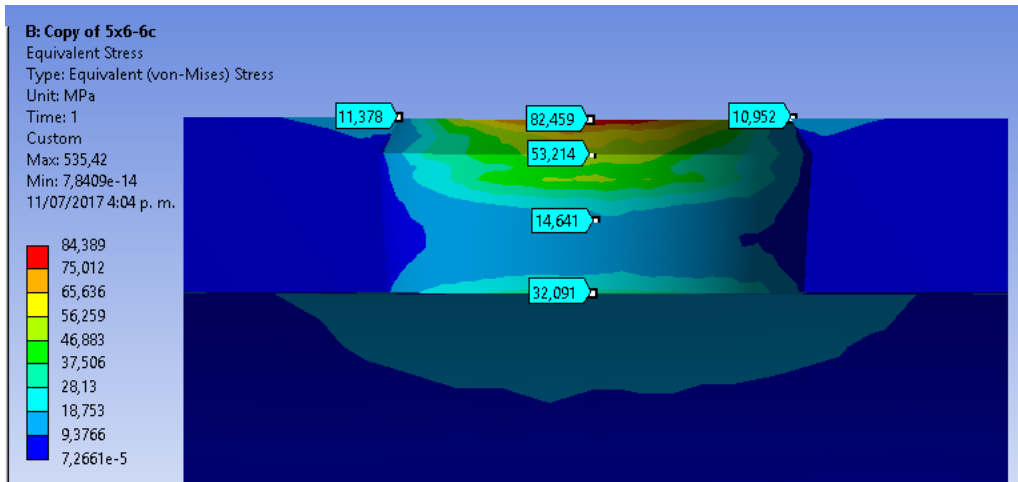


Figura 26. Punto de medición de esfuerzos en el hueso cortical en sentido coronal-apical

En el hueso trabecular los datos se tomaron dividiendo la longitud del implante en puntos exactos tanto para el implante de 6 como para el de 8mm. Se obtuvieron 5 puntos en los modelos con implantes de 6 mm y 7 puntos en los modelos de implantes de 8mm que fueron distribuidos a lo largo de la zona del implante en el hueso trabecular tanto en vestibular como en lingual, con el fin de observar los esfuerzos y deformaciones que se presentan y como se distribuyen. (Figura 27 )

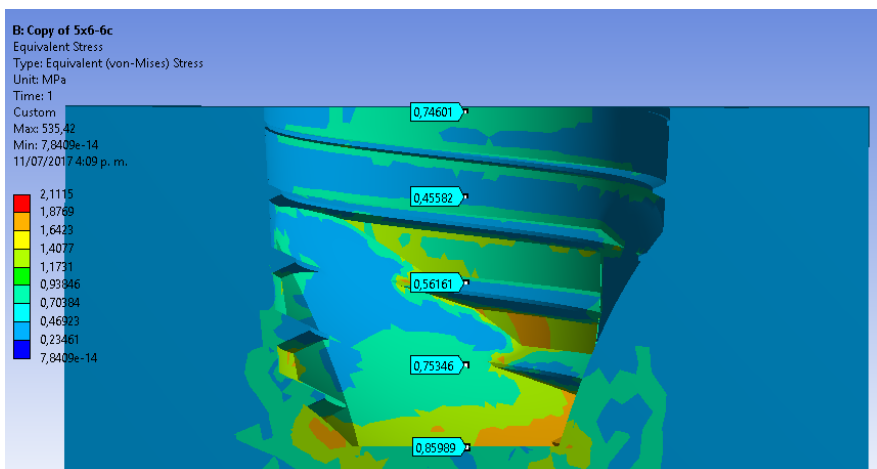


Figura 27. Puntos de medición de esfuerzo en sentido longitudinal en el hueso trabecular en implante de 6mm

Estos puntos se marcaron en cada estructura como se describió anteriormente en cada modelo en carga axial y carga oblicua al igual que en los esfuerzos y deformaciones. Los datos obtenidos fueron consignados en el instrumento de recolección de datos para su posterior análisis.

## **2.8 ANALISIS ESTADISTICOS**

Después de la recolección de datos se procedió a incluirlos en una tabla matriz en Microsoft Excel versión para Windows 7. Los análisis estadísticos se realizaron con el software RV3.3 2016 y real Statistics V5.5 2017. Inicialmente se realizó un análisis exploratorio para describir la muestra, se utilizó la prueba shapiro wilk para determinar si los datos en cuanto deformación y esfuerzo presentaban una distribución normal. Como los valores obtenidos no presentaron una distribución normal, se utilizó la prueba de levene para determinar si había igualdad de varianza. Como en las condiciones de una análisis de varianza los datos deben tener una distribución normal e igual varianza y ser grupos independientes; pero en este caso como no tenemos una distribución normal pero si tenemos igual de varianza se realiza un análisis de varianza robusto: anova a 3 vías para determinar la diferencia en esfuerzo y deformación a nivel de la longitud del implante, relación C/I y dirección, anova a 3 vías para determinar la diferencia en esfuerzo y deformación a nivel de la longitud del implante , relación C/I en punto mesial o distal y anova a 2 vías para determinar diferencia en esfuerzo y o deformación a nivel de la longitud del implante y punto.

Anova 2 vías para Comparar esfuerzo Cortical - Vestibular promedio por punto, ubicación y punto: ubicación.

Además se aplica teorema central del límite Dado que  $n > 30$ , para cada muestra no es necesario aplicar Shapiro Wilk ni Leven, se aplica el teorema central del límite que dice que si la muestra es mayor que 30, tiende a tener distribución normal .Se tuvieron en cuenta como dato significativo valores de  $p < 0.05$ .

### **3 RESULTADOS**

En el presente estudio se evaluaron 32 modelos 3 D a través del método de elementos finitos utilizando el software ANSYS Workbench versión 16.2.

#### **3.1 ANÁLISIS DESCRIPTIVO ESFUERZO MÁXIMO DEL TORNILLO.**

Se observa en cuanto al esfuerzo máximo del tornillo de fijación que va aumentando a medida que aumenta la relación corona/ implante mostrándose mayor en el modelo de implante de longitud de 8 mm con diámetro 4,2 con relación 2.5/1. Se puede observar también que la carga oblicua mostro mayores esfuerzos también proporcionales a la relación C/I. Al comparar los diámetros se puede concluir que los grupos de implantes con diámetro de 5mm mostraron menores esfuerzos durante cargas oblicuas que los de diámetro 4.2mm, siendo el grupo de 6mm de longitud el que muestra los menores esfuerzos. Observamos que la carga axial no muestra valores representativos en ninguno de los modelos (figura 28).

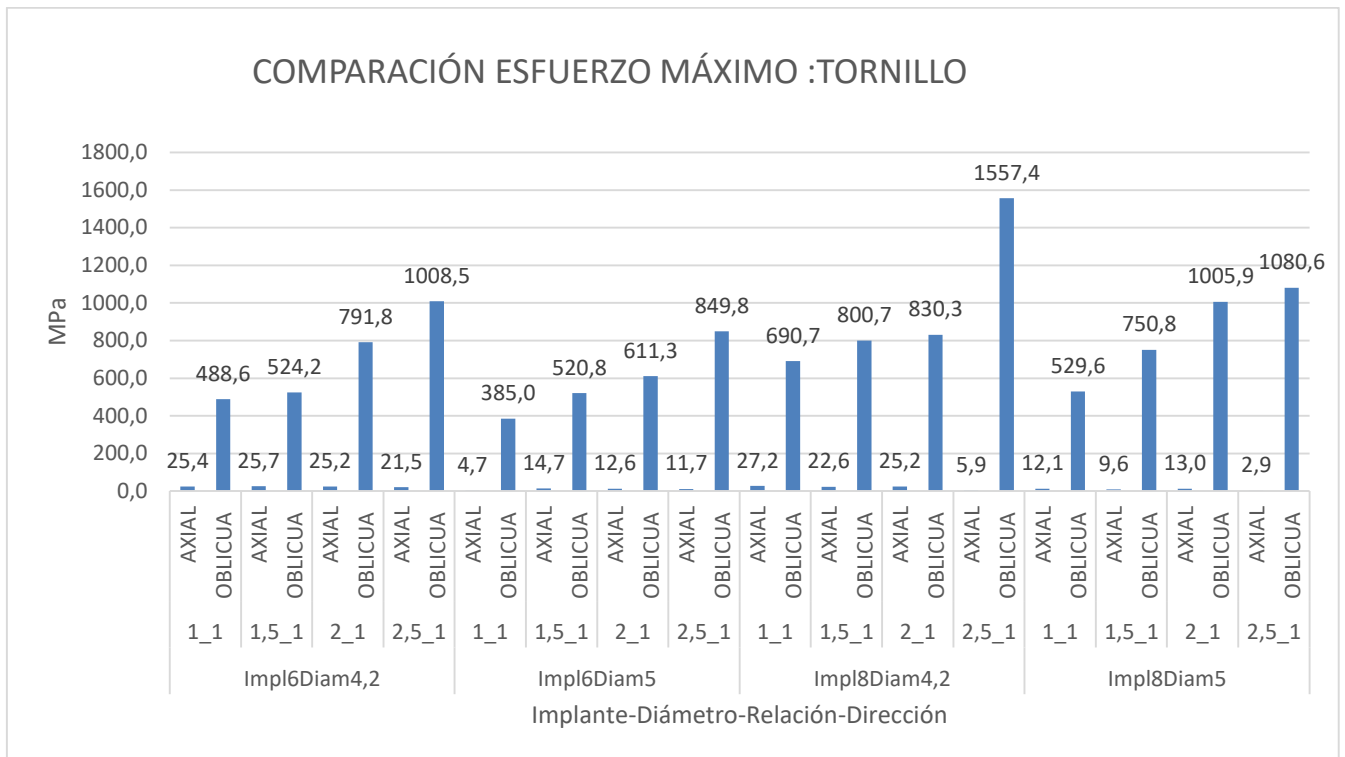


Figura 28. Comparación esfuerzo máximo tornillo: implante, diámetro relación y dirección

### 3.2 ANÁLISIS DESCRIPTIVO ESFUERZO MÁXIMO CORTICAL

El esfuerzo máximo cortical va aumentando a medida que aumenta la relación corona/ implante siendo proporcional al aumento de la altura coronal, mostrando mayores esfuerzos en el modelo de implante de longitud de 8 mm con diámetro 4,2 con relación 2.5/1, al igual que en los modelos con carga oblicua. En este grupo no se observaron diferencias marcadas generales entre los implantes de diámetro 4.2 y 5mm. Observamos que la carga axial no muestra valores representativos en ninguno de los modelos. (figura 29)

