



FACULTAD DE POSGRADO

Evaluación de las zonas de estrés de un implante personalizado sinterizado mediante estudio de fotoelasticidad.

AUTOR

Luis Adrián Pacheco Játiva

AÑO

2019



UNIVERSIDAD DE LAS AMÉRICAS

FACULTAD DE POSGRADO

EVALUACIÓN DE LAS ZONAS DE ESTRÉS DE UN IMPLANTE
PERSONALIZADO SINTERIZADO MEDIANTE ESTUDIO DE
FOTOELASTICIDAD.

Trabajo de Titulación presentado en conformidad con los requisitos
establecidos para optar por el título de Especialista Médico en Rehabilitación
Oral

Profesor Guía

PhD. Byron Vinicio Velásquez Ron

Autor

Od. Luis Adrián Pacheco Játiva

Año

2019

DECLARACIÓN DEL ESTUDIANTE

“Declaro que este trabajo es original, de mi autoría, que se han citado las fuentes correspondientes y que en su ejecución se respetaron las disposiciones legales que protegen los derechos de autor vigentes”.

Luis Adrián Pacheco Játiva

C.I.:1718446402

DECLARACIÓN DEL PROFESOR GUÍA

"Declaro haber dirigido el trabajo, Evaluación de las zonas de estrés de un implante personalizado sinterizado mediante estudio de fotoelasticidad, a través de reuniones periódicas con el estudiante Luis Adrián Pacheco Játiva, en el semestre 2020-00, orientando sus conocimientos y competencias para un eficiente desarrollo del tema escogido y dando cumplimiento a todas las disposiciones vigentes que regulan los Trabajos de Titulación".

Dr. Byron Vinicio Velásquez Ron

C.I.: 1705956470

DECLARACIÓN DEL PROFESOR CORRECTOR

"Declaro haber revisado este trabajo, Evaluación de las zonas de estrés de un implante personalizado sinterizado mediante estudio de fotoelasticidad, del estudiante Luis Adrián Pacheco Játiva, en el semestre 2020-00, dando cumplimiento a todas las disposiciones vigentes que regulan los Trabajos de Titulación"

Dr. Pablo Alfredo Quintana Ramírez

C.I.: 1708586605

AGRADECIMIENTOS

A Dios por sus infinitas bendiciones, por poner en mi camino esta etapa y por permitirme culminarla. A mi hijo Eidan mi esposa Marjorie mi Madre mi Padre mi hermano por su amor apoyo incondicional.

DEDICATORIA

Dedicado a Eidan, mi esposa, mis padres y mi hermano.

RESUMEN

“EVALUACIÓN DE LAS ZONAS DE ESTRÉS DE UN IMPLANTE PERSONALIZADO SINTERIZADO MEDIANTE ESTUDIO DE FOTOELASTICIDAD.”

Objetivo: Analizar las zonas de estrés de un implante personalizado sinterizado mediante estudio de fotoelasticidad. **Introducción** El uso de implantes personalizados es un tratamiento que está siendo utilizado cada vez más por lo que se desea conocer su comportamiento frente a implantes convencionales. El objetivo de este estudio es analizar las zonas de estrés de un implante personalizado sinterizado mediante estudio de fotoelasticidad. De esta manera poder ser comparado con un implante prefabricado convencional. **Material y métodos** Se utilizó una muestra de 10 dientes premolares superiores, 10 implantes personalizados sinterizados y 10 implantes prefabricados convencionales, sometidos a 3 presiones fijas y controlados, observados a través de un polariscopio para analizar la distribución del estrés producido. **Resultados** Se encontró una diferencia estadísticamente significativa en las zonas de estrés presentadas entre las diferentes muestras analizadas aplicando las 3 presiones. La cantidad de estrés producida con la presión 1 (test de Chi-cuadrado, $p=0,596$) es diferente entre los dos tipos de implantes al igual que con la presión 2 (test de Chi-cuadrado, $p=0.407$), al aplicar la presión 3 (test de Levene, $p=0,899$) no hay diferencia en la distribución de fuerzas entre los dos tipos de implantes. **Conclusiones** se determinó que el implante prefabricado convencional distribuye y concentra mejor el estrés generado bajo diferentes presiones en comparación con el implante personalizado sinterizado.

Palabras claves: Análisis del estrés dental, implante dental, diente premolar, presión.

ABSTRACT

"EVALUATION OF THE STRESS ZONES OF A PERSONALIZED IMPLANT SINTERIZED BY PHOTOELASTICITY STUDY."

Aim Analyze the stress zones of a customized sintered implant by means of a photoelasticity study.

Introduction

The use of personalized implants is a treatment that is being used more and more so you want to know their behavior against conventional implants. The objective of this study is to analyze the stress zones of a customized sintered implant by means of a photoelasticity study. In this way it can be compared with a conventional prefabricated implant.

Material and methods A sample of 10 upper premolar teeth, 10 customized sintered implants and 10 conventional prefabricated implants was used, which were subjected to 3 fixed and controlled pressures, observed through a polariscope to analyze the stress distribution produced.

Results statistically significant difference was found between the stress zones presented between the different samples analyzed, applying the 3 pressures. The amount of stress produced with pressure 1 (Chi-square test, $p = 0.596$) is different between the two types of implants as with pressure 2 (Chi-square test, $p = 0.407$), whereas apply pressure 3 (Levene test, $p = 0.899$) there is no difference in the distribution of forces between the two types of implants.

Conclusions This study determined that the conventional prefabricated implant distributes and concentrates better the stress generated under different pressures compared to the customized sintered implant.

Keywords: Dental Stress Analysis, dental implants, premolar teeth.

ÍNDICE

Capítulo I

1	Planteamiento del problema	1
1.1	Introducción	1
1.2	Justificación	2

Capítulo II

2	Marco Teórico	3
2.1	Rehabilitación con implantes dentales	3
2.2	Oseointegración	4
2.3	Clasificación de los implantes	5
2.3.1	Implantes endo óseos	5
2.3.1.1	Implantes con forma de tornillo	6
2.3.1.2	Implantes cilíndricos	6
2.3.1.3	Implantes dentales laminados	6
2.3.2	Implantes Subperiósticos o Yuxta óseos	7
2.4	Material de los implantes	7
2.4.1	Biomecánica.....	7
2.4.2	Biomaterial.....	7
2.4.3	Biocompatibilidad	8
2.4.4	Propiedad de los biomateriales.....	8
2.5	Superficie de los implantes.....	9
2.6	Implantes personalizados.....	10
2.7	Fotoelasticidad	10
2.7.1	Ventajas y desventajas del análisis fotoelástico.....	10
2.7.2	Características del material fotoelástico.....	12
2.7.3	Análisis de franjas fotoelásticas.....	13
3	Objetivos.....	14
3.1	Objetivo General	14

3.2	Objetivo Específico.....	14
4	Hipótesis.....	14
4.1	Hipótesis nula.....	14
4.2	Hipótesis alternativa.....	14
5	Materiales y métodos.....	15
5.1	Tipo de estudio.....	15
5.2	Muestra	15
5.3	Criterios de inclusión y exclusión.....	15
5.3.1	Criterios de inclusión.....	15
5.3.2	Criterios de exclusión.....	15
5.4	Descripción del método.....	16
5.4.1	Elaboración del implante personalizado.....	16
5.4.2	Elaboración del bloque de material fotoelástico.....	17
5.4.3	Recolección de datos.....	19
5.4.4	Operacionalización de variables.....	23
6	Resultados.....	25
6.1	Análisis estadístico.....	25
7	Discusión.....	36
8	Conclusiones.....	39
9	Recomendaciones.....	36
	Referencias	41
	Anexos.....	47

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 Escaner extraoral Idéntica Hybrid.....	16
Figura 2 Imagen STL de premolar.....	16
Figura 3 Implantes personalizados.....	17
Figura 4 Botellas de poliuretano.....	17
Figura 5 Mezcla de poliuretano.....	18
Figura 6 Bloques de vidrio.....	18
Figura 7 Mezcla en bloque con diente.....	19
Figura 8 Vista frontal del bloque.....	19
Figura 9 Chatillon force gauge.....	20
Figura 10 Polariscopio.....	20
Figura 11 Polariscopio.....	20
Figura 12 Polariscopio.....	20
Figura 13 Posicionamiento de bloque para análisis.....	21
Figura 14 Registro de imágenes con cámara.....	21
Figura 15 Imágenes a través del polariscopio (diente premolar).....	21
Figura 16 Imágenes a través del polariscopio (diente premolar).....	21
Figura 17 Imágenes a través del polariscopio (diente premolar).....	21
Figura 18 Imágenes a través del polariscopio (Implante personalizado).....	22
Figura 19 Imágenes a través del polariscopio (Implante personalizado).....	22
Figura 20 Imágenes a través del polariscopio (Implante personalizado).....	22
Figura 21 Imágenes a través del polariscopio (Implante prefabricado).....	22
Figura 22 Imágenes a través del polariscopio (Implante prefabricado).....	22

Figura 23 Imágenes a través del polariscopio (Implante prefabricado).....	22
Figura 24 Gráficos de caja y bigotes.....	28
Figura 25 Gráficos de caja y bigotes.....	29
Figura 26: Histograma.....	33
Figura 27: Gráficos de caja y bigotes.....	33

Capítulo I

1. Planteamiento del problema

El uso de los implantes dentales para reemplazar dientes naturales cada vez es más implementado, el perfeccionamiento del material biocompatible del que está compuesto, como el tratamiento de su superficie son el sustento, sus diferentes diseños estructurales para transmitir las cargas biomecánicas mejoran sustancialmente la distribución de fuerzas en la interfase hueso-implante- tejidos biológicos adjuntos (Piza Pellizzer, y otros, 2014).

El ingreso al mercado del implante personalizado basado en la anatomía propia del paciente busca preservar el tejido, reduciendo el tiempo de su rehabilitación. Estos son realizados mediante sinterización por láser (Chen, y otros, 2014).

La distribución de las fuerzas y tensiones de carga producidas sobre un elemento anatómico no es fácil medir, pues la resistencia ósea individual es variable. Estudios de laboratorio son indispensables para analizar estas situaciones clínicas, el análisis fotoelástico, es un método experimental que permite visualizar tensiones y deformaciones a través del polariscopio, entregando información con colores en forma de franjas, observando la posibilidad de determinar la dirección e intensidad de las tensiones (Alves Pesqueira, y otros, 2014).

En el estudio “Análisis fotoelástico descriptivo de dos diferentes diseños de implantes endoóseos sometidos a carga de compresión vertical” se determinó que los Implantes de configuración cónica y hexágono interno largo (Master Conect Cónico 4,13×13 mm) concentraron las tensiones a nivel apical sin distribuirlas a la región media y cervical. Por otra parte, el implante de configuración cilíndrica (Titamax Ti Medula 3,75×13 mm) presentó distribución de tensiones en los tercios apical, medio y cervical (Jaimes, Duque de Miranda Chaves, Olate, Mazzonetto, & Albergaria Barbosa, 2009).

