



UNIVERSIDAD
DE PIURA

FACULTAD DE INGENIERÍA

**Fundamentos y desarrollo de implantes dentales para
aliviar el edentulismo en poblaciones de extrema pobreza
de Perú**

Tesis para optar el Título de
Ingeniero Mecánico - Eléctrico

**Oscar Josemaría Otero García
Giancarlo Fernando Valverde Romero**

**Asesor(es):
Dr. Ing. Carlos Jahel Ojeda Díaz
Dr. Segundo Gerardo Castillo Córdova**

Piura, octubre de 2022

NOMBRE DEL TRABAJO

Tesis Osacr y Giancarlo vf.docx

RECuento DE PALABRAS

49244 Words

RECuento DE CARACTERES

272737 Characters

RECuento DE PÁGINAS

179 Pages

TAMAÑO DEL ARCHIVO

10.0MB

FECHA DE ENTREGA

Jun 3, 2022 5:54 PM GMT-5

FECHA DEL INFORME

Jun 3, 2022 6:47 PM GMT-5**● 15% de similitud general**

El total combinado de todas las coincidencias, incluidas las fuentes superpuestas, para cada base de datos

- 13% Base de datos de Internet
- 3% Base de datos de publicaciones
- Base de datos de Crossref
- Base de datos de contenido publicado de Crossref
- 9% Base de datos de trabajos entregados

Dedicatoria

El presente trabajo lo dedicamos principalmente a Dios por velar siempre por nosotros; a nuestros padres y hermanos por tanto apoyo incondicional, paciencia, dedicación y amor; y por último a todas las personas que nos han brindado apoyo.

Gracias por su tiempo.



Resumen

El edentulismo es un padecimiento, que hoy en día afecta a muchas personas tanto a nivel regional como nacional y es considerado como un problema de salud pública en donde una persona de alto o moderado poder adquisitivo tiene los recursos suficientes para tratarlo mediante el uso de uno o varios implantes dentales; sin embargo, esto no le es posible a quienes son poco privilegiados, es decir, aquellas personas cuyos recursos económicos son insuficientes, además quienes en su mayoría se concentran en las zonas rurales y urbano marginales de las grandes ciudades. Ante este impedimento económico y demográfico, los pacientes que padecen de edentulismo, tienden a recurrir a una prótesis dental, la cual es menos funcional y estética que un implante dental.

Este trabajo pretende investigar a fondo los fundamentos teóricos y prácticos relacionados con el edentulismo y los implantes dentales así también, cómo estos ayudan a una persona edéntula a realizar una vida más saludable a diferencia de las prótesis dentales. De igual modo, las consideraciones básicas que se deben seguir para realizar un correcto diseño de un implante dental. Así también, detallar los criterios que se deben seguir en caso se requiera modificar el implante para su optimización y fabricación según las especificaciones ASTM e ISO.

Los autores del presente trabajo plantean las bases, los fundamentos y criterios para el diseño y desarrollo de implantes dentales, a fin de recopilar la mayor cantidad de información acerca del edentulismo, los implantes dentales, las maneras de optimizar el diseño de un implante dental y las normas internacionales requeridas para su testeo y fabricación, a fin de que estos criterios sirvan de un antecedente que inspire a que en el futuro algún proyecto diseñe modelos de implantes dentales de acuerdo al nivel económico de la población, sin por ello sacrificar la calidad y funcionalidad de dichos implantes; poniendo énfasis en que este servicio esté al alcance de la población de extrema pobreza, ayudando a mejorar la salud oral , por ende, la calidad de vida de la población menos favorecida.



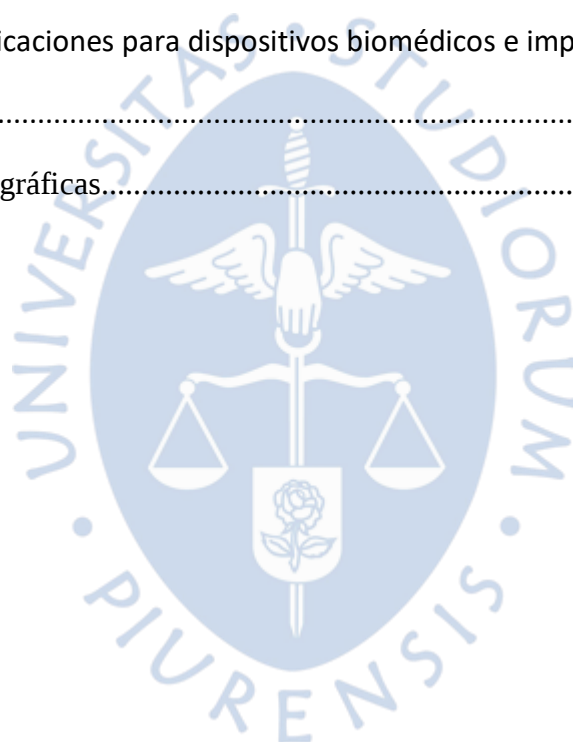
Tabla de contenido

Introducción.....	17
Capítulo 1 Estado del arte.....	19
1.1. Antecedentes del edentulismo.....	19
1.1.1. Antecedentes nacionales	19
1.1.2. Antecedentes internacionales	20
1.2. Antecedentes de implantes dentales	21
1.2.1. Antecedentes regionales	21
1.2.2. Antecedentes nacionales	23
1.2.3. Antecedentes internacionales	24
Capítulo 2 El edentulismo y la implantología dental	25
2.1. Fundamentos científicos del edentulismo	25
2.1.1. Edentulismo total.....	25
2.1.2. Edentulismo parcial	25
2.1.3. Clasificación de Kennedy	26
2.2. Causas	27
2.3. Consecuencias	30
2.3.1. Consecuencias fisiológicas	30
2.3.2. Consecuencias psicológicas	33
2.3.3. Consecuencias sociológicas	34
2.3.4. Consecuencias socioeconómicas	34
2.4. Edentulismo en el país.....	35
2.4.1. Proyectos de salud dental del MINSA.....	36
2.5. Tratamientos	37
2.5.1. Prótesis dentales.....	37

2.5.2.	Implantes dentales.....	38
2.5.3.	Principales diferencias entre Prótesis e Implantes Dentales.....	47
2.6.	Mecanobiología de los huesos	49
2.6.1.	Tejido óseo.....	49
2.6.2.	Estructuras óseas	53
2.6.3.	Huesos maxilares	55
2.6.4.	Mecanobiología de los maxilares	56
2.6.5.	Dientes	60
2.6.6.	Hueso alveolar	62
2.6.7.	Hueso basal.....	62
2.7.	Implantología dental	63
2.7.1.	Implantología dental moderna.....	63
2.7.2.	Tipos de implantología.....	63
2.7.3.	Fases del tratamiento de la implantología dental	64
2.7.4.	Mejoras en la implantología dental	64
2.7.5.	Implantología en el Perú.....	67
Capítulo 3 Consideraciones para el diseño de implantes dentales en base a imágenes médicas y por el método de elemento finitos.....		71
3.1.	Partes de un implante dental	71
3.1.1.	Implante.....	71
3.1.2.	Aditamentos.....	71
3.1.3.	Corona.....	76
3.2.	Diseño del implante dental	77
3.2.1.	Longitud del implante	77
3.2.2.	Forma de la rosca.....	79
3.2.3.	Paso de la rosca y número de hilos.....	81

3.2.4.	Profundidad y ancho de la rosca.....	82
3.2.5.	Ángulo de la hélice de la rosca.....	82
3.2.6.	Módulo crestal del implante.....	83
3.2.7.	Función autorroscante.....	84
3.3.	Imágenes médicas en implantología dental.....	85
3.3.1.	Radiografía.....	85
3.3.2.	Tomografía computarizada.....	87
3.3.3.	Importancia de las imágenes médicas en la implantología dental.....	93
3.4.	Estudio biomecánico del implante.....	94
3.4.1.	Cargas y fuerzas aplicadas al implante.....	94
3.4.2.	Esfuerzos y deformaciones aplicados al implante.....	97
3.4.3.	Comportamiento de la fuerza y mecanismos de fracaso.....	101
3.4.4.	Momento de inercia de un implante dental.....	106
Capítulo 4 Criterios para la modernización del diseño de implantes dentales.....		107
3.5.	Criterios para garantizar el éxito de un implante dental.....	107
3.5.1.	Estabilidad.....	107
3.5.2.	Limitación de micromovimientos.....	109
3.5.3.	Rugosidad y topografía del implante dental.....	110
3.5.4.	Torque de inserción.....	111
3.5.5.	Cargas oclusivas.....	112
3.5.6.	Humectabilidad.....	114
3.5.7.	Energía superficial.....	115
3.5.8.	Recubrimiento con materiales bioactivos.....	115
3.6.	Modernización de implantes dentales.....	116
3.6.1.	Evolución de los implantes dentales a lo largo de la historia.....	116
3.6.2.	Técnicas de modernización en implantes dentales.....	118

3.6.3. Implantes modernos	120
3.7. Criterios de simulación	128
3.7.1. Condiciones iniciales de simulación.....	129
3.7.2. Ensayo de resistencia.....	129
3.7.3. Ensayo de fatiga	130
3.8. Criterios de optimización.....	135
3.8.1. Optimización en el cuello del implante dental	135
3.8.2. Optimización en la rosca del implante dental	136
3.9. Especificaciones para dispositivos biomédicos e implantes dentales ...	137
Conclusiones	145
Referencias bibliográficas.....	163

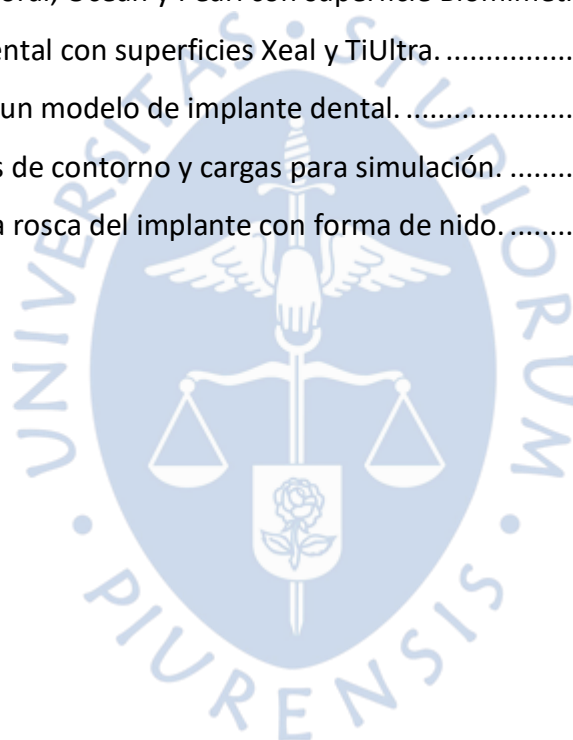


Lista de figuras

Figura 1. Encuesta a pacientes internos del CGGLM.	21
Figura 2. Investigadores a cargo de la investigación y desarrollo de implantes dentales.	22
Figura 3. Implantes sometidos a esfuerzos de tensión.	23
Figura 4. CAD de guías quirúrgicas para implantes dentales.	24
Figura 5. Evolución de la reabsorción ósea.	31
Figura 6. Ubicación de la articulación temporomandibular.	33
Figura 7. Gráfico de distribución de la población por sexo y edad.	36
Figura 8. Forma de implante subperióstico y colocación.	39
Figura 9. Implantes de raíz (cilíndrico, tornillo rectilíneo y tornillo cónico) a la izquierda e implantes de lámina a la derecha.	40
Figura 10. Implante zigomático.	41
Figura 11. Implantes All on 4 y All on 6.	47
Figura 12. Clasificación cantidad ósea oral.	52
Figura 13. Clasificación según su calidad ósea.	53
Figura 14. Hueso trabecular y hueso cortical.	54
Figura 15. Maxilar superior.	55
Figura 16. Mandíbula.	56
Figura 17. Partes de un diente.	61
Figura 18. Implante con diseño triangular (izquierda) frente a un diseño cilíndrico (derecha).	66
Figura 19. Implante cilíndrico (derecha) frente a implante cónico (izquierda).	67
Figura 20. Bioimpresora 3D.	69
Figura 21. Tornillo de cierre.	72
Figura 22. Pilar de cicatrización.	72
Figura 23. Pilar atornillado.	73
Figura 24. Pilar cementado.	73
Figura 25. Pilar con retenedor.	74

Figura 26. Pilares provisionales.	74
Figura 27. Cofia de transferencia.....	75
Figura 28. El análogo de un implante dental.	75
Figura 29. Aditamentos de un implante dental.....	76
Figura 30. Prótesis removible retenida por O'Ring.	77
Figura 31. Esfuerzo en el implante en función de su longitud.	79
Figura 32. Formas de roscas de implantes dentales.	79
Figura 33. Dirección de fuerzas en interfaz hueso-implante ante carga axial.	80
Figura 34. Ángulo de hélice en un implante dental.....	83
Figura 35. Conexión hexágono interno y externo en un implante dental.	84
Figura 36. Forma de implante autorroscante e implante poco autorroscante.....	84
Figura 37. Unidad radiológica intraoral.....	86
Figura 38. Radiografía panorámica.....	87
Figura 39. Ortopantomógrafo.....	87
Figura 40. Escala de Hounsfield.....	88
Figura 41. Referencias de dosis radiológicas.....	89
Figura 42. Tomógrafo axial computarizado.....	90
Figura 43. Planos en el estudio de la tomografía computarizada.....	90
Figura 44. Aparato de tomografía computarizada de haz cónico.	91
Figura 45. Comparación del haz de luz de un tomógrafo de haz cónico (derecha), frente a un tomógrafo convencional (izquierda).	91
Figura 46. Planos de las fuerzas en un implante dental.....	96
Figura 47. Zona elástica de curva Esfuerzo-Deformación relativa.	99
Figura 48. Comparación de curvas Esfuerzo-Deformación relativa.	100
Figura 49. Momentos de los ejes clínicos.....	102
Figura 50. Brazos clínicos y componentes de las cargas.	102
Figura 51. Fuerzas y momentos aplicados sobre un implante con extensión en voladizo.	103
Figura 52. Extensión A-P y longitud de voladizo óptima.	104
Figura 53. Fatiga en biomateriales de implantes dentales.....	105
Figura 54. Estabilidad de implantes dentales a lo largo del tiempo.....	108
Figura 55. Transductor Osstell Beacon y su forma de uso.	109

Figura 56. Diseño de implantes cilíndricos (primera fila), diseño tipo tornillo (segunda fila), diseño combinado (tercera fila).....	121
Figura 57. Comparación entre los implantes dentales roscados y cilíndricos.....	122
Figura 58. Comparación del contacto hueso-implante entre implantes cilíndricos y sistema de implantes de Branemark.	122
Figura 59. Diseños circulares y de placa de implantes sometidos a años de carga.	123
Figura 60. Implante Trabecular Metal.	124
Figura 61. Superficie SLA frente a SLAActive.	125
Figura 62. Implante de Sweden & Martina con cuello maquinado y cuerpo de ZirTi....	126
Figura 63. Implantes Coral, Ocean y Pearl con superficie Biomimetic.	127
Figura 64. Implante dental con superficies Xeal y TiUltra.	128
Figura 65. Mallado de un modelo de implante dental.	130
Figura 66. Condiciones de contorno y cargas para simulación.	132
Figura 67. Diseño de la rosca del implante con forma de nido.	136





Lista de tablas

Tabla 1. Clasificación Kennedy.	26
Tabla 2. Tabla de distribución de la población por época y edad.	36
Tabla 3. Composición química del Acero inoxidable austenítico 316LVM.	42
Tabla 4. Propiedades del Acero inoxidable austenítico 316LVM.	42
Tabla 5. Composición química y grados del Titanio CP.	43
Tabla 6. Propiedades del Titanio Comercialmente puro grado 4.	43
Tabla 7. Composición química del Ti6Al4V ELI.	44
Tabla 8. Propiedades del Ti6Al4V ELI.	44
Tabla 9. Composición química del Ti6Al7Nb (TAN).	44
Tabla 10. Propiedades del Ti6Al7Nb (TAN).	44
Tabla 11. Propiedades mecánicas del dióxido de zirconio.	45
Tabla 12. Comparación entre PEEK y distintos materiales.	46
Tabla 13. Implante dental frente a prótesis dental.	47
Tabla 14. Composición genérica de los huesos.	50
Tabla 15. Resistencias a la compresión del hueso cortical según dirección.	53
Tabla 16. Propiedades mecánicas del hueso cortical y trabecular.	54
Tabla 17. Niveles de carga según Wiskott.	57
Tabla 18. Rango de cargas.	59
Tabla 19. Tipo de cargas.	59
Tabla 20. Esfuerzo máximo en el implante en función de la longitud del implante.	78
Tabla 21. Valores Hounsfield para los tejidos.	88
Tabla 22. Recomendaciones la obtención de distintos tipos de imágenes médicas.	94
Tabla 23. Fuerza de masticación en distintas edades y tipos de dientes.	95
Tabla 24. Momento que generan las fuerzas de carga en la cresta del implante.	103
Tabla 25. Esquemas oclusales según rehabilitación oral.	114
Tabla 26. Normativa internacional ISO dentro de la implantología dental.	137
Tabla 27. Normativa internacional ASTM dentro de la implantología dental.	142



Introducción

El edentulismo es una condición que afecta la salud bucal, se identifica por la ausencia parcial de piezas dentales llamado edentulismo parcial o la ausencia total de piezas dentales denominado edentulismo total. Este estado de salud bucal es causado en su mayoría por caries dentales y enfermedades periodontales, en menor medida se pueden dar por fracturas dentales ocasionadas por traumatismos accidentales.

Un problema que está presente en gran parte de la población peruana es el edentulismo, esto hace que algo tan sencillo y común para las personas como sonreír llegue a ser causa de vergüenza y un impedimento para relacionarse con otras personas. Este padecimiento no solo trae problemas sociales y estéticos; sino también, problemas psicológicos, lingüísticos y funcionales.

El costo del tratamiento de implantes dentales en Perú muchas veces no es accesible para las personas de escasos recursos, sobre todo si viven en zonas rurales, generalmente esto se debe a que los implantes necesitan cumplir una serie de condiciones necesarias para garantizar la salud y satisfacción de la persona edéntula lo cual hace que su costo se eleve, además, estos son importados de países como Brasil, Argentina, Estados Unidos, Suiza, España y en mayor parte de Corea del Sur; lamentablemente, como en todo lugar, en el país muchas veces se pueden conseguir implantes dentales baratos, debido al contrabando proveniente de China, los mismos que poseen una pésima calidad además de no contar con un buen control o registro sanitario.

Esta investigación pretende presentar los fundamentos, criterios y recomendaciones para el diseño y desarrollo de implantes dentales, esto con el fin de orientar en la elección del tratamiento de implantes dentales, también los criterios para que su diseño y fabricación sean funcionales y estéticos mediante tecnologías CAD/CAM. Además, se busca evaluar que estos criterios y recomendaciones se tomen en cuenta como base para que un futuro se puedan diseñar modelos de implantes dentales acorde a las

necesidades de la población de extrema pobreza quienes se encuentran en su mayoría en zonas rurales.

El presente trabajo consta de cuatro capítulos. El primer capítulo refiere a los antecedentes regionales, nacionales e internacionales que se tienen acerca del edentulismo y los implantes dentales. El segundo capítulo presenta todo lo relacionado al edentulismo, sus causas y consecuencias, a cuántas personas afecta en el país y de qué manera es tratada por la población; este capítulo también contiene temas como la mecanobiología de los huesos y la implantología dental. El tercer capítulo describe las partes de un implante, además de las consideraciones para el diseño de todo un sistema de implantes y el estudio biomecánico correspondiente, de igual modo se explica el uso de las imágenes médicas como base para el diseño de los implantes. El cuarto capítulo desarrolla los criterios para la simulación, modernización y eficacia de los implantes, de igual modo se muestran las normas ISO y ASTM más recientes tomadas en cuenta para los tratamientos con implantes dentales. Finalmente se exponen las conclusiones y recomendaciones para que el trabajo sirva de base para estudios posteriores.



Capítulo 1

Estado del arte

El principal objetivo de este capítulo es presentar los antecedentes de investigación que se han realizado sobre el tema, para de esta forma tener las nociones básicas actuales y el valor teórico sobre las metodologías que se han implementado para trabajar temas como el edentulismo, los implantes dentales y el sistema de salud oral para poblaciones poco privilegiadas.

1.1. Antecedentes del edentulismo

1.1.1. Antecedentes nacionales

La tesis para obtener el grado de cirujano dentista con el título "Determinación de la asociación entre el edentulismo y la calidad de vida en la población adulta del distrito Celendín, provincia de Celendín, departamento de Cajamarca en 2010", presentada por Nadia Awuapara Flores, en donde se mencionan las causas por las que existe edentulismo en la población y cómo influye éste en la calidad de vida de estas personas, ya que, se ve afectado el bienestar mental, social y físico. Se evaluó una cantidad de 249 personas entre hombres y mujeres todos mayores de 30 años del distrito de Celendín para saber cómo se asociaba el edentulismo que sufrían y su calidad de vida, esto mediante una encuesta, la cual reflejó que los individuos mayores, es decir de una edad promedio de 60 años son los más afectados a diferencia de los individuos más jóvenes de una edad promedio 30 años en donde se puede resaltar el impacto psicológico que tiene el edentulismo en la persona, dado que esta siente una insatisfacción por su aspecto físico debido a que su estética facial se ha alterado, asimismo se llegó a la conclusión de que hay una tendencia entre cuánto afecta el edentulismo, ya sea total o parcial a nivel físico de la calidad de vida, al referirse al nivel de la calidad de vida de las personas se observa que un edentulismo parcial afecta menos a una persona que un edentulismo total y finalmente se concluye que una persona con dentición completa

tiene una mejor percepción de su bienestar tanto físico como mental a diferencia de una persona con edentulismo ya sea parcial o total (Awuapara Flores, 2010).

La tesis profesional con el título “Factores sociales relacionados al edentulismo en pacientes del servicio de odontología del centro de salud San Sebastián Cusco-2017” fue presentada por Mihoshy Briseth Aragón Álvarez para optar por el grado de cirujano dentista en la Universidad Andina del Cusco, esta tesis expone un gran estudio que muestra cómo se correlaciona el edentulismo con los factores sociales de los pacientes que asisten al centro de salud San Sebastián Cusco. Se determinó que los pacientes que acuden a consultorios particulares pierden menos dientes que los que asisten a un centro de salud, sin embargo, el 57.1% de las personas acuden a este último. También se comprobó que las personas que tienen una mayor instrucción académica pierden menos dientes. Respecto al edentulismo se observó que cerca del 70.1% de pacientes pierden de 1 a 5 dientes y 50.1% son edéntulos de ambos maxilares (Alvarez, 2019).

1.1.2. Antecedentes internacionales

La tesis de grado con el título “Edentulismo y su incidencia en el conjunto de estructuras esquelético-muscular de la cavidad oral”, presentada por Mabel Borja Pacheco, en donde se describe cuáles son las causas más comunes de pérdida de piezas dentales o edentulismo, cuáles son sus consecuencias de éstas, cómo prevenir las pérdidas y los tratamientos que se pueden optar ante la ausencia de dientes naturales. Además de lo anteriormente mencionado, también se señala cómo inciden las alteraciones esquelético-musculares de una persona edéntula en la cavidad oral, después de haber sido realizada la investigación gracias a la colaboración de pacientes del Centro Gerontológico Guillermina Loor de Moreno, como se muestra en la Figura 1, se llegó a la conclusión de que las caries con un 42%, seguido por la enfermedad periodontal con un 18% y factores extrínsecos con un 12% fueron las patologías más frecuentes que causan el edentulismo en la población. Además de ello también se comprobó que un 27% de los pacientes presentó cansancio y dolor en las mejillas después de comer, esto hace alusión a que estas personas se encuentran con los músculos alterados, es decir que sus músculos masticatorios han sufrido trastornos, provocando una alteración en la digestión de los alimentos y en su correcta nutrición. Esta investigación también logró comprobar que existe una pérdida de reborde alveolar tanto superior como inferior en donde se muestran cifras de 47% y 20% respectivamente trayendo como consecuencia cambios en la morfología del rostro debido a la pérdida de la altura facial (Borja Pacheco, 2012).



Figura 1. Encuesta a pacientes internos del CGGLM.
Fuente: (Borja Pacheco, 2012).

1.2. Antecedentes de implantes dentales

1.2.1. Antecedentes regionales

La investigación en colaboración de la facultad de ingeniería y el área departamental de ciencias biomédicas de la Universidad de Piura con el título “Tecnología de implantes odontológicos”, se menciona una propuesta de diseño y fabricación de prototipos alternativos de implantes dentales, con esto se pretende solucionar problemas reales gracias al desarrollo de un diseño biomecánico simplificado el cual tiene mejoras que hacen que el proceso de oseointegración se lleve de manera óptima, todo esto gracias a las herramientas de ingeniería asistida por computadora (CAD/CAE), además se señala en la investigación el uso de un algoritmo de remodelación ósea para estudiar el comportamiento mecanobiológico de hueso como tejido vivo, esto permitirá incluir factores externos en el proceso de fijación del implante. En la Figura 2 se muestra a los integrantes a cargo de la investigación, estos son los ingenieros Miguel Castro y Carlos Ojeda, además de los médicos Gerardo Castillo y Javier Carlín (Guzmán Boza, 2016).



Figura 2. Investigadores a cargo de la investigación y desarrollo de implantes dentales.

Fuente: (Guzmán Boza, 2016).

La tesis profesional con el título “Estudio sobre el diseño mecánico personalizado de implantes dentales con tecnología CAD/CAE”, para obtener el grado de Ingeniero Mecánico Eléctrico de la Universidad de Piura, fue presentada por Gianfranco Sotomayor Ugarte-Quiroz; muestra el progreso de las investigaciones en el uso de implantes dentales el cual concluye que el titanio es el elemento biocompatible perfecto para estos dispositivos, aunque también se resalta la utilidad del zirconio que aún sigue siendo estudiado. Las reconstrucciones maxilares fueron llevadas a cabo gracias al uso del software Mimics, así también la la modelación de los implantes se realizó mediante el uso del Software SolidWorks. En la Figura 3 se muestran 4 implantes de prueba, resultando el tercero como el que mayores esfuerzos de tensión podía soportar (Sotomayor, 2016).

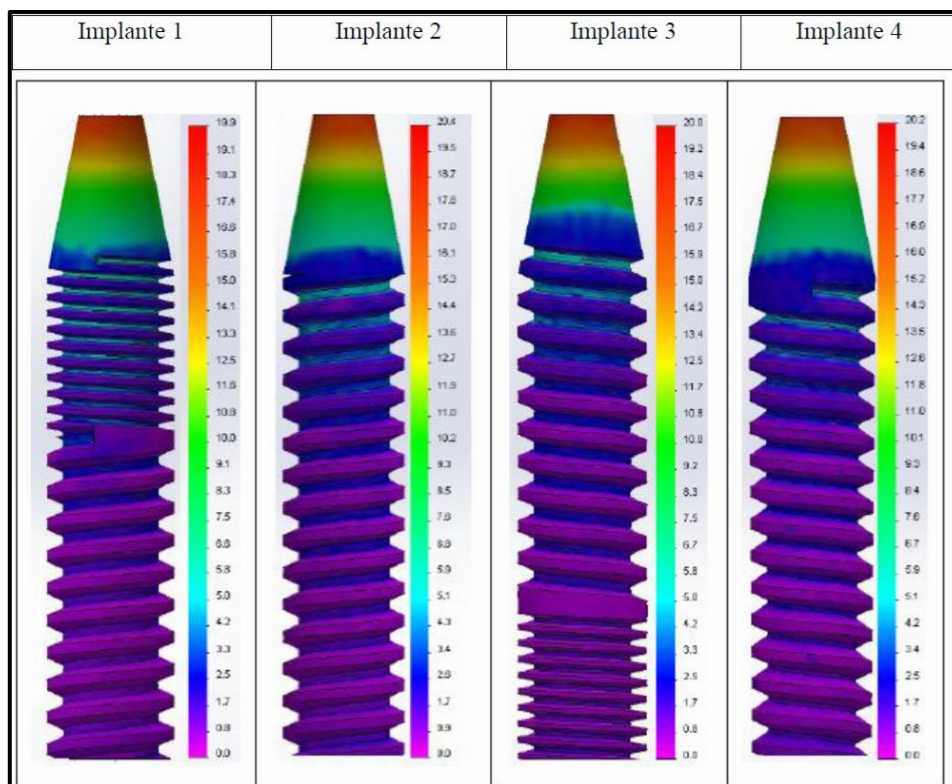


Figura 3. Implantes sometidos a esfuerzos de tensión.

Fuente: (Sotomayor, 2016).

1.2.2. Antecedentes nacionales

El trabajo académico para optar el título de profesional especialista en periodoncia e implantología con el título “Factores de riesgo en el fracaso de implantes dentales” revisa los factores que hacen que la incidencia de fracaso aumente al momento del tratamiento de implantes dentales, esto claramente depende de cuan exitosa se logra la oseointegración al momento en que cicatriza la herida posterior a la intervención quirúrgica. Después de haber sido realizado el estudio se concluyó que no existe una sola condición que pueda afectar el implante dental, es decir que existen múltiples condiciones y por ello es necesario contar tanto con la historia medica del paciente, así como investigar la relación que existe entre las condiciones que se pueden observar y su relación con el tratamiento que se pretende utilizar para así evitar un rechazo del implante. Además de lo mencionado anteriormente, se verificó que pacientes con enfermedades crónicas como diabetes o periodontitis necesitan un cuidado especial, ya que el éxito de un buen implante dental se debe en mayor parte a las medidas que se toman para su tratamiento, así mismo tener malos hábitos como fumar aumenta la probabilidad que existan complicaciones y fracaso en el tratamiento de implantes dentales, además de que el tiempo de recuperación o cicatrización en estos pacientes es mucho más prolongado que en pacientes que tienen un cuidado especial con su tratamiento (Coronado López, 2018).

1.2.3. Antecedentes internacionales

Un artículo de la revista científica francesa *International Journal on Interactive Design and Manufacturing*, lleva el título de “Interactive design of dental implant placements through CAD-CAM technologies: from 3D imaging to additive manufacturing”, consistió en el diseño y fabricación de guías quirúrgicas para implantes dentales como se puede observar en la Figura 4, esto con la ayuda de tecnología CAD/CAM. Esta tecnología fue estructurada en 3 partes, primero se modela en 3D los tejidos, se hacen reconstrucciones y visualizaciones en 2D y 3D de la zona bucal con la ayuda de un escáner óptico y de tomografías; después se planifica la manera en que se realizará la cirugía para poder modelar la guía quirúrgica; finalmente se fabrica la guía quirúrgica con una resina biocompatible. Este trabajo muestra cómo se puede minimizar el error con el uso de la tecnología CAD/CAM, evitando así percepciones visuales erróneas que suelen perjudicar el modelado (Barone, 2014).

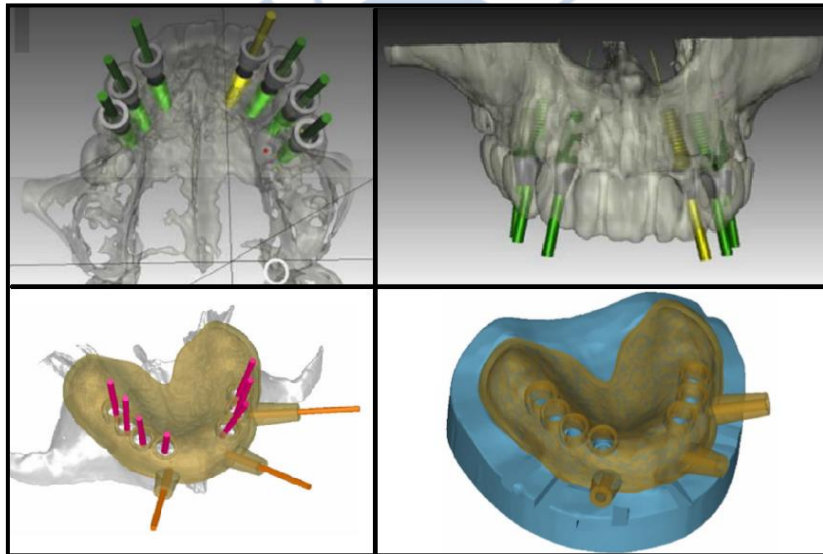


Figura 4. CAD de guías quirúrgicas para implantes dentales.

Fuente: (Barone, 2014).

Capítulo 2

El edentulismo y la implantología dental

El edentulismo es un padecimiento bucal que tiene como característica la ausencia total o parcial de piezas dentales. La OMS considera al edentulismo como un estado de invalidez para la persona que la padece, ya que esta afecta de manera negativa al sistema masticatorio, quien es el encargado de las funciones orgánicas importantes como es la masticación y la deglución, además de la fonación mediante la cual podemos emitir sonidos que nos permiten comunicarnos (World Health Organization, 1997).

2.1. Fundamentos científicos del edentulismo

2.1.1. Edentulismo total

Edentulismo total es la pérdida o ausencia de todas las piezas dentales, generalmente representa una condición o fase final del edentulismo parcial el cual se ha ido degenerando progresivamente, afectando la salud, la estética y la autoestima de las personas en general, además que padecer de edentulismo no es exclusiva de personas de avanzada edad como los adultos mayores; sino que la pueden padecer personas más jóvenes, como es el caso de los niños.

2.1.2. Edentulismo parcial

Edentulismo parcial es la pérdida de una o más piezas dentales, estos detrimentos muchas veces se producen por varios factores, entre estos tenemos: las caries dentales, las enfermedades periodontales, traumatismos, etc. Esta condición no se relaciona con una edad en particular, como es el caso de las caries dentales presentadas en una edad temprana y las enfermedades periodontales que se presentan en adultos y es independiente, ya que se puede presentar tanto en el maxilar superior como en el inferior llamada también mandíbula.

Las consecuencias del edentulismo parcial, tanto funcionales como estéticas, son más evidentes conforme progresa la enfermedad que lo causa, hasta el punto de llegar a perder todas las piezas dentales. Existe una forma de clasificar los distintos tipos de

arcos o arcadas parcialmente desdentados, esta es llamada “Clasificación de Kennedy” y es mayormente aceptada por su sencillez (Becerra Pintado, 2017).

2.1.3. Clasificación de Kennedy

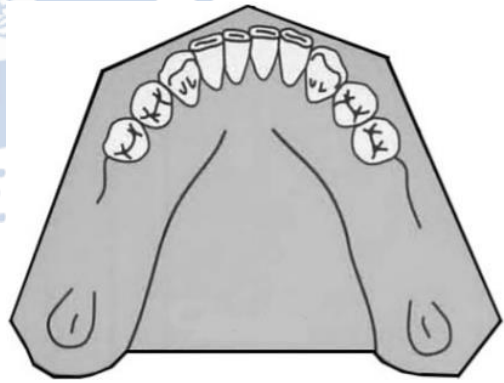
La clasificación de Kennedy fue expuesta por el Dr. Edward Kennedy en el año 1925 y busca agrupar o clasificar los arcos parcialmente desdentados, de esta manera el doctor establece unos principios que facilitan el estudio de cada caso de edentulismo parcial.

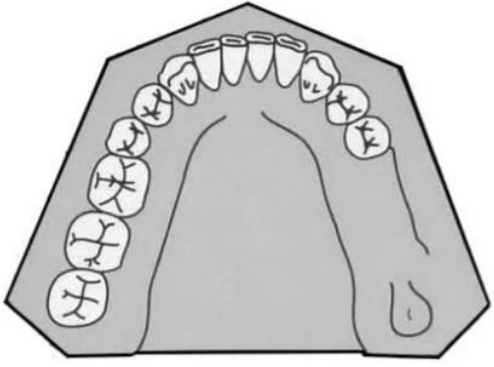
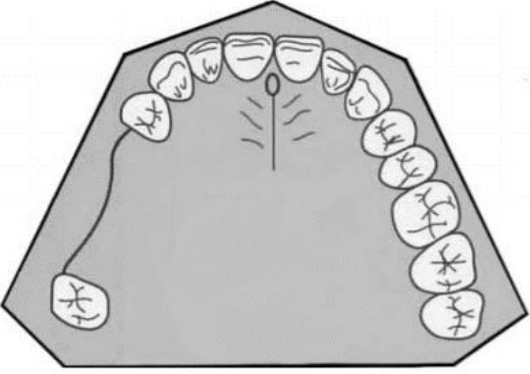
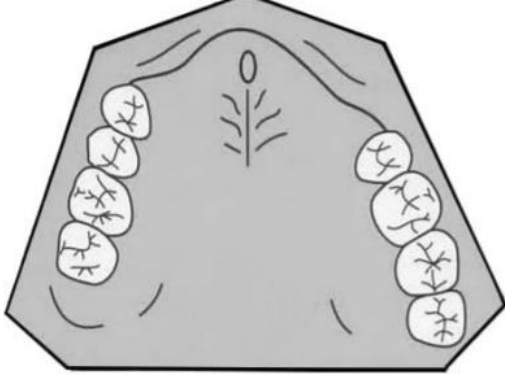
Para hacer una correcta clasificación de un arco o arcada parcialmente desdentada se deben seguir y satisfacer algunos requisitos fundamentales.

- Debe permitir la representación visual inmediata del tipo de arcada que se considere.
- Debe permitir la diferenciación inmediata entre las dentaduras parciales dentosoportadas y las dentomucosoportadas.
- Debe ser universalmente aceptada.

El Dr. Kennedy realizó una división de las arcadas en cuatro clases básicas, las cuales se presentan en la Tabla 1.

Tabla 1. Clasificación Kennedy.

Clase I	
Área edéntula bilateral posterior	
En esta clase se muestra áreas edéntulas a ambos lados del maxilar y en la parte frontal mantiene sus dientes remanentes. Según el espacio que queda libre se puede modificar la clase I hasta en 4 tipos adicionales.	
Clase II	
Área edéntula unilateral posterior	

En esta clase se presenta un área edéntula posterior unilateral, en donde se puede dar el caso de que falten algunos o todos los premolares y molares.	
Clase III Área edéntula unilateral posterior con dientes naturales que se mantienen detrás o delante de esta área	
En esta clase los espacios o área edéntula se encuentra limitada a nivel mesial y distal, es decir el área edéntula se encuentra entre un diente pilar y los dientes remanentes.	
Clase IV Área edéntula única bilateral, atravesando la línea media, anterior a los dientes naturales que se mantienen	
En esta clase el área edéntula está ubicada en la parte anterior de la boca, ya sea faltando los 4 incisivos o los 6 dientes anteriores (incisivos y caninos). Esta clase no presenta modificaciones ya que si se presenta otra área edéntula se repetirían los casos anteriores.	

Fuente: (Coronel Zubiante, 2020; Alan B. et al, 2006)

2.2. Causas

Las causas del edentulismo son diversas, esto debido a que se presentan varios factores que ocasionan enfermedades en la cavidad bucal, estas enfermedades conllevan a que finalmente se pierdan piezas dentales, elevando la tasa de edentulismo.

Las enfermedades en la zona bucal pueden ser desde caries dentales afectando principalmente a niños, hasta enfermedades periodontales afectando principalmente a adultos.

Tanto las caries dentales como las enfermedades periodontales son las principales causas de edentulismo, sin embargo, existen otras causas como una deficiente higiene bucal, diversos traumatismos que suelen ocurrir de manera accidental, tratamientos deficientes de restauración oral, problemas con el bruxismo, las enfermedades sistémicas, la drogodependencia y la farmacoterapia dental.

- **Caries dentales:** La carie dental es una enfermedad de carácter multifactorial y biológica que suele aparecer en niños y adultos jóvenes, esta enfermedad es una de las causas más comunes de la pérdida de dientes debido a que ataca de manera progresiva, teniendo como fin desmineralizar la superficie dental, creando orificios los cuales son llamados caries, destruyendo poco a poco la pulpa de los dientes y terminando así con la pérdida del diente. Existen estudios realizados por la Organización Mundial de la Salud en 2005 y por la Federación Dental Internacional en 2010, en donde se evalúa la prevalencia de las caries, obteniendo como resultado entre un 60 y 90% en escolares, y cerca de un 100% en adultos y afectando al 44% de la población respectivamente. En Perú el Ministerio de Salud el 2005 reportó prevalencia de un 90% de caries en escolares (Morales Miranda & Gómez Gonzáles, 2019).
- **Enfermedades periodontales:** Las enfermedades periodontales son infecciones crónicas que afectan tanto a las encías, a la estructura que da soporte a los dientes o ligamento periodontal y al hueso alveolar, esta enfermedad se caracteriza por una acumulación de bacterias en un diente y se va propagando hacia los dientes adyacentes, estas bacterias producen una toxina que irrita las encías, desprendiéndose estas de los dientes y generándose bolsas periodontales que penetran cada vez más hasta llegar al hueso que le da soporte al diente, en donde la bacteria terminará por destruirlo y el diente caerá o necesitará su extracción (Sotomayor, 2016).
- **Deficiente higiene bucal:** La deficiente higiene bucal ayuda a la proliferación de bacterias en la cavidad bucal, en donde los factores como la forma incorrecta de cepillar los dientes o de usar hilo dental de manera frecuente, son determinantes al momento del desarrollo de enfermedades periodontales y caries, aumentando el riesgo de perder uno o varios dientes. En Latinoamérica existe una gran deficiencia en la salud oral, entre los principales motivos que se tienen es la falta de criterio al momento de decidir visitar un dentista ocasionando que tengan una higiene bucal deficiente y como consecuencia la aparición de enfermedades crónicas mal controladas (Quispe Medina, 2018).

- **Traumatismos:** Los traumatismos dentales son lesiones debido a un accidente o a una acción violenta, que ocurren en los dientes, ocasionando la fractura o pérdida de uno o varios dientes, produciendo un trauma de los tejidos blandos. Esto suele ocurrir en personas que practican deporte, quienes se encuentran en riesgo constante de sufrir algún accidente en la cara, por ende, perdiendo algún diente. Después de las caries, los traumatismos dentales son la principal causa de atención de salud bucal, representando uno de los problemas de salud pública más serios en niños y adolescentes, en donde la causa más común de pérdidas dentales por traumatismos es por caídas con un porcentaje de entre 26% a 82%, en segundo lugar, se encuentran las lesiones deportivas por practicar ciclismo y en último lugar con un 25% las agresiones deportivas (Acevedo et al, 2006).
- **Tratamientos deficientes de restauración oral:** Los tratamientos de rehabilitación oral sirven para devolver la funcionalidad y estética a los pacientes que tengan enfermedades dentales; aun así, estos tratamientos no siempre son realizados correctamente por los especialistas o a veces los pacientes no siguen las recomendaciones para que el procedimiento sea exitoso. Estos tratamientos están relacionados con algunas especialidades de la odontología, las cuales son la endodoncia, la ortodoncia, la periodoncia y la implantología. Como ejemplo de una endodoncia mal hecha, se puede dar el caso de que el tratamiento provoque la fractura del diente de forma vertical, esto conlleva a que se tenga que extraer el diente (Silvestre Rangil, 2020).
- **Bruxismo:** Es un trastorno que consiste en apretar o rechinar los dientes, esto sucede casi siempre durante el sueño y muchas veces es un movimiento involuntario. La frecuencia e intensidad de este mal hábito puede causar que los dientes se desgasten, aflojen e incluso que se lleguen a fracturar y romper (Frugone Zambra & Rodriguez, 2003).
- **Enfermedades sistémicas:** Entre estas enfermedades se tiene la diabetes, artritis reumatoide, enfermedades cardiovasculares, enfermedad renal crónica, neumonía, obesidad, cáncer, etc. Todos estos males tienen una estrecha relación con las enfermedades periodontales las cuales pueden provocar pérdidas dentarias (Anguiano Flores & Zerón, 2015).
- **Drogodependencia:** El abuso de drogas, sean lícitas o no, provoca que se proliferen las caries y las enfermedades periodontales en las personas, por lo tanto, esto deriva a la pérdida de dientes. Drogas como la cocaína, metanfetamina y opiáceos generan bruxismo en sus usuarios; además la administración oral de cocaína provoca lesiones en las encías, llegando incluso a infectarlas. Adicciones como el tabaquismo causa que el tejido bucal sea más propenso a infecciones, también influye en la aparición de caries debido a que expone las raíces dentales (Chaparro et al, 2018)

- **Farmacoterapia:** Son muchos los fármacos que poseen efectos secundarios que afectan la salud oral de las personas. Por más que sean medicamentos recetados, el manejo de estos debe ser prudente, medicamentos como los antidepresivos y esteroides pueden generar pérdidas de tejido óseo, aumentando así el riesgo de pérdida de dientes. Además, hay fármacos que causan xerostomía, la cual incrementa el peligro de sufrir de enfermedades periodontales y caries, estos medicamentos suelen ser los inhaladores para el asma, anticonvulsivos y descongestivos (DENTAID, 2016).