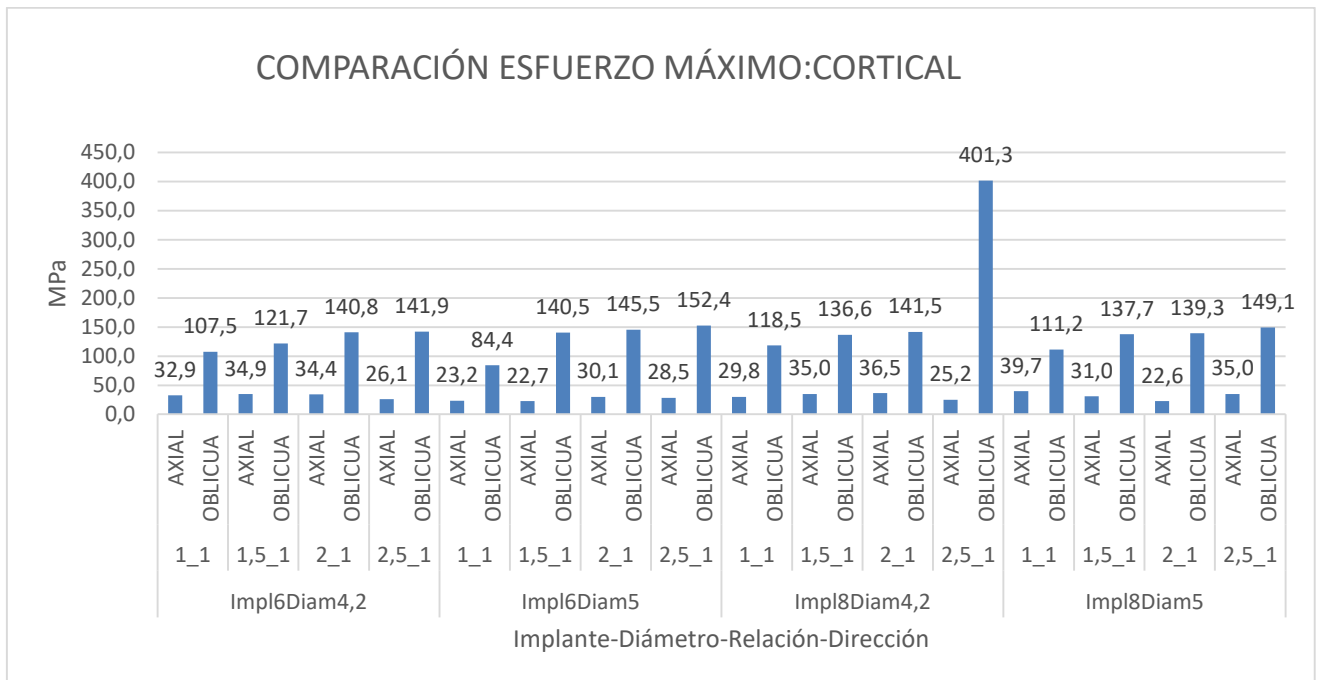


Figura 29. Comparación esfuerzo Máximo: cortical nivel implante, diámetro, relación y dirección

### 3.3 ANÁLISIS DESCRIPTIVO DEFORMACIÓN MÁXIMA DEL TORNILLO

En cuanto a la deformación máxima del tornillo se puede observar en la (figura30) que va aumentando proporcional a la altura de la corona, en este grupo se observa disminución de las deformaciones en los implantes de 5mm de diámetro siendo menores en los implantes de 6mm de longitud. Sin embargo; el implante de longitud 8 y diámetro 4.2 mm es el que presenta mayores deformaciones al igual que las dos gráficas anteriores. Observamos que la carga axial no muestra valores representativos en ninguno de los modelos.

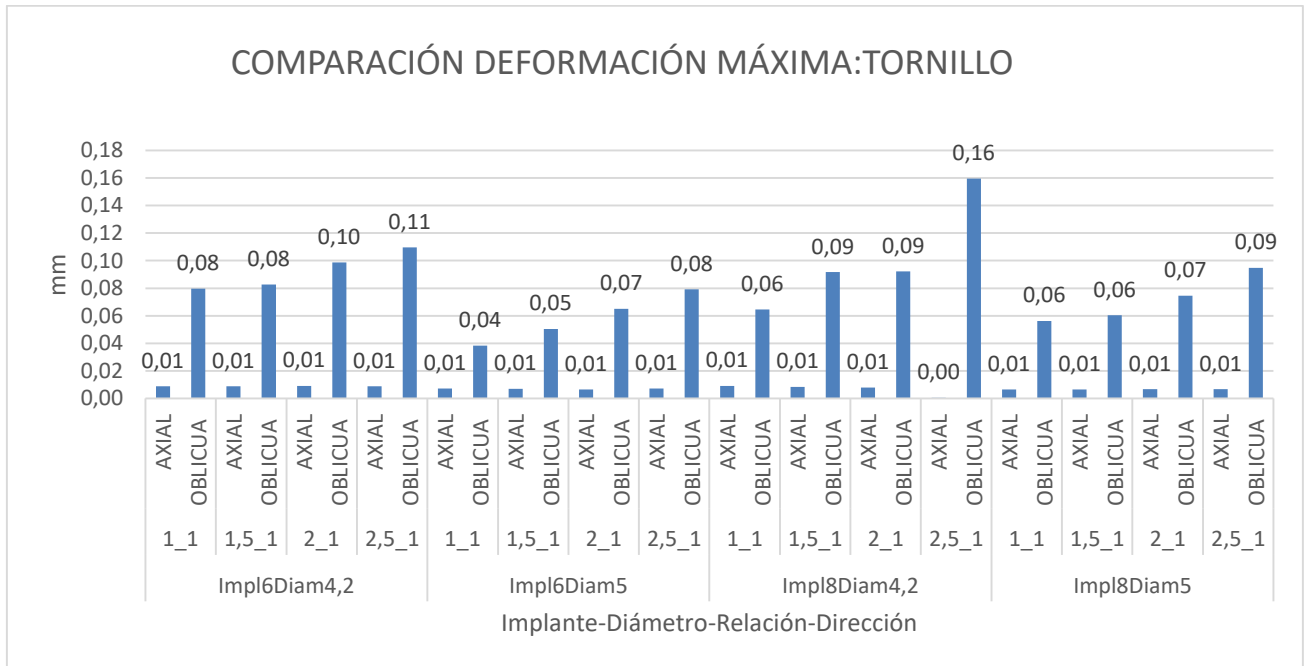


Figura 30. Comparación deformación máxima del tornillo nivel de implante, diámetro, relación y dirección.

### 3.4 ANÁLISIS DESCRIPTIVO DEFORMACIÓN MÁXIMA CORTICAL

La deformación máxima cortical se observa más representativa en el modelo del implante de 6 mm de longitud con 4.2 mm de diámetro, con una relación C/l de 2.5/1 durante la carga oblicua, al igual, el grupo de implante 6mm y 4.2mm de diámetro mostro valores mayores que los demás grupos. Sin embargo, se vuelve a repetir el aumento de las deformaciones a medida que aumenta la longitud coronal en cada grupo, siendo mucho más marcada la carga oblicua en cada modelo.(figura 31)

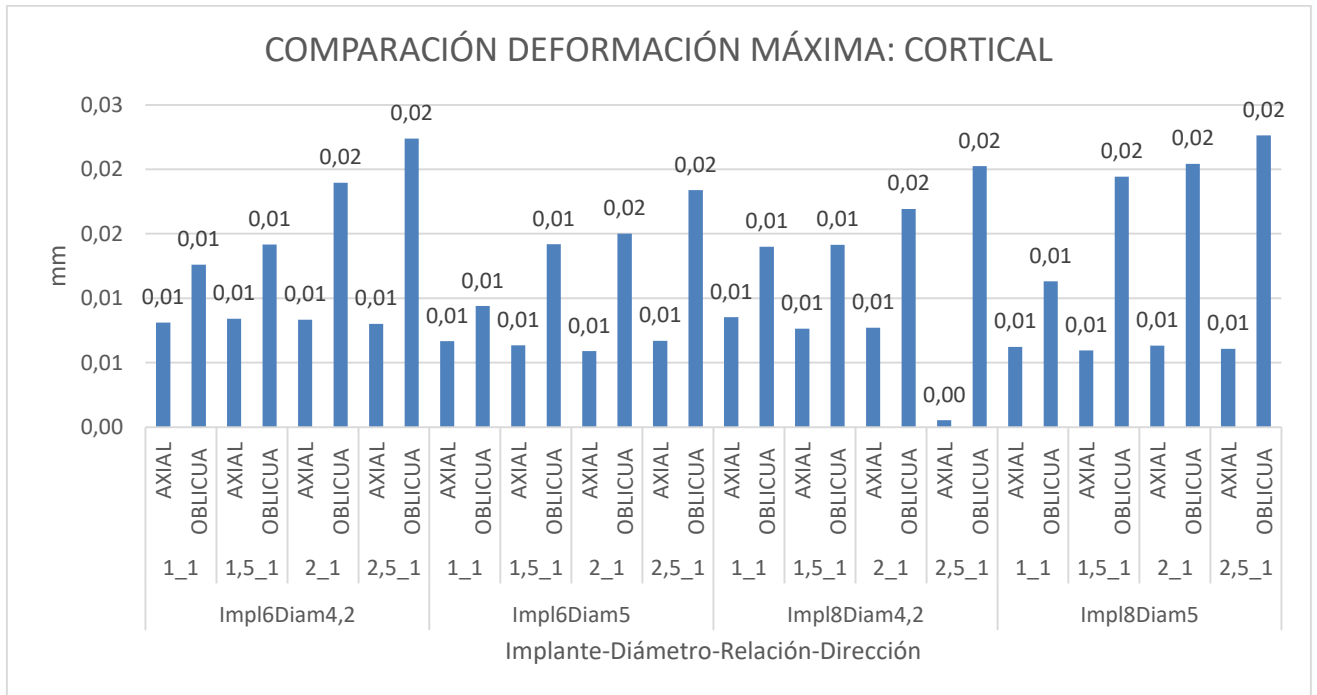


Figura 31. Comparación deformación máxima cortical nivel implante, diámetro, relación y dirección.

### 3.5 RESULTADOS ESFUERZOS Y DEFORMACIONES DEL TORNILLO

#### ESFUERZO MÁXIMO DEL TORNILLO

El esfuerzo máximo del tornillo se vio influenciado con una diferencia estadísticamente significativa por el implante de longitud 8mm y diámetro 4.2 mm con un valor P (0,013), una relación corona/implante de 2.5/1 con un valor P (0,001) y por la dirección oblicua valor P (0,000). Siendo la dirección oblicua el común denominador de los resultados de carga máxima sobre el tornillo. (Figura 32).

