

**UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ**

**Colegio de Ciencias e Ingenierías**

**Implantes Dentales: Diseño, Evaluación de Superficies y  
Producción Local**

**Proyecto de Investigación y Desarrollo**

**Raúl Rodrigo Naranjo López  
Ingeniería Mecánica**

Trabajo de titulación presentado como requisito  
para la obtención del título de  
Ingeniero Mecánico

Quito, 8 de diciembre de 2017

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ

COLEGIO CIENCIAS E INGENIERÍAS

**HOJA DE CALIFICACIÓN  
DE TRABAJO DE TITULACIÓN**

**Implantes Dentales: Diseño, Evaluación de Superficies y  
Producción Local**

**Raúl Rodrigo Naranjo López**

Calificación:

Nombre del profesor, Título académico

Alfredo Valarezo, Ph.D.

Firma del profesor

---

Quito, 8 de diciembre de 2017

## Derechos de Autor

Por medio del presente documento certifico que he leído todas las Políticas y Manuales de la Universidad San Francisco de Quito USFQ, incluyendo la Política de Propiedad Intelectual USFQ, y estoy de acuerdo con su contenido, por lo que los derechos de propiedad intelectual del presente trabajo quedan sujetos a lo dispuesto en esas Políticas.

Asimismo, autorizo a la USFQ para que realice la digitalización y publicación de este trabajo en el repositorio virtual, de conformidad a lo dispuesto en el Art. 144 de la Ley Orgánica de Educación Superior.

Firma del estudiante: \_\_\_\_\_

Nombres y apellidos: Raúl Rodrigo Naranjo López

Código: 00118205

Cédula de Identidad: 1722229018

Lugar y fecha: Quito, diciembre de 2017

## RESUMEN

El presente proyecto busca implementar y evaluar la producción de implantes dentales de fabricación nacional; para ello fue necesario adquirir un implante comercial y a partir de él realizar un modelado tridimensional del cuerpo del implante y del cicatrizador; una vez hecho esto se realizó una simulación en elementos finitos de los esfuerzos y cargas aplicados sobre el implante cuando este es insertado en el hueso maxilar y durante el bruxismo. Mediante este estudio de cargas se logró diseñar el implante para que resista la carga estática aplicada y los esfuerzos cíclicos que pueden producir falla por fatiga. Con un diseño consistente se procedió a la selección del proceso de manufactura para que el implante pueda cumplir con los requerimientos de diseño. Se manufacturó un prototipo de un implante dental de cuerpo cónico de cono morse en una aleación de Ti6Al4V debido a la biocompatibilidad de este material. Se realizaron dos tratamientos de superficie sobre el titanio; un baño de ácido sulfúrico en el que se variaron la concentración del ácido y le tiempo de exposición; y un anodizado de titanio en el que se varió el voltaje suministrado a la probeta; esto con la finalidad de optimizar aquellos parámetros antes mencionados para tener la mayor rugosidad superficial posible lo que provoca un menor período de osteointegración. Se compararon los tratamientos superficiales cuantitativamente mediante mediciones con un rugosímetro digital de alta precisión y cualitativamente mediante imágenes de un microscopio de barrido de electrones. Estas comparaciones dieron como resultado que la mayor rugosidad superficial se logra con el baño de ácido sulfúrico a una concentración 7 molar durante un periodo de 30 minutos, con este tratamiento se obtuvo una rugosidad superficial de 1,576 Ra ( $\mu\text{m}$ ); también se determinó que el anodizado de titanio no produce rugosidad significativa, sino que aumenta el espesor de la capa de óxido de titanio de la superficie creando un ambiente más estéril.

Palabras clave: Implantes dentales, baño ácido, anodizado, Ti6Al4V, rugosidad.

## ABSTRACT

The present project seeks to implement and evaluate the production of dental implants of national manufacture; for this it was necessary to acquire a commercial implant and from it to perform a three-dimensional model of the body of the implant and of the scarifier; once this was done, a finite element simulation of the stresses and loads applied on the implant was performed when it is inserted into the maxillary bone and during bruxism. By means of this load study, the implant was designed to resist the applied static load and the cyclic stresses that can produce fatigue failure. With a consistent design, the selection of the manufacturing process was performed so that the implant could meet the design requirements. A prototype of a conical body dental implant of morse cone was manufactured in a Ti6Al4V alloy due to the biocompatibility of this material. Two surface treatments were carried out on titanium; a sulfuric acid bath in which the acid concentration and the exposure time are varied; and an anodized titanium in which the voltage supplied to the probe was varied; this with the intention of improving the former parameters to achieve the highest surface roughness which also achieves less osseointegration time. Two surface treatments were compared quantitatively by measurements with a high accuracy digital roughness meter and qualitatively by images of a sweep electron microscope. These comparisons showed that the highest surface roughness was achieved with the sulfuric acid bath at a 7 molar concentration during a period of 30 minutes, with this treatment a surface roughness of 1.576 Ra ( $\mu\text{m}$ ) was obtained; it was also determined that the titanium anodizing does not produce significant roughness, but increases the thickness of the titanium oxide layer of the surface creating a more sterile environment.

*Key words:* Dental implants, acid bath, anodizing, Ti6Al4V, roughness.

## TABLA DE CONTENIDO

<b>Resumen .....</b>	<b>4</b>
<b>Abstract .....</b>	<b>5</b>
<b>Nomenclatura .....</b>	<b>9</b>
<b>Introducción .....</b>	<b>11</b>
<b>Materiales y Métodos.....</b>	<b>18</b>
<b>Modelado, Estudio Analítico de Cargas y FEA .....</b>	<b>18</b>
<b>Manufactura .....</b>	<b>21</b>
<b>Tratamientos Superficiales .....</b>	<b>22</b>
<b>Medición y Evaluación de Rugosidad Superficial .....</b>	<b>26</b>
<b>Análisis de Factibilidad .....</b>	<b>28</b>
<b>Resultados.....</b>	<b>32</b>
<b>Discusión .....</b>	<b>49</b>
<b>Conclusiones .....</b>	<b>52</b>
<b>Referencias bibliográficas .....</b>	<b>54</b>
<b>APÉNDICE A: PLANOS DEL IMPLANTE .....</b>	<b>56</b>
<b>APÉNDICE B: ENCUESTA SOBRE IMPLANTES DENTALES.....</b>	<b>59</b>
<b>APÉNDICE C: MATRIZ PEST .....</b>	<b>61</b>
<b>APÉNDICE D: INFORME DE MEDICION DE RUGOSIDAD .....</b>	<b>63</b>

## ÍNDICE DE TABLAS

<b>Tabla 1: Detalle de experimentos realizados con H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>.....</b>	<b>23</b>
<b>Tabla 2: Detalles de experimentos de Anodizado .....</b>	<b>25</b>
<b>Tabla 3: Detalles del Maquinado .....</b>	<b>38</b>

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Clasificación de implantes dentales según su interfaz prostética.....	11
Figura 2: Clasificación de implantes de acuerdo a su cuerpo .....	12
Figura 3: Rugosidad micrométrica tras tratamiento superficial .....	15
Figura 4: Modelado del cicatrizador del implante dental .....	19
Figura 5: Modelado del cuerpo del implante dental.....	19
Figura 6: Mallado.....	20
Figura 7: Condiciones de contorno, cargas y restricciones .....	21
Figura 8: Baño de Ácido Sulfúrico .....	24
Figura 9: Voltaje suministrado vs espesor de la capa de óxido formada .....	25
Figura 10: Anodizado de Titanio .....	26
Figura 11: Equipo utilizado para medición de rugosidad .....	27
Figura 12: Microscopio de barrido de electrones .....	28
Figura 13: Simulación etapa 1 .....	32
Figura 14: Simulación etapa 2 .....	32
Figura 15: Simulación etapa 3 .....	33
Figura 16: Deformaciones tras la simulación .....	33
Figura 17: Esfuerzos S11 y S22 en Megapascuales.....	34
Figura 18: Esfuerzos S33 y S12 en Megapascuales.....	34
Figura 19: Esfuerzos S13 y S23 en Megapascuales.....	34
Figura 20: Curva esfuerzo-número de ciclos de la aleación Ti6Al4V .....	36
Figura 21: Implante dental comercial vs implante dental manufacturado .....	41
Figura 22: Probetas tras baño de ácido sulfúrico indexadas en la tabla 1.....	41
Figura 23: Probetas tras anodizado indexadas en la tabla 2 .....	42
Figura 24: Rugosidad promedio de Probetas .....	43
Figura 25: Implante dental maquinado e implante dental comercial a 30x .....	45
Figura 26: Punta de Implante dental maquinado e implante dental comercial a 30x.....	45
Figura 27: Implante dental comercial maquinado a 50x y 1000x .....	45
Figura 28: Implante dental comercial con baño ácido a 50x y 1000x.....	46
Figura 29: Implante dental comercial granallado a 50x y 1000x.....	46
Figura 30: Probeta de baño de ácido sulfúrico a 500x y 2000x.....	46
Figura 31: Probeta anodizada a 500x.....	47

## NOMENCLATURA

$S_y$	Esfuerzo de fluencia
$d$	Diámetro del implante
$A_t$	Área del esfuerzo de tensión
$S_{ut}$	Esfuerzo último
$\sigma'_{max}$	Esfuerzo de Von Mises máximo
$\sigma'_{min}$	Esfuerzo de Von Mises mínimo
$\sigma'_m$	Esfuerzo de Von Mises medio
$\sigma'_a$	Esfuerzo de Von Mises amplitud
$Se'$	Esfuerzo de resistencia ideal
$Se$	Esfuerzo de resistencia real
$K_a$	Factor de superficie
$K_b$	Factor de tamaño
$K_c$	Factor de carga
$K_d$	Factor de temperatura
$K_e$	Factor de confiabilidad
$K_f$	Factor misceláneo
$a$	Constante de maquinado para factor de superficie
$b$	Constante de maquinado para factor de superficie
$d_E$	Diámetro efectivo
$n_f$	Factor de seguridad
$N$	Número de revoluciones por minuto

$V_c$	Velocidad de corte
$D_0$	Diámetro inicial de la pieza
$f_r$	Avance lineal de corte
$f$	Avance por revolución
$a_p$	Profundidad de corte
$X$	Ángulo de entrada
$U$	Energía específica de la aleación
$F_c$	Fuerza de corte
$R_{MR}$	Tasa de remoción de material
$P_c$	Potencia de corte
$\rho$	Densidad
$C$	Calor específico
$k$	Conductividad térmica
$K$	Difusividad térmica
$T$	Temperatura

## INTRODUCCIÓN

Los implantes dentales son a nivel mundial un producto cada vez más cotizado debido a la importancia de la funcionalidad dental y a la estética que produce una sonrisa bien estructurada. Un implante dental es un material biocompatible que se inserta dentro del tejido óseo de alguno de los huesos maxilares. Este implante es ajustado a manera de un tornillo y está diseñado para tener una vida infinita dentro de la boca humana. A lo largo de la historia se han venido desarrollando tres tipos de implantes dentales; los de hexágono externo, hexágono interno y de cono morse. Los más recientes y más utilizados son los implantes de cono morse ya que durante su proceso de ajuste omiten el juego entre piezas produciendo un mejor ajuste de apriete entre los materiales metálicos que forman parte del implante. En la figura 1, se muestra cortes transversales de cada uno de los tres tipos de implantes antes mencionados según su interfaz prostética.

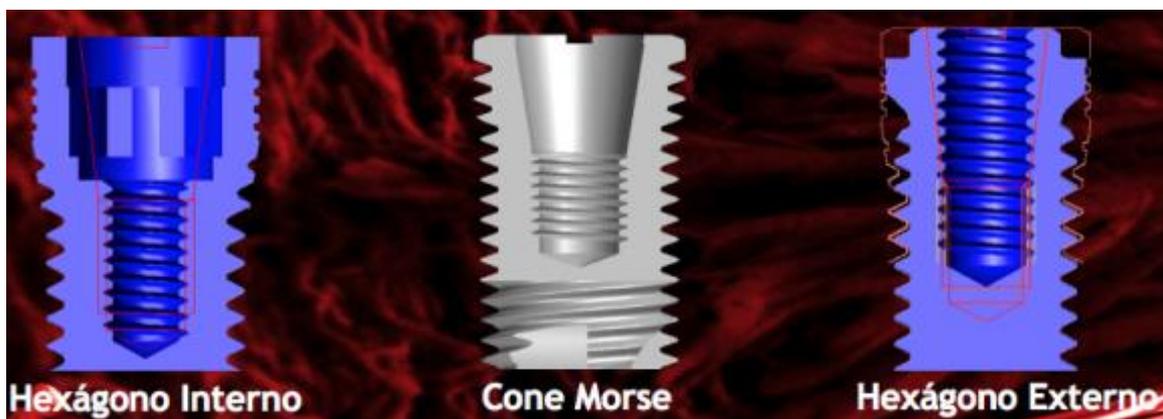


Figura 1: Clasificación de implantes dentales según su interfaz prostética.

Además de las variedades antes mencionadas existe otra clasificación histórica de implantes dentales según su cuerpo, esta es los implantes cilíndricos, cónicos y cilíndrico-

cónicos (Peyró, 2012). La figura 2 muestra implantes dentales de cuerpo cilíndrico, cónico y cilíndrico-cónico de izquierda a derecha respectivamente.



Figura 2: Clasificación de implantes de acuerdo a su cuerpo.

Los implantes dentales permanecen dentro de la boca y deben soportar todos los esfuerzos a los que se someten los dientes en la vida cotidiana; un ejemplo de esto es la masticación de los alimentos, lo cual somete al implante a repetidos ciclos de compresión lo que puede conducir a una falla por fatiga. Otro aspecto importante a analizar es el bruxismo, enfermedad que provoca que las personas rechinen sus dientes con mucha fuerza mientras duermen; este padecimiento provoca que los dientes y por consiguiente los implantes dentales estén sometidos a cargas mucho más grandes que las que soportan en la masticación diaria.

Debido a la limitada capacidad económica del ecuatoriano promedio, la fabricación nacional de implantes dentales de buena calidad de bajo costo haría más accesible el uso, distribución y comercialización de los mismos; además se abriría campo a la investigación de recubrimientos y superficies sobre materiales biocompatibles que ayuden a tener menor pérdida ósea y menor período de osteointegración en lo que respecta a implantes dentales.

El presente proyecto promueve la adecuada selección del tratamiento superficial más idóneo para que las personas que requieran un implante médico puedan regresar a su vida cotidiana lo más rápido posible tras la intervención quirúrgica.

Los implantes dentales cumplen con la funcionalidad de adherirse al tejido óseo de los maxilares asemejándose a una raíz de un diente. Para que se garantice la fijación de los implantes y que el cuerpo no responda al tejido extraño produciendo una infección, es necesaria la utilización de materiales biocompatibles para la manufactura de los implantes. El principal material biocompatible utilizado es el titanio en una aleación Ti6Al4V mejor conocido como titanio de grado 5, esto debido a que el titanio se acopla muy bien al tejido orgánico (Xiuli-He, 2016), además de que no se oxida, no se corroe y posee una gran resistencia mecánica, lo que hace que dicho implante sea diseñado para vida infinita. Las principales características que favorecen al titanio como material usado en implantes son su alta relación resistencia-peso, su bajo módulo elástico, su excelente resistencia a la corrosión y su biocompatibilidad (ASTM, s/f). El titanio en un principio se utilizó puro pero a lo largo del tiempo se han ido incluyendo algunos aleantes como el aluminio y el vanadio para brindar mejores propiedades mecánicas al material sin afectar su biocompatibilidad. El titanio en los últimos años ha sido el material biocompatible por excelencia, esto debido a que el tejido óseo crece entorno al metal durante un período denominado de osteointegración. Este proceso permite la fijación y adherencia del implante al hueso tal y como si se tratara de parte del mismo. Otra razón por la que se utiliza el titanio en este tipo de aplicaciones es debido a que no se presentan infecciones tras la implantación, esto ya que los átomos de oxígeno si bien es cierto oxidan la capa más externa del titanio, este es estable y evita que se oxiden las capas subsiguientes, así se evita que se desprendan más átomos de titanio y que el cuerpo los reconozca como agentes malignos y se produzca una infección.

Para la inserción de los implantes dentales es necesario perforar el hueso maxilar, empezando con brocas pequeñas hasta llegar a casi el diámetro del implante. Posteriormente se inserta el implante y se revisa su ajuste con un torquímetro; si el torque con el que se ajusta

es menor a 600 N-mm es necesario solamente colocar un cicatrizador y no construir la corona hasta que la osteointegración logre que el ajuste del implante con el hueso sea mayor. Este período de osteointegración puede durar varios meses en el cual la el hueso se adhiere a la aleación de titanio y se forma una unión sólida permanente. Con la finalidad de lograr una mayor fijación del implante en el hueso se realizan tratamientos superficiales en los implantes; los más usados son baños de ácido clorhídrico, baños de ácido sulfúrico, anodizado de titanio y recubrimiento de hidróxido de apatita. Estos tratamientos son realizados con el fin de brindar mayor rugosidad a la superficie del implante y brindarle mejores propiedades de integración. Con la finalidad de brindar un diseño duradero, ergonómico y funcional, los implantes dentales deben ser primero diseñados de acuerdo a las especificaciones de carga que van a soportar, posteriormente sometidos a simulaciones y finalmente ser maquinados con precisión de máquinas de control numérico computarizadas para luego pasar a los ensayos y pruebas finales de implantación, resistencia mecánica y control de calidad (Kuang-Wei, 2016).

Una vez realizada la implantación se tiene un período de Osteointegración en el cual el tejido óseo se acopla al cuerpo extraño y se va fijando poco a poco hasta que se asemeja a una raíz dental (Covarrubias, 2016). Paralelamente se tiene pérdida ósea debido también al nuevo material insertado. La investigación actualmente está centrada en disminuir el período de osteointegración para que las personas puedan utilizar normalmente su implante con todas la funcionalidades de un diente (Dong, 2016). Este período de oseointegración depende directamente de la rugosidad superficial de implantes comerciales. La figura 3 mostrada a continuación presenta la rugosidad superficial de un implante dental tras haber sido sometido a un tratamiento de superficie, es posible evidenciar diferentes escalas micrométricas mediante microscopía de barrido electrónico.