Coelho Gaiatoa Ed. Al 2016 concluyen en su estudio que el sistema Mini Pilar de hexágono interno tuvo la mayor distribución de tensiones durante la carga oblicua produjo una mayor concentración e intensidad de tensión que la carga axial, en todos los modelos; y la longitud del voladizo influyó directamente en la distribución del esfuerzo.

El estudio pretende analizar la distribución de tensiones ocasionadas en los modelos fotoelásticos luego de la aplicación de carga en sentido vertical, sobre implante sinterizado, implante convencional y sobre piezas naturales, comparando los resultados entre sí.

Capítulo II

2. Marco teórico

2.1. Rehabilitación Oral con implantes dentales

La ausencia de dientes, al ser una situación adquirida por factores extrínsecos en la cavidad oral o también por causa congénita, deben ser reemplazados para devolver estética, función masticatoria, además de prevenir cambios en la arcada dental, como: la sobre erupción, la reabsorción del hueso alveolar y la movilidad dentaria por pérdida de soporte (Al-Johany, Al Amri, Alsaeed, & Alalola, 2017).

Desde tiempos muy remotos se han realizado intentos por alcanzar estos objetivos empleando diversas técnicas y diferentes materiales que con los avances tecnológicos han ido mejorando (De Oliveira, Brackmann, Trojan, Ribeiro Júnior, & Padovan, 2019).

Pacientes totalmente edéntulos se rehabilitaron con prótesis completas convencionales, los pacientes parcialmente edéntulos, con técnicas y tratamientos alternativos. Dentro de estos tratamientos están los implantes que a inicio fueron indicados para pacientes edéntulos totales, eliminándose la posibilidad en pacientes desdentados parciales o con carencia en altura y/o anchura ósea, también zonas con compromiso de áreas anatómicas como seno maxilar, conducto dentario inferior, y deformidades óseas limitantes anatómicas importantes (Fokas, Ma, Chronopoulos, Janda, & Mattheos, 2018).

Los aportes realizados por Branemark y col lograron un avance considerable en la rehabilitación oral con implantes. En esos tiempos el tratamiento era simple y previsible ya que existía un solo tipo de implante para restaurar pacientes edéntulos, y se tomaba en cuenta sólo el factor funcional al momento de la

rehabilitación, sin considerar el factor estético (Martins Da Rosa, Zardo, & De Souza Neto, 2004).

La implantología moderna busca restaurar la función, contornos anatómicos, estética, fonación y la salud integral bucal del paciente, independientemente del daño del tejido presente (Mangano et al., 2013).

Varias técnicas se han propuesto, incluyendo el aumento de altura y anchura ósea, permitiendo la colocación del implante en posición favorable procurando así la rehabilitación estética y funcional adecuada (Chen, Lu, Paydar, Akay, & Roberts, 1994).

Con los avances en los materiales y en los diseños propios de los implantes, así como a través del desarrollo y perfeccionamiento de técnicas de reconstrucción ósea, ha sido posible la resolución de innumerables casos clínicos que hasta entonces se limitaban ser trabajados con las técnicas convencionales, utilizando la personalización de implantes para diversos casos (Moin, Hassan, Parsa, Mercelis, & Wismeijer, 2014).

2.2. Oseointegración

El término oseointegración tiene como definición, “tejido óseo que yace cerca del implante, contiene todos los elementos del hueso, es decir: espacios médula vasculares, tejido hematopoyético, tejido adiposo y tejido conectivo. Para definirlo de una forma más simple: hueso calcificado y todos los elementos de tejido blando adjunto” (Bohórquez & Rodríguez, 2003).

Múltiples factores, como un traumatismo quirúrgico excesivo, infección, disfunción metabólica y una sobrecarga, pueden llevar a la falla o a la pérdida del implante (He et al., 2019).

La ausencia de oseointegración se debe a:

- El recalentamiento del hueso durante la preparación quirúrgica (más de 47°C).
- Carga prematura sobre los implantes (antes de los 3 meses en mandíbula y antes de 6 meses en maxilar).
- Implante con falta de ingreso dentro del alvéolo.
- La invaginación del epitelio.
- Colocación del implante con exceso de torque (necrosis ósea).

Las mejoras en el tratamiento de superficie de los implantes estimulan la proliferación y diferenciación celular, mejorando la osteointegración y reduciendo el tiempo de cicatrización (Chappuis et al., 2018).

Con el aumento de la hidrofiliidad de la superficie del biomaterial es beneficioso para minimizar la biopelícula y de esta manera mejorar la osteointegración del implante (Gasik et al., 2012).

2.3. Clasificación de los Implantes

La Asociación dental Americana, indica dos tipos de implantes dentales los cuales son:

Endo-óseos y subperiósticos (yuxta-óseos).

2.3.1. Implantes endo óseos

Este tipo de implantes son los más utilizados en odontología, están elaborados completamente de titanio y se colocan quirúrgicamente sobre los maxilares superior e inferior (Schumann, 1992).

Cuando la osteointegración del implante con el hueso ha sido completada, se inicia la rehabilitación para terminar el tratamiento (Pommer et al., 2011).

Hay varios tipos de implantes endo óseos, los cuales son:

- Tornillos
- Cilíndricos
- Láminas

2.3.1.1. Implantes con forma de tornillo

Son el tipo de implantes dentales más utilizados, tienen la forma de un tornillo, además están elaborados de un material biocompatible, el cual es el titanio. Entre sus ventajas podemos destacar que dicho implante puede ser colocado individualmente o en algunos dientes (Winkler & Morris, 2009).

Además, con los avances de la odontología, la superficie del implante esta modificada por Titanium Plasma Spray (TPS) obteniendo una mayor fuerza de unión con el hueso, de esta manera se reduce el tiempo de la oseointegración y da mejores resultados estéticos.

Se ha estimado que los dentistas tienen que elegir más de 1300 tipos de implantes que varían en forma, material, dimensión, propiedades de la superficie y geometría de la interfaz (Binon, 2000).

2.3.1.2. Implantes cilíndricos

Estos implantes se integran al hueso mediante unas pequeñas perforaciones para que el hueso pueda crearse en su interior y así obtener mejor soporte. Al tener un mayor tiempo de recuperación por la integración paulatina de hueso se utilizan en pocos casos (Allsobrook, Leichter, Holborow, & Swain, 2011).

2.3.1.3. Implantes dentales laminados

Este tipo de implantes se recomiendan principalmente para el maxilar superior, al tener un hueso ancho y profundo.

2.3.2. Implantes Subperiósticos o Yuxta óseos

Este tipo de implantes dentales se utilizan para pacientes con altura ósea mínima y van colocados a nivel de la cresta ósea (Marenzi et al., 2018).

2.4. Material de los implantes

El material a elección para la fabricación de los implantes es el titanio o el zirconio para que pueden unirse 100% al hueso (Ogle, 2015).

Los materiales influyen en el estado de los tejidos blandos periimplantarios y la reabsorción ósea periimplantaria. En la osteointegración de zirconia que se usa como un sustituto de Titanio, las superficies de óxido de zirconia reducen significativamente la adhesión bacteriana en comparación con el Ti, que es importante para la salud de los tejidos blandos periimplantarios (Igarashi, Nakahara, Haga-Tsujimura, Kobayashi, & Watanabe, 2015).

2.4.1. Biomecánica

Se denomina biomecánica a la ciencia que aplica la ingeniería tecnológica dentro del comportamiento del ser humano, con la capacidad de analizar la funcionalidad, postura y movimiento, elaborando elementos capaces de adaptarse al tejido u órgano que sustituimos con el propósito de rehabilitar.

Las disciplinas clínicas como prótesis, ortodoncia, odontología restauradora, cirugía oral y maxilofacial son las principales consumidoras de conceptos biomecánicos (Waters, 1992).

2.4.2. Biomaterial

El biomaterial es un material inerte que se adapta al sistema biológico para reemplazar un tejido u órgano. Puede ser de origen natural o sintético, siendo un

material compuesto que se asocia a dos o más sustancias de características propias formando un material biocompatible.

La ciencia y la tecnología existentes respaldan la necesidad de sustancias anisotrópicas desde el punto de vista mecánico y químico para reemplazar los tejidos funcionales que soportan carga y ofrecer un futuro más prometedor para la investigación y el desarrollo de implantes dentales (Lemons, 1990).

2.4.3. Biocompatibilidad

Se denomina biocompatibilidad a la interacción de un material metálico, cerámico o polímero con el cuerpo humano induciendo a una aceptación del medio biológico.

2.4.4. Propiedades de los biomateriales

Los biomateriales deben satisfacer las expectativas de cada profesional, teniendo en cuenta las siguientes propiedades:

- Biocompatibilidad con el sistema biológico: el implante no debe alterar la composición y las propiedades de los componentes de la sangre.
- Resistencia a la corrosión de los fluidos corporales que afectan procesos biológicos, como los implantes dentales en contacto con la saliva.
- Propiedad mecánica, tiene la capacidad de aumentar la tenacidad, la durabilidad y resistencia a la fractura, evitando la fricción.
- Función eléctrica, aceptación en soluciones fisiológicas, como el marcapaso.
- Función químico biológica, intercambio de compuestos químicos para regenerar el tejido, como las membranas de las diálisis.
- Ser no tóxicos, evitando la desintegración del biomaterial, como por ejemplo implante metálico, cerámico o polímero (Cordero Alcon & Escobar Luján , 2012).

2.5. Superficie de los implantes

El material del recubrimiento del implante a nivel nanométrico tiene que ser bien comprendido y analizado para desarrollar implantes que no generen el rechazo promoviendo la integración al tejido circundante, teniendo en cuenta la porosidad, la topología y la rugosidad del mismo (Gasik, Braem, Chaudhari, Duyck, & Vleugels, 2015).

La ingeniería química de las superficies de los implantes nanoestructurada presenta humectabilidad, característica que conduce a un mejor control de la adhesión celular, colonización celular y actividad posterior, además de una mejor oseointegración, reduciendo el tiempo de cicatrización. La gran cantidad de morfologías superficiales y modificaciones químicas mejoran el nivel de regeneración ósea periimplantaria que aceleran la osteointegración (Rasouli, Barhoum, & Uludag, 2018).

Los tejidos periimplantarios se ven influenciados por la superficie apico-coronal del implante, así como la interfaz entre el implante y su aditamento pilar (Hänggi et al., 2005).

La descontaminación mecánica química bacteriológica de la superficie del implante es un tema de importancia para la prevención de una periimplantitis, se tiene como métodos de erradicación bacteriana la terapia laser (Madi & Alagl, 2018).