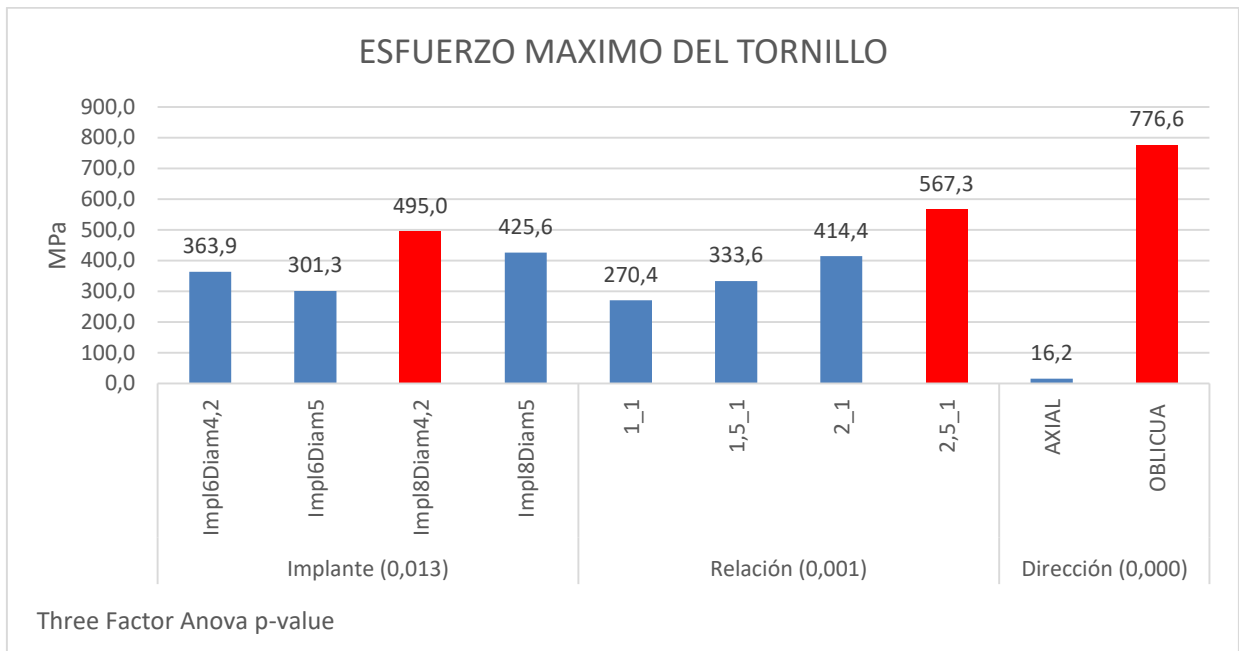
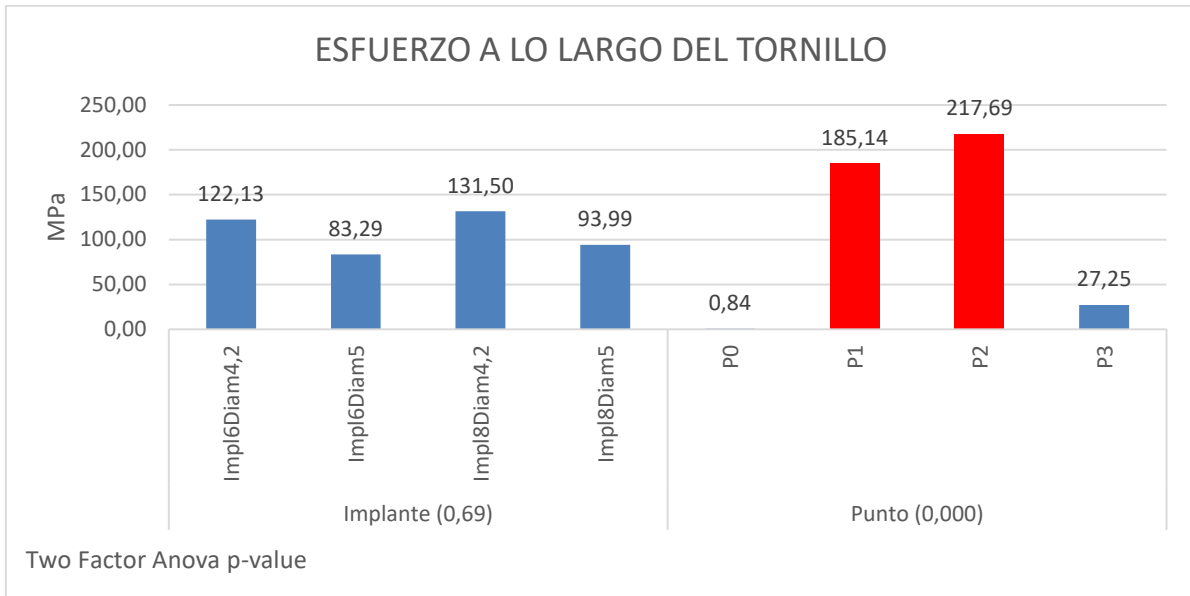


Figura 32. Esfuerzo máximo del tornillo: implante vs relación vs dirección.

### 3.6 ESFUERZO A LO LARGO DEL TORNILLO

Esfuerzo a lo largo del tornillo se vio influenciado por la dirección de la carga oblicua valor P (0,000). El punto 1 ubicado en el cuello del tornillo y el punto 2 en el inicio de las roscas mostraron mayores esfuerzos con una diferencias estadísticamente significativas con valor P (0,000).(figura 33 )



**Figura 33. Esfuerzo a lo largo del tornillo: implante vs punto**

### 3.7 DEFORMACIÓN MÁXIMA DEL TORNILLO

La deformación máxima del tornillo se ve influenciada por el diámetro y longitud del implante, mostrando diferencias estadísticamente significativas en los implantes de longitud 6mm y 8mm con diámetro 4,2mm con valor P (0,01), por la relación corona/implante de 2.5/1 con valor P (0,008), y la dirección oblicua con valor P(0,000). (Figura 34)

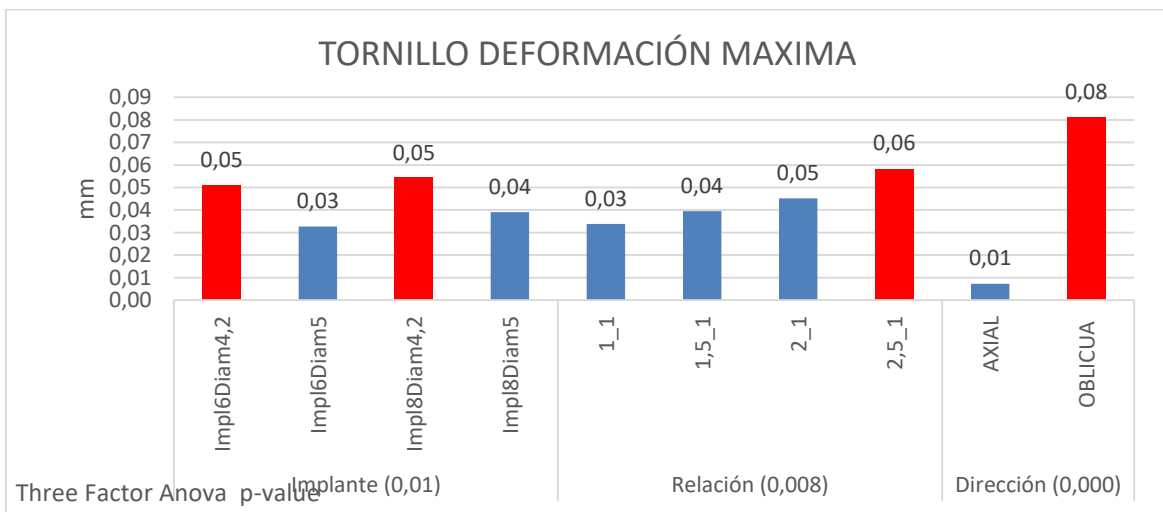


Figura 34. Deformación máxima del tornillo: implante vs relación vs dirección

### 3.8 RESULTADOS ESFUERZOS Y DEFORMACIONES HUESO CORTICAL

#### ESFUERZO MÁXIMO CORTICAL

El esfuerzo máximo cortical se vio influenciado por la dirección oblicua con un valor P (0,00), sin mostrar diferencias estadísticamente significativas en longitud y diámetro de los implantes P (0,36) o las longitudes coronales. (0,21)

(Figura35)

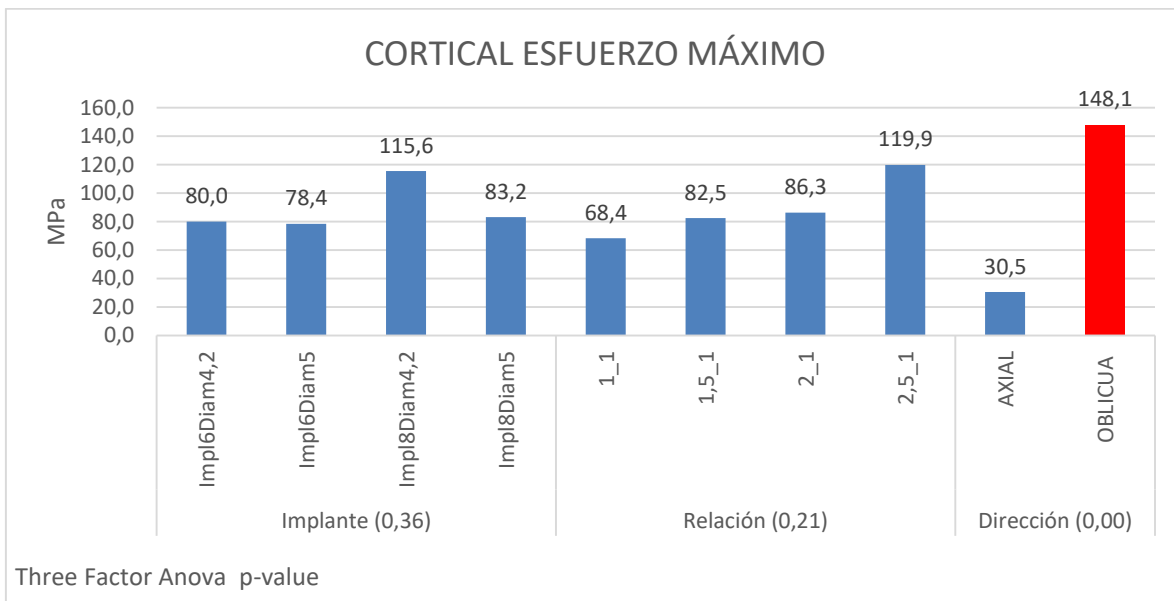


Figura 35. Esfuerzo máximo cortical: implante vs relación vs dirección.

#### 3.9 DEFORMACIÓN MÁXIMA CORTICAL

En la deformación cortical máxima se presentó diferencia estadísticamente significativa valor P (0,009) en la relación 2.5/1, y en la carga oblicua con valor P (0,000). La carga oblicua mostro diferencias estadísticamente significativas en

los modelos 1,5/1, 2/1 y 2.5/1. sin mostrar mayores deformaciones en el modelo 1/1. (Figura36)

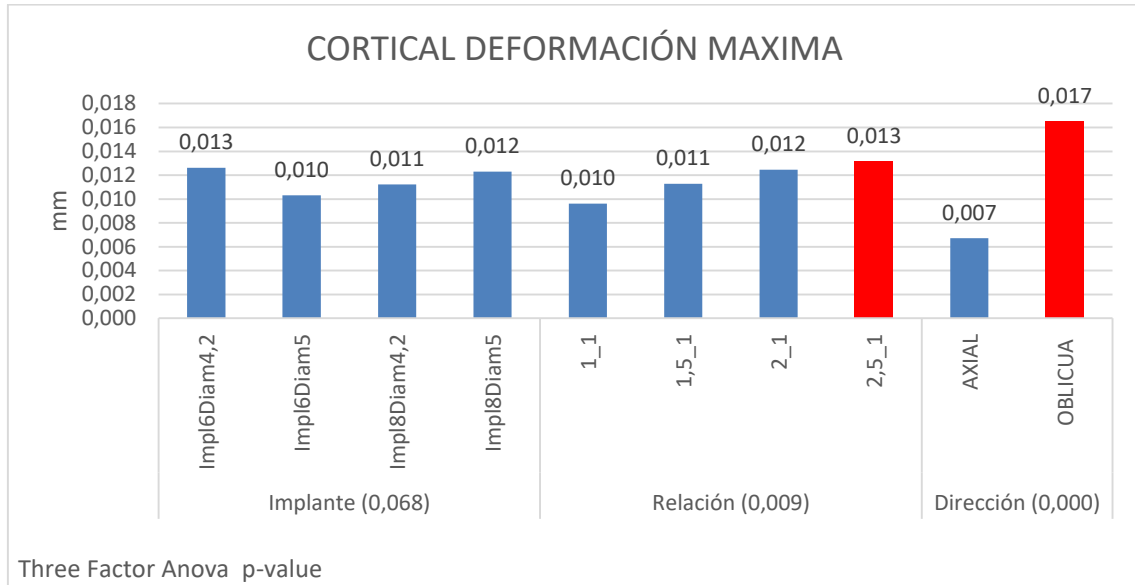


Figura 36. Deformación cortical máxima: implante vs relación vs dirección

### 3.10 ESFUERZO CORTICAL VESTIBULAR

El esfuerzo cortical vestibular se vio influenciado por los implantes de longitud 6 y 8mm y diámetro de 4,2 mostrando mayores esfuerzos con un valor p (0,016), se observaron diferencias estadísticamente significativas en la relación 2.5/1 valor P(0,03) seguida de la 2/1 y la carga oblicua valor P(0,000). En cuanto a la distribución de esfuerzos a lo largo del hueso cortical vestibular se mostró diferencia significativa en el punto #3 Valor P (0,000) y en el implante 6x4,2 valor P (0,036). (Figura37, 38).