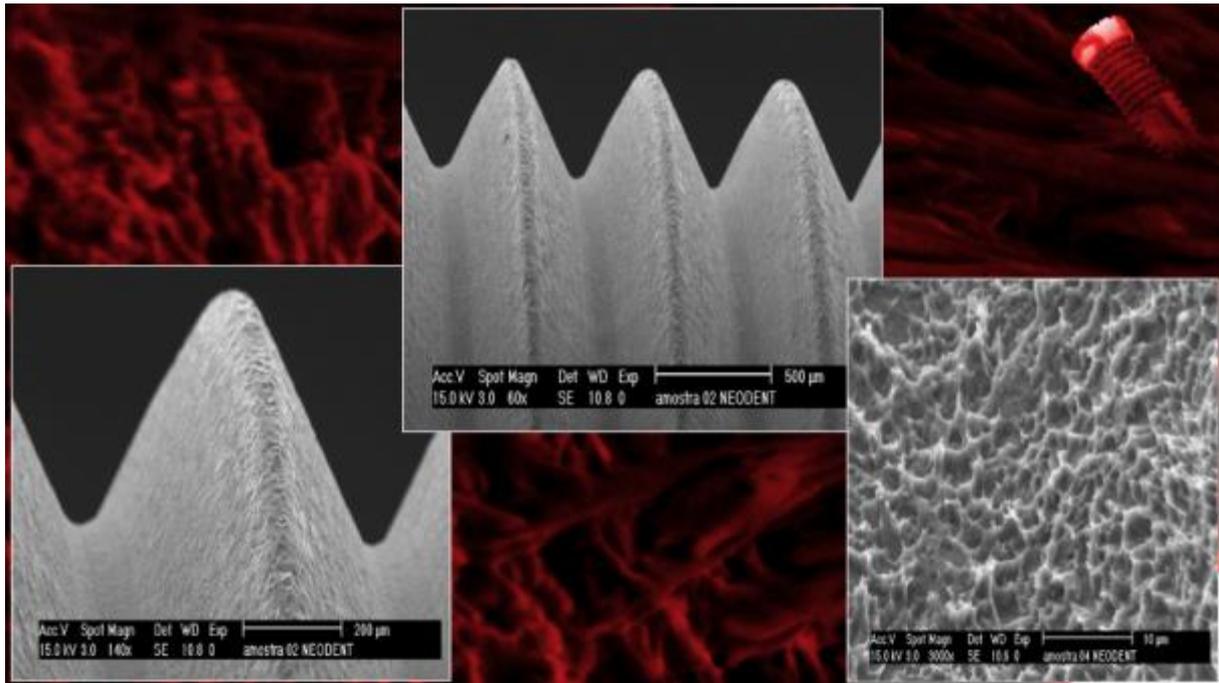


Figura 3: Rugosidad micrométrica tras tratamiento superficial.

En el presente proyecto se desarrollan entre otros temas: el modelado, diseño y simulaciones mecánicas de implantes dentales, dejando un precedente para futuras investigaciones y mejoras de diseño de los mismos. El análisis de cargas considera aquellas aplicadas a los implantes dentales en el momento de su inserción, ajuste del cicatrizador y del aditamento protésico, y por rechimiento causado por el bruxismo. Para ello se verificó los parámetros a tomar en cuenta como el material, condiciones de contorno y restricciones dentro de la simulación mecánica. Todo esto con la finalidad de diseñar y manufacturar un prototipo.

Para la producción de implantes dentales se debe considerar las características del producto, el análisis de factibilidad, el control de calidad (QC/QA), las pruebas, cálculos e instrumentos utilizados para diseñar el proceso de producción y la solución de posibles problemas. Es importante tener en cuenta que existen normas internacionales que hacen referencia a la producción de implantes dentales, entre ellas están la norma ISO 14801 de

Ensayos de Fatiga Dinámica para Implantes Dentales, la norma ISO 10451 de Archivos Técnicos para Sistemas de Implantes Dentales, la norma ISO 7405 de Evaluación de Biocompatibilidad y la norma ISO 11135 de Esterilización de Productos. Todas ellas para garantizar un producto terminado duradero, biocompatible y estéril con el fin de no producir infecciones posteriores.

En lo que respecta al tratamiento superficial, en este proyecto se ensaya con un baño de ácido sulfúrico y un anodizado de la superficie de titanio. Se analizaron y se compararon tanto el baño ácido como el tratamiento electroquímico mediante microscopía de barrido electrónico y un rugosímetro de alta precisión.

Comercialmente son aceptables rugosidades con crestas mayores a 2 micrómetros y con un espacio entre crestas menor a 10 micrómetros (Valencia, 2000). Según estudios realizados por la Facultad de Ciencias Económicas y Administrativas de la Universidad de las Américas de Quito: “la producción local de implantes dentales con partida arancelaria 9021290000 es nula según registro” (Torres, 2016). Por lo que en el mercado nacional se tienen solamente oferta de productos importados, entre los más conocidos, se tiene el de marca Titanium Fix y Straumann. La producción y comercialización de implantes dentales es un negocio muy rentable ya que a nivel mundial en los últimos años se han generado ganancias de entre 3700 y 1200 millones de dólares anuales (Dental Tribune, 2014).

El objetivo principal del presente proyecto es manufacturar y evaluar implantes dentales de producción nacional para lo que se deberá: 1) realizar un análisis de los esfuerzos que afectan a un implante dental ubicado en el maxilar inferior de la boca, 2) realizar una simulación en elementos finitos del implante dental para determinar las zonas de mayor afectación por la cargas, 3) analizar los criterios de falla que intervendrían en un implante dental en uso cotidiano, 4) sugerir un factor de seguridad apropiado sobre el que se podría

diseñar un implante dental, 5) diseñar implantes dentales que puedan ser fácilmente comercializados y que cumplan con estándares de calidad, 6) maquinar implantes dentales de un material biocompatible para que pueda ser introducido en el maxilar inferior y/o superior sin tener infecciones y 7) realizar y evaluar un tratamiento superficial sobre el implante dental con el fin de mejorar la adherencia del implante al tejido óseo.

El presente proyecto se desarrolla en un contexto de política económica favorable a la producción nacional. El gobierno en estos últimos años ha subido los impuestos y aranceles alzando el costo en el mercado nacional de productos de importación, asimismo ha brindado gran apoyo a emprendedores ecuatorianos para el desarrollo de negocios y para acrecentar la producción local. Este proyecto del mismo modo contribuirá en el ámbito social ya que el desarrollo de la producción de implantes dentales proporcionará fuentes de trabajo, así como también beneficiará a personas de escasos recursos económicos ya que al producir implantes dentales menos costosos la gente puede acceder a ellos más fácilmente.

La producción de implantes dentales es un negocio que localmente puede abarcar el mercado nacional y que se puede ir expandiendo a nivel regional e incluso global ya que internacionalmente está demostrado que produce buenas utilidades (Dental Tribune, 2014). En el contexto de sustentabilidad se busca implementar nuevas tecnologías como el Laser Engineering Net Shaping (LENS) por métodos de Direct Energy Deposition (DED) para minimizar el desperdicio del material a causa del maquinado y poder tener un proceso más amigable con el ambiente.

## MATERIALES Y METODOS

A lo largo de la historia se han venido utilizando una gran diversidad de materiales para tratar de sustituir un diente perdido; desde la cultura maya en que se conoce usaban fragmentos de conchas, pasando por metales como oro, platino, cromo, cobalto y molibdeno durante las diferentes edades de la humanidad; todas ellas con la finalidad de lograr una buena funcionalidad dental y estética en la sonrisa (Lemus, 2009). En los últimos años se han utilizado principalmente dos materiales en implantes médicos, el acero inoxidable y el titanio, ambos debido a que presentan una mejor resistencia a la oxidación y a la corrosión y por lo tanto evitan las infecciones o en el caso del acero inoxidable, las minimizan. Para la realización del presente proyecto se utilizó Ti6Al4V en forma de barras de dimensiones 30mm y 15 mm de diámetro por 200mm de longitud del proveedor McMaster.

### **Modelado, Estudio Analítico de Cargas y FEA**

Para el modelado tridimensional se utilizaron implantes de tipo hexágono interno, hexágono externo y cono morse. Se utilizó un calibrador, un micrómetro y diversas galgas para tomar las medidas de cada uno de los implantes y poder reproducirlos en un modelo computacional mediante la utilización del programa Autodesk Inventor 2016. En la figuras 4 y 5, se muestra el modelado del cicatrizador y el cuerpo de un implante de hexágono interno con cuerpo cónico respectivamente. Los planos de taller con las dimensiones detalladas del implante se encuentran en el Apéndice A.

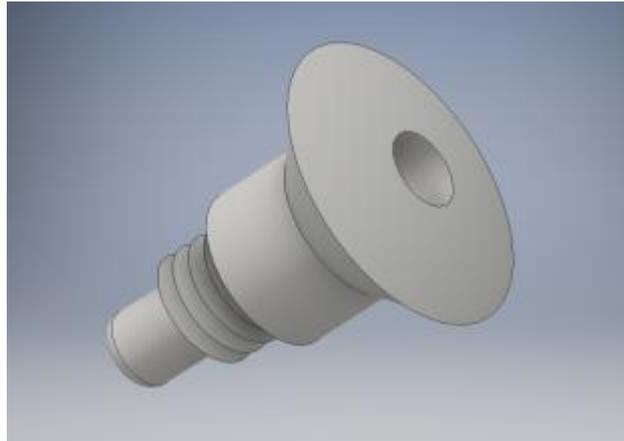


Figura 4: Modelado del Cicatrizador del implante dental

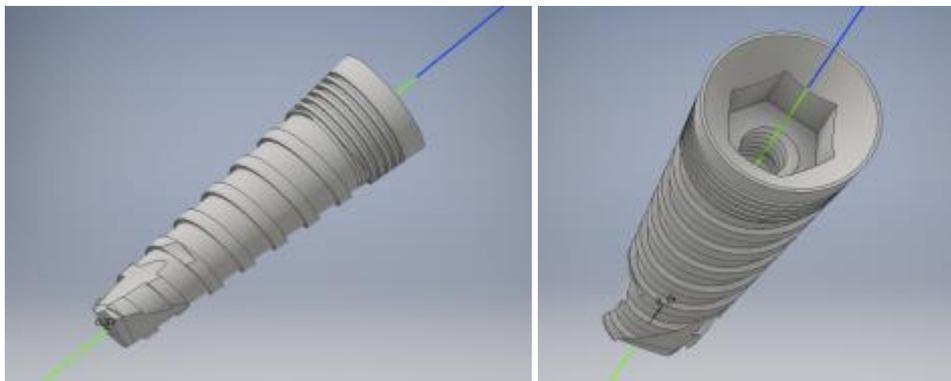


Figura 5: Modelado del Cuerpo del implante dental

Para poder comprender y visualizar de mejor manera lo que le sucede al implante dental al momento de aplicar carga es necesario realizar una simulación en elementos finitos. Esta simulación fue realizada mediante el programa Abaqus 6.13 y así se logró recopilar los esfuerzos de Von Mises cuando el implante está sometido solo a carga estática y en el peor escenario cuando este es sometido a rechinamiento de los dientes a causa del bruxismo.

Se asignó como propiedades del material titanio Ti6Al4V: un esfuerzo de fluencia  $S_Y = 1100 \text{ MPa}$ , un esfuerzo último  $S_{ut} = 1170 \text{ MPa}$  y un módulo de elasticidad de  $114500 \text{ MPa}$  (ASM, s/f). Para las condiciones de contorno se considera un empotramiento en el cuerpo del implante para simular que este se encuentra adherido al hueso; además se fijan restricciones para que el cuerpo y el cicatrizador estén en contacto y para que las cargas que se apliquen

sobre un solo nodo tengan la misma repercusión sobre toda una superficie (Coupling).

Posteriormente se aplican las cargas en tres etapas descritas a continuación:

- Etapa 1: Cuando el implante es insertado en el hueso maxilar y se aplica un torque de precarga de 600 N-mm para que este quede fijo en el hueso (Blanco, 2016).
- Etapa 2: Cuando se ajusta el cicatrizador al cuerpo del implante con un torque en la rosca del cicatrizador de 300 N-mm (Dentsply, 2017).
- Etapa 3: Cuando el paciente sufre de bruxismo y provoca una fuerza sobre la superficie superior del cicatrizador de 650 N (Aparecida et al., 2007).

Al concluir la etapa 1 y 2 se corre la simulación para determinar los esfuerzos de Von Mises correspondiente al esfuerzo mínimo para el análisis de fatiga y al concluir la tercera etapa se corre nuevamente la simulación para obtener los valores del esfuerzo de Von Mises que corresponderán al esfuerzo máximo para el análisis de fatiga. En la figura 6 se puede observar el mallado del implante y del cicatrizador para el FEA; mientras que en la figura 7 se puede evidenciar las condiciones de contorno, cargas y restricciones aplicadas al modelo.

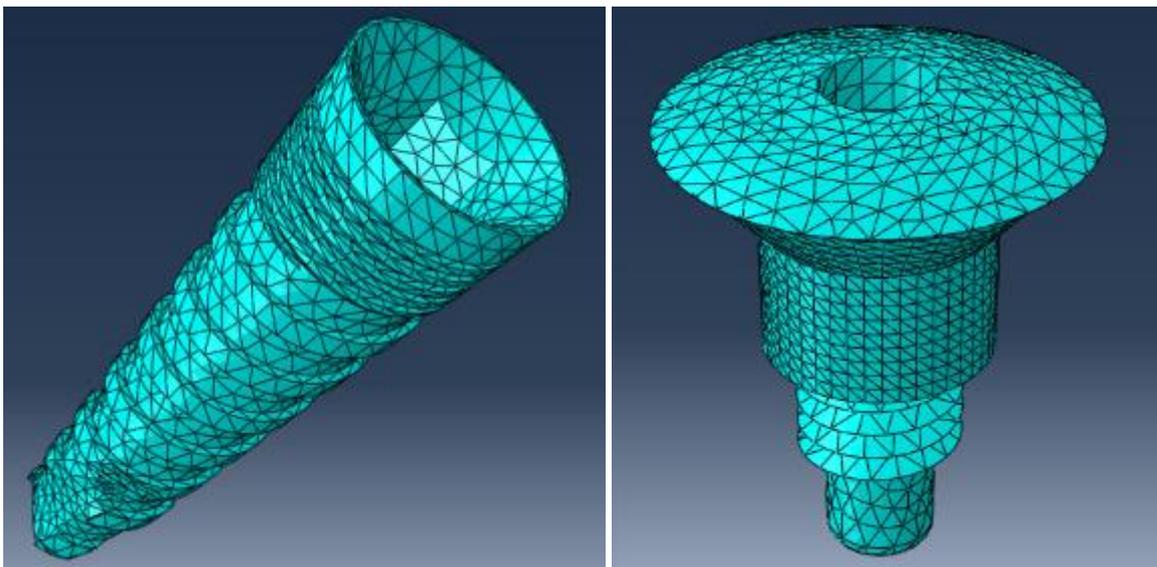


Figura 6: Mallado

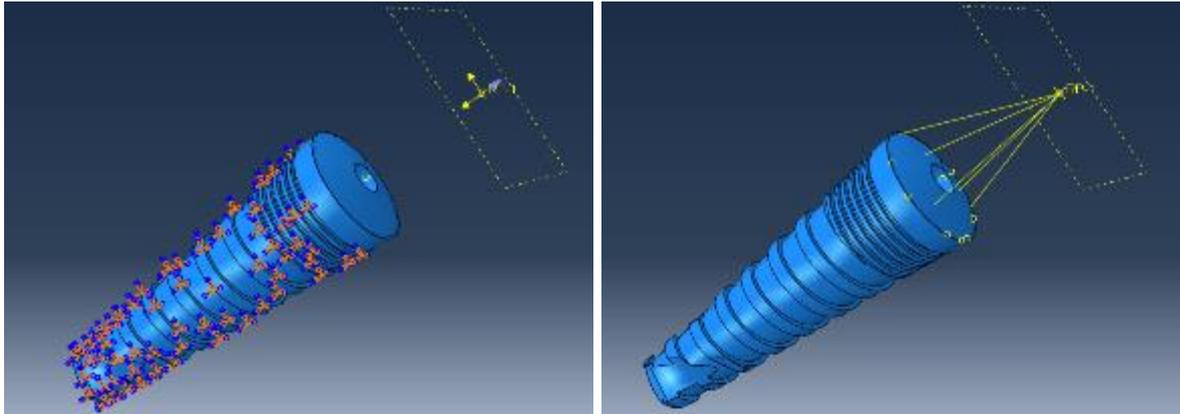


Figura 7: Condiciones de contorno, cargas y restricciones

Otro parámetro importante de evaluar es análisis a fatiga del implante ya que este estará sometido a los esfuerzos cíclicos producidos por la masticación y el bruxismo. Para el diseño del implante dental y su respectivo cálculo del factor de seguridad a fatiga se tomaron los esfuerzos de Von Mises máximos y mínimos resultantes de la simulación, es decir, el esfuerzo más alto tras la culminación de la segunda etapa y el esfuerzo más alto al finalizar la tercera etapa. Teniendo ya estos esfuerzos se determinan los esfuerzos medio y amplitud y se procede con el análisis a fatiga. Los cálculos realizados se muestran en la sección de resultados.

### **Manufactura**

Se utilizó la aleación de titanio Ti6Al4V para la fabricación del implante. Se utilizó un torno CNC de tres ejes de alta precisión e insertos de carburo de tungsteno; así como brocas y un machuelo. En la sección de resultados se presentan los respectivos cálculos de los parámetros necesarios para el maquinado así como la selección de herramientas de acuerdo a estos.

Los pasos para el mecanizado del implante fueron los siguientes:

- Tornear la superficie externa del cuerpo del implante con el inserto de torno antes mencionado,

- Perforar el orificio donde entrará el cicatrizador,
- Roscar con la ayuda de un machuelo la rosca interna en el cuerpo;

Para la manufactura del cicatrizador, el maquinado se realizó en el centro de mecanizado con el mismo inserto que para el cuerpo del implante.

Para maquinar este implante no se utilizó refrigeración con aire frío ya que las velocidades de avance eran muy pequeñas y el titanio es un material que no es demasiado difícil de maquinar. El refrigerante líquido a base de aceite puede contaminar las piezas y lo que se busca en implantes médicos es que las piezas sean lo más estériles posibles para evitar infecciones en las personas al momento de ser insertadas.

### **Tratamientos Superficiales**

Con la finalidad de obtener una superficie más rugosa se somete a los implantes dentales a un baño ácido que puede ser de ácido clorhídrico, ácido sulfúrico, ácido nítrico, ácido fluorhídrico o combinaciones de ellos para un mismo implante (Parodi et al., 2004). Este baño modifica la morfología de la superficie del titanio y produce de esta manera un mejor anclaje mecánico y biológico a los tejidos óseos y un área de contacto más grande donde puede crecer el hueso durante el período de osteointegración. Estudios previos muestran la formación de microhuecos en la superficie del metal, los cuales pueden tener un diámetro de entre 1 y 3 micrómetros hasta 10 micrómetros dependiendo del tipo de ácido utilizado y de la concentración del mismo (Parodi et al., 2004).

Para la realización del presente ataque químico se utilizó una probeta de sección circular de 30 mm de diámetro la cual fue previamente desbastada en un torno para simular que ha

salido de un proceso de maquinado. Para el ácido a utilizarse en el ataque se seleccionó ácido sulfúrico  $H_2SO_4$ . Se prepararon 6 probetas y 5 tipos de tratamientos superficiales con el mismo ácido variando el tiempo de exposición y la concentración del ácido; estos valores oscilaban en rangos cercanos a 30 minutos de exposición y una concentración 9M (molar), ya que de investigaciones previas se conoce que con estos valores se logran rugosidades altas sin incurrir en un sobreataque químico (Parodi et al., 2004). Los experimentos realizados bajo todas las medidas de seguridad necesaria se detallan en la tabla 2 presentada a continuación.

Número de Experimento	Número de probetas	Concentración de la Solución	Tiempo de Exposición
1)	2	9M	30 minutos
2)	1	9M	25 minutos
3)	1	9M	35 minutos
4)	1	7M	30 minutos
5)	1	11M	30 minutos

Tabla 1: Detalle de experimentos realizados con  $H_2SO_4$

Una vez preparada la solución se procede al tratamiento de superficie; para ello primero se sumergen las muestras de titanio grado 5 maquinado en una solución desengrasante durante tres minutos; seguidamente se enjuagan las muestras con agua destilada y se colocan en el baño ácido correspondiente, esto se realiza a una temperatura de 60 °C con la finalidad de que la superficie sea atacada completamente y se produzca la rugosidad deseada. En la figura 11 se muestra la realización del tratamiento superficial de baño de ácido sulfúrico.