Las modificaciones de superficies incluyen recubrimientos con hidroxiapatita, torneadas, erosionadas, sinterizadas por poro, oxidadas, pulverizadas con plasma, o una combinación de estos procedimientos, se utilizan para mejorar el desenvolvimiento clínico del implante y sus tejidos circundantes (Esposito, Murray-Curtis, Grusovin, Coulthard, & Worthington, 2007).

2.6. Implantes Personalizados

Los implantes personalizados se fabrican a partir de una pieza natural mediante las imágenes de una tomografía, el material de fabricación es el zirconio, al ser un material de excelente biocompatibilidad, que disminuye la acumulación de la placa y brinda mejores resultados estéticos (Patankar, Kshirsagar, Patankar, & Pawar, 2015).

De la misma manera se pueden obtener las imágenes mediante escaner intraoral y extraoral, para luego mediante ayuda de tecnología Cad- Cam obtener los implantes dentales gracias a la sinterización directa por láser de metal (DMLS) (Cerea & Dolcini, 2018).

2.7. Fotoelasticidad

La fotoelasticidad es un método experimental utilizado para el análisis de esfuerzos y estrés donde se utiliza las propiedades de la luz polarizada y la birrefringencia que presentan los materiales fotoelásticos cuando son sometidos a esfuerzos, los materiales como las resinas epóxicas, el poliéster, los poliuretanos, son los materiales utilizados para los modelos a escala en un estudio fotoelástico (Gehrke et al., 2016).

Al pasar un rayo de luz polarizada a través de materiales transparentes sometidos a esfuerzos y observar el material por medio de un analizador (polarizador), el resultado es una gama de colores los cuales varían según las tensiones y estrés presentes en el cuerpo (Zanatta et al., 2014).

2.7.1. Ventajas y desventajas del análisis fotoelástico

El análisis de esfuerzos mediante el método de fotoelasticidad presenta varias ventajas y desventajas:

Ventajas

- Se obtiene un panorama total de la distribución de los esfuerzos a través de todo el elemento.
- Proporciona resultados cualitativos para ubicar los lugares de esfuerzos mínimos y máximos o para determinar los cambios en la distribución de esfuerzos originados por alteraciones menores en la forma del modelo, que conducen a la obtención de un diseño apropiado, es decir, proporciona una forma rápida de determinar concentración de esfuerzos (Goiato, de Medeiros, da Silva, Sônego, & dos Santos, 2017).
- Permite determinar la diferencia de esfuerzos en cualquier punto, brinda una determinación aproximada de los esfuerzos en cuerpos irregulares, comparables con los resultados que se obtienen con técnicas precisas de extensometría eléctrica.

Desventajas

- La fotoelasticidad es un método indirecto que requiere para ciertos estudios, el empleo de modelos a escala y la subsiguiente interpretación de los resultados con el prototipo (Cehreli, Duyck, De Cooman, Puers, & Naert, 2004).
- La separación de los esfuerzos principales individuales en puntos internos del modelo se hace por medio de técnicas laboriosas y cuidadosamente desarrolladas.
- Para su correcta aplicación se tiene que seguir un procedimiento experimental desarrollado con cuidado, incluyendo la necesidad de preparar modelos libres de esfuerzos.

2.7.2. Características del material fotoelástico

Existen varios materiales que pueden ser utilizados para fines fotoelásticos, las características que deben tener estos materiales se listan a continuación:

- Ser transparentes a la luz empleada en el polariscopio.
- Ser suficientemente sensible a esfuerzos o deformaciones, lo cual viene indicado por el factor de franja, a menor valor de factor de franja el material es más sensible.
- El material debe exhibir características lineales con respecto a esfuerzo vs deformación.
- Debe poseer isotropía mecánica, isotropía óptica y ser homogéneo.
- El material no debe deformarse en el tiempo para cargas aplicadas constantes y además la recuperación debe ser lo más rápida posible.
- Debe exhibir alto módulo de elasticidad.
- La sensibilidad del material no debe ser afectada por pequeños cambios de temperatura.
- El material no deberá perder sus características con el tiempo.
- El material debe presentar fácil maquinabilidad, ya que de lo contrario encarece y dificulta el proceso de preparación de los modelos, además de que se puede producir distorsión en el espectro fotoelástico debido a esfuerzos residuales ocasionados por el maquinado.
- Debe estar libre de esfuerzos residuales, producidos principalmente por el proceso de conformado.
- Poseer birrefringencia.

2.7.3. Análisis de franjas fotoelásticas

Al aplicar esfuerzos a ciertos materiales transparentes y observarlos a través de luz polarizada, se puede observar un mapa de colores (Geramizadeh, Katoozian, Amid, & Kadkhodazadeh, 2018).

Resumiendo, las características que poseen los colores podemos decir:

- Se dividen en franjas continuas y ordenadas.
- Las franjas nunca cruzan ni combinan con otra.
- Siempre mantienen su lugar en la secuencia ordenada, al aparecer una nueva franja, las anteriores se desplazan sin perder su secuencia.
- La región de un color representa el mismo nivel de esfuerzo en toda su área

3. Objetivos

3.1. Objetivo General

Analizar las zonas de estrés de un implante personalizado sinterizado mediante estudio de fotoelasticidad.

3.2. Objetivos Específicos

1. Comparar las zonas de estrés de implantes personalizados sinterizados, implantes convencionales y premolar superior mediante estudio de fotoelasticidad.
2. Distinguir la cantidad de estrés producida sobre el implante personalizado, el implante convencional y el diente natural.

4. Hipótesis

4.1. Hipótesis nula

No hay diferencia entre las zonas de estrés que presenta el implante personalizado y el implante prefabricado convencional.

4.2. Hipótesis alternativa

Las zonas de estrés del implante personalizado son diferentes a las que se presentan en el implante prefabricado convencional.

5. Materiales y Métodos

5.1. Tipo de estudio

Estudio comparativo transversal, observacional, que cumple con los criterios STROBE.

5.2. Muestra

La muestra estará conformada por n = 30 muestra Total, dividida en n=10 implantes personalizados, n=10 implantes convencionales y n= 10 premolares superiores.

5.3. Criterios de inclusión y exclusión

Criterio de inclusión para los dientes naturales

- Premolar superior sin caries radicular.
- Premolar superior sin reabsorción radicular.
- Premolar superior con sus raíces de longitud estándar.
- Premolar sin dilaceraciones.

Criterio de inclusión para los implantes

- Ser de conexión interna.
- Tener su superficie integra sin fisuras o fracturas.

Criterio de exclusión para los dientes naturales

- Raíces con caries.
- Deformaciones.
- Dilaceraciones, hipercementosis.
- Reabsorción radicular.
- Raíces cortas.
- Fisuras o fracturas.

Criterio de inclusión para los implantes

- Ser de conexión externa.
- Tener su superficie con fisuras o fracturas.

5.4. Descripción del método

5.4.1. Elaboración del implante personalizado

Implante elaborado en aleación de cromo-cobalto mediante un proceso de sinterización laser.



Figura 1: Escáner extraoral Idéntica Hybrid

Tomado de: <https://resycam.com/exocad/comparativa-de-escaner-medit-identica-t300-y-t500-cual-es-mejor/>

Se procede al escaneo de piezas premolares talladas con un escáner extraoral llamado Idéntica Hybrid, luego en el software se modifica las imágenes en STL, la superficie externa del diente, aquí se realiza un trabeculado con espesor aproximado de 500 micras.

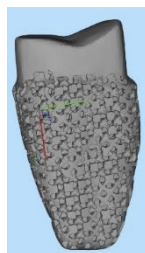


Figura 2: Imagen STL de premolar

Con la imagen tridimensional del implante personalizado se procede a la sinterización realizada por una maquina llamada MYSINT 100.

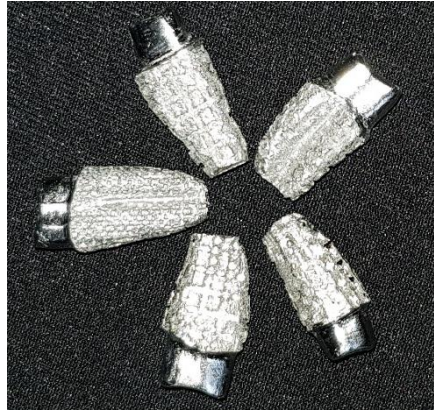


Figura 3: Implantes personalizados

5.4.2. Elaboración del bloque de material fotoelástico

Se fabricarán 30 modelos con el material fotoelástico, compuestos por bloques de resina de poliuretano, y en los mismos 10 implantes personalizados, 10 implantes convencionales y 10 con las piezas naturales (premolar superior). El poliuretano se manipulará de acuerdo con las instrucciones del fabricante.

La cantidad del material requerida debe calcularse de antemano de acuerdo con el tamaño y grosor del bloque que se va a realizar. La mezcla del líquido base y el catalizador se debe realizar en cantidad iguales:

- Jeringa de 20ml con Parte A Resina.
- Jeringa de 20ml con Parte B Reactivo.



Figura 4: Botellas de poliuretano

Mezcla de los dos líquidos por 5 minutos de manera circular para evitar en lo posible el ingreso de aire a la mezcla.



Figura 5: Mezcla de poliuretano

Ingresar la mezcla a los bloques de vidrio.



Figura 6: Bloques de vidrio

Colocar la unidad muestral sostenido por cervical con un invisible.

Dejar secar por 48 horas la mezcla en un lugar aislado completamente de la luz solar directa, donde no se puedan añadir partículas de polvo.



Figura 7: Mezcla en bloque con diente

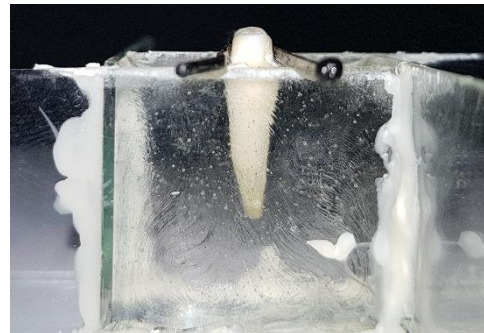


Figura 8: Vista frontal del bloque

5.4.3. Recolección de datos

Cada bloque se colocará en una máquina que presenta dos gabinetes el primero se encuentra en la parte posterior y alberga un filtro polarizador y la fuente de iluminación, en el otro gabinete se encuentra el panel analizador, se aplicará cargas verticales en puntos fijos en la superficie oclusal de los implantes y de los dientes, con una máquina que genera presión fija y controlada para transmitir la carga de 7,5N 100N 150N por un periodo 5 segundos.