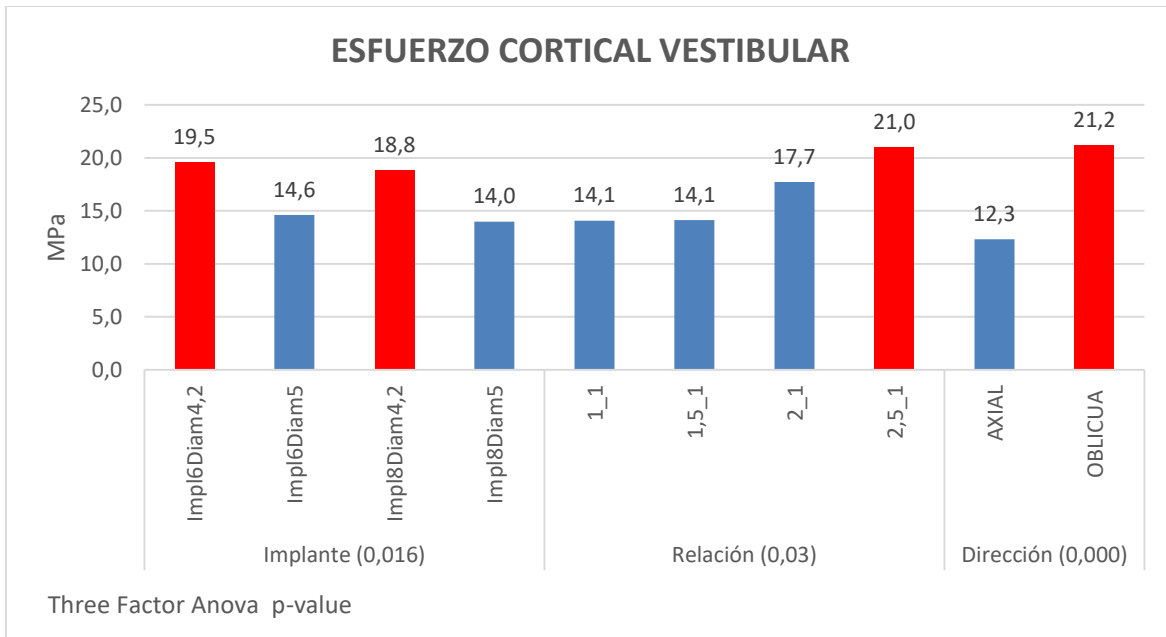


Figura 37. Esfuerzo cortical vestibular: implante vs relación vs dirección

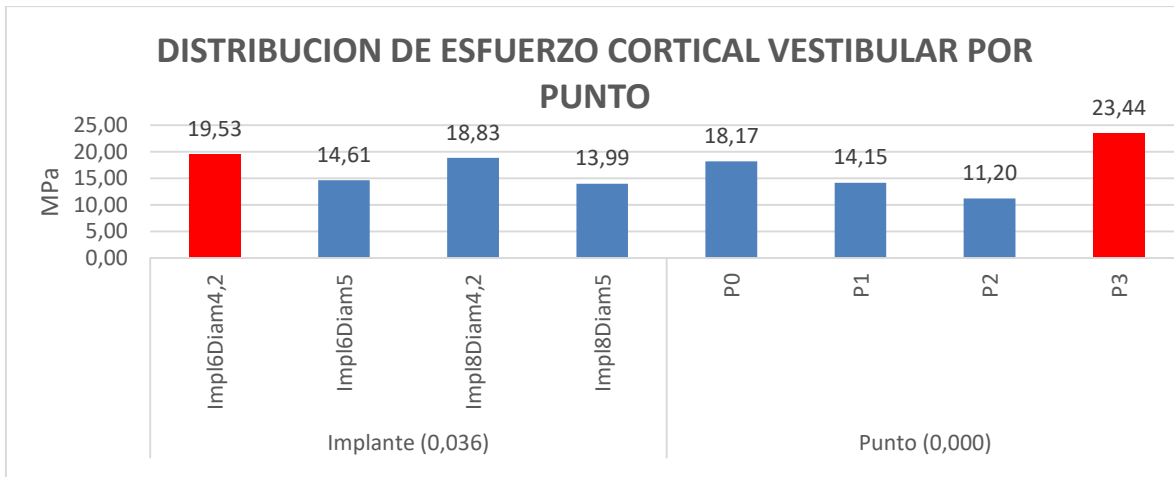


Figura 38. Esfuerzo cortical vestibular: implante vs punto

### 3.11 ESFUERZO CORTICAL LINGUAL

El esfuerzo cortical lingual estuvo únicamente influenciado por la dirección de la carga, siendo la oblicua con valor P(0,000). A lo largo del hueso cortical lingual se mostraron esfuerzos mayores en punto 0 y punto 1 con valor P (0,000).(figura 39).

(Figura40)

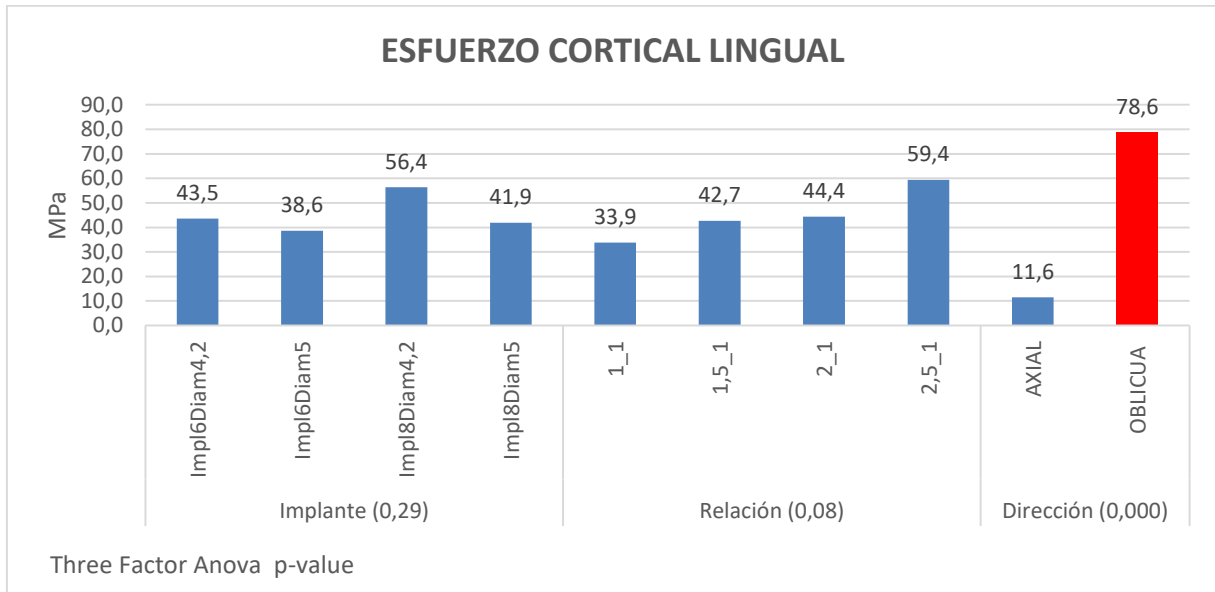


Figura 39. Esfuerzo cortical lingual: implante vs relación vs dirección.

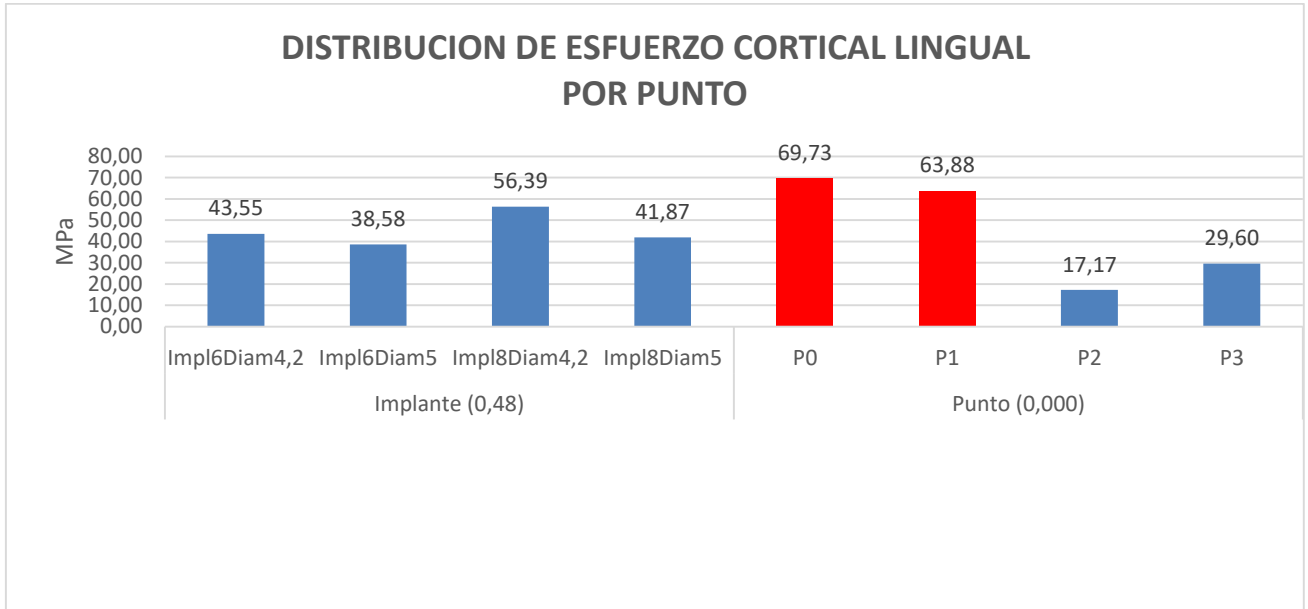


Figura 40. Esfuerzo cortical lingual: implante vs punto

### 3.12 COMPARACIÓN ESFUERZOS EN EL HUESO CORTICALES DE ZONA VESTIBULARES VS LINGUALES

Se observó diferencias estadísticamente significativas en la concentración de esfuerzos entre los puntos corticales linguales y los puntos corticales vestibulares, siendo los linguales con mayores esfuerzos mostrando valor P (1,9e-10).(figura 41)

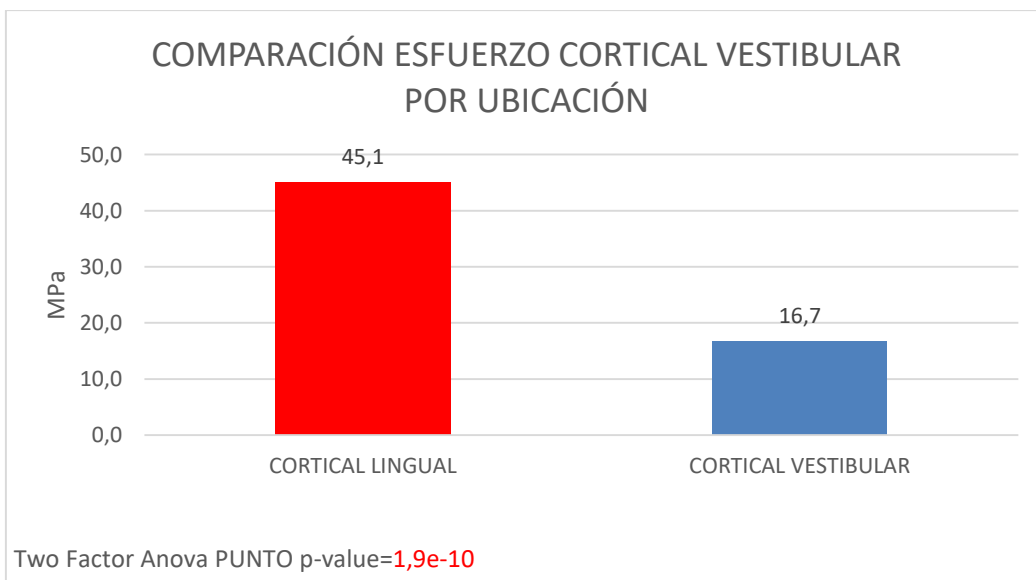


Figura 41. Comparación esfuerzo cortical: vestibular vs lingual.