2.3. Consecuencias

Padecer de edentulismo trae consigo consecuencias y alteraciones en la cavidad oral, esto afecta el sistema estomatognático de tal manera que la masticación se ve afectada, comprometiendo al sistema nutricional de la persona y por ende perjudicando su salud y calidad de vida.

Este estado de salud no solo afecta a la persona a nivel fisiológico, sino que tiene consecuencias psicológicas, provocando la disminución de la confianza en la persona y que sienta complejo de inferioridad frente a otras personas, esto a su vez genera cambios en su entorno social, laboral y afectivo, afectando el nivel sociológico de esta persona edéntula.

En resumen, la falta de dientes o edentulismo parcial o total, es una situación importante a considerar, puesto que modifica la condición física de una persona, cambiando su estado de ánimo y por consiguiente perjudicando su salud.

2.3.1. Consecuencias fisiológicas

El edentulismo parcial y en mayor medida el edentulismo total afecta de manera estética y funcional la cavidad oral de las personas. Esta condición bucal modifica la estructura mandibular de manera progresiva e irreversible, además genera problemas en la masticación teniendo como consecuencias negativas una mala nutrición.

2.3.1.1. Consecuencias estéticas

Las consecuencias estéticas que presenta una persona edéntula son mucho más visibles cuando esta padece de edentulismo total, produciéndose el síndrome combinado de Kelly, el cual manifiesta que la ausencia de dientes naturales compromete de manera negativa al maxilar superior ya que se da una reabsorción ósea acelerada, de esta manera la mandíbula al querer reposicionarse para formar una correcta oclusión respecto al maxilar superior rota de manera antihoraria como se puede apreciar en la Figura 5.

Este síndrome genera una disminución del ángulo labiomentoniano y a su vez se reduce la dimensión vertical, todo esto provoca en la cara de la persona una apariencia prognática o envejecida.



Figura 5. Evolución de la reabsorción ósea.

Fuente: (Rojas et al, 2017).

2.3.1.2. Consecuencias en huesos

Padecer de edentulismo tiene varias consecuencias negativas para la persona, principalmente afecta al hueso alveolar cambiando su forma, esto debido a que al no presentar dientes el hueso no se ve estimulado por ninguna fuerza, ya que la raíz del diente es la encargada de transmitir las fuerzas hacia el hueso alveolar y al no existir raíz no hay manera de transmitir dicho esfuerzo. Como consecuencia a este problema tenemos que las encías disminuyen, el hueso alveolar se reabsorbe perdiéndose de manera irreversible, y el problema continúa hacia el hueso base de la mandíbula, este mismo, al igual que el hueso alveolar, comienza su proceso de reabsorción ósea.

Otro efecto que se presenta debido a que no existe estimulación en el hueso alveolar es la disminución de las trabéculas y de la densidad ósea en la zona afectada, presentándose también una disminución de la anchura del hueso alveolar, el cual disminuye en promedio un 25% durante el primer año de pérdida dentaria (Huamanciza Torres, 2017).

Una prótesis dentaria removible no es una alternativa de solución a este problema debido a que no mitiga los efectos de la reabsorción ósea, sino que los acelera, esto debido a que las fuerzas masticatorias no se transfieren a todo el hueso, sino que se distribuyen sobre la superficie ósea.

2.3.1.3. Consecuencias en tejidos blandos

El diente se compone principalmente de tejidos duros y tejidos blandos, el edentulismo afecta a ambos, sin embargo, al atacar a tejidos blandos como la pulpa

dental hace que se pierda la vitalidad del diente, causando la inminente pérdida de este mismo si no se trata a tiempo.

Además, el uso de prótesis removibles presenta problemas en las encías ya que estas disminuyen de manera gradual y son susceptibles a abrasiones con consecuencias dolorosas para el paciente que las usa. Otro aspecto que se debe tomar en cuenta es que el tamaño de la lengua aumenta en pacientes con rebordes desdentados, ya que se le otorga un papel más activo en la masticación como consecuencia perjudica la estabilidad de la prótesis dental, causando incomodidad y puntos dolorosos (Huamanciza Torres, 2017).

2.3.1.4. Consecuencias en la nutrición

En los pacientes edéntulos un potencial problema es la masticación, esto debido a que la misma condición hace que las personas no puedan realizar sus funciones alimenticias con normalidad, modificando su dieta consumiendo alimentos suaves o líquidos, ocasionando alteraciones negativas en la digestión y en la nutrición de la persona.

El rendimiento masticatorio en personas edéntulas va en relación con el número de dientes que la persona ha perdido, así una persona con edentulismo parcial tiene mayor respuesta en su capacidad de masticar en comparación a una persona que padece de edentulismo total (Maldonado Péres, 2020).

2.3.1.5. Consecuencias lingüísticas

Los dientes tienen un rol muy importante en la fonética, los dientes permiten pronunciar los fonemas labiodentales, interdentes y dentales, el fonema labiodental se realiza por el contacto del labio con los dientes, los otros dos tipos de fonemas se forman juntando la lengua detrás y entre los dientes superiores (Estudi Dental Barcelona, 2017).

Las personas edéntulas se ven muy afectadas en su forma hablar y pronunciar palabras, incluso personas que cuentan con prótesis removibles sienten incomodidad para articular palabras, este problema de fonética es mucho más evidente para los que padecen de edentulismo total.

2.3.1.6. Consecuencias musculares

Cuando la dimensión vertical se ve alterada a causa del edentulismo, también se ve afectada la articulación temporomandibular (ATM), esta articulación permite que la mandíbula realice los movimientos de bisagra y deslizamiento. Los trastornos en la ATM hacen que las personas edéntulas hagan chasquidos con la mandíbula, esto poco a poco les causa rigidez muscular. Esta rigidez genera grandes dolores musculares al masticar,

en la fonación y hasta incluso se tiene una sensibilidad al mínimo tacto (Noblecilla Gutiérrez, 2017).

En la Figura 6 se aprecia como la ATM une la mandíbula con los huesos del cráneo, por esta razón, las personas edéntulas que presentan trastornos en la ATM pueden llegar a experimentar fuertes dolores de cabeza y mareos por la proximidad que tiene la articulación con el oído.

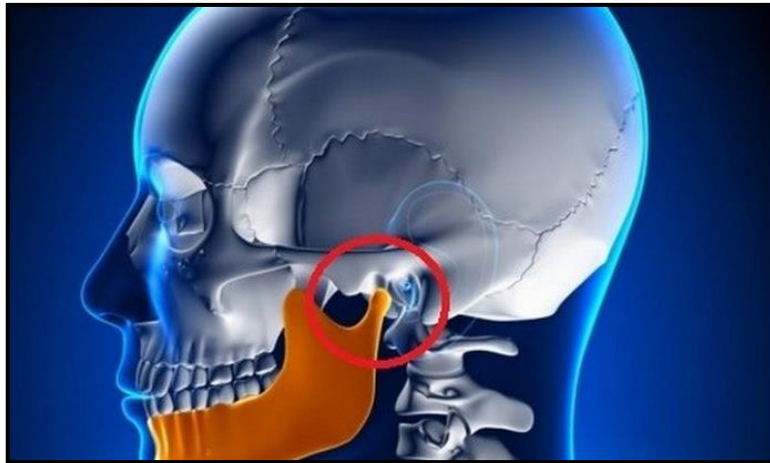


Figura 6. Ubicación de la articulación temporomandibular.

Fuente: (Tarrero, 2017).

2.3.2. Consecuencias psicológicas

Las consecuencias psicológicas del edentulismo no presentan el mismo impacto en todas las personas, es decir que a muchos les es indiferente las alteraciones estéticas que les genera el edentulismo y se enfocan más en el aspecto masticatorio y las posibles consecuencias que pueden llegar a sufrir, sin embargo, también existe gente cuya opinión es totalmente contraria, enfocándose más en el aspecto estético, la pérdida de piezas dentales y las alteraciones faciales generan una pérdida de confianza y baja autoestima que se manifiesta sintiendo vergüenza de sí mismos frente a otras personas por su aspecto físico.

Los adultos mayores son los más propensos a sufrir edentulismo, esto debido a factores que afectan su salud bucal y se intensifican debido a su edad como es el caso de enfermedades periodontales o caries dentales, este padecimiento hace que muchos adultos mayores muestren signos de depresión, por los tanto se ven obligados a automedicarse tomando antidepresivos los cuales no deben dejar de tomar de manera repentina porque si no el paciente podría incurrir en un estado de neurosis.

Otros factores psicológicos que causa el edentulismo en las personas es la falta de interés y cuidado personal, inclusive la persona edéntula pierde las ganas de reír, presentado un mal humor constante.

Una investigación señala que el 66% de las personas edéntulas que usan prótesis total se encuentran descontentas y preocupadas debido a la poca retención y poca seguridad que esta presenta, además del miedo de causar vergüenza frente a otras personas (Reinoso García, 2016).

2.3.3. Consecuencias sociológicas

Las consecuencias sociológicas en las personas se manifiestan al evitar un contacto social con otra persona de su entorno, lo cual causa que estas personas se vuelvan retraídas, tímidas y ansiosas, traten de quedarse en su hogar y eviten hablar lo mínimo posible.

Según un estudio internacional referido a la salud bucal de las mujeres y su relación en el mercado laboral, sugiere que las mujeres que sufren de edentulismo, ya sea parcial o total, evitan trabajos que requieran una participación en atención al público, es por ello que usualmente estas mujeres optan por recurrir a trabajos en donde no consideren atención al público o prefieren trabajos de turno nocturnos (Repetto & Gallegos, 2011).

Por otra parte, los contratantes usualmente tienen la idea de que la belleza de las personas está asociada con su intelecto, sus habilidades y su estado físico saludable, algo que afecta directamente a una persona que no posee dientes, esto podría considerarse como una forma de discriminación, aunque para los empleadores esta es una forma de medir el desempeño de una persona en el trabajo.

Si bien las prótesis logran solucionar el aspecto estético de las personas, en la mayoría de los casos el edéntulo esconde el hecho de poseer una prótesis, dos de las principales razones son la vergüenza y la desconfianza hacia la otra persona, afectando en su relación sentimental ya que dar un beso para ellos es un problema difícil de superar.

2.3.4. Consecuencias socioeconómicas

La odontología es una rama de la medicina que está presente en todas las partes del mundo, sin embargo, no en todas se conoce y desarrolla de manera equitativa; en países desarrollados esta se ve mejorada por los avances científicos cada año, favoreciendo la salud bucal y salud en general de los residentes de dichos países, por otro lado en países poco desarrollados es evidente que los avances médicos no permiten brindar los mejores servicios de salud bucal y salud en general, adicionalmente hay poca variedad de clínicas a las que puedan recurrir en caso de algún problema o malestar que presenten.

Las caries dentales y las enfermedades periodontales, dos de las mayores causantes de edentulismo, son las enfermedades que se presentan con mayor frecuencia en poblaciones poco desarrolladas debido a su nivel socioeconómico deficiente, además

son quienes presentan menor conocimiento acerca de cómo llevar a cabo el tratamiento al momento de atender estos temas.

2.4. Edentulismo en el país

El problema del edentulismo tiene notorias consecuencias para la salud no solo de las personas quienes residen en las provincias de países en vías de desarrollo como es el caso del Perú, sino que se extiende a países desarrollados, estando ligado a factores de su cultura, su política pública y socioeconómica, llegando a ser un problema a nivel mundial.

En el Perú, la alta tasa y prevalencia de caries con un 90.4% y enfermedades periodontales con un 85% de personas afectadas hace que las personas del país tengan tendencia a un posible padecimiento de edentulismo debido al mal estado de salud oral que presentan.

En Perú como en la mayoría de los países los programas gubernamentales de cuidado y prevención al ciudadano tienen en consideración entre algunos aspectos importantes la información respecto al estado de salud oral. Sin embargo, al desarrollo de esta investigación en el Perú no se cuenta con registro de estudios a nivel nacional que puedan servir para tener información sobre cuan prevalente es el edentulismo y su posible tratamiento.

Desde el año 2019 el Ministerio de Salud (Minsa) viene realizando una serie de esfuerzos para poder tratar y disminuir dos de las grandes causantes de edentulismo que son las caries dentales y las enfermedades periodontales mediante la publicación de manuales clínicos nacionales.

En nuestro país las variaciones de la tasa de natalidad y la tasa de mortalidad han permitido el crecimiento de la esperanza de vida a través de los años, es por ello que, según datos de INEI, como se muestra en la Figura 7, en el año 2020 la cantidad de adultos mayores a 65 años fue de 9% con lo cual se comprueba el crecimiento ya que en el año 1950 fue de 3.5%, aproximadamente se triplico en 70 años. Se espera que para el año 2070 la población de adultos mayores sea de 24% como se puede ver en la Tabla 2, lo cual significa que este porcentaje de los habitantes podrían tener problemas relacionados al edentulismo dentro de 50 años si no se toman medidas adecuadas para erradicar su prevalencia, debido a que, como se puede observar desde 1950 hasta la actualidad no ha existido un plan para hacer seguimiento y tratar el edentulismo y para el 2070 va a volver a triplicarse la población de adultos mayores, es por ello que se debe buscar soluciones para que en un futuro las personas tengan menos tendencia a presentar caries y enfermedades periodontales (INEI, 2020).

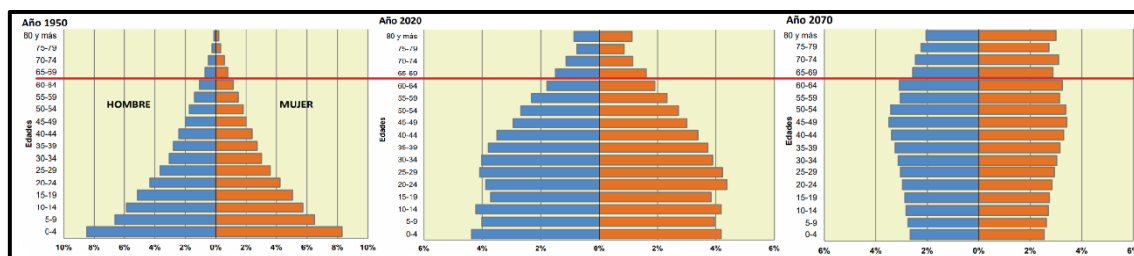


Figura 7. Gráfico de distribución de la población por sexo y edad.

Fuente: (INEI, 2020).

Tabla 2. Tabla de distribución de la población por época y edad.

Época	Grupo especial de edad (Años)		
	0-14	15-64	65+
1950	41.5%	55%	3.5%
2020	24.9%	66.1%	9%
2070	15.5%	60.5%	24%

Fuente: (INEI, 2020).

2.4.1. Proyectos de salud dental del MINSA

- **Documento técnico “Vuelve a sonreír”:** Este proyecto fue aprobado desde el 2012 gracias a la Resolución Ministerial 626-2012/MINSA y fue ejecutado entre los años 2015 y 2016 por medio de la resolución Ministerial 027-2015/MINSA. Gracias a este documento se estableció una guía técnica para restaurar la salud oral de los adultos mayores edéntulos mediante prótesis removibles, este programa estuvo especialmente dirigido a los pacientes edéntulos totales quienes era pobres o extremadamente pobres, por lo tanto, esta guía fue de carácter obligatorio para los centros de salud públicos del país (Ministerio de Salud, 2015).
- **Documento técnico “Perú sonríe 2019-2022”:** Este documento se presentó gracias a la Resolución Ministerial N° 619-2019-MINSA y busca una mejora en la calidad de vida de las personas mayores mediante la rehabilitación oral, ya que según la Organización Panamericana de la Salud las personas mayores de 60 años presentan un grado severo de caries, lo que genera discapacidad en la fonética y masticación. Se está desarrollando estrategias para que toda la población que se vea afectada pueda gozar de estos beneficios quienes son aproximadamente 34000 personas mayores. La rehabilitación oral consta de prótesis, tanto parciales como removibles, con un presupuesto total de más de 10 millones de soles en un periodo de cuatro años, buscando que el 100% de las personas usen la prótesis dental removible y que al menos el 80% de las personas participen en el cuidado

oral de su familia con conductas y hábitos saludables. La supervisión de este proyecto se llevará a cabo por parte de la Dirección General de Intervenciones Estratégicas en Salud Pública gracias a la Dirección de Salud Bucal (MINISTERIO DE SALUD, 2019).

2.5. Tratamientos

La necesidad de tratar de recuperar la funcionalidad de uno o varios dientes, además del hecho de tratar de verse bien y como consecuencia encajar en la sociedad, la persona edéntula opta por recurrir a un especialista dental para solucionar su problema de falta de dientes.

Dos de las opciones de tratamiento para una persona edéntula son el uso de una prótesis dental o el uso de un implante dental, ambas opciones satisfacen las necesidades que presentan los edéntulos parciales y totales, existiendo variedades de estos tratamientos según sea la severidad que presenta el paciente, todo esto va de la mano con el nivel económico que una persona se pueda permitir.

2.5.1. Prótesis dentales

Se puede definir como prótesis dental al conjunto de elementos artificiales cuya finalidad es restaurar el o los dientes que ha perdido una persona en el transcurso de su vida, recuperando ya sea de manera parcial o total la funcionalidad, la estética y entre otros factores importantes de su cavidad bucal.

2.5.1.1. Prótesis dentales removibles

- **Completa removable o mucosoportadas:** Este tipo de prótesis dentales removibles tienen su soporte sobre el proceso alveolar, es decir estas se mantienen en contacto con las encías y son las que comúnmente se conocen como dentaduras postizas, su composición es completamente de resina, aunque antiguamente se usaba caucho. Se suele recurrir a este tipo de prótesis cuando se presentan casos de edentulismo totales en los pacientes en donde no es común que se coloque 32 dientes (16 maxilar superior y 16 maxilar inferior), lo usual en este tipo de prótesis es colocar 28 dientes o inclusive en casos donde las exigencias de las estructuras bucales lo demandan 24 dientes divididos equitativamente entre el maxilar superior y el maxilar inferior.

El contacto que existe entre la prótesis y la mucosa dental genera una fuerza de fijación la cual depende de factores como el tamaño de la prótesis, la fuerza de tensión superficial que tiene la saliva de la persona. Esta fijación además depende de la morfología de las arcadas dentarias (Blacio Chávez, 2013).

- **Parcial removable de resina o dentomucosoportadas:** Este tipo de prótesis dentales tienen su apoyo en dos áreas tanto en la mucosa dental como en la pieza dentaria del paciente; es decir, son prótesis dentales parciales removibles ya que

el paciente es libre de usarlas en el momento que sienta la necesidad de hacerlo. La base de estas piezas dentales está elaborada de un material llamado resina o acrílico es por ello que lleva el nombre de prótesis parcial removible de resina. Este tipo de prótesis se suele apoyar mediante unos ganchos o retenedores los cuales están hechos de material metálico, esto hace que la prótesis sea antiestética; sin embargo, actualmente también se han elaborado retenedores de color blanco pero su efectividad es menor a los de material metálico (Blacio Chávez, 2013).

- **Removible esquelética o metálica:** Este tipo de prótesis se suele usar en casos donde se requiere reemplazar varias zonas desdentadas del paciente, en donde los dientes de la persona parcialmente edéntula deben estar en un buen estado para poder soportar el efecto palanca que van a generar las fuerzas masticatorias de la prótesis dental cuya estructura está compuesta de diferentes aleaciones metálicas, algo que hace que la prótesis sea poco estética contando además con retenedores o ganchos para conseguir una mayor fijación (Vera Collahuazo, 2019).

2.5.1.2. Prótesis dentales fijas

- **Corona o puente fijo dentosoportado:** Este tipo de prótesis sirve para cubrir dientes arruinados o reemplazar dientes faltantes. La corona, por sí sola consiste en un recubrimiento del diente o espacio faltante, en cambio el puente consta de varias coronas, este es usado para cubrir piezas faltantes, los dientes que rodean la zona edéntula sirven como pilares para la colocación de un puente, aunque estos dientes naturales remanentes deben ser desgastados un poco para una correcta colocación del puente. El material de esta prótesis suele ser cerámico o de zirconio (Frothingham, 2018).
- **Fija sobre implantes:** Esta prótesis puede ser unitaria o de arcada completa que, a diferencia de un puente, esta se atornilla mediante implantes previamente puestos en los maxilares; no es necesario que toda la arcada edéntula presente implantes, puede necesitar solo 6 u 8 de estos (Abelardo Mínguez, 2020).
- **Híbrida sobre implantes:** Esta prótesis es muy parecida a la fija sobre implantes, la gran diferencia radica en que tiene agregada una superficie que simula las encías. Estas prótesis son recomendadas para pacientes cuyo edentulismo sea muy antiguo y por esta razón hayan sufrido de reabsorción ósea. El material de fabricación es acrílico y a diferencia de las otras prótesis esta necesita de una frecuente limpieza por parte del odontólogo (Hassan A. Qamheya et al, 2015).

2.5.2. Implantes dentales

Los implantes dentales son piezas de sujeción que permiten sustituir los dientes que ha perdido un paciente edéntulo, prácticamente son los pilares sobre los

cuales se pueden colocar las coronas o puentes. Estos son hechos de materiales biocompatibles para que el hueso pueda integrarse al material y de esta manera los implantes estén fijos. Pueden colocarse sobre los maxilares (implantes subperiósticos) o perforando el hueso (implantes oseointegrados).

2.5.2.1. Principales tipos de implantes

a) Implantes yuxta-óseos o subperiósticos

El nombre de este implante se debe a que éste se sujeta por encima del hueso maxilar y se cubre por la membrana perióstica de las encías; este tipo de implante ya no se suele usar mucho actualmente, esto se debe a que tiene un proceso complicado de implementación y además porque surgen complicaciones durante el tratamiento tales como infecciones e inflamaciones (Baca González et al, 2018). La Figura 8 muestra la forma de este tipo de implante y su correcta ubicación.

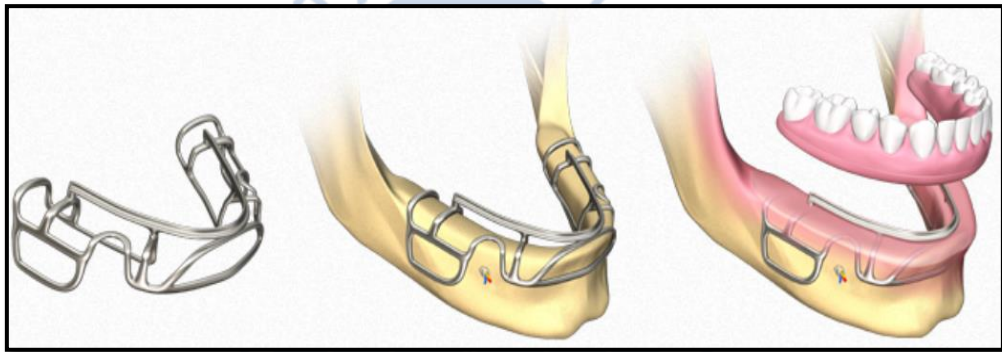


Figura 8. Forma de implante subperióstico y colocación.
Fuente: (Navarro, 2019).

b) Implantes endo-óseos u oseointegrados

Estos implantes son los más usados hoy en día, el tratamiento consiste en ubicar mediante operación quirúrgica el implante dentro de un orificio en el maxilar y después se debe esperar a que ocurra la oseointegración. Este tipo de implantes no son recomendables para menores de edad ya que sus huesos aún están en crecimiento. La pieza presenta 3 formas, de tornillo, cilíndrica y laminado, las dos primeras formas pertenecen a los implantes en forma de raíz y son las más conocidas (Sáenz Guzmán, 2012).

- **Forma de tornillo:** este es el modelo que más usan los implantólogos actualmente, el biomaterial de fabricación suele ser el titanio. El extremo de la parte roscada del implante puede presentarse en 2 versiones, por lo tanto, existe el tornillo rectilíneo y el tornillo cónico (Martínez Gonzáles et al, 2002).
- **Forma cilíndrica:** esta forma de implante es la menos usada de los implantes de raíz, esto se debe a que el proceso de oseointegración es mucho más lento

que en implante de tornillo. Este tipo de implante cuenta con agujeros para que la oseointegración se realice por medio de estos (Navarro, 2019), algunos también presentan superficie roscada como los implantes de tornillo.

- **Forma de láminas:** este tipo de implante no es recomendado para pacientes que tengan edentulismo total en uno o ambos maxilares. Este implante si es muy efectivo cuando se desea colocar un incisivo central del maxilar superior (Navarro, 2019), esto se debe a que el hueso donde se ubica el implante es lo suficientemente ancho. El implante de lámina no es muy usado debido a que tiene una mala distribución biomecánica por su superficie.

En la Figura 9 se muestra la correcta ubicación de los implantes de raíz y de los implantes en forma de lámina.



Figura 9. Implantes de raíz (cilíndrico, tornillo rectilíneo y tornillo cónico) a la izquierda e implantes de lámina a la derecha.

Fuente: (Constantino, 2015).

c) Implantes zigomáticos

Este tipo de implantes son utilizados, debido a que al momento de la implantación estos logran una rehabilitación de los maxilares, los que han presentado una pérdida del hueso alveolar, sin la necesidad de un injerto óseo. Este tipo de tratamiento disminuye los costos y los tiempos de ejecución gracias a que esta cirugía es menos invasiva en comparación a los tratamientos de reconstrucción maxilar.

Este implante se caracteriza por ser de longitudes entre 30 a 52.5 milímetros y por ser autorroscables, de igual manera, esto se justifica debido a que se necesita que el implante se ancle a la región del proceso alveolar en el hueso zigomático-malar, esto se muestra en la Figura 10 (García Lozada, 2014).

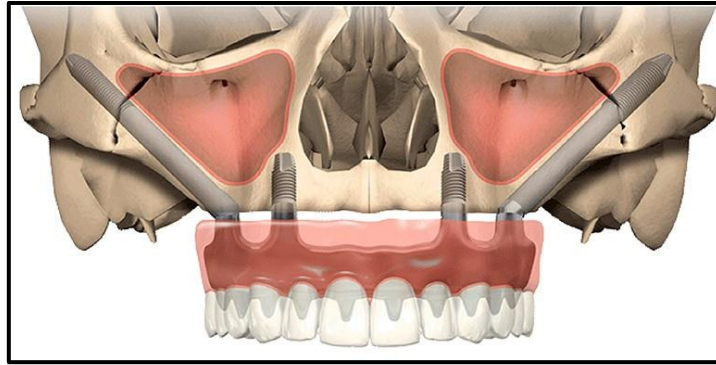


Figura 10. Implante zigomático.
Fuente: (Serrano Sanchez, 2016).

2.5.2.2. Clasificación según su biomaterial

Un biomaterial se puede definir como sustancia o conjunto de sustancias de procedencia sintética o natural, los cuales se encuentran diseñados para interactuar con un sistema biológico durante un periodo, este tiempo también es llamado biodegradabilidad, va a depender del biomaterial que se utilice. Todo esto con diferentes finalidades como por ejemplo el reemplazar, corregir o mejorar cualquier tejido u órgano del cuerpo humano que se encuentre dañado, como es el caso de reemplazar los dientes de una persona edéntula, los cuales son órganos dentales duros, por implantes dentales elaborados con biomateriales.

Un biomaterial en general y específicamente para un implante dental debe cumplir con ciertas características básicas que nos garanticen su funcionalidad como es el caso de presentar una buena biocompatibilidad con el cuerpo humano, no deben ser nocivos para nuestra salud, presentar una buena estabilidad química y sobre todo una buena resistencia y propiedades mecánicas (Sonora, 2019).

a) Metálicos

Los implantes dentales metálicos, como su nombre lo indica, están compuestos por metales; no obstante, estos en su forma pura presentan propiedades que los hacen no aptos para usarse en implantología, es por ello que se recurre a la adición de uno o más elementos, esto hace que dependiendo de que material se adicione aumente sus propiedades como resistencia, elongación, módulo de elasticidad, entre otras (Serrano Rivero, 2020).

- **Acero inoxidable austenítico 316LVM:** Este es un material muy utilizado con una composición química mostrada en la Tabla 3 en las aplicaciones médicas y en implantología dental debido a que presenta una buena compatibilidad in vitro, bajo costo, fácil mecanizado, además, al tratarse de un acero, sus propiedades mecánicas son muy buenas y se mencionan en la Tabla 4. Al producirse el maquinado de un implante de Acero inoxidable 316LVM este queda con una superficie lisa generando una integración hueso-implante

lenta, esto se puede mejorar a corto plazo mediante diferentes técnicas en donde el objetivo de estas es generar una superficie rugosa la cual va a estar en contacto con el hueso generando una mejor oseointegración. De manera que, conlleva a una mejor estabilidad y fijación en el hueso-implante (Multigner, 2019).

A pesar de que el acero inoxidable austenítico 316LVM presenta muy buenas propiedades como su resistencia a la corrosión por la presencia de óxido de cromo, su utilización como biomaterial en la implantología dental es debatible, esto debido a su contenido de níquel de aproximadamente 14%, que para algunos pacientes se vuelve difícil de tolerar ya que en algunos casos se presenta dermatitis alérgica en algunas personas (Aperador, 2013).

Tabla 3. Composición química del Acero inoxidable austenítico 316LVM.

Elemento	Fe	Cr	Ni	Mo	Mn	Otros
% masa	63.1%	17.68%	13.9%	2.8%	1.82%	0.7%

Fuente: (Multigner, 2019).

Tabla 4. Propiedades del Acero inoxidable austenítico 316LVM.

Propiedades mecánicas	
Dureza (HB)	160
Límite de Fluencia (MPa)	215.82
Peso específico (Kg/m ³)	7950
Módulo de elasticidad (GPa)	187.5
Punto de fusión (°C)	1500

Fuente: (Sotomayor, 2016).

- **Titanio CP:** El titanio comercialmente puro recibe este nombre debido a que el 99% de su composición es de titanio, existen diferentes grados al variar ligeramente su composición química como se muestra en la Tabla 5, este material es categorizado como un material bioinerte, ya que, no presenta reacciones negativas en el medio biológico donde se utiliza; además, debido a sus excelentes propiedades mecánicas y excelente ductilidad, en donde las mejores se dan en el titanio CP de grado 4, como se muestra en la Tabla 6, lo convierten en un buen material al momento de la fabricación de un implante dental. Al igual que el caso del Acero inoxidable austenítico 316LVM al mejorar las propiedades específicas en su superficie mejora la respuesta en el tejido a corto y largo plazo, haciendo que la oseointegración hueso-implante sea mejor que sin el tratamiento superficial (Pérez, 2012).

A pesar de sus buenas propiedades de resistencia mecánica, se ha observado que en algunos casos el titanio comercialmente puro falla debido a la frecuencia y fuerza que produce la masticación (Pifer, 2016).

Tabla 5. Composición química y grados del Titanio CP.

Elemento	Ti	N	C	O	Fe	H
Grado 1	99.48%	0.03%	0.1%	0.18%	0.2%	0.0125%
Grado 2	99.31%	0.03%	0.1%	0.25%	0.3%	0.0125%
Grado 3	99.19%	0.05%	0.1%	0.35%	0.3%	0.0125%
Grado 4	98.94%	0.05%	0.1%	0.4%	0.5%	0.0125%

Fuente: (Sotomayor, 2016).

Tabla 6. Propiedades del Titanio Comercialmente puro grado 4.

Propiedades mecánicas	
Dureza (HB)	160
Límite de Rotura (MPa)	550
Límite de Fluencia (MPa)	138
Peso específico (Kg/m ³)	4510
Módulo de elasticidad (GPa)	100-120
Punto de fusión (°C)	1668

Fuente: (Sotomayor, 2016).

- Ti6Al4V ELI:** Este material, cuya composición química se muestra en la Tabla 7, es usado dentro de la medicina, específicamente en la implantología, debido a que según estudios recientes se ha demostrado que gracias a su bajo contenido de oxígeno este material tiene un mayor desempeño en sus propiedades mecánicas, como se muestra en la Tabla 8, presentando una mejor ductilidad, resistencia a la fractura, resistencia al crecimiento y propagación de grietas, además de una buena resistencia a la corrosión generalizada y corrosión por tensión. Sin embargo, este material presenta baja resistencia al desgaste algo que se ha logrado solucionar con la modificación superficial logrando incrementar su desempeño (Lario Femenia, 2016).

El Ti6Al4V es preferido frente al Titano CP de grado 4 debido a que este presenta mayor esfuerzo de rotura; sin embargo, estudios han demostrado que la presencia de elementos aleantes como el vanadio que se encuentra dentro del Ti6Al4V en el organismo aumenta las posibilidades de padecer de cáncer por el efecto degenerativo del vanadio (Cely Bautista, 2013).

Tabla 7. Composición química del Ti6Al4V ELI.

Elemento	Ti	Al	V	Fe	C	N	H
% masa	88.305-90.555%	5.5-6.75%	3.5-4.5%	0.3%	0.08%	0.05%	0.015%

Fuente: (Sotomayor, 2016).

Tabla 8. Propiedades del Ti6Al4V ELI.

Propiedades mecánicas	
Dureza (HB)	340
Límite de Rotura (MPa)	860
Límite de Fluencia (MPa)	827
Peso específico (Kg/m ³)	4428
Módulo de elasticidad (GPa)	105-116
Punto de fusión (°C)	1630-1680

Fuente: (Sotomayor, 2016).

- **Ti6Al7Nb (TAN):** Esta aleación de titanio presenta mayor biocompatibilidad y resistencia a la corrosión en comparación con la de Ti6Al4V en donde se ha sustituido el vanadio por el niobio y su composición química se presenta en la Tabla 9, este reemplazo hace la función de activador, ya que, interactúa con el calcio del sistema enzimático, además para mejorar sus propiedades, mostradas en la Tabla 10, se le puede aplicar un tratamiento térmico logrando reducir las tensiones residuales que tiene el material después de haber sido sometido a esfuerzos y consiguiendo una mayor resistencia a la fatiga (Sotomayor, 2016).

Tabla 9. Composición química del Ti6Al7Nb (TAN).

Elemento	Ti	Al	Nb	Ta	O ₂	N ₂	C	Fe
% masa	84.92-86.92%	5.5-6.5%	6.5-7.5%	0.5%	0.2%	0.05%	0.08%	0.25%

Fuente: (Mentado Almeida, 2010).

Tabla 10. Propiedades del Ti6Al7Nb (TAN).

Propiedades mecánicas	
Reducción de área	35%
Límite de Fluencia (MPa)	800

Limite último (MPa)	900	
Peso específico (kg/m ³)	4520	
Módulo de Elasticidad (GPa)	105-120	
Esfuerzo de Fatiga	MPa	Ciclos
	500	10 ⁷

Fuente: (Sotomayor, 2016).

b) Cerámicos

Los implantes dentales cerámicos se han venido introduciendo en la implantología dental durante muchos años debido a su tonalidad muy similar a la de los dientes, actualmente estas presentan unas propiedades mecánicas similares a las propiedades de los metales, además de presentar una alta biocompatibilidad, esto los hacen aptos para usarse como biomateriales en aplicaciones en donde únicamente los metales presentaban propiedades favorables (Oliva, 2008).

- **Dióxido de zirconio o Zirconia:** Los implantes de zirconio se han desarrollado a raíz de las necesidades en implantología que presentan algunas personas que muestran reacciones alérgicas a los metales, estas desean llevar implantes funcionales y estéticos, el ZrO₂ hace esto posible gracias a sus propiedades como elevada dureza, resistencia a la conducción de calor y entre otras como se muestra en la Tabla 11. El dióxido de zirconio puede estar presente en 3 fases cristalinas, sin embargo, para el uso biomédico se utiliza la fase tetragonal o fase 2 por ser un material biocompatible.

Como aspecto negativo del uso de Zirconia en la implantología dental tenemos que a largo plazo se presenta el fenómeno de reabsorción del hueso crestal esto no es algo deseado en implantología y no sucede para el caso de los implantes de titanio (Andrade Guel, 2007).

Tabla 11. Propiedades mecánicas del dióxido de zirconio.

Propiedades mecánicas	
Peso específico (kg/m ³)	>6000
Resistencia a la Flexión (MPa)	900-1200
Resistencia a la compresión (MPa)	2000

Fuente: (Sotomayor, 2016).

- **Hidroxiapatita:** Este material cuya composición es de fosfato de calcio y se encuentra presente en huesos y dientes, constituyendo el grupo de minerales biocompatibles. Es considerado como un biocerámico puesto que al momento de ser implantado se reabsorbe lentamente en el tejido dejando en su proceso fosfato y calcio dos de los elementos que ayudan al proceso de regeneración ósea.

La hidroxiapatita, por sí sola, no es usada para fabricar implantes debido a que se trata de un cerámico y como tal es frágil, es por ello que se suele usar como recubrimiento sobre el implante de titanio, así podemos obtener las excelentes propiedades mecánicas del titanio junto a la bioactividad de la hidroxiapatita (Pereira, 2016).

c) Polímeros

Los biomateriales poliméricos, unión de varios monómeros, de grado médico recientemente se han implementado en el uso de implantes dentales debido a que estos poseen propiedades que los hacen compatibles con los tejidos del cuerpo, son de naturaleza inerte y estable, además de presentar resistencia, flexibilidad y dureza, teniendo como punto fundamental el no ser tóxicos para la persona. El buen desarrollo de biomateriales poliméricos con características biodegradables evitó la necesidad de una eliminación posterior de implantes debido a su característica de ser reabsorbibles in vivo (Neyra Carrillo, 2016).

- **Poli-éter-éter-cetona (PEEK):** Este material es un polímero que se ha venido utilizando en implantología dental debido a su biocompatibilidad y afinidad con el tejido óseo, presentando unas características mecánicas muy similares a la de los huesos, algo que es muy importante debido a que al entrar en contacto el implante con el hueso las tensiones generadas se minimizan. Además, el hecho de que sea un polímero no produce restos nocivos para el organismo, evitando así riesgos de alergia. En la Tabla 12 se muestra la comparación del PEEK frente a otros materiales.

Tabla 12. Comparación entre PEEK y distintos materiales.

Material	Módulo de Young (GPa)
PEEK	29
Hueso Humano	7-30
ZrO ₂	200
Ti-Grado 1-4	102-104
Ti6Al4V	110-114
Ti6Al7Nb	100-110

Fuente: (Lazo, 2019).

2.5.2.3. Clasificación según su forma de colocación

Este tipo de clasificación se basa en la forma en que los implantes dentales permiten la colocación de los dientes de sustitución, hay 3 principales técnicas de colocación, son de carga inmediata, en dos fases y las técnicas “all on four/all on six”.

a) De carga inmediata

Los implantes dentales de carga inmediata permiten colocar la corona inmediatamente después del implante, esto se debe a que cuando se inserta el implante, ya no se necesita abrir la encía para poder colocarlo, por lo tanto, no se tiene que esperar mucho tiempo por la cicatrización (Herrera Torres, 2010). Para poder usar estos implantes, el paciente edéntulo debe tener una suficiente cantidad de hueso alveolar, además, no debe presentar infecciones en la zona edéntula.

b) Técnicas all on four y all on six

Estas técnicas son muy favorables para las personas que padecen de edentulismo total o parcial de toda una arcada dado que permite fijar una prótesis de arcada completa en solo 4 implantes dentales (all on four) o también en 6 implantes (all on six), ambas técnicas se muestran en la Figura 11. Este método acelera mucho el tratamiento ya que no se necesitan muchas operaciones por los implantes, todos estos son colocados de manera simultánea (Pomares, 2009).



Figura 11. Implantes All on 4 y All on 6.
Fuente: (Oltra, 2019).

c) En dos fases

La técnica de los implantes en dos fases se considera una de las más confiables debido a su alta resistencia y duración. La primera fase consiste colocar el implante y suturar la encía, luego de esto se debe esperar entre 4 y 6 meses para que se lleve a cabo la cicatrización de la encía y la oseointegración del implante con el hueso, después de esto se realiza la segunda fase que es cortar la encía nuevamente para colocar la corona correspondiente al implante (Gheisari R. et al, 2017).

2.5.3. Principales diferencias entre Prótesis e Implantes Dentales

Tabla 13. Implante dental frente a prótesis dental.

	Prótesis Dental	Implante Dental
--	-----------------	-----------------

Materiales	Suelen estar fabricadas de materiales acrílicos, resinas y porcelana, y debido a su ligereza no causan daño a los dientes pilares.	Suelen estar fabricados de materiales biocompatibles, en mayor parte de titanio de grado médico.
Método de fijación	Su fijación es superficial permitiendo en algunos casos ser removible.	Su fijación puede darse por oseointegración al penetrar el hueso (Endo-óseos) o fijándose debajo de la encía, sin afectar el hueso (Yuxta-óseos).
Independencia	En algunos casos de prótesis se necesitan dientes sanos remanentes para su colocación.	No necesita de algún diente o soporte adyacente para su implantación.
Comodidad y adaptación	Requieren un tiempo para que el organismo se acostumbre a su uso, ya que es un cuerpo extraño. Además, son susceptibles a moverse de su zona de colocación.	Presentan mayor seguridad y firmeza, en la mayoría de los casos no se requieren un periodo de adaptación.
Durabilidad	Tienen un promedio de durabilidad de 10 años con sus respectivos cuidados.	Tienen un promedio de durabilidad mayor a 25 años, incluso llegan a durar toda la vida con sus respectivos cuidados.
Estética	En algunos casos se pueden notar espacios entre la encía y el diente, dando la sensación de no ser dientes naturales.	Debido a que cada implante es individual y tiene su propio soporte da la sensación de ser dientes naturales.
Higiene	Su limpieza es más exhaustiva debido a que entre piezas el espacio es inexistente y en el caso de las prótesis removibles estas se deben retirarse y limpiarse externamente.	Debido a que son piezas individuales y que están muy fijas, estas permiten el paso del hilo dental para su correcta limpieza.

Fuente: (Prótesis, 2017).

2.6. Mecanobiología de los huesos

Es la ciencia que se encarga de estudiar la interacción que existe por parte de las señales mecánicas y los procesos biológicos entre las células y los tejidos óseos, en donde las fuerzas que soporta influyen tanto en la propagación, diferenciación y metabolismo celular, es por ello que el crecimiento, ajuste y remodelación de los tejidos vivos dependen fundamentalmente de la carga mecánica o fuerzas que soportan las células y los tejidos óseos.

En la Mecanobiología de los huesos se tiene en cuenta dos aspectos importantes, las técnicas biológicas experimentales y los modelos matemáticos que generan las técnicas computarizadas, ambos creando una relación entre mecánica y biología.

Los tejidos vivos son únicos y no son comparables con algún material existente en la ingeniería, debido a que los tejidos vivos presentan un proceso de regeneración y remodelación con lo que según los esfuerzos que soporten su estructura cambia y mejora (Cano-Sanchez et al, 2007).

2.6.1. Tejido óseo

Los huesos están formados por el tejido óseo, el cual les proporciona la fuerza y la estructura que presentan, además los huesos son los únicos tejidos presentes en el organismo capaces de regenerarse o volver al estado original que comúnmente se denomina *restitutio ad integrum*.

Al momento de colocar un implante en el hueso, se pretende que ocurra un proceso de regeneración ósea, esto es el crecimiento de un hueso nuevo en donde después de darse un proceso de remodelado tenga las mismas características al hueso preexistente.

En los huesos siempre se da el proceso de formación y reabsorción es por ello que se dice que el hueso es un tejido dinámico y a este proceso se le conoce como remodelado óseo, el cual se renueva a una tasa promedio de 5-15% del hueso total al año en una persona normal (Alobera Gracia, 2005).

2.6.1.1. Composición ósea

Los huesos están compuestos por matrices de nanocompuestos, es decir que encontramos nanocristales de hidroxapatita dentro de una matriz rica en colágeno agrupados de forma tal que dan soporte mecánico además poseen la capacidad de almacenar minerales como calcio y fósforo.

La composición a escala nanométrica de la matriz del hueso está formada por dos fases como se puede observar en la Tabla 14, una fase orgánica compuesta por proteínas y otra fase inorgánica compuesta por minerales, en donde la fase orgánica que aproximadamente es el 30% se encarga de darle flexibilidad y elasticidad al hueso, y la fase inorgánica que aproximadamente es el 60% se encarga de darle la dureza y rigidez

y adicionalmente el agua que representa aproximadamente el 10% ayuda y juega un papel importante para mantener el comportamiento mecánico y propiedades de los huesos. (Bernabéu Martínez, 2006).