Figura 9: Chatillon force gauge



Figura 10: Polariscopio

Tomado de Tesis "Diseño e implementación de un equipo experimental para análisis de esfuerzos mecánicos utilizando la máquina de ensayos mts, en materiales isótropos, transparentes y continuos mediante el análisis de imágenes fotoelásticas"



Figura 11: Polariscopio

Tomado de Tesis "Diseño e implementación de un equipo experimental para análisis de esfuerzos mecánicos utilizando la máquina de ensayos mts, en materiales isótropos, transparentes y continuos mediante el análisis de imágenes fotoelásticas"



Figura 12: Polariscopio

Tomado de Tesis "Diseño e implementación de un equipo experimental para análisis de esfuerzos mecánicos utilizando la máquina de ensayos mts, en materiales isótropos, transparentes y continuos mediante el análisis de imágenes fotoelásticas"

El estrés que resulta en todas las áreas de cada modelo fotoelástico con las diferentes presiones fue fotografiado por una cámara digital (Canon T5i) y luego las imágenes visualizadas en un programa de software gráfico (Paint 3d) con el propósito del análisis. Los registros fotográficos de las muestras se analizarán para determinar las zonas donde ocurran y la intensidad de estas.

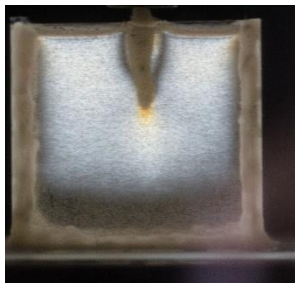


Figura 13: Posicionamiento de bloque para análisis.



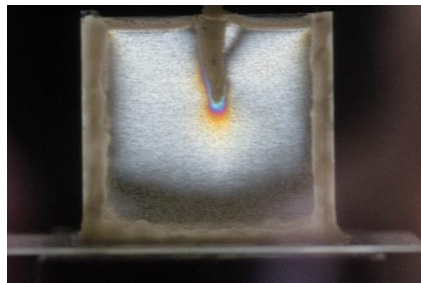
Figura 14: Registro de imágenes con cámara Canon T5i

Premolar superior



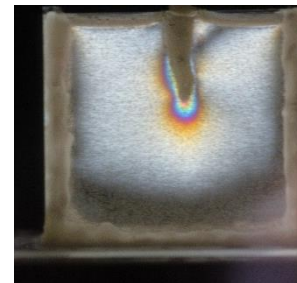
Presión 7,5N

Figura 15: Imágenes a través del Polariscopio (diente premolar)



Presión 100N

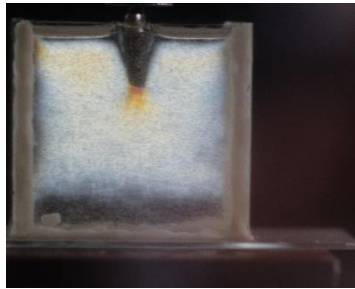
Figura 16: Imágenes a través del Polariscopio (diente premolar)



Presión 150N

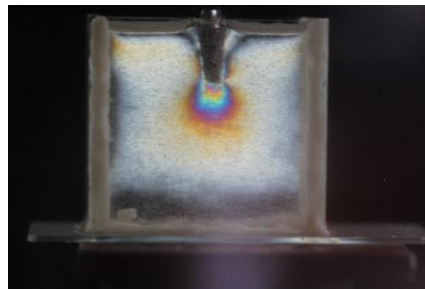
Figura 17: Imágenes a través del Polariscopio (diente premolar)

Implante personalizado



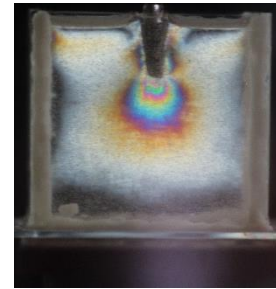
Presión 7,5N

Figura 18: Imágenes a través del Polariscope (implante personalizado)



Presión 100N

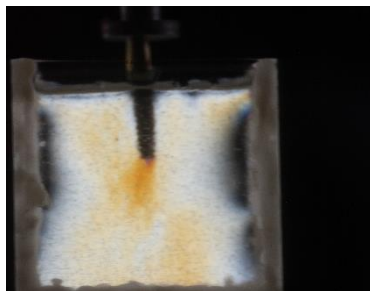
Figura 19: Imágenes a través del Polariscope (implante personalizado)



Presión 150N

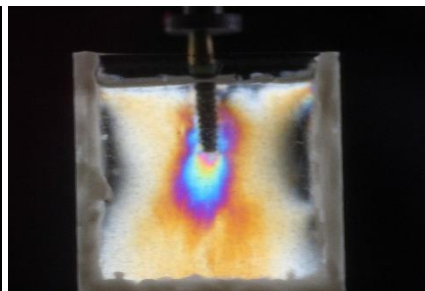
Figura 20: Imágenes a través el del Polariscope (implante personalizado)

Implante prefabricado



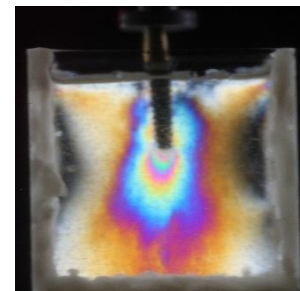
Presión 7,5N

Figura 21: Imágenes a través del Polariscope (implante prefabricado)



Presión 100N

Figura 22: Imágenes a través del Polariscope (implante prefabricado)



Presión 150N

Figura 23: Imágenes a través del Polariscope (implante prefabricado)

Tabla 1: Tabla de materiales

Nombre comercial Superglass # Lote	Marca Superglass Ubicación	Composición Es una resina de poliuretano que cumple las características necesarias como Transparencia, sensibilidad a factor de franja, isotropía, birrefringencia y maquinabilidad, su consistencia es líquida y después de su mezcla de resina y reactivo endurece.	Forma de aplicación de acuerdo al fabricante la cantidad requerida debe ser igual de las dos partes y luego la mezcla se debe dar de manera circular por 5 minutos.
--	----------------------------------	--	---

Tabla 2: Operacionalización de variables

Variables	Conceptualización	Determinante	Indicador	Escala
Presión	Cantidad de presión que se aplica sobre los bloques	Se realiza mediante la ayuda de una maquina llamada Chatillon force gauge	Unidad de fuerza el Newton	Cuantitativa
Número de franjas	Cantidad de franjas	Se determinarán	Número de franjas	Cuantitativa

	provocadas sobre el bloque	a través de la observación		
Zonas de estrés	Zonas del bloque donde se provoca el estrés	Se determinarán a través de la observación	Zonas del implante: Apical 1 Medio 2 Cervical 3	Cualitativa

6. Resultados

6.1. Análisis estadístico

1.- Información descriptiva

Tabla 3: Estadísticos descriptivos

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desviación estándar
Numero de franjas presión 1 (1.7lb – 7.5N)	30	0	4	1,57	1,135
Numero de franjas presión 2 (22.5lb – 100N)	30	4	9	6,47	1,456
Numero de franjas presión 3 (33.6lb – 150N)	30	6	12	8,37	1,608
N válido (por lista)	30				

Tabla 4: Estadísticos descriptivos

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desviación estándar
Zonas de estrés presión 1 (1.7lb – 7.7N)	30	1	2	1,07	,254
Zonas de estrés presión 2 (22.5lb – 100N)	30	1	3	1,80	,714
Zonas de estrés presión 3 (33.6lb – 150N)	30	1	3	2,23	,728
N válido (por lista)	30				

Metodología.

Para seleccionar un test estadístico de homogeneidad, se debe realizar previamente un test de normalidad, mismo que nos muestra que distribución

siguen las variables estudiadas, a través de esta información se puede seleccionar entre una prueba paramétrica o una prueba no paramétrica para estudiar la homogeneidad de los datos.

Pruebas de normalidad

Los resultados de estas pruebas indican si se debe rechazar o no la hipótesis nula de que los datos provengan de una población distribuida normalmente. Por lo tanto:

H₀: Los datos se distribuyen normalmente.

H_a: Los datos no siguen una distribución normal.

Criterio de selección: Si el P-valor < 0,05 entonces se rechazar la Hipótesis Nula.

Test de Shapiro–Wilk, como Prueba de normalidad los datos de estudio cumplen la condición de tener un número de observaciones menor o igual a 30; si la muestra tiene más de 30 observaciones se debería utilizar el test de Kolmogorov-Smirnov.

La Hipótesis a contrastar es la siguiente:

H₀: X ~ Distribución Normal.

H_a: X ~ Otra distribución.

Pruebas de Homogeneidad

Las pruebas de homogeneidad contrastan el supuesto de homogeneidad de varianzas, también conocido como supuesto de homocedasticidad, considera

que la varianza es constante en los diferentes niveles de un factor, entre diferentes grupos.

Existen algunas pruebas de normalidad, la utilización de cada una de ellas está ligada específicamente a si las variables a contrastar siguen una distribución normal o siguen otras distribuciones. En este estudio, se utilizará el test de Levene, el cual es un test estadístico inferencial utilizada para evaluar la igualdad de las varianzas para variables que siguen una distribución normal, por otro lado, para las variables que no siguen una distribución normal se utilizara el test de chi-cuadrado.

H_0 : No existen diferencias significativas entre las varianzas ($\sigma_1^2 = \sigma_2^2$)

H_a : Existen diferencias significativas entre las varianzas. ($\sigma_1^2 \neq \sigma_2^2$)

Criterio de selección en el caso del test de Levene: Si el P-valor < 0,05 entonces se rechaza la Hipótesis Nula.

Criterio de selección en el caso del test de Chi-cuadrado: Si el P-valor > 0,05 entonces se rechaza la Hipótesis Nula.

- **Número de franjas:**

Prueba de Normalidad para las variables número de franjas

Tabla 5: Pruebas de normalidad

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Numero de franjas presión 1 (1.7lb – 7.5N)	,291	30	,000	,869	30	,002
Numero de franjas presión 2 (22.5lb-100N)	,176	30	,018	,921	30	,028
Numero de franjas presión 3 (33.6lb-150N)	,169	30	,029	,936	30	,071

a. Corrección de significación de Lilliefors

Para la variable Número de franjas presión 1, el test de Shapiro-Wilk muestra que la probabilidad es menor al nivel de significancia del 5% ya que $0,002 < 0,05$, lo cual nos indica que la variable no sigue una distribución normal.

En la variable Número de franjas presión 2, el test de Shapiro-Wilk muestra que la probabilidad es menor al nivel de significancia del 5% ya que $0,028 < 0,05$, lo cual nos indica que la variable no sigue una distribución normal.