Figura 8: Baño de Ácido Sulfúrico

El segundo tratamiento de superficie realizado fue el anodizado, el cual se trata de un tratamiento electroquímico que utiliza una reacción de oxidación y reducción entre un ánodo y un cátodo con la finalidad de crear una capa de óxido en la superficie del titanio para darle mayor rugosidad. Para este tratamientos se preparó una solución electrolítica de fosfato trisódico a una concentración de 5 gramos por litro disuelto en agua destilada. Primero se vertió la solución en un contenedor plástico; a continuación se conectó la fuente del voltaje tanto al ánodo como al cátodo, para el cátodo se utilizó acero inoxidable. La fuente de voltaje suministró diferentes magnitudes de voltaje, los cuales se describen en la tabla 3. Pese a que la formación de óxido es inmediata, estudios demuestran que se debe dejar sumergida la pieza por más de 5 minutos para que la solución electrolítica pueda penetrar en cada rincón (Wu et al., 2017). La figura 12 muestra la relación entre el voltaje suministrado y el espesor de la capa de óxido que se forma .

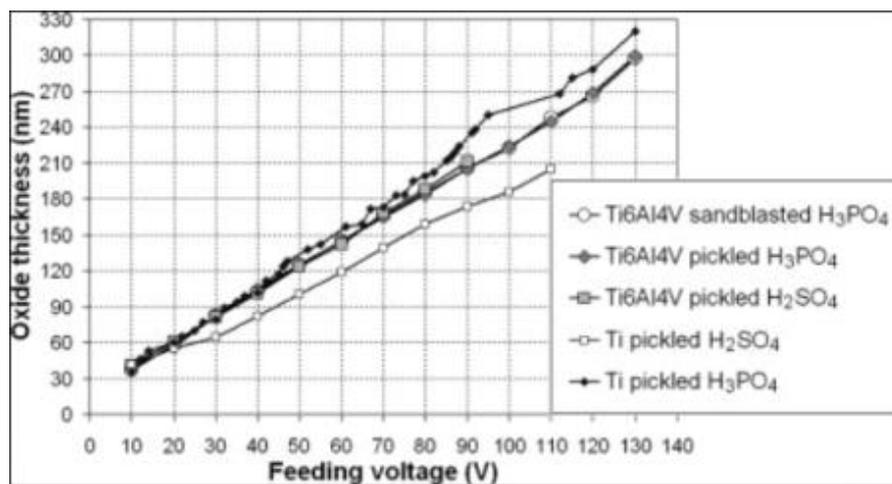


Figura 9: Voltaje suministrado vs espesor de la capa de óxido formada

Se anodizaron 10 probetas cilíndricas de titanio grado 5 de 10 milímetros de altura por 10 milímetros de diámetro; todas ellas fueron previamente limpiadas sumergiéndolas en una solución desengrasante durante tres minutos y seguidamente enjuagándolas con agua destilada. Para cada una de las probetas se preparó un experimento diferente variando el voltaje suministrado pero manteniendo el tiempo de exposición constante y una densidad de corriente constante de  $5A/dm^2$ ; los experimentos se detallan en la tabla 3 mostrada a continuación:

Número de Experimento	Voltaje Suministrado
1)	125,2 [V]
2)	118,4 [V]
3)	108,5 [V]
4)	102,5 [V]
5)	94,1 [V]
6)	87,3 [V]
7)	66,9 [V]
8)	51,3 [V]
9)	36,6 [V]
10)	29,6 [V]

Tabla 2: Detalles de experimentos de Anodizado

En la figura 13 se puede evidenciar el procedimiento para la realización del tratamiento superficial de anodizado de titanio con un voltaje suministrado de 125,2 voltios.

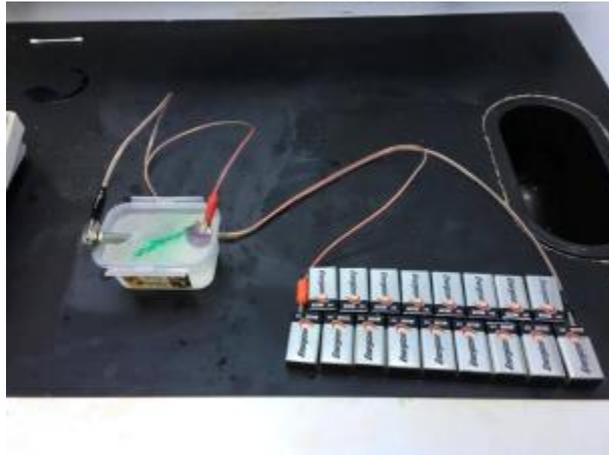


Figura 10: Anodizado de Titanio

### **Medición y evaluación de Rugosidad Superficial**

Para poder determinar cuál es el tratamiento superficial que brinda un menor período de osteointegración y cuáles son las condiciones más óptimas del mismo es necesario hacer valoraciones cualitativas y cuantitativas de cada una de las probetas tratadas. Para la valoración cuantitativa se realizaron mediciones de rugosidad superficial mediante un rugosímetro digital TESTER SRT-6200 serie N628306, el mismo que proporciona mediciones en escala Ra en micras. Las mediciones se realizan colocando las probetas tratadas sobre una base fija la cual debe ser previamente nivelada, una vez hecho esto se calibra el rugosímetro con galgas de vidrio y se coloca la punta de diamante del mismo sobre la probeta, la punta de diamante recorre una longitud de 0,25mm a una velocidad de 0,135mm/s y esta mide las diferencias entre picos y valles de la superficie de la probeta arrojando un valor promedio en escala Ra. Se realizaron 7 mediciones de cada una de las probetas y al final se estableció un promedio para obtener el valor de la rugosidad superficial de cada una de ellas. El rugosímetro utilizado se muestra en la figura 14 presentada a continuación.



Figura 11: Equipo utilizado para medición de Rugosidad.

Para la evaluación cualitativa de la rugosidad superficial de las probetas tratadas se utilizó un microscopio de barrido electrónico en el cual se insertaron las probetas y se tomaron fotografías a diferentes escalas para observar qué probeta presenta una rugosidad mayor y poder comprar visualmente cada tratamiento de superficie así como los perfiles del implante maquinado con el de un implante comercial. El principio de funcionamiento de microscopio de barrido de electrones es disparar un haz de electrones desde un filamento de tungsteno, este haz golpea en superficie de la muestra y provoca que algunos electrones reboten, los mismos que son medidos por diversos sensores los cuales permiten tener una reconstrucción de la superficie. En la figura 15 se muestra el microscopio de barrido electrónico por dentro y por fuera de izquierda a derecha respectivamente.

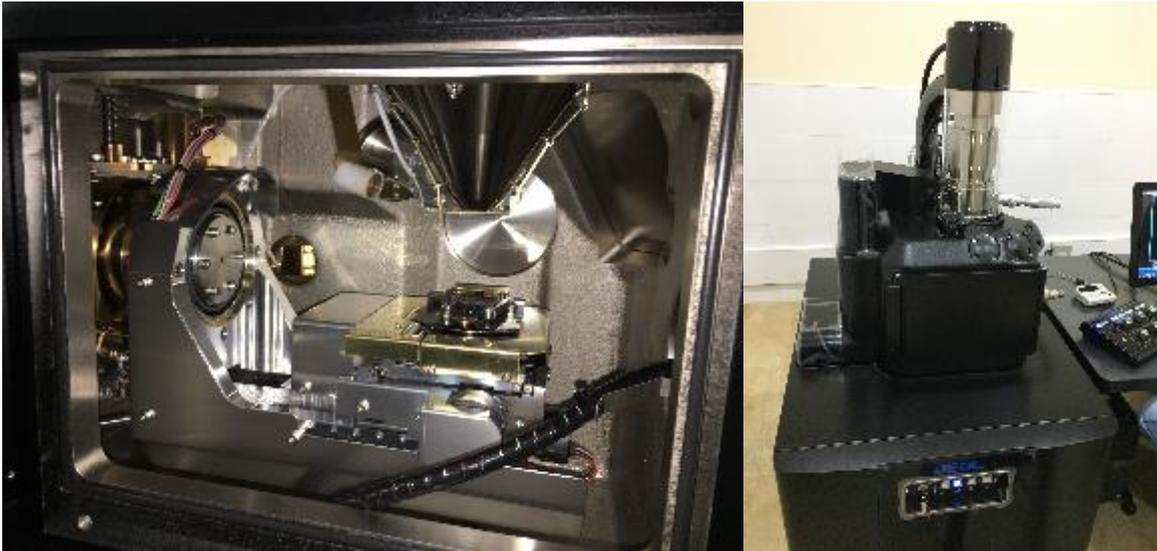


Figura 12: Microscopio de barrido de electrones

### **Análisis de Factibilidad**

Previo al análisis de factibilidad se realizó un estudio de mercado con la finalidad de conocer qué tan aceptado se espera que sea el implante a nivel comercial y cuánto estarían dispuestos a pagar los implantólogos por un implante dental de producción ecuatoriana. Para este estudio de mercado se realizó una encuesta, la cual está detallada en el apéndice B; esta encuesta fue respondida por varios odontólogos e implantólogos de diferentes sectores de la ciudad de Quito y de la ciudad de Riobamba.

Con la finalidad de asegurar que la puesta en marcha del negocio se desarrolle en un entorno favorable para el crecimiento económico se hizo además un análisis PEST (Político, Económico, Social y Tecnológico). Dicha matriz está detallada en el apéndice C y en general arroja resultados favorables para una inversión en la producción de implantes dentales pese a que se tienen aún muchas incertidumbres debido a la situación de estabilidad política del país.

El análisis de factibilidad realizado en el presente proyecto tiene tres enfoques principales: operativo, técnico y económico. Inicialmente se toma lo anteriormente mencionado referente a la producción nula de implantes dentales en el Ecuador, esto contribuye a que haya un mercado más amplio ya que la competencia son productos de importación los cuales son mucho más costosos debido a los impuestos y aranceles.

En el enfoque operativo del análisis de factibilidad se hace referencia a la buena funcionalidad del producto y al desarrollo del proceso necesario para la producción. Se diseñó un producto que cumpla con las especificaciones de carga, biocompatibilidad y fácil producción para garantizar su correcto funcionamiento y durabilidad. Para el proceso de producción se debió analizar la importación de materia prima, la maquinaria necesaria, tratamientos superficiales, esterilización y empaquetamiento y elaborar la estructura de una planta que pueda ser implementada localmente. Para esto, se tomó en consideración que tanto la importación de la materia prima como de la maquinaria y herramientas necesarias para la manufactura ya la realizó la empresa Engineering Center por lo que la producción de implantes partiría desde este supuesto. Una vez manufacturado el implante dental de acuerdo a las especificaciones y diseño proporcionados se debe crear un laboratorio donde se tenga una línea de producción en la que haya una estación de descarga de los implantes maquinados, una estación para realizar el tratamiento superficial, una estación para esterilización, una estación para empaquetado y otra para salida del producto. La capacidad operativa de la línea de manufactura es de 200 implantes por día por lo tanto se debe tener la misma cantidad de espacio en el resto de estaciones para trabajar bajo un sistema just in time.

En el enfoque técnico se debió analizar la disponibilidad de la maquinaria necesaria que satisfaga las necesidades de producción y los operarios que tengan la calificación y pericia

necesaria para manejar máquinas de control numérico computarizado y elaborar las herramientas y mordazas para las mismas. La maquinaria idónea con las especificaciones antes mencionadas se encuentra en la empresa Engineering Center, Calle A lote 22 y Calle S 60, Parque Industrial de Turubamba (Quito-Ecuador) y se trata de un torno CNC estilo suizo con controlador Siemens, los operarios de esta empresa se dedican a la producción de implantes y tornillos para placas de brazo y están en constante capacitación internacional; del mismo modo la empresa tiene la representación de las herramientas necesarias para la manufactura de implantes con detalles muy pequeños y un proveedor de titanio grado 5 en China. Por lo tanto se encuentra todo lo necesario para la manufactura de los implantes con disponibilidad inmediata y sin necesidad de hacer inversiones muy grandes en traer maquinaria propia o importar la materia prima ni las herramientas. La disponibilidad del ácido sulfúrico también es inmediata pero se tiene el problema de que es una sustancia controlada por lo que se debería tener un permiso especial para su adquisición. Para la esterilización se usa un proceso de limpieza por ultrasonido y la máquina del mismo modo se encuentra disponible. En lo que respecta a empaques y cajas, se tienen varias empresas a nivel nacional que se dedican a su producción por lo que es factible el empaquetamiento sin mayores dificultades.

Finalmente para el enfoque económico se debieron tener en cuenta los resultados obtenidos de los pasos previos de diseño, manufactura y evaluación de superficies; es decir, se analizaron los costos de materiales, reactivos, maquinaria, operadores e insumos del diseño del implante más óptimo y con el tratamiento de superficie que más acorte el período de osteointegración. El costo total de la manufactura de implantes dentales incluyendo lo concerniente a importación de maquinaria, materia prima, herramientas y mano de obra es de 20 dólares por cada implante si se tiene una producción de 1000 implantes por mes. El

ácido sulfúrico que es la sustancia requerida para el tratamiento de superficie de los implantes tiene un costo de 99 centavos de dólar por kilogramo, es decir que para cada implante este representaría un costo aproximado de 9 centavos de dólar. El costo de la máquina para limpieza ultrasónica es de 700 dólares aproximadamente por lo que en un lote de 1000 implantes dentales se tendría un costo aproximado de la máquina de 70 centavos de dólar por implante. En lo que respecta al envase y la caja de los implantes, en un escenario conservador se espera un costo de 5 dólares por implante, mientras que para la distribución y movilización de los mismos se estima un costo de 5 centavos por implante si estos se movilizan de 1000 en 1000 por una distancia de 30 kilómetros, esto tomando en consideración una distribución dentro de la ciudad de Quito. Mediante este análisis se tiene un costo de producción aproximado a groso modo de 26 dólares norteamericanos por cada implante dental.

## RESULTADOS

En lo que respecta al diseño del implante dental, una vez modelado y fijados los parámetros para la simulación en elementos finitos se obtuvieron los siguientes resultados. Las figuras 8, 9 y 10 muestran los esfuerzos de Von Mises obtenidos al concluir las etapas 1, 2 y 3 respectivamente.

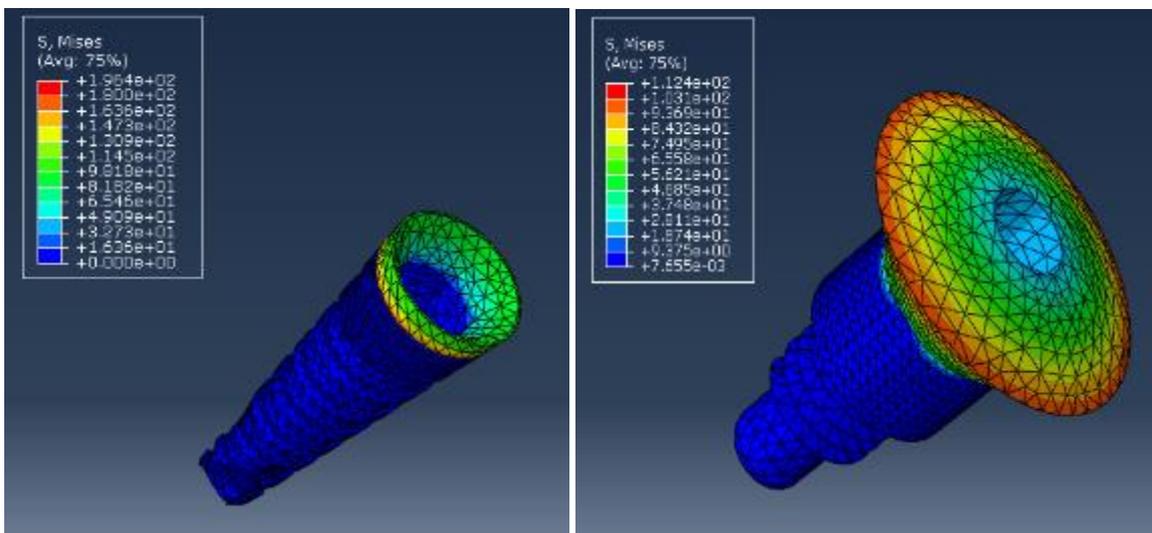


Figura 13: Simulación Etapa 1 en MPa

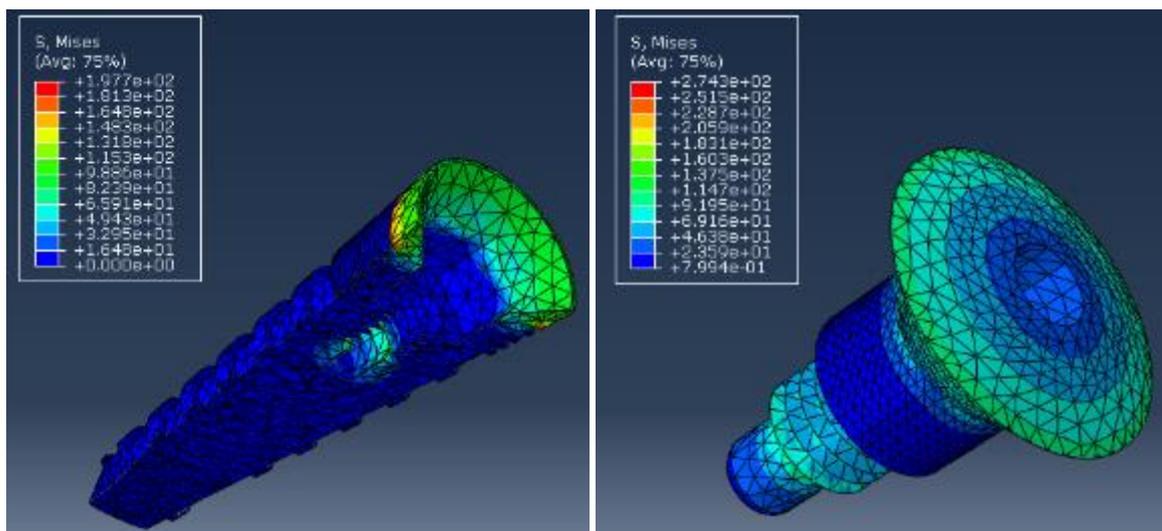


Figura 14: Simulación Etapa 2 en MPa

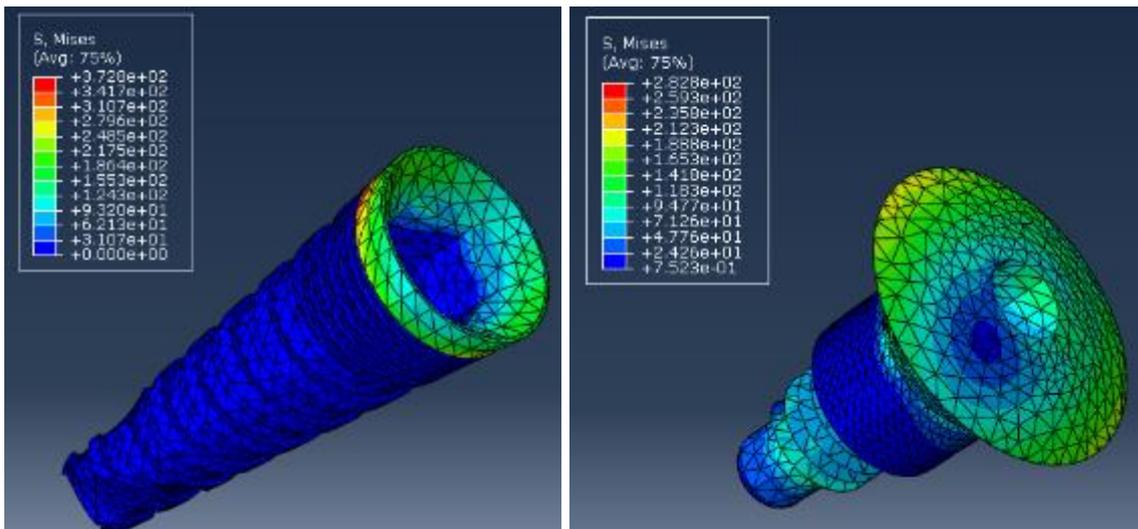


Figura 15: Simulación Etapa 3 en MPa

Las deformaciones obtenidas tras la simulación con un valor máximo de 0,0047 mm se muestran en la figura 11 presentada a continuación:

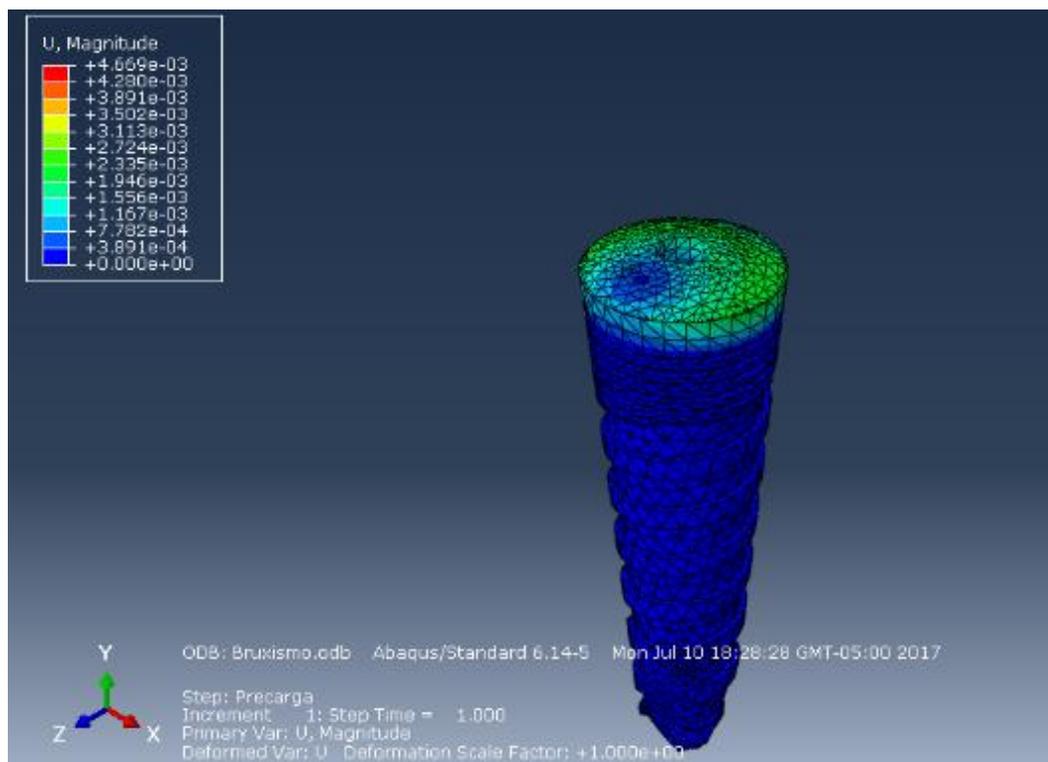


Figura 16: Deformaciones tras la simulación

Del mismo modo los esfuerzos principales obtenidos tras la simulación se muestran a continuación en megapascuales. La figura 16 muestra los esfuerzos S11 y S22 de izquierda a derecha respectivamente; la figura 17 muestra los esfuerzos S33 y S12 de izquierda a derecha

respectivamente; la figura 18 muestra los esfuerzos S13 y S23 de izquierda a derecha respectivamente.

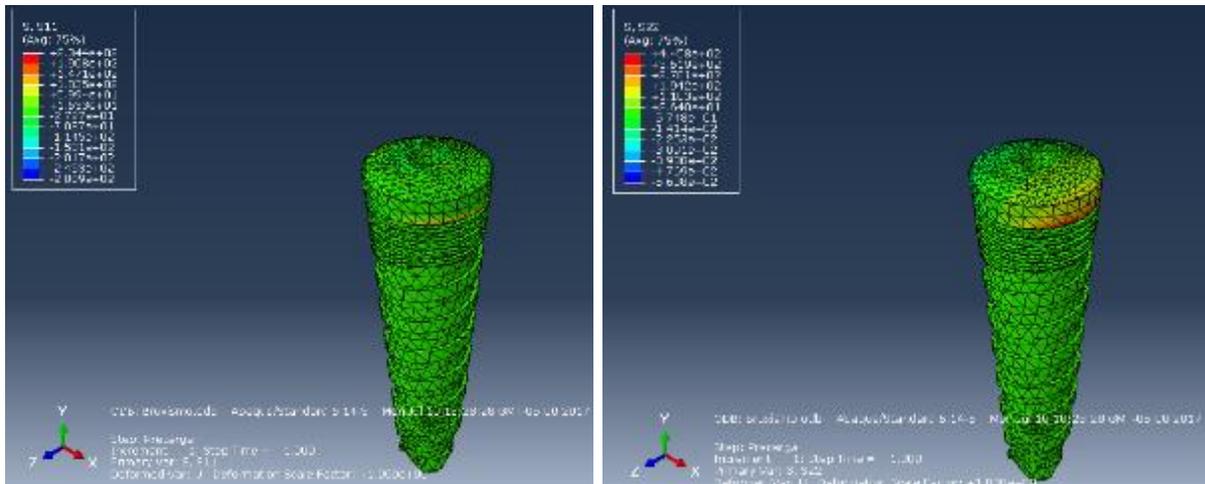


Figura 17: Esfuerzos S11 y S22 en Megapascales

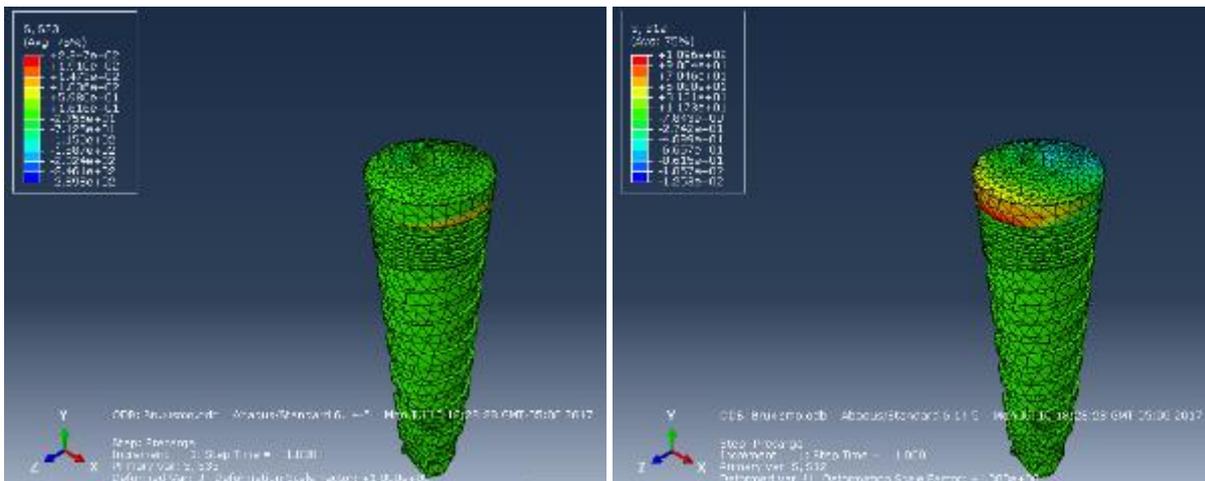


Figura 18: Esfuerzos S33 y S12 en Megapascales

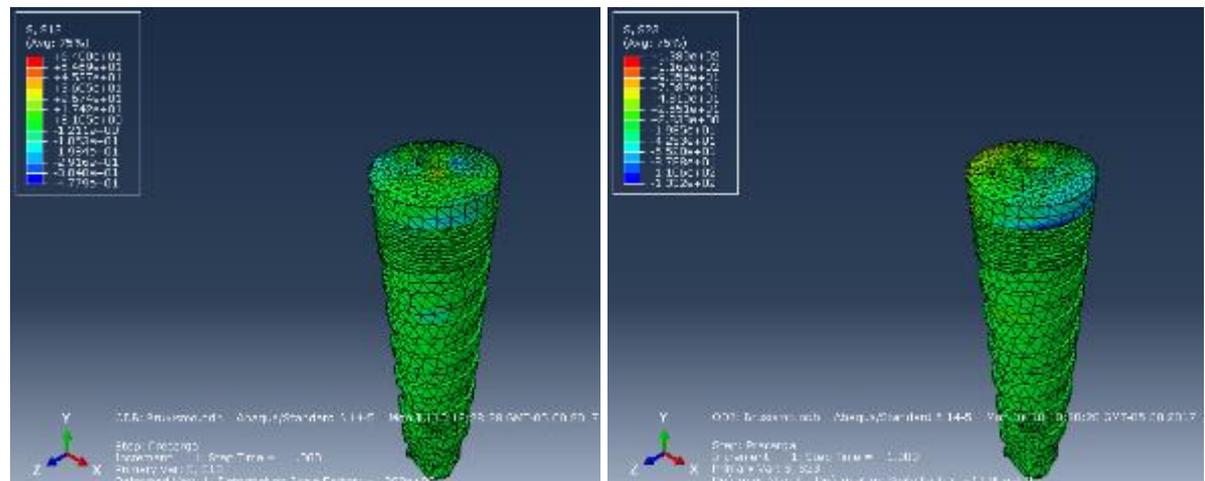


Figura 19: Esfuerzos S13 y S23 en Megapascales

Los esfuerzos de Von Mises máximo y mínimo obtenidos tras la simulación para ser utilizados en el análisis de fatiga fueron  $\sigma'_{max} = 372,8 MPa$  y  $\sigma'_{min} = 274,3MPa$  respectivamente.

Las simulaciones mecánicas realizadas en Abaqus 6.13 demuestran que el implante dental no fallará debido a carga estática ya que el esfuerzo de Von Mises máximo es menor al esfuerzo de fluencia del material; ahora es importante evaluar el implante a fatiga ya que este estará sometido a los esfuerzos cíclicos producidos por la masticación y el bruxismo. Para el diseño del implante dental y su respectivo cálculo del factor de seguridad a fatiga se tomaron los esfuerzos de Von Mises máximos y mínimos resultantes de la simulación, es decir, el esfuerzo más alto tras la culminación de la segunda etapa y el esfuerzo más alto al finalizar la tercera etapa. Teniendo ya estos esfuerzos se determinan los esfuerzos medio y amplitud y se procede con el análisis a fatiga. Los cálculos realizados se muestran a continuación. Los esfuerzos medio y amplitud se calcularon mediante la ecuación mostrada a continuación obtenida del libro de Diseño en Ingeniería Mecánica de Shigley (Budynas et al., 2011):

$$\sigma'_m = (\sigma'_{max} + \sigma'_{min})/2 = 323,55MPa$$

$$\sigma'_a = \frac{\sigma'_{max} - \sigma'_{min}}{2} = 49 MPa$$

Para el análisis a fatiga de la aleación Ti6Al4V es necesario tener en consideración que dicho material tiene una curva esfuerzo-número de ciclos diferente a la del acero convencional, pero debido a que los factores K no dependen de esta curva se pueden utilizar los mismos que los del acero como una buena primera aproximación, esto es factible también ya que los factores más que hacer referencia a la curva esfuerzo-número de ciclos, se enfocan en parámetros dimensionales, de manufactura, de aplicación de cargas, etc. En la figura 17

presentada a continuación se muestra la curva esfuerzo-número de ciclos para la aleación

Ti6Al4V

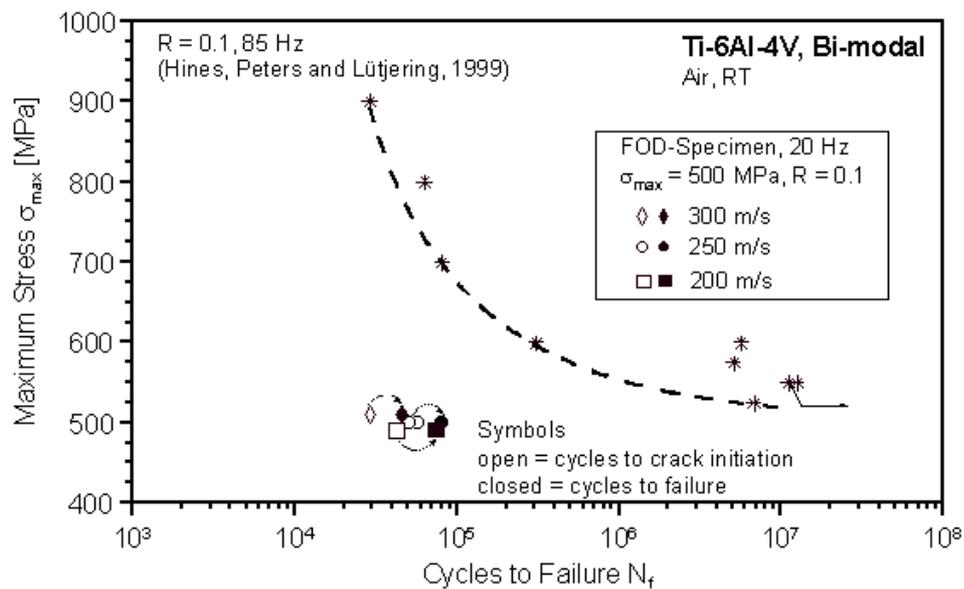


Figura 20: Curva esfuerzo-número de ciclos de la aleación Ti6Al4V

Ya que el esfuerzo último es menor que 1400 MPa se puede obtener  $Se'$  con la siguiente expresión del libro de Diseño en Ingeniería Mecánica de Shigley (Budynas et al., 2011):

$$Se' = 0.5S_{ut} = 0.5(1170MPa) = 585MPa$$

$$Se = K_a K_b K_c K_d K_e K_f Se'$$

$$K_a = a * S_{ut}^b$$

Maquinado en frio

$$a = 4.51$$

$$b = -0.265$$

$$K_a = 4.51 * (1170)^{-0.265} = 0.694$$

$$K_b = 1.24d^{-0.107} \quad 2.74 \leq d \leq 51mm$$

$$d = 3.75mm$$

$$d_E = 0.37(d) = 0.37(4) = 1.3875$$

$$K_b = 1.24 * (1.3875)^{-0.107} = 1.1973$$

$$K_c = 1 \rightarrow \text{Mixto}$$

$$K_d = 1 \rightarrow \text{No hay factor de temperatura}$$

$$K_e = 0.82$$

$$K_f = 1$$

$$S_e = 0.694 * 1.20 * 1 * 1 * 0.82 * 1 * 585 = 301.377 \text{MPa}$$

Una vez obtenidos todos los datos necesarios se procede al cálculo de los factores de seguridad según las ecuaciones del libro de Diseño en Ingeniería Mecánica de Shigley (Budynas et al., 2011):

Factor de seguridad de Gerber:

$$n_f = \frac{1}{2} * \left(\frac{S_{ut}}{\sigma'_m}\right)^2 * \frac{\sigma'_a}{S_e} * \left[-1 + \sqrt{1 + \left(\frac{2\sigma'_m S_e}{S_{ut}\sigma'_a}\right)^2}\right] = 2.71$$

Factor de seguridad ASME

$$n_f = \sqrt{\frac{1}{\left(\frac{\sigma'_a}{S_e}\right)^2 + \left(\frac{\sigma'_m}{S_y}\right)^2}} = 2.98$$

Al haber obtenido factores de seguridad mayores a 1 en el análisis de fatiga, se puede decir que los implantes dentales han sido diseñados para vida infinita. Ya que se requiere de una cirugía para la inserción de los implantes es lógico pensar que estos deben permanecer funcionales en el cuerpo de una persona por el resto de su vida.

En lo que respecta a los parámetros utilizados para la manufactura de los implantes, las medidas de las velocidades de corte y velocidades de avance se presentan en la tabla 1. El avance para el desbaste fue proporcionado por la experiencia del operario y se fijó en un valor de 0,2 mm/rev. Para el cálculo de las revoluciones necesarias por la pieza a ser maquinada se

utiliza la siguiente expresión del libro de Fundamentos de Manufactura Moderna de Groover (Groover, 2010).

$$N = \frac{V_c}{\pi \times D_o}$$

Este número de revoluciones se utilizó tanto para el desbastado como para el acabado, esto debido a que no se busca una buena calidad superficial sino más bien una cierta rugosidad.

Según Balazic (2010) la velocidad sugerida para maquinar en torno, titanio grado 5 (Ti-6Al-4V) va desde 1920 a 3200 rpm, dependiendo de la aplicación. Para el diámetro de 30 mm con una velocidad de corte de 200 m/min, se encuentra perfectamente en las revoluciones recomendadas dando un resultado de 2120 revoluciones por minuto

Para la velocidad con la que avanza la cuchilla se utilizará la siguiente ecuación

$$f_r = N a_p$$

Para el caso se utilizó un avance de 0,06 mm/rev y la velocidad rotacional obtenida anteriormente, dando un avance lineal de corte de 127,2 milímetros por minuto.

Para el proceso de roscado se utilizó un ciclo programado directamente en el código G y las velocidades están definidas por este ciclo.

Tanto la perforación como el machuelado se realizaron con la experticia del operario, sin fijar parámetros.

Parámetros de Torneado de la Máquina CNC					
Profundidad de Corte $a_p$ [mm]	RPM $N$ [rpm/min]	Velocidad de Avance $f_r$ [mm/rev]	Velocidad de Corte $V_c$ [m/min]	Ángulo de entrada $X$ [°]	Diámetro $D$ [mm]
1	1920-3200	0.2	200	95	30

Tabla 3: Detalles del maquinado

Teniendo ya definidos los parámetros de maquinado se procedió a la selección de herramientas, como se especificó anteriormente para el maquinado del implante dental se aplica en mayor parte el torno, sin embargo, las herramientas necesarias para llevar a cabo correctamente esta operación se especificarán a continuación:

Para la operación de torneado se utilizó un inserto de torno de acuerdo a la norma ISO con una forma rómbica a 55 grados, un grado de incidencia de 5 grados, tolerancia en cota +0.005, tolerancia en círculo inscrito de 0.013 y tolerancia de espesor de 0.025, se utilizó un espesor de inserto de 4.76mm, un radio de nariz de 0.4 mm y una arista de corte redonda. Mediante este inserto se pudo obtener las medidas deseadas del implante dental.