Tabla 14. Composición genérica de los huesos.

	Propiedades	Porcentaje	Composición
Fase inorgánica	Dureza y rigidez (Resistencia a la deformación)	60%	Hidroxiapatita (calcio y fósforo), Mg, Na, K, Cl.
Fase orgánica	Flexibilidad y Elasticidad (Resistencia a la fractura)	30%	Colágeno, proteínas no colágenas, polisacáridos, lípidos, citoquinas y células óseas primarias (osteocitos, osteoblastos y osteoclastos).
Agua	Mantener las propiedades mecánicas	10%	-

Fuente: (Bernabéu Martínez, 2006).

2.6.1.2. Células óseas

- **Osteoblastos:** son células de forma poliédrica y gran tamaño aproximadamente de entre 20-30 μm , estas emiten procesos citoplasmáticos hacia la matriz los cuales se comunican con la red de osteoblastos y osteocitos que se encuentran a su alrededor, esto con la finalidad de sintetizar la matriz ósea, teniendo como principal objetivo el crecimiento y la reparación de los huesos.

Los osteoblastos se localizan a lo largo de la superficie endóstica con lo cual junto con el endostio constituyen una capa protectora de la zona ósea, por lo cual estos juegan una función significativa en el proceso de activación del remodelado óseo (Alobera Gracia, 2005).

- **Osteocitos:** los osteocitos, cuya forma es estrellada de aproximadamente 10 μm , son osteoblastos que quedaron atrapados en la matriz una vez que esta se mineralizo, es por ello que se encuentran dentro del hueso a diferencia de los osteoblastos localizados en la superficie, se puede encontrar 10 veces mayor cantidad de osteocitos que osteoblastos en el hueso.

Los osteocitos participan activamente en la síntesis y mineralización de la matriz osteoide, el intercambio de nutrientes y eliminación de desechos, sin embargo, su principal función es la de controlar el remodelado óseo en donde

detectan las variaciones en las cargas que se aplican, este fenómeno es denominado mecanotransducción (Alobera Gracia, 2005).

- **Osteoclastos:** son las células que llevan a cabo el proceso de reabsorción ósea, en este proceso los osteoclastos producen enzimas y ácidos que destruyen el tejido óseo por lo cual se liberan minerales como el calcio y el magnesio hacia la sangre (Arbolea L. & Castañeda S., 2014). La función de estas células es de remodelación ósea, aunque también pueden inducir a enfermedades como la artritis si es que producen una reabsorción muy severa.
- **Células osteogénicas:** estas son células madre no especializadas porque pueden dividirse para formar otras células y a pesar de no cumplir una función específica en el cuerpo pueden convertirse en células especializadas que si cumplen funciones. Estas células se encuentran en el tejido externo (Periostio) e interno (Endostio) del hueso y las células que se forman a partir de su división son los osteoblastos (de la Peña Valera, 2015).

2.6.1.3. Cantidad ósea

Al momento de evaluar la cantidad ósea oral de un paciente se toma en consideración la reabsorción ósea presente y según ello se clasifica en cinco categorías como se puede observar en la Figura 12.

- **Hueso tipo A:** En este tipo de hueso la reabsorción ósea del proceso alveolar es muy poca y la cresta alveolar se encuentra casi completa. Es común que este tipo de hueso se forme después de una extracción dental en donde a lo largo del tiempo la altura y la anchura de la cresta se reducen. Este tipo de hueso se caracteriza por tener una anchura mayor a 6mm, una altura mayor a 12 mm, una longitud medio distal de más de 7 mm, una angulación de la carga oclusal menor a 25° y un espacio para la corona de 15 mm aproximadamente.
- **Hueso tipo B:** En este tipo de hueso la reabsorción ósea del proceso alveolar es moderadamente superior a la del tipo A y la cresta alveolar presenta una reabsorción mínima. En este tipo de hueso se presenta tras una extracción o pérdida dental en donde la pérdida transversal del hueso es de 25% aproximadamente el primer año seguido de un 40 % en los tres primeros años.
- **Hueso tipo C:** En este tipo de hueso la reabsorción ósea del proceso alveolar es muy marcada y la cresta alveolar se ha reabsorbido completamente hasta alcanzar el arco basal. El reborde de clase C también se le conoce como atrofia moderada avanzada, este hueso se caracteriza por tener un ancho entre 0 y 2.5 mm, altura menor a 12 mm, ángulo de carga oclusal mayor a 30° y espacio para coronas con alturas mayores a 15 mm.

- **Hueso tipo D:** En este tipo de hueso la reabsorción ósea del proceso alveolar se ha completado y el hueso alveolar ha desaparecido y comienza a presentarse una reabsorción mínima del hueso basal.
- **Hueso tipo E:** Este tipo de hueso es el caso extremo en donde ya existe una elevada reabsorción ósea del arco basal.

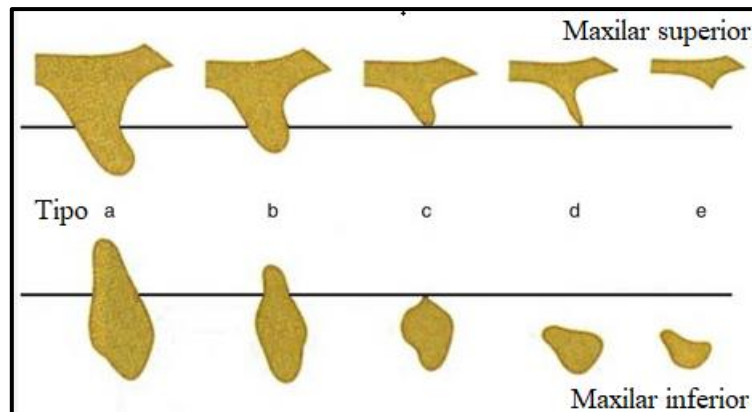


Figura 12. Clasificación cantidad ósea oral.

Fuente: (Romero et al, 2017).

2.6.1.4. Calidad ósea

El termino densidad ósea hace referencia principalmente a las propiedades mecánicas, a su tipo de arquitectura, su composición química, a su grado de mineralización de la matriz ósea y a la estructura mineral del hueso. La calidad ósea del hueso afecta en gran medida al proceso de oseointegración y por ello la calidad ósea del hueso está directamente relacionada al éxito o fracaso del implante dental.

Los autores Lekholm y Zarb plantean una clasificación acerca de la densidad ósea de un hueso, la cual es bastante conocida y aceptada, esta clasificación se divide en cuatro tipos de huesos que se pueden apreciar en la Figura 13.

- **Hueso tipo 1:** La composición en este tipo es puramente de hueso compacto, en su mayoría la composición del hueso maxilar es compacto y homogéneo.
- **Hueso tipo 2:** La composición en este tipo es una combinación de hueso compacto ancho el cual rodea a un núcleo de hueso esponjoso y denso.
- **Hueso tipo 3:** El hueso cortical se encuentra más delgado en la periferia, este hueso rodea al hueso trabecular de buena densidad.
- **Hueso tipo 4:** El hueso cortical de la periferia es muy fino y rodea al hueso trabecular que es de mala calidad y de menor densidad respecto al hueso tipo 3.

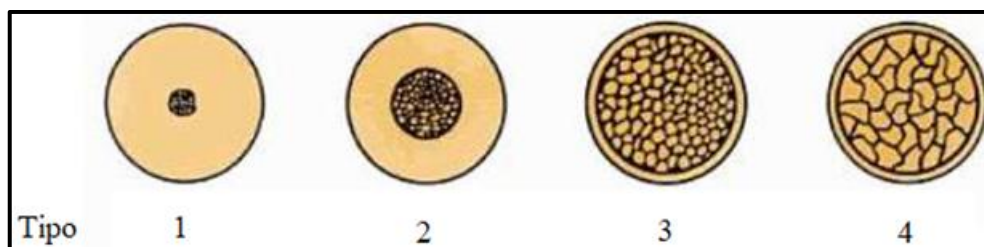


Figura 13. Clasificación según su calidad ósea.

Fuente: (Yeon et al, 2011).

2.6.2. Estructuras óseas

2.6.2.1. Hueso compacto o cortical

El hueso cortical compone la capa externa dura del hueso, es mucho más denso que el hueso esponjoso y tiene un aspecto liso con un color blanco. Su módulo de elasticidad esta entre los 14 y 20 GPa, por esta razón este hueso es muy rígido ya que soporta altos esfuerzos con poca deformación (Murugan & Ramakrishna, 2005).

Este hueso es anisotrópico, lo cual significa que presenta diferentes resistencias según las direcciones que tengan los esfuerzos, mediante ensayos de compresión, se conoce que el hueso cortical es mucho más rígido en dirección longitudinal que en las direcciones tangencial y radial, estas resistencias a la compresión se pueden apreciar en la Tabla 15.

Tabla 15. Resistencias a la compresión del hueso cortical según dirección.

Resistencia a la compresión	
Dirección longitudinal	200 MPa
Dirección tangencial	110 MPa
Dirección radial	100 MPa

Fuente: (Sotomayor, 2016).

2.6.2.2. Hueso esponjoso o trabecular

El hueso esponjoso es el tejido interno del hueso, su estructura tiene una apariencia esponjosa porque está formada por una red porosa de células. Este hueso es apenas el 20% de toda la masa ósea; sin embargo, su superficie es muy amplia que puede superar hasta 10 veces lo que ocupa una el hueso cortical (Murugan & Ramakrishna, 2005), esta diferencia se muestra en la Figura 14.

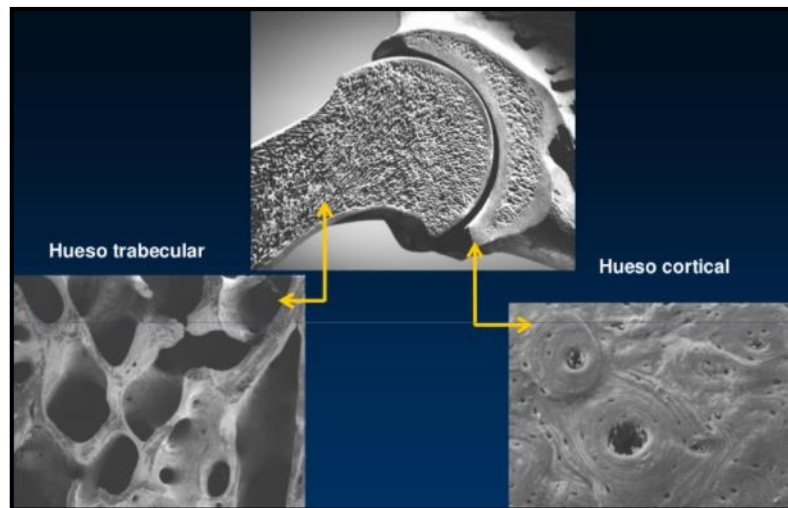


Figura 14. Hueso trabecular y hueso cortical.

Fuente: (Calleja, 2013).

El módulo de elasticidad del hueso trabecular es mucho menor al del hueso cortical, esto significa que resiste menos esfuerzos y tiende a la deformación, esto hace que este hueso sea considerado flexible.

Las propiedades mecánicas de ambos tipos de huesos varían debido a la morfología que presentan y a lo anisotrópicos que son estos huesos, los valores de estas propiedades se detallan en la Tabla 16.

Tabla 16. Propiedades mecánicas del hueso cortical y trabecular.

Propiedades	Hueso cortical	Hueso trabecular
Módulo de Young (GPa)	14-20	0.05-0.5
Límite de tracción (MPa)	50-150	10-20
Límite de compresión (MPa)	170-193	7-10
Tenacidad a la fractura (MPa.m ^{1/2})	2-12	0.1
Rotura a tracción (GPa)	1-3	5-7
Densidad (g/cm ³)	18-22	0.1-1.0
Densidad aparente (g/ cm ³)	1.8-2.0	0.1-1
Volumen superficie/hueso (mm ² /mm ³)	2.5	20
Volumen total del hueso (mm ³)	1.4 x 10 ⁶	0.35 x 10 ⁶
Superficie interna total	3.5 x 10 ⁶	7 x 10 ⁶

Fuente: (Murugan & Ramakrishna, 2005).

2.6.3. Huesos maxilares

Los maxilares son las dos piezas óseas que conforman la boca de las personas, las cuales tienen importantes diferencias estructurales. Dentro de los huesos maxilares encontramos al hueso alveolar en donde encontramos soportados a los dientes, y al hueso basal que es el encargado de darle soporte a la piel de la cara dando estructura a la cara. El presentar una correcta oclusión significa que tanto el maxilar superior como el inferior se encuentran correctamente alineados.

2.6.3.1. Maxilar superior

Maxilar superior o simplemente maxilar, como se puede ver en la Figura 15, es un hueso par, muy voluminoso, pero a su vez ligero ya que posee mayor cantidad de hueso esponjoso, esto supone una menor consistencia y por ende menor resistencia en comparación al hueso maxilar inferior. El maxilar superior se une con otros huesos para formar los diferentes tipos de cavidades oral, nasal y ocular. El maxilar superior es el encargado de brindar soporte a la línea de dientes superiores, a la nariz y la forma a la parte media de la cara.

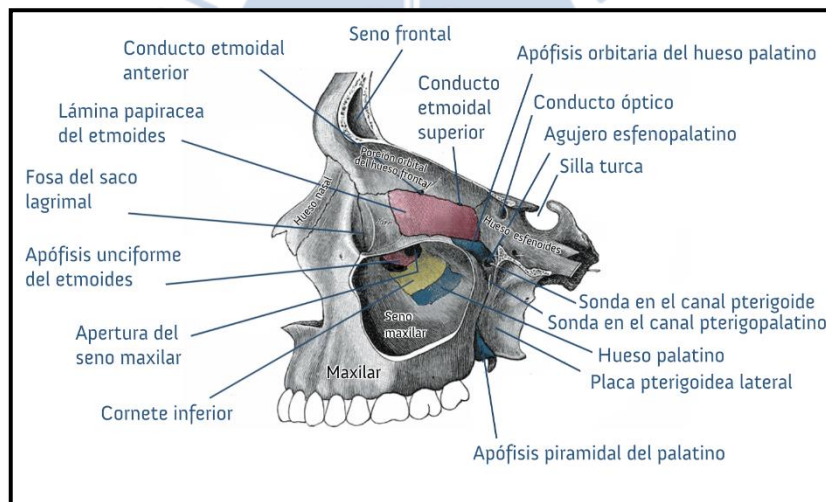


Figura 15. Maxilar superior.

Fuente: (Uvidia, 2013).

2.6.3.2. Maxilar inferior

Maxilar inferior o simplemente mandíbula, como se puede observar en la Figura 16, es un hueso impar y está conformado principalmente por hueso cortical, este es el único hueso móvil de la cabeza gracias a sus articulaciones temporomandibulares. Este hueso presenta una porción horizontal curva denominada cuerpo y dos porciones perpendiculares llamadas ramas.

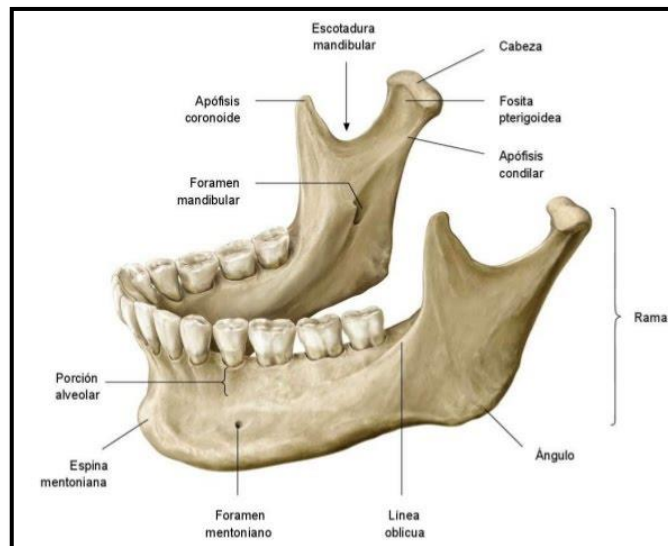


Figura 16. Mandíbula.

Fuente: (Martínez Olvera, 2017).

2.6.4. Mecanobiología de los maxilares

2.6.4.1. Remodelación ósea

El proceso de remodelado óseo se produce generalmente debido a las tensiones o cargas biomecánicas a las cuales el hueso se encuentra sometido, cambiando según el nivel de esfuerzo aplicado, iniciándose debido a un estímulo del tejido óseo el cual puede ser provocado debido a una lesión o inducido por parte de una cirugía y de un dispositivo ortopédico (Gutiérrez Gómez, 2008).

a) Influencia de la carga en la expresión molecular durante el remodelado óseo

Los osteocitos presentan forma aplanada y alargada en donde encontramos numerosos procesos celulares los cuales se introducen en los canalículos óseos de un diámetro aproximado de 10-100nm, estos transmiten los estímulos de fuerza externa en señales que activan los osteoclastos y osteoblastos, estos estímulos se transforman en señales gracias a los receptores de membrana.

Si se aplica una fuerza o carga continua las células osteogénicas se saturan resultando en un remodelado óseo incompleto, sin embargo, si se toma en cuenta periodos de descanso de aproximadamente 15 segundos después de cada periodo de fuerzas aplicadas genera una restitución de la sensibilidad celular.

Se ha logrado corroborar que aplicar una carga estática produce osteopontina en los osteocitos, algo que es muy favorable en el proceso de activación para mineralizar la matriz, por el contrario, la aplicación de una carga dinámica produce muy poca osteopontina, llegando a la conclusión que dependiendo del tipo de carga que se les aplique a los osteoclastos realizarán su función de activación de manera diferente (Cano Sanchez et al, 2007).

b) Teorías sobre el mecanismo celular y molecular del remodelado óseo sometido a carga

Al momento de producirse el remodelo óseo el nuevo hueso se alinea y forma a lo largo del eje de la carga local que domina. Los osteocitos cumplen la función de mecanosensores en el hueso.

La actividad de los osteoblastos y osteoclastos son moduladas gracias a los osteocitos convirtiendo las señales mecánicas en señales que puedan interpretar las células.

Según la teoría mecanostática de Frost, el hueso presenta un control muy similar a un termostato en donde es capaz de acoplarse a las condiciones exteriores de carga, donde una ρ que es la diferencia en la cantidad de hueso reabsorbido y hueso depositado, es positivo indica un incremento de la deposición ósea y una diferencia de ρ negativa indica un crecimiento en la reabsorción.

Se establecieron 5 niveles como se muestra en la Tabla 17 para la adaptación del hueso a las cargas, en donde se presentan los rangos y consecuencias de las cargas.

Tabla 17. Niveles de carga según Wiskott.

Categorías	Intensidad de la carga ($\mu\epsilon$)	Consecuencias
Desuso	$< 100 \mu\epsilon$	Mayor reabsorción ósea
Carga fisiológica normal	100-1500 $\mu\epsilon$	Homeostasis ósea, $\rho=0$
Sobrecarga media	1500-4000 $\mu\epsilon$	Mayor aposición ósea, ρ es positivo.
Sobrecarga patológica	$> 4000 \mu\epsilon$	Daño óseo irreversible, apareciendo grietas por fatiga
Fractura	20000 $\mu\epsilon$	Equivale a una resistencia a la flexión de 120 MPa

Fuente: (Cano Sanchez et al, 2007).

c) Microgrietas

Las microgrietas aparecen en el hueso por causa de la fatiga, la cual se genera cuando el hueso recibe cargas de manera cíclica. Estas microgrietas pueden medir 100 μm y produce deformaciones en los osteocitos que se va generalizando cada vez más. Los efectos de estas alteraciones no solo son fisiológicos, sino también biomecánicos ya que disminuyen la resistencia, dureza y rigidez del hueso.

En las personas de avanzada edad se ve un aumento significativo de microgrietas en sus huesos, entre las posibles explicaciones a este aumento, se cree que dentro de la matriz intersticial se tiene un hueso muy antiguo que no se ha remodelado de manera correcta por lo tanto este es muy frágil y mineralizado (Cano Sanchez et al, 2007).

2.6.4.2. Regeneración ósea

El proceso de regeneración ósea al igual que el del remodelado óseo dependen de la carga que se les aplica, ya que para un proceso de regeneración o curación la fuerza está aplicada sobre la formación de un hueso nuevo inmaduro, y para un proceso de remodelado óseo la fuerza está aplicada sobre un hueso inmaduro que ha pasado a ser maduro, o un hueso maduro dañado por otro hueso maduro.

Para el caso de la aplicación de carga sobre un proceso de regeneración o curación existen modelos como la distracción histogénica o la aplicación de carga inmediata sobre implantes dentales (Cano Sánchez et al, 2007).

a) Distracción histogénica

Es la capacidad que la aplicación de carga tiene para desarrollar un hueso nuevo y tejidos blandos que se encuentran a su alrededor, este se desarrolla entre dos fragmentos óseos los cuales han sido separados anteriormente mediante una cirugía.

b) Aplicación de carga inmediata sobre implantes

Esto se basa en cuanto estabilidad primaria tiene el implante para poder soportar una carga, sin considerar factores como la magnitud, tipo y duración de esta, debido a que la carga que se aplica a los implantes en regeneración periimplantaria es distinta para cada paciente. Sin embargo, se ha llegado a demostrar que los resultados son exitosos en periodos más cortos de tiempo, considerándose una opción terapéutica segura.

2.6.4.3. Mecanobiología del hueso periimplantario

El hueso periimplantario es el hueso que rodea al implante dental y para que se lleve a cabo una correcta implantación se deben considerar algunas medidas respecto a las cargas que se ejercen a los implantes y el tiempo en las que se realizan estas cargas después de la colocación de los implantes, también es importante conocer la fuerza y eficacia masticatoria de la persona con implantes.

a) Rango y tipos de cargas

El rango de cargas determina el tiempo en el que los implantes reciben cargas una vez que han sido colocados, su clasificación se muestra en la Tabla 18.

Tabla 18. Rango de cargas.

Carga inmediata	Carga precoz	Carga convencional	Carga retrasada
Carga aplicada en las primeras 48 horas después de la implantación.	Carga aplicada entre las 48 horas y 3 meses después de la implantación.	Carga aplicada entre los 3 y 6 meses después de la implantación.	Carga aplicada después de la carga convencional.

Fuente: (Cano-Sanchez et al, 2007).

Se pueden dar 3 tipos de carga dependiendo de cómo son las oclusiones del implante con los otros dientes, estas cargas se muestran en la Tabla 19.

Tabla 19. Tipo de cargas.

Oclusión directa	Oclusión indirecta	Oclusión progresiva
Ocorre el contacto directo entre la corona del implante y los dientes opuestos o antagonistas.	Ocorre cuando la corona del implante no tiene contacto directo con los dientes antagonistas.	Al comenzar la carga hay un contacto ligero y poco a poco se transforma en un contacto directo.

Fuente: (Weber et al, 2009)

b) Patrón masticatorio

La masticación tiene tres factores para tener en cuenta cuando se evalúan las cargas que afectan a los implantes, estas son la fuerza de la mordida, la eficacia y el fluido salivar.

La fuerza en la masticación varía mucho por persona, aun así todos comparten el hecho de que la magnitud de la fuerza que se aplica en los dientes posteriores llega a ser 3 a 5 veces mayor que en los dientes anteriores.

La frecuencia de la masticación necesaria para deglutir el bolo alimenticio es también diferente por individuo, además esta frecuencia no varía por edad o por cuán duro sea el alimento, a pesar de esto, la pérdida de dientes sí afecta esta frecuencia, al disminuir la frecuencia de masticación se afecta la eficacia para llevar a cabo el proceso de masticación, ya que el bolo alimenticio y el fluido salivar demora en formarse (Cano-Sanchez et al, 2007).

2.6.4.4. Mecanobiología de los implantes

Cuando se aplican cargas sobre las cabezas de los implantes dentales se generan momentos que producen que el implante gire sobre un eje, por otro lado, cuando las cargas aplicadas son laterales, el implante se inclina o rota sobre sus 3 ejes, además,

cuando se aplican cargas sobre los implantes, ya sea solo por anclaje o por masticación, se debe evaluar las fuerzas de reacción que generan.

El ligamento periodontal es un tejido amortiguador que rodea la raíz del diente y permite su traslación, este ligamento no lo tienen los implantes, por otro lado, cuando se realiza apenas el 10% de oseointegración en el implante (Cano-Sanchez et al, 2007), esto es suficiente para evitar completamente su traslación.

Las cargas de anclaje de un implante suelen ser de 5 N y puede producir momentos de hasta 2 N.cm, por otra parte, las cargas que recibe el implante por la masticación son mucho más altas y llegan a generar momentos de entre 10 y 40 N.cm. Aun así, se ha comprobado que los implantes dentales han soportado cargas mucho más altas ya que se tienen registros de fallos por fatiga entre los 1000 y 1500 N en dirección axial y entre 200 y 300 N en vista lateral (Sotomayor, 2016).

2.6.5. Dientes

Los dientes son considerados como órganos del cuerpo humano, estos son duros y se encuentran sujetos a los huesos maxilares y la mandíbula mediante el ligamento periodontal que funciona como una interfaz entre el diente y el hueso alveolar.

El conjunto de dientes forma dos tipos de dentición una temporal y otra permanente, ambas con notables diferencias desde la cantidad de dientes presentes, que para el caso de la dentición temporal es de 20 dientes y para la dentición permanente es de 32 dientes, el cambio que se da para el paso de la dentición temporal a la dentición permanente es a partir de los 12 años de edad y estos terminan de crecer aproximadamente a la edad de 25 años con los terceros molares los cuales usualmente se quedan retenidos dentro de los maxilares.

Los dientes están compuestos de tejidos mineralizados que contienen calcio, fósforo, magnesio y entre otros minerales que le otorgan su dureza ayudando así a la masticación de los alimentos que una persona ingiere para su posterior digestión, además de estos participan activamente en la comunicación de las personas (Ilerna, 2019).

2.6.5.1. Partes del diente

Básicamente el diente consta de 6 partes, como se puede observar en la Figura 17, que son el esmalte, la dentina, la corona, el borde de la encía, la pulpa y la raíz; sin embargo, se puede hacer una división general en dos partes: la corona y la raíz dental. En una persona que presente buena salud dental solo es visible la corona dental.

- **Corona:** Se ubica en la parte superior del diente y según la forma que esta tenga determinará la función que va a desarrollar debido a que la función de un incisivo es diferente a un molar y esta es diferente a la de un canino.

- **Esmalte:** Es una capa externa que recubre los dientes por ello es la que presenta mayor dureza, en caso de presentar una deficiente higiene bucal esta capa se deteriora.
- **Dentina:** Ubicada debajo del esmalte dental, esta presenta canales que conectan hacia la pulpa es por ello que cuando se presenta una infección que deteriora el esmalte esta llega hacia la pulpa y destruye el diente totalmente.
- **Pulpa:** Este tejido blando se ubica dentro del diente y en él se encuentran los nervios y vasos sanguíneos.
- **Borde de la encía:** Constituye la unión entre la encía y el diente, aquí es donde se acumula el sarro ocasionando problemas de salud si no se cepilla correctamente la zona.
- **Raíz:** Es la parte del diente que se une al hueso alveolar, la raíz constituye 2/3 partes del diente.

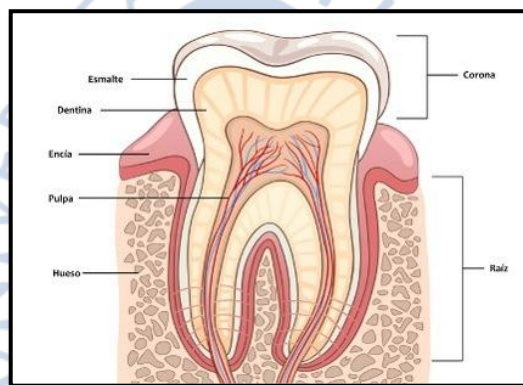


Figura 17. Partes de un diente.

Fuente: (Clínica dental Sanitas, 2013).

2.6.5.2. Tipo y funciones del diente

Los diferentes tipos de dientes no solo se diferencian por la forma de su corona; sino también por las funciones que realiza cada tipo, los 4 tipos de dientes son los incisivos, caninos, premolares y molares y las funciones que realizan en la masticación son cortar, desgarrar, triturar y moler.

a) Incisivos

Son 8 dientes en total de este tipo, 4 por cada maxilar; estos dientes son afilados y sus coronas tienen forma de cincel, por esta razón su función es la de cortar los alimentos. Los incisivos son más propensos a la sensibilidad dental.

b) Caninos

Son 4 dientes en total, 2 por cada maxilar y se encuentran a los extremos de los incisivos. Son los dientes más largos debido a que sus coronas son puntiagudas, sus formas les permiten perforar y desgarrar los alimentos en especial la comida fibrosa como lo es la carne.

c) Premolares

Los premolares son 8 dientes en total, 4 por cada maxilar, se ubican entre los caninos y los molares. Las coronas poseen 2 relieves puntiagudos y la fusión de estos dientes es la de triturar.

d) Molares

Estos dientes son los más numerosos, son 12 en total, 6 en cada maxilar, los terceros maxilares los dientes que salen en la parte más posterior de la cavidad oral y son también llamados muelas del juicio. Los molares se encargan de triturar y moler la comida.

2.6.6. Hueso alveolar

Este hueso pertenece o lo conforma el maxilar y la mandíbula, es el encargado de darle soporte y protección a los dientes, en este hueso se insertan los músculos, además de servir de almacén para la médula ósea y permitir que almacenen iones de calcio.

Como se mencionó anteriormente, el hueso alveolar necesita a los dientes para su correcto desarrollo y para mantenerse sin reabsorción ósea, por ello al momento de extraer un diente entra en un estado de atrofia.

La apófisis alveolar es una estructura que forma el hueso y que sostiene a los alvéolos dentarios en donde se depositan las raíces de los dientes, este está compuesto por dos láminas óseas de hueso compacto.

Las características de cuerpo maxilar o mandibular y sus apófisis alveolares son nulas; sin embargo, podemos clasificar la apófisis alveolar según su adaptación funcional.

En la primera parte el hueso alveolar sirve de inserción a las fibras del ligamento periodontal, estas fibras se insertan en el hueso para producir un hueso denominado hueso fibroso, estas fibras son denominadas fibras de Sharpey.

En la segunda parte el hueso que da soporte es el que rodea al hueso alveolar además consta de láminas de hueso compacto y se encuentra orientado alrededor del hueso formando un soporte del hueso alveolar (Sánchez Uresti, 2018).

2.6.7. Hueso basal

El hueso basal se ubica en ambos maxilares después del hueso alveolar, no guarda relación con los dientes asimismo su función es más de soporte y la de dar forma a la cara. Cuando se da la reabsorción ósea a causa del edentulismo, el hueso basal no se ve afectado y es el único hueso que se mantiene en el maxilar, este hueso puede servir para la colocación de implantes con la ayuda de injertos óseos, ya que el maxilar superior tiene menos cantidad de hueso que la mandíbula (Gómez, 2020).

2.7. Implantología dental

2.7.1. Implantología dental moderna

En la década de los 70 surgió la implantología dental moderna gracias a las investigaciones del médico cirujano sueco Per-Ingvar Branemark, por sus investigaciones se descubrió el proceso de la oseointegración y se le considera el “padre de la implantología dental moderna”.

En el año 1969 el doctor Branemark introdujo una cámara óptica de titanio en la tibia y peroné de conejos para poder estudiar el comportamiento de los tejidos vivos y de qué manera se lleva a cabo la curación de heridas; cuando se decidió retirar la cámara óptica, el doctor se dio cuenta que el tejido óseo del hueso se había adherido a la cámara y esto hacía imposible separar los objetos. Más adelante se comprobó que debido a la biocompatibilidad del titanio, se podían colocar implantes dentales en el hueso alveolar para así asegurar una buena sujeción.

Hoy en día, la implantología dental se ha convertido en una de las especialidades de la odontología que más evoluciona, además esta carrera es muy compleja porque se requiere mucha precisión en el tratamiento. El nivel experiencia que se ha alcanzado en esta disciplina la hace muy atractiva para los médicos odontólogos y también para los pacientes edéntulos, los cuales consideran al tratamiento de implantes dentales como la mejor solución de su padecimiento.

2.7.2. Tipos de implantología

2.7.2.1. Implantología axial o crestal

Este tipo de implantología es la más conocida ya que se aplica cuando el paciente edéntulo tiene suficiente volumen óseo para colocar los implantes dentales mediante cirugía. A pesar de ser una técnica para huesos saludables, en algunos casos se necesitan injertos óseos para aumentar el ancho del hueso alveolar, lo único malo es que no siempre se adaptan bien los injertos y se necesitan otras técnicas de implantología.

2.7.2.2. Implantología basal

La implantología basal es el tratamiento más adecuado para pacientes edéntulos que poseen poco volumen óseo y no se inclinan por la opción del injerto óseo ya que este no logra ser exitoso; como su nombre lo indica, los implantes se colocan en el hueso basal, el cual no se ve muy afectado por reabsorción ósea y el proceso de rehabilitación del paciente es más rápido que en otros tratamientos de implantes. A pesar de todas las ventajas que proporciona este tipo de implantología, la operación quirúrgica es muy complicada y se necesita mucha experiencia.

2.7.3. Fases del tratamiento de la implantología dental

Cuando se realiza la evaluación para realizar la colocación de un implante dental se siguen una serie de pasos, estos pasos de evaluación son personalizados, esto con el fin de considerar cuál es el tratamiento óptimo para el paciente.

El primer paso es realizar un estudio en donde se explora, diagnostica y analiza el hueso del paciente, esto con el fin de averiguar el estado de este mismo mediante el uso de radiografías o tomografías computarizadas.

En este mismo paso se evalúa la implementación de guías quirúrgicas, estos dispositivos biomédicos de molde para la colocación de los implantes, entre sus beneficios disminuir el tiempo de cirugía y presentar menos dolor en el postoperatorio, se fabrican de forma precisa previo a un estudio; no obstante, estas suelen ser un bastante costosas y se encuentran principalmente en 3 tipos la guía restrictiva, la semirrestrictiva y la no restrictiva.

Para el caso de la guía restrictiva esta brinda una mayor estabilidad y exactitud al momento realizar la cirugía, limitando las posiciones y presentando topes de profundidad, todo esto a un elevado costo.

Para el caso de la guía semirrestrictiva esta incorpora un tubo que sirve de guía para el cirujano; pero, no se tiene control sobre la profundidad con la que se va a implantar el dispositivo.

Para el caso de la guía no restrictiva esta solo le indica al cirujano la posición de los implantes en relación con la guía, sin embargo, no se toma en cuenta un control sobre la dirección y profundidad del proceso de fresado, lo que puede ocasionar errores de ángulo de entrada (Henao et al, 2018).

El segundo paso se denomina fase quirúrgica en donde realiza la colocación del implante mediante una intervención quirúrgica en la encía y el hueso, y dependiendo de cómo evoluciona cada persona demora un periodo de 3 a 6 meses, este tiempo es el que le toma al implante oseointegrarse al hueso para evitar que se mueva de su lugar.

El tercer y último paso es la colocación de la corona en el implante previamente implantado, esta irá atornillada y se espera que tenga una duración aproximada de 25 años (Centre Dental, 2018).

2.7.4. Mejoras en la implantología dental

La implantología dental ha ido evolucionando a través de los años es por ello que día a día se presentan avances novedosos para dar solución a problemas que se presentan o para mejorar las soluciones existentes. Esto es el caso cuando se quiere mejorar la

oseointegración en el implante y las soluciones que se presentan son los tratamientos superficiales en el titanio implantado con el fin de desarrollar recubrimientos bioactivos.

2.7.4.1. Tratamientos superficiales

- **Blastinizado:** Es un tratamiento mediante el cual partículas abrasivas como sílice o alúmina impactan en el titanio del implante dental mediante corrientes de aire, gracias a esto se consigue una mejor interacción del tejido con el implante. Actualmente estas partículas de sílice o alúmina se pueden reemplazar por partículas biocompatibles de fósforo o de calcio.
- **Anodizado por plasma químico:** Este es un método moderno también conocido como micro-arcooxidation, en donde se le aplica un tratamiento superficial al implante de titanio para generar un recubrimiento de cerámico mediante una ruptura dieléctrica de un aislante el mismo que está presente en la superficie de un ánodo el cual entra en contacto con un electrolito previamente definido, este recubrimiento que se obtiene es una capa de óxido de titanio junto con fosforo y calcio, el cual tiene una alta dureza y resistencia al desgaste, además la adherencia al metal base que es el titanio depende de factores como la composición del electrolito, la intensidad de corriente o voltaje y su tiempo de aplicación.
- **Tratamientos termoquímicos:** Dentro de los tratamientos termoquímicos tenemos el tratamiento alcalino el cual ayuda a la formación de un hidrogel compuesto principalmente de titanato de sodio amorfo, este favorece el crecimiento de apatita sobre el implante, transformando las superficies bioinertes en superficies bioactivas haciendo que el tiempo de oseointegración se reduzca, para estabilizar se utiliza un tratamiento térmico, consistente en una capa de titanato de sodio denso que ayuda a la superficie del implante mejorando su adhesión y su bioactividad, la formación de esta capa depende de factores como el cuánto es la capacidad de migración que tienen los iones de sodio que se encuentran en la cristalización del hidrogel (Ekkert et al, 2018).

2.7.4.2. Geometría y diseño

Al igual que los tratamientos superficiales, la geometría y el diseño de implantes dentales se encuentran en continua innovación esto debido a razones funcionales como a razones comerciales. Actualmente se usan implantes convencionales con diseño cilíndrico los cuales se han detallado anteriormente, pero existen más diseños que presentan diámetro y tamaño más reducido en donde se ha demostrado su buena fiabilidad y éxito.

Para poder diseñar un nuevo modelo de implantes dental se debe tener en cuentas ciertas consideraciones tales como, el diseño de preferencia debe ser cónico, en donde

se disminuya el diámetro en sentido cérvico apical; el paso de la rosca debe ser decreciente teniendo como fin el comprimir el hueso; los diámetros y longitudes de los implantes deben ser los adecuados para poder adaptarse a las situaciones anatómicas de la mayor parte de personas; el implante debe permitir una simplicidad en la cirugía; presentar algún elemento antirrotacional como es el sistema de hexágono externo y como última característica debe tener un diseño estético (Bowen Antolín, 2000).

- **Diseño cervical triangular:** Este tipo de implantes como se puede observar en la Figura 18, presenta una morfología triangular cerca al lugar en donde se cementa la corona, tiene como objetivo principal el reducir la cantidad de titanio con el fin de dar más espacio para que el tejido óseo se oseointegre y permita lograr una mayor estabilidad en el tejido periimplantario.



Figura 18. Implante con diseño triangular (izquierda) frente a un diseño cilíndrico (derecha).

Fuente: (Sanz Matrán, 2018).

- **Diseño cónico:** Los implantes cuyos diseños son cónicos como se muestra en la Figura 19, permiten que el espesor óseo se mantenga y así evitar problemas como son la fenestración dental o dehiscencia ósea, estos presentan una excelente estabilidad manteniendo una correcta adhesión al tejido blando.



Figura 19. Implante cilíndrico (derecha) frente a implante cónico (izquierda)

Fuente: (Ivorra Server, 2017).

2.7.5. Implantología en el Perú

Dos de los fabricantes líderes que importan sus prótesis o implantes dentales a Perú son de las marcas coreanas Dio Implant y Neo CMI implant con aproximadamente más de un 80% de aceptación del mercado peruano, el cual se encuentra en aumento en los últimos años gracias al “boom” que supone recuperar la sonrisa de una manera sencilla y siendo completamente funcional y estética.

Este crecimiento, en la demanda de implantes dentales, se ve reflejado en los cientos de consultorios odontológicos que ofrecen los productos de estas marcas principalmente de Corea del sur, como una alternativa de solución al problema del edentulismo, así también, durante los años 2017 y 2018 se importaron aproximadamente 11.357 implantes dentales a Perú y si se compara con el registro histórico de los últimos 10 años, en 2 años ingresaron más implantes que en los últimos 10 años.

Además de las empresas coreanas, también se importan implantes dentales de países como Argentina, Brasil, España y Estados Unidos, sin embargo, las compañías coreanas suponen el 89% de estas importaciones.

Los implantes dentales importados a Perú admiten un costo más elevado que importarlos a otros países de Latinoamérica, esto debido, principalmente a que se requiere una logística que mantenga estos implantes estériles durante su traslado, es por ello que un implante dental en Perú puede llegar a costar 120 dólares, mientras que en Brasil su costo puede llegar a 30 dólares.

Este “boom” en la implantología dental ha supuesto que varias empresas busquen importar implantes dentales de mala calidad, los cuales no cuentan con medidas de seguridad como el registro sanitario, son de mala calidad y carecen de permisos de comercialización otorgados por la Dirección General de Medicamentos, Insumos y Droga, los cuales son requerimientos fundamentales para su importación a Perú.

La mayor parte de las piezas dentales de contrabando son provenientes de empresas chinas, en 2016 SUNAT halló más de 10 mil aparatos dentales los mismos que eran camuflados en cajas de mascarillas y tenían como destino abastecer a clínicas del departamento de Lima. Sin embargo, esto no solo queda ahí, pues, en los últimos 10 años se ha decomisado material dental de contrabando por un monto total de 250 mil dólares en Perú (Ciriaco, 2018).

2.7.5.1. Nivel de experiencia de los odontólogos en Perú

En el Perú la especialidad en implantología dental se puede brindar a través de cursos en institutos odontológicos o en programas de posgrado en universidades; una de las vías de capacitación para los implantólogos en el Perú se da gracias a acuerdos formados entre las empresas fabricantes de implantes dentales y las universidades.

Según un implantólogo que estudió una carrera de posgrado en la Universidad Nacional Mayor de San Marcos, empresas coreanas como Deo implant y Neo CMI implant mandan a expertos para capacitar a los estudiantes en consecuencia, de esta forma, los implantólogos utilizan sus productos posteriormente (Ciriaco, 2018).

Otra de las formas de capacitación para implantólogos dentales en el Perú consiste en que las empresas fabricantes aprovechan las conferencias de la Asociación Peruana de Periodoncia y Oseointegración (APPO) para seleccionar a los especialistas en implantología, de esta manera, las empresas negocian e inducen a comprar sus productos incluyendo también sus capacitaciones (Ciriaco, 2018).

2.7.5.2. Proyectos de fabricación de implantes

Actualmente en Perú, la implantología se encuentra en constante crecimiento y desarrollo tanto en el sector dental como en la tecnología con la que cuentan algunos laboratorios, esto permite que se produzcan piezas dentales más precisas y con mayor duración gracias al desarrollo tecnológico e informático mediante el software CAD y a la manufactura de la pieza por parte del software CAM.

La universidad de Piura realizó una investigación sobre el uso de células madre en un prototipo de implante dental para mejorar su fijación, esperando introducir nuevas técnicas en el proceso de implantología dental, así como el brindar un soporte técnico y científico a los implantólogos, desarrollar prototipos y nuevas tecnologías para el desarrollo de implantes dentales, el posible desarrollo de un algoritmo de remodelación

ósea y una evaluación cuantitativa de su desarrollo, fabricación e incorporación permitiendo un mayor acceso a esta técnica (UDEP, 2015).

La Universidad de Ingeniería y tecnología o también llamada UTEC, es la primera universidad con autorización para ser utilizada como centro de investigación con el fin de diseñar proyectos de investigación, desarrollo e innovación o también llamados proyectos I+D+i, es por ello que el Centro de Investigación en Bioingeniería se encuentra trabajando en un proyecto con el fin de imprimir tejidos y piel en una bioimpresora 3D como se puede observar en la Figura 20, en donde se prueban distintos biomateriales como el caso del titanio para los implantes dentales, esto se logra creando un modelo digitalizado del prototipo que la bioimpresora va a producir mediante las imágenes de tomografías o resonancias magnéticas de cada paciente, logrando imprimir capa por capa el biomaterial deseado para el modelo, después de terminar la impresión se inyectan células vivas al prototipo, terminando el proceso exitosamente.

Los investigadores a cargo del desarrollo de esta bioimpresora explican que su función es similar a una impresora 3d; sin embargo, su principal diferencia radica en que en uno de los cartuchos hay biomaterial en el otro hay células del paciente, el resto del procedimiento es similar imprimiendo capa por capa de biomaterial cuya temperatura depende también del tipo de celular que se va a posicionar en esa parte de la impresión (Flores, 2019).