En cuanto a la comparación de los puntos vestibulares y linguales en el hueso cortical se observan diferencias estadísticamente significativas al ser de mayor concentración de esfuerzo la zona lingual en todos los puntos mostrando valor P (9,8e-06).(figura 42)

▪

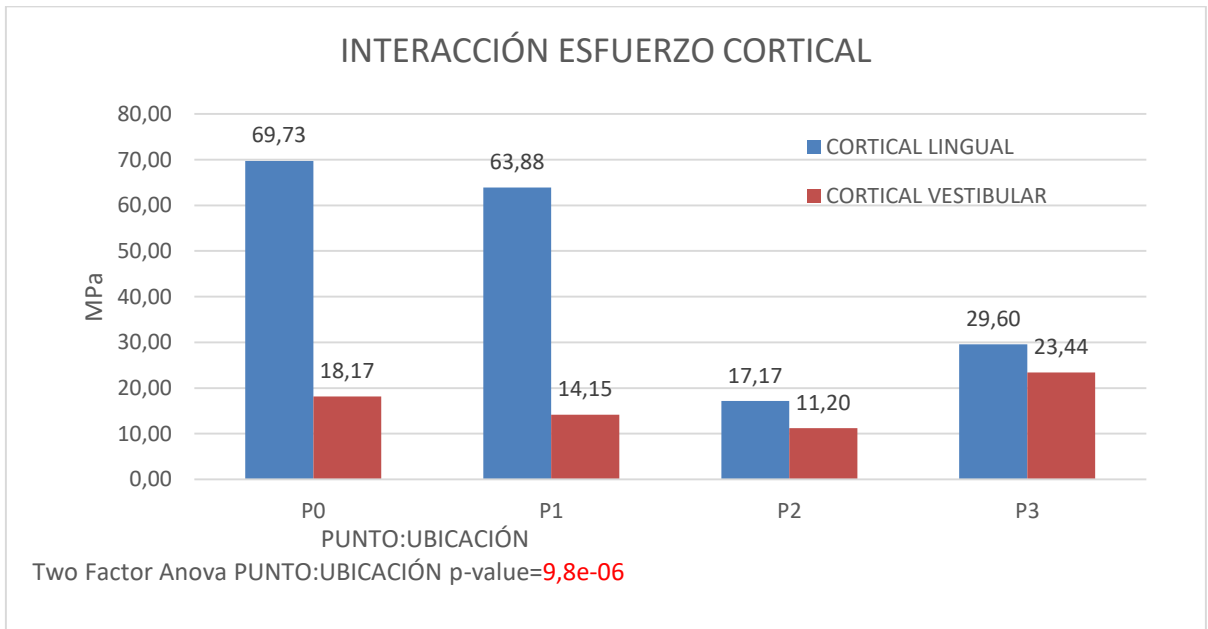


Figura 42. Interacción esfuerzo cortical: vestibular VS lingual vs punto.

### 3.13 PUNTOS MESIAL Y DISTAL DEL HUESO CORTICAL

Al comparar los puntos mesial y distal de esfuerzos y deformaciones del hueso cortical no se observan diferencias estadísticamente significativas. (Figura 43, 44)

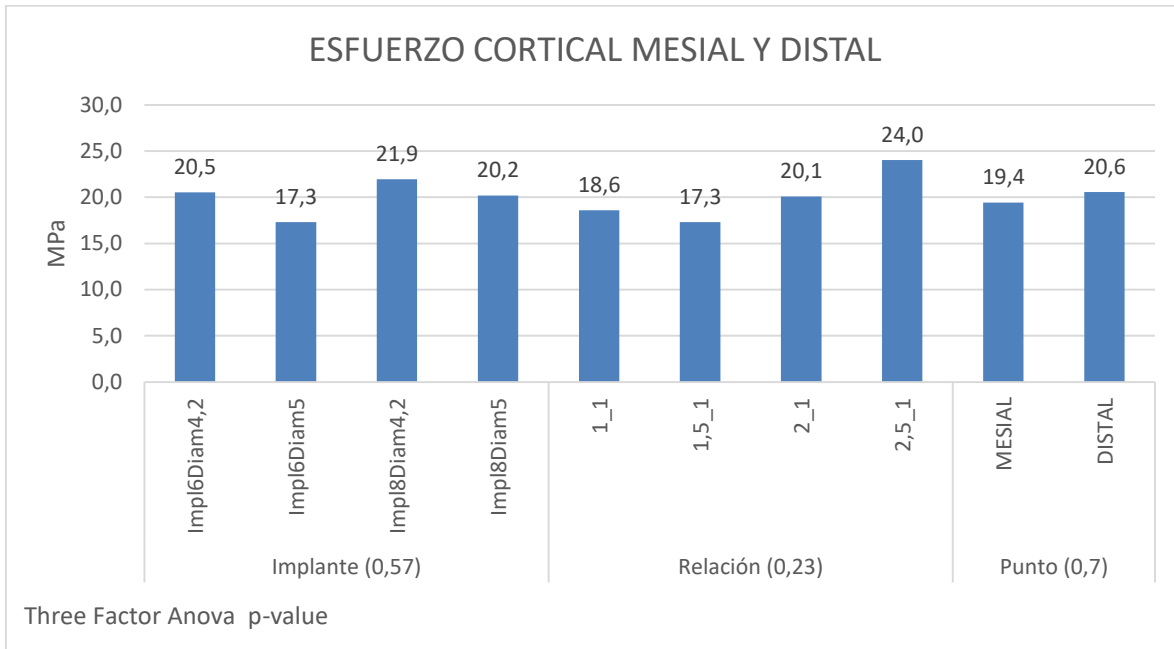


Figura 43. Esfuerzo cortical mesial y distal: implante vs relación vs punto

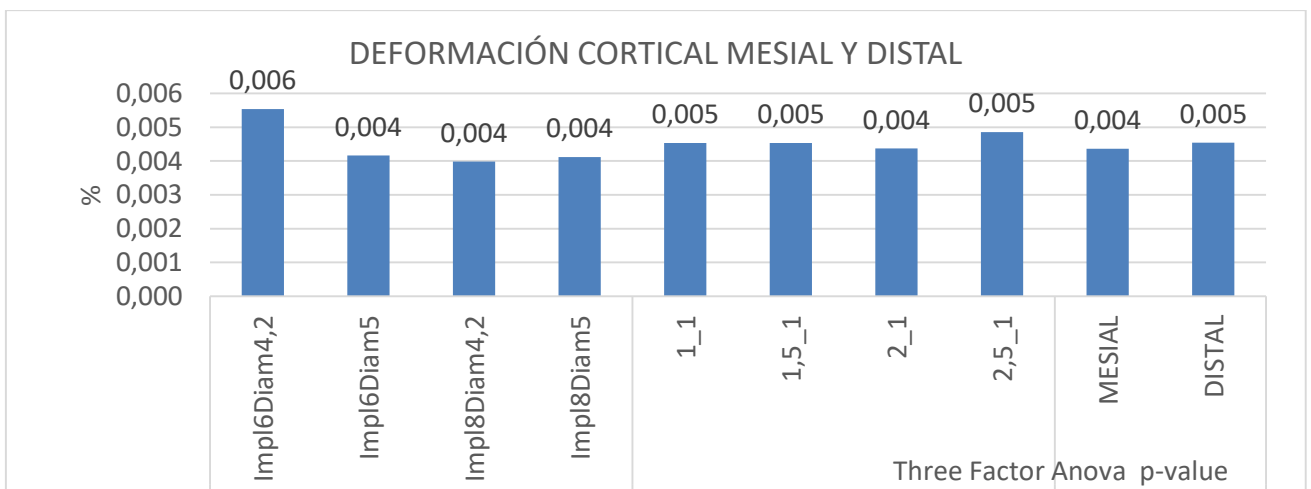


Figura 44. Deformación cortical: mesial y distal vs relación vs implante.

### 3.14 RESULTADOS HUESO TRABECULAR

#### ESFUERZOS HUESO TRABECULAR VESTIBULAR

El esfuerzo trabecular vestibular no se vio afectado por la dirección de la carga, pero si se presentaron esfuerzos con diferencias estadísticamente significativas en la

longitud del implante 8 con diámetro 4,2 con valor P (0,002), con relación corona/implante 2.5/1 con valor P (0,001). En cuanto a la distribución de los esfuerzos a lo largo del hueso trabecular no se encuentra ninguna diferencia estadísticamente significativa. (figura 45)

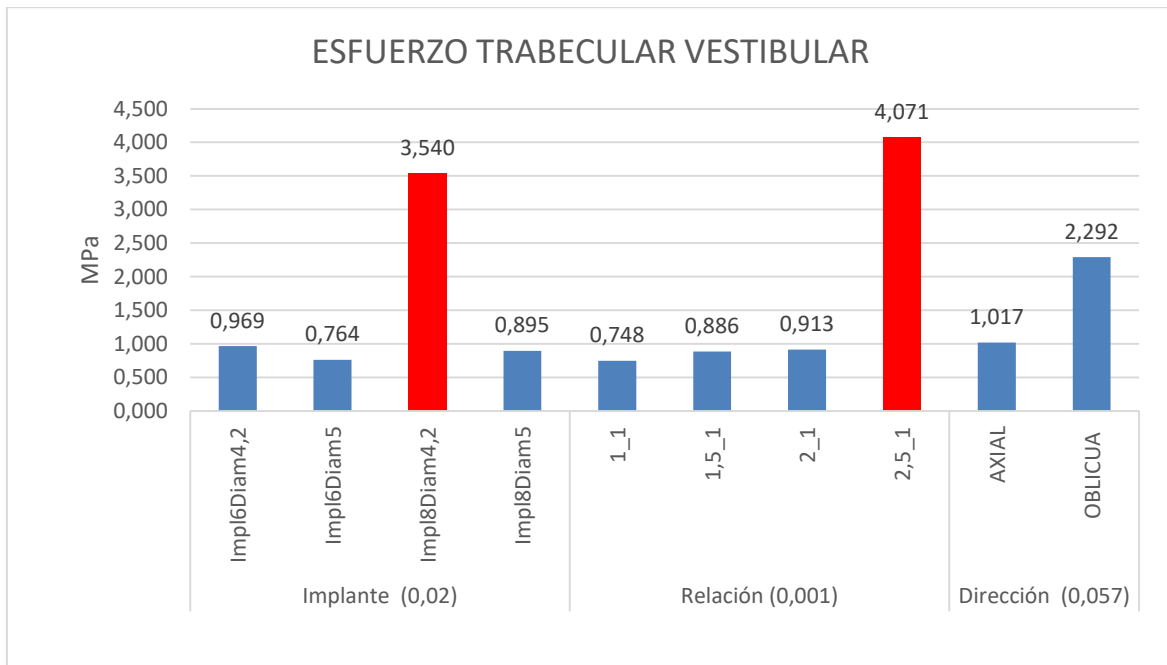


Figura 45. Esfuerzo trabecular vestibular: implante vs relación vs dirección.