La broca utilizada fue de 0,8 milímetros de diámetro y de cuatro dientes. En vista de que se necesita roscado interno de precisión y de buen acabado se utilizó un machuelo de 1 mm de diámetro y 0,25mm de paso, esto debido a que la herramienta de corte del torno no cabía en el orificio de la pieza del implante.

Para el cálculo de la potencia necesaria de la máquina se obtuvo primero la energía específica de la aleación de titanio grado 5, utilizando una fuerza de corte de 1500 Newtons, ya que la fuerza máxima para maquinar el titanio es de 2200 Newtons (Coroni & Croitoru, 2014). De esta manera y utilizando el avance y profundidad de corte antes fijados se logró obtener la energía específica de la aleación mediante la fórmula mostrada a continuación proporcionada por el libro *Fundamentals of Modern Manufacturing* de Groover (Groover, 2010).

$$U = \frac{F_c \times V_c}{V_c \times a_p \times d} = 1,923 \frac{Nm}{mm^3}$$

Del mismo modo se utilizó el libro de Groover de Fundamentals of Modern Manufacturing para determinar la tasa de remoción de material se utilizó la siguiente ecuación (Groover, 2010):

$$R_{MR} = V_c \times f \times d = 2600 \text{ mm}^3 / \text{s}$$

Con el valor de tasa de remoción obtenido es posible calcular la potencia de corte tomando en cuenta la energía específica de la aleación de titanio, usando la siguiente ecuación:

$$P_c = R_{MR} \times U = 5 \text{ kW (Groover, 2010)}$$

Utilizando una eficiencia del 90% la potencia mecánica obtenida es de 5,5kW mínimo, por lo cual se sugiere utilizar máquinas con potencia más alta a los 6kW u 8 HP's.

Para la obtención del primer prototipo se utilizó un torno CNC de tres ejes de 10 kW de potencia con controlador Siemens, este torno posee una precisión de décimas de milímetro por lo que resultó perfecto para la manufactura incluso de los detalles más pequeños. (Engineering Center, Calle A lote 22 y Calle S 60, Parque Industrial de Turubamba (Quito-Ecuador)). Se maquinó el prototipo de un implante dental utilizando los materiales y maquinaria mencionados en la sección anterior, el implante manufacturado es uno de cono morse con cuerpo cilíndrico. Se utilizó una aleación de titanio Ti6Al4V en forma de barra detallado en la sección de métodos y materiales. En la figura 19 se muestra la comparación entre el implante dental maquinado y un implante dental comercial marca MIS de derecha a izquierda respectivamente; este último se usó como referencia para el modelado tridimensional.



Figura 21: Implante dental comercial vs implante dental manufacturado

En lo que respecta a los tratamientos de superficie, se presentan las probetas tras la realización de los mismos en las gráficas 21 y 22 mostrando macroscópicamente las probetas de titanio resultado de los tratamientos de baño de ácido sulfúrico y anodizado respectivamente. Los números representados en las figuras hacen referencia a los experimentos detallados en las tablas de baño ácido y anodizado respectivamente.



Figura 22: Probetas tras baño de ácido sulfúrico indexadas en la tabla 1



Figura 23: Probetas tras anodizado indexadas en la tabla 2

Una vez realizados los tratamientos de superficie se llevó los mismos a ser evaluados en un rugosímetro digital modelo TESTER SRT-6200, cuyas características se encuentran detalladas en la sección de Materiales y Métodos. Para las mediciones de rugosidad se tomaron 7 medidas de cada una de las probetas y se obtuvo un promedio de las mismas. Las probetas analizadas fueron las resultantes de los tratamientos superficiales de baño ácido y anodizado y un eje de titanio refrentado para tener una idea clara del aumento de la rugosidad superficial con respecto a una probeta sin tratar.

Tras el análisis de rugosidad, en promedio el tratamiento de baño ácido logró una rugosidad significativamente mayor. Los resultados de las mediciones promedio de cada tratamiento superficial y de la probeta refrentada se muestran en la figura 18 en escala Ra ( $\mu\text{m}$ )

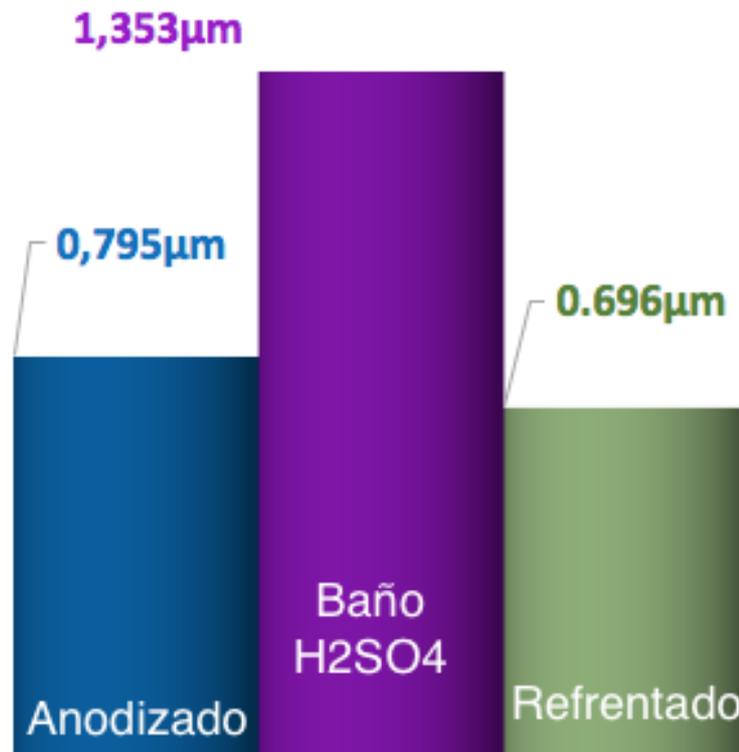


Figura 24: Rugosidad promedio de probetas

De manera individual la rugosidad más alta en el anodizado se logra con un voltaje suministrado de 66,9 [V] y tiene un valor de 1,009 Ra ( $\mu\text{m}$ ) correspondiente al experimento número 7 de la tabla 3; mientras que para el baño ácido se logra la mayor rugosidad con una concentración 7 molar y con un tiempo de exposición de 30 minutos, dando un valor de 1,576 Ra ( $\mu\text{m}$ ) correspondiente al experimento número 4 de la tabla 2.

Con la finalidad de poder visualizar de mejor manera la superficie obtenida luego de la realización de los tratamientos superficiales y de realizar una evaluación cualitativa de las probetas, se llevaron al microscopio de barrido electrónico varias de las probetas obtenidas de los diferentes tratamientos superficiales, conjuntamente con la probeta refrentada y tres implantes dentales comerciales; de esta manera se pudo evaluar cuál de los tratamientos

superficiales logra una superficie más parecida a la de un implante dental comercial. La figura 22 muestra de izquierda a derecha el implante dental manufacturado localmente con un implante dental comercial marca MIS a una escala de 30x. La figura 23 muestra de izquierda a derecha la punta del implante dental manufacturado localmente con un implante dental comercial marca MIS a una escala de 30x. La figura 24 muestra un implante dental comercial maquinado a 50x y 1000x de izquierda a derecha respectivamente. La figura 24 muestra un implante dental comercial con un tratamiento de baño ácido a 50x y 1000x de izquierda a derecha respectivamente. La figura 24 muestra un implante dental comercial granallado a 50x y 1000x de izquierda a derecha respectivamente. La figura 25 muestra los resultados de la probeta de baño de ácido sulfúrico a una concentración 7 molar por un período de 30 minutos de exposición a 500x y 2000x de izquierda a derecha respectivamente. La figura 27 muestra los resultados de la probeta anodizada correspondientes al experimento 7 de la tabla 3 con un voltaje suministrado de 66,9 voltios y a una magnificación de 500x.

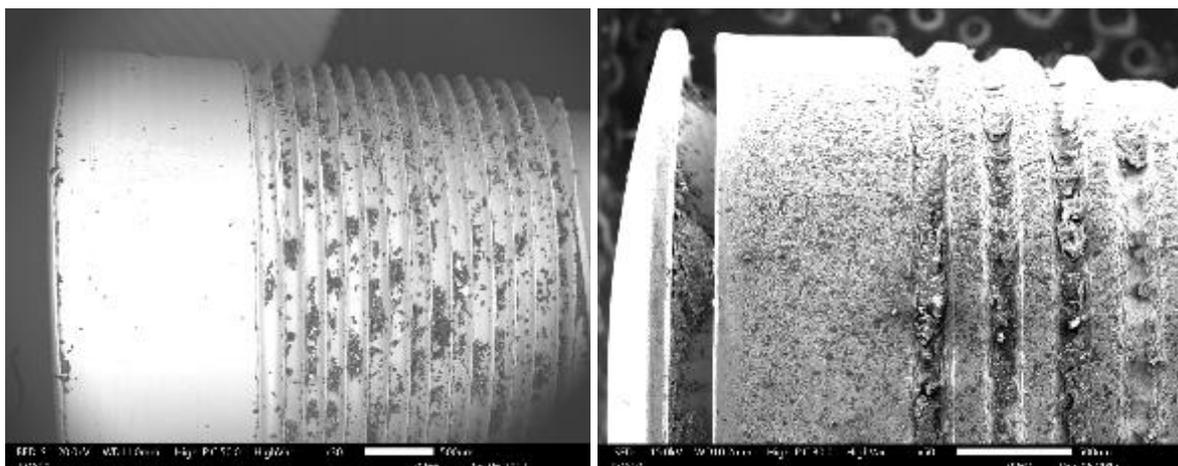


Figura 25: Implante dental maquinado e implante dental comercial a 30x

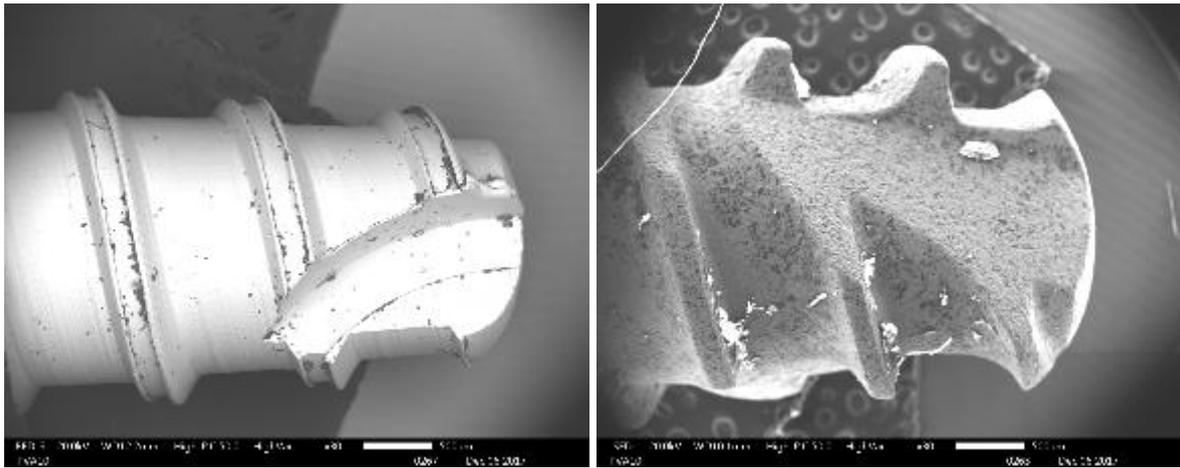


Figura 26: Punta de implante dental maquinado e implante dental comercial a 30x

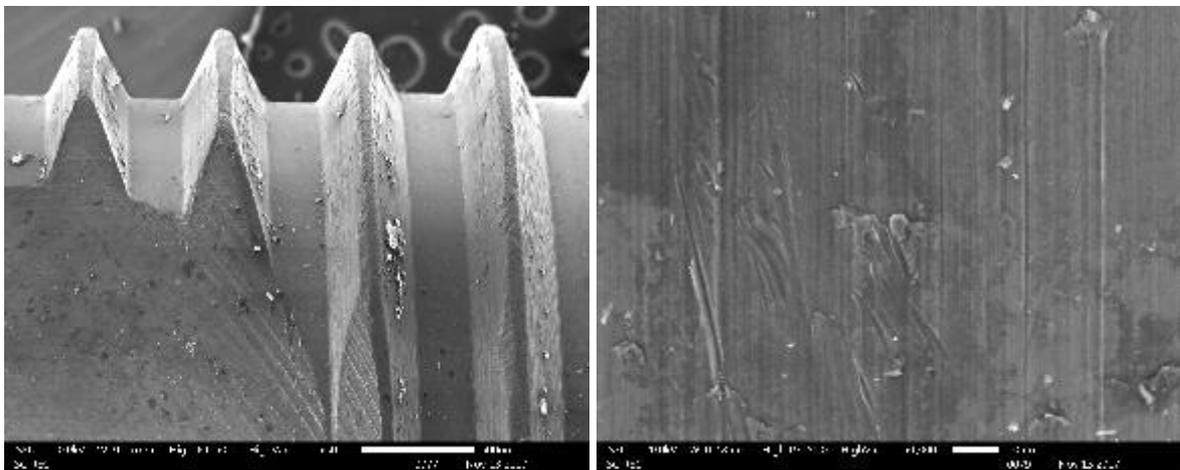


Figura 27: Implante dental comercial maquinado a 50x y 1000x

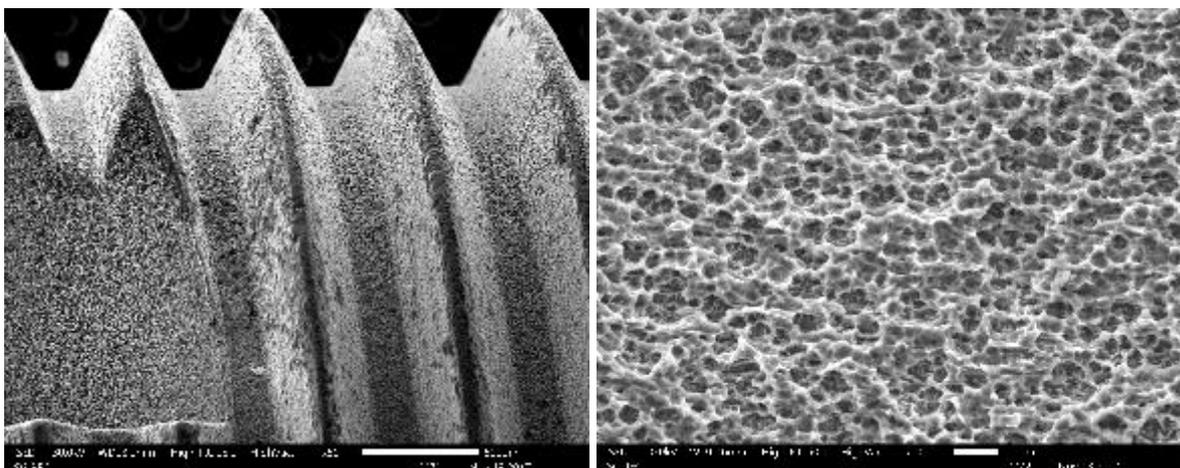


Figura 28: Implante dental comercial con baño ácido a 50x y 1000x

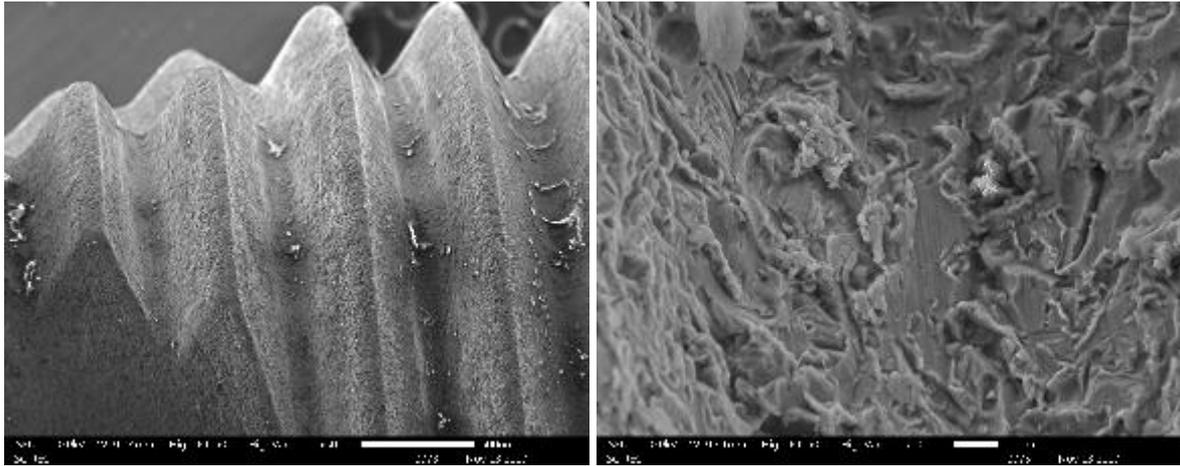


Figura 29: Implante dental comercial granallado a 50x y 1000x

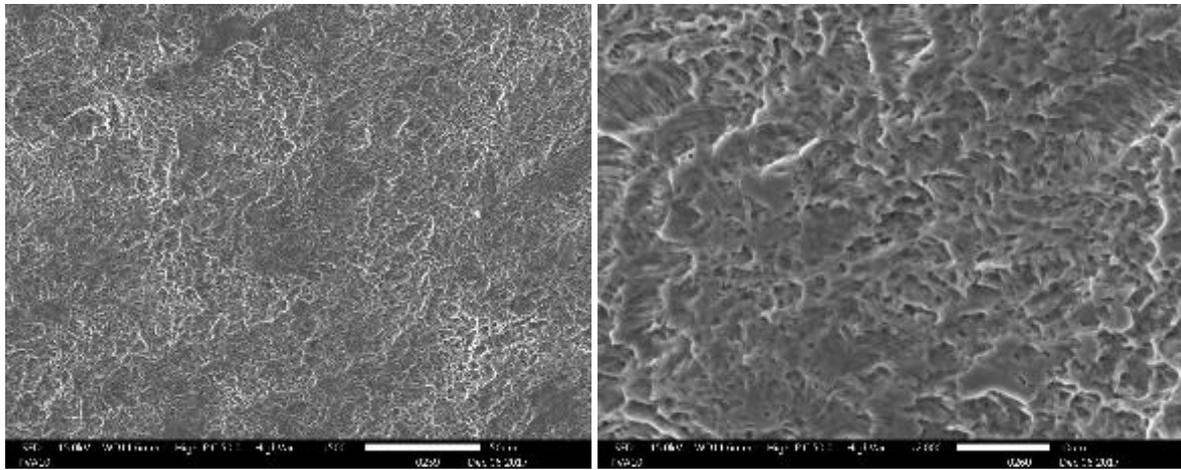


Figura 30: Probeta de baño de ácido sulfúrico a 500x y 2000x.