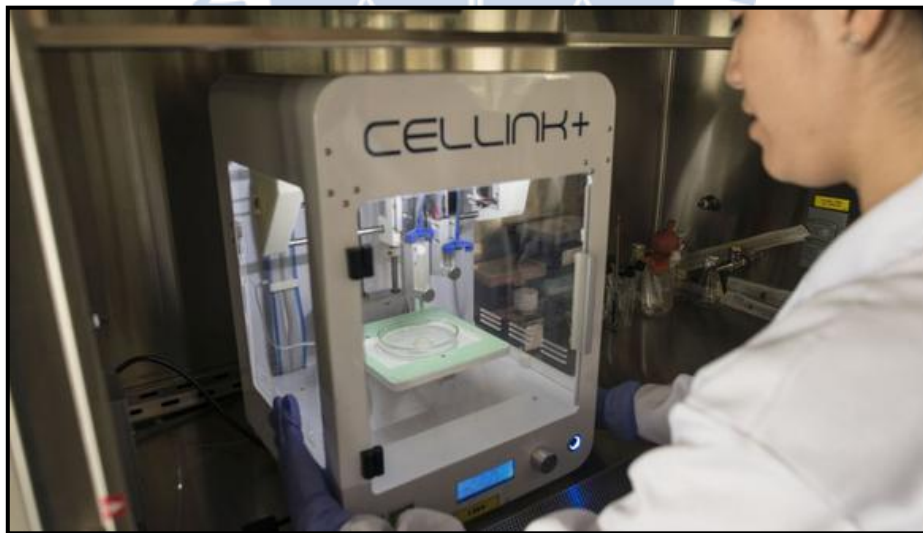


Figura 20. Bioimpresora 3D.

Fuente: (Flores, 2019).

2.7.5.3. Empresas importadoras de implantes

La empresa BIOHORIZONS, fundada en 1994 y dirigida por un ingeniero con experiencia en biomedicina, es una de las empresas más grandes mundialmente, está presente en 90 países en el mundo entre ellos Perú, esta empresa investiga, innova y

demuestra a sus clientes que sus productos de implantes dentales poseen evidencia científica de su correcta funcionalidad, demostrando confianza y transparencia para sus pacientes. La misión de BioHorizons es brindar una mejor calidad de vida a sus pacientes brindando productos como implantes dentales y productos de regeneración basados en evidencia científica comprobada (BiohorizonsPeru, 2019).

En Perú, la empresa S.I.P (Sistema de implantes dentales), ubicada en Lima, concretamente en el distrito del Callao, se dedica a la importación, almacenamiento, comercialización y distribución de productos odontológicos y farmacéuticos, entre los que destacan los implantes dentales fabricados con biomateriales de alta calidad y cumplen la normativa legal tanto nacional como internacional (FindGlocal, 2015).

Otra empresa importadora en el Perú es Orvimpor Biotechnology SAC, esta compañía se encuentra en Lima y se encarga de importar y distribuir los productos odontológicos que brinda la empresa brasileña Bionnovation Biomedical. Bionnovation no solo fabrica implantes dentales; sino, también injertos óseos los cuales son muy necesarios para pacientes que cuentan con poco volumen óseo. Esta empresa fue fundada en el año de 1993 en Sao Paulo y hasta la fecha sus productos son vendidos hasta en más de 45 países alrededor del mundo (Bionnovation, 2018).

La empresa Euro Dental Medical Import está ubicada en Lima y desde el año 2007 importa equipos y accesorios odontológicos de muchos países en el mundo, así mismo, cuenta con un servicio técnico calificado para brindar apoyo y mantenimiento en caso sea necesario por el cliente (Import, 2018). La principal empresa que abastece a Euro Dental con implantes dentales es la empresa estadounidense MIS Implants Technologies, esta empresa tiene más de 25 años de creación y actualmente es una de las corporaciones líderes en el mundo de la implantología dental; MIS ofrece implantes de última generación y también ofrece conferencias para enseñar sobre diversos aspectos de la implantología dental (Implants, 2009).

Capítulo 3

Consideraciones para el diseño de implantes dentales en base a imágenes médicas y por el método de elemento finitos.

Para lograr entender cómo funciona la rehabilitación oral por medio de implantes dentales se debe analizar las partes que lo conforman, en la literatura estos se pueden encontrar divididos en dos o tres partes dependiendo de la forma de colocación de la prótesis o corona; sin embargo, en nuestra investigación consideramos oportuno clasificarlos en 3 partes las cuales hacen posible entender mejor este sistema mediante un estudio detallado.

3.1. Partes de un implante dental

3.1.1. Implante

El implante es el principal elemento del conjunto, este representa la raíz artificial del diente que se va a reemplazar, tiene forma de tornillo y se coloca dentro del hueso alveolar, esta pieza sirve como anclaje para los demás elementos gracias a la oseointegración que se produce sobre su superficie, de esta forma se garantiza la estabilidad y durabilidad del conjunto.

3.1.2. Aditamentos

Los aditamentos que están presentes dentro del implante dental son una serie de dispositivos los cuales tienen como principal función fijar, retener y estabilizar la corona o prótesis con el implante, es por ello que los requerimientos de estas piezas son de alta precisión, ya que necesitan un diseño compatible, así también que se pueda adaptar de manera precisa con los implantes. Al ser los aditamentos una parte fundamental del implante dental estos deben ser resistentes e inalterables a las sustancias alimenticias, al paso del tiempo y al desgaste dental fisiológico, además de permitir a todo el implante dental tener una buena estética y de realizar una correcta masticación (Estudi Dental Barcelona, 2018).

3.1.2.1. Tapa o tornillo de cierre

Este aditamento es usualmente elaborado de titanio puro, forma parte de la primera etapa quirúrgica, cumple la función de un tapón como se puede ver en la Figura 21, el cual se inserta sobre el módulo de la cresta del implante que tiene una rosca la misma que garantiza una correcta unión, impidiendo que dentro del implante se deposite o crezca hueso, tejido blando o residuos durante la etapa de cicatrización (Estudi Dental Barcelona, 2018).



Figura 21. Tornillo de cierre.

Fuente: (Per Dental, 2020).

3.1.2.2. Pilares

El pilar es la pieza cuya función es conectar el tornillo con la corona dental o prótesis, permitiendo así prolongar el cuerpo del implante a través de la encía y estos se clasifican en tres tipos (Ferrús, Ferrús y Bratos Tu sonrisa es única, 2020).

a) Pilar de cicatrización

El pilar de cicatrización es un elemento que permite prolongar el cuerpo del implante sobre la encía, como se puede ver en la Figura 22, este pilar es de carácter temporal permitiéndole a la encía cicatrizar alrededor de este, el pilar se coloca en la segunda etapa de cicatrización, retirando el tornillo de cierre al momento en el que el implante ya logró la oseointegración.



Figura 22. Pilar de cicatrización.

Fuente: (Medical 10, 2014).

b) Pilar protésico

Los pilares protésicos son elementos intermediarios para la unión definitiva entre un implante y la corona, también son llamados abutments y estos se pueden clasificar según su método de sujeción en:

- **Pilar atornillado:** Este pilar se utiliza para unir la prótesis mediante un tornillo o rosca y se muestra en la Figura 23.



Figura 23. Pilar atornillado.

Fuente: (Raico Gallardo, 2011)

- **Pilar cementado:** Este pilar se utiliza para unir la prótesis mediante cementos dentales, actuando como un muñón al que se le une una corona, un puente o incluso una sobredentadura, este se muestra en la Figura 24.



Figura 24. Pilar cementado.

Fuente: (Raico Gallardo, 2011).

- **Pilar con retenedor:** Este tipo de pilar tiene un sistema de anclaje o retenedor O-ring como se observa en la Figura 25, en donde va soportada la corona o prótesis removible, esto le permite al paciente poder colocar o retirar a su gusto la prótesis. Este tipo de implantes son muy útiles cuando son ferulizados por una barra.



Figura 25. Pilar con retenedor.

Fuente: (Raico Gallardo, 2011).

c) Pilar provisional

Los pilares provisionales son elementos temporales en los implantes dentales, estos tienen como objetivo el ofrecer una utilidad funcional y estética desde que se inserta el implante en el hueso, este tipo de pilar usualmente está compuesto por un pilar y cofia de plástico, esto hace posible que se pueda implementar inmediatamente después de la cirugía de implantación, estos se pueden apreciar en la Figura 26 (Sevilla Lopez, 2014).



Figura 26. Pilares provisionales.

Fuente: (Recursos Médicos, 2020).

3.1.2.3. Cofia de transferencia

La cofia de transferencia o también llamada transfer es un elemento que se muestra en la Figura 27, y se utiliza para la impresión de prótesis sobre un implante, realizando así una correcta posición y diseño del implante o del pilar al modelo sobre el cual se va a trabajar y confeccionar la prótesis (Raico Gallardo, 2011).



Figura 27. Cofia de transferencia.

Fuente: (Cortical Implantología y Regeneración, 2018).

3.1.2.4. Análogo

El análogo es una copia exacta del cuerpo del implante, este trabaja junto con el transfer y permite obtener un modelo en yeso con el que se puede trabajar para la fabricación de la prótesis implantosoportada, el análogo cumple una función muy importante ya que una vez obtenida una impresión de la boca y por ende el análogo se puede crear el diente que se quiere reemplazar, usualmente el material de análogo es de acero o bronce, tal como se muestra en la Figura 28 (FexDental, 2020).



Figura 2829. El análogo de un implante dental.

Fuente: (Virtual Expo Group, 2019).

3.1.2.5. Tornillo protésico

El tornillo protésico sirve de unión atornillada del pilar con la prótesis y a su vez de unir todo esto con el implante, los aditamentos del implante dental se muestran a continuación en la Figura 29.

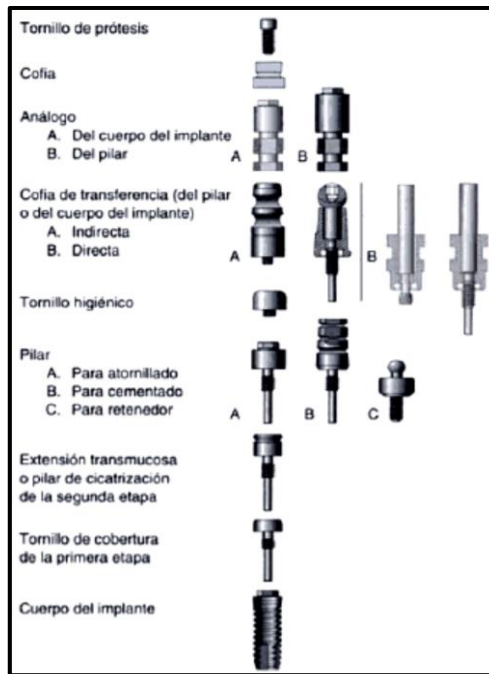


Figura 293031. Aditamentos de un implante dental.

Fuente: (Raico Gallardo, 2011).

3.1.3. Corona

La corona es la prótesis dental que simula la apariencia de un diente natural además de ser la única parte que debe ser visible entre todos los elementos, esta pieza debe garantizar la estética y funcionalidad que el paciente necesita.

Según la forma de colocación de una corona sobre un implante dental, estas se pueden clasificar en tres tipos:

a) Corona atornillada

Las coronas atornilladas se utilizan cuando no se tiene una altura de prótesis muy grande, de esta manera se evita que se mueva la corona, también al no tener cemento en los tejidos blandos, ya no es necesario eliminar sus residuos, lo cual resulta ser muy difícil.

Una de las ventajas que tienen estas coronas es que pueden ser retiradas mucho más fácil que las cementadas, esto ayuda mucho, ya que algunas veces las coronas se deben retirar debido a fracturas o aflojamientos de algunos de los elementos del implante; un gran problema de estas prótesis es que tienen más probabilidad de aflojamiento y fractura, también puede presentarse placa bacteriana debido a un mal sellado de la prótesis (Ferrús, Ferrus&bratos, 2020).

b) Corona cementada

Este tipo de corona es muy recomendada para pacientes edéntulos que necesiten más de un implante, esto se debe a que trasmite mejor las fuerzas mecánicas que las coronas atornilladas, también permiten una buena

distribución de fuerzas oclusales a lo largo del implante debido a que este tipo de coronas no necesita de un tornillo (Nava-González et al., 2014).

Uno de los inconvenientes que se presentan con este tipo de coronas es que el cemento puede acumularse en la cresta ósea y luego se necesita una intervención para tallar este cemento, lo cual es muy difícil.

c) Prótesis removible retenida por O'Ring

Estas prótesis no son las estructuras metálicas o ganchos apoyados sobre la encía o el hueso, sino que consisten en dentaduras implantosoportadas sobre dos o cuatro implantes, generalmente se colocan 2 implantes en el lugar de los caninos y son recomendados para el maxilar inferior porque este hueso es más fuerte.

Lo particular de este tipo de prótesis es que se sostienen sobre unas pequeñas esferas metálicas que sobresalen en la parte superior del pilar del implante y en la base metálica de esta esfera se coloca un O'Ring cuyo interior es de goma, a este tipo de prótesis también se le conoce por prótesis removible retenida por O'Ring, la esfera y su colocación en la prótesis se puede apreciar en la Figura 30. A comparación con las prótesis que se soportaban sobre la encía, esta forma de colocación brinda más estabilidad y comodidad para el paciente edéntulo, ya que de esta forma se evitan las incomodidades por desajustes o movimientos con la prótesis (Multident, 2019).



Figura 3032. Prótesis removible retenida por O'Ring.
Fuente: (Barreto et al., 2017) (Multident, 2019).

3.2. Diseño del implante dental

3.2.1. Longitud del implante

La longitud de un implante dental se define como la distancia que existe entre el ápice y el mayor diámetro del hombro y es de vital importancia, ya que de este factor depende en gran medida la estabilidad del implante tanto primaria como secundaria; sin embargo, para seleccionar una correcta longitud del implante se debe tener en cuenta

otros factores como la densidad ósea, calidad de hueso, el tamaño y la superficie mandibular, tipo de diente a sustituir, entre otros. No obstante, actualmente existen técnicas que permiten la colocación de implantes dentales a pesar de que las condiciones biológicas y anatómicas no sean favorables los cuales ya se han mencionado anteriormente.

Teniendo presente lo anteriormente mencionado a mayor superficie de contacto entre implante y hueso existirá una mejor distribución de los esfuerzos, además de presentar una mayor estabilidad primaria en comparación con los implantes de longitud corta; sin embargo, los implantes de longitud corta presentan algunas ventajas en comparación a los implantes de mayor longitud como el requerir menor trabajo y desgaste en el lugar en donde se va a colocar.

Los implantes dentales se pueden clasificar en implantes cortos, cuya longitud es menor a 8.5 mm; implantes medianos, cuya longitud se encuentra entre 8.5 mm y 11.5 mm e implantes largos cuya longitud es mayor a 11.5 mm. Un estudio realizado en 2012 sobre la influencia de la longitud y diámetro en la tasa de sobrevida de los implantes concluyó que una longitud de implante mayor a 13 mm no presenta mayor ventaja comparado a los implantes de longitud regular (Ortega Lopez et al, 2012).

Otro estudio se enfoca en la comparación de las diferentes longitudes de los implantes frente a los esfuerzos que estos soportan en las diferentes partes de los implantes, los cuales están sometidos a cargas tanto axiales como oblicuas, estos resultados se muestran en la Tabla 20 y en la Figura 31, obteniendo como resultados que en los implantes de mayor longitud los esfuerzos que estos soportan son menores en comparación a los implantes de menor longitud, tanto para carga axial como para carga oblicua (Uzcátegui et al, 2018).

Tabla 20. Esfuerzo máximo en el implante en función de la longitud del implante.

Esfuerzo máximo (MPa)								
Longitud	8mm		10mm		12mm		13mm	
Carga en el implante	Axial	Oblicua	Axial	Oblicua	Axial	Oblicua	Axial	Oblicua
	98.7	329	89.9	306	80	265.1	32.8	262.7

Fuente: (Uzcátegui et al, 2018).

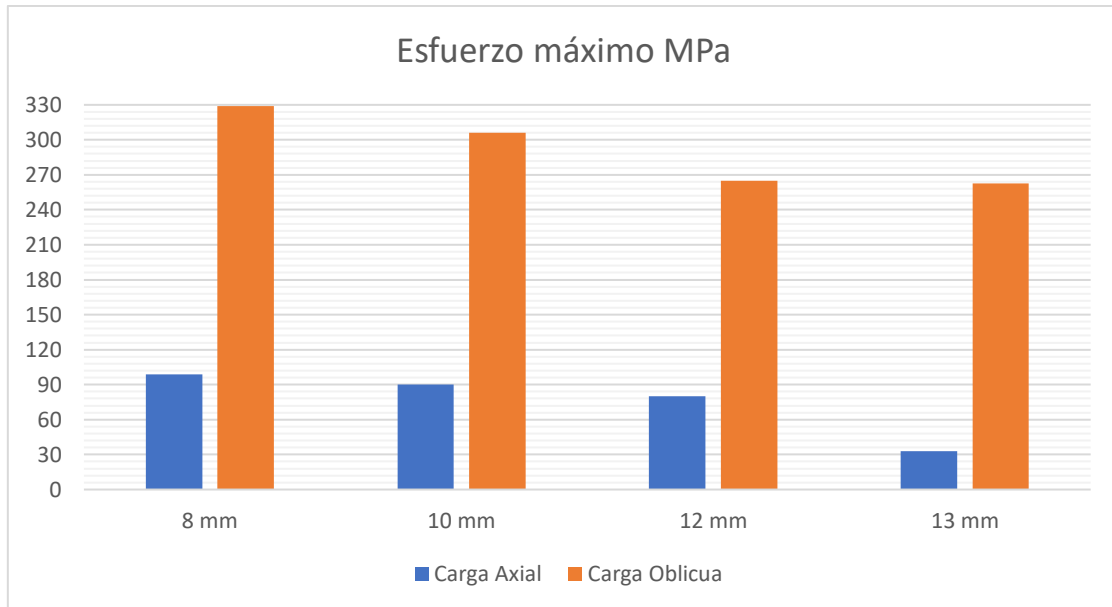


Figura 3133. Esfuerzo en el implante en función de su longitud.

Fuente: Elaboración propia.

3.2.2. Forma de la rosca

Las diferentes formas de rosca en implantes dentales son hechas con la finalidad de proveer un buen contacto hueso-implante y una distribución de cargas óptima. Como se muestra en la Figura 32, las formas de rosca más comunes son la rosca en forma de V, rosca cuadrada, rosca contrafuerte y contrafuerte inverso.

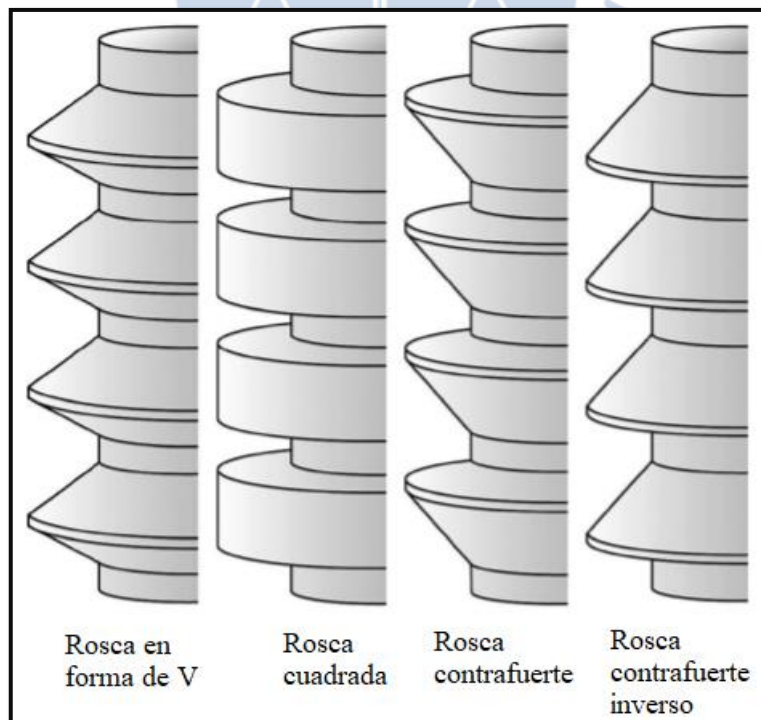


Figura 3234. Formas de roscas de implantes dentales.

Fuente: (Abuhussein et al., 2009)

Para evaluar la efectividad de estos perfiles geométricos respecto a la repartición de cargas, se han realizado muchos estudios FEA, generalmente probando cargas inmediatas axiales. Uno de los estudios comparativos FEA sometió un grupo de implantes a una carga inmediata axial de 300 N y los resultados establecieron que la mayoría de micromovimientos se dieron en la región cercana a la interfaz entre el hueso cortical y trabecular, también el implante con rosca cuadrada presentó los micromovimientos más propicios ya que distribuía mejor la carga. Además de los estudios FEA, también se han hecho pruebas in vivo con animales, estas llegan a casi los mismos resultados; la conclusión que siempre resalta es que la carga máxima se ubica cerca al hueso cervical (Ryu et al., 2014).

En la Figura 33 se muestran los 3 tipos de fuerzas que se producen en la interfaz del hueso con la rosca, estas son tracción, compresión y corte o cizallamiento; la magnitud y dirección de estas fuerzas varían dependiendo de la forma de la rosca. Está comprobado que, de estas fuerzas, la fuerza de compresión contribuye a aumentar la densidad y resistencia ósea, por otro lado, la fuerza de corte y de tracción debilitan el hueso, siendo el cizallamiento el más dañino; en el momento de diseñar la forma de rosca de un implante se busca encontrar un buen balance entre las fuerzas de compresión y tracción y reducir todo lo posible el cizallamiento (Bullis, 2013).

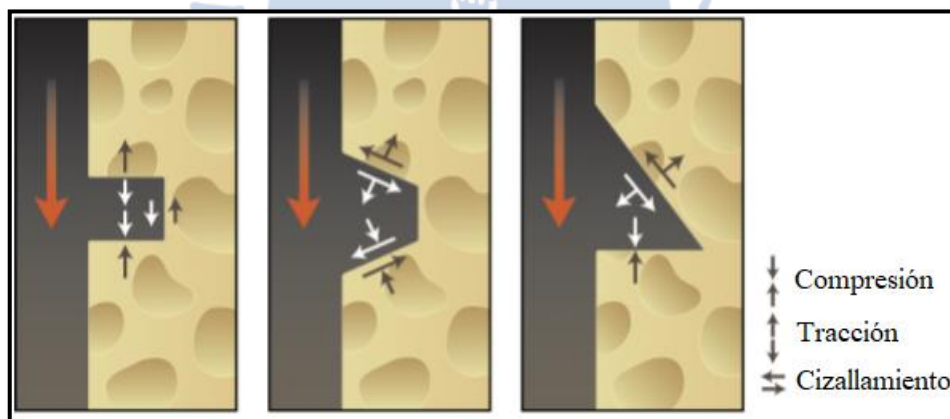


Figura 3335. Dirección de fuerzas en interfaz hueso-implante ante carga axial.

Fuente: (Abuhussein et al., 2009)

Las rosca con forma V son conocidas por ser fuertes, pero transfieren muchas cargas de corte, por otro lado, las rosca cuadradas son las que menos cargas de corte transfieren, aunque no son tan fuertes a comparación de la rosca en forma de V y los contrafuertes ya que tienen menos sección transversal en la base del implante. Frente una carga axial, la rosca cuadrada y contrafuerte resaltan por su capacidad de transmitir la carga por medio de fuerzas de compresión, en cambio, los implantes con rosca en forma de v y rosca contrafuerte invertido disipan la carga combinando los 3 tipos de fuerzas (Bullis, 2013).

3.2.3. Paso de la rosca y número de hilos

El paso de rosca de un implante dental se define como la distancia que hay desde el centro de un hilo hasta el centro del hilo siguiente, esto se mide en paralelo al eje del implante. El paso de la rosca se considera un factor geométrico muy importante en el diseño de un implante, ya que éste establece la cantidad de contacto hueso-implante y la distribución de cargas que recibe el implante.

Diversos estudios han demostrado que, a menor paso en la rosca de los implantes, se obtienen mayores áreas de contacto hueso-implante y la tensión se distribuye mejor, además la estabilidad primaria se incrementa, como ejemplo se tiene un trabajo en base a FEA (Ao et al., 2010) que comparó muchas formas y pasos de rosca y recomendó que se utilicen implantes con paso de rosca mayor a 0.44 mm. Se debe resaltar que los valores de paso varían dependiendo de la forma de rosca que se utiliza, un caso en particular se tiene con los implantes con rosca en forma de V, a estos se les considera un paso óptimo de 0.8 mm, ya que consiguen una muy buena estabilidad primaria y repartición de cargas (Kong et al., 2009). En estudios realizados con FEA (Ting-Hsun et al., 2011), se determinó que, para roscas trapezoidales y triangulares, los pasos de rosca óptimos son 1.6 mm y 1.2 mm respectivamente.

Ya que el paso de rosca ayuda a mejorar la estabilidad primaria, este factor se debe tener mucho en consideración cuando se tienen pacientes edéntulos con baja densidad ósea o mala calidad de hueso, ya que un correcto paso de rosca ayudará a que el implante obtenga una mayor estabilidad primaria.

Otro factor importante para considerar en un implante dental es el plomo, este representa el tramo que hay entre el centro de una rosca con el centro de esta misma luego de dar una vuelta, esto quiere decir que, para los implantes con rosca simple, el paso sería del mismo valor que el plomo; sin embargo, conforme aumentan las roscas, el plomo aumenta proporcionalmente al paso. El plomo permite conocer la rapidez de inserción de un implante, ya que si se comparan implantes de un mismo paso, pero diferente plomo, se puede determinar cual tiene mayor velocidad de inserción (Ryu et al., 2014).

A pesar de proveer mayor velocidad de inserción, algunos estudios de FEA en implantes con múltiples hilos señalan que los implantes con más hilos pierden estabilidad primaria, ya que causan daños al tejido óseo, una de estas investigaciones comparó desde un implante simple hasta uno de 4 hilos, de los cuales se determinó que el implante de una rosca era el más estable del conjunto y a éste le seguía el de 2 hilos, el implante menos estable fue el de 3 hilos (Liu et al., 2007). Debido a esta desventaja en la estabilidad que tienen los implantes de múltiples roscas, estos pueden ser más

útiles para pacientes que tengan una alta densidad ósea y buena calidad de hueso, ya que estos tienen una alta estabilidad primaria.

3.2.4. Profundidad y ancho de la rosca

Estos parámetros de diseño influyen en la distribución de cargas, facilidad de inserción del implante y la cantidad de contacto hueso-implante. La profundidad de la rosca se define como la distancia entre la punta externa de una rosca y el cuerpo interno de esta, por otro lado, el ancho de la rosca es el trecho entre la parte superior e inferior de una rosca medido en el eje axial (Misch, 2009).

Respecto a la inserción, cuando la rosca tiene menos profundidad, la inserción del implante es más sencilla, principalmente cuando se tiene alta densidad ósea. En el caso de las roscas con mayor profundidad se obtiene mayor contacto hueso-implante, lo cual ayuda a aumentar la estabilidad primaria y por lo tanto es beneficioso para los huesos con baja calidad ósea. Ya que para bajas y altas profundidades se tienen beneficios, algunas empresas ofrecen implantes dentales con rosca progresiva, cuya profundidad desciende desde el ápice hasta la cabeza del implante, esta rosca ayuda a rechazar el estrés que recae sobre la región cortical crestal, de esta manera se impide una potencial reabsorción ósea (Abuhussein et al., 2009).

No han sido muchos los estudios realizados en base al efecto que generan el ancho y profundidad de los implantes dentales, sin embargo existen algunos realizados con FEA en implantes cilíndricos sometidos a carga inmediata; el caso de un implante sometido a 100 N de carga axial y 30 N de carga bucolingual a -45 grados determinó que la profundidad óptima se obtiene a más de 0.44 mm y para el ancho de la rosca sus mejores valores se ubican entre 0.19 mm y 0.23 mm (Ao et al., 2010); en otro estudio FEA parecido pero con 50N de carga bucolingual a -45 grados se obtuvo que los valores óptimos de profundidad de rosca oscilan entre 0.34 y 0.5 mm y para el ancho son entre 0.18 y 0.3 mm (Kong et al., 2009); ambos estudios arrojaron valores óptimos parecidos y también llegaron a la conclusión que la profundidad de la rosca influye mucho más en evitar la concentración de esfuerzos en el hueso.

3.2.5. Ángulo de la hélice de la rosca

El ángulo de la hélice de un implante dental, como se muestra en la Figura 34, tiene como función principal brindar un perforado sin esfuerzo y tratar de mitigar el efecto que sucede en algunas personas, llamado efecto de aspiración o succión, el cual hace que se genere una presión intranasal negativa, succionando al implante hacia el seno maxilar (Fernández et al, 2018). Sin embargo, el ángulo de la rosca está directamente relacionarían al paso del implante, es decir si aumentamos el paso aumentará también el ángulo de la hélice, y si el ángulo se aumenta excesivamente el implante se debilita

afectando en gran medida los micromovimientos que se generan en el implante y su capacidad para soportar la carga axial (Yixue Zazhi, 2007).

Una correcta selección del ángulo de la hélice genera en el implante una buena distribución de cargas, y esto también depende del torque de inserción del implante, el cual está relacionado con el ángulo de la hélice, ya que este afectará directamente en cuanto hueso se deforma al hacer una cirugía de implantación, influyendo a su vez en el proceso de remodelación ósea, afectando así el éxito del implante (Menezes et al, 2018).

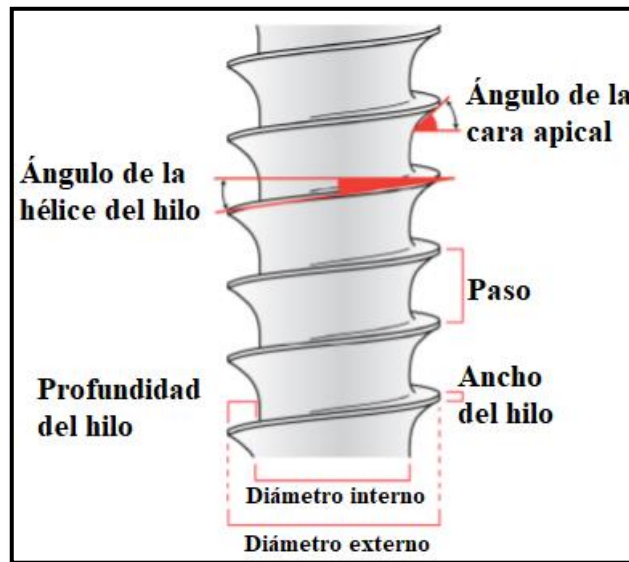


Figura 3436. Ángulo de hélice en un implante dental.

Fuente: (Abuhussein et al., 2009).

3.2.6. Módulo crestal del implante

El módulo de la cresta del implante o cuello del implante es una porción diseñada para retener la prótesis dental, usualmente esta puede ser una superficie lisa o rugosa que debe soportar cargas oclusales axiales, en donde recientemente muchos de los fabricantes de implantes dentales tratan de mejorar las características de diseño del módulo de la cresta colocando mecanismos anti rotacionales como es el caso de hexágonos externos y hexágonos u octógonos internos, tal como se muestra en la Figura 35, con la finalidad de minimizar las fuerzas cortantes que se generan en la superficie, evitando así una pérdida de hueso marginal.

La zona en donde se encuentra el módulo crestal es una zona abierta a diferencia del resto del implante que se encuentra en un ambiente estéril, por este motivo los fabricantes día a día tratan de mejorar este sistema ya que el módulo crestal desempeña un papel en la minimización de las tensiones en el hueso (Abuhussein et al., 2009).



Figura 3537. Conexión hexágono interno y externo en un implante dental.

Fuente: (Torres, 2014).

3.2.7. Función autorroscante

La función autorroscante en un implante dental es la que le permite a este perforar y penetrar el hueso maxilar, esta función se da en mayor parte gracias al ápice que se encuentra en la parte final del implante el cual es el primer contacto que tiene el implante con el hueso, existen muchas variedades de ápices según el fabricante de cada implante, sin embargo, estos se diferencian en ápice autorroscante y poco autorroscante como se muestra en la Figura 36.



Figura 3638. Forma de implante autorroscante e implante poco autorroscante.

Fuente: (Clínica Dental Velásquez, 2014).

La función autorroscante es una característica muy importante al momento que se requiere hacer una carga inmediata, debido a que un implante autorroscante se ancla de mejor manera al hueso, esto permite implantar el nuevo diente al momento de colocar el implante.

A pesar de que se requiere que el ápice le dé al implante la función autorroscante; dependiendo del paciente, esto puede resultar beneficioso en algunos casos y perjudicial en otros; como es el caso de huesos duros donde se requiera estética y una mayor profundidad es preferible colocar implantes autorroscantes, ya que estos tienen

la capacidad de perforar el hueso por sí mismos; en cambio, en casos donde el hueso del maxilar es blando se utilizan otros tipos de implantes que sean menos agresivos con el hueso.

3.3. Imágenes médicas en implantología dental

Las imágenes médicas son una serie de técnicas que sirven para representar visualmente y crear imágenes del cuerpo humano, permiten tener una idea de cómo es la estructura y el funcionamiento de los diferentes órganos de cuerpo. En el caso de la implantología dental, las imágenes médicas desarrollan un papel importante, ya que le permiten al odontólogo planificar todo el tratamiento del paciente en cada etapa, entre las cuales se puede destacar 3 etapas, la primera etapa es evaluar la calidad y densidad de hueso del paciente para de esta manera determinar qué implante se debe seleccionar, en este caso se utiliza la radiología preoperatoria, como segunda etapa es importante en algunos casos considerar una radiología intraoperatoria, la cual se lleva a cabo durante la cirugía de colocación del implante, finalmente es necesario llevar un control de cómo va evolucionando el implante y por ello se necesita una radiología postoperatoria, la cual le va permitir al odontólogo observar cómo se ha llevado a cabo el proceso de oseointegración y si su posición del implante no cede frente a las fuerzas oclusales (Ortega Aranegui, 2012).

Para este estudio, nos centraremos en detallar las técnicas utilizadas para la cirugía preoperatoria, las cuales resultan tener mayor importancia dentro de la implantología dental, ya que definen las pautas y opciones de tratamientos para cada paciente, permitiendo así descartar posibles inconveniencias que puedan perjudicar el proceso de oseointegración.

3.3.1. Radiografía.

La radiografía es una imagen en escala de grises formada por la proyección de sombras de las partes anatómicas que son sometidas a rayos X, la radiografía es el producto de la técnica llamada radiología simple o 2D, aunque es superada en muchos aspectos por la radiología computarizada, la radiología simple puede ayudar a determinar la cantidad y densidad ósea del paciente, así como determinar el lugar indicado para la colocación del implante y ubicar las estructuras óseas que lo rodean para tener más o menos la idea del espacio libre que tiene; pase a todo esto, las radiografías puede tener deformaciones o falta de exactitud requerida para algunos casos, para los cuales es necesario complementar esta técnica sacando tomografías computarizadas posteriormente (Ortega Aranegui, 2012).

Entre las técnicas más importantes de la radiología simple, está la radiología intraoral y la ortopantomografía, siendo la segunda la más importante de estas técnicas.

3.3.1.6. La radiología intraoral

La radiología intraoral consiste en colocar un sensor electrónico en forma de placa y colocarlo dentro de la boca del paciente, después de esto, con la ayuda de un tubo especial para máquina de rayos X intraoral se sacan las radiografías apuntando a varias zonas de los maxilares, esta máquina y su correcto uso se puede apreciar en la Figura 37.



Figura 3739. Unidad radiológica intraoral.

Fuente: (Henry Schein, 2017) (Cuwhois, 2019).

Esta técnica no presenta mucha radiación, puede generar radiografías de grupos de piezas dentales con muchos detalles, hasta incluso detectar patologías como enfermedades periodontales o caries dental, pese a esto, no se tiene mucha precisión en esta técnica ya que se pueden distorsionar las dimensiones de las piezas mostradas debido a lo variable que es el ángulo entre el sensor, la estructura ósea del paciente y el tubo emisor de rayos X (Quirónsalud, 2017).

3.3.1.7. La ortopantomografía

Esta técnica es considerada la más importante de la radiología simple y se toma generalmente como primera elección, esto se debe a la gran cantidad de información que proporciona de los maxilares a través de las radiografías panorámicas, estas son imágenes planas que muestran ambos maxilares tal como se muestra en la Figura 38, aunque no tenga la misma calidad que una radiografía intraoral, ésta satisface muchas de las necesidades que se necesitan para diagnosticar por lo que puede ser considerada como una base aproximada para establecer el tipo de tratamiento.

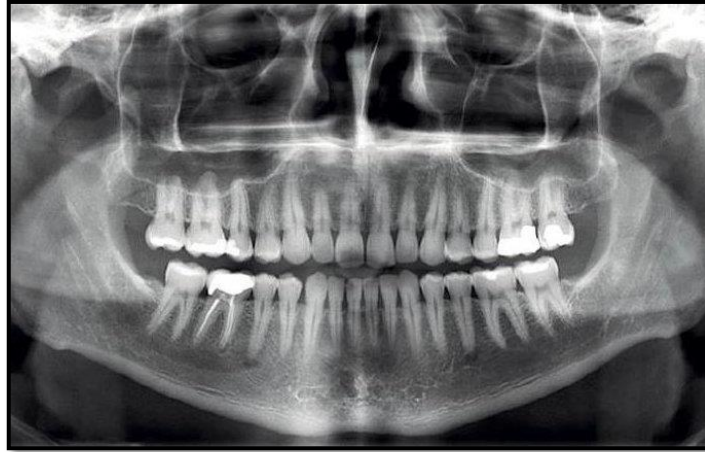


Figura 3840. Radiografía panorámica.
Fuente: (Bladé, 2019).

La máquina de rayos X extraoral se encarga de tomar las radiografías panorámicas, este aparato rodea la cabeza del paciente y contiene una placa que se introduce dentro de la boca del paciente, esta máquina se puede observar en la Figura 39; las radiografías no tienen mucha exactitud milimétrica, además la toma de éstas es muy sensible ante los movimientos del paciente, esto puede generar alteraciones en las dimensiones que el doctor puede malinterpretar; a pesar de estos problemas, la razón principal para que esta técnica no sea la definitiva en el diagnóstico es que la ortopantomografía no permite determinar en ancho disponible del hueso lo cual es muy importante para elegir el implante adecuado, incluso si se tiene casos de avanzada reabsorción ósea o estructuras óseas muy cercanas a la ubicación deseada del implante, es recomendable mejor recurrir a las tomografías computarizadas (Ortega Aranegui, 2012).



Figura 3941. Ortopantomógrafo.
Fuente: (Diagnoimagen, 2015).

3.3.2. Tomografía computarizada.

La tomografía computarizada se desarrolla debido a la necesidad y requerimiento de mayor precisión, tanto para los diagnósticos como para los tratamientos dentales y en gran parte gracias al desarrollo de programas informáticos, esta técnica radiológica fue creada y desarrollada en 1967 por sir Godfrey Hounsfield ofreciendo mayor detalle en

la zona que se desea examinar, permitiendo así al implantólogo tomar una decisión con antelación acerca de las técnicas quirúrgicas que se puedan adicionar al tratamiento, como es el caso de una elevación del seno maxilar o una regeneración ósea guiada, etc. (Vieira, 2013).

Existen varias técnicas de diagnóstico utilizadas en la odontología; sin embargo, las más usadas y con mayor aceptación por parte de los odontólogos son la tomografía computarizada convencional y la tomografía computarizada de haz cónico.

Dentro de la tomografía computarizada existe una escala cuantitativa, llamada escala de Hounsfield, bajo la cual se representan las diferentes densidades del cuerpo humano en la imagen de la tomografía, teniendo como referencia el HU que le corresponde al agua es 0, el del aire es de -1000, cuya representación en la imagen médica es de color muy negro, y el HU que le corresponde a un metal como +1000, cuya representación en la imagen médica es de color muy blanco, tal como lo podemos observar en la Figura 40.

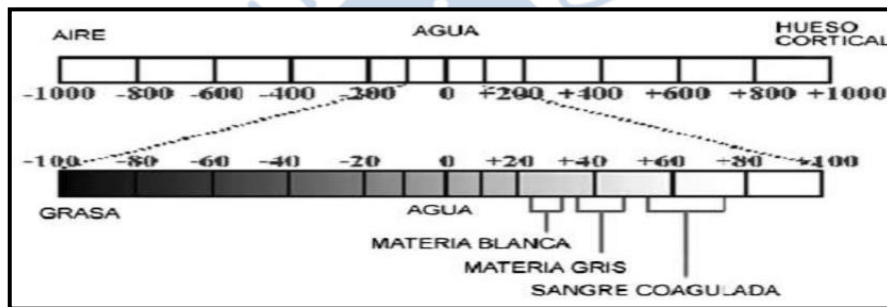


Figura 4042. Escala de Hounsfield.

Fuente: (Sotomayor, 2016).

Teniendo esto como referencia, después de procesar todas las imágenes obtenidas, el software automáticamente le asigna a cada píxel un color en la escala de grises dependiendo del valor de referencia del agua, siguiendo la siguiente formula:

$$HU = 1000x \left(\frac{\mu_t - \mu_{agua}}{\mu_{agua}} \right)$$

Algunos valores comunes de la escala de Hounsfield con los cuales se pueden caracterizar a los tejidos del cuerpo se muestran a continuación en la Tabla 21, en donde, el rango de los valores va desde -1000HU hasta 3000HU (Misch, 2009).

Tabla 21. Valores Hounsfield para los tejidos.

Tejido	Rango HU
Aire	-1000
Agua	0
Músculo	35-70
Tejido Fibroso	60-90

Cartílago	80-130
Hueso trabecular	150-900
Hueso cortical	900-1800
Dentina	1600-2400
Esmalte	2500-3000

Fuente: (Misch, 2009).

3.3.2.1. Tomografía computarizada convencional

La tomografía computarizada dental es una técnica de diagnóstico por imágenes que permite estudiar principalmente la cavidad en donde se alojan los dientes, llámese hueso alveolar, esta técnica emplea rayos x en dosis moderadas, permitiendo así obtener imágenes claras del hueso sin alteraciones o distorsiones geométricas.

Existen varios autores que aseguran que este método es el ideal para llevar a cabo una planificación preimplantológica; sin embargo, existen discrepancias debido a que la dosis de radiación que emite supone un efecto adverso para el paciente, ya que este tipo de tomografía proyecta radiación ionizante que tiene un efecto negativo en los órganos y tejidos del cuerpo humano dependiendo de la dosis recibida, si bien es cierto que constantemente estamos expuestos a una radiación ambiental esta no supone un efecto dañino significativo a la salud, este efecto se puede observar en la Figura 41 en donde se muestra una tabla y se compara la radiación de distintos tipos de dosis radiológicas, observándose que para el caso de una tomografía computarizada dental esta es equivalente a 25 radiografías de tórax y comparándose con la radiación ambiental, esta supone un periodo de 10 meses de exposición (Fernandez de Moya et al, 2006).

	Dosis (mSv)	Nº Equivalente de radiografías de tórax	Periodo equivalente de radiación natural ambiente
Intraoral	0,002	0,11	1,2 días
Ortopantomografía	0,01	0,5	2,4 días
TC dental*	≤ 0,5 por maxilar	25	10 meses
TC tórax	8	400	3 años

** Basado para una técnica de TC dental de 120 kV, < 100 mAs, grosor de corte 1 mm y factor de paso de 1-1,5, basado en Harris D et al.*

Figura 4143. Referencias de dosis radiológicas.

Fuente: (Fernandez de Moya et al, 2006).

Para la correcta realización de una tomografía computarizada dental el paciente se coloca acostado sobre una mesa la cual se mueve lentamente hacia una cavidad tubular, tal como se muestra en la Figura 42, en donde un tubo de rayos x gira alrededor del cuerpo del paciente, este tubo emite radiación que es recogida por los sensores e

interpretada por el programa el cual se encarga además de visualizar el resultado de los datos en un modelo 3d. De este modo se permite observar tanto el hueso alveolar como los dientes adyacentes a este con mucha mayor precisión que las radiografías convencionales cuyo modelo es en 2d, convirtiendo a la tomografía computarizada en una herramienta de gran ayuda para la colocación de implantes dentales (Lenguas et al, 2010).



Figura 4244. Tomógrafo axial computarizado.
Fuente: (Lenguas et al, 2010).

Dentro de las consideraciones geométricas que se toman en cuenta al momento de realizar el estudio de reconstrucción son los planos de estudio de las diferentes áreas, estos planos, para la obtención de la geometría final, se dividen en plano axial, plano sagital y plano coronal, esto lo podemos observar en la Figura 43.