Sin embargo, en la variable Número de franjas presión 3, el test de Shapiro-Wilk muestra que la probabilidad es mayor al nivel de significancia del 5%, lo que nos indica que esta variable sigue una distribución normal

Histogramas:

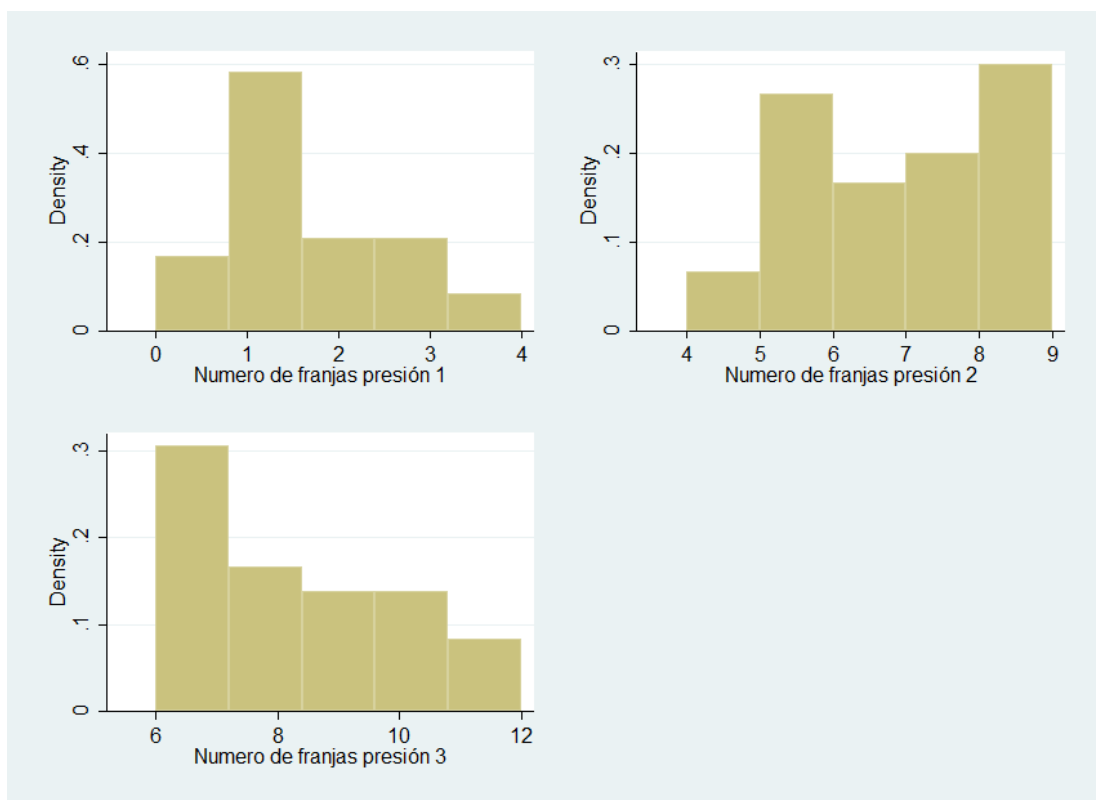


Figura 24: Gráficos de caja y bigotes

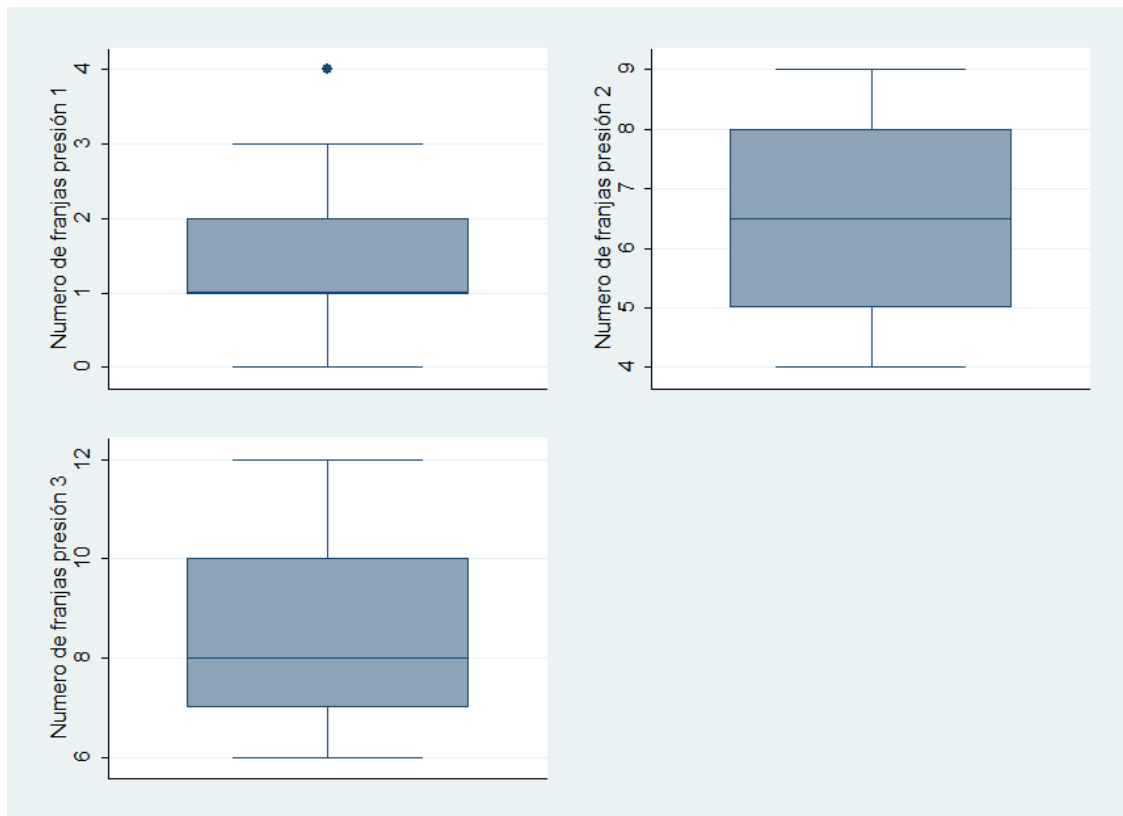


Figura 25: Gráficos de caja y bigotes

Pruebas de Homogeneidad para las variables número de franjas

Los resultados del test de normalidad de Shapiro–Wilk para las variables Número de franjas presión 1 y Número de franjas presión 2, mostro que dichas variables no siguen una distribución normal por lo que se deben realizar pruebas no paramétricas para analizar los test de homogeneidad. Por lo tanto, se realiza un test de Chi-cuadrado, que se presenta a continuación:

Tabla 6: Estadísticos de prueba^{a,b}

	Numero de franjas presión 1 (1.7lb - 7.5N)	Numero de franjas presión 2 (22.5lb - 100N)
Chi-cuadrado	1,035	1,800
Gl	2	2

Sig. asintótica	,596	,407
-----------------	------	------

a. Prueba de Kruskal Wallis

b. Variable de agrupación: Tipo de Diente

El test de Chi-cuadrado presenta un P-valor de 0,596 para la **variable Número de franjas presión 1**, este resultado es mayor al 5%, por ende, se encuentran argumentos necesarios para rechazar la Hipótesis Nula concluyendo que si existen diferencias significativas entre las varianzas de la variable número de franjas presión 1 y los distintos tipos de unidades.

En lo que respecta a la **variable Número de franjas presión 2**, el test de Chi-cuadrado presenta un P-valor de 0,407, este resultado es mayor al 5%, por ende, se encuentran argumentos necesarios para rechazar la Hipótesis Nula concluyendo que si existen diferencias significativas entre las varianzas de la variable número de franjas presión 2 y los distintos tipos de unidades.

Por otro lado, como los resultados del test de normalidad para la variable Número de franjas presión 3, muestra que esta variable sigue una distribución normal. Por lo tanto, se puede realizar el test de Levene para homogeneidad de varianzas.

Tabla 7: Prueba de homogeneidad de varianzas

Numero de franjas presión 3 (33.6lb – 150N)

Estadístico de Levene	df1	df2	Sig.
,107	2	27	,899

Finalmente, para la **variable Número de franjas caso 3**, el Test de Levene presenta un P-valor de 0,899 por lo tanto:

$$0,899 > 0,05$$

Argumentos necesarios para no rechazar la Hipótesis Nula concluyendo que no existen diferencias significativas entre las varianzas de la variable número de franjas caso 3 y los distintos tipos de unidades.

Para confirmar este resultado es necesario realizar el Test de Tukey que nos indica si efectivamente la variable **Número de franjas caso 3** no presenta diferencias significativas con ninguno de los tres tipos de unidades.

Tabla 8: Comparaciones múltiples

Variable dependiente: Número de franjas presión 3

HSD Tukey

(I) Tipo de Diente	(J) Tipo de Diente	Diferencia de medias (I-J)	Error estándar	Sig.	95% de intervalo de confianza	
					Límite inferior	Límite superior
1	2	-,100	,700	,989	-1,83	1,63
	3	1,100	,700	,275	-,63	2,83
2	1	,100	,700	,989	-1,63	1,83
	3	1,200	,700	,218	-,53	2,93
3	1	-1,100	,700	,275	-2,83	,63
	2	-1,200	,700	,218	-2,93	,53

A través del test de Tukey, podemos confirmar que efectivamente no existen diferencias significativas entre ningún tipo de unidad cuando se las analiza con la variable número de franjas caso 3.

Posición visual de la presión

Prueba de Normalidad para las variables zonas de estrés

Tabla 9: Pruebas de normalidad

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Zonas de estrés presión 1 (1.7lb – 7.5N)	,537	30	,000	,275	30	,000
Zonas de estrés presión 2 (22.5lb-100N)	,244	30	,000	,798	30	,000
Zonas de estrés presión 3 (33.6lb – 150N)	,254	30	,000	,793	30	,000

a. Corrección de significación de Lilliefors

Para la variable Zonas de estrés con presión 1, el test de Shapiro-Wilk muestra que la probabilidad es menor al nivel de significancia del 5% ya que $0,000 < 0,05$, lo cual nos indica que la variable no sigue una distribución normal.

En la variable Zonas de estrés con presión 2, el test de Shapiro-Wilk muestra que la probabilidad es menor al nivel de significancia del 5% ya que $0,000 < 0,05$, lo cual nos indica que la variable no sigue una distribución normal.

De igual manera, en la variable Zonas de estrés con presión 3, el test de Shapiro-Wilk muestra que la probabilidad es menor al nivel de significancia del 5%, lo que nos indica que esta variable no sigue una distribución normal.