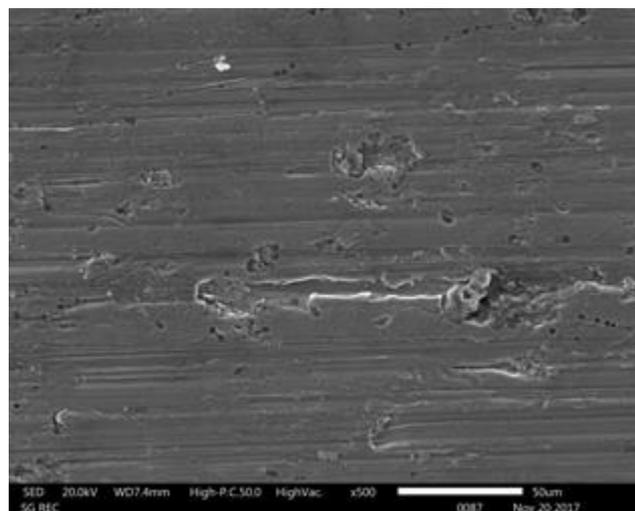


Figura 31: Probeta anodizada a 500x.

Los resultados del estudio de mercado y del análisis de factibilidad arrojan como resultado que el 100% de las personas estarían dispuestas a comprar implantes dentales de fabricación nacional y más aún si durante campañas impulsoras del producto se muestra un estudio comparativo entre implantes dentales comerciales de marcas reconocidas y el implante manufacturado localmente. De la misma manera consideran que el estudio más importante que se debe realizar es aquel de evaluación de biocompatibilidad correspondiente a la norma ISO 7405. De acuerdo a esta encuesta se puede fijar un precio del implante dental de entre 70 y 100 dólares norteamericanos lo cual es un precio razonable ya que se tienen implantes dentales importados oscilando en precios de entre 70 y 250 dólares norteamericanos y la calidad de los importados más costosos es comparable a aquella de los implantes de producción local. El análisis PEST indica que se debe tomar en gran consideración los aspectos sociales, es decir, tratar de que los principales consumidores que serán los implantólogos, se enamoren del producto y sientan confianza en el mismo; desde el punto de vista de la tecnología se tiene aún un gran campo de investigación y se proyecta que es aún muy lejano el futuro en que se reemplace completamente la técnica del mecanizado para fabricación de implantes por otra diferente; la situación económica es favorable debido a los aranceles e impuestos sobre los productos importados y a que el gobierno intenta impulsar la producción e industrialización nacional, pero se tiene también el problema de la crisis global.

Además se prevé una gran acogida de los implantes dentales de producción nacional y se proyecta un entorno favorable para la producción de los mismos. es completamente factible tanto en los puntos operativo, técnico y económico ya que se puede tener todas las características operacionales completas, la maquinaria, tecnología y mano de obra con

disponibilidad inmediata y se tendrá una ganancia elevada por cada implante. De acuerdo a los resultados arrojados por la encuesta a los implantólogos, se puede fijar en un escenario muy conservativo un precio de 50 dólares por implante dental y el costo de producción del mismo es de 26 dólares por lo que se tendrá una ganancia de 24 dólares por cada implante, en 1000 implantes dentales vendidos mensualmente se tendría una ganancia neta de 2400 dólares mensuales con una proyección de crecimiento elevada debida a la calidad del producto.

## DISCUSIÓN

El implante dental es diseñado para vida infinita y posee un factor de seguridad de 2.98; se pensaría que este factor está sobredimensionado y que se está incurriendo en un gasto innecesario de dinero; pero para reducir el factor de seguridad se puede aumentar los esfuerzos a los que está sometida la pieza, reducir las dimensiones de la misma o cambiar de material; pero ninguna de ellas es posible ya que las cargas están determinadas de acuerdo a la fisionomía humana, el tamaño debe ajustarse a la forma de la raíz de un diente y el material debe ser necesariamente titanio para que la biocompatibilidad provoque adherencia al tejido óseo y se prevengan infecciones. De tal manera aunque se tiene un factor de seguridad muy grande, este no puede ser modificado.

En lo que respecta a la manufactura del implante, se mecanizó uno de cuerpo cónico y de cono morse; esto debido a que se necesitan menos pasos y por lo tanto menos herramientas para su producción. En el caso de querer realizar un implante de hexágono interno o externo se necesitaría fresar el hexágono, pero con uno de cono morse se puede lograr este paso con el mismo torno o taladro mediante un inserto o un avellanador. También se optó por utilizar refrigeración por aire frío ya que este es menos contaminante que los refrigerantes líquidos a base de aceite.

Se tuvieron algunos problemas al momento de la manufactura del prototipo, primeramente el ángulo de incidencia del inserto del torno no es el correcto y se debe ir ajustando conforme se sigan manufacturando nuevos prototipos. El torno si bien es cierto tenía gran precisión y era de tres ejes, este era un torno convencional por lo que se debió realizar la manufactura en tres pasos diferentes, primero se debió torneear el cuerpo del implante, luego extraerlo y perforarlo a mano y luego roscarlo también a mano; con un torno

suizo estos tres pasos se pueden hacer de manera automática sin que el operario intervenga en el proceso por lo que se tendría más precisión y mejores detalles.

La comparación y análisis cuantitativo de los dos tipos de tratamiento superficiales muestra que el baño de  $H_2SO_4$  es más eficiente ya que se tiene una rugosidad de 1,576 Ra ( $\mu m$ ) con una concentración 7 molar y con un tiempo de exposición de 30 minutos; la cual es mayor que el valor de 1,009 Ra ( $\mu m$ ) correspondiente al valor más grande obtenido de la medición de rugosidad de las probetas anodizadas y que a su vez pertenece al experimento número 7 de la tabla 3 con un voltaje suministrado de 66,9 voltios. La rugosidad superficial más alta contribuye de mejor manera a minimizar el período de osteointegración del implante.

El análisis cualitativo de la rugosidad superficial también se muestra a favor del baño de ácido sulfúrico ya que las imágenes obtenidas mediante el microscopio de barrido electrónico señalan claramente una rugosidad mucho mayor para la probeta de baño ácido, esto se da debido a que con este tratamiento se ataca la superficie creando microhuecos; mientras que el anodizado de titanio solamente produce una capa de óxido sobre la superficie de la probeta, esta capa no es necesariamente rugosa pero al ser óxido de titanio promueve la esterilidad del implante. La diferente coloración superficial de las probetas anodizadas tiene una dependencia del voltaje suministrado, esto ya que a mayor voltaje mayor es el espesor de la capa de óxido que se forma; esta capa de óxido permite que las ondas de luz electromagnéticas que se ven reflejadas en la superficie alteren su longitud de onda provocando la aparición de diferentes colores visibles en la superficie del titanio.

El análisis de factibilidad presentado previamente muestra mayor factibilidad de producción local de implantes dentales con el tratamiento de baño ácido, esto debido a que además de que con este tratamiento superficial se logra la mayor rugosidad Ra, también es

un tratamiento económico ya que el costo del ácido sulfúrico no es demasiado elevado con respecto a lo que se ganará por la venta del implante.

Como se puede evidenciar en las tres gráficas presentadas a continuación, se tiene aún muchos detalles que mejorar tanto en la manufactura del implante como en su diseño. Mediante un microscopio de barrido de electrones es ahora más fácil tomar las medidas exactas de del implante comercial para reproducirlas de mejor manera en el modelado CAD. Del mismo modo debe optimizarse el maquinado de los implantes ya que se tiene una diferencia considerable en el modelado CAD y el implante comercial sobre todo en el ángulo de la rosca del cuerpo y en las hendiduras de la punta del implante. Mediante la utilización de un torno CNC suizo es posible realizar todos los pasos de maquinado de manera automática lo cual contribuirá a tener una mejor precisión en las medidas de los implantes.

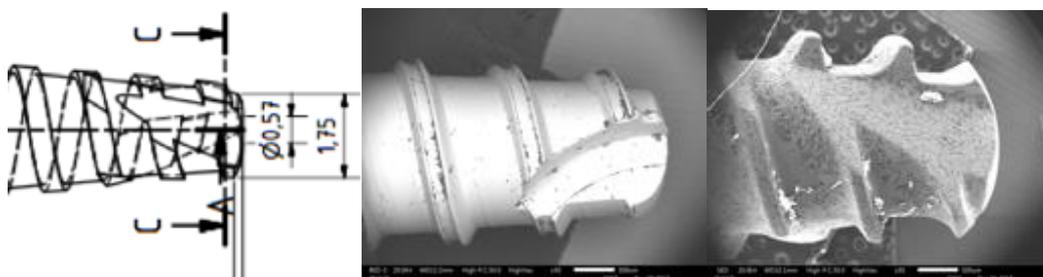


Figura 32: Comparación entre plano de taller, implante maquinado e implante comercial.

## CONCLUSIONES

Tras la realización del presente proyecto se logró manufacturar un primer prototipo de implante dental comercial.

Se evaluaron implantes dentales de producción nacional con la finalidad de tener productos más económicos y accesibles en el mercado ecuatoriano.

Se realizó un análisis de esfuerzos y aplicación de carga sobre los implantes dentales tomando en consideración el bruxismo, enfermedad que produce rechinar dental durante el sueño. Mediante una simulación en elementos finitos se logró determinar las zonas de mayor afectación por las cargas y se logró comprobar que el diseño del implante no fallará por esfuerzos estáticos. También se realizó un análisis de fatiga, determinando un factor de seguridad de 2.98 según el criterio ASME, por lo tanto el implante diseñado soportará satisfactoriamente las cargas cíclicas aplicadas de masticación y bruxismo.

Se logró diseñar y manufacturar un primer prototipo de un implante dental de cono morse y cuerpo cónico, el cual es más eficiente, fácil de producir, fácil controlar sus medidas y por lo tanto de mejor comercialización en el país.

Se logró mecanizar un prototipo de implante dental en aleación de titanio Ti6Al4V con maquinaria de control numérico computarizado localizada en el país, este proceso tuvo algunas limitaciones descritas en la sección precedente.

Tras la realización y el análisis comparativo de los diferentes tratamientos de superficie realizados se pudo determinar que la mayor rugosidad superficial y por ende el menor tiempo de osteointegración (potencial) se lograría con el tratamiento de baño de  $\text{H}_2\text{SO}_4$  bajo los parámetros establecidos de concentración 7 molar y 30 minutos de exposición.

El análisis cualitativo de los tratamientos superficiales indica que el baño ácido es mejor candidato para la producción de implantes dentales ya que logra la formación de microhuecos y una rugosidad superficial más notoria, mientras que el anodizado simplemente logró la creación de una capa de óxido superficial lo que no genera mayor rugosidad superficial en el implante.

Es favorable la producción y comercialización de implantes dentales a nivel nacional y esta proporcionará una ganancia neta de alrededor de 2400 dólares mensuales con tendencia al alza bajo los parámetros establecidos de costos y producción detallados en la sección de resultados.

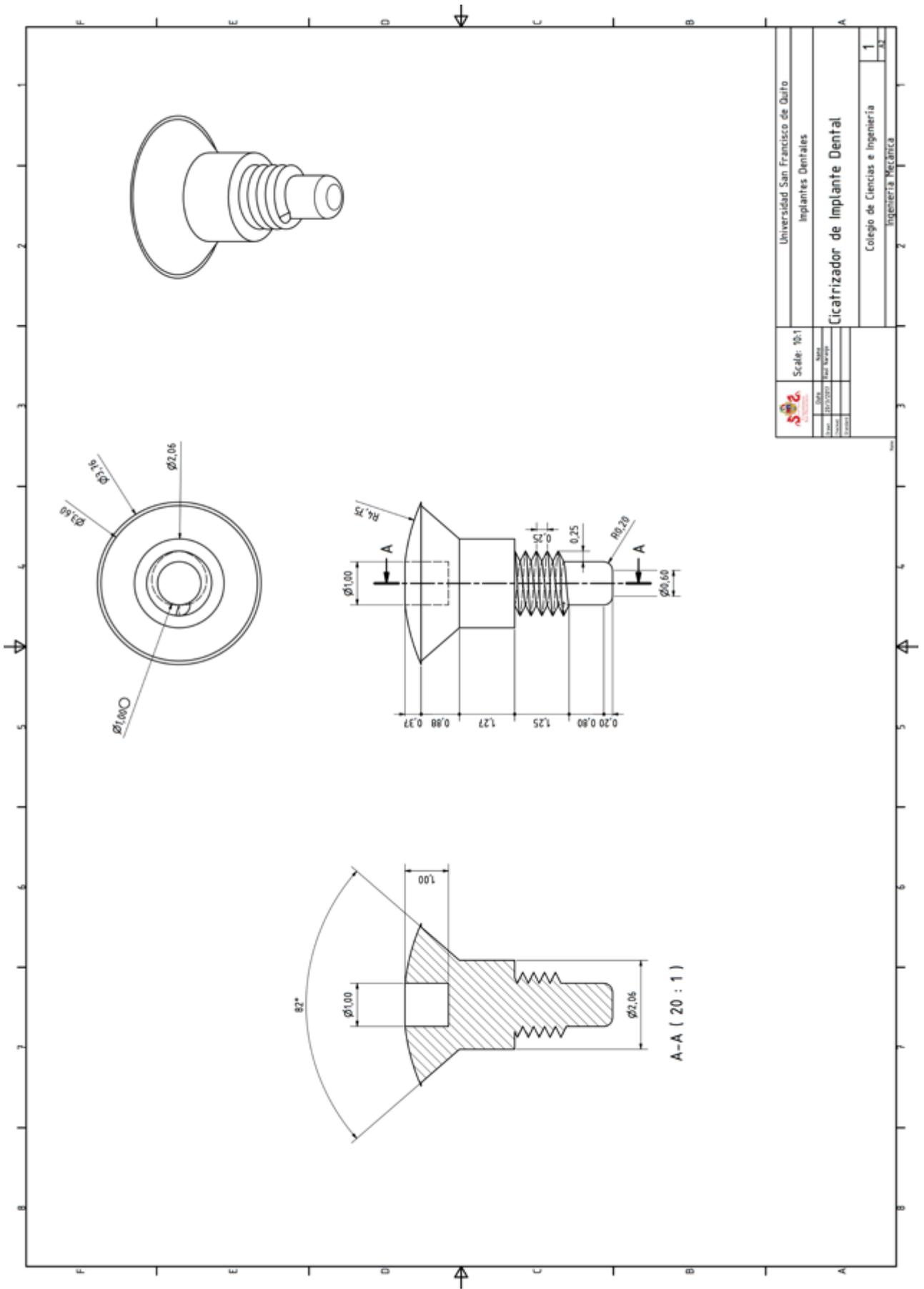
## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Aparecida, R. et al. (Septiembre, 2007). *Maximal bite force in young adults with temporomandibular disorders and bruxism*. Scielo. Brazilian Oral Research. Versión On-line ISSN 1807-3107. Recuperado el 10 de Julio del 2017 desde: [http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1806-83242007000300015](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1806-83242007000300015)
- ASM. (s/f). *Titanium Ti-6Al-4V (Grade 5), STA*. ASM Aerospace Specification Metals Inc. Recuperado el 10 de Julio del 2017 desde: <http://asm.matweb.com/search/SpecificMaterial.asp?bassnum=mtp642>
- ASTM. (s/f). *Titanium Alloys as Implant Materials*. ASTM Symposia Papers & STPs. Recuperado el 15 de Octubre del 2017 desde: [https://www.astm.org/DIGITAL\\_LIBRARY/STP/PAGES/STP16066S.htm](https://www.astm.org/DIGITAL_LIBRARY/STP/PAGES/STP16066S.htm)
- Balazic, M., Kopac, J. (2010). *Machining of Titanium Alloy Ti-6Al-4V for Biomedical Applications*. Journal of Mechanical Engineering 56(2010)3.
- Blanco, J., Ruiz, B. (2016). *Alto torque de inserción en implantología*. Universidad Complutense de Madrid. Recuperado el 10 de Julio del 2017 desde: [http://eprints.ucm.es/22621/1/Bruno\\_Ruiz\\_Gómez-\\_Trabajo\\_fin\\_de\\_master.pdf](http://eprints.ucm.es/22621/1/Bruno_Ruiz_Gómez-_Trabajo_fin_de_master.pdf)
- Budynas, R., Keith, J. (2011). *Shigley's Mechanical Engineering Design*. Ninth Edition. McGraw-Hill. New York – USA.
- Coroni, D., Croitoru, M. (2014). *Prediction of Cutting Forces at 2D Titanium Machining*. Science Direct. Procedia Engineering 69 (2014) 81-89.
- Covarrubias, C., et al. (Febrero, 2016). *Osseointegration properties of titanium dental implants modified with a nanostructured coating based on ordered porous silica and bioactive glass nanoparticles*. Applied Surface Science. Elsevier. Recuperado el 1 de marzo del 2017 desde: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0169433215030160>
- Dental Tribune, (Agosto, 2014). *Los efectos de la crisis económica en la implantología*. Recuperado el 5 de junio del 2017 desde: [http://www.dental-tribune.com/articles/news/latinamerica/19651\\_los\\_efectos\\_de\\_la\\_crisis\\_economica\\_en\\_la\\_implantologia.html](http://www.dental-tribune.com/articles/news/latinamerica/19651_los_efectos_de_la_crisis_economica_en_la_implantologia.html)
- Dentsply. (2017). *Simples, Versátil e Econômico. Um Sistema para todas as indicações*. ANKYLOS. Recuperado el 10 de Julio del 2017 desde: <http://www.dentsply.com.br/isogesac/imgcatalogo/ankylos.pdf>
- Dong, N., et al. (Mayo, 2016). *Titanium dental implants surface-immobilized with gold nanoparticles as osteoinductive agents for rapid osseointegration*. Journal of Colloid and Interface Science. Elsevier. Recuperado el 1 de marzo del 2017 desde: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021979716301023>

- Groover, M. (2010). *Fundamentals of Modern Manufacturing*. Fourth Edition. John Wiley & Sons, Inc. Danvers – USA.
- Kuang-Wei, et al. (Octubre, 2016). *Compatible CAD-CAM titanium abutments for posterior single-implant tooth replacement: A retrospective case series*. The Journal of Prosthetic Dentistry. Elsevier. Recuperado el 1 de marzo del 2017 desde: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391316303626>
- Lemus, L., Almagro, Z., León, C. (Noviembre 2009). *Origen y evolución de los implantes dentales*. Scielo. Revista Habanera de Ciencias Médicas. Versión On-line ISSN 1729-519X. Recuperado el 10 de Julio del 2017 desde: [http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1729-519X2009000400030](http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1729-519X2009000400030)
- Parodi, M. et al. (2004). *Características de Superficie de Titanio Atacado con Ácido Sulfúrico y Ácido Clorhídrico*. Centro de Investigación y Desarrollo en Mecánica, Instituto Nacional de Tecnología Industrial (INTI) C.C. Buenos Aires – Argentina.
- Peyró, B. et al. (Abril, 2012). *Estudio comparative clínico y radiológico de implantes cilíndrico versus implantes cónicos*. Gaceta Dental. Recuperado el 11 de Julio del 2017 desde: <http://www.dentaltechitalia.com/wp-content/uploads/2016/05/4-Gaceta.pdf>
- Torres, E. (2016). *Importaciones de implantes dentales desde Israel*. Universidad de las Américas. Quito: Ecuador. Recuperado el 5 de junio del 2017 desde: <http://dspace.udla.edu.ec/bitstream/33000/4864/1/UDLA-EC-TTEI-2016-03.pdf>
- Valencia, A., Pinekowski, M., Peuten, M. (2000). *Análisis comparative de la rugosidad de la superficie de seis implantes dentales de diferentes sistemas (C.E.) antes de la inserción ósea y después del efecto de las fuerzas de inserción sobre la topografía de las superficies*. Titanium Clinic. España. Recuperado el 10 de Julio del 2017 desde: <http://biotrinon.com.mialias.net/wp-content/uploads/S2.pdf>
- Wu, L. et al. (2017). *Influence of anodizing time on morphology, structure and tribiological properties of composite anodic films on titanium alloy*. Science Direct. Vacuum 140 (2017) 176 – 184.
- Xiuli-He, et al. (Agosto, 2016). *Analysis of titanium and other metals in human jawbones with dental implants – A case series study*. Dental Materials. Elsevier. Recuperado el 1 de marzo del 2017 desde: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564116300707>