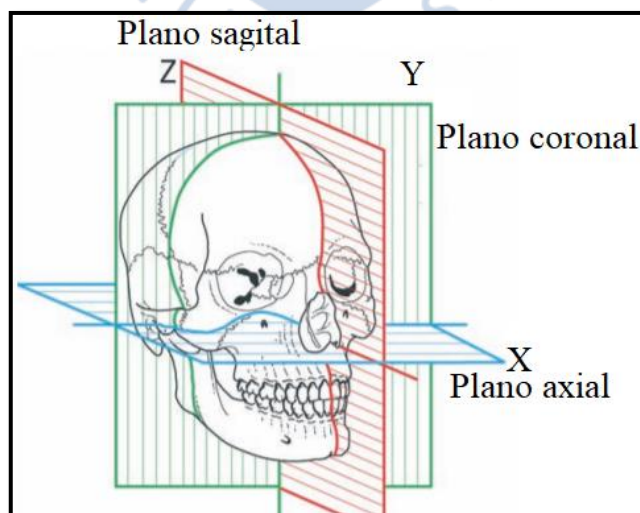


Figura 4345. Planos en el estudio de la tomografía computarizada
Fuente: (Fernandez de Moya et al, 2006).

3.3.2.2. Tomografía computarizada de haz cónico

La tomografía computarizada de haz cónico, tomografía digital volumétrica o cone beam computed tomography, como se puede observar en la Figura 44, se desarrolló a finales de los años 90 revolucionando la convencional tomografía computarizada, ya que se podía obtener escáneres tridimensionales, pero con una dosis menor de radiación, debido a que el haz de rayos x presenta mayor apertura a diferencia de la tomografía computarizada cuyo haz de rayos x se concentraba en un solo punto, como se puede observar en la Figura 45, esto suponía un gran avance especialmente para la implantología dental; sin embargo, también se podía utilizar en la cirugía oral y maxilofacial, entre otras especialidades de la medicina.



Figura 4446. Aparato de tomografía computarizada de haz cónico.

Fuente: (Lenguas et al, 2010).

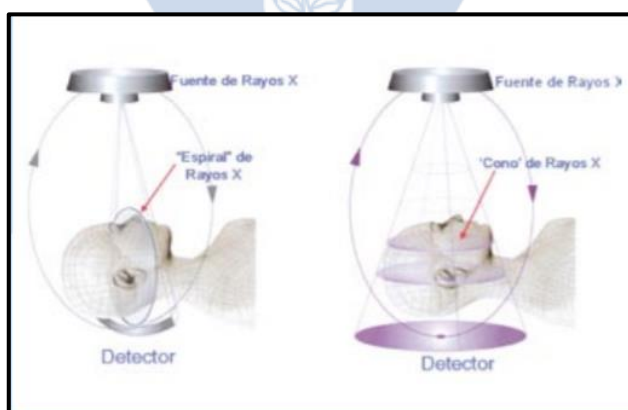


Figura 4547. Comparación del haz de luz de un tomógrafo de haz cónico (derecha), frente a un tomógrafo convencional (izquierda).

Fuente: (Lenguas et al, 2010).

La tomografía computarizada de haz cónico difiere principalmente de la tomografía computarizada por la forma de obtención de datos, ya que en el caso de la tomografía computarizada de haz cónico es mediante un solo barrido del escáner que, rota

alrededor de la cabeza del paciente, el cual puede encontrarse sentado o de pie, obteniendo así un volumen de datos cilíndricos o esféricos, además de que los tiempos de uso del escáner varían entre 10 - 40 segundos y en el caso de querer una obtención de datos, volumen de la imagen o campo de visión pequeño la dosis de radiación es de aproximadamente $7,4 \mu\text{Sv}$ la cual comparada con una tomografía computarizada dental cuya radiación es menor a $0,5 \text{ mSV}$, esto supone casi 67 veces menos exposición a la radiación ionizante, teniendo un claro beneficio en la salud del paciente (Lenguas et al, 2010).

La tomografía computarizada de haz cónico en el campo de la implantología tiene una gran aplicabilidad, ya que se requiere una imagen no tan amplia de la zona y por ello obtendremos una gran resolución, debido a que, por el funcionamiento del tomógrafo de haz cónico, a mayor campo de visión mayor exposición del paciente a la radiación y menor resolución de las imágenes.

Algunos de los usos más comunes de la tomografía computarizada de haz cónico son en el tratamiento de problemas de ortodoncia; sin embargo, también es usado en situaciones que exigen mayor complejidad como son la cirugía reconstructiva, la localización precisa de implantes dentales, evaluación de mandíbulas, senos paranasales, cavidad nasal, entre otros.

Existen considerables ventajas en el uso de la tomografía computarizada de haz cónico frente a la tomografía computarizada convencional, entre las que podemos destacar las siguientes (Finlayson et al, 2008).

- Debido al uso de un intensificador de imagen en la tomografía computarizada de haz cónico requiere menor radiación para representar la imagen en comparación a una tomografía convencional.
- Con una sola escaneada en la tomografía computarizada de haz cónico se puede obtener una gran cantidad de imágenes a diferencia de la tomografía tradicional en donde se deben tomar imágenes de varios ángulos y direcciones.
- En la tomografía computarizada de haz cónico se logra eliminar los defectos como imágenes borrosas o sobreimágenes de estructuras adyacentes, además de proporcionar un gran contraste entre los tejidos blandos.
- La fuente de rayos x en la tomografía computarizada de haz cónico es un tubo anodal de baja energía a diferencia de la tomografía tradicional la cual es un generador anodal rotatorio, esto hace que en haya una mayor exposición a la radiación y un tiempo medio de aproximadamente 10 minutos en la tomografía computarizada tradicional, frente a la menor radiación y tiempo de aproximadamente 36 segundos en la tomografía de haz cónico.

3.3.2.3. Resonancia magnética

La resonancia magnética es una técnica de imágenes médicas de tomografía computarizada la cual fue desarrollada en 1972 por Lauterbur, esta técnica genera imágenes de los tejidos del cuerpo con una excelente resolución espacial y para ello emplea una combinación de campos magnéticos haciéndola una técnica segura al estar libre de radiación ionizante.

Una de las principales ventajas en la obtención de imágenes por resonancia magnética es la completa flexibilidad en el posicionamiento y ángulo para la sección de la imagen tomada, permitiendo reproducir múltiples cortes en la imagen, estas imágenes son el resultado de las señales generadas por los protones de hidrógeno que interactúan con los fuertes campos magnéticos generados por el equipo de resonancia magnética, en donde el hueso cortical aparecerá de negro y el hueso esponjoso aparecerá en blanco debido a la grasa presente en este.

Muchos autores sugieren el empleo de la resonancia magnética para una planificación y evaluación del tratamiento de implantes dentales debido a que algunas estructuras como el seno maxilar, el canal dentario inferior, entre otros; sin embargo, debido a su coste y a su poca disponibilidad y su señal ausente para el hueso cortical, se utiliza como técnica de imagen secundaria en caso la tomografía computarizada no sea concluyente (Misch, 2009).

3.3.3. Importancia de las imágenes médicas dentro de la implantología dental

Las imágenes médicas se vienen utilizando desde la década de los años ochenta, en donde la radiografía panorámica y las radiografías periapicales eran los estándares de oro para realizar un tratamiento de planificación implantológico; sin embargo, debido a su principal inconveniente que es su limitación de dos dimensiones, en donde para casos complejos en el que se requiere una representación y localización de mayor precisión y exactitud se implementaron las tomografías computarizadas.

En la actualidad las imágenes médicas, mediante tomografía computarizada, desempeñan un papel fundamental para el implantólogo al momento de realizar una planeación del tratamiento de implantología, en donde evaluar la cantidad de volumen óseo es indispensable para determinar la localización y el tipo de implante a colocar, todo esto con la finalidad de garantizar la funcionalidad, la estética del implante dental y su exacta colocación.

Debido a que existen varios métodos de obtención de imágenes médicas, existen recomendaciones las cuales sirven para evaluar y calificar el tipo de hueso, la obtención de imágenes para su posible tratamiento implantológico como se muestra en la Tabla 22 (Misch, 2009).

Tabla 22. Recomendaciones la obtención de distintos tipos de imágenes médicas.

Tipo de hueso	Tipo de imágenes médicas
Amplio volumen de hueso, sin estructuras vitales próximas.	• Radiografías panorámicas • Radiografías periapicales
Amplio volumen y anchura moderada de hueso, con estructuras vitales próximas.	• Radiografías panorámicas • Tomografía convencional • Tomografía computarizada • Radiografía periapical
Hueso disponible, pero con poca altura de hueso o altura inadecuada para el implante.	
Hueso disponible, pero se presenta un injerto óseo en uno o ambos maxilares.	
Hueso disponible, pero la tomografía computarizada no permite distinguir algún canal mandibular claramente.	• Imágenes de resonancia magnética
Hueso disponible, pero existe presencia de infecciones (osteomielitis).	

Fuente: Elaboración propia.

3.4. Estudio biomecánico del implante

El estudio de las cargas, fuerzas y esfuerzos que están presentes en el implante dental son ampliamente estudiados por la biomecánica, esta disciplina ha tenido un gran avance dentro del campo del diagnóstico, planificación y rehabilitación en el tratamiento de implantología dental, básicamente la biomecánica estudia la respuesta de los tejidos frente a las cargas aplicadas, en el caso de un implante dental el estudio biomecánico buscaría la mejor relación entre estructura y función dentro del organismo, es por ello que los conceptos y principios de la biomecánica dental, así como su relación con el éxito del implante se describirán a continuación (Misch, 2009).

3.4.1. Cargas y fuerzas aplicadas al implante

Los implantes dentales están sometidos a diferentes tipos de cargas desde su colocación hasta completar su oseointegración y unirse a la prótesis para ser totalmente funcionales; las cargas que se desarrollan durante la etapa de curación o de oseointegración, cuando recién se ha realizado la cirugía para la colocación del implante, reciben el nombre de cargas mecánicas pasivas las cuales se generan debido a la flexión mandibular o al contacto del implante con el tornillo de cierre.

Además de estas cargas, al realizar su función, los implantes soportan cargas oclusales, estas generalmente varían su magnitud, frecuencia y duración dependiendo de los hábitos que tenga cada paciente. La lengua y la musculatura perioral generan fuerzas periorales, estas fuerzas pese a ser pequeñas en comparación a las fuerzas de

las cargas oclusales, son cíclicas y suelen ser de mayor magnitud en personas con hábitos orales parafuncionales.

Las cargas que actúan sobre los implantes generan fuerzas las cuales se caracterizan por su magnitud, duración, dirección, tipo y factores de aumento, estas fuerzas son cantidades vectoriales por lo que poseen tanto magnitud como dirección.

En la Tabla 23, se muestran las magnitudes típicas de fuerza máxima que actúan en la masticación de personas adultas, en donde la edad, sexo, grado de edentulismo, el tipo de masticación y sobre todo las parafunciones orales influyen directamente sobre estas magnitudes.

Tabla 23. Fuerza de masticación en distintas edades y tipos de dientes.

Fuerza de masticación máxima (N)					
Edad (Años)	Tipo de diente				Comentario
	Incisivo	Canino	Premolar	Molar	
26-41	-	-	-	710	Entre el premolar y el molar; el hombre 789N; la mujer 596N
31.1 (±4.9)	-	323-485	424-583	475-749	Segundo premolar y molar, izquierdo y derecho (solo hombres)
Adulto	150	-	-	450	Convertido desde las figuras
21-30	-	-	-	572	Medido en el primer molar izquierdo y derecho
31-40				481	
41-50				564	
51-60				485	
61-70				374	
18-20	-	-	-	176	Primer molar o premolar

Fuente: (Misch, 2009).

Cuando una fuerza actúa sobre un implante dental esta se distribuye sobre los tres ejes de carga dominantes, es decir que es poco probable que esta fuerza actúe a lo largo de un solo eje, estos son el eje mesiodistal, el eje faciolingual y el eje oclusoapical, tal como se muestran en la Figura 46, y son equivalentes a los ejes X, Y, Z en el plano tridimensional, este proceso por el cual se descomponen las fuerzas en todos sus componentes se denomina resolución vectorial, es común utilizarlo en la práctica clínica.

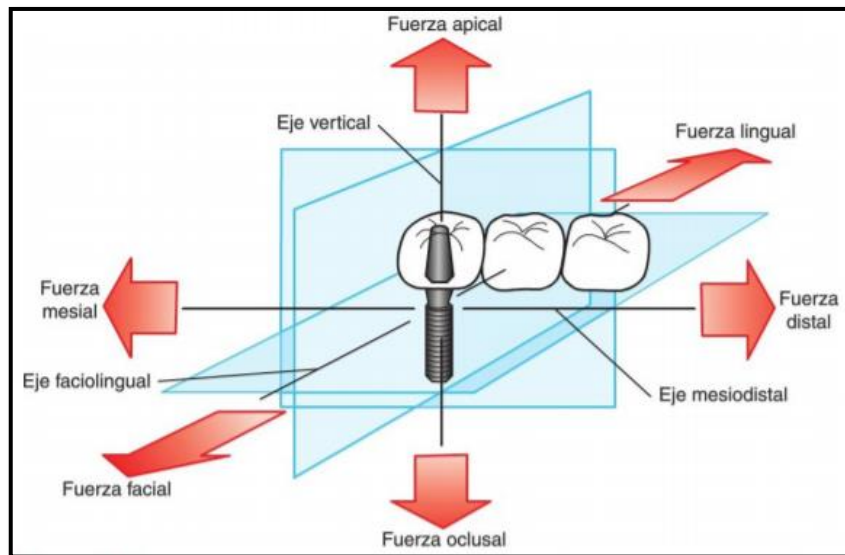


Figura 4648. Planos de las fuerzas en un implante dental.

Fuente: (Misch, 2009).

La oclusión que se desarrolla sobre la prótesis del implante dental es un componente importante de las fuerzas debido a que sirve como determinante primario para establecer la dirección de la carga que ahí se generan, este contacto oclusal influye directamente en el tipo de componente de fuerzas distribuidos en las distintas zonas del implante, otro factor importante son los pilares angulados del implante, estos pilares son utilizados para una mejor estética, sin embargo, un pilar angulado provoca que se generen fuerzas transversales peligrosas bajo una carga o varias cargas oclusales en la misma dirección del pilar.

3.4.1.1. Tipos de fuerzas

Como se ha mencionado anteriormente en el implante dental se producen 3 fuerzas las cuales se describen como fuerza de compresión, fuerza de tracción y fuerza de cizallamiento y estas transmiten una única carga oclusal al hueso la cual al momento de ser aplicada se distribuye en las tres cargas anteriormente mencionadas y dependen en gran medida de la geometría del implante.

a) Fuerza de compresión

Este tipo de fuerzas intentan empujar las masas del implante y del hueso entre sí, es decir que mantienen la integridad del hueso-implante, debido a que se ha demostrado que el hueso cortical es más resistente a este tipo de fuerza, además los implantes dentales, sus componentes, los cementos y tornillos de retención asimilan y se amoldan mejor a este tipo de fuerza y la distribuyen por todo el sistema implante-prótesis. Por ejemplo, el cemento dental tiene una resistencia a la compresión de aproximadamente 83-103 MPa, mientras que a tracción o cizallamiento falla con 3.4 MPa, es decir que soporta 25 veces más una carga de compresión que una carga de tracción.

b) Fuerza de tracción

Este tipo de fuerzas a diferencia de las fuerzas de compresión se encargan de separar las masas entre sí y tienden a interrumpir o separar la interfaz hueso-implante. Existe un tipo de restauración en donde sobre un único pilar se apoyan múltiples prótesis, ocasionando múltiples fuerzas de flexión, generando como resultado un aumento en las fuerzas de tracción y de corte siendo peligroso para la integridad hueso-implante.

c) Fuerza de cizallamiento

Este tipo de fuerza, al igual que la fuerza de tracción, son perjudiciales para el implante dental, sin embargo, una fuerza de cizallamiento además provoca que el implante se deslice, es por ello que este tipo de fuerzas son consideradas las fuerzas más destructivas tanto para el implante como para el hueso en comparación con los otros tipos de fuerzas, ya que el hueso cortical es muy débil frente a este tipo de fuerza.

3.4.2. Esfuerzos y deformaciones aplicados al implante

La fuerza que impacta y se distribuye por la superficie de todo el sistema de un implante y los tejidos que lo rodean es también llamada estrés o esfuerzo mecánico, este esfuerzo influye mucho en la duración a largo plazo del implante; el tratamiento con implantes debe reducir y repartir este estrés de manera eficiente por todo el sistema y los tejidos.

La cantidad de esfuerzo que reciba el implante depende de la cantidad de fuerza y el área de la sección transversal por la que se distribuye esta fuerza. Es muy complicado que un odontólogo llegue a controlar la cantidad de fuerza en su totalidad, aunque si pueden reducir ciertos parámetros que causan un aumento de esta, tales como la altura de la corona o las cargas laterales; por otro lado, el área es una variable que el odontólogo debe manejar completamente haciendo un estudio meticuloso del tratamiento a realizar.

El área superficial es también llamada área de sección transversal funcional y para aprovechar lo mejor posible las cargas y su distribución, se puede aumentar la cantidad de implantes en las zonas edéntulas o se puede seleccionar una geometría adecuada para aumentar esta área y de esta forma disminuir el esfuerzo mecánico recibido por todo el sistema.

El implante como elemento tridimensional recibe las componentes del esfuerzo mecánico normales(σ) y cortantes(τ) en sus 3 planos cartesianos (x, y, z), para cada uno de estos planos hay una fuerza normal ($\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$) y dos fuerzas cortantes ($\tau_{xy} = \tau_{yx}, \tau_{yz} = \tau_{zy}, \tau_{xz} = \tau_{zx}$). La tensión máxima que puede soportar todo el sistema del implante se puede obtener al orientar el implante, de tal manera que el esfuerzo cortante sea nulo,

al ocurrir esto, las tensiones normales pasan a llamarse tensiones principales (σ_1 , σ_2 , σ_3); la tensión principal máxima o tensión de tracción máxima típica está representada por " σ_1 ", la tensión principal mínima o tensión de compresión máxima típica está representada por " σ_3 ", por último la tensión de valor intermedio entre las dos mencionadas anteriormente se representa con " σ_2 "; conocer estos valores de tensiones principales permite saber qué zonas tienen tendencia a provocar fracturas en el implante o alteraciones óseas.

Todo el sistema de un implante y los tejidos que lo rodean sufren deformaciones al recibir cargas y ante esto los tejidos también se manifiestan y empiezan a remodelarse. La deformación o elongación de los materiales está estrechamente relacionada con la deformación relativa, la cual sirve mucho para evaluar el comportamiento del hueso.

La deformación relativa es un valor adimensional que se representa por la siguiente expresión:

$$\varepsilon = \frac{l - l_0}{l_0} = \frac{\Delta l}{l_0}$$

ε : Deformación relativa

l_0 : Elongación inicial

l : Elongación final

Δl : Elongación

La letra épsilon (ε) simboliza a la deformación relativa axial, para el caso de deformaciones cortantes se utiliza la letra gamma (γ). Un valor positivo de la deformación relativa significa que el objeto es sometido a tracción, sería a compresión si el valor fuera negativo.

El implante y los tejidos circundantes pueden alcanzar una máxima elongación posible en su zona elástica antes de llegar a la elongación permanente, estos límites dependen de las propiedades de cada uno de los materiales como por ejemplo el límite de fluencia y el módulo de elasticidad. En la zona elástica de los materiales, existe una relación proporcional entre la elongación axial y lateral por tracción que se representa por el coeficiente de Poisson (μ):

$$\mu = \frac{\text{Elongación lateral}}{\text{Elongación axial}}$$

3.4.2.1. Relación esfuerzo-deformación

La curva estrés vs deformación es una buena forma de relacionar el esfuerzo y la deformación del implante y los tejidos, gracias a esta se puede pronosticar la elongación

que sufrirá el material ante cargas. En la zona elástica de esta curva se tiene una línea recta cuya pendiente es representada por el módulo de elasticidad (E), este valor numérico indica qué tan rígido es el material. En la Figura 47 se muestra un ejemplo de curva estrés-deformación relativa.

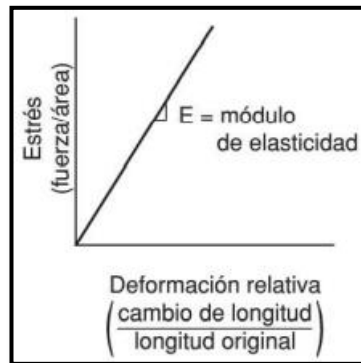


Figura 4749. Zona elástica de curva Esfuerzo-Deformación relativa.

Fuente: (Misch, 2009).

Es preferible que el módulo de elasticidad del implante sea lo más similar posible al de los tejidos para que así se reduzca el riesgo de movimientos relativos en la interfase. Se tiene conocimiento que el hueso cortical es mucho más flexible que el titanio, hasta 5 veces, por lo tanto, a medida que el esfuerzo aumente, la rigidez relativa entre ambos aumentará, por esta razón es necesario reducir este estrés; en la Figura 48 las curvas esfuerzo-deformación relativa demuestran cuánto va aumentando la rigidez relativa entre el titanio y la alúmina con el hueso a medida que aumenta el estrés que reciben. Dando como ejemplo el punto de vista de una arcada completa, el odontólogo debe prever la flexión que realiza la mandíbula hacia la línea recta cuando se abre la boca, ante esto, se debe suministrar un sistema de prótesis e implantes cuyo movimiento se asemeje a esta flexión de la mandíbula.

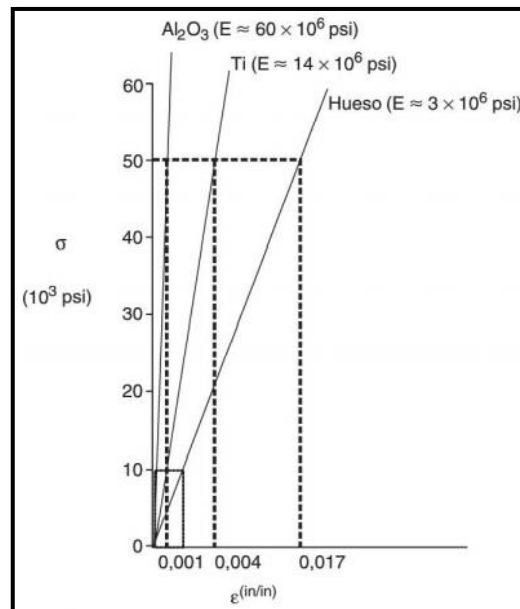


Figura 4850. Comparación de curvas Esfuerzo-Deformación relativa.

Fuente: (Misch, 2009).

En el momento que ya son escogidos los implantes, el odontólogo puede manejar las deformaciones de los tejidos si es que maneja el esfuerzo o la densidad ósea que rodea al implante. Los injertos óseos ayudan a mejorar la cantidad y calidad ósea, de esta forma se pueden colocar implantes más anchos y con más hueso junto a la interfase. La densidad ósea está muy relacionada con el módulo elástico, ya que mientras más duro es el hueso, mayor es su rigidez, así mismo ocurre cuando el hueso es blando, su rigidez es menor, por lo tanto, es más flexible; es primordial reducir los esfuerzos que recibe el hueso más blando ya que este tiene un límite de rotura menor y también se deben evitar las alteraciones finales de los tejidos causadas por diferentes elasticidades.

La forma de representar la relación que existe entre el esfuerzo y la deformación es mediante la Ley de Hook la cual presenta otra expresión parecida, pero para esfuerzos cortantes o de cizalla:

$$\sigma = E * \epsilon$$

$$\tau = G * \gamma$$

σ : Esfuerzo normal [Pa]

τ : Esfuerzo cortante [Pa]

E : Módulo de elasticidad [Pa]

G : Módulo de rigidez [Pa]

ϵ : Deformación relativa normal [-]

γ : Deformación relativa cortante [-]

3.4.2.2. Cargas de impacto

Las fuerzas de impacto se generan cuando dos cuerpos chocan por un pequeño instante, estas fuerzas en gran magnitud pueden llegar a inducir a todo el sistema del implante al fracaso, hasta pueden fracturar el hueso.

El ligamento periodontal evita que se generen grandes fuerzas de impacto en los dientes naturales, los implantes rígidos al carecer de este elemento generan grandes fuerzas en la oclusión. Existe un alto riesgo de fractura de los materiales de oclusión para el caso de prótesis fijas y hasta 30% de riesgo en los que se utilizan en implantes; por otro lado, las prótesis mucosoportadas presentan muchos problemas; dado que los tejidos gingivales resisten muy bien a estas cargas.

Algunas alternativas de solución que se sugirieron para lidiar con estas fuerzas de impacto propusieron el uso de dientes acrílicos y fijaciones oseointegradas parciales, de esta forma se atenúan las cargas de impacto, otra propuesta fue la de crear una interfase entre el implante y el tejido fibroso similar al ligamento periodontal (Misch, 2009).

3.4.3. Comportamiento de la fuerza y mecanismos de fracaso

La forma en la que se aplican las cargas sobre el implante puede inducir a que falle todo el sistema, cuando se emplean cargas alejadas a cierta distancia de algún punto de unión endeble, estas crean momentos que pueden ocasionar el fallo del implante por flexión o torsión.

3.4.3.1. Torque y brazos de momentos

Los momentos, debido a cargas, son también llamados torques o cargas torsionales, se presentan en casos en donde se emplean implantes ferulizados formando una extensión en voladizo, estos se expresan de forma vectorial (magnitud y dirección), el valor de este momento es el producto de la fuerza por la distancia perpendicular (brazo de momento) entre el lugar donde se aplica la fuerza respecto al punto de referencia a analizar. Estos momentos deben tenerse mucho en cuenta, ya que estos pueden llevar a los implantes al fracaso, también pueden provocar reabsorción en el hueso, fatiga de puente o aflojamiento del tornillo. Para evitar estos problemas, los tratamientos con implantes deben considerar muy bien los momentos que se generen por todo tipo de cargas.

Para cada uno de los tres ejes clínicos existen dos momentos; en el eje oclusoapical están los momentos lingual-transversal y facial-transversal; en el eje faciolingual, los momentos apical y oclusal; por último, en el eje mesiodistal, se dan los momentos facial y lingual. Todos estos momentos pueden causar micromovimientos y acumulación de esfuerzos en la interfase hueso-implante, más precisamente en la cresta del reborde

alveolar, la cual se irá perdiendo debido a estos esfuerzos; en la Figura 49 se muestran los momentos presentes en cada eje.

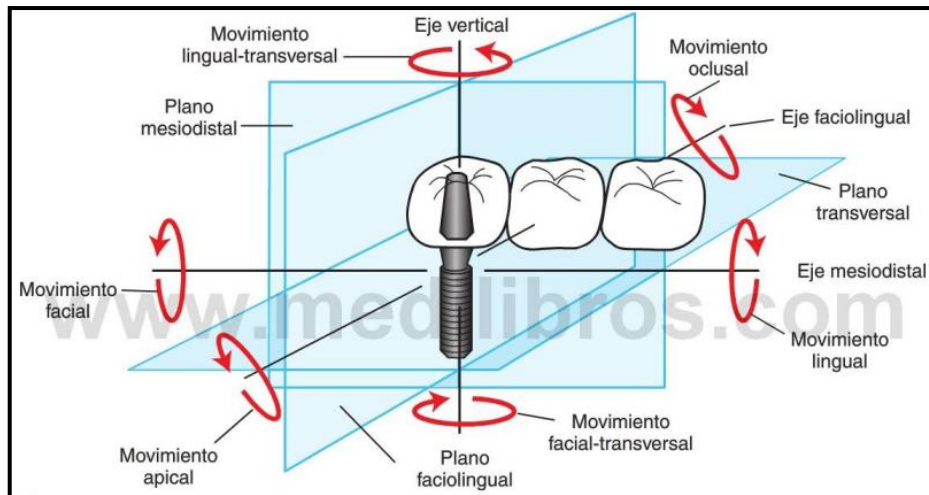


Figura 4951. Momentos de los ejes clínicos.

Fuente: (Misch, 2009).

Los brazos clínicos que se pueden dar en los implantes son tres, estos son la altura oclusal, longitud de voladizo y anchura oclusal; en la Figura 50 se puede apreciar la ubicación de estos brazos clínicos y los componentes de las cargas que provocan los torques.

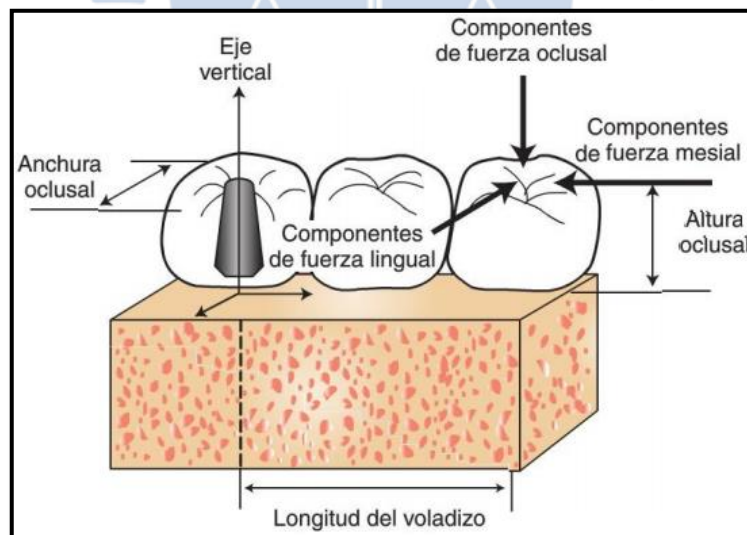


Figura 5052. Brazos clínicos y componentes de las cargas.

Fuente: (Misch, 2009).

Lo mejor que se puede hacer respecto a estos es disminuir estas distancias lo mejor posible para así evitar las complicaciones que generan los torques.

a) Altura oclusal

La altura oclusal es el brazo de momento de las fuerzas cuyas direcciones están dispuestas en los ejes faciolingual y mesiodistal; en el primero pueden presentarse fuerzas debido a contactos con la lengua o la musculatura de la mejilla. Las componentes de las cargas que son aplicadas a lo largo del eje ocluso-apical o eje vertical no producen momentos, debido a que no hay brazo clínico presente, por otro lado, ante desviaciones de fuerzas oclusales o fuerzas laterales sí se pueden generar brazos clínicos considerables.

b) Longitud de voladizo

Una correcta elección de la longitud del voladizo es muy importante a la hora de considerar la fuerza vertical que se ejerce en este mismo y así evitar el fracaso del implante debido a los grandes momentos que se pueden llegar a originar en los implantes protésicos ferulizados (extensión en voladizo), inclusive debido a que los implantes están fijos una carga lateral puede ocasionar un momento así como también una componente de la fuerza lingual induce un torque sobre el eje del cuello del implante, todo esto debido a la longitud del voladizo, este tipo de momentos y fuerzas que actúan en un implante en voladizo se pueden observar en la Figura 51.

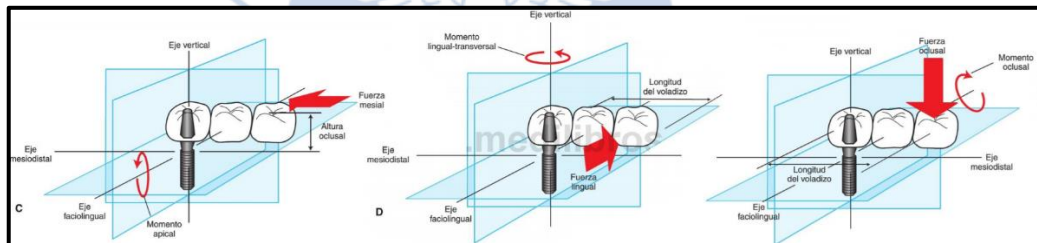


Figura 5153. Fuerzas y momentos aplicados sobre un implante con extensión en voladizo.

Fuente: (Misch, 2009).

Es común encontrar implantes ferulizados con longitudes de voladizo entre 1 a 3 cm, estos soportan un amplio rango de cargas dependiendo de en qué lugar se apliquen las fuerzas con respecto al eje vertical de implante, este rango de momentos con respecto a las longitudes de voladizo más comunes en un implante ferulizado se muestran en la Tabla 24, para tener una referencia de los momentos mostrados se debe tener en cuenta que existe un torque que se le aplica al implante en su cirugía el cual es de 30N/cm.

Tabla 24. Momento que generan las fuerzas de carga en la cresta del implante.

Condiciones		Momentos en los ejes [N/mm]					
Altura oclusal [mm]	Longitud del	Lingual	Facial	Apical	Oclusal	Facial-transversal	Lingual-transversal

	voladizo [mm]						
10	10	100	0	50	200	0	100
10	20	100	0	50	400	0	200
10	30	100	0	50	600	0	300
20	10	200	0	100	200	0	100
20	20	200	0	100	400	0	200
20	30	200	0	100	600	0	300

Fuente: (Misch, 2009).

Cuando los implantes presentan voladizos como en las técnicas all on 4 o all on 6, es necesario minimizar las cargas que se generan en todo el sistema del implante debido a las cargas en el voladizo, para esto se calcula la extensión A-P, la cual mide la distancia de separación entre el centro de los implantes más anteriores con la parte distal de los implantes más posteriores, conocer esta distancia es fundamental, ya que sirve para calcular la distancia óptima de voladizo que debe tener el sistema de implantes; algunos estudios sostienen que la longitud óptima del voladizo debe ser 1.5 veces la extensión A-P y que no puede superar 2.5 veces esta medida, mientras mayor sea la extensión A-P, menores serán las fuerzas que afecten al sistema. En la figura 52 se muestra un ejemplo de extensión A-P para unos implantes all on 4.

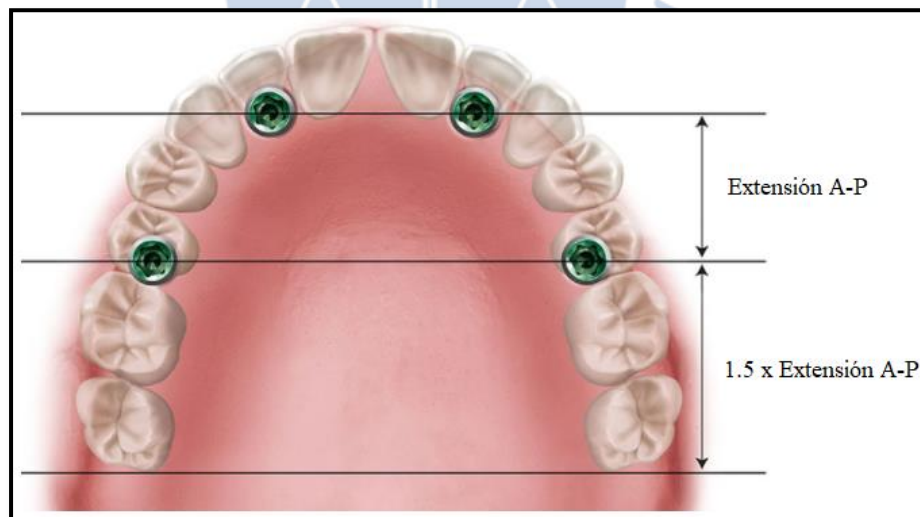


Figura 5254. Extensión A-P y longitud de voladizo óptima.

Fuente: (Kosinski, 2015).

Paras casos de personas que padezcan de bruxismo no se debe realizar restauraciones con voladizos sin importar alguna otra cosa. Las formas de las arcadas también permiten estimar las longitudes de los voladizos, por ejemplo, en el caso de arcadas cuadradas las extensiones A-P son más pequeñas, por lo

tanto, también es más pequeña la longitud del voladizo; por otro lado, en el caso de las arcadas estrechas sucede todo lo contrario.

c) Anchura oclusal

Es necesario definir lo que son las tablas oclusales, estas representan el área de los dientes entre sus cúspides linguales y bucales, también equivalen entre 50 y 60% de toda la anchura bucolingual de los dientes posteriores, prácticamente, es el área donde recaen las mayores fuerzas oclusales. Mientras más anchas sean estas tablas oclusales, mayor será el brazo de momento frente a cargas oclusales, para evitar las rotaciones faciolinguales se pueden hacer dos cosas, reducir lo mayor posible la anchura de estas tabas oclusales o modificar la oclusión de tal forma que los contactos sean más céntricos.

3.4.3.2. Fracaso por fatiga en un implante dental

La fatiga en un material usualmente se da en condiciones de carga dinámica cíclica, para el caso de un implante dental los factores que influyen en su fracaso son el biomaterial del implante, su macrogeometría de fabricación, la magnitud de la fuerza que soporta y el número de ciclos a los que se somete.

Los biomateriales tienen una curva esfuerzo-número de ciclos, como se muestra en la Figura 53, esta curva es típica del comportamiento de estos biomateriales frente a fatiga, en donde frente a un gran esfuerzo solo se necesitan pocos ciclos de trabajo para que un material se fatigue, por el contrario, a bajos esfuerzos los ciclos de trabajo que el material puede soportar son mayores y así mantenerse por un numero infinito de ciclos de trabajo y se denomina vida infinita. Como se puede observar en la gráfica B el Titanio CP su límite de resistencia para vida infinita es de menor a 200 MPa a diferencia del Ti6Al4V cuyo límite de resistencia para vida infinita es menor a 500 MPa aproximadamente.

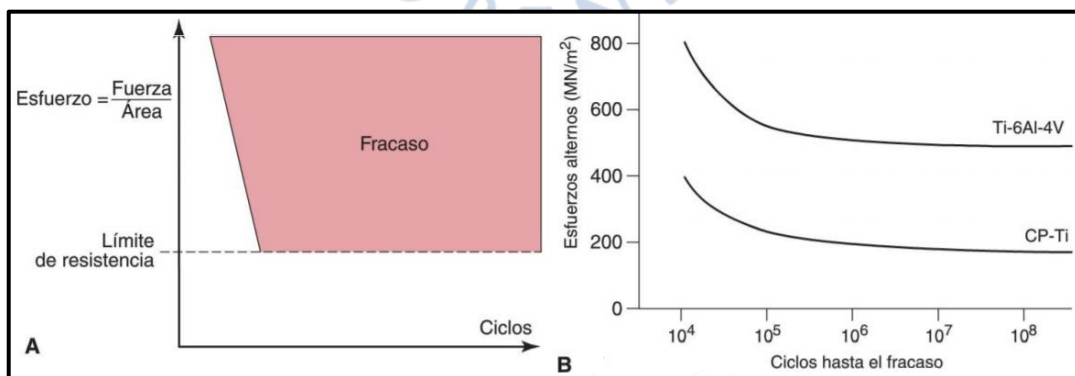


Figura 5355. Fatiga en biomateriales de implantes dentales

Fuente: (Misch, 2009).

La geometría de un implante influye directamente en su resistencia a la flexión como a la torsión antes de que esta pieza falle por fatiga, no es muy común que los implantes

dentales se fracturen por fatiga bajo cargas de compresión axiales, generalmente son por cargas cíclicas bucolinguales.

3.4.4. Momento de inercia de un implante dental

El momento de inercia dentro de un implante dental, es un criterio muy importante para considerar en el diseño de este mismo, debido a que este factor es usado en el análisis de implantes dentales a flexión.

La fuerza de flexión en un cilindro viene expresada por la siguiente ecuación:

$$\sigma = \frac{M * y}{I}$$

M: Momento $\left[\frac{N}{cm}\right]$

y: Distancia de la fuerza al eje neutro del implante [cm]

I: Inercia [cm⁴]

En los implantes cuya forma es de raíz, la mayoría que se encuentra en el mercado tienen esta forma, puede ser modelado como un círculo hueco, ya que en ese hueco se aloja el tornillo con el que se une el implante con el pilar, para los implantes dentales el momento de inercia determina la probabilidad de fractura por flexión, ya que los esfuerzos disminuyen con el aumento del momento de inercia.

A continuación, se muestran fórmulas de inercia para una geometría sólida de un círculo y para una geometría hueca de un círculo.

Inercia de círculo sólido: $I = \frac{1}{4} * \pi * R^4$

Inercia de círculo hueco: $I = \frac{1}{4} * \pi * [R_{ext}^4 - R_{int}^4]$

Capítulo 4

Criterios para la modernización del diseño de implantes dentales

Las diferentes especialidades en la odontología han mejorado debido a la introducción de la implantología dental, actualmente se tiene un mejor conocimiento de los fenómenos que suceden en nuestro organismo, como también una constante mejora y evolución en la tecnología de los materiales, lo que ha permitido que la implantología se desarrolle o enfoque desde distintas disciplinas.

Debido a que actualmente en el mercado existe una gran variedad de implantes dentales con ligeras modificaciones, lo que hace que uno destaque sobre otro, es necesario definir criterios de éxito que se respalden científicamente. Estos criterios dependerán de varias características relacionadas a su superficie como son sus características físicas, químicas, mecánicas y topográficas, las cuales influyen en cómo se realiza la oseointegración del tejido óseo con el implante. Además, de factores como la estabilidad, limitación de micromovimientos, rugosidad y topografía de los implantes, torque de inserción, cargas oclusivas, humectabilidad, energía superficial, nanoestructuras y recubrimiento con materiales bioactivos, generan un impacto positivo en el éxito del proceso de oseointegración (Fochini, 2020).

4.1. Criterios para garantizar el éxito de un implante dental

4.1.1. Estabilidad

La estabilidad de un implante dental representa el poder del implante para soportar cargas en distintas direcciones, es decir, axial, lateral y rotacional. Una vez que el implante es colocado, este presenta una estabilidad mecánica que poco a poco va disminuyendo a medida que el implante se oseointegra; la oseointegración a su vez, produce una estabilidad biológica que reemplaza a la mecánica y va aumentando desde que se coloca quirúrgicamente el implante. La estabilidad total demuestra una caída en el periodo después de la cirugía; pero, después empieza a aumentar buscando estado óptimo de estabilidad (Sánchez Salas, 2010), esta comparación de la estabilidad se puede apreciar en la Figura 54.

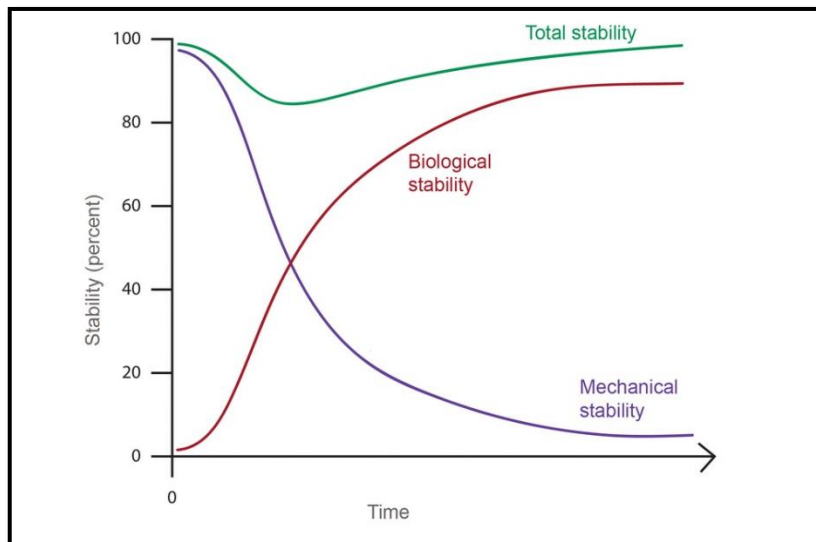


Figura 5456. Estabilidad de implantes dentales a lo largo del tiempo.

Fuente: (Sánchez Salas, 2010).

La estabilidad mecánica y la estabilidad biológica también son conocidas como estabilidad primaria y secundaria respectivamente y ambas se determinan por factores distintos.

a) Estabilidad primaria

La estabilidad primaria se determina por diversos factores como la dimensión y morfología del implante, el proceso quirúrgico y la densidad del hueso. Cuando se tiene una buena densidad ósea la estabilidad primaria es alta, por lo tanto, la estabilidad total solo incrementa un poco, ya que el alto valor de la primaria refleja que el implante ya está en contacto con la mayor parte del hueso desde su colocación. Por otro lado, cuando se tiene baja densidad ósea, la estabilidad primaria es baja al comienzo, pero esta se compensa con la estabilidad secundaria que aumentará mucho más durante la cicatrización, lo malo de esto es que se alarga el tiempo de cicatrización (Sánchez Salas, 2010).

b) Estabilidad secundaria

La estabilidad secundaria es la que se presenta durante el proceso de cicatrización, esta estabilidad se ve afectada por la primaria y va aumentando a medida que se da el proceso de oseointegración, también puede ganar estabilidad por remodelado óseo (Gahona Gutiérrez et al, 2016).