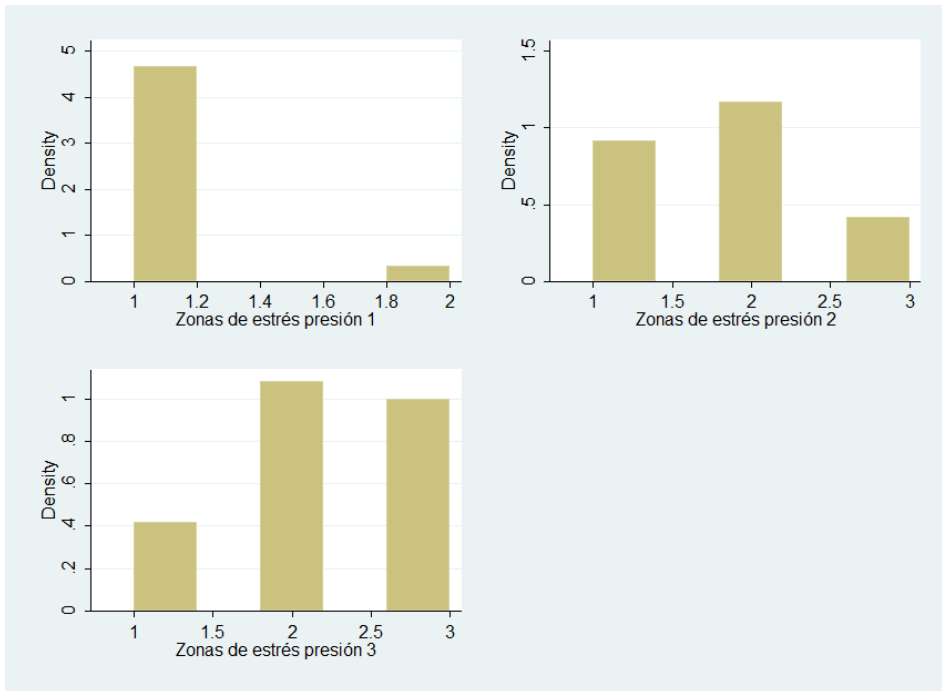


Figura 26: Histograma

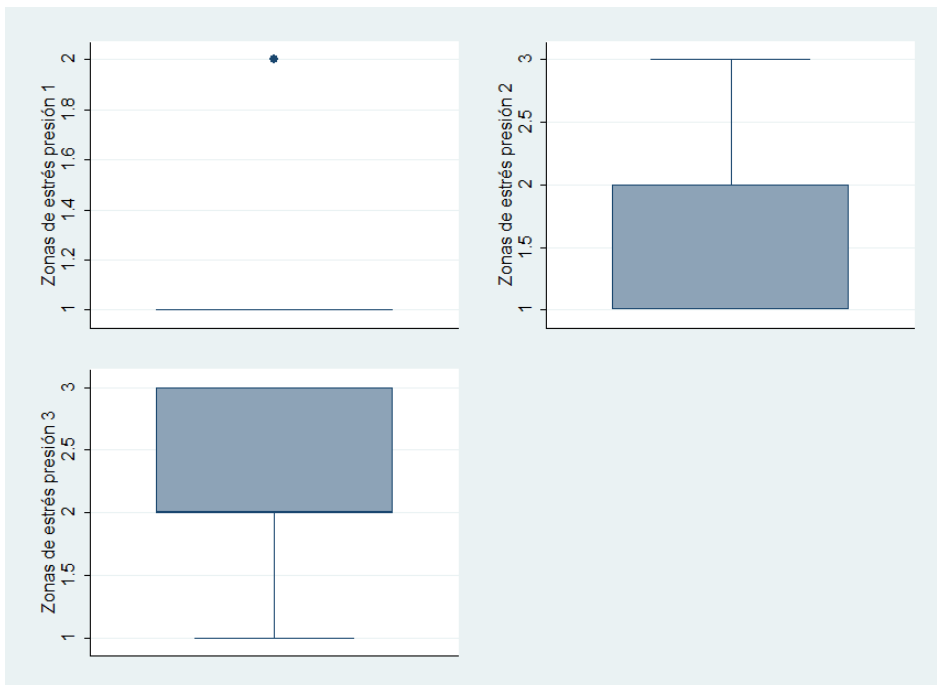


Figura 27: Gráficos de caja y bigotes.

Prueba de Homogeneidad para las variables zonas de estrés según posición

Tabla 10: Estadísticos de prueba^{a,b}

	Zonas de estrés presión 1 (1.7lb – 5N)	Zonas de estrés presión 2 (22.5lb – 100N)	Zonas de estrés presión 3 (33.6lb – 150N)
Chi-cuadrado	4,143	3,005	3,588
gl	2	2	2
Sig. asintótica	,126	,223	,166

a. Prueba de Kruskal Wallis

b. Variable de agrupación: Tipo de Diente

Para la **variable Zonas de estrés presión 1**, el Test de Chi-cuadrado presenta un P-valor de 0,126 por lo tanto:

$$0,126 > 0,05$$

Argumentos necesarios para rechazar la Hipótesis Nula concluyendo que existen diferencias significativas entre las varianzas de las zonas de estrés con la presión 1 y los distintos tipos de unidades.

Al analizar la presión 1 y al comparar el implante personalizado y prefabricado que tienen resultados iguales. Descriptivamente se puede ver que la equivalencia cualitativa para estos casos es 1 que equivale a apical, por lo que realizamos un análisis chi-cuadrada excluyendo al diente que se lo considera de control.

Tabla 11: Pruebas de chi-cuadrado

	Valor
Chi-cuadrado de Pearson	. ^a
N de casos válidos	20

a. No se han calculado estadísticos porque Equivalencia y Tipo de diente son constantes.

Al aplicar el test en el paquete estadístico nos dice que no se puede calcular porque sus variables son constantes, pues se repite el resultado de 1 tanto para el diente personalizado como prefabricado, de manera descriptiva podemos decir que no existen diferencias entre la valoración visual de estos dientes con la presión 1.

El Test de Chi-cuadrado presenta un P-valor de 0,223 para la **variable Zonas de estrés presión 2** por lo tanto:

$$0,223 > 0,05$$

Consecuentemente, no se encuentran argumentos necesarios para aceptar la Hipótesis Nula concluyendo que existen diferencias significativas entre las varianzas de las zonas de estrés con la presión 2 y los distintos tipos de unidades.

Por último, para la **variable Zonas de estrés caso 3**, el Test de Chi-cuadrado presenta un P-valor de 0,166 por lo tanto:

$$0,166 > 0,05$$

Argumentos necesarios para rechazar la Hipótesis Nula concluyendo que existen diferencias significativas entre las varianzas de las zonas de estrés con la presión 3 y los distintos tipos de unidades.

7. Discusión

Se analiza distribución de tensiones en los diferentes tipos de implantes, personalizados y prefabricados convencionales cuando fueron sometidos a cargas verticales de 7.5N, 100N y 150N, mediante un estudio de fotoelasticidad (Ochiai, Ozawa, Caputo, & Nishimura, 2003).

De manera descriptiva los dos tipos de implantes sometidos a tensión de 7.5N presentan concentración de estrés en el tercio apical, así se acepta la hipótesis nula, los implantes no presentan diferencia entre sus zonas de estrés.

Los implantes personalizados al someterse a una tensión de 100N y 150N distribuyen el estrés en apical, medio y cervical. Mientras que los implantes prefabricados convencionales al ser sometidos a la tensión de 100N y 150N distribuyen el estrés en apical y medio, se rechaza la hipótesis nula, los implantes si presentan diferencia entre las zonas de estrés.

Analizando los dos diseños de implantes podemos observar que el implante prefabricado convencional distribuyó de mejor manera el estrés generado con las tensiones de 7.5N y 100N ya que presentó un menor número de franjas alrededor de su silueta versus el implante personalizado.

Al ser sometidos los dos tipos de implantes a la tensión de 150N presentan el mismo número de franjas alrededor de su silueta por lo que distribuyen el estrés igual.

Los resultados presentaron diferencias entre implantes en la distribución de estrés, pese a ser sometidos a las mismas cargas, pues el diseño de los implantes es distinto, lo que indicaría una relación del diseño superficial con la distribución de tensiones (Velloso, Moraschini, Santos, & Barboza, 2019).

Si el objetivo es minimizar las tensiones originadas en los tejidos vecinos al implante, la elección clínica más favorable es la de un implante prefabricado convencional de hexágono interno (Prados-Privado, Gehrke, Rojo, & Prados-Frutos, 2018).

Steigenga, Al-shammari, Nociti, Misch, & Wang, describen modificaciones en el diseño y la superficie del implante para aumentar la oseointegración y mejorar la distribución de cargas hacia el hueso. El objetivo de los diseños funcionales es transferir las cargas biomecánicas a través de una mejor distribución de esas fuerzas.

En una revisión sistemática, Annibali et al., informaron que la razón biomecánica detrás del uso de implantes es que los valores altos de estrés ocurren en la porción crestal, en piezas dentarias el estrés es mínimo, mientras que se transmite muy poco estrés a la región apical. Este hallazgo está de acuerdo con lo observado en el estudio, considerando el implante personalizado. Los implantes personalizados mostraron valores de tensión más altos en su porción cervical, y las imágenes muestran claramente más formación de franjas en los implantes.

Las cargas axiales, en implantes prefabricados presentan concentración de estrés hasta el tercio medio. Biomecánicamente, el estrés en el implante a nivel cervical minimizará las posibilidades de formarse una concavidad alrededor del implante, lo que es biológicamente ventajoso para la reducción de la pérdida ósea marginal y el éxito a largo plazo (Brunski, 1999).

Las cantidades de presión en el estudio, fueron definidas de acuerdo a estudios publicados previamente.(Pellizzer et al., 2014);(Natalí, Gallardo, & Saravia, 2011);(Goiato et al., 2016)

Los implantes cortos aumentan los niveles de estrés en el área periimplantaria, las piezas dentarias toleran el estrés generado cuando se usan para sostener una prótesis fija en la mandíbula atrófica. Sin embargo, el comportamiento de estrés fue diferente entre las diferentes longitudes de los implantes. Aunque no se ha alcanzado un consenso absoluto la mayoría de los estudios han etiquetado implantes de hasta 10 mm de longitud como "cortos" (Gnigou, Goutzanis, Sarivalasis, & Petsinis, 2019).

Los factores que implican las tasas de supervivencia parecen ser independientes de la longitud y superficie tratada del implante, el pronóstico de los implantes personalizados es consistente con las coronas parciales o únicas. Este estudio retrospectivo compara piezas dentarias endodonciadas, implantes prefabricados de 8 y 10 mm de longitud, e implantes personalizados replicados en base a tomografías Cone Beam.

El estudio fotoelástico tiene la capacidad de analizar la muestra sometida a tensión (Pellizzer et al., 2014) . El contacto del material fotoelástico con el implante y las condiciones de tensión son una limitación del estudio. (Piza et al., 2015) mencionan que la condición del contacto entre el implante y la resina fotoelástica simula el tejido óseo, no lo hace con precisión a la situación real de la osteointegración, situación simulada alrededor del implante que no se considera una condición biológica real.