### 3.15 ESFUERZOS HUESO TRABECULAR LINGUAL

En cuanto al esfuerzo trabecular lingual se muestra que la altura coronal influye significativamente mostrando valor P (0,006) en una relación corona/ implante de 2.5/1. Se observó también diferencia estadísticamente significativa en la carga oblicua con un valor P (0,039). A lo largo del hueso trabecular se observa diferencia estadísticamente significativa en el implante de longitud 8mm y diámetro 4,2 con valor P (0,02). (figura 46, 47)

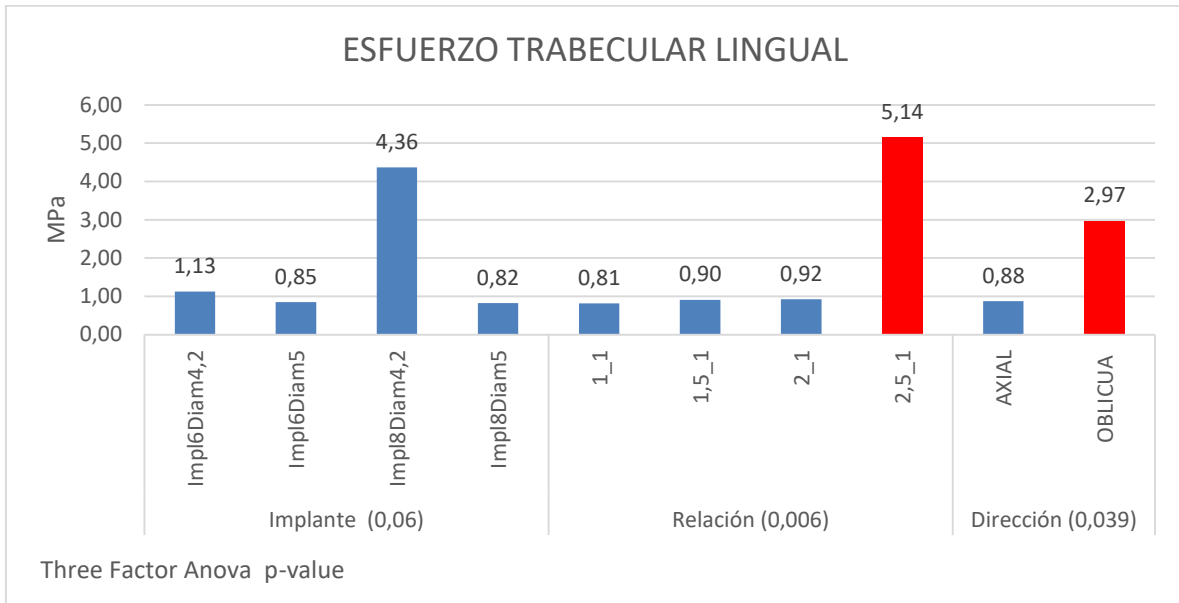


Figura 46. Esfuerzo trabecular lingual: implante vs relación vs dirección.

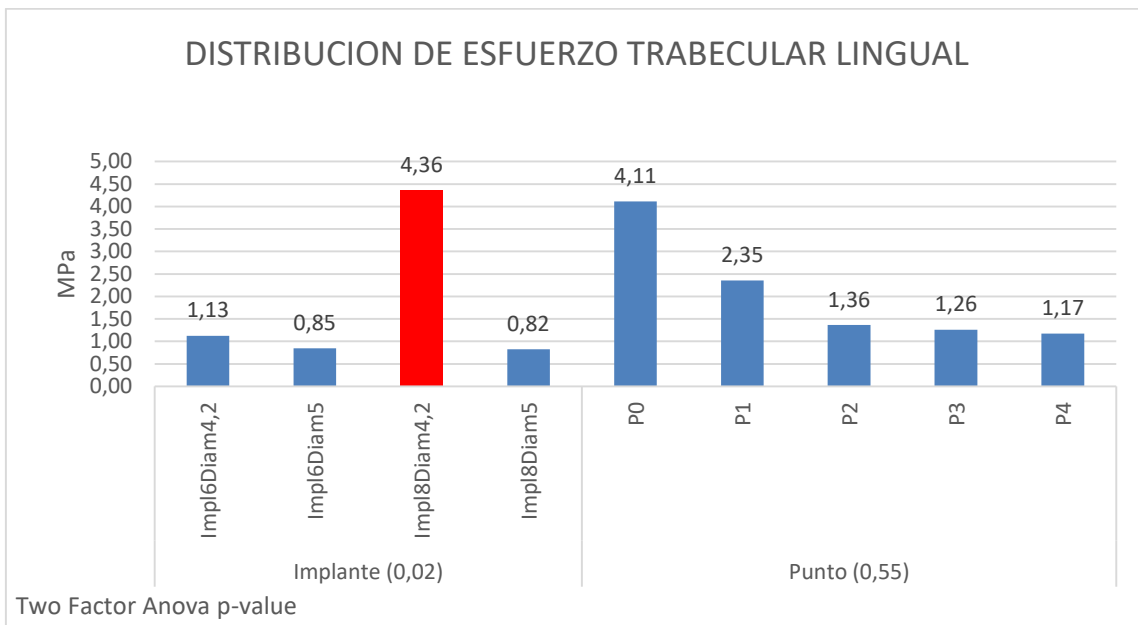


Figura 47. Esfuerzo trabecular lingual: implante vs punto.

### 3.16 COMPARACIÓN DE ESFUERZO EN HUESO TRABECULAR DE ZONA VESTIBULAR Y LINGUAL

Se observa mayores esfuerzos a lo largo de los puntos trabeculares linguales sin embargo no hay diferencia significativa con los puntos vestibulares valor P (0,74).

(figura 48)

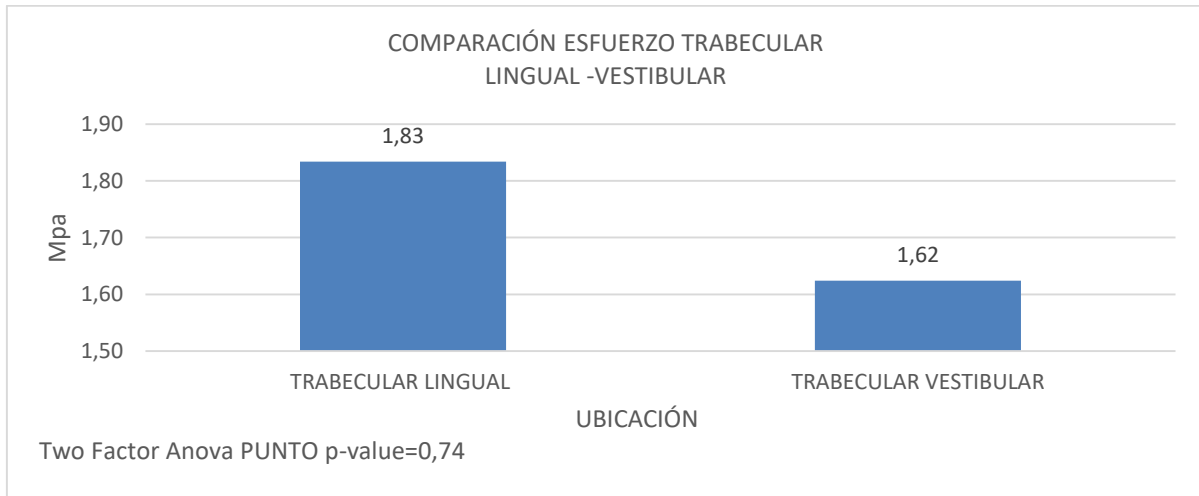


Figura 48. Comparación esfuerzo trabecular: lingual vs vestibular.

#### 4. DISCUSIÓN

Este estudio se realizó con el objetivo de determinar los esfuerzos y deformaciones que se presentan en el tejido óseo perimplantar y el tornillo de fijación variando la relación corona implante, longitud y diámetro del implante mediante el análisis de elementos finitos.

De acuerdo con la 3ra ley de Newton, es indiscutible que las fuerzas de masticación se transmiten a la restauración y estas fuerzas no disminuyen sino que se transforman en energía, que se distribuyen en ciertas cantidades a través de los componentes protésicos (porcelana, pilar, tornillo de fijación e implante) y hueso periimplantar.<sup>(47)</sup>

La literatura ha demostrado que el aumento de la altura de la corona es un factor nocivo en la distribución de esfuerzos sobre prótesis implantosoportadas, siendo esto ratificado por estudios fotoelásticos y por análisis de elementos finitos.<sup>(48)</sup>

Moraes S y col 2013 realizaron un estudio mediante elementos finitos, utilizando implantes de hexágono externo (3,75x10mm) con coronas de 10mm, 12,5mm y 15mm, estos demostraron una concentración de esfuerzos insignificantes cuando la altura de la corona aumentó de 10 – 15mm bajo carga axial. Sin embargo, para la carga oblicua, la concentración de tensión en la corona de 15mm era casi el doble que en la corona de 10mm. Estos autores sugirieron que el aumento de la altura de la corona aumenta la concentración de esfuerzo en el tejido óseo periimplantar y el aumento del desplazamiento en el tejido óseo, principalmente bajo carga oblicua.

<sup>(45)</sup> Otro estudio realizado por el mismo autor, tuvo como objetivo medir la distribución de tensiones en los tornillos de fijación combinando diferentes alturas de la corona clínica, en este se usaron las mismas características de los modelos

de la investigación anterior, se concluyó que el aumento de la corona era perjudicial para la distribución de esfuerzos en el tornillo y esto ocurría principalmente durante la carga oblicua <sup>(46.)</sup>.

Posteriormente Ramos Verri F y col 2014; utilizaron implantes 3,75 × 10 mm de hexágono interno con diferente relación C/I (10, 12,5 y 15 mm - relación C / I 1: 1, 1,25: 1, 1,5: 1, respectivamente) <sup>(49)</sup>. Ramos Verri f y col en el 2015, en su estudio, demostraron que la carga oblicua indujo mayor estrés al tornillo de fijación, principalmente cuando la relación C / I fue de 1,5: 1, en este estudio se utilizaron 6 modelos con implantes 4,0 × 8,5 mm de hexágono interno y alturas coronales 10, 12,5 y 15mm, en los cuales se aplicó la misma carga encontrando que el aumento de la altura de la corona no influyó en la distribución de esfuerzos en el tornillo protésico ( $p > 0,05$ ) esto bajo carga axial. Sin embargo, las alturas de la corona de 12,5 y 15 mm causaron daño estadísticamente significativo en la distribución de tensión de los tornillos y al hueso cortical ( $p < 0,001$ ) bajo carga oblicua. La elevada relación corona / implante (C / I) perjudicó la distribución de deformaciones en el tejido óseo bajo cargas axiales y oblicuas ( $p < 0,001$ ). (2)

Sotto Maior et al.2012 realizaron un estudio de elementos finitos, en el que se investigó la influencia de las diferentes relaciones C / I y la distribución de los esfuerzos. Encontrando que el 22,47% de la tensión ósea cortical dependía de la relación C / I y la tensión se duplicó cuando hubo una relación C/I de 2.5:1(50).

Los resultados de nuestro estudio coinciden con la investigaciones anteriores, ya que la carga oblicua indujo a mayores concentraciones de esfuerzos en el hueso cortical utilizando implantes con relación C/I 2.5:1, mostrando un valor  $P(0,00)$ ; el tornillo de fijación mostró mayores esfuerzos a medida que la relación C/I

aumentaba, esto sucedió especialmente durante la aplicación de la carga oblicua con un valor P (0,00). La relación C/I que más afecto la distribución de los esfuerzos en el tornillo fue la 2.5:1 con un valor P (0,001).

Al analizar el tornillo de fijación se consideró evaluar la superficie vestibular ya que era la que presentaba mayores esfuerzos y deformaciones. Al aplicar la carga oblicua en dirección vestíbulo lingual en las cúspides linguales, el tornillo de fijación tiende a doblarse hacia lingual presentándose zonas de tensión en la superficie vestibular. Los valores máximos en el tornillo de fijación se evidenciaron en el modelo implante 8mm diámetro 4,2mm e implante 8mm diámetro 5 relación C/I 2,5:1 con un valor de esfuerzos de 1557,4Mpa y 1080,6 Mpa superando el esfuerzo ultimo de tensión (1070Mpa) produciéndose posiblemente fractura del tornillo. El modelo con implante 6mm y diámetro 4,2 relación C/I 2,5:1 e implante 8mm diámetro 5mm relación C/I 2:1 presentaron esfuerzos de 1008,5 Mpa y 1005,9 Mpa superando el módulo de fluencia (930 Mpa) presentando deformación plástica y posibles complicaciones a futuro, los demás modelos presentan esfuerzos que oscilan entre (385Mpa – 849,8Mpa) sin sobrepasar los límites de fluencia, garantizando la estabilidad del tornillo de fijación. Estos esfuerzos se concentraban a nivel del cuello y la primera rosca del tornillo, estando de acuerdo con Neumann E. y col 2014,<sup>(51)</sup> que indica que las fallas se presentan a nivel del cuello del tornillo.