La mejor forma de determinar la estabilidad de un implante dental es mediante un análisis de frecuencia de resonancia (AFR) usando un transductor cerca al implante, esta frecuencia depende mucho de la rigidez, ya sea del hueso, del biomaterial del implante o de la interfase hueso-implante.

Hoy en día el transductor más usado para el AFR es el Osstell™, en la Figura 55 se muestra el modelo más moderno “Beacon” y su correcto uso, este dispositivo cuantifica relativamente la estabilidad en las unidades ISQ (cociente de estabilidad del implante), cuyos valores van desde el mínimo que es 1 hasta el máximo que es 100. Entre las grandes ventajas del método AFR con un Osstell es que no es tratamiento invasivo, además permite determinar si un implante está mal colocado (sensibilidad) y si un implante se ha oseointegrado de manera correcta (especificidad) (Sánchez Salas, 2010).



Figura 5557. Transductor Osstell Beacon y su forma de uso.

Fuente: (Osstell, 2018).

La escala de valores ISQ permite clasificar la estabilidad en baja media y alta. Para un valor mayor o igual a 70, la estabilidad es alta y se puede aplicar carga inmediata; para valores entre 60 y 69 de ISQ, la estabilidad es media, en este caso se pueden diferenciar 2 grupos ya que desde 65 a 69 de ISQ se puede realizar una carga inmediata, pero es necesaria una nueva medición luego de 6 u 8 semanas, en cambio de 60 a 64 de ISQ la colocación del implante se recomienda que sea por la técnica de dos fases y que se vuelva a medir luego de dos meses; por último, para los implantes que arrojan valores de ISQ menores a 60 es mejor que se extraigan, si es posible puede someterse al mismo procedimiento del grupo mencionado anteriormente.

4.1.2. Limitación de micromovimientos

Los micromovimientos es algo que comúnmente se presenta en los dientes y se generan debido a que el diente posee cierto grado de movilidad, esto gracias a una interfaz entre el diente y el hueso alveolar llamado ligamento periodontal, este es un tejido blando que conecta o une el cemento radicular del diente con el hueso alveolar, está compuesto principalmente de colágeno, elementos celulares y entre otras sustancias; la función principal de este tejido es resistir las fuerzas masticatorias y no permitir que se generen lesiones en el hueso o en el diente.

Los dientes naturales de una persona sana presentan micromovimientos en el rango de 50 a 200 μm , mientras que para una persona con un implante dental cuya oseointegración se ha llegado a completar, los micromovimientos se encuentran en el rango de 10 a 50 μm , estos micromovimientos no presentan riesgo alguno cuando el implante se ha oseointegrado con el hueso, pero si la cicatrización no se ha llevado a cabo de manera correcta los micromovimientos de más de 100 μm resultan perjudiciales debido a que se provoca que se forme tejido fibroso evitando así una correcta oseointegración (Villarraga Ossa, 2017).

4.1.3. Rugosidad y topografía del implante dental

La correcta oseointegración del implante-hueso depende de entre varios factores a la topografía de la superficie del implante, ya que las células se moldean y se adaptan a la textura de esta superficie, siendo fundamental para la correcta adhesión de los osteoblastos dentro del proceso de oseointegración.

La topografía del implante la podemos dividir en 3 grupos macrotopografía, microtopografía y nanotopografía, estas texturas o topografías influyen en el proceso de oseointegración debido a que actúan directamente entre las biomoléculas del tejido y la capa de óxido metálico que se genera en el implante, ya que si actuaran directamente en el metal del implante y el tejido óseo no podría darse la oseointegración.

Existen técnicas para el tratamiento de las superficies de implantes dentales con el fin de aumentar la rugosidad, tales como el granallado de partículas, desgaste de la superficie dental con ayuda del ácido, todo esto con la finalidad de manipular la textura a nivel macrométrico, micrométrico y nanométrico (Pinheiro Pires, 2020).

a) Macrotopografía

Cuando nos referimos a la macrotopografía del implante directamente se toma en cuenta la visibilidad geométrica del implante en donde se puede observar los tornillos e inclusive poros resultantes de tratamientos macro superficiales.

La escala que se usa en la macrotopografía va desde los milímetros hasta los micrómetros, incluso se puede llegar a considerar macrotopografía hasta los 10 μm .

Una buena macrotopografía en un implante dental supone mejoras en la fijación primaria y en la estabilidad mecánica a largo plazo.

b) Microtopografía

La microtopografía en implantes dentales favorece la oseointegración debido a que la microrrugosidad de la superficie genera un aumento en la actividad osteoblástica en comparación a una superficie lisa, plana o sin tratar, esta microrrugosidad se encuentra en el rango de entre 1 a 100 μm .

Con una microtopografía se logra imitar la matriz extracelular pudiendo controlar funciones celulares como la fijación, proliferación y diferenciación celular.

Otra característica que proporciona una microtopografía es que en la superficie del implante se genera un enclavamiento más estable de las células.

Se ha logrado demostrar que las superficies con microdureza presentan efectos beneficiosos sobre la diferenciación y migración de los osteoblastos.

c) Nanotopografía

La nanotopografía se caracteriza por generar interacciones entre las células y el implante, además de afectar la orientación, alineación, diferenciación, migración y proliferación celular, haciendo que las células tengan mayor adherencia y estimulando el proceso de oseointegración.

Una nanotopografía proporciona más sitios de adhesión en donde las proteínas entran en contacto con la superficie del implante dental y tienen una gran importancia en el proceso de curación ósea después de la colocación de un implante dental permitiendo una buena disolución del coágulo de sangre.

La presencia de nanoestructuras en los implantes dentales promueve el proceso de oseointegración haciendo que este proceso se estimule y propague con gran intensidad.

Gracias a la nanotecnología existente actualmente se ha visto renovada la implantología dental, especialmente los implantes de titanio, abriendo nuevas posibilidades para su posible mejora.

4.1.4. Torque de inserción

El torque de inserción es la fuerza que provoca un giro al colocar un implante dental, debido a la parte roscada de los implantes, estos necesitan de un torque para su inserción en el hueso, este torque se representa en las unidades N.cm y puede aplicarse con una llave dinamométrica para implantes dentales.

Los valores óptimos del torque de inserción varían según estudios, algunos consideran 30 o 35 N.cm como valor óptimo mínimo y 45 o 50 N.cm como valor óptimo máximo; sin embargo, no siempre se deben tomar esos valores ya que el torque de inserción está estrechamente relacionado con la densidad ósea del hueso receptor y por lo tanto guarda relación con la estabilidad primaria (Ordoñez Olmedo, 2018).

Los valores altos de torque de inserción (>50 N.cm) se recomiendan aplicar en casos de alta densidad ósea, del mismo modo ocurre para valores bajos (<30 N.cm) los cuales se aplican para huesos con baja densidad ósea. Algunos estudios señalan que los valores bajos o altos de torque de inserción pueden provocar pérdida ósea; sin embargo, otros autores aseguran que la pérdida ósea suele ser muy baja o casi nula y además los implantes siguen teniendo una alta tasa de éxito (Ruiz Gómez, 2018).

En base a la relación que existe entre el torque de inserción y la estabilidad primaria, se puede decir que al aumentar el torque de inserción se aumenta también la estabilidad primaria, permitiendo así someter los implantes a carga inmediata ya que los micromovimientos serán mínimos.

4.1.5. Cargas oclusivas

Una de las diferencias entre los implantes dentales y los dientes naturales es que los primeros no tienen ligamento periodontal, los implantes están empalmados directamente al hueso, esto hace que no se absorban bien los impactos y que haya una concentración alta de estrés en la zona. Parte de la rehabilitación oral consiste en definir los adecuados esquemas de oclusión para los pacientes y de esta forma evitar que se produzcan sobrecargas oclusivas que afecten la longevidad de los implantes dentales o de las prótesis.

Las oclusiones se pueden clasificar en 2 grupos, estáticas y dinámicas, a pesar de que los esquemas oclusales forman parte del grupo de las dinámicas, también es importante conocer las estáticas.

4.1.5.1. Oclusión estática (García Ayarzagüena, USAL, 2017)

a) Oclusión habitual o Máxima intercuspidación (MIC)

Esta oclusión es el contacto de los dientes inferiores con los superiores cuando se cierra la mandíbula y se tiene la boca cerrada.

b) Oclusión y relación céntricas

La relación céntrica es una posición anatómica en la que los extremos mandibulares del lado de la articulación temporomandibular (ATM) se encuentran en la parte más superior y anterior posible. Esta posición es saludable tanto para la ATM como para los músculos. Cuando se habla de oclusión céntrica, se habla del contacto de dientes superiores e inferiores cuando se está en la posición de relación céntrica, esta oclusión a su vez puede coincidir con la MIC.

4.1.5.2. Oclusión dinámica (García Ayarzagüena, USAL, 2017)

- **Oclusión con guía canina:** esta oclusión se da por un movimiento mandibular lateral cuya trayectoria se guía por los dientes caninos inferior y superior del lado que realiza el movimiento o el lado de trabajo, por lo tanto solo se da un contacto en esta oclusión.
- **Oclusión de función de grupo anterior:** oclusión generada por el movimiento de la mandíbula desde la MIC hacia adelante o también llamado movimiento de protrusiva, el contacto se da entre los dientes anteriores de ambas arcadas y se genera una desoclusión entre los dientes superiores e inferiores del lado posterior.

- **Oclusión balanceada unilateral:** también llamada oclusión de función de grupo posterior, este contacto se da entre caninos y premolares de ambas arcadas en el lado de trabajo luego de un movimiento mandibular lateral. Esta oclusión permite que se repartan las cargas tanto en caninos como en premolares.
- **Oclusión balanceada bilateral:** esta oclusión se produce por diferentes movimientos mandibulares y se originan los máximos contactos posibles ya sea en el lado de trabajo o no.
- **Oclusión mutuamente protegida:** también se le conoce como oclusión orgánica, esta oclusión se genera por una combinación de otras oclusiones; la oclusión protege la parte posterior tal como se hace en la oclusión de función anterior, también se sigue la guía canina y se protege los dientes anteriores por medio de la MIC, la protección de ambas partes es la razón del nombre de esta oclusión.

4.1.5.3. Implante dental y diente natural

El diente natural se adapta mejor ante las cargas oclusales debido a la presencia del ligamento periodontal, el diente puede desplazarse en dirección axial entre 25 y 100 μm ante cargas axiales, en cambio el implante dental, al tener contacto directo con el hueso, solo puede desplazarse entre 3 y 5 μm ; ante cargas laterales, el diente puede desplazarse rápidamente entre 56 y 108 μm y al mismo tiempo gira sobre su raíz para disminuir las cargas que recibe la cresta alveolar; por otro lado, el implante solo se desplaza entre 10 y 50 μm sin girar sobre sí mismo provocando la acumulación de cargas en la cresta alveolar (García Ayarzagüena, USAL, 2017).

Otro aporte importante del ligamento periodontal es que tiene mecanorreceptores que envían estímulos al sistema nervioso para que de esta forma se controlen las magnitudes de las fuerzas en la masticación.

Entre las principales ventajas de un diente natural se puede decir que este se puede comunicar, en otras palabras, el diente es capaz de mostrar signos de desgaste en su esmalte, ligamento periodontal inflamado, líneas de tensión, estas señales permiten que un odontólogo pueda corregir el esquema oclusal del paciente; en el caso del implante dental es más difícil darse cuenta de los problemas ya que las coronas no siempre muestran señales que deriven a una rotura por fatiga.

4.5.1.4. Consecuencias por una incorrecta oclusión

La incorrecta elección de un esquema de oclusión puede traer graves problemas para la rehabilitación oral de un paciente, el implante dental puede fracasar casi al inicio del tratamiento como también a largo plazo. Las cargas oclusales pueden causar

aflojamiento del tornillo de un implante si éstas exceden a las cargas estabilizadoras, después del aflojamiento se puede terminar con una fractura del tornillo.

Las sobrecargas pueden dañar las prótesis hasta el punto de fracturarlas, algunos estudios indican que tanto las sobrecargas y los incorrectos esquemas oclusales pueden ocasionar infecciones alrededor del implante y pérdida ósea (Torres Herbozo et al, 2016).

4.5.1.5. Tipos de oclusión para cada rehabilitación oral

Según las prótesis que se usen para los diferentes casos de edentulismo se han determinado los esquemas oclusales adecuados para cada caso, esta selección de tipos se ha hecho en base a prótesis implantosoportadas y se muestra en la Tabla 25.

Tabla 25. Esquemas oclusales según rehabilitación oral.

Tipo de rehabilitación oral	Esquemas oclusales
Implante unitario	Oclusión mutuamente protegida
Prótesis parcial fija (Kennedy clase I)	Oclusión mutuamente protegida
Prótesis parcial fija (Kennedy clase II)	Guía canina (si hay canino) Función de grupo (si no hay canino)
Prótesis parcial fija (Kennedy clase III)	Guía canina
Prótesis parcial fija (Kennedy clase IV)	Guía canina (si hay canino) Función de grupo (si no hay canino)
Prótesis completa fija	Oclusión mutuamente protegida (arcada antagonista es de dientes naturales) Oclusión balanceada bilateral (arcada antagonista rehabilitada)
Sobredentaduras e híbridas	Oclusión balanceada bilateral (arcada antagonista rehabilitada)

Fuente: (García Ayarzagüena, USAL, 2017).

4.1.6. Humectabilidad

Debido a que el titanio es el biomaterial por excelencia en la implantología dental las mejoras en sus propiedades de la superficie que se realizan en este hacen que su proceso de oseointegración se lleve a cabo de la mejor manera, así reduciendo la tasa de fracasos, es por ello que recientes estudios han demostrado que, modificando propiedades químicas de la superficie, aumentando la humectabilidad, la cual aporta a la superficie condiciones de hidrofiliidad haciendo que presente afinidad con el agua, permitiendo la absorción de proteínas, la activación de la coagulación sanguínea y la adhesión celular; esta relación de los sistemas biológicos con la hidrofiliidad es fundamental si se quiere entender los procesos de regeneración ósea.

Existen dos términos que se deben dar en la superficie de los implantes dentales, si se quiere que la oseointegración sea exitosa, los cuales son la hidrofiliidad superficial la cual es la afinidad que tiene la superficie del implante dental, por los líquidos y la hidratación la cual es una película de moléculas de agua que está presente en la superficie del implante. Entre los beneficios de una superficie hidrofílica se tiene el incremento de interacciones entre las biomoléculas y la superficie del implante, menor inflamación en la zona tratada, y una oseointegración más acelerada (Anitua, 2018).

4.1.7. Energía superficial

La energía superficial está definida por la densidad de la carga y la polaridad, esta se encuentra directamente relacionada con la humectabilidad, ya que ambas son responsables de impulsar la adhesión celular al implante, además tanto la composición química como la rugosidad determinan cuánta energía superficial presenta el implante y como consecuencia la humectabilidad (Fochini, 2020).

Los implantes dentales cuya energía superficial es alta absorben gran cantidad de proteínas del microambiente, es decir, son bioactivos; sin embargo, esta propiedad por sí sola no es suficiente para promover un efecto osteogénico, ya que se necesita de la micro y nanotopografía.

Aún no se conoce si la osteogénesis es provocada por la topografía nanométrica, las proteínas absorbidas o por el aumento de la energía superficial; sin embargo, es probable que todos estos factores actúen sinérgicamente para producir un efecto osteogénico en el implante dental.

Existen diversos enfoques mediante los cuales podemos evaluar la energía superficial, proporcionando a su vez una medida inversa de la humectabilidad mediante la técnica de “gota sésil”, en donde se coloca un líquido humectante sobre la superficie de titanio, en donde se mide el ángulo en contacto entre la tangente del líquido y la línea base horizontal de la superficie de titanio, esta medida se encuentra en el rango de 0° hasta más de 90°, siendo el ángulo menor para superficies muy hidrofílicas y a mayor ángulo le corresponde una superficie hidrofóbica (Bellido Crespo, 2018).

4.1.8. Recubrimiento con materiales bioactivos

Actualmente, el uso de recubrimiento con materiales bioactivos en un implante dental tiene distintas finalidades, desde mejorar sus propiedades del implante logrando una mayor vida útil, hasta lograr mejorar su proceso de oseointegración, generalmente se usa como recubrimiento bioactivo la hidroxiapatita (HA) ya que esta presenta muy buenas propiedades tanto de regeneración ósea como de oseointegración; sin embargo, también se suele utilizar el óxido de titanio como recubrimiento superficial. Los implantes cuya composición generalmente es de titanio se recubren con hidroxiapatita, estos logran obtener buenas propiedades mecánicas y buena oseointegración.

Para hacer un recubrimiento de óxido de titanio sobre el implante generalmente se usa la técnica de electro-oxidación por plasma, esto le confiere a la pieza una elevada dureza, un aumento en su resistencia al desgaste y una resistencia a la tribocorrosión que es la combinación de desgaste y corrosión que se suele dar en un ambiente bastante corrosivo como es la saliva; la capa de óxido generada en el implante impulsa el crecimiento celular de tal manera que la oseointegración se ve optimizada (Güell, 2019).

Otra finalidad para la que se usa un recubrimiento con material bioactivo es crear una barrera que impide la emisión de iones metálicos por parte del implante y a su vez promueve la unión entre el hueso y el implante evitando así recurrir a alguna clase de cemento para su fijación.

Un correcto recubrimiento con material bioactivo garantiza el éxito clínico al momento de realizar un implante dental debido a que la calidad, pureza, tamaño de la partícula, composición química y espesor del recubrimiento determinan la duración de este en la interfaz del tejido óseo.

Recubrir un implante con un material bioactivo no es muy fácil de realizar, este tiene cierto grado de complejidad; sin embargo, existen distintos métodos para una correcta realización, entre estos tenemos el dip coating, la deposición electroforética, las rutas biomiméticas, la proyección térmica, entre otros. (Gaona Latorre, 2007).

4.2. Modernización de implantes dentales

A través del tiempo, las tecnologías disruptivas han influido en el cambio de vida de las sociedades, teniendo como objetivo generar un confort y presentar mejoras en la calidad de vida de las personas, un ejemplo es el teléfono inteligente (Smartphone) que revolucionó las tecnologías existentes, creando nuevos mercados y desplazando a las empresas y productos líderes en ese momento. Esto mismo está sucediendo con los implantes dentales, los cuales, a través del tiempo, han ido evolucionando hasta lo que hoy conocemos como implante dental, actualmente se vienen estudiando técnicas de fabricación, desarrollo de materiales para su mejora e implementación en la implantología dental presentándose mayor énfasis en el uso de nanotecnología debido a que esta tiene muchas aplicaciones diferentes (Jandt, 2020).

4.2.1. Evolución de los implantes dentales a lo largo de la historia

El origen de los implantes dentales se remonta a la prehistoria, en el Neolítico aproximadamente hace 9000 años. En Argelia, concretamente en el poblado llamado Fahid Suarda, se descubrió un cráneo perteneciente a una mujer joven el cual tenía un trozo de falange de un dedo incrustado en el alveolo del segundo premolar derecho del maxilar superior.

En el año 1931, la arqueóloga Dorothy Hughes realizó excavaciones en la Playa de los Muertos (Honduras) en donde encontró restos de implantes dentales pertenecientes a la cultura maya y provenían del año 400 d.C. casi finalizando la edad antigua. Los implantes dentales consistían en 3 trozos de concha de Sagaamote colocados como incisivos, además estos trozos presentaban formación de hueso en su superficie por lo tanto se deduce que estos fueron colocados en vida.

El tema de la implantología dental volvió a tomar relevancia en el siglo X durante la edad media gracias a los aportes del médico andalusí e islámico Abulcasis. Este médico cirujano creó una enciclopedia de medicina de 30 volúmenes llamada Al-Tasrif, en la cual comentó que, respecto a la cirugía dental, cuando alguien perdía uno o más dientes, estos podían colocarse nuevamente en sus respectivos alveolos fijándolos con la ayuda de hilos de oro. Debido a los escritos de Abulcasis, durante esa época, la nobleza empezó a exigir trasplantes dentales a los barberos cirujanos y estos recurrían a tomar las piezas dentales de esclavos, sirvientes y hasta soldados; pese a todo esto, el tratamiento fue dejándose de lado, ya que los dientes implantados fracasaban e incluso se transmitían enfermedades debido a esta práctica.

Siglos después, aun en la edad media, el cirujano barbero francés Ambroise Paré publicó en 1572 sus "5 Libros de Cirugía", en estos se volvió a tratar el tema de la implantación dentaria, el cirujano aconseja que se vuelvan a colocar los dientes en sus alveolos una vez que se hayan extraído por error, también aportó con la creación de una variedad de instrumentos quirúrgicos.

El inicio de la edad moderna se vio marcado por la difusión generalizada del conocimiento gracias a la imprenta, mediante esta se publicaron muchas obras sobre odontología y cirugía oral, gran parte de los aportes se presentaron en Francia, ya que a la mitad del siglo XVIII surgió el movimiento intelectual de La Ilustración que promovía el conocimiento; la implantología dental se llegó a propagar por casi toda Europa y Norteamérica durante los siglos XVII y XVIII. Por razones de moral e higiene, los trasplantes dentales con dientes naturales fueron rechazándose poco a poco, debido a esto a inicios del siglo XIX, en el año 1809, un odontólogo reconocido en ese tiempo de nombre Maggiolo logró colocar un implante dental de oro para sustituir un diente recién extirpado y consiguió una buena aceptación, debido a esto, a finales del siglo XIX se empezaron a crear implantes de una gran variedad de materiales como la cerámica, el plomo, etc.

A inicios del siglo XX muchos médicos cirujanos probaron distintos materiales para evitar las fracturas de los implantes y prótesis; en 1901, el médico R. Payne mostró un método de implantación que consistía en introducir una cesta de plata en el alveolo; pese a ello, en 1909 el médico Algrave comprobó que este material no era óptimo para el tratamiento debido a su toxicidad. Años después, en 1915, E.J. Greenfield estableció

los fundamentos de la implantología moderna, describió temas como la normativa sanitaria, tiempo de sanación adecuada para garantizar la cicatrización del tejido y la fijación de los implantes, el problema de las sobrecargas; a pesar de estos aportes, aún no se definían los materiales más compatibles para los implantes dentales.

En el año 1937 se introdujo un nuevo material denominado Vitallium, consistía en una aleación de molibdeno, cromo y cobalto, el material fue presentado por Venable y Strock en un estudio para tratar las fracturas presentes en los implantes y prótesis; a partir de este avance, más adelante surgieron dos escuelas de implantología dental enfocadas en implantes subperiósticos, a cargo del sueco Gustav Dahl, y los implantes endoóseos de Strock; discípulos de Dahl presentaron los resultados de los implantes subperiósticos en Estados Unidos, pero estos no lograron una gran repercusión, aunque sí tuvo relevancia en Europa. Casi al mismo tiempo del surgimiento de estas escuelas de implantología, algunos investigadores determinaron la buena compatibilidad que presentaba el Vitallium, Titanio y Tantalio con el tejido, estos materiales no eran tóxicos para el medio; gracias a esto, en la década del 50, en Italia, Marzini trabajó mucho con los implantes subperiósticos hechos de Tantalio; por otro lado, Formiggini inventó un implante endoóseo en forma de espiral que tuvo mucha popularidad en ese entonces; pese a todo esto, la implantología dental aún se trataba como una experimentación médica y todavía no se establecía una formalidad.

Recién en la década de los 60 se dio una gran revolución en el ámbito de la implantología dental con el descubrimiento de la oseointegración gracias a los estudios realizados por el doctor sueco Branemark, este descubrimiento ayudó a comprender más los aspectos biológicos que intervienen en la implantación, también se estableció al titanio como biomaterial óptimo para la fabricación de implantes; después de esto, el mundo de la implantología dental no ha parado de evolucionar y expandir cada vez más el mercado de los implantes dentales en el mundo (Lemus Cruz et al, 2009).

4.2.2. Técnicas de modernización en implantes dentales

La investigación y desarrollo para la modernización de implantes dentales se viene impulsando desde la década de los años 70, esto con el fin de buscar mejores materiales para obtener mayores tasas de éxito en estos dispositivos, además que el mercado de la implantología dental supone un gran beneficio para las grandes marcas que se dedican al diseño, mejora y fabricación de implantes. Se espera que para el año 2023 el mercado mundial de implantes dentales alcance los \$13 mil millones, trayendo como consecuencia que se invierta en el desarrollo de este sector de la odontología.

Actualmente se está investigando y trabajando en la modificación superficial de los implantes, ya que, según estudios modificar la superficie tiene como consecuencia la posible aceleración de las interacciones entre los fluidos biológicos y las células, dando

como resultado una regeneración en el hueso periimplantario, es por ello que se aplican una serie de modificaciones en la superficie del implante, tales como:

4.2.2.1. Microrrugosidad de la superficie del implante

Esta modificación que se le suele aplicar a la superficie de los implantes modernos es la más común y desarrolla una función importante al momento del anclaje que las células y los tejidos circundantes al implante, los cuales se unen permitiendo una osteogénesis periimplantaria. Existen varios métodos para modificar y mejorar la rugosidad de la superficie del implante como el granallado que utiliza partículas de sílice, hidroxiapatita, alúmina u óxido de titanio, el grabado en ácido; como puede ser ácido fluorhídrico, nítrico, sulfúrico, entre otros; que se suele usar para uniformizar el micro perfil de la superficie del implante eliminando los residuos de las partículas que quedan.

4.2.2.2. Nanotexturizado de la superficie del implante

El nanotexturizado es una modificación a nivel de nano escala en la superficie de los implantes son técnicas recientes, cuyo fundamento se basa en la imitación del patrón de las estructuras óseas, permitiendo así aumentar la energía superficial del implante, mejorando la absorción de proteínas de la matriz y por ello generando una mayor proliferación y migración de las células óseas, mejorando el proceso de oseointegración. Sin embargo, se necesitan un mayor número de investigaciones a fin de evaluar la capacidad de mejorar la osteogénesis con la ayuda de la topografía nanométrica de las superficies de los implantes de titanio.

4.2.2.3. Recubrimiento a base de fosfato de calcio (CaP)

El fosfato de calcio tiene una similitud química con el hueso alveolar, esto permite que se desarrollen recubrimientos o revestimientos superficiales a base de este material, ya que los implantes con recubrimiento de fosfato de calcio tienen la capacidad de unirse de manera directa al tejido óseo, presentando un mayor enclavamiento bioquímico del material de la superficie del implante con el hueso alveolar.

4.2.2.4. Recubrimiento a base de matriz extracelular (ECM)

Además del recubrimiento de fosfato de calcio, otra alternativa de recubrimiento que se suele utilizar en los últimos años es la deposición de proteínas ECM (Matriz extracelular) sobre la superficie del implante, esto con la finalidad de mejorar la oseointegración acelerando el proceso de regeneración ósea en la interfaz del implante. Además, estos revestimientos desempeñan un papel sinérgico en las interacciones hueso-implante.

4.2.2.5. Recubrimientos a base de fármacos

El desarrollo de los recubrimientos superficiales supone nuevas estrategias como la capacidad de recubrir el implante con fármacos a fin de atacar los trastornos óseos que

se producen alrededor del implante dental, como por ejemplo bisfosfonatos, ranelato de estroncio, estatinas, entre otros son algunos de los fármacos que se suelen usar para promover la oseointegración del implante en un hueso osteoporótico, en donde investigaciones y estudios clínicos demuestran que existe un efecto positivo en el uso de fármacos para la oseointegración de un implante dental en un hueso osteoporótico, presentando una óptima mineralización ósea de contacto en el hueso-implante a diferencia de un implante sin uso de fármacos.

En vista de todo lo anterior sobre las perspectivas a futuro de los implantes dentales, es evidente que los avances en la investigación de los biomateriales y la ingeniería aplicada sobre estos ayudan a fomentar continuamente la comercialización de nuevos diseños de implantes dentales que favorecen principalmente la oseointegración, además de estimular la regeneración ósea alrededor del implante (Alghamdi, 2020).

4.2.3. Implantes modernos

4.2.3.1 Materiales

Hoy en día, el material del núcleo que predomina en el mercado de los implantes dentales sigue siendo el titanio; según su pureza y los elementos de aleación, el titanio CP de grado 4 y el titanio de grado 5 o Ti6Al4V ELI son los materiales comúnmente utilizados por su alta resistencia a la rotura y su biocompatibilidad; pese a esto, existe una aleación que supera la alta resistencia a la fractura de los otros dos materiales, alta tasa de éxito y permite tratamientos menos invasivos, esta aleación se denomina Roxolid y fue creada por la empresa Straumann.

El Roxolid es una aleación de 85% de titanio y 15% de zirconio que se originó en el año 2009, de ese entonces ha pasado por varios estudios y pruebas clínicas que ha llevado a definir a este material como uno de los de que tienen más alto rendimiento; su resistencia a la fractura es de 1000 MPa superando así al resto de materiales, también posee un aumento en la resistencia a la fatiga respecto a anteriores modelos de implantes de titanio. Otro aspecto importante que destaca en el Roxolid es que permite elaborar implantes muy estrechos que sirven para los pacientes que presentan baja densidad ósea (Straumann, 2016).

Los implantes cerámicos son opciones a las que acceden los pacientes que son alérgicos a los metales, actualmente uno de los implantes que más destaca utilizando este material es el Nobel Pearl de la empresa Nobel Biocare.

Los implantes Nobel Pearl tienen la gran ventaja que son los únicos en el mercado que son 100% libres de metal, pues el material del implante es zirconio y el del tornillo es de PEEK reforzado con fibra de carbono, además de esta particularidad, estos implantes provocan inflamaciones en el tejido más leves que otros implantes, también

su material impide que se forme placa bacteriana por lo tanto ayuda a mejorar la salud bucal (Nobel Biocare, 2018).

4.2.3.2. Topografía

La implantología moderna tiene muchos objetivos que se han descrito anteriormente; sin embargo, lo que actualmente se busca es mejorar tanto el tiempo como el proceso de oseointegración, es por ello que constantemente se investiga y se experimenta clínicamente la forma de realizar esto de la mejor manera posible.

Una propuesta de diseño para mejorar el proceso de oseointegración fueron los implantes Core-Vent, cuya composición era de Ti6Al4V, estos implantes forman parte de la familia de los implantes cilíndricos, tal como se puede ver en la Figura 56.



Figura 5658. Diseño de implantes cilíndricos (primera fila), diseño tipo tornillo (segunda fila), diseño combinado (tercera fila).

Fuente: (Misch, 2009).

Un implante dental deberá estar diseñado de tal forma que soporte los tres tipos de fuerzas, las cuales son: fuerza de tensión, compresión y cizallamiento, cuando al hueso se le aplica una fuerza de compresión este se hace más fuerte; sin embargo, al aplicarle una fuerza de tracción este es un 30% más débil y se debilita más cuando se le aplica una fuerza de cizalladura llegando a ser 65% más débil.

Estos implantes de cuerpo pulido y cilíndrico fueron implementados debido a su facilidad al momento de ser colocados; no obstante, al momento de soportar cargas de cizallamiento en la interfaz hueso-implante estas cargas se elevan a comparación de los otros tipos de implante como los cónicos. Además, según estudios, en donde se comparan los diseños de diferentes tipos de implantes en relación con el contacto hueso

implante (CHI) como se puede ver en la Figura 57, en donde se observa que los implantes de tipo cilíndrico presentan menor contacto hueso-implante a diferencia de los implantes con roscado. Esto se demuestra también en la Figura 58, en donde se hace una comparación de los implantes no roscados frente al sistema de implantes que propuso Branemark demostrando que estos últimos tenían mayor efectividad que se reflejaba en el contacto hueso-implante.

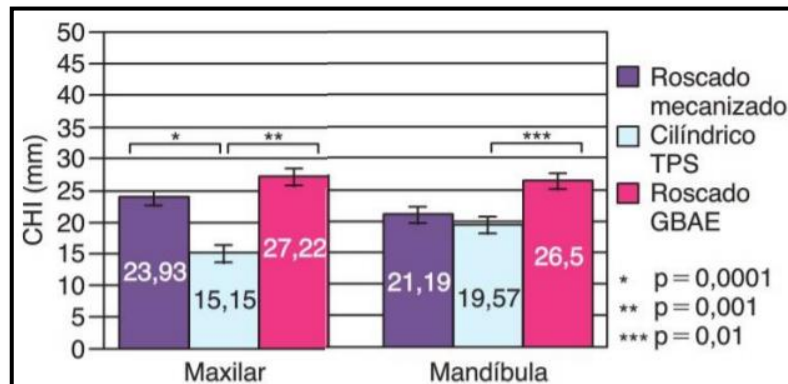


Figura 5759. Comparación entre los implantes dentales roscados y cilíndricos.

Fuente: (Misch, 2009).

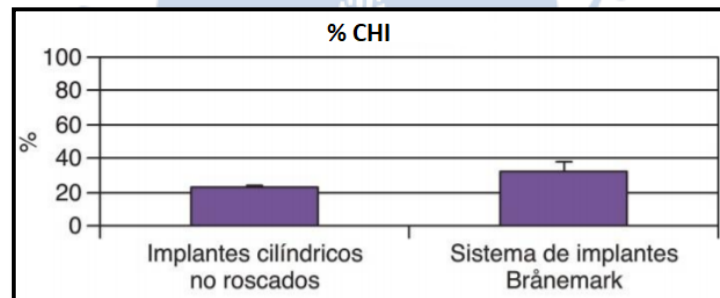


Figura 5860. Comparación del contacto hueso-implante entre implantes cilíndricos y sistema de implantes de Branemark.

Fuente: (Misch, 2009).

Las superficies pulidas en el cuerpo del implante aumentan el riesgo de pérdida ósea, como se muestra en la Figura 59, debido a que la carga no se transfiere de manera correcta generando así una reabsorción ósea aumentando la altura de la corona teniendo como consecuencia que las cargas se magnifiquen, ya que las fuerzas de torsión aumentan, lo que ocasiona que los dos pilares se fracturen a diferencia del implante, cuyo diseño fue en forma de placa, el cual soporto las cargas y mantuvo su altura ósea (Misch, 2009).

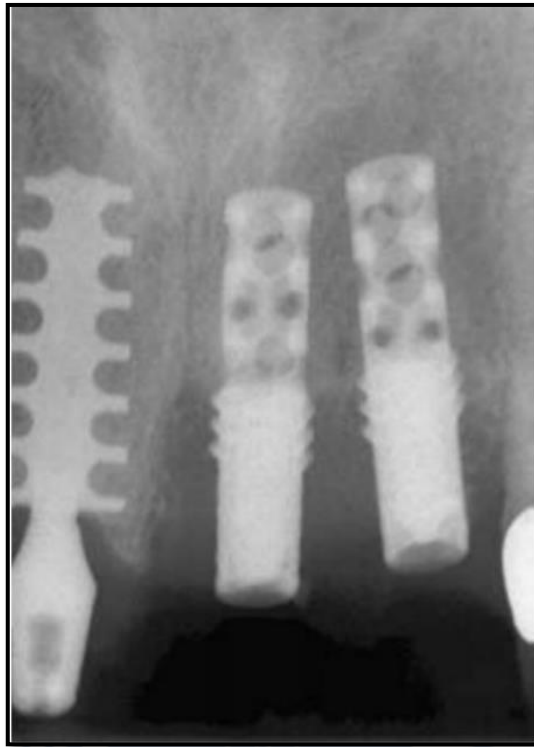


Figura 5961. Diseños circulares y de placa de implantes sometidos a años de carga.

Fuente: (Misch, 2009).

Visto lo anteriormente mencionado, se puede llegar a la conclusión que los diseños de implantes cilíndricos, a pesar de ser de fácil implantación, tienen efectos negativos, puesto que favorecen la reabsorción ósea; sin embargo, estos implantes dentales sentaron las bases y los fundamentos para los implantes modernos, como es el caso de los implantes dentales Trabecular Metal™ de la empresa ZIMMER BIOMET los cuales presentan un cuerpo con aproximadamente el 80% de porosidad o microcavidades, además de que sus extremos sean roscados como se muestra en la Figura 60, estos implantes están fabricados de dos distintos materiales, para el caso de la rosca se usa Titanio de grado 5 y para el cuerpo se usa como material el Tantalio, permitiendo así una mayor capacidad de oseointegración debido a que sus microcavidades permiten que el hueso se desarrolle y crezca dentro de las microcavidades (Zimmer Biomet Dental, 2018).

Los implantes modernos Trabecular Metal presentan notorios beneficios, frente a los implantes de otros fabricantes, debido a que estos poseen menor tiempo de cicatrización gracias a su mayor volumen y superficie de contacto mayor al 65%, esto proporciona condiciones óptimas para un ambiente biocompatible facilitando al organismo crear tejidos de cicatrización que posteriormente será tejido óseo, además de garantizar que el implante sobreviva un tiempo muy prolongado en huesos con mala calidad. Otro beneficio que lo diferencia de los otros implantes es el hecho de que el

hueso crece hacia dentro del implante y no solo sobre la superficie que es lo que usualmente sucede en los implantes de otros fabricantes, esto le otorga un mayor anclaje al hueso, lo que significa que a una mayor superficie de contacto se interpreta un mayor volumen de anclaje.

Para someterse a un tratamiento con un implante de estructura Trabecular Metal no existe restricciones; sin embargo, debido a su proceso de fabricación, este se limita a longitudes medias o largas, y se requiere que la superficie en donde se va a implantar no sea estrecha ni corta de altura, este está indicado para casos en donde se requiere una mayor superficie de cicatrización, también para casos en donde se realiza una extracción del diente y seguidamente se suele colocar el implante permitiendo al tejido tener mayor capacidad de cicatrización y por último este implante aplica para casos en donde los pacientes presenten baja densidad ósea.



Figura 6062. Implante Trabecular Metal.

Fuente: (Zimmer Biomet Dental, 2018).

4.2.3.3. Superficie

Actualmente existe una vasta variedad de implantes dentales, dependiendo de la empresa o del fabricante que los distribuye, estos presentan factores que los diferencian unos de otros; la superficie de un implante es un factor a considerar para promover la oseointegración, una correcta oseointegración es lo que buscan los implantólogos al realizar un tratamiento implantológico, es por ello que los tratamientos superficiales que se aplican a los implantes son distintos en cada fabricante de implantes dentales, entre los tratamientos superficiales más conocidos tenemos:

a) Superficie SLA, SLAActive

Este tipo de tratamiento superficial viene siendo aplicado por la empresa de implante dentales Straumann, inicialmente empezaron con el tratamiento superficial SLA en el año 1998, esta técnica se basa en un chorreado con arena cuyo grano es grueso con el objetivo de generar una macrorrugosidad sobre la superficie de titanio, después de esto se realiza un grabado en ácido permitiendo a la superficie presentar una microrrugosidad, facilitando una mayor adhesión celular a las paredes del implante. Años después se mejoró este tratamiento de superficie con SLAActive que se basa en la topografía SLA pero presentando mejoras como una superficie hidrofílica acelerando aún más el proceso de oseointegración dentro de las primeras semanas de cicatrización como se muestra en la Figura 61, en donde podemos observar una comparación entre los beneficios en la estabilidad de una superficie SLA frente a SLAActive (Straumann, Las superficies del Straumann® Dental Implant System , 2021).

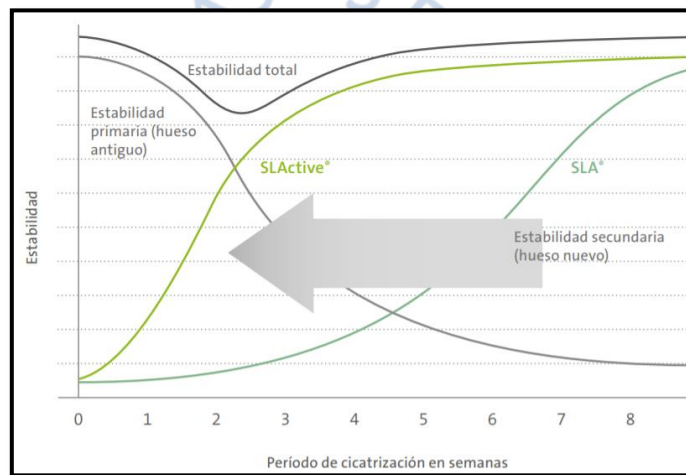


Figura 6163. Superficie SLA frente a SLAActive.

Fuente: (Straumann, Straumann® Smart, 2014).

b) Superficie ZirTi

El tratamiento superficial que emplea la empresa de implantes dentales Sweden & Martina consiste en conseguir que la superficie de los implantes tenga una superficie de ZirTi como se muestra en la Figura 62, este es un sustrato de última generación el cual ha sido obtenido mediante un arenado o chorreado con óxido de circonio y tratado con ácidos minerales, este tratamiento permite que la micromorfología de la superficie aumente, esto hace aumentar la superficie de contacto entre el hueso-implante, garantizando una mayor estabilidad primaria y un correcto proceso de oseointegración (Sweden & Martina IMPLANTOLOGY, 2015).

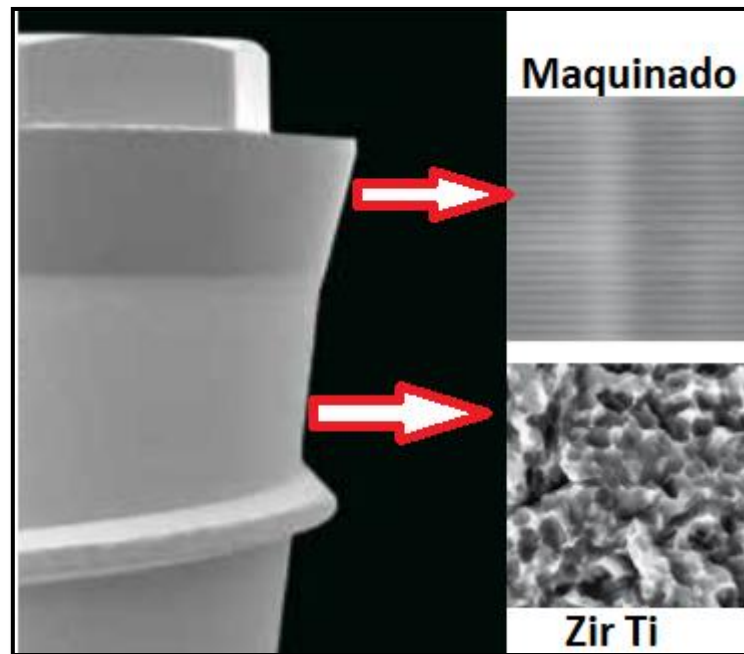


Figura 6264. Implante de Sweden & Martina con cuello maquinado y cuerpo de ZirTi.

Fuente: (Sweden & Martina IMPLANTOLOGY, 2015).

c) Superficie Maquinada

Los implantes de Sweden & Martina también se pueden encontrar con su superficie totalmente maquinada, esto permite que no exista acumulación de placa bacteriana, ya que reduce la adhesión de esta, además constituye un entorno menos favorable para el crecimiento de bacterias en comparación a superficies cuyo grado de rugosidad es alto. Este tipo de superficie es usualmente conveniente para personas que estén predispuestas a patologías de los tejidos periimplantarios debido a que la limpieza de la superficie es más fácil y resulta más fácil y eficaz en comparación con otro tipo de implante. Otro beneficio de este tipo de superficie en los implantes es que permite una excelente adhesión de las fibras colágenas con la superficie del implante (Sweden & Martina IMPLANTOLOGY, 2015).

d) Superficie Biomimetic

El nombre de esta superficie proviene de la inspiración que se tiene por los procesos bioquímicos que se dan en la naturaleza y dos elementos presentes en esta, son utilizados en sus implantes para mejorar la oseointegración, estos son el fósforo y el calcio. Esta superficie ha sido desarrollada por la empresa española Avinent y con ella se han presentado 3 modelos diferentes de implantes denominados Coral, Ocean y Pearl como se muestran en la Figura 63. Entre sus propiedades se tiene una excelente macrorrugosidad y microporosidad, también la superficie es hidrofílica y promueve la osteogénesis.



Figura 6365. Implantes Coral, Ocean y Pearl con superficie Biomimetic.