El uso de implantes puede ampliar las opciones, incrementando la aceptación del paciente al tratamiento implantológico, sin embargo, hay puntos relevantes que no se analizaron en este estudio, como el comportamiento de los componentes protésicos (pilares y tornillo de retención), concentración de estrés en el cuerpo del implante y la calidad del hueso restante (Cerea & Dolcini, 2018).

No se consideró en este estudio, el tipo de hueso, en algunos casos el tipo de hueso nos indicaría utilizar implantes largos, teniendo mejor pronóstico los

implantes personalizados en mandíbula, también en el hueso tipo I-III, teniendo especial cuidado con el tipo de hueso IV (Jaffin & Berman, 2010).

8. Conclusiones

1. Al analizar la distribución de estrés producida por tensiones controladas sobre los dos tipos de implantes podemos concluir que el implante prefabricado convencional concentra una menor cantidad de estrés a nivel cervical que el implante personalizado.
2. El implante prefabricado distribuye el estrés generado de mejor manera alrededor de toda su estructura causando menos esfuerzo que el implante personalizado.
3. Los dos tipos de implantes al ser sometidos a 150N de presión no presentan diferencia en la distribución de estrés.
4. Al someter los dos tipos de implantes a una presión de 7,5N presentan igual distribución de estrés en apical.

Recomendaciones

1. Aumentar la cantidad de muestra para obtener mayores resultados a nivel estadístico.
2. Aumentar el número de observadores de las imágenes obtenidas del estudio fotoelástico, al generar resultados.
3. La mezcla del material fotoelástico someterla a un proceso de vacío para evitar la producción de burbujas.

4. Analizar la capa superficial del implante personalizado sinterizado, modificando el trabeculado y el tratado de la misma.

Referencias

- Al-Johany, S. S., Al Amri, M. D., Alsaeed, S., & Alalola, B. (2017). Dental Implant Length and Diameter: A Proposed Classification Scheme. *Journal of Prosthodontics*, 26(3): 252-260.
- Allsobrook, O. F. L., Leichter, J., Holborow, D., & Swain, M. (2011). Descriptive study of the longevity of dental implant surgery drills. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 13(3), 244–254.
- Alves Pesqueira, A., Coelho Goiato, M., Gennari Filho, H., Monteiro, D., Dos Santos, D., Filié Haddad, M., & Piza Pellizzer, E. (2014). Use of Stress Analysis Methods to Evaluate the Biomechanics of Oral Rehabilitation With Implants. *Journal of Oral Implantology*, 40(2): 217-228.
- Annibali, S., Bignozzi, I., Mp, C., Graziani, F., G, L. M., Polimeni, A., ... Polimeni, A. (2012). Peri-implant marginal bone level: a systematic review and meta-analysis of studies comparing platform switching versus conventionally restored implants. *Journal of Clinical Periodontology*, 39(11), 1097–1113.
- Binon, P. (2000). Implants and components: entering the new millennium. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15(1): 76-94.
- Bohórquez, L., & Rodríguez, D. (2003). BIOMATERIALES Y BIOMECÁNICA EN LOS IMPLANTES OSEOINTEGRADOS. *Odous Científica*, 45-56.
- Brunski, J. B. (1999). In Vivo Bone Response to Biomechanical Loading at the Bone/Dental-Implant Interface, 13(1), 99–119.
- Cehreli, M., Duyck, J., De Cooman, M., Puers, R., & Naert, I. (2004). Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 15(2), 249–257.
- Cerea, M., & Dolcini, G. A. (2018). Custom-Made Direct Metal Laser Sintering Titanium Subperiosteal Implants: A Retrospective Clinical Study on 70 Patients. *BioMed Research International*, 2018, 1–11.
- Coelho Goiatoa, M., Shibayama, R., Gennari Filho, H., Antonio de Medeiros, R., Alves Pesqueira, A., Dos Santos, D., & Amaral de Araujo, C. (2016). Stress distribution in implant-supported prostheses using different

- connection systems and cantilever lengths: digital photoelasticity. *JOURNAL OF MEDICAL ENGINEERING & TECHNOLOGY*. 40(2): 35-42.
- Cordero Alcon , M., & Escobar Luján , A. (2012). Materiales de implante y su uso. *Revista de Actualización Clínica*. 16: 755-759.
- Chappuis, V., Maestre, L., Bürki, A., Barré, S., Buser, D., Zysset, P., & Bosshardt, D. (2018). Osseointegration of ultrafine-grained titanium with a hydrophilic nano-patterned surface: an in vivo examination in miniature pigs. *Journal © The Royal Society of Chemistry 2018*.
- Chen, J., Zhang, Z., Chen, X., Zhang, C., Zhang, G., & Xu, Z. (2014). Design and manufacture of customized dental implants by using reverse engineering and selective laser melting technology. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 112(5): 1088-1096.
- De Oliveira, G. J. P. L., Brackmann, M. S., Trojan, L. C., Ribeiro Júnior, P. D., & Padovan, L. E. M. (2019). Oral Rehabilitation with Zygomatic Implants in a Patient with Cleft Palate. *Case Reports in Dentistry*, 2019, 1–5.
- Esposito, M., Murray-Curtis, L., Grusovin, M. G., Coulthard, P., & Worthington, H. V. (2007). Interventions for replacing missing teeth: different types of dental implants. *Cochrane Database of Systematic Reviews*.
- Fokas, G., Ma, L., Chronopoulos, V., Janda, M., & Mattheos, N. (2018). Differences in micromorphology of the implant–abutment junction for original and third-party abutments on a representative dental implant. *Journal of Prosthetic Dentistry*: 1-8.
- Gasik, M., Braem, A., Chaudhari, A., Duyck, J., & Vleugels, J. (2015). Titanium implants with modified surfaces: Meta-analysis of in vivo osseointegration. *Materials Science and Engineering C*, 49, 152–158.
- Gasik, M., Mellaert, L. Van, Pierron, D., Braem, A., Hofmans, D., Waelheyns, E. De, ... Vleugels, J. (2012). Reduction of biofilm infection risks and promotion of osseointegration for optimized surfaces of titanium implants. *Advanced Healthcare Materials*, 1(1), 117–127.
- Gehrke, S. A., Frugis, V. L., Shibli, J. A., Ramirez, M. P., Eduardo, J., Sánchez, M., ... Corbella, S. (2016). Influence of Implant Design (Cylindrical and

- Conical) in the Load Transfer Surrounding Long (13mm) and Short (7mm) Length Implants : A Photoelastic Analysis. *The Open Dentistry Journal*, 10, 522–530.
- Geramizadeh, M., Katoozian, H., Amid, R., & Kadkhodazadeh, M. (2018). Comparison of finite element results with photoelastic stress analysis around dental implants with different threads. *Dental and Medical Problems*, 55(1), 17–22.
- Gnigou, M., Goutzanis, L., Sarivalasis, S., & Petsinis, V. (2019). Retrieval of displaced implants inside the maxillary sinus : two case reports and a short review. *International Journal of Implant Dentistry*, 5(24), 8.
- Goiato, M. C., Shibayama, R., Filho, H. G., Medeiros, R. A. De, Pesqueira, A. A., Micheline, D., ... Micheline, D. (2016). Stress distribution in implant-supported prostheses using different connection systems and cantilever lengths : digital photoelasticity, 1902(January).
- Goiato, M. C., de Medeiros, R. A., da Silva, E. V. F., Sônego, M. V., & dos Santos, D. M. (2017). Biomechanical evaluation of spring system for implant-supported prosthesis: analysis by photoelasticity and extensometry. *Journal of Medical Engineering and Technology*, 41(4), 309–313.
- Hänggi, M. P., Hänggi, D. C., Schoolfield, J. D., Meyer, J., Cochran, D. L., & Hermann, J. S. (2005). Implants . Part I : A Retrospective. *Journal of Periodontology*, 76(5), 791–802.
- He, W., Yin, X., Xie, L., Liu, Z., Li, J., Zou, S., & Chen, J. (2019). Enhancing osseointegration of titanium implants through large-grit sandblasting combined with micro-arc oxidation surface modification. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 30(6), 73.
- Igarashi, K., Nakahara, K., Haga-Tsujimura, M., Kobayashi, E., & Watanabe, F. (2015). Hard and soft tissue responses to three different implant materials in a dog model. *Dental Materials Journal*, 34(5), 692-701.
- Jaimes, M., Duque de Miranda Chaves, N., Olate, S., Mazzonetto, R., & Albergaria Barbosa, J. (2009). Análisis fotoelástico descriptivo de dos

- diferentes diseños de implantes endoóseos sometidos a carga de compresión vertical. *AVANCES EN PERIODONCIA*. 21(3): 135-140.
- Jaffin, R. A., & Berman, C. L. (2010). The Excessive Loss of Branemark Fixtures in Type IV Bone: A 5-Year Analysis. *Journal of Periodontology*, 62(1), 2–4.
- Lemons, J. E. (1990). Dental implant biomaterials. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 121(6), 716–719.
- Madi, M., & Alagl, A. S. (2018). The Effect of Different Implant Surfaces and Photodynamic Therapy on Periodontopathic Bacteria Using TaqMan PCR Assay following Peri-Implantitis Treatment in Dog Model. *BioMed Research International*. 2018: 1-7.
- Mangano, F., Bazzoli, M., Tettamanti, L., Farronato, D., Maineri, M., Macchi, A., & Mangano, C. (2013). Custom-made , selective laser sintering (SLS) blade implants as a non-conventional solution for the prosthetic rehabilitation of extremely atrophied posterior mandible. *Lasers in Medical Science*, 28(5), 1241–1247.
- Marenzi, G., Sammartino, J. C., Quaremba, G., Graziano, V., El Hassanin, A., Qorri, M. E., ... Iorio-Siciliano, V. (2018). Clinical Influence of Micromorphological Structure of Dental Implant Bone Drills. *BioMed Research International*, 2018, 1–7.
- Martins Da Rosa, D., Zardo, C., & De Souza Neto, J. (2004). *Odontología estética y Prótesis fija dentogingival: consideraciones quirúrgicas y Protésicas, casos clínicos y de laboratorio*. Caracas, Venezuela: Editorial Amolca.
- Misch, C. (1999). Implant Design Considerations for the Posterior Regions of the Mouth. *Implant Dentistry*. 8(4): 376-386.
- Moin, D. A., Hassan, B., Parsa, A., Mercelis, P., & Wismeijer, D. (2014). Accuracy of preemptively constructed, Cone Beam CT-, and CAD/CAM technology-based, individual Root Analogue Implant technique: An in vitro pilot investigation. *Clinical Oral Implants Research*. 25(5): 598-602.
- Natalí, Y., Gallardo, R., & Saravia, A. D. (2011). Diferentes sistemas de pilares protésicos sobre implantes. *Rev Estomatol Herediana.*, (7), 159–165.