## **APÉNDICE A: PLANOS DEL IMPLANTE**





	Scale: 10:1	Universidad San Francisco de Quito Implantes Dentales
	Auto: [ ] Fecha: [ ] Clase: [ ] Tema: [ ]	<b>Cicatrizador de Implante Dental</b>
No. de Hoja: 1		Colegio de Ciencias e Ingeniería Ingeniería Mecánica

## **APÉNDICE B: ENCUESTA SOBRE IMPLANTES DENTALES**

## Encuesta Implantes Dentales

- **Sector donde está ubicada la clínica .....**

- **¿Qué opina acerca del costo de implantes dentales importados en general?**

Son muy baratos      Tienen un costo moderado      Son muy costosos

- **¿Compraría usted implantes dentales de fabricación nacional si estos tienen un amplio estudio de resistencia mecánica, biocompatibilidad y rugosidad superficial; demostrando tener características óptimas y comparables a implantes de marcas reconocidas?**

Sí

No

- **¿Compraría usted implantes dentales de fabricación nacional si la calidad de estos se compara a los mejores a nivel mundial y están certificados por normas ISO?**

Sí

No

- **¿Qué norma considera la más importante para fabricar implantes dentales?**

ISO 14801 de ensayos de fatiga dinámica para implantes dentales

ISO 10451 de archivos técnicos para sistemas de implantes dentales

ISO 7405 de evaluación de biocompatibilidad

ISO 11135 de esterilización de productos

- **¿Cuánto pagaría por un implante dental de fabricación nacional?**

\$20 -\$30

\$30-\$50

\$50-\$70

\$70-\$100

\$100-\$150

Más de \$150

## **APÉNDICE C: MATRIZ PEST**

**ANALISIS PEST**

Empresa dedicada a la producción de implantes dentales en el Ecuador

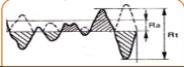
	Notas	Impacto potencial	Implicancia e importancia		Importancia relativa
			Marco temporal	Tipo	
¿Cómo podrán impactar los factores listados en la izquierda en su negocio?		Alto Medio Bajo Desconocido	+ Positivo - Negativo Desconocido	> Aumentando '= Sin cambios < Disminuyendo	Crítico Importante Sin importancia Desconocido
<b>Político</b>					
Políticas impositivas	Subida de aranceles para importaciones	Alto	Positivo / Negativo	Sin cambios	Crítico
Subsidios	Subsidio a la electricidad	Medio	Positivo	Sin cambios	Importante
Grupos de presión nacionales	SRI, Ministerio de Salud	Alto	Desconocido	Sin cambios	Importante
Grupos de presión internacionales	Organización Internacional de Normalización	Medio	Desconocido	Sin cambios	Importante
Guerras y conflictos	Conflicto Interno Venezolano	Desconocido	Desconocido	Aumentando	Desconocido
Disposiciones gubernamentales	Priorizar la producción nacional	Alto	Positivo	Sin cambios	Importante
Liderazgo gubernamental	Tendencia Política Inestable	Bajo	Negativo	Aumentando	Importante
Relaciones/actitudes entre países	Relaciones de Importación con China	Bajo	Positivo	Sin cambios	Importante
Tendencias políticas	Desconocidas	Bajo	Negativo	Aumentando	Desconocido
<b>Economía</b>					
Situación económica actual	Crisis a causa del precio del petróleo	Alto	Negativo	Disminuyendo	Crítico
Inflación, tipo de cambio	Devaluación del peso colombiano	Bajo	Desconocido	Aumentando	Desconocido
Situación económica futura	Tendencia a la estabilización	Medio	Positivo	Aumentando	Crítico
Situación económica internacional	Crisis a causa del precio del petróleo	Alto	Negativo	Disminuyendo	Importante
Impuestos	Salida de divisas, herencia	Medio	Negativo	Sin cambios	Sin importancia
Ciclo economía mundial	Lenta recuperación países desarrollados	Medio	Negativo	Disminuyendo	Sin importancia
Factores específicos de la industria	Industria virgen en el país	Alto	Positivo	Disminuyendo	Importante
Tendencias en los canales de distribución	Mejora de eficiencia de los canales	Medio	Positivo	Aumentando	Importante
Tendencias en los clientes	Prefieren el producto de importación	Alto	Negativo	Disminuyendo	Importante
Ingreso disponible	Se estima ingreso de 100 USD por implante	Alto	Positivo	Aumentando	Crítico
Insumos	Costo del titanio estable	Alto	Positivo	Sin cambios	Crítico
Tasas de interés	Aumento tasas de interés	Medio	Negativo	Aumentando	Importante
Índice de confianza del consumidor	Bajando	Alto	Negativo	Aumentando	Crítico
Déficit gubernamental	Creciendo	Alto	Negativo	Aumentando	Importante
Nivel de endeudamiento gubernamental	Creciendo	Alto	Negativo	Aumentando	Importante
<b>Social</b>					
Actitudes y opiniones de los clientes	Confianza en el producto	Alto	Positivo	Aumentando	Crítico
Opinión de los medios	Confianza en el producto	Alto	Positivo	Aumentando	Crítico
<b>Tecnología</b>					
Desarrollo de tecnología competitiva	Manufactura aditiva de implantes	Medio	Negativo	Aumentando	Importante
Reemplazo de tecnología	Aún en proceso de investigación	Medio	Negativo	Aumentando	Crítico
Potencial de innovación	Medio	Alto	Desconocido	Aumentando	Importante
Acceso a tecnología	Solo mediante importación	Alto	Negativo	Disminuyendo	Importante
Tecnología de información y producción	En desarrollo de mejoras	Alto	Positivo	Aumentando	Importante
Internet	Publicidad, difusión y ventas	Alto	Positivo	Aumentando	Crítico

## **APÉNDICE D: INFORME DE MEDICIÓN DE RUGOSIDAD**

**METROLOGO MEDIDAS**

**EDWIN HERNÁN TAYUPANTA MENA**  
**SERVICIOS PROFESIONALES PARA EDUCACIÓN SUPERIOR**  
**RUC. 1708248628001**

**ASESORIAS Y SERVICIOS METROLÓGICOS DE MEDICIONES Y ACABADOS SUPERFICIALES**



**“MEDICIÓN DE LA RUGOSIDAD SUPERFICIAL  $R_a$  ( $\mu\text{m}$ ) EN PROBETAS DE TITANIO CON BAÑO ÁCIDO Y ANODIZADO”**

FECHA DE RECEPCIÓN: 2017 / SEPTIEMBRE / 26  
 FECHA DE ENTREGA: 2017 / SEPTIEMBRE / 29

<b>NOMBRE DEL SOLICITANTE:</b> SR. RAÚL NARANJO LÓPEZ
<b>INSTITUCIÓN / EMPRESA:</b> UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO <b>CARRERA:</b> ING. MECÁNICA
<b>CONDICIONES AMBIENTALES:</b> TEMPERATURA: 21.9° C - HUMEDAD RELATIVA: 51%

**1. EQUIPO E INSTRUMENTOS UTILIZADOS PARA LAS MEDICIONES DE RUGOSIDAD.**

**1.1 CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS RUGOSIMETRO DIGITAL. -**

EQUIPO	MARCA	SERIE	MODELO	CARACTERÍSTICAS
RUGOSIMETRO DIGITAL COMPATIBLE CON NORMAS ISO, DIN, ANSI Y JIS	TESTER SRT-6200	N628306	6200	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Pantalla: 10 mm LCD con retroiluminación azul</li> <li>✓ Longitud de corte (CUT OFF) 0.25mm /0.8 mm /2.5mm/0.08mm.</li> <li>✓ Parámetros: <math>R_a</math>, <math>R_t</math>.</li> <li>✓ Batería: Recargable de litio- ion incorporada 4X1.5AAA</li> <li>✓ Apagado: Manual y Automático</li> <li>✓ Unidades: <math>\mu\text{m}</math> / <math>\mu\text{in}</math> (seleccionable)</li> </ul>
REFERENCIA PATRÓN DE RUGOSIDAD	TESTER SRT-6200	N628307	S/R	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Patrón de vidrio 1.64 (<math>\mu\text{m}</math>)</li> </ul>
PALPADOR	TESTER SRT-6200	30441	S/R	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Radio del palpador : 10(<math>\mu\text{m}</math>)</li> <li>✓ Material del palpador : Diamante</li> <li>✓ Fuerza de medición del palpador: 4mN (0.4 gf.)</li> <li>✓ Angulo del palpador : 90°</li> <li>✓ Velocidad de palpación 0,135 mm/s con una longitud de onda límite: 0,25 mm</li> <li>✓ Velocidad de palpación 0,5 mm/s con una longitud de onda límite: 0,8 mm</li> <li>✓ Velocidad de palpación 1 mm/s con una longitud de onda límite: 2,5 mm</li> <li>✓ Velocidad de retroceso 1 mm/s</li> </ul>

**INSIZE**

Telf.: (593-02) 2091543 / Cel.: 0992718167 / Código postal: 171103 / Email: ehtayupanta@espe.edu.ec  
 Sangolquí – Ecuador

**METROLOGO MEDIDAS** **EDWIN HERNÁN TAYUPANTA MENA**  
**SERVICIOS PROFESIONALES PARA EDUCACIÓN SUPERIOR**  
**RUC. 1708248628001**

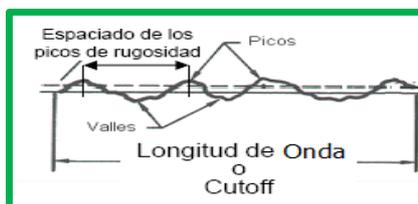
**ASESORIAS Y SERVICIOS METROLÓGICOS DE MEDICIONES Y ACABADOS SUPERFICIALES**

### 1.2 ESPECIFICACIONES TÉCNICAS. -

DESCRIPCIÓN	ESPECIFICACIÓN
RANGO Ra	0.0005 ~ 10 $\mu$ m / 1.000~ 400.0 $\mu$ in.
RESOLUCIÓN	0,001 $\mu$ m si la lectura de menos de 10 $\mu$ m 0,01 $\mu$ m si leyera más de 10 $\mu$ m pero menos de 100 $\mu$ m 0.1 $\mu$ m si leyera más de 100 $\mu$ m longitud
EXACTITUD	No más de $\pm$ 10%
FLUCTUACIÓN DEL VALOR INDICADO	No más de 6%
CONDICIONES AMBIENTALES	Rango de temperatura permitido 0. +50 °C Humedad relativa permitida < 80 % H.R

### 2.- PROCEDIMIENTO DE MEDICIÓN.-

- Antes de iniciar con las mediciones de rugosidad en las probetas de titanio, se verifica que el Rugosímetro este calibrado, este procedimiento se lo realiza con el patrón de vidrio del equipo que tiene una medida de referencia de 1.64 ( $\mu$ m) de Rugosidad Ra, con una precisión clase 2, según la norma DIN 4772 ( $> \pm 10$  %), se obtiene una medida de 1.64 ( $\mu$ m), el equipo de Rugosidad se encuentra calibrado. (Figuras N.1 y 2).
- Para la medición de rugosidad se gradúa el Rugosímetro Digital SRT - 6200 de acuerdo a la velocidad de desplazamiento o CUTOFF, debido a que las probetas de titanio anodizado, no son completamente rectas, tiene sus deformaciones se ha escogido la velocidad de palpación 0,135 mm/s con una longitud de onda límite: 0,25 mm.



Esquema N.- 1

- Se Codifican las probetas de titanio a medir con números o puntos de referencia.
- Se comprueba con un nivel de burbuja que la base se encuentre nivelada. (Anexos).
- Para la medición de la rugosidad se coloca las probetas de titanio a medir en un soporte de aluminio, en su base se coloca masilla para mantenerle fija. (Anexos).
- Una vez que se coloca las probetas de titanio en la base de aluminio se manipula con las perrillas del mecanismo de transformación de movimiento, longitudinal, transversal, alternativo y giratorio sin tener contacto con la muestra a medir.

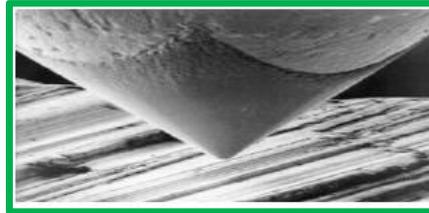
**INSIZE**

Telf.: (593-02) 2091543 / Cel.: 0992718167 / Código postal: 171103 / Email: ehtayupanta@espe.edu.ec  
 Sangolquí - Ecuador

**METROLOGO MEDIDAS** **EDWIN HERNÁN TAYUPANTA MENA**  
**SERVICIOS PROFESIONALES PARA EDUCACIÓN SUPERIOR**  
**RUC. 1708248628001**

**ASESORIAS Y SERVICIOS METROLÓGICOS DE MEDICIONES Y ACABADOS SUPERFICIALES**

- La punta de diamante del Rugosímetro digital se coloca en la parte superior de las probetas de titanio para medir la Rugosidad.



*Esquema N.- 2*

- El procedimiento de medida se lo realiza en un recorrido longitudinal por tres o cuatro ocasiones en la misma posición hasta que la medida del Rugosímetro Digital se estabilice, después se cambia de posición hasta medir siete veces en cada probeta de titanio.
- Se realiza un barrido o recorrido longitudinal en las probetas de titanio por siete veces, para obtener un mayor número de medidas para los cálculos estadísticos correspondientes.
- Este procedimiento de medida de Rugosidad se realiza en diferentes posiciones en las probetas de titanio anodizado, se realizaron 70 mediciones de Rugosidad. (Tablas N.1.).
- De igual manera se realizó siete mediciones en diferentes posiciones de cada una de las muestras de titanio con daño de ácido se ha realizado 35 mediciones de Rugosidad. (Tablas N.2).
- De igual manera se realizó siete mediciones en diferentes posiciones en las muestras del eje de titanio en la superficie exterior se ha realizado 7 mediciones de Rugosidad. (Tablas N.3).
- Seguidamente se realiza siete mediciones en diferentes posiciones en la probeta del eje de titanio refrentado se realizaron 7 mediciones de Rugosidad. (Tablas N.4).
- En total se han realizado 119 mediciones de Rugosidad a las probetas de titanio. (Tablas N.1, 2, 3, 4).
- Se realizan las tablas estadísticas de la sumatoria y los promedios de las medidas, se obtiene la diferencia de la medida entre el promedio de las probetas de titanio, por medio de fórmulas estadísticas se calcula la desviación estándar y los errores máximo y mínimo. (Tablas N.1, 2, 3,4).
- Con la cuantificación de los resultados de las medidas, se realizan las gráficas estadísticas de los promedios finales de las medidas obtenidas de las probetas de titanio. (Gráfico N.1, 2, 3, 4).

**INSIZE**

Telf.: (593-02) 2091543 / Cel.: 0992718167 / Código postal: 171103 / Email: ehtayupanta@espe.edu.ec  
 Sangolquí – Ecuador

METROLOGO MEDIDAS EDWIN HERNÁN TAYUPANTA MENA  
 SERVICIOS PROFESIONALES PARA EDUCACIÓN SUPERIOR  
 RUC. 1708248628001

ASESORIAS Y SERVICIOS METROLÓGICOS DE MEDICIONES Y ACABADOS SUPERFICIALES

### 3.- VERIFICACIÓN DEL RUGOSIMETRO CON EL PATRÓN. -



Figura N. 1. Verificación de la Rugosidad (Ra) con Patrón del Equipo

#### 3.1- LECTURA DIGITAL RUGOSIMETRO.-



Figura N. 2. Medida de Rugosidad (Ra) obtenida en la pantalla led del Rugosímetro

#### 3.2- MEDICIÓN RUGOSIDAD DE PROBETA DE TITANIO ANODIZADO. -



Figura N. 3. Medición de Rugosidad (Ra) en la Probetas número 2 de Titanio Anodizado.

**INSIZE**

Telf.: (593-02) 2091543 / Cel.: 0992718167 / Código postal: 171103 / Email: ehtayupanta@espe.edu.ec  
 Sangolquí – Ecuador

**METROLOGO MEDIDAS**  **EDWIN HERNÁN TAYUPANTA MENA**  
**SERVICIOS PROFESIONALES PARA EDUCACIÓN SUPERIOR**  
**RUC. 1708248628001**

**ASESORIAS Y SERVICIOS METROLÓGICOS DE MEDICIONES Y ACABADOS SUPERFICIALES**

**7.4.- TABLA DE RESULTADOS ESTADÍSTICOS**

NÚMERO DE MEDIDAS	MEDICIONES DE RUGOSIDAD SUPERFICIAL EN PROBETAS DE TITANIO ANODIZADO									
	NÚMERO DE PROBETAS DE TITANIO PARA MEDICIONES DE RUGOSIDAD (Ra) $\mu\text{m}$									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	1,05	0,44	0,66	0,67	0,71	0,59	1,05	0,69	0,86	0,52
2	1,13	0,51	0,68	0,92	0,85	0,91	0,83	0,71	0,97	0,57
3	0,86	0,49	0,64	0,74	0,60	0,53	0,71	0,89	0,92	0,79
4	1,11	0,63	0,65	0,50	0,70	0,57	1,24	0,89	1,12	0,58
5	0,87	0,73	0,61	0,77	0,96	0,64	1,07	0,92	0,80	1,06
6	0,90	0,83	0,65	1,01	0,93	0,51	1,13	0,76	1,08	0,48
7	0,99	0,77	0,68	0,90	0,90	0,79	1,03	0,98	0,63	0,80
<b>SUMATORIA (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	<b>6,91</b>	<b>4,4</b>	<b>4,57</b>	<b>5,51</b>	<b>5,65</b>	<b>4,54</b>	<b>7,06</b>	<b>5,84</b>	<b>6,38</b>	<b>4,8</b>
<b>PROMEDIO INDIVIDUAL (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	<b>0,987</b>	<b>0,629</b>	<b>0,653</b>	<b>0,787</b>	<b>0,807</b>	<b>0,649</b>	<b>1,009</b>	<b>0,834</b>	<b>0,911</b>	<b>0,686</b>
<b>SUMATORIA</b>	<b>7,951</b>									<b><math>\mu\text{m}</math></b>
<b>PROMEDIO FINAL</b>	<b>0,795</b>									<b><math>\mu\text{m}</math></b>
<b>DESV. ESTÁNDAR</b>	<b>0,194</b>									<b><math>\mu\text{m}</math></b>
<b>LÍMITE MÁXIMO</b>	<b>1,377</b>									<b><math>\mu\text{m}</math></b>
<b>LÍMITE MÍNIMO</b>	<b>0,213</b>									<b><math>\mu\text{m}</math></b>

TABLA N. 03

?