Fuente: (Avinent, 2020).

e) Superficie UnicCa

La superficie UnicCa pertenece a la empresa española BTI y su característica que la define es que contiene iones de calcio que poco a poco promueve la formación de tejido óseo en el implante, además presenta tres variaciones de rugosidades a lo largo de una misma pieza. Otra propiedad que destacar es que esta superficie es altamente coagulante lo cual provee al implante una estabilidad inmediata (BTI, 2019).

f) Superficie Xeal y TiUltra

Estas superficies presentadas por la empresa Nobel Biocare en el año 2019, representan los primeros avances en la autodenominada era de la mucointegración; ambas superficies se complementan y contribuyen a garantizar una buena oseointegración y estabilidad, tanto el pilar como el cuello del implante están hechos con la superficie Xeal que es muy poco rugosa y porosa con el fin de facilitar que los tejidos blandos se integren al pilar, dado que estos protegen al hueso adyacente, debajo del cuello del implante está presente la superficie TiUltra que es más porosa y áspera, de esa manera contribuye a aumentar la estabilidad; se puede decir, que estos implantes mejoran la oseointegración en todos los niveles (Nobel Biocare, 2019). Xeal y TiUltra presentan una capa protectora que garantiza su sanidad y calidad, puesto que esta se disuelve al estar en contacto con la sangre. Las dos superficies pueden apreciarse en la Figura 64.

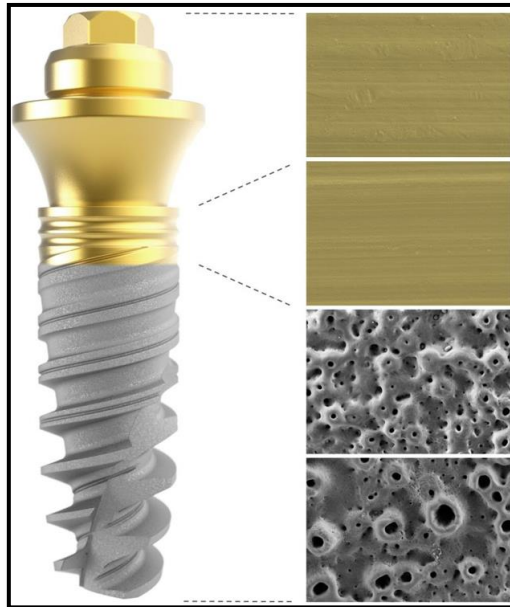


Figura 6466. Implante dental con superficies Xeal y TiUltra.
Fuente: (Kendall, 2019).

4.3. Criterios de simulación

Actualmente existe una basta cantidad de herramientas tecnológicas que ayudan a realizar simulaciones numéricas, esto con el fin de solucionar problemas de diferente naturaleza, en el caso de los implantes dentales, su utilización es requerida para realizar un modelado y posterior análisis de cargas, concentraciones de esfuerzos, entre otros, esto mediante el método de elementos finitos.

El método de los elementos finitos o FEM se basa principalmente en los métodos numéricos, los cuales son aplicaciones de algoritmos, en donde se formulan y solucionan problemas matemáticos mediante operaciones aritméticas con menor grado de complejidad en comparación al problema inicial.

El principal objetivo de los métodos numéricos es encontrar soluciones numéricas aproximadas sobre un cuerpo que den solución a un problema de mayor complejidad de forma eficiente y rápida mediante la aplicación de instrucciones u operaciones organizadas, finitas, ordenadas y preestablecidas que reciben el nombre de algoritmos los cuales se dividen en tres tipos; directos, recursivos e iterativos.

Estas pequeñas soluciones numéricas reciben el nombre de elementos finitos, en donde dentro de cada elemento se pueden distinguir una serie de puntos denominados nodos, dichos nodos se agrupan en conjuntos y se denominan mallas.

Antes de realizar todo el proceso de cálculo por elementos finitos, se requiere realizar un preproceso en donde se realiza una generación de malla, después de esto la información del modelo se transmite a los diferentes nodos del modelo, permitiendo así

la transferencia de información por toda la geometría y es así como se relaciona el conjunto de variables definidas en cada nodo, con el número de grados de libertad de cada nodo teniendo así una matriz de rigidez del sistema, es así como con esta metodología se obtiene un sistema de ecuaciones que dan lugar a soluciones aproximadas en los nodos y así, de igual modo, con cada variable asociada.

Para el caso de los implantes dentales existen supuestos que tienen un gran impacto en la capacidad de predicción del modelo analizado por elementos finitos, principalmente la geometría del modelo, sus propiedades, el material y el modelado de la interfaz hueso-implante junto con sus condiciones de contorno, es por ello que, al realizar el diseño de un implante dental, este se somete a un estudio biomecánico mediante el análisis de elementos finitos, esto con el objetivo de predecir su comportamiento biomecánico, así como para comprobar los factores de éxito en el implante dental.

4.3.1. Condiciones iniciales de simulación

Para evaluar el comportamiento mecánico de un implante dental se debe considerar a todo el sistema del implante, incluyendo la región más cercana de hueso cortical y trabecular. Cuando se simula el sistema del implante dental se tiene que respetar todos los factores geométricos o factores de diseño de cada parte, estos varían dependiendo de si se hace un estudio comparativo probando con distintos diseños, ya sea para la rosca del implante, el collar o los aditamentos; también es importante tomar en cuenta que, según la calidad ósea de la persona su densidad ósea simulada varía.

La geometría del implante dental influye directamente en la distribución de esfuerzos, por lo que el modelado de las piezas debe ser por separado, todo esto junto con el ensamblaje es clave para realizar un análisis correcto de distribución de cargas.

4.3.2. Ensayo de resistencia

Antes de realizar el ensayo de resistencia de un implante dental, cada elemento del sistema de un implante dental debe ser modelado por separado y después las piezas deben ensamblarse, todo esto se puede realizar con un software de modelado mecánico como SolidWorks, después de esto, el modelo ensamblado se exporta para su simulación mecánica, uno de los softwares más usados es el Ansys.

Para asignar las propiedades mecánicas de cada material, primero, se considera al implante dental y la región ósea como isotrópica; asignar la densidad de los materiales del implante dental es sencillo, ya que es conocida; sin embargo, para determinar la densidad del hueso es necesario conocer los valores de Hounsfield obtenidos mediante una tomografía computarizada, la densidad aparente se obtiene a través de una fórmula que aproxima linealmente la densidad para los valores mínimos y máximos de Hounsfield (Hayes W.C. & Carter D.R., 2014):

$$\rho = 0.00004 * HU + 0.1185 \left(\frac{g}{cm^3} \right)$$

A partir de la densidad aparente se puede calcular el módulo de Young con la siguiente fórmula (Ishak et al, 2012):

$$E = 3790 * \rho^3 (MPa)$$

Por último, el coeficiente de Poisson se considera constante para todo valor de Hounsfield (Ishak et al, 2012), es decir, $\nu=0.3$.

El mallado se realiza generalmente con elementos 3D tetraédricos que se acomodan a la geometría del implante; la densidad del mallado depende de las zonas de contacto entre elementos, en estas zonas el mallado debe ser más denso ya que se requiere un mejor estudio de la distribución y comportamiento de esfuerzos, en zonas alejadas a las de contacto no es necesario un mallado tan denso, en la Figura 65 se aprecia un caso en donde la densidad del mallado varía según la zona.

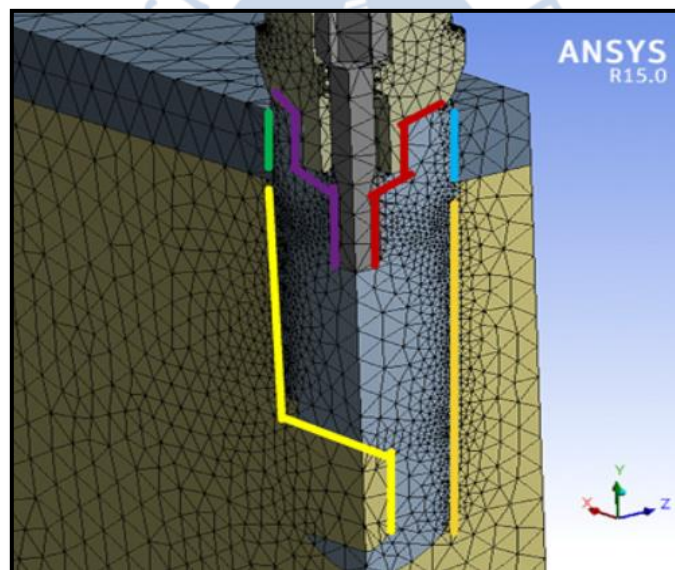


Figura 6567. Mallado de un modelo de implante dental.

Fuente: (Interempresas, 2015).

Las cargas se aplican sobre el empalme y se suelen usar valores entre 100 y 200 N de carga axial, cualquier carga aplicada que tenga un ángulo debe procurar que su componente axial no exceda ese rango de valores, la base de la superficie del hueso esponjoso modelado es la que va fija para poder hacer esta simulación.

4.3.3. Ensayo de fatiga

La elección del material de un implante dental depende principalmente de su requerimiento mecánico, que un material posea buenas propiedades mecánicas, además sea un material biocompatible; son requisitos para determinar que el implante dental tenga una buena resistencia a fatiga, ya que los implantes están continuamente

sometidos a cargas cíclicas de flexión y torsión las cuales pueden producir que un implante falle por fatiga; sin embargo, pese a que este parámetro se debe considerar al momento de realizar un estudio de resistencia en un implante dental, diversos estudios afirman que del total de implantes dentales de titanio CP fallidos solo el 0.2% fallan por fatiga (Garitaonaindia Antsoategi, 2015).

Cuando se requiere un análisis de fatiga se debe crear un modelo virtual en donde las piezas interactúen entre ellas, analizando distintas zonas de contacto como empalme y tornillo de sujeción, tornillo de sujeción e implante, implante y hueso compacto, e implante y hueso poroso, obteniendo así una medida precisa de los esfuerzos que se generan según la carga aplicada. Si se requiere un control en la distribución de esfuerzos se puede optar por modificar la geometría del implante dental; sin embargo, en caso eso no sea posible se puede modificar el acabado superficial permitiendo así controlar el coeficiente de fricción entre las piezas mecánicas, así como también se puede modificar los ángulos de contacto de las superficies disminuyendo así la falla por fatiga y aumentando el tiempo de vida de los implantes (Paz González et al, 2015).

No obstante, analizar cada elemento del implante dental por separado es una tarea ardua y tediosa, es por ello que se opta por simular el implante dental como un elemento de un solo componente o monocomponente, en donde dependiendo del material que se utilice se determina su comportamiento de durabilidad mediante ensayos de laboratorio frente a las tensiones y su relación con el número de ciclos de cargas.

Para un correcto ensayo de fatiga en implantes dentales monocomponente se toma como referencia la norma ISO 14801, esta norma sugiere parámetros para un correcto ensayo dinámico de implantes dentales endoóseos, durante este ensayo se toma en cuenta la carga funcional a la que se encuentran sometidos tanto el implante dental como el resto de sus componentes protésicos, en las peores condiciones posibles. Según la norma el nivel máximo de la carga debe situarse alrededor del 80% del valor de la carga de rotura estática del implante dental, además esta carga debe variar de forma sinusoidal entre el valor pico y un 10% de este valor, esto con la finalidad de obtener un coeficiente de asimetría de $R = \frac{\sigma_{\min}}{\sigma_{\max}} = 0.1$. Por otra parte, el implante dental se debe fijar de tal manera que su eje y la dirección de aplicación de la carga formen un ángulo de $30^\circ \pm 2^\circ$, tal como se muestra en la Figura 66.



Figura 6668. Condiciones de contorno y cargas para simulación.

Fuente: (Figueroa Hernandez et al, 2020).

Para realizar un correcto mallado para superficies irregulares, se opta por realizar la simulación con elementos tetraédricos de 10 nodos de propósito general, también se recomienda una preferencia física como la mecánica para tener mejores tensiones y deformaciones, así mismo para obtener un mayor refinamiento bajo proximidad y curvatura se fijó el 40 el parámetro de relevancia, permitiendo suavizar las curvas y aumentar las celdas alrededor de las aristas.

Así también, se pueden determinar el comportamiento mecánico que tendrán los implantes dentales monocomponente utilizando modelos de la mecánica de fractura.

4.3.3.1. Vida del implante dental a fatiga

Un componente mecánico que falla por fatiga presenta dos etapas, la primera etapa en donde se generan las microgrietas y es llamada iniciación de la grieta y una segunda etapa en donde la grieta ya iniciada crece y se propaga de manera estable hasta que el componente mecánico termina fracturándose.

La vida de un elemento mecánico sometido a fatiga puede ser calculada mediante la siguiente fórmula.

$$N_T = N_i + N_f$$

N_T : Vida del elemento sometido a fatiga.

N_i : Periodo que transcurre hasta la aparición de la grieta.

N_f : Periodo en que se propaga la grieta hasta la rotura final.

4.3.3.2. Número de ciclos de inicio de una grieta a fatiga

El surgimiento de una grieta dentro de un componente mecánico se produce usualmente por un defecto en su fabricación, un chavetero, cambio de sección, poro, nódulo o inclusión, esto usualmente ocurre con cargas que no sobrepasan el límite elástico del material.

El número de ciclos necesarios para que se produzca una grieta en la interfaz metal inclusión está determinado por la siguiente expresión.

$$N_i \cdot \Delta W d = 4\pi \cdot \rho \cdot \gamma$$

γ : Energía de fractura por unidad interfacial de área.

ρ : Radio del defecto en el eje de mayor magnitud.

$\Delta W d$: Energía de deformación en la punta de la grieta.

4.3.3.3. Ciclos para la propagación de una grieta a fatiga

En el momento en que la grieta ha alcanzado un tamaño macroscópico considerable empieza la fase de propagación, en esta fase el ritmo de crecimiento de la grieta se estabiliza y la microestructura del material no la afectan. En esta etapa el material se considera como continuo y homogéneo.

El comportamiento de la propagación de una grieta por fatiga se puede determinar utilizando la expresión de Paris-Erdogan.

$$\frac{dc}{dN} = A(\Delta K)^P$$

$\frac{dc}{dN}$: Velocidad de propagación de una grieta.

A, P : Constantes del material.

ΔK : Variación del factor intensificación de tensiones.

Para obtener el número de ciclos de un material hasta la rotura, se aplica una integral a la expresión de Paris-Erdogan.

$$Nf = \int_{C_0}^{C_f} \frac{dc}{A(\Delta K)^P}$$

C_0 : Tamaño del núcleo de la grieta inicial.

C_f : Longitud final de la grieta.

El factor de intensificación de tensiones (ΔK), se puede calcular mediante la siguiente expresión.

$$\Delta K = Y \Delta \sigma \sqrt{\pi a} = Y (\sigma_{m\acute{a}x} - \sigma_{m\acute{i}n}) \sqrt{\pi a}$$

a : Longitud de la grieta.

Y : Parámetro geométrico.

4.3.3.4. Número de ciclos a fatiga en presencia de defectos

La presencia de defectos en un material genera una discontinuidad o grietas, para Griffith la forma de la discontinuidad es elíptica y tanto los agujeros o valles de la rosca son un defecto en el material. Si la disminución de la energía elástica resultante del aumento de la longitud de la grieta es mayor que el incremento de la energía superficial debido al aumento del área de la superficie de la grieta, entonces la grieta se va a propagar a través del material.

Para determinar la energía de deformación se utiliza la expresión de Petch.

$$Wd = \frac{\pi \cdot C^2 \cdot \tau^2}{G}$$

C : Semilongitud del defecto.

τ : Tensión tangencial.

G : Módulo de elasticidad tangencial.

Si se requiere hallar el incremento en la energía de deformación la anterior expresión quedaría de la siguiente forma.

$$\Delta Wd = \frac{\pi \cdot C^2 \cdot (\Delta \tau - 2\tau f)^2}{G}$$

$\Delta \tau : \tau_{m\acute{a}x} - \tau_{m\acute{i}n}$

$2\tau f$: Resistencia del material al movimiento de las dislocaciones.

4.3.3.5. Iniciación de grietas en fatiga

El inicio de una grieta se origina principalmente por el movimiento de las dislocaciones, estas mismas una vez que se juntan no se pueden volver a separar, es por ello que el número de ciclos se ve afectado por un coeficiente de irreversibilidad f .

$$Ni = \frac{4 \cdot \rho \cdot \gamma \cdot G}{C^2 \cdot (\Delta \tau - 2\tau f)^2} \cdot \frac{2 - f}{f}$$

En el caso de que los defectos tengan forma esférica, la anterior expresión quedaría indicada de la siguiente manera.

$$Ni = \frac{4 \cdot \gamma \cdot G}{C \cdot (\Delta\tau - 2\tau f)^2} \cdot \frac{2 - f}{f}$$

4.3.3.6. Propagación de grietas en fatiga

Para realizar un correcto análisis de la propagación de la grieta se toma en cuenta la expresión de Paris-Erdogan, a la cual se le aplica una integral definida para obtener los ciclos hasta la rotura del material.

$$Nf = \int_{c_o}^{c_f} \frac{dc}{(Y(\sigma_{m\acute{a}x} - \sigma_{m\acute{i}n})\sqrt{\pi\alpha})^P}$$

Para el cálculo del número de ciclos totales se utiliza la siguiente expresión.

$$N_T = \frac{4 \cdot \rho \cdot \gamma \cdot G}{C^2 \cdot (\Delta\tau - 2\tau f)^2} \cdot \frac{2 - f}{f} + \int_{c_o}^{c_f} \frac{dc}{(Y(\sigma_{m\acute{a}x} - \sigma_{m\acute{i}n})\sqrt{\pi\alpha})^P}$$

4.4. Criterios de optimización

La ingeniería de diseño se basa en una gran variedad de factores los cuales están relacionados entre sí, entre los factores principales se encuentra la geometría del implante, la estabilidad inicial y a largo plazo, las propiedades mecánicas, etc. Existen varios criterios para optimizar los diseños como por ejemplo mejorar el soporte de cargas, presentar una mayor estabilidad primaria y secundaria, entre otros.

Dentro de los criterios de optimización para mejorar el soporte de cargas se puede trabajar en la macro y microforma del implante dental permitiendo así una mejor distribución de cargas en el hueso circundante al implante dental, es por ello que la distribución de cargas depende de la geometría del cuerpo del implante, principalmente del diseño de la rosca y del cuello.

4.4.1. Optimización en el cuello del implante dental

El módulo de la cresta del implante o cuello del implante influye mucho en la distribución de cargas en el cuerpo del implante, aun así, su principal función es la de minimizar el ingreso de bacterias ya que este permite que se lleve a cabo el sellado biológico entre el implante y la mucosa gingival.

Respecto a la forma del cuello, según Misch un cuello cónico o divergente distribuye mejor las cargas que un collar completamente recto, además de esto se usan mecanismos anti rotacionales para minimizar fuerzas cortantes. Por otro lado, la rugosidad es importante porque se busca retener los agentes contaminantes que afecten la vida del implante (Misch, 2009).

Para que se lleve a cabo el sellado biológico, se requiere menos de 3 mm de espesor de mucosa gingival, este fino espesor conlleva a que siempre ocurra una reabsorción ósea del tejido blando al hueso sin importar la geometría del implante. Utilizar un cuello liso o muy pulido puede disminuir la retención de placa bacteriana cuando hay reabsorción ósea; sin embargo, no se recomienda mucho esta opción ya que se pierde mucho anclaje óseo.

La optimización respecto al cuello de los implantes generalmente se observa en el tratamiento de superficie ya que se busca una ligera rugosidad ideal que permita la mejor adaptación del sellado. La rugosidad se puede adquirir por mecanizados o grabados ácidos, debido a esta gran necesidad de minimizar la reabsorción ósea y de favorecer el sellado biológico se producen implantes híbridos y progresivos (Martínez Gonzáles et al, 2002).

4.4.2. Optimización en la rosca del implante dental

Existen estudios acerca de la influencia de un nuevo diseño de “rosca con forma de nido” en el desarrollo del cuello cónico inverso de un implante dental”, tal como se muestra en la Figura 67, según el estudio, este nuevo diseño optimiza y favorece la distribución de tensiones en la región del hueso periimplantario y optimizando su mantenimiento de este.



Figura 6769. Diseño de la rosca del implante con forma de nido.

Fuente: (Paracchini et al, 2020).

Este diseño de rosca del implante presenta un cuello cónico inverso cuya longitud es de 2.5 mm y con microhilos de 1.3 mm, la forma de nido presenta una altura de 0.5 mm, siendo diseñado de esta manera para mejorar y minimizar la cantidad de esfuerzos cortantes sobre la interfaz hueso-implante. Además, “la forma de nido” aumenta tanto la superficie como la profundidad de la rosca teniendo como consecuencia un aumento en el área de contacto implante-hueso trabecular.

Se menciona también que en este diseño existe una discontinuidad geométrica en el hilo de “la rosa en forma de nido” esto genera una alta tensión en los valles de los pasos de la rosca, esta discontinuidad podría mejorar la distribución de tensiones, debido a que, el estrés se transfiere desde un área de alto estrés a un gran número de áreas del hueso en contacto con las puntas del hilo de la rosca, concluyendo que este nuevo modelo de implante dental reduce la concentración de esfuerzos y tensiones en el área del hueso compacto, desplazando las cargas al área del hueso esponjoso durante la carga axial y oblicua (Paracchini et al, 2020).

4.5. Especificaciones para dispositivos biomédicos e implantes dentales

Los dispositivos biomédicos usados en odontología actualmente son regulados por diversas autoridades, quienes se encargan de la correcta distribución de estos dispositivos siguiendo protocolos, especificaciones y normas de aplicación internacional.

La organización internacional de normalización o también llamada ISO, junto con la federación dental internacional conocida como FDI establecen especificaciones de nivel internacional para biomateriales y dispositivos odontológicos, todo esto mediante el instituto nacional estadounidense de estándares llamado ANSI (Montes et al, 2018).

Es necesario conocer el significado de algunos prefijos que tienen estas normas como por ejemplo “UNE” que significa Una Norma Española, “EN” que significa Norma Europea y “DIN” que significa Instituto Alemán de Normalización. También existen referencias técnicas como “TR” que significa informes técnicos o “TS” que significa especificaciones técnicas.

A continuación, en la Tabla 26 se detallarán las normas ISO más importantes a considerar en la fabricación y testeo de dispositivos dentales biomédicos.

Tabla 26. Normativa internacional ISO dentro de la implantología dental.

Norma	Fecha	Nombre correspondiente	Descripción breve
UNE-EN ISO 14801:2017	26/04/2017	Ensayo de carga dinámica para implantes dentales endoóseos.	En esta norma se especifica como realizar un ensayo de carga dinámica a un implante dental endoóseo de un solo pilar transmucoso combinado con todos los componentes protésicos. Este método es usado para comparar distintos diseños o tamaños de implantes dentales, así mismo este

			ensayo no es aplicable a implantes cuya longitud es inferior a 8mm.
UNE-EN ISO 19429:2016	23/11/2016	Sistema de designación para implantes dentales	Esta norma provee un sistema para distinguir la ubicación del cuerpo de un implante dental en la mandíbula; la norma ha sido elaborada para usarla junto con el esquema ISO 3950, el cual es un sistema que denomina a los dientes y zonas de las cavidades orales usando dos dígitos.
UNE-EN ISO 16498:2014	26/02/2014	Conjunto mínimo de datos del implante dental para uso clínico.	Esta norma toma en consideración la cantidad de datos mínimos que se debe registrar en el historial de un paciente que recibe un tratamiento de implantes dentales, en donde se detalla la ubicación y tipo de implantes dentales que se van a utilizar, así como los elementos de conexión y otros dispositivos auxiliares como materiales a insertar, etc. Esta información deberá estar a disposición del paciente cuando este lo solicite.
UNE-EN 1642:2012	22/02/2012	Dispositivos médicos para odontología - Implantes dentales	Esta es una norma europea que define los requerimientos generales para los implantes y accesorios dentales; entre sus requerimientos se encuentran los atributos de diseño, componentes, esterilización, embalaje, etc.
UNE-EN ISO 10451:2010	27/10/2010	Contenido del archivo técnico para los sistemas de implantes dentales.	Dentro de esta norma se especifican los requisitos que son aplicables al contenido de los archivos técnicos, con el fin de demostrar el cumplimiento de los requisitos reglamentarios de los implantes dentales u otro

			aditamento prefabricado dentro de la boca tras la cirugía.
UNE-EN ISO 22803:2006	23/02/2010	Materiales de membrana para la regeneración tisular guiada en cirugía oral y maxilofacial	Esta norma detalla los requisitos para elaborar un expediente técnico acerca de la evaluación de aspectos físicos, mecánicos, químicos, biológicos y clínicos, además del comportamiento de los materiales de membrana, ya sea reabsorbible o no. Esta norma no se aplica para materiales que tengan que disponer de medicamentos o injertos.
UNE-EN ISO 22794:2010	13/01/2010	Materiales implantables para relleno y aumento de huesos en cirugía oral y maxilofacial.	Esta norma toma en consideración a los materiales reabsorbibles como no reabsorbibles que se utilizan en dispositivos dentales tanto para el relleno como para el aumento de huesos dentro de la cirugía oral y maxilofacial. Dentro de la evaluación de la norma se incluyen aspectos como mecánicos, fisicoquímicos, biológicos y clínicos para determinar el comportamiento de los materiales dentales implantables. Esta norma no incluye productos como la hidroxiapatita ni materiales como autoplastias, aloinjertos y membranas.
ISO/TR 18130:2016	19/05/2016	Prueba de aflojamiento de tornillos con carga de torsión cíclica para la conexión del cuerpo del implante / pilar	Este es un informe técnico que detalla un procedimiento para conseguir el grado de aflojamiento del tornillo de un implante endoóseo o de la articulación que une al cuerpo del implante con el pilar, esto se consigue probando con cargas de torsión cíclica. A

		del implante de implantes dentales endoóseos	pesar de estas pautas, este informe no asegura un buen desempeño in vivo del implante endoóseo, además, el informe no es compatible para implantes con pilares provisionales.
ISO/TS 13498:2011	21/07/2011	Prueba de torsión en la interfaz del cuerpo del implante, elemento de conexión de los sistemas de implantes dentales endoóseos	Esta norma establece un método para determinar el límite elástico por torsión y el par máximo que soporta el cuerpo del implante dental endoóseo, así como de las piezas de conexión de este. Se suele utilizar esta prueba para evaluar distintos tipos de juntas y piezas de conexión, así como nuevos materiales, sin embargo, no es aplicable si se requiere predecir el desempeño in vivo de un implante dental endoóseo.
ISO 11953:2010	21/05/2010	Rendimiento clínico de los instrumentos de torque manuales	En esta norma se define un sistema para clasificar llaves dinamométricas manuales que son para uso clínico. Este sistema describe los requerimientos para un buen rendimiento en resistencia, reproducibilidad y precisión, además, especifica las técnicas de prueba.
DIN EN ISO 22683:2021-08	08/2021	Ensayo de adaptabilidad entre el cuerpo del implante y el pilar del implante en sistemas de implantes dentales	Esta norma provee un método para valorar el ajuste entre el cuerpo de un implante dental y el pilar.

DIN ISO/TR 22710:2020- 04	04/2020	Vocabulario de la cadena de proceso, desde CAT dental hasta CAD/CAM, para restauraciones protésicas con implantes.	Dentro de esta norma se especifican los términos que se utilizan en la obtención de imágenes del tratamiento del implante hasta que se logra la colocación de la prótesis terminada.
DIN 13994:2009- 03	03/2019	Métodos de prueba para postes y núcleos	En esta norma se describe un método de ensayo de resistencia de un sistema compuesto por un pasador de montaje, la estructura y el material de fijación que une el pasador.
DIN 19404:2018- 06	06/2018	Designaciones de piezas y tamaños de cuerpos de implantes.	Esta norma es utilizada en la implantología oral para definir las partes que existen en el cuerpo de un implante dental, así como para determinar términos generales como diámetro enossal, diámetro de la plataforma, longitud enossal y longitud total.
DIN EN ISO 19023:2018- 06	06/2018	Tornillos de anclaje (Mini implantes) para ortodoncia	Norma que define los requerimientos y los métodos de ensayo para los mini implantes que se utilizan en tratamientos de ortodoncia.
DIN EN ISO 22112:2017- 11	11/2017	Dientes artificiales para prótesis dentales	Dentro de esta norma se describen los requisitos, clasificaciones y métodos de prueba para los dientes artificiales de cerámica o de polímero, los cuales se fabrican específicamente para las prótesis dentales.

Fuente: (AENOR INTERNACIONAL, 2017).

Dentro de los estándares internacionales, la Sociedad Americana Para Pruebas y Materiales define y desarrolla normas para todas las áreas de la industria, este grupo está conformado por personas, compañías y representantes de gobierno quienes

colaboran en la elaboración de las normas de forma abierta y transparente con la finalidad de garantizar relevancia para el mercado junto a una alta calidad técnica.

Es importante tener en cuenta que los biomateriales que se utilizan para la fabricación de implantes o equipos quirúrgicos dentales cumplan con los estándares establecidos por las normas ASTM, en donde para cada norma se definen prefijos que las distinguen unas de otras como, por ejemplo, la norma “ASTM E” toma en cuenta las consideraciones para las pruebas de ensayos de tensión; la norma “ASTM F” toma en cuenta consideraciones para los materiales con aplicaciones específicas; la norma “ASTM G” toma en cuenta la corrosión, deterioro y degradación de materiales.

A continuación, en la Tabla 27 se detallarán las normas ASTM más importantes a considerar en la fabricación y testeo de dispositivos dentales biomédicos.

Tabla 27. Normativa internacional ASTM dentro de la implantología dental.

Norma	Año	Nombre correspondiente	Descripción breve
ASTM E8	01/02/2021	Métodos de prueba estándar para pruebas de tensión de materiales metálicos.	Norma que describe el ensayo de tracción general que provee información acerca de la ductilidad y resistencia y sirve para el control de calidad, comparar materiales, etc.
ASTM F67	03/01/2017	Especificación estándar para titanio sin alear, para aplicaciones de implantes quirúrgicos.	Dentro de esta norma se especifican y definen cuatro grados de titanio los cuales se pueden utilizar en aplicaciones biomédicas, así como sus requerimientos mecánicos, químicos y metalúrgicos de estos.
ASTM F2820	15/04/2012	Especificación estándar para polímeros de polietercetona (PEKK) para aplicaciones de implantes quirúrgicos.	Esta norma describe los requisitos y ensayos de prueba que requiere este material cuando su finalidad es de fabricar implantes quirúrgicos o componentes de dispositivos dentales

ASTM F3333	15/11/2020	Especificación estándar para polímeros de polietereetercetona (PEEK) reforzados con fibra de carbono cortada (CFR) para aplicaciones de implantes quirúrgicos.	Esta norma recomienda métodos de prueba físicos, químicos y biológicos a fin de establecer seguridad en el rendimiento de los dispositivos de implantes dentales de polietereetercetona con fibra de carbono dentro de la fabricación aditiva de dispositivos biomédicos.
ASTM F603	01/08/2020	Especificación estándar para óxido de aluminio denso de alta pureza para aplicaciones médicas.	Norma que describe los requisitos del material que se aplica a implantes quirúrgicos y que soportan fuerzas.
ASTM G15	01/05/2018	Terminología estándar relacionada con la corrosión y las pruebas de corrosión.	Esta norma toma en cuenta la corrosión que se genera en los metales por medio de las reacciones químicas o electroquímicas con el medio, y debido a que los implantes dentales están hechos de titanio, sus condiciones ambientales son de gran importancia al momento de analizar la corrosión.

Fuente: (ASTM INTERNATIONAL, 2021).



Conclusiones

1. Lamentablemente, en el Perú hay una tasa muy alta de personas que padecen de enfermedades periodontales y de caries, con un 85% y 90.4% respectivamente, estas son dos de las principales causas de edentulismo, por lo tanto, hay una tendencia alta a este padecimiento. Hasta el momento, el MINSA ha publicado manuales clínicos para tratar de disminuir estas dos causantes de este padecimiento, aun así, hace falta más información sobre los tratamientos contra el edentulismo.
2. El edentulismo, ya sea parcial o total, es un terrible padecimiento que afecta a las personas a nivel fisiológico, psicológico y socioeconómico. No sólo la funcionalidad de la cavidad oral se ve afectada sino también la estética de la persona; Además, la reabsorción ósea modifica la estructura mandibular de manera progresiva e irreversible, y la modificación estética debido al edentulismo también impacta en la autoestima de la persona, se pierde la confianza, generando un sentimiento de vergüenza frente a los demás, etc. Muchos estudios han demostrado que los pacientes edéntulos se vuelven retraídos y tímidos, esto afecta mucho en el mercado laboral, ya que suelen descartar trabajos que tengan interacción con el público.
3. A diferencia de la prótesis dental, los implantes dentales presentan mayores beneficios para una persona edéntula, debido a que estos implantes se anclan al hueso alveolar oseointegrándose y permitiendo que la carga oclusal, la carga de masticación, entre otras cargas se distribuyan por toda la superficie en contacto con el implante dental, esto hace que el hueso se encuentre constantemente sometido a esfuerzos y no se reabsorba como es el caso del uso de una prótesis dental.
4. La experiencia de los odontólogos en el Perú depende principalmente de dos factores, el primero de ellos es la experiencia que obtengan a lo largo de su carrera universitaria, que usualmente en Perú es de 5 años y el segundo factor son las capacitaciones que estos adquieran a lo largo de su vida profesional, debido a que la mayoría de capacitaciones las brindan las mismas empresas de implantes

dentales, permitiendo que los odontólogos se familiaricen a trabajar con los implantes de las marcas más reconocidas del mercado.

5. Las imágenes médicas son de gran ayuda en el campo de la implantología dental permitiendo tener una visión más precisa, ya que se consideran 3 dimensiones, en el estudio y colocación del implante dental, permitiendo al odontólogo una adecuada práctica de colocación y éxito del tratamiento del implante dental garantizando al paciente que el implante dental tenga una elevada tasa de éxito y que no falle en las primeras etapas de implantación, presentando una buena estabilidad primaria y posterior estabilidad secundaria. Dependiendo de la calidad y densidad ósea del paciente, se pueden utilizar diferentes técnicas de imágenes médicas, hoy en día la más usada es la tomografía computarizada.
6. El uso de implantes dentales promueve en gran medida el proceso de remodelación ósea, ya que constantemente el hueso se encuentra sometido a esfuerzos de tensión, esto hace que su estructura cambie y mejore según el tipo y medida de esfuerzos a los que se somete.
7. Los materiales más usados en los núcleos de los implantes dentales son el titanio CP de grado 4 y el titanio de grado 5 o Ti6Al4V ELI, esto se debe a que tienen una alta resistencia a la rotura y muy buena biocompatibilidad, pese a ser muy buenos biomateriales, grandes empresas fabricantes de implantes dentales han creado nuevos biomateriales que superan a los demás; el Roxolid, aleación de titanio y zirconio de la empresa Straumann, puede alcanzar los 1000 MPa de esfuerzo de rotura, además de tener un alto rendimiento y alta resistencia a la fatiga, otro caso es el Nobel Pearl de la empresa Nobel Biocare, un material hecho sin insumos metálicos, para pacientes que tengan alergia al metal.
8. Actualmente, el análisis mediante elementos finitos es uno de los mejores métodos utilizados, el mismo que, partiendo de imágenes médicas obtiene un nuevo diseño de un implante dental, el cual posteriormente se pueda analizar computacionalmente su comportamiento mecanobiológico en la interfase hueso-implante.
9. Cuando una persona edéntula se somete a un tratamiento implantológico dental, el diseño, la forma y la colocación del implante dependen de cada paciente; es decir, no existe un único criterio de selección que sea igual para todos los edéntulos. Existen factores a tomar en cuenta para una correcta colocación y éxito del implante dental, como por ejemplo la cantidad de hueso o densidad ósea del paciente, el tipo de edentulismo, la edad del paciente, entre otros.

10. Los tratamientos superficiales que más se están utilizando por las mejores empresas productoras de implantes dentales son aquellos que cubren los requisitos de porosidad y micro y macro rugosidad, esto con el fin de mantener una alta estabilidad, permitir un buen sellado biológico y acelerar el proceso de oseointegración. El pilar y el cuello del implante requieren superficies poco rugosas y porosas, las cuales se pueden obtener mediante mecanizados o grabados ácidos; por otro lado, el cuerpo del implante necesita una superficie áspera y porosa para obtener una buena oseointegración y alta estabilidad, y para esto se pueden usar muchas técnicas como tratamientos bioquímicos, arenados, entre otros.
11. Se pueden encontrar referencias de implantes dentales desde la antigüedad, más concretamente en el periodo Neolítico; sin embargo, no es sino, hasta 1965 que se emplea un implante de titanio, desde entonces los implantes dentales se han convertido en un gran negocio para grandes empresas, las mismas que han ido mejorando y optimizando el diseño hasta lo que conocemos hoy en día; es por ello que proponer una mejora que tenga características y rendimientos definitivamente eficaces difícilmente se puede conseguir, ya que todo es susceptible de mejorar en función del trabajo investigador que se realice sobre este tan importante tema.
12. Actualmente, en el Perú, no es posible acceder a implantes dentales con bajo costo, debido a que todos estos son importados, además se invierte mucho en el envío de estos implantes dentales en condiciones estériles; el registro sanitario de la piezas y el implantólogo especialista a cargo del tratamiento son factores que hacen imposible que un implante dental y su tratamiento sean económicos; en Perú, a un implante puede costar 120 dólares y el tratamiento llega a bordear un costo de por lo menos 1000 dólares.
13. Los implantes dentales y todos los dispositivos biomédicos involucrados en estos tratamientos requieren de protocolos, especificaciones y normas de aplicación internacional para que se garantice la salubridad, calidad y eficacia. Organizaciones como ISO y FDI establecen especificaciones de nivel internacional para biomateriales y dispositivos odontológicos; mientras que la Sociedad Americana para Pruebas y Materiales (ASTM) elabora normas para toda la industria, los biomateriales y dispositivos biomédicos deben cumplir también con estos estándares internacionales.



Glosario

μ

με

El microstrain es una medida de deformación final y la deformación original del objeto en estudio, 53

A

Aditamentos

Son una serie de dispositivos los cuales tienen como principal función fijar, retener y estabilizar la corona o prótesis con el implante, 67

AFR

Análisis de frecuencia de resonancia, 104

Ángulo de la hélice

En un implante dental el ángulo de hélice tiene como función principal brindar un perforado sin esfuerzo y tratar de mitigar el efecto succión, 78

Angulo labiomentoniano

Es el ángulo definido entre el labio inferior y el mentón, 27

ANSI

Instituto nacional estadounidense de estándares, 133

Apatita

Mineral de la categoría de los fosfatos, a partir de este surge la especie hidroxiapatita, 61

Ápice

Es el elemento que cumple con la función autorroscante en un implante dental, permite a este perforar y penetrar el hueso maxilar, esta función se da, en mayor parte, gracias al ápice que se encuentra en la parte final del implante dental, siendo el primer contacto que tiene el implante dental con el hueso, 80

Arcadas

Es el grupo de dientes que conforman cada maxilar y están distribuidos siguiendo la forma de un arco, 22

Articulación temporomandibular

Conocida por sus siglas ATM, es la articulación que permite que la mandíbula realice los movimientos de bisagra y deslizamiento, 28

ASTM

Sociedad americana para pruebas y materiales, 138

B**Bioactividad**

Capacidad de interacción química de un material con los tejidos del organismo, 42

Biomaterial

Sustancia o conjunto de sustancias de procedencia sintética o natural, los cuales se encuentran diseñados para interactuar con un sistema biológico durante un periodo de tiempo, 37

Biomecánica

Es una disciplina que estudia la respuesta de los tejidos frente a las cargas aplicadas, 90

CAD

Diseño asistido por computadora, 18

CAE

Ingeniería asistida por computadora, 18

CAM

Manufactura asistida por computadora, 20

Canal dentario inferior

Es un conducto el cual se encuentra ubicado en la mandíbula y permite el recorrido de los nervios y vasos alveolares inferiores, 89

Canalículos óseos

Pequeños canales presentes en el hueso compacto que permiten transferir minerales y nutrientes desde el interior de la células ósea hacia el exterior, 52

Cantidad ósea

Es la cantidad de hueso restante según la cantidad de reabsorción ósea que lo ha afectado, 47

Carga inmediata

Es cuando las prótesis dentales son colocadas pocos días después de los implantes dentales, 43

Cargas laterales

Es un tipo de carga que se genera cuando se aplica una fuerza de forma radial al eje del elemento, 93

Cargas mecánicas pasivas

Son cargas que se generan debido a la flexión mandibular o al contacto del implante con el tornillo de cierre, 90

Caries

Enfermedad de carácter multifactorial y biológica que desmineraliza la superficie dental, creando orificios los cuales son llamados caries, estos destruyen poco a poco la pulpa de los dientes y se termina perdiendo el diente, 16

Cavidad oral

Es la boca, la cavidad por la cual se ingieren los alimentos y se emiten los sonidos, esta compuesta por mucosas, lengua, dientes, huesos maxilares y el interior de las mejillas, 16

Clasificación de Kennedy

Clasificación que agrupa las arcadas parcialmente desdentadas en diferentes tipos para facilitar sus estudios, 22

Cofia de transferencia

También llamada transfer, es un elemento que se utiliza para la impresión de prótesis sobre un implante, 70

Corona

Es la prótesis dental que simula la apariencia de un diente natural además de ser la única parte visible de todos los elementos de un implante dental, 34

D

Dehiscencia ósea

Perforación del hueso y mucosa, causada por el ápice de un diente temporal o permanente, 62

Densidad ósea

Hace referencia principalmente a las propiedades mecánicas, a su tipo de arquitectura, su composición química, a su grado de mineralización de la matriz ósea y a la estructura mineral del hueso, 48

Dentosoportadas

Prótesis que se sostienen en los dientes aledaños, 22

Dermatitis alérgica

Irritación y enrojecimiento de la piel causado por un material o sustancia que ha provocado una reacción alérgica, 38

Diente pilar

Diente que sirve como soporte de prótesis parciales fijas, 23

Dientes remanentes

Son los dientes que aun conserva la persona con edentulismo parcial, 23

Dimensión vertical

Es la distancia entre dos puntos específicos del rostro, un punto esta debajo de la nariz o subnasal y el otro punto es en el mentón, 27

DIN

Instituto Alemán de Normalización, 133

Dip coating

Es un método mediante el cual se forman películas delgadas de diferentes espesores sobre un sustrato, 112

Dislocaciones

Son defectos presentes en la red cristalina de dimensión uno, 130

Distal

Cara o superficie del diente que se encuentra más alejada de la línea media de las arcadas, 23

E

ECM

Recubrimiento a base de matriz extracelular, 115

Edentulismo

Condición que afecta la salud bucal, se identifica por la ausencia parcial de piezas dentales llamado edentulismo parcial o la ausencia total de piezas dentales llamado edentulismo total, 15

Eje axial

Eje de simetría el cual coincide con todos los puntos del elemento que permanecen invariables al momento de hacer rotar el elemento, 78

Eje faciolingual

Eje de carga sobre el que actúa una fuerza equivalente al eje Y en el plano tridimensional, 91

Eje mesiodistal

Eje de carga sobre el que actúa una fuerza equivalente al eje X en el plano tridimensional, 91

Eje oclusoapical

Eje de carga sobre el que actúa una fuerza equivalente al eje Z en el plano tridimensional, 91

El plomo

Este es tramo que hay entre el centro de una rosca con el centro de esta misma luego de dar una vuelta, 77

EN

Norma Europea, 133

Endodoncia

Tratamiento que consiste en extraer la pulpa infectada del diente y rellenar la cavidad con un material inerte, 25

Enfermedad periodontal

Son infecciones crónicas que afectan tanto a las encías, al ligamento periodontal y al hueso alveolar, se caracteriza por una acumulación de bacterias en los dientes, las cuales producen una toxina que irrita las encías y las desprende de los dientes hasta el punto de penetrar el hueso soporte del diente, 16

Escala de Hounsfield

Es una escala cuantitativa en donde se representan las diferentes densidades del cuerpo humano en la imagen de la tomografía, teniendo como referencia la densidad

que le corresponde al agua como 0, la densidad que le corresponde al aire de -1000, 84

Escáner óptico

Dispositivo que sirve para capturar imágenes o texto y transformarlos en datos que son reconocidos por una computadora, 20

Estabilidad primaria

La estabilidad primaria se define como la rigidez y resistencia que se forma entre el hueso y el implante dental y se origina en el momento en que se realiza la cirugía de implantación dental, 77

FDI

Federación dental internacional, 133

FEM

Método de elementos finitos, 124

Fenestración dental

Es una lesión ósea que se caracteriza por la exposición de la raíz de diente debido a una perforación en el hueso alveolar, 62

Fuerzas periorales

Fuerzas producidas por los músculos periorales, 90

Gota sésil

Método que consiste en colocar una gota de líquido en la superficie de un sólido y observar su comportamiento del líquido al mojar el sólido, 111

Grado médico

Material con alto grado de esterilización debido a que tiene como fin ser parte de procesos quirúrgicos, 42

Granallado

Es una operación de propulsar partículas de sílice a alta presión por medio de un fluido, 115

Guías quirúrgicas

Prótesis temporal que sirve para facilitar la colocación de los implantes dentales durante la cirugía, 20

H

Hábitos orales parafuncionales

Son aquellos hábitos orales del sistema masticatorio los cuales son realizados de manera involuntaria por una persona y carecen de sentido útil, 91

Hexágonos externos

Es un tipo de mecanismo antirotacional que suele ser utilizado para restauraciones dentales parciales más estables en donde se requiere prevenir una rotación de la corona y mejorar la estabilidad, 79

Hidroxiapatita

Este material cuya composición es de fosfato de calcio y se encuentra presente en huesos y dientes, 111

Homeostasis ósea

Proceso natural del hueso que consiste en liberar minerales como calcio y fósforo a la sangre, 53

Hueso alveolar

Es el hueso de los maxilares que recubre las cuencas donde se ubican las raíces de los dientes, 24

Hueso cortical

También llamado hueso compacto, es la parte más externa del hueso y entre sus características destaca su elevada dureza y solidez, 95

Hueso marginal

Es el hueso que rodea al diente, este hueso está formado de hueso alveolar y es el que se reabsorbe cuando hay ausencia de dientes, 79

Hueso trabecular

También llamado hueso esponjoso debido a su estructura porosa, resiste menos esfuerzos y tiende a la deformación, esto hace que este hueso sea considerado flexible, 48

I**Imágenes médicas**

Son una serie de técnicas que sirven para representar visualmente y crear imágenes del cuerpo humano, 81

Implantes dentales

Son piezas de sujeción que permiten sustituir los dientes que ha perdido un paciente edéntulo, prácticamente son los pilares sobre los cuales se pueden colocar las coronas o puentes, 15

Implantología axial

También llamada implantología crestal, se aplica cuando el paciente edéntulo tiene suficiente volumen óseo para colocar los implantes dentales mediante cirugía, 59

Implantología basal

Tratamiento más adecuado para pacientes edéntulos que poseen poco volumen óseo y no se inclinan por la opción del injerto óseo ya que este no logra ser exitoso, 59

Implantología dental

Es una rama de la odontología que se encarga de la rehabilitación oral de pacientes edéntulos por medio de implantes dentales, 59

Inclusión

Presencia de cualquier partícula de material extraño presente en otro material, 129

INEI

Instituto Nacional de Estadística e Informática, 31

Injertos óseos

Reemplazos óseos para personas con insuficiente volumen, 59

Interfase hueso-implante

Se denomina interfase hueso-implante cuando un implante se inserta en el hueso y se crea la conexión estructural llamada oseointegración, 104

ISO

Organización Internacional de Normalización, 133

L**Ligamento Periodontal**

Tejido amortiguador que rodea la raíz del diente y permite su traslación, 24

M**Maxilares**

Son las dos partes óseas que conforman la boca y es donde están ubicados los dientes, estas dos partes son el maxilar superior y el maxilar inferior o mandíbula, 16

Mecanobiología

Ciencia encargada de estudiar la interacción que existe por parte de las señales mecánicas y los procesos biológicos entre las células y los tejidos óseos, 45

Mecanorreceptores

Son receptores sensoriales que reaccionan ante una presión mecánica o una distorsión, 109

Mecanosensores

Células capaces de detectar las cargas recibidas, 53

Membrana perióstica

También llamada periostio, es un tejido conjuntivo que cubre el hueso, 35

Mesial

Cara o superficie del diente que está más cerca a la línea media de las arcadas, 23

Microgrietas

Grietas de tamaño microscópico que generalmente se producen por defectos en el material y por concentración de esfuerzos, 128

Micromovimientos

Son movimientos elementales del cuerpo humano que realiza de manera involuntaria, 105

Módulo de la cresta

Se le conoce también como el cuello del implante y es una porción diseñada para retener la prótesis dental, usualmente esta puede ser una superficie lisa o rugosa que debe soportar cargas oclusales axiales, 79

mSV

El milisievert es la unidad de medida de la radiación ionizante que recibe el cuerpo de una persona, esta radiación es también llamada dosis efectiva, 88

N**Neurosis**

Trastorno emocional que se manifiesta con una constante angustia y comportamiento defensivo, 29

O

Oclusión

Es la distribución y alineamiento de los dientes en la mordida, 26

Octógonos internos

Es un mecanismo de forma octogonal, el cual está catalogado como uno de los más seguros dentro de los implantes dentales. Su estructura está pensada para permitir un ajuste mayor entre la prótesis y el implante dental, 79

Ortopantomografía

Es también llamada radiografía panorámica, se toma generalmente como primera elección debido a su simplicidad y la gran cantidad de información que proporciona al especialista, 82

Oseointegración

Proceso biológico por el cual un implante dental se integra al hueso, 17

Osteogénesis

Proceso por el cual ocurre la formación del tejido óseo, 115

Osteopontina

Proteína fundamental para procesos de remodelado y regeneración ósea, 52

Óxido de titanio

Compuesto que se crea naturalmente cuando el titanio reacciona con el oxígeno presente en el aire, 111

P

Paso de rosca

Es la distancia que hay desde el centro de un hilo hasta el centro del hilo siguiente, 77

Patologías

Enfermedades o padecimientos, 16

Periodoncia

Rama de la odontología que se encarga de estudiar y tratar las enfermedades que afectan a los tejidos que conforman y rodean a los dientes, 19

Pilar

Pieza cuya función es conectar el tornillo con la corona dental o prótesis, permitiendo así prolongar el cuerpo del implante a través de la encía, 68

Proceso alveolar

Hueso alveolar, 33

Prótesis dental

Conjunto de elementos artificiales cuya finalidad es restaurar el o los dientes que ha perdido una persona, 33

Prótesis removible retenida por O'Ring

Esta es una prótesis dental que consta de un retenedor de bola, el cual se encuentra atornillado al implante, 73

Pulpa

Tejido blando que se encuentra dentro del diente, contiene vasos sanguíneos, tejido conectivo y el nervio, 24

Radiación ionizante

Es aquella radiación que contiene energía suficiente para lograr ionizar la materia, extrayendo así los electrones que se encuentran ligados al átomo, 88

Radiografía

Es una imagen en escala de grises formada por la proyección de sombras de las partes anatómicas que son sometidas a rayos X, la radiografía es el producto de la técnica llamada radiología simple o 2D, 81

Radiología intraoral

Consiste en colocar un sensor electrónico en forma de placa y colocarlo dentro de la boca del paciente, después de esto, con la ayuda de un tubo de rayos X de una máquina de rayos X intraoral se sacan las radiografías apuntando a varias zonas de los maxilares, 81

Radiología preoperatoria

Imagen que se obtiene por medio de una técnica exploratoria y se toma antes de una cirugía u operación, 81

Reabsorción ósea

Fenómeno por el cual el hueso que rodea la zona edéntula disminuye ya que al no haber diente que transmita las cargas oclusivas, el hueso pierde su función de sostén y tiende a reducirse, 27

Reborde alveolar

Zona del maxilar donde se ubica la raíz de un diente, 16

Recubrimientos bioactivos

Material que ayuda a crear una mejor unión entre un tejido y el material a recubrir, 61

Regeneración ósea

Proceso por el cual se recupera de densidad ósea de un paciente edéntulo para poderlo someter a un tratamiento con implantes dentales, se pueden usar injertos óseos o biomateriales, 41

Regeneración periimplantaria

Regeneración ósea con ayuda de implantes dentales, 54

Remodelación ósea

Proceso en el cual el hueso se modifica y se adapta según las tensiones a las que se ve sometido, 17

Repartición de cargas

Se entiende por repartición de cargas a la forma en cómo se distribuyen las fuerzas o cargas sobre el área en contacto, 77

Resonancia magnética

Esta técnica de imágenes medicas genera imágenes de los tejidos del cuerpo con una excelente resolución espacial mediante el uso de campos magnéticos, 89

Restitutio ad integrum

Término latino que se usa para indicar una restauración a la condición original, 45

Rosca contrafuerte

Es una rosca cuya sección transversal es más pequeña en comparación a los otros tipos de roscas y al igual que la rosca cuadrada se caracteriza por su capacidad de transmitir cargas por medio de fuerzas de compresión, 75

Rosca contrafuerte inverso

La rosca en forma de contrafuerte inverso se caracteriza por disipar la carga que soporta a través de una combinación de los tres tipos de fuerzas de tracción, compresión y cizallamiento, 75

Rosca cuadrada

Este tipo de rosca se caracteriza por ser la que menos carga de corte transfiere hacia el hueso, sin embargo resalta por su gran capacidad para transferir cargas de compresión, 75

Rosca en forma de V

Este tipo de rosca corresponde a las roscas que forman un ángulo de 60° con su vértice formando un triángulo equilátero con su base. Este tipo de rosca aumenta la superficie de contacto entre el hueso y la rosca, aumentando la estabilidad primaria del implante, 75

Rosca progresiva

Es un tipo de rosca que se presenta en el cuerpo de los implantes dentales teniendo una serie de cavidades o chavetas permitiendo que el material sea expulsado por dichas cavidades, 78

Seno maxilar

Es parte de la cavidad nasal, el cual está lleno de aire y se encuentra ubicado en el maxilar superior debajo de órbita de los ojos y por encima del hueso alveolar, 89

Sentido cérvico apical

Sentido que empieza desde el tercio superior de la raíz del diente y termina con el tercio más inferior de la raíz, 62

SUNAT

Superintendencia Nacional de Aduanas y de Administración Tributaria, 64

T**Tejido vivo**

Tejido compuesto por células, cada tejido vivo del hueso determina sus propiedades mecánicas, 17

Tejidos blandos

Son los tejidos que rodean y conectan otros tejidos, entre estos están los músculos, los tendones, vasos sanguíneos y grasa, 25

Tomografía computarizada

Esta técnica radiológica ofrece mayor detalle en la zona que se desea examinar, permitiendo mayor precisión tanto para los diagnósticos como para los tratamientos a seguir, 83

Tornillo de cierre

Aditamento que cumple la función de un tapón, el cual se inserta sobre el módulo de la cresta del implante, 68

Tornillo protésico

Aditamento que sirve de unión atornillada del pilar con la prótesis y a su vez de unir todo esto con el implante, 71

TR

Informes técnicos, 133

Trabéculas

Estructuras alargadas óseas entrelazadas que forman una malla y conforman el hueso esponjoso, 27

TS

Especificaciones técnicas, 133

U**UNE**

Una norma española, 133

V**Velocidad de inserción**

Es la velocidad con la que el cuerpo de un implante dental perfora al hueso alveolar, 77

Vitallium

Nuevo material conformado por aleación de molibdeno, cromo y cobalto, 114

Referencias bibliográficas

- Abelardo Mínguez. (12 de Enero de 2020). *AM ODONTOLOGÍA*. Obtenido de AM ODONTOLOGÍA: <https://www.am-odontologia.es/que-son-las-protesis-dentales-sobre-implantes/>
- Abuhussein et al. (2009). The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clinical oral implants research*, 129-136.
- Acevedo et al. (2006). Descripción del traumatismo dentoalveolar en pacientes adultos. *Revista dental de Chile*, 8-13. Obtenido de <https://www.yumpu.com/es/document/read/40924853/descripcian-del-traumatismo-dentoalveolar-en-pacientes-adultos>
- AENOR INTERNACIONAL, S. (26 de abril de 2017). *AENOR Confía*. Obtenido de AENOR buscador de normas: [https://tienda.aenor.com/normas/buscador-de-normas?k=\(i:1106015\)](https://tienda.aenor.com/normas/buscador-de-normas?k=(i:1106015))
- Alan B. et al. (2006). *Protesis parcial removable*. Madrid: Elsevier.
- Alghamdi, H. (2020). The development and future of dental implants. *Dental Materials Journal*, 1-6. Obtenido de https://www.jstage.jst.go.jp/article/dmj/advpub/0/advpub_2019-140/_article/-char/ja/
- Allison, P., Allington, C., & Stern, J. (2004, Mayo). *Cite Seer X*. Retrieved from <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.543.1785&rep=rep1&type=pdf>

- Alobera Gracia, M. A. (14 de 08 de 2005). *Bases fisiológicas de la regeneración ósea I. Histología y fisiología del tejido óseo*. Obtenido de Bases fisiológicas de la regeneración ósea I. Histología y fisiología del tejido óseo: https://www.researchgate.net/profile/Isabel-F-Tresguerres/publication/38290250_Bases_fisiologicas_de_la_regeneracion_osea_I_Histologia_y_fisiologia_del_tejido_oseo/links/5947778945851525f899b32b/Bases-fisiologicas-de-la-regeneracion-osea-I-Histologia-y-fi
- Alvarez, M. B. (28 de Agosto de 2019). *Repositorio Digital*. Obtenido de <http://repositorio.uandina.edu.pe/handle/UAC/3162>
- Andrade Guel, M. L. (2007). *SciELO*. Obtenido de Dióxido de zirconio: alternativas de síntesis y aplicaciones biomédicas: <http://www.scielo.org.mx/pdf/cuat/v14n1/2007-7858-cuat-14-01-18.pdf>
- Anguiano Flores, L., & Zerón, A. (2015). Las enfermedades periodontales y su relación con las enfermedades sistémicas. *Revista mexicana de periodontología*, 77-87.
- Anitua, E. (mayo de 2018). *ResearchGate*. Obtenido de Humectabilidad, estabilidad instantánea y capacidad procoagulante de diferentes superficies de implantes dentales: <http://acfo.edu.co/ojs/index.php/rcio/article/download/262/434>
- Ao et al. (2010). Optimal design of thread height and width on an immediately loaded cylinder implant: A finite element analysis. *Computers in Biology and Medicine*, 681-686.
- Aperador, W. (2013). BIOMATERIALES BASADOS EN FERMANAL, UNA OPCION PARA LA FABRICACIÓN DE IMPLANTES QUIRÚRGICOS. *Revista Mexicana de Ingeniería Química*, 1-8.
- Arbolea L., & Castañeda S. (2014). Osteoclastos: mucho más que células remodeladoras del hueso. *Revista de Osteoporosis y Metabolismo Mineral*, 109-121.
- ASTM INTERNATIONAL. (2021). *ASTM*. Obtenido de ASTM STANDARDS: <https://la.astm.org/standards/>

- Avinent*. (30 de Abril de 2020). Obtenido de Avinent: <https://www.avinent.com/digital-resources/catalogos-de-producto/>
- Awuapara Flores, N. (2010). *Colegio Odontológico del Perú*. Obtenido de <http://www.cop.org.pe/bib/tesis/NADIAAWUAPARAFLORES.pdf>
- Baca González et al. (2018). Implantes Subperiósticos: Estado Actual y Revisión Bibliográfica. *Psychologia Latina*, 27-29.
- Barone. (2014). Interactive design of dental implant placements through CAD-CAM technologies: from 3D imaging to additive manufacturing. *International Journal on Interactive Design and Manufacturing*.
- Barreto et al. (2017). Sobredentadura mandibular: opción de tratamiento rehabilitador. *Acta odontológica venezolana*.
- Becerra Pintado, Y. L. (2017). *Repositorio Institucional USS*. Obtenido de <http://repositorio.uss.edu.pe/bitstream/handle/20.500.12802/2561/Becerra%20Pintado.pdf?sequence=6&isAllowed=y>
- Bellido Crespo, D. M. (junio de 2018). *CÓMO AFECTA LA MICROESTRUCTURA SUPERFICIAL DEL IMPLANTE A LA CAPACIDAD DE OSEOINTEGRACIÓN: REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA*. Obtenido de Depósito de investigación Universidad de Sevilla: <https://idus.us.es/handle/11441/77374>
- Bernabéu Martínez, E. (2006). *MAPFRE*. Obtenido de Estudio de la composición ósea para su apropiada regeneración con materiales implantados: https://app.mapfre.com/fundacion/html/revistas/patologia/v4n3/pdf/02_01_estudio_de_la_comoposicion.pdf
- BiohorizonsPeru. (13 de octubre de 2019). *Biohorizons*. Obtenido de Biohorizons: <https://biohorizons.pe/content/biohorizons-celebrates-25-years-engineering-smiles-2019>
- Bionnovation. (31 de Julio de 2018). *Bionnovation Perú*. Obtenido de Bionnovation Perú: <https://www.bionnovation.com.pe/index.html>

Blacio Chávez, M. (junio de 2013). *Repositorio institucional de la universidad de Guayaquil*. Obtenido de Tipos de prótesis para pacientes edéntulos parciales y totales:

<http://repositorio.ug.edu.ec/bitstream/redug/3335/1/664%20Blacio%20Ch%c3%a1vez.pdf>

Bladé, J. (07 de Enero de 2019). *Bladegrup*. Obtenido de <https://www.bladegrup.com/como-se-hace-una-ortopantomografia-y-para-que-sirve/>

Borja Pacheco, M. N. (2012). *ODONTOCAT*. Obtenido de <http://www.odontocat.com/odontocat/nouod2/pdf/article%20cita%20odt%2023.pdf>

Bowen Antolín, A. (2000). *Clínica Bowen*. Obtenido de Implantes anatómicos: <http://www.clinicabowen.com/web/articulos/implantesanatomicos.pdf>

BTI. (27 de Noviembre de 2019). Obtenido de BTI: <http://bti-biotechnologyinstitute.com/mx/dental/implantes/>

Bullis, G. (01 de Marzo de 2013). *Glidewell*. Obtenido de <https://glidewelldental.com/education/inclusive-dental-implant-magazine/volume-4-issue-1/form-and-function-of-implant-threads-in-cancellous-bone/>

Calleja. (11 de Noviembre de 2013). *Slideshare*. Obtenido de Slideshare: <https://es.slideshare.net/Reunion-GINEP/aspectos-diferenciales-de-los-frmacos-en-el-hueso-cortical-y-trabecular-son-todos-iguales>

Cano Sánchez et al. (2007). Mecanobiología de los huesos maxilares. Regeneración ósea. *AVANCES EN ODONTOESTOMATOLOGÍA*. Obtenido de Regeneración ósea: <http://scielo.isciii.es/pdf/odonto/v24n3/original4.pdf>

Cano Sanchez et al. (2007). Mecanobiología de los huesos maxilares.II. Remodelación ósea. *AVANCES EN ODONTOESTOMATOLOGÍA*, 177-186.

Cano-Sanchez et al. (Abril de 2007). Mecanobiología de los huesos maxilares.I. Conceptos generales. *AVANCES EN ODONTOESTOMATOLOGÍA*, 347-358. Obtenido de Mecanobiología de los huesos maxilares.

Cely Bautista, M. (2013). *CORE*. Obtenido de EFECTO DE LA MODIFICACIÓN SUPERFICIAL DE LA ALEACIÓN Ti6Al4V EN CONDICIÓN DE CONTACTO LUBRICADO CON POLIETILENO DE ULTRA ALTO PESO MOLECULAR (UHMWPE). : <https://core.ac.uk/download/pdf/16674129.pdf>

Centre Dental. (27 de agosto de 2018). *Centre Dental*. Obtenido de Salud dental y Noticias: <https://www.centredentalcastellsague.cat/es/salud-dental-y-noticias/guias-quirurgicas-implantes-dentales/#:~:text=La%20gu%C3%ADa%20quir%C3%BArgica%20sirve%20de,una%20exacta%20posici%C3%B3n%20del%20implante>.

Chaparro et al. (2018). Oral and maxillofacial manifestations in patients with drug addiction. *Odontoestomatología*, 24-31.

Ciriaco, R. M. (25 de noviembre de 2018). *Ojo público*. Obtenido de Ojo público: <https://ojo-publico.com/implant-files/el-boom-de-los-implantes-dentales-coreanos-en-el-peru/>

Clínica dental Sanitas. (8 de mayo de 2013). *Sanitas*. Obtenido de Anatomía del diente: <https://www.sanitas.es/sanitas/segueros/es/particulares/biblioteca-de-salud/salud-dental/anatomia-diente.html>

Clínica Dental Velásquez. (16 de mayo de 2014). *PARTES DE UN IMPLANTE DENTAL*. Obtenido de PARTES DE UN IMPLANTE DENTAL: <https://www.clinicadentalausin.com/partes-de-un-implante-dental/#:~:text=Un%20%C3%A1pice%20romo%20en%20esta,muy%20apropiad os%20para%20este%20fin>.

Constantino, A. (2015). *SEDICI Repositorio Institucional de la UNLP*. Obtenido de SEDICI Repositorio Institucional de la UNLP: http://sedici.unlp.edu.ar/bitstream/handle/10915/52343/Documento_completo.pdf?sequence=3&isAllowed=y

Coronado López, S. L. (14 de diciembre de 2018). *Repositorio académico UPC*. Obtenido de

https://repositorioacademico.upc.edu.pe/bitstream/handle/10757/626285/CoronadoL_S.pdf?sequence=10&isAllowed=y

Coronel Zubiante, F. T. (abril de 2020). *Dialnet*. Obtenido de Percepción social para reinserción de privados de libertad en Perú:

<https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=7500755>

Cortical Implantología y Regeneración. (2018). *Cortical*. Obtenido de Cortical Implantología y Regeneración: <https://www.cortical.mx/categoria-producto/aditamentos-protésicos/cofias-de-transferencia-y-análogos/>

Cuwhois. (21 de Enero de 2019). Obtenido de Cuwhois: <http://www.cuwhois.com/salud/que-es-una-radiografia-intrabucal-y-cada-cuanto-tiempo-se-debe-hacer.php>

de la Peña Valera, G. (Febrero de 2015). *Universidad de Valladolid Repositorio Documental*. Obtenido de Universidad de Valladolid Repositorio Documental: <https://www.educacion.gob.es/teseo/imprimirFicheroTesis.do?idFichero=jHU%2FagNdwkQ%3D>

DENTAID. (07 de Setiembre de 2016). *DENTAID Profesional*. Obtenido de <https://www.dentaid.es/pro/saludBucalDentaid/2141/reacciones-adversas-de-medicamentos-en-la-cavidad-bucal>

Diagnoimagen. (02 de Octubre de 2015). Obtenido de Diagnoimagen: <https://www.diagnoimagendental.com/ortopantomografo.html>

Ekkert et al. (2018). *Revistamateria. Efectos de tratamientos térmicos post-alcalinos sobre las propiedades superficiales de titanio para implantes dentales con diferentes recubrimientos*, 1-11. Obtenido de <https://www.scielo.br/pdf/rmat/v23n2/1517-7076-rmat-23-02-e12084.pdf>

Estudi Dental Barcelona. (30 de Noviembre de 2017). Obtenido de <https://estudidentalbarcelona.com/importancia-la-fonetica-protesis-estetica-dental/>

- Estudi Dental Barcelona. (17 de abril de 2018). *Estudi Dental Barcelona*. Obtenido de ¿QUÉ SON LOS ADITAMENTOS PROTÉSICOS EN IMPLANTOLOGÍA?: <https://estudidentalbarcelona.com/que-son-los-aditamentos-proteticos-en-implantologia/>
- Fernandez de Moya et al. (2006). *Tomografía computerizada: introducción a las aplicaciones dentales*. Obtenido de Tomografía computerizada: introducción a las aplicaciones dentales: <https://scielo.isciii.es/pdf/rcoe/v11n3/original3.pdf>
- Fernández et al. (1 de junio de 2018). *Dentista y paciente*. Obtenido de Factores de riesgo que favorecen el desplazamiento del implante dental al seno maxilar: <https://dentistaypaciente.com/sonriendo-al-futuro-118.html>
- Ferrús, J. (29 de enero de 2020). *Ferrús y Bratos Tu sonrisa es única*. Obtenido de ¿Cuáles son las partes de un implante dental?: https://www.clinicaferrusbratos.com/implantes-dentales/partes-implante-dental/#El_pilar
- Ferrús, J. (29 de Enero de 2020). *Ferrus&bratos*. Obtenido de <https://www.clinicaferrusbratos.com/implantes-dentales/partes-implante-dental/>
- FexDental. (30 de enero de 2020). *Manual de Aditamentos Protésicos para Implantes Dentales*. Obtenido de Manual de Aditamentos Protésicos para Implantes Dentales: <https://ventas.fexdental.com/es/content/12-manual-de-aditamentos-proteticos-para-implantes-dentales>
- Figueroa Hernandez et al. (01 de abril de 2020). *SciELO*. Obtenido de Análisis del fenómeno de fatiga en implantes dentales monocomponente: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1815-59442020000100004
- FindGlocal. (17 de junio de 2015). *fFindGlocal*. Obtenido de FindGlocal: <http://www.findglocal.com/XX/Unknown/1549906195322037/S.I.P-Per%C3%BA>

- Finlayson et al. (2008). LA TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA DE HAZ CÓNICO. *UstaSalud*, 125-131. Obtenido de LA TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA DE HAZ CÓNICO: http://revistas.ustabuca.edu.co/index.php/USTASALUD_ODONTOLOGIA/article/viewFile/1190/982
- Flores, M. (6 de noviembre de 2019). *Andina PE*. Obtenido de Biología + Ingeniería: <https://andina.pe/agencia/noticia-biologia-ingenieria-conoce-los-innovadores-proyectos-del-centro-investigacion-utec-772130.aspx>
- Fochini, A. D. (2020). Oseointegración, aspectos que determinan su éxito. Revisión de la literatura. *Revista METHODO*, 1-9. Obtenido de <http://methodo.ucc.edu.ar/files/vol5/num4/pdf/ART%2007%20Revisi%c3%b3n%20%20OSEOINTEGRACION.pdf>
- Frothingham, S. (13 de Junio de 2018). *Healthline*. Obtenido de Healthline: <https://www.healthline.com/health/dental-bridge>
- Frugone Zambra, R., & Rodríguez, A. (2003). Bruxismo. *Avances en odontoestomatología*, 120-130.
- Gahona Gutiérrez et al. (2016). Evaluación y Comparación de la Estabilidad de Implantes Dentales en el Maxilar y la Mandíbula en Tres Tiempos Distintos, Mediante Análisis de Frecuencia de Resonancia. *International Journal of Odontostomatology*, 475-481.
- Gaona Latorre, M. (junio de 2007). *Tesis en red*. Obtenido de Universitat de barcelona: https://www.tesisenred.net/bitstream/handle/10803/1077/10.MGL_Anexo_I.pdf?sequence=11&isAllowed=y
- García Ayarzagüena, Y. (2017). *USAL*. Obtenido de USAL: <https://implantoprotesis.usal.es/wp-content/uploads/2018/06/TFM-Yamila.pdf>
- García Ayarzagüena, Y. (2017). *USAL*. Obtenido de USAL: <https://implantoprotesis.usal.es/wp-content/uploads/2018/06/TFM-Yamila.pdf>

- García Lozada, V. (20 de noviembre de 2014). *Acta odontológica venezolana*. Obtenido de Implantes zigomáticos para utilización la rehabilitación del maxilar atrófico: <https://www.actaodontologica.com/ediciones/2015/2/art-9/>
- Garitaonaindia Antsoategi, U. (22 de octubre de 2015). *Repositorio Universidad del País Vasco*. Obtenido de Análisis y optimización del comportamiento mecánico de implantes dentales mediante simulación numérica: <https://addi.ehu.es/handle/10810/17299>
- Gheisari R. et al. (2017). Comparison of the Marginal Bone Loss in One-stage versus Two-stage Implant Surgery. *Journal of Dentistry, Shiraz University of Medical Sciences*, 272-276.
- Gomez López, A. (2011). *Universidad Nacional Autónoma de Mexico*. Obtenido de Nitinol un material con memoria de forma: http://olimpia.cuautitlan2.unam.mx/pagina_ingenieria/mecanica/mat/mat_mec/m6/Nitinol_un%20biomaterial.pdf
- Gómez, R. (19 de Febrero de 2020). *BEST QUALITY DENTAL CENTERS*. Obtenido de BEST QUALITY DENTAL CENTERS: <https://bqidentalcenters.es/odontologia-general/maxilar/#:~:text=Tanto%20el%20maxilar%20como%20la,forma%20a%20nuestra%20estructura%20facial>.
- Güell, E. (8 de Febrero de 2019). *Metalmecánica*. Obtenido de Aleaciones de titanio biocompatibles para implantes dentales: <https://www.interempresas.net/MetalMecanica/Articulos/233350-Aleaciones-de-titanio-biocompatibles-para-implantes-dentales.html>
- Gutiérrez Gómez, J. (julio de 2008). *Medigraphic*. Obtenido de El proceso de remodelación ósea: <https://www.medigraphic.com/pdfs/orthotips/ot-2008/ot083d.pdf>
- Guzmán Boza, A. (7 de marzo de 2016). *UDEP HOY*. Obtenido de <http://udep.edu.pe/hoy/2016/investigadores-presentaron-alcances-de-la-propuesta-de-implantes-dentales/>

- Hassan A. Qamheya et al. (2015). Full Mouth Oral Rehabilitation by Maxillary Implant Supported Hybrid Denture Employing a Fiber Reinforced Material Instead of Conventional PMMA. *Hindawi*, 1-6.
- Hayes W.C., & Carter D.R. (2014). The Compressive Behavior of Bone as a Two-Phase Porous Structure. *Classic Papers in Orthopaedics*, 457-460.
- Henao et al. (junio de 2018). *Dialnet*. Obtenido de Elaboración de un nuevo tipo de guías quirúrgicas para implantes dentales mediante impresión 3D: <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=6773112>
- Henry Schein. (19 de Mayo de 2017). Obtenido de Henry Schein: https://www.henryschein.es/dentalclinica/equipamiento-y-tecnologia/rayos-x-intraorales.aspx?sc_lang=es-es&hssc=1
- Herrera Torres, P. (2010). Carga inmediata sobre implantes con cirugía guiada. Técnicas de laboratorio. *Gaceta Dental*, 162-174.
- Huamanciza Torres, E. E. (2017). *Repositorio de tesis deigitales*. Obtenido de Prevalencia del tipo de edentulismo parcial según el nivel socioeconómico - cultural en pacientes de la Clínica de Pregrado de la Facultad de Odontología: https://cybertesis.unmsm.edu.pe/bitstream/handle/20.500.12672/6392/Huamanciza_te.pdf?sequence=1&isAllowed=y
- Ilerna. (2 de enero de 2019). *Blog de ilerna online*. Obtenido de Los dientes: <https://www.ilerna.es/blog/fp-online/dientes-definicion-caracteristicas/#:~:text=Los%20dientes%20son%20%C3%B3rganos%20anat%C3%B3micos,y%20constituyen%20el%20sistema%20dentario.>
- Implants, M. D. (06 de Agosto de 2009). *MIS*. Obtenido de MIS: <https://www.mis-implants.com/en-us/company/story-and-values>
- Import, E. D. (01 de Ssetiembre de 2018). *Euro Dental*. Obtenido de Euro Dental: <https://eurodentalimport.com/empresa/>
- INEI. (2020). *Estado de la pobalcion peruana 2020*. Perú: INEI.

Interempresas. (02 de 03 de 2015). Obtenido de Análisis de esfuerzos con elemento finito para optimizar el diseño de implantes dentales: <https://www.interempresas.net/MetalMecanica/Articulos/133873-Analisis-de-esfuerzos-con-elemento-finito-para-optimizar-el-diseno-de-implantes-dentales.html>

Ishak et al. (2012). Finite element analysis of different surgical approaches in various occlusal loading locations for zygomatic implant placement for the treatment of atrophic maxillae. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 1077-1089.

Ivorra Server, C. (2017). *burjcdigital*. Obtenido de Universidad Rey Juan Carlos: <https://burjcdigital.urjc.es/bitstream/handle/10115/14714/TesisDoctoralCarlosIvorra.pdf?sequence=1&isAllowed=y>

Jandt, K. (28 de agosto de 2020). *ELSEVIER*. Obtenido de Nanotechnology in dentistry: Present and future perspectives on dental nanomaterials: <https://sci-hub.se/https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0109564120302177#>

Jenkins, C. (Octubre de 2013). Istrodent: a South African company leading the way in mobile health care. *Dental Tribune*, págs. 1,3.

Kendall, C. (26 de Julio de 2019). *Nobel Biocare Blog*. Obtenido de Nobel Biocare Blog: <https://www.nobelbiocare.com/blog/products-and-solutions/welcome-to-the-mucointegration-era/>

Kong et al. (2009). Advances in Engineering Software. *Selection of the implant thread pitch for optimal biomechanical properties: A three-dimensional finite element analysis*, 474-478.

Kosinski, T. (18 de Diciembre de 2015). *Glidewell*. Obtenido de <https://glidewelldental.com/education/chairside-dental-magazine/volume-10-issue-4/implant-overdentures-a-superior-cost-effective-alternative-to-traditional-dentures/>

Lario Femenia, J. (7 de octubre de 2016). *Universidad Politecnica de Valencia*. Obtenido de Desarrollo de las aleaciones de titanio y tratamientos superficiales para incrementar la vida útil de los implantes: <https://riunet.upv.es/bitstream/handle/10251/93302/1397-3179-1-PB.pdf?sequence=1&isAllowed=y>

Lazo, S. (2019). *Repositorio institucional de la UNLP*. Obtenido de Sulfonación de implantes dentales de Polieter-Etercetona: http://sedici.unlp.edu.ar/bitstream/handle/10915/97560/Documento_completo.pdf-PDFA.pdf?sequence=1&isAllowed=y

Lemus Cruz et al. (2009). Origen y evolucion de los implantes dentales. *Scielo*, 1-9.

Lenguas et al. (16 de junio de 2010). *Tomografía computerizada de haz cónico*. Obtenido de Aplicaciones clínicas en odontología;comparación con otras técnicas: <http://ortoface.com/wp-content/uploads/2016/12/Tomografi%CC%81a-computerizada-de-haz-co%CC%81nico.-Aplicaciones-cli%CC%81nicas-en-odontologi%CC%81a-comparacio%CC%81n-con-otras-te%CC%81cnicas.pdf>

Liu et al. (2007). Influence of helix angle and density on primary stability of immediately loaded dental implants: three-dimensional finite element analysis. *Chinese journal of stomatology*, 618-621.

Maldonado Péres, M. F. (junio de 2020). *Repositorio institucional de la universidad de Guayaquil*. Obtenido de Rehabilitación Oral en Pacientes con Pérdida de Dimensión Vertical por: <http://repositorio.ug.edu.ec/bitstream/redug/48551/1/MALDONADOMaria3265.pdf>

Martínez Gonzáles et al. (2002). Diseño de los implantes dentales: Estado actual. *AVANCES EN PERIODONCIA*, 129-136.

Martinez Olvera, M. (14 de setiembre de 2017). *Anatomia y sistema nervioso*. Obtenido de Anatomia y sistema nervioso: <https://sites.google.com/site/anatomiasistemanervioso/home/huesos?tmpl=%2Fsystem%2Fapp%2Ftemplates%2Fprint%2F&showPrintDialog=1>

- Medical 10. (27 de noviembre de 2014). *Medical 10 Innovation moved by people*.
Obtenido de Pilares de cicatrizacion: <https://medical10.es/implantologia-alphabio/protesis/pilares-de-cicatrizacion/>
- Menezes et al. (17 de octubre de 2018). *International Journal of Dentistry*. Obtenido de Effect of Surgical Installation of Dental Implants on Surface Topography and Its Influence on Osteoblast Proliferation: <https://www.hindawi.com/journals/ijid/2018/4089274/>
- Mentado Almeida, B. (2010). *Estudio del comportamiento in vivo de una placa para ensayos dinámicos*. Obtenido de Estudio del comportamiento in vivo de una placa para ensayos dinámicos: <https://accedacris.ulpgc.es/handle/10553/4892>
- Ministerio de Salud. (16 de Enero de 2015). *Gobierno del Perú*. Obtenido de Gobierno del Perú: <https://faest.cayetano.edu.pe/images/stories/dace/pdf/RM027-2015-Minsa.pdf>
- MINISTERIO DE SALUD. (05 de julio de 2019). *Gobierno del Perú*. Obtenido de Gobierno del Perú: https://cdn.www.gob.pe/uploads/document/file/340422/Resoluci%C3%B3n_Ministerial_N__619-2019-MINSA.pdf
- Misch, C. (2009). *Implantología contemporánea*. Barcelona: ELSEVIER.
- Montes et al. (15 de setiembre de 2018). *Scielo*. Obtenido de Criterios de selección de marca comercial de implantes dentales más usados por especialistas: https://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0719-010720180003000152
- Morales Fuentes, B. (2018). *Depósito de investigacion Universidad de Sevilla*. Obtenido de Avances en el desarrollo de nuevos materiales metálicos: <https://idus.us.es/bitstream/handle/11441/82139/MORALES%20FUENTES%2c%20BEL%3%89N.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- Morales Miranda, L., & Gómez Gonzáles, W. (2019). Caries dental y sus consecuencias clínicas relacionadas al impacto en la calidad de vida de preescolares de una

escuela estatal. *Revistas científicas de la Universidad Peruana Cayetano Heredia*, 1-13.

Multident. (25 de Noviembre de 2019). Obtenido de <https://www.multident.pe/site/blog/las-protesis-removibles-son-cosa-del-pasado>

Multigner, M. (2019). *IMPLICACIONES DEL ARENADO DEL ACERO INOXIDABLE 316 LVM EN LA RESPUESTA MECÁNICA, MAGNÉTICA Y BIOLÓGICA DE IMPLANTES QUIRÚRGICOS*. Obtenido de IMPLICACIONES DEL ARENADO DEL ACERO INOXIDABLE 316 LVM EN LA RESPUESTA MECÁNICA, MAGNÉTICA Y BIOLÓGICA DE IMPLANTES QUIRÚRGICOS: https://www.researchgate.net/profile/Emilio_Frutos/publication/338230176_IMPLICACIONES_DEL_ARENADO_DEL_ACERO_INOXIDABLE_316_LVM_EN_LA_RESPUESTA_MECANICA_MAGNETICA_Y_BIOLOGICA_DE_IMPLANTES QUIRURGICOS/links/5e09c2df299bf10bc38300d5/IMPLICACIONES-DEL-ARENAD

Murugan, & Ramakrishna. (2005). Development of nanocomposites for bone grafting. *Composites Science and Technology*, 2385–2406.

Nava-González et al. (2014). Corona atornillada versus cementada. *Implantología actual*, 36-42.

Navarro, G. (18 de Setiembre de 2019). *Dental Navarro*. Obtenido de Dental Navarro: <https://www.dentalnavarro.com/articulos-implantes-dentales/implantes-dentales-tipos-y-precios>

Neyra Carrillo, A. (10 de marzo de 2016). *El mundo de los polímeros y biomateriales poliméricos y su aplicación médica*. Obtenido de Centro para la investigación interdisciplinaria avanzada en ciencia de los materiales: <https://semanariorepublicano.uchile.cl/index.php/RT/article/download/39003/40640>

Nobel Biocare. (05 de Junio de 2018). Obtenido de Nobel Biocare: <https://www.nobelbiocare.com/en-int/nobelpearl>

Nobel Biocare. (13 de Marzo de 2019). Obtenido de Nobel Biocare:
<https://www.nobelbiocare.com/en-int/xeal-and-tiultra>

Noblecilla Gutiérrez, H. (18 de Setiembre de 2017). *Repositorio Digital UCSG*. Obtenido de <http://repositorio.ucsg.edu.ec/bitstream/3317/8929/1/T-UCSG-PRE-MED-ODON-308.pdf>

Oliva, J. (2008). Implantes de zirconia y restauraciones cerámicas completas para la sustitución estética de los incisivos centrales del maxilar superior. *THE EUROPEAN JOURNAL OF Esthetic DENTISTRY*, 3-13.

Oltra, D. S. (18 de Setiembre de 2019). *IMED DENTAL*. Obtenido de IMED DENTAL:
<https://dental.imedhospitales.com/implantologia-elche/>

Ordoñez Olmedo, D. (2018). *DSpace Repositorio Digital*. Obtenido de DSpace Repositorio Digital:
<http://www.dspace.uce.edu.ec/bitstream/25000/17269/1/T-UCE-0015-ODO-020-P.pdf>

Ortega Aranegui, R. (2012). Diagnóstico por imagen en implantología. *GACETA DENTAL*, 66-89. Obtenido de https://gacetadental.com/wp-content/uploads/OLD/pdf/238_CIENCIA_Diagnostico_imagen_implantologia.pdf

Ortega Lopez et al. (2012). *Influencia del Diámetro y Longitud de Implantes en la Pérdida Tardía de Implantes Dentales*. Obtenido de Influencia del Diámetro y Longitud de Implantes en la Pérdida Tardía de Implantes Dentales:
<https://scielo.conicyt.cl/pdf/ijodontos/v6n1/art11.pdf>

Osstell. (20 de Junio de 2018). *Osstell Beacon*. Obtenido de Osstell Beacon:
<https://www.osstell.com/beacon/>

Paracchini et al. (Agosto de 2020). *Researchgate*. Obtenido de Finite Element Analysis of a New Dental Implant Design Optimized for the Desirable Stress Distribution in the Surrounding Bone Region:
https://www.researchgate.net/publication/343843185_Finite_Element_Analysi

s_of_a_New_Dental_Implant_Design_Optimized_for_the_Desirable_Stress_Distribution_in_the_Surrounding_Bone_Region

Paz González et al. (02 de marzo de 2015). *Canales Sectoriales Interempresas*. Obtenido de Metalmecánica: <https://www.interempresas.net/MetalMecanica/Articulos/133873-Analisis-de-esfuerzos-con-elemento-finito-para-optimizar-el-diseno-de-implantes-dentales.html>

Per Dental. (21 de Febrero de 2020). *Per Dental*. Obtenido de TORNILLO COBERTURA HIS: <https://perdental.es/producto/tornillo-cobertura-his/>

Pereira, A. (2016). *Eficacia de la Hidroxiapatita en la Cicatrización de Injertos Oseos e Implantes Dentales: Una Revisión Sistemática de la Literatura*. Obtenido de Eficacia de la Hidroxiapatita en la Cicatrización de Injertos Oseos e Implantes Dentales: Una Revisión Sistemática de la Literatura: <https://scielo.conicyt.cl/pdf/ijodontos/v10n3/art01.pdf>

Pérez, N. D. (2012). *Universidad del norte*. Obtenido de Universidad del norte: <http://manglar.uninorte.edu.co/bitstream/handle/10584/5283/Influenciadelos-tratamientos.doc?sequence=1&isAllowed=y>

Pífer, C. I. (24 de junio de 2016). *Implantes dentales pífer*. Obtenido de Implantes Dentales de Titanio, Biocompatibilidad y Anodizado: <https://www.implantesdentalespifer.es/implantes-dentales-de-titanio-biocompatibilidad-y-anodizado/>

Pinheiro Pires, S. I. (octubre de 2020). *INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ*. Obtenido de TIPOS DE SUPERFICIES DE IMPLANTES DENTALES: https://comum.rcaap.pt/bitstream/10400.26/35393/1/Pires_Sara_Isabel_Pinheiro.pdf

Pomares, C. (2009). A retrospective clinical study of edentulous patients rehabilitated according to the "all on four" or the "all on six immediate function concept. *European Journal of Oral Implantology*, 55-60.

- Prótesis, E. E. (20 de octubre de 2017). *Estudios y desarrollos de protesis*. Obtenido de Diferencias entre protesis e implantes dentales: <https://www.estudiosydesarrollosdeprotesis.es/diferencias-entre-protesis-e-implantes-dentales/>
- Quirónsalud. (20 de Diciembre de 2017). Obtenido de Quirónsalud: <https://www.quironsalud.es/blogs/es/espejo-alma/estudios-radiologicos-rehabilitacion-implantes-hacer-dentas>
- Quispe Medina, A. (2018). *Repositorio institucional*. Obtenido de REPOSITORIO INSTITUCIONAL DIGITAL DE LA UNIVERSIDAD NACIONAL DEL ALTIPLANO: http://repositorio.unap.edu.pe/bitstream/handle/UNAP/10369/Quispe_Medina_Arnold.pdf?sequence=3&isAllowed=y
- Raico Gallardo, Y. N. (2011). *Repositorio Universidad Peruana Cayetano Heredia*. Obtenido de SISTEMAS DE PILARES PROTESICOS SOBRE IMPLANTES: <http://www.cop.org.pe/bib/investigacionbibliografica/YOLANDANATALIRAICOGALLARDO.pdf>
- Recursos Médicos. (7 de agosto de 2020). *Recursos Médicos