- Ochiai, K. T., Ozawa, S., Caputo, A. A., & Nishimura, R. D. (2003). Segmented and Nonsegmented Abutments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(5), 495–502.
- Ogle, O. E. (2015). Implant Surface Material, Design, and Osseointegration Dental implants Titanium surface Implant design Osseointegration. *Dental Clinics of NA*, 59(2), 505–520.
- Prados-Privado, M., Gehrke, S., Rojo, R., & Prados-Frutos, J. (2018). Probability of Failure of Internal Hexagon and Morse Taper Implants with Different Bone Levels: A Mechanical Test and Probabilistic Fatigue. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 33(6), 1266–1273.
- Pellizzer, E. P., Santiago, J. F., Ribeiro, L. M., De Souza, V. E., Cantieri de Mello, C., De Faria, D. A., & Honório, H. M. (2014). Photoelastic stress analysis of splinted and unitary implant-supported prostheses. *Springer*, 13–15.
- Piza, E., Cantieri, C., Mello, D., Ferreira, J., Junior, S., Eduardo, V., Ramos, F. (2015). Analysis of the biomechanical behavior of short implants: The photo-elasticity method. *Materials Science & Engineering C*, 55, 187–192.
- Piza Pellizzer, E., Imai Carli, R., Falcón-Antenucci, R., Ramos Verri, F., Coelho Goiato, M., & Ribeiro Villa, L. (2014). Photoelastic Analysis of Stress Distribution With Different Implant Systems. *Journal of Oral Implantology*. 40(2): 117-122.
- Pommer, B., Frantal, S., Willer, J., Posch, M., Watzek, G., & Tepper, G. (2011). Impact of dental implant length on early failure rates: A meta-analysis of observational studies. *Journal of Clinical Periodontology*. 38(9): 856-863.
- Rasouli, R., Barhoum, A., & Uludag, H. (2018). A review of nanostructured surfaces and materials for dental implants: surface coating, patterning and functionalization for improved performance. *The Royal Society of Chemistry*.
- Schumann, D. (1992). FDA and ADA Evaluation of Dental Implants. *Journal of Public Health Dentistry*, 52(6), 373–374.
- Steigenga, J. T., Al-shammari, K. F., Nociti, F. H., Misch, C. E., & Wang, H. (2003). Dental Implant Design and Its Relationship to Long-Term Implant

- Success. *Implant Dentistry*, 12, 306–317.
- Velloso, G., Moraschini, V., Santos, E., & Barboza, P. (2019). Hydrophilic modification of sandblasted and acid-etched implants improves stability during early healing: a human double-blind randomized controlled trial. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 48(5), 684–690.
- Waters, N. E. (1992). Dental biomechanics and the dental curriculum. *Journal of Dentistry*, 20(4), 195–198.
- Winkler, S., & Morris, H. F. (2009). D i r : a p. *Journal of Oral Implantology*, 35(1), 3–4.
- Zanatta, C. L., Dib, L. L., & Gehrke, S. A. (2014). Photoelastic Stress Analysis Surrounding Different Implant Designs Under Simulated Static Loading. *Journal of Craniofacial Surgery*, 25(3), 1068–1071.

ANEXOS

Anexo 1: Dientes premolares tallados



Anexo 2: Tablas de resultados en Excel

Número de franjas			
Diente natural			
N° de muestra	1.7lb-7.5N	22.5lb-100N	33.6lb-150N
1	1	4	7
2	3	8	9
3	1	9	12
4	3	6	8
5	3	6	7
6	1	7	10
7	0	5	8
8	1	8	10
9	1	8	9
10	1	5	7
promedio	1.5	6.6	8.7
de	1.080	1.646	1.636
moda	1	8	7

Número de franjas			
Implante personalizado			
N° de muestra	1.7lb-7.5N	22.5lb-100N	33.6lb-150N
1	1	9	9
2	2	5	7
3	2	7	9
4	3	8	10
5	1	7	11
6	0	8	10
7	1	6	8
8	1	4	6
9	1	6	8
10	1	8	10
promedio	1.3	6.8	8.8
de	0.823	1.549	1.549
moda	1	8	10

Número de franjas			
Implante prefabricado			
N° de muestra	1.7lb-7.5N	22.5lb-100N	33.6lb-150N
1	2	7	7
2	2	7	8
3	1	6	7
4	1	8	11
5	0	7	9
6	2	5	7
7	3	5	8
8	4	5	6
9	4	5	6
10	0	5	7
promedio	1.9	6	7.6
de	1.449	1.154	1.505
moda	2	5	7

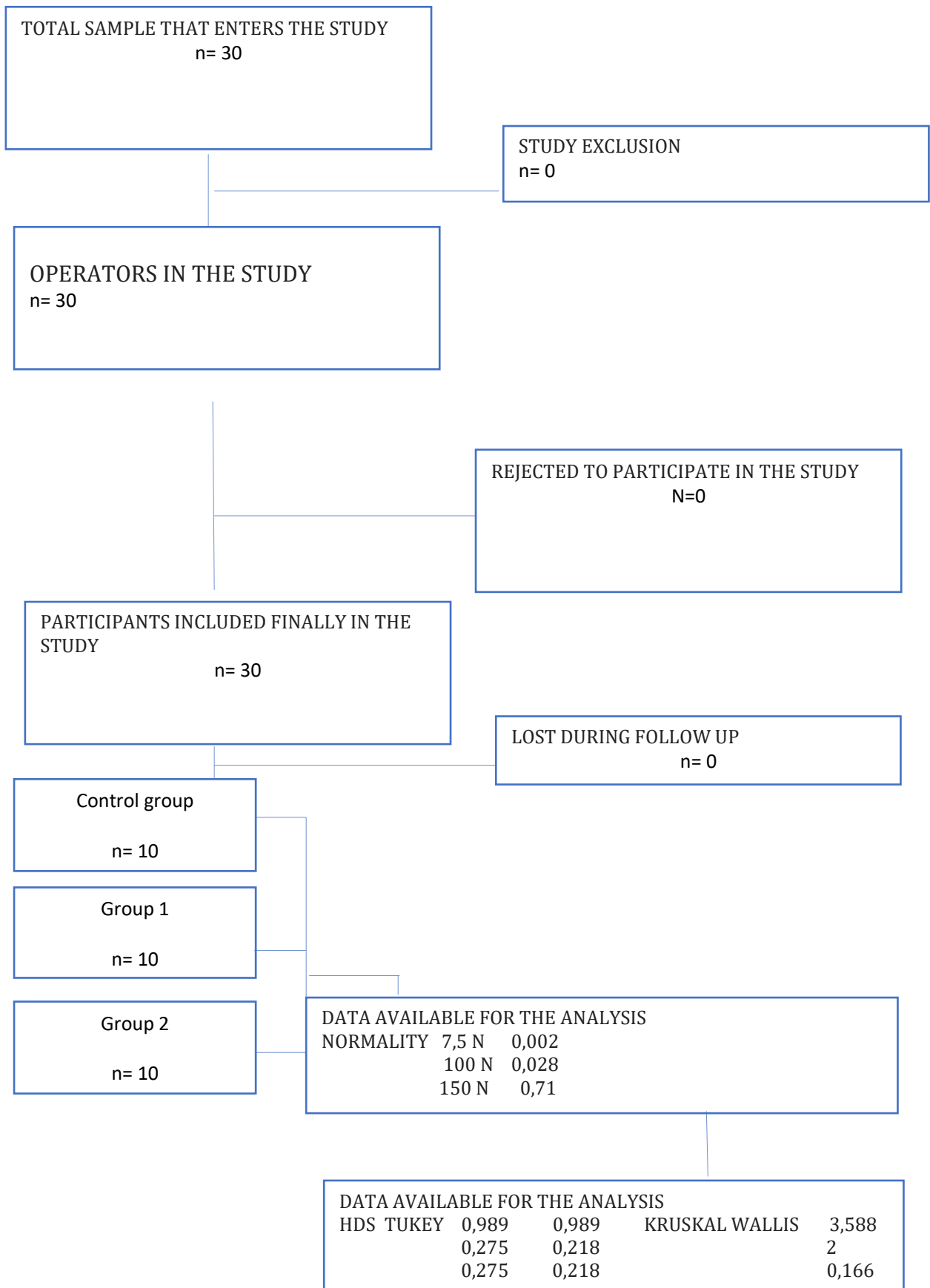
Zonas de estrés			
Diente natural			
N° de muestra	1.7lb-7.5N	22.5lb-100N	33.6lb-150N
1	1	1	2
2	1	2	2
3	1	1	1
4	1	3	3
5	1	2	3
6	1	1	2
7	2	3	3
8	1	2	2
9	2	2	2
10	1	2	3
promedio	1.2	1.9	2.3
de	0.421	0.737	0.674
moda	1	2	2

Zonas de estrés			
Implante personalizado			
N° de muestra	1.7lb-7.5N	22.5lb-100N	33.6lb-150N
1	1	3	3
2	1	1	1
3	1	2	2
4	1	2	3
5	1	2	3
6	1	3	3
7	1	2	3
8	1	2	2
9	1	1	2
10	1	2	3
promedio	1	2	2.5
de	0	0.666	0.707
moda	1	2	3

Zonas de estrés			
Implante prefabricado			
N° de muestra	1.7lb-7.5N	22.5lb-100N	33.6lb-150N
1	1	2	2
2	1	2	2
3	1	1	1
4	1	3	3
5	1	2	3
6	1	1	2
7	1	1	2
8	1	1	2
9	1	1	1
10	1	1	1
promedio	1	1.5	1.9
de	0	0.707	0.737
moda	1	1	2

Equivalencia en zonas de estrés	
Apical	1
Apical y Medio	2
Apical, medio y cervical	3

Anexo 3: Flujograma de Strobe



Anexo 4: Consentimiento informado



Facultad de Odontología UDLA

Consentimiento Informado donación de dientes por parte del paciente

24 de agosto de 2018

Yo, María Daniela Noboa Velasco, cédula, 0201808680 con consultorio dental ubicado en la Rio Coca E5-31 e Isla Isabela, ciudad Quito, Teléfono 5108098, dono diez dientes para el Banco Dientes humanos Facultad de Odontología (UDLA). Estas piezas dentales fueron extraídas por indicación terapéutica, tal como se documenta en mi historia clínica. Estos dientes serán utilizados con fines de investigación o didácticos para educación.

Atentamente,

Dra. Daniela Noboa Velasco

Dra. Daniela Noboa Velasco

Firma del Odontólogo