La carga oblicua aumento la concentración de esfuerzos y deformaciones en el hueso periimplantar debido a la flexión. Esto se puede explicar ya que en una restauración implantosoportada individual el eje de rotación se localiza en la parte superior del hueso cortical <sup>(52)</sup> Como consecuencia el estrés aumenta específicamente alrededor del cuello del implante en el hueso cortical, pero las

diferentes calidades óseas son las que determinan el desplazamiento del cuerpo del implante. En restauraciones con coronas de una longitud mayor este aumento de tensión puede ser provocado por el mecanismo de palanca tipo I causando complicaciones biomecánicas tales como pérdida de hueso crestal, aflojamiento o fractura del tornillo y del implante. <sup>(53)</sup>

Debido a la alta incidencia de aflojamiento y fractura del tornillo protésico, el desarrollo de diferentes diseños de implantes es racional para ofrecer una mejor estabilidad biomecánica entre el implante y el componente protésico. Desde el punto de vista biomecánico, la principal diferencia entre los sistemas de implantes es el tipo de conexión, esta debe reducir la tensión sobre los componentes protésicos y la interfaz hueso implantes.

Se utilizó para la investigación una conexión hexágono interno, el cual presenta ventajas tales como menor aflojamiento y fractura del tornillo de fijación y mayor absorción de la carga. Su diseño promueve la homogeneidad de la distribución de esfuerzos lo que reduce la tensión, esto puede explicarse por la forma cónica del hexágono interno dentro del implante, la cual disminuye el brazo de palanca entre el implante y el pilar en el tercio medio del implante, esto da lugar a una mejor distribución del estrés en el hueso y promueve Mayor estabilidad del tornillo de retención de la prótesis, disminuyendo el riesgo de fractura de tornillo y fracaso de prótesis. <sup>(54)</sup>

Tanto el tejido trabecular como cortical, presentan un comportamiento visco-poro-elástico, el cual permite que los dos tejidos tengan una deformación excesiva sin llegar a la plasticidad

Estas características, muestran que es necesario incluir en el modelo computacional el comportamiento plástico de los dos tejidos óseos, para esto, el modelo realizado incluyo para el hueso cortical y trabecular un comportamiento bilineal, esto indica que además de la zona elástica se incluye una zona plástica que presenta una pequeña variación en los esfuerzos y que permiten grandes deformaciones en el material.

El valor máximo de esfuerzo encontrado en el hueso cortical en este estudio fue de 401,3Mpa en el modelo con implante de diámetro 4,2mm y longitud 8mm, relación C/l 2,5:1 ante carga oblicua, superando el esfuerzo de fluencia (133,1 Mpa) lo que indica una deformación plástica, en los modelos de implante 6mm X5mm, 8mm x 4,2, 8mmx 5mm en relación C/l 1:1 y el modelo con implante 6mm x 4,2 ante carga oblicua, los esfuerzos máximos eran inferiores al esfuerzo de fluencia presentando una deformación elástica sin riesgo de presentar reabsorción ósea, en los demás modelos lo valores máximos variaron desde 137,7Mpa - 149,1Mpa, superando el esfuerzo de fluencia pero en menor porcentaje 12,1% provocando a futuro posible reabsorciones óseas.

Ante carga axial los valores máximos de esfuerzo en hueso cortical presentaron una disminución y oscilaron de 22,6Mpa – 39,7 Mpa estando dentro de una deformación elástica.

Al comparar los esfuerzos presentes en el hueso cortical vestibular y lingual ante carga oblicua se observó una diferencia estadísticamente significativa P (1,9E-10) presentándose mayores esfuerzos en la superficie lingual que la vestibular. La carga se aplicó en sentido vestíbulo lingual en las cúspides linguales, el implante al comportarse como una palanca tipo I como se explicó anteriormente, tiende a rotar

hacia lingual por lo cual se presenta mayor concentración de esfuerzos en esta zona.

Cuando se aplica carga axial, los esfuerzo y deformaciones se presentaron en el hueso trabecular a nivel de las roscas del implante, ya que la corona recibe la carga y esta se transmite al implante, a pesar que se encuentra oseointegrado este tiene un pequeño movimiento que oscila entre 3-5 micras en sentido vertical , produciendo esfuerzos y deformaciones por medio de las roscas <sup>(55)</sup>.

El aumento de altura de la corona fue más perjudicial para el hueso alrededor del implante bajo carga oblicua, como se indica en algunos estudios. Sin embargo, los estudios clínicos realizados por Urdaneta y col. 2010 y Birdi y col. 2010 relacionaron que el aumento de la relación C / I no aumentó el riesgo de pérdida de hueso crestal ( $p = 0,37$ ) o fracasos de implantes.<sup>(56, 57)</sup>

El diámetro del implante afectó los valores de la tensión ósea bajo cargas oblicuas. Varios estudios han encontrado que el uso de implantes de mayor diámetro, reducen los valores de esfuerzo y deformación máxima y mejora la distribución.  
(58, 59)

Dingx X y Col 2009, realizo un estudio de elementos finitos donde los implantes se cargaron con carga axial de 150 N y los esfuerzos se concentraron en la superficie mesial y distal del hueso cortical alrededor del implante , con valores máximos de 25, 17,6 y 11,6 Mpa para diámetros 3,3 , 4,1 y 4,8mm respectivamente , mientras que la deformaciones máximas fueron de 5854, 4903, 4344 micras y se localizaron sobre el hueso trabecular vestibular en la zona inferior del implante y en las roscas del implante. El esfuerzo y la deformación fueron menores ( $p < 0,05$ ) con el aumento

del diámetro del implante. Cuando a los implantes se les impuso una carga en dirección vestibular lingual el pico de valores de tensión de von Mises ocurrió en la superficie lingual del hueso cortical alrededor del cuello del implante, con valores de 131,1, 78,7 y 68,1 MPa para 3,3, 4,1 y 4.8 mm respectivamente, mientras que los esfuerzos máximos se produjeron en la superficie vestibular del hueso esponjoso adyacente al cuello del implante, con valores máximos de 14.218, 12.706 y 11.504 micras, respectivamente. La tensión de los implantes de 4,1 mm de diámetro fue significativamente menor ( $p < 0,05$ ) que la de los implantes de 3,3 mm de diámetro, pero no fue estadísticamente diferente de la del implante de 4,8 mm. <sup>(59)</sup>.

A diferencia de estos resultados en nuestro estudio se mostraron mayores esfuerzos y deformaciones en la zona del hueso cortical lingual durante la carga vestibulolingual mostrando valores de esfuerzo para el implante de 6mm de longitud 43,55, 38,58 MPa, para diámetro 4.2 y 5mm respectivamente y para implantes de 8mm de longitud de 56,39 y 41,87 MPa para 4.2 y 5 mm de diámetro respectivamente y valores de deformación de 10.054 micras para el implante 6x4.2, 8.493 micras para el implante 6x5, 227.628 micras para 8x4.2 y 8.864 micras para el implante 8x5. Los resultados de este estudio de simulación han demostrado que el diámetro del implante es más importante para una mejor distribución de estrés que la longitud del implante. Esto proviene del hecho de que la distribución del estrés en el interior de la cavidad ósea es desigual, los elementos expuestos al estrés máximo se localizan alrededor del cuello y, por lo tanto, el área más amplia en la porción cervical del implante puede disipar mejor las fuerzas masticatorias <sup>(60)</sup>.

Kong y col 2009. Realizaron un FEA no lineal para investigar los efectos del diámetro y la longitud del implante en el hueso tipo IV con implantes diámetros de 3 y 5 mm, encontraron que el aumento del diámetro del implante podría reducir los valores de la tensión ósea de 20% a 21 % en cargas axiales y de 4% a 21% en cargas bucolinguales. Los autores concluyeron que la longitud del implante influenciaba más que el diámetro ante cargas axiales, mientras que el diámetro jugó un papel más importante en el aumento de su estabilidad bajo cargas vestibulolinguales, siendo estos datos similares a los encontrados en nuestro estudio <sup>(61)</sup>.

Se debe tener presente que estos estudios no tenían en cuenta la relación corona implante y solo aplicaban las cargas directamente al implante sin algún tipo de restauración.

La ubicación de la concentración de deformación máxima se localizó en las regiones cervicales en el hueso cortical, independientemente del diámetro del implante, y la condición de carga, concordando con Chang S 2012 <sup>(8)</sup>. Los esfuerzos se concentran en el hueso compacto, ya que el hueso cortical tiene un módulo de elasticidad más alto que el hueso esponjoso y por lo tanto presenta mayor resistencia a la deformación.

En este estudio se utilizó hueso tipo II ya que es la densidad ósea más frecuente en la región posterior mandibular. (18) Todos los modelos representaron primeros molares inferiores, ya que son los dientes más comúnmente perdidos. Con el fin de simplificar el modelo de elementos finitos, la simulación de solo un segmento de la mandíbula se consideró en nuestro análisis.

El método de elementos finitos se considera una herramienta que permite un análisis biomecánico que proporciona información sobre esfuerzos y deformaciones en el tejido óseo y los componentes protésicos, estos datos permiten un análisis crítico de la situación clínica. Por lo tanto, estos datos combinados con estudio clínicos, servirán como guía para mejorar la longevidad de las restauraciones implantoportadas.

## **5.CONCLUSIONES**

De acuerdo a los resultados de la investigación podemos concluir que el aumento de la altura coronal con una relación de 2:1 y 2.5:1 puede ser perjudicial para los componentes protésicos y el hueso periimplantar. Así mismo, que el diámetro del implante influye mucho más que la longitud sobre la biomecánica del complejo proporcionando una mejor distribución de esfuerzos y deformaciones. Se recomienda realizar estudios clínicos que nos permitan dar mayor evidencia científica en cuanto a la relación corona/ implante ideal y manejar de manera cautelosa las proporciones C/I desfavorables en restauraciones individuales en el sector posterior.

## **6. RECOMENDACIONES**

El análisis recomendaría una planificación cuidadosa cuando se lleva a cabo la rehabilitación de una corona individual usando implantes cortos en donde el diámetro debe ser el parámetro de más importancia cuando se usan coronas con alturas que doblan la longitud del implante y realizar un ajuste oclusal para el control de las cargas oblicuas. Finalmente se deben realizar estudios clínicos controlados para verificar estos efectos biomecánicos

## 7. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Blanes RJ. To what extent does the crown implant ratio the survival and complications of implant- supported reconstruccions? A systematic review. Clin Oral Implants Res. 2009; 20(4) :67-72.
2. Ramos F, Santiago JF, Faria DA, Brandão GB, Souza VE, Marques H, et al. Biomechanical influence of crown-to-implant ratio on stress distribution over internal hexagon short implant:3-D finite element analysis with statistical test. J Biomech. 2015; 48(1):138-45.
3. Arabi H, Mousavi M, Safari H, Samandari MM, Geramipناه F. Effect of increased crown height on stress distribution in short dental implant components and their surrounding bone: A finite element analysis. J Prosthet Dent. 2015;113 (6):548-57.
4. Wu A, Hsu J, Chee W, Lin Y, Fuh L, Huang H. Biomechanical evaluation of one-piece and two-piece small-diameter dental implants: In-vitro experimental and three-dimensional finite element analyses. J Formos Med Assoc. 2016 Sep; 115 (9): 794-800
5. Sarfaraz H, Chabra Saurabh. Latest Advances in Concepts and Treatment Protocols of Dental Implants: A Brief Review. International Journal of Oral Implantology and Clinical Research. 2011;2(3):121-125.
6. Kang N, Wu Y1, Gong P, Yue L, Ou G. A study of force distribution of loading stresses on implant-bone interface on short implant length using 3-dimensional finite element analysis. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol. 2014; 118(5):519-23.
7. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. J Prosthet Dent. 2008;100(6):422-31.
8. Chang S, Lin C, Hsue S, Lin Y, Huang S. Biomechanical analysis of the effects of implant diameter and bone quality in short implants placed in the atrophic posterior maxilla. Med Eng Phys. 2012;34(2):153-60.
9. Esposito M, Cannizzaro G, Soardi E, et al. Posterior atrophic jaws rehabilitated

with prostheses supported by 6 mm-long, 4 mm-wide implants or by longer implants in augmented bone. Preliminary results from a pilot randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol.* 2012;5:19–33.