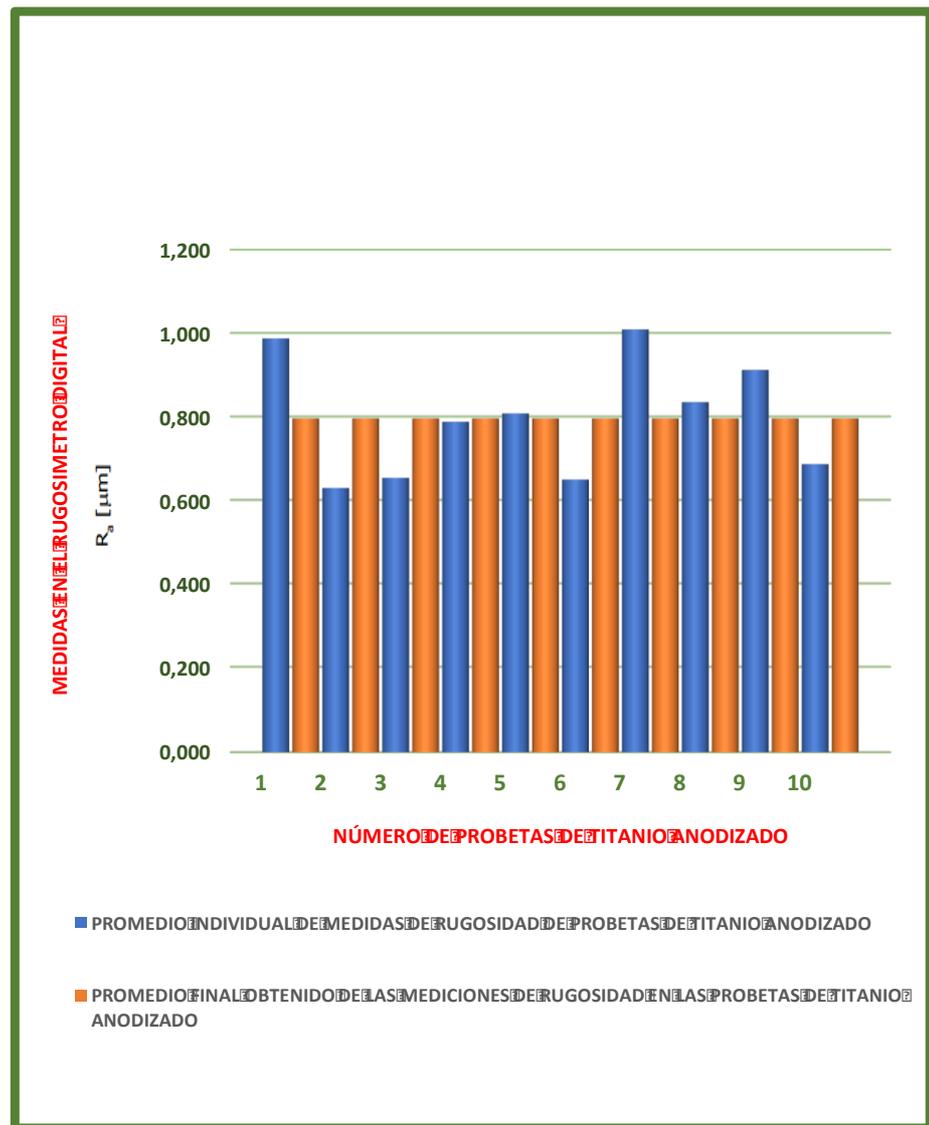


**METROLOGO MEDIDAS** **EDWIN HERNÁN TAYUPANTA MENA**  
**SERVICIOS PROFESIONALES PARA EDUCACIÓN SUPERIOR**  
**RUC. 1708248628001**

**ASESORIAS Y SERVICIOS METROLÓGICOS DE MEDICIONES Y ACABADOS SUPERFICIALES**

**4.1. GRÁFICO ESTADÍSTICO**

**PROMEDIO INDIVIDUALES OBTENIDOS DE LA MEDICIÓN DE RUGOSIDAD  $R_a$  EN PROBETAS DE TITANIO ANODIZADO**



**GRÁFICO N. 1**



**METROLOGO MEDIDAS**  **EDWIN HERNÁN TAYUPANTA MENA**  
**SERVICIOS PROFESIONALES PARA EDUCACIÓN SUPERIOR**  
**RUC. 1708248628001**

**ASESORIAS Y SERVICIOS METROLÓGICOS DE MEDICIONES Y ACABADOS SUPERFICIALES**

**25.- TABLA DE RESULTADOS ESTADÍSTICOS**

NÚMERO DE MEDIDAS	MEDICIONES DE RUGOSIDAD SUPERFICIAL EN PROBETAS DE TITANIO CON BAÑO ÁCIDO				
	NÚMERO DE PROBETAS DE TITANIO PARA MEDICIONES DE RUGOSIDAD (Ra) $\mu\text{m}$				
	1	2	3	4	5
1	1,58	1,33	0,92	1,67	1,34
2	1,23	1,50	1,26	1,53	1,21
3	1,24	1,36	1,21	1,40	1,59
4	1,60	1,41	1,51	1,50	1,48
5	1,72	1,61	0,95	1,63	0,96
6	1,31	1,13	1,22	1,71	0,93
7	1,06	1,50	1,25	1,59	0,90
<b>SUMATORIA (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	<b>9,74</b>	<b>9,84</b>	<b>8,32</b>	<b>11,03</b>	<b>8,41</b>
<b>PROMEDIO INDIVIDUAL (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	<b>1,391</b>	<b>1,406</b>	<b>1,189</b>	<b>1,576</b>	<b>1,201</b>
<b>SUMATORIA</b>	<b>6,763</b>			<b><math>\mu\text{m}</math></b>	
<b>PROMEDIO FINAL</b>	<b>1,353</b>			<b><math>\mu\text{m}</math></b>	
<b>DESV. ESTÁNDAR</b>	<b>0,243</b>			<b><math>\mu\text{m}</math></b>	
<b>LÍMITE MÁXIMO</b>	<b>2,081</b>			<b><math>\mu\text{m}</math></b>	
<b>LÍMITE MÍNIMO</b>	<b>0,624</b>			<b><math>\mu\text{m}</math></b>	

TABLA N. 25

**INSIZE**

**METROLOGO MEDIDAS** **EDWIN HERNÁN TAYUPANTA MENA**  
**SERVICIOS PROFESIONALES PARA EDUCACIÓN SUPERIOR**  
**RUC. 1708248628001**

**ASESORIAS Y SERVICIOS METROLÓGICOS DE MEDICIONES Y ACABADOS SUPERFICIALES**

5.1. GRÁFICO ESTADÍSTICO

PROMEDIO INDIVIDUALES OBTENIDOS DE LA MEDICIÓN DE RUGOSIDAD  $R_a$  EN PROBETAS DE TITANIO CON BAÑO ÁCIDO

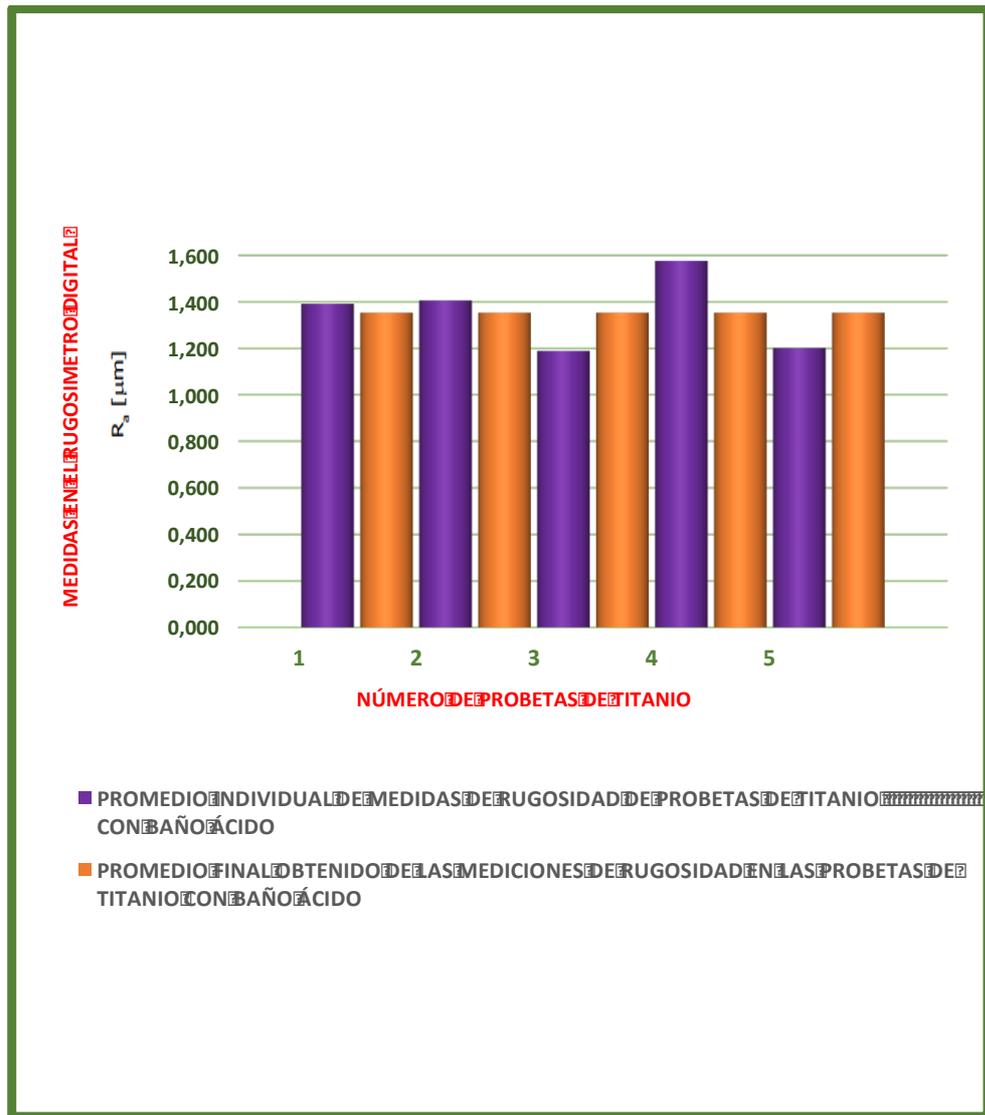


GRÁFICO N.2



**METROLOGO MEDIDAS**  **EDWIN HERNÁN TAYUPANTA MENA**  
**SERVICIOS PROFESIONALES PARA EDUCACIÓN SUPERIOR**  
**RUC. 1708248628001**

**ASESORIAS Y SERVICIOS METROLÓGICOS DE MEDICIONES Y ACABADOS SUPERFICIALES**

**6.- TABLA DE RESULTADOS ESTADÍSTICOS**

NÚMERO DE MEDIDAS	MEDICIONES DE RUGOSIDAD SUPERFICIAL EN JEJE DE TITANIO REFRENTADO	
	NÚMERO DE JEJES	
	1	
1	0,58	
2	0,51	
3	0,69	
4	0,84	
5	0,82	
6	0,83	
7	0,60	
SUMATORIA ( $\mu\text{m}$ )	4,87	$\mu\text{m}$
PROMEDIO INDIVIDUAL ( $\mu\text{m}$ )	0,696	$\mu\text{m}$
DESV. ESTÁNDAR	0,136	$\mu\text{m}$
LÍMITE MÁXIMO	1,104	$\mu\text{m}$
LÍMITE MÍNIMO	0,287	$\mu\text{m}$

TABLA N. 6

**INSIZE**

METROLOGO MEDIDAS EDWIN HERNÁN TAYUPANTA MENA  
SERVICIOS PROFESIONALES PARA EDUCACIÓN SUPERIOR  
RUC. 1708248628001

ASESORIAS Y SERVICIOS METROLÓGICOS DE MEDICIONES Y ACABADOS SUPERFICIALES

6.1. GRÁFICO ESTADÍSTICO

PROMEDIO INDIVIDUALES OBTENIDOS DE LA MEDICIÓN DE RUGOSIDAD  $R_a$  ( $\mu\text{m}$ ) EN SUPERFICIE REFRENTADO DE LEJE DE TITANIO

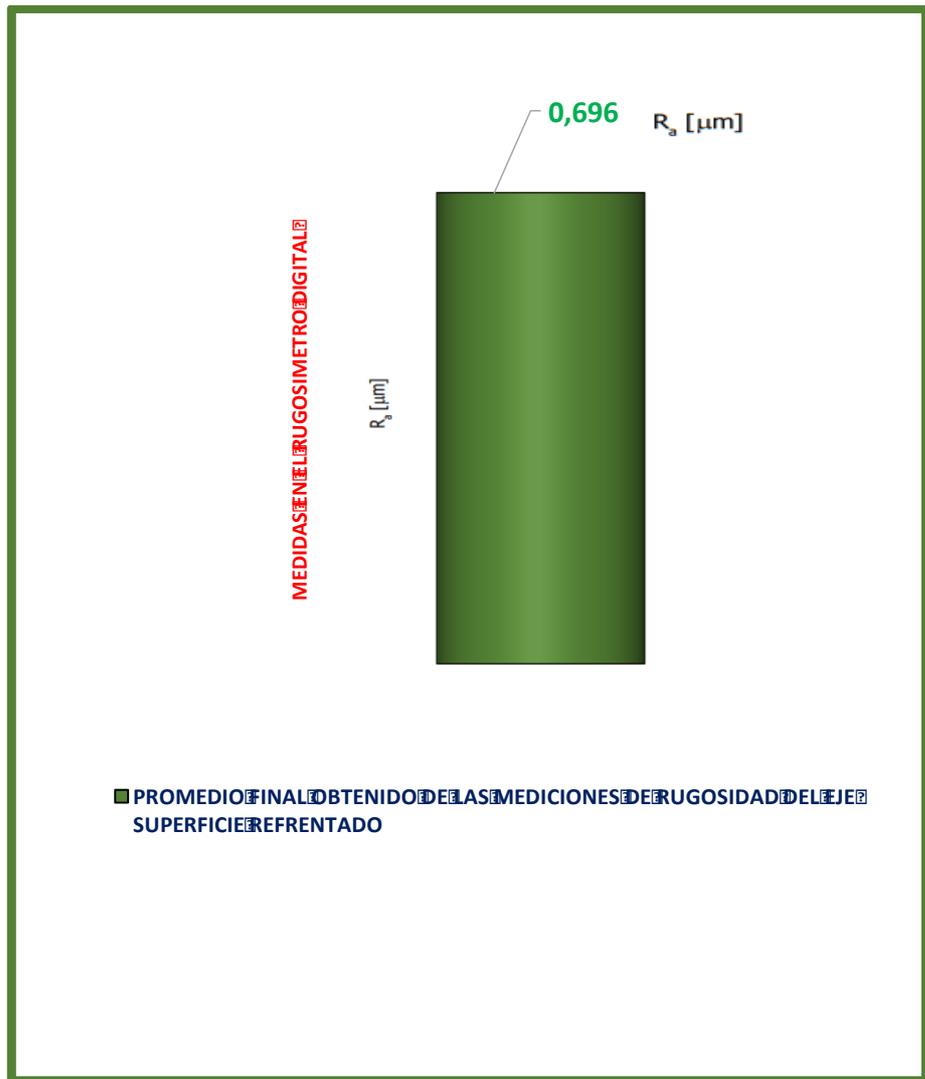


GRÁFICO N. 3

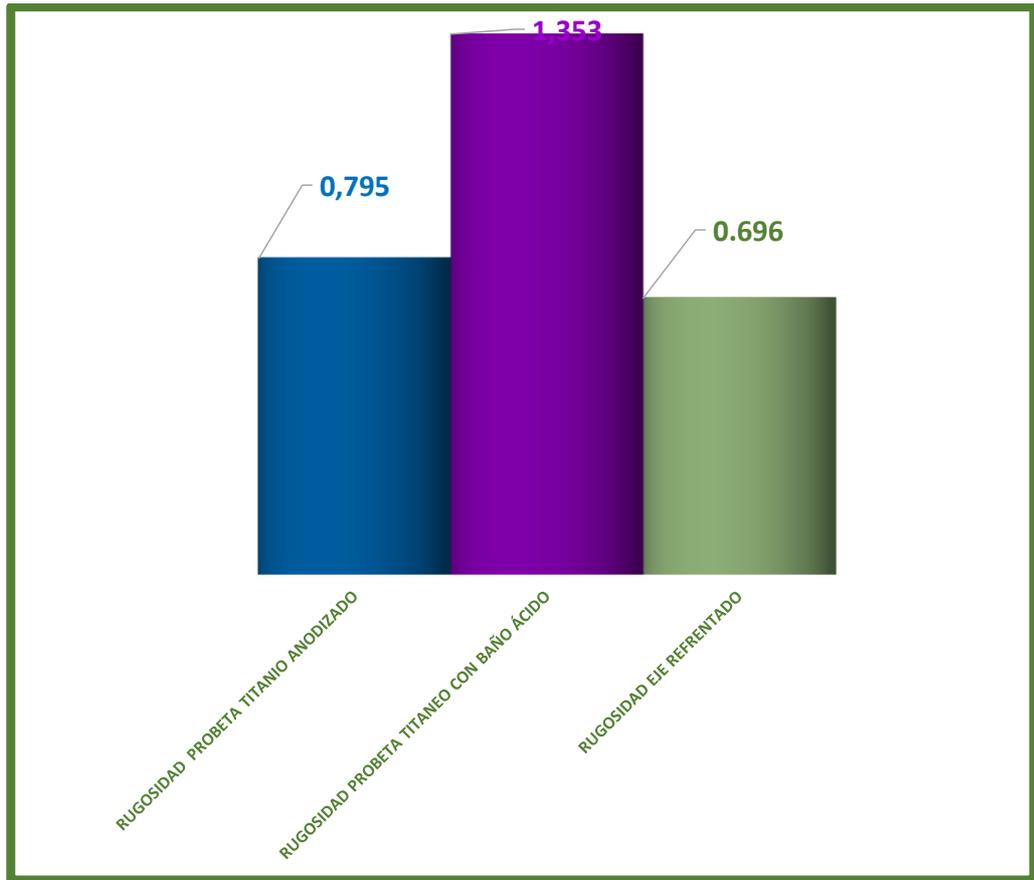


**METROLOGO MEDIDAS** **EDWIN HERNÁN TAYUPANTA MENA**  
**SERVICIOS PROFESIONALES PARA EDUCACIÓN SUPERIOR**  
**RUC. 1708248628001**

**ASESORIAS Y SERVICIOS METROLÓGICOS DE MEDICIONES Y ACABADOS SUPERFICIALES**

**6.2. GRÁFICO ESTADÍSTICO.**

**PROMEDIOS OBTENIDOS DE LA MEDICIÓN DE RUGOSIDAD  $R_a$  ( $\mu\text{m}$ ) EN PROBETAS DE TITANIO**



**GRÁFICO N. 4**

**8.- FIRMAS DE RESPONSABILIDAD.**

?

?

?

SR. RAÚL NARANJO LÓPEZ      EDWIN TAYUPANTA MENA  
 ESISTA      METRÓLOGO ACADÉMICO  
 C.I.: 1722229018      REG.1005-03-350432