10. Fugazzotto PA. Shorter implants in clinical practice: Rationale and treatment results. *Int J Oral Maxillofac implantes* . 2008 May-Jun; 23 (3): 487-96.

11. Bayraktar M, Gultekin B, Yalcin S, Mijiritsky E. Effect of crown to implant ratio and implant dimensions on periimplant stress of splinted implant-supported crowns: a finite element analysis. *Implant Dent.* 2013;22(4):406-13.

12. Steflík D, McKinney R. Historia de la implantología. En: McKinney RV, ed. *Implantes dentales endoóseos*. Barcelona: Mosby, 1993: 8-18.

13. Viladot A , Lorenzo J. Biomecánica del hueso. A. viladot Voegeli et al. *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor* ---ed. Barcelona: springer -Verlag Ibérica; 2001; p . 42 – 52.

14. Briceño JF, Estrada JH. Elevación de piso de seno maxilar: consideraciones anatómicas y clínicas. Revisión de la literatura. *Univ Odontol.* 2012; 31(67): 27-55.

15. Atwood D. Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges. 1962. *J Prosthet Dent.* 2001;86(2):119-25.

16. Seibert JS. Reconstruction of deformed, partially edentulous ridges, using full thickness onlay grafts. Part I. Technique and wound healing. *The Compendium of continuing education in dentistry.* 1 983 Sep-Oct; 4 (5): 437-53.

17. Allen E, Gainza C, Farthing GG, Newbold D. Improved technique for localized ridge augmentation. A report of 21 cases. *Journal of periodontology.* 1985;56(4):195-9.

18. Lekholm U, Zarb GA, Albrektsson T. Patient selection and preparation. *Tissue integrated prostheses*. Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc., 1985;199-209.

19. Misch CE. Bone classification, training keys to implant success. *Dent Today.* 1989;8(4):39-44.

20. Haiat G, Wang HL, Brunski J. Effects of biomechanical properties of the bone-implant interface on dental implant stability: from in silico approaches to the patient's mouth. *Annu Rev Biomed Eng.* 2014 Jul 11;16:187-213.

21. Chang SH, Lin CL, Hsue SS, Lin YS, Huang SR. Biomechanical analysis of the effects of implant diameter and bone quality in short implants placed in the atrophic posterior maxilla. *Med Eng Phys.* 2012 Mar;34(2):153-60.
22. Gomez-Polo M, Bartens F, Sala L, Tamini F, Celemin A, Del Rio J. The correlation between crown-implant ratios and marginal bone resorption: a preliminary clinical study. *Int J Prosthodont* 2010; 23(1): 33-7.).
23. Birdi H<sup>1</sup>, Schulte J, Kovacs A, Weed M, Chuang SK. Crown-to-implant ratios of short-length implants. *J Oral Implantol.* 2010;36(6):425-33.
24. Misch CE. Tamaño del cuerpo del implante: fundamentos biomecánicos y estéticos. En: Misch CE, editor. *Implantología Contemporánea*, ed. 3. Elsevier España SL, Barcelona 2009: 160-177.
25. Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC. A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. II: Influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. *Clin Oral Implants Res.* 2007 Dec;18(6):707-14.
26. Mangano FG, Shibli JA, Sammons RL, Iaculli F, Piattelli A, Mangano C. Short (8-mm) locking-taper implants supporting single crowns in posterior region: a prospective clinical study with 1-to 10-years of follow-up. *Clin Oral Implants Res.* 2014 Aug;25(8):933-40.
27. M. Andreasi Bassi, MA López, L. Confalone, S. Fanali, V. Candotto, F. Carinci, reliability of short implants in oral rehabilitation, *European Journal of inflammation*, Vol. 10, no. 2 (S), 27-30 (2012)
28. Annibali S, Cristalli MP, Dell'Aquila D, Bignozzi I, La Monaca G, Pilloni A. Short dental implants: a systematic review. *J Dent Res.* 2012 Jan;91(1):25-32.
29. Quaranta A, Piemontese M, Rappelli G, Sammartino G, Procaccini M. Technical and Biological Complications Related to Crown to Implant Ratio: A Systematic Review. *Implant Dent.* 2014 Apr;23(2):180-7

30. Esposito M, Hirsch J, Lekholm U, Thomsen P. Differential diagnosis and treatment strategies for biologic complications and failing oral implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999 Jul-Aug;14(4):473-90.

31. Rangert B, Renouard F. guías prácticas basadas en los principios biomecánicos. palacci P, Ericsson I. odontología implantológica estética. Manipulación del tejido blando y duro. Barcelona; Quintessence books; 2001. P. 47-68.

32. 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

33. Weinberg L. The biomechanics of force distribution in implant-supported protheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8(1):19-31.

34. Weinberg L. Reduction of implant loading with therapeutic biomechanics. *Implant Dent*. 1998;7(4):277-85.

35. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and Moments on Branemark implants. *Int J oral Maxillofa Implants*. 1989 Fall;4(3):241-7.

36. Wismeijer D, van waas M, kalk W. factors to consider in selecting an occlusal concept for patients with implants in the edentulous mandible. *J prosthet Dent* 1995;74:380-4.

37. Hoshaw S, Brunski J, Cochran G. Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int j oral maxillofac implants* 1994;9:345-360.

38. Warren M, Misch C. Biomecánica Clínica. En: Misch C. *Implantología Contemporánea*. Madrid: Mosby 1995.

39. Murakami N, Wakabayashi N. Finite element contact analysis as a critical technique in dental biomechanics: a review. *J Prosthodont Res*. 2014 Apr;58(2):92-101

40. H Douglas, W Justin. Finite element analysis and dentistry, Faculty Dental Journal., July 2015, Volume: 6 Issue: 3 pp. 134-139
41. Courant R. Variational methods for the solution of problems of equilibrium and vibrations. Bull Am Math Soc 1943; 49: 2,165–2,187.
42. Tioosi R, Vasco MA, Lin L, Conrad HJ, Bezzon OL, Ribeiro RF, Fok AS. Validation of finite element models for strain analysis of implant supported prostheses using digital imagecorrelation. Dent Mater. 2013 Jul;29(7):788-96
43. Aylin A. Solveig M. Size dependence of the Poisson's ratio in single-crystal fcc copper nanobeams. Computational Materials ScienceVolume 111, January 2016, Pages 322–327
44. Pesqueira AA, Goiato MC, Filho HC et al. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. J Oral Implantol 2014; 40: 217–228).
45. Moraes SL1, Verri FR2, Santiago JF Jr2, Almeida DA2, de Mello CC2, Pellizzer EP2. A 3-D finite element study of the influence of crown-implant ratio on stress distribution. Braz Dent J. 2013 Nov-Dec;24(6):635-41
46. Moraes SL, Pellizzer EP, Verri FR, Santiago JF Jr, Silva JV. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in retention screws of different crown-implant ratios. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2015;18(7):689-96.
47. Maminkas J, Puisys A, Kuoppala R, Raustia A, Juodzbaly G. The Prosthetic Influence and Biomechanics on Peri-Implant Strain: a Systematic LiteratureReview of Finite Element Studies. J Oral Maxillofac Res. 2016 Sep 9;7(3):e4.
48. J. Nissan, O. Ghelfan, O. Gross, I. Priel, M. Gross, G. Chaushu The effect of crown/implant ratio and crown height space on stress distribution in unsplinted implant supporting restorations J. Oral Maxillofac. Surg., 69 (2011), pp. 1934-1939.
49. Verri FR1, Batista VE2, Santiago JF Jr2, Almeida DA2, Pellizzer EP2. Effect

of crown-to-implant ratio on peri-implant stress: A finite element analysis ☆ Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 2014 Dec;45:234-40.

50. Sotto-Maior BS, Senna PM, da Silva WJ, Rocha EP, Del Bel Cury AA. Influence of crown-to-implant ratio, retention system, restorative material, and occlusal loading on stress concentrations in single short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012 May-Jun;27(3):e13-8.

51. Neumann EA, Villar CC, França FM. Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbonfiber-reinforced polyetheretherketone. *Braz Oral Res*. 2014;28.

52. Romeed SA, Malik R, Dunne SM. Influencia de la pérdida ósea marginal en la biomecánica de las coronas de un solo implante. *J Craniofac Surg*. 2013 Jul; 24 (4): 1459-65.

53. L. Himmlova, T. Dostalova, A. Kacovsky, S. Konvickova Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis *J Prosthet Dent*, 91 (2004), pp. 20-25.

54. Pita MS1, Anchieta RB, Barão VA, Garcia IR Jr, Pedrazzi V, Assunção WG. Prosthetic platforms in implant dentistry. *J Craniofac Surg*. 2011 Nov;22(6):2327-31

55. Sekine H, Komiyama Y, Potta H, Yoshida K. Mobility characteristics and tactile sensitivity of osseointegrated fixture-supporting systems. In: van Steenberghe D, Albrektsson T, Brånemark PI, Henry PJ, Holt R, Liden G, editors. *Tissue integration in oral and maxillofacial reconstruction*. Amsterdam: Excerpta Medica; 1986. p. 326-32

56. H.Birdi, J.Schulte, A.Kovacs, M.Weed, S.K.Chuang Crown-to-implant ratios of sort-length implants *J. Oral Implantol.* , 36 ( 2010 ) , págs. 425 – 433

57. R.A.Urdaneta, S.Rodriguez, D.C.McNeil, M.Weed, S.K.Chuang The effect of increased crown-to-implant ratio on single-tooth locking-taper implant *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* , 25 ( 2010 ) , págs. 729 – 743

58. C.S. Petrie, J.L. Williams Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis Clin Oral Implants Res, 16 (2005), pp. 486-494.
59. X. Ding, X.H. Zhu, S.H. Liao, X.H. Zhang, H. Chen Implant-bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: a three-dimensional finite element analysis J Prosthodont, 18 (2009), pp. 393-402
60. Lucie Himmlová MD, PhD <sup>a</sup>. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis ☆ Volumen 91, Número 1 , Enero 2004, Páginas 20-25
61. L. Kong, Z. Gu, T. Li, J. Wu, K. Hu, Y. Liu, et al. Biomechanical optimization of implant diameter and length for immediate loading: a nonlinear finite element analysis Int J Prosthodont, 22 (2009), pp. 607-61.

# ANEXOS

## Instrumento recolección de datos

MODELO	AXIAL	TORNILLO	PUNTO E3	PUNTOS E3	CORTICA	PUNTO E3	PUNTO E3	ESFUERZ	ESFUERZ	ESFUERZ	ESFUERZ	ESFUERZ	ESFUERZ	ESFUERZ	ESFUERZ	TORNILLO	PUNTO D3
relacion C/I			0			MESIAL		0								0,009123	1
1_1			1			DISTAL		1									2
			2					2									3
			3					3									4
																	5
																	6
		OBLICUA															
			0			MESIAL		0								0,06449	1
			1			DISTAL		1									2
			2					2									3
			3					3									4
																	5
																	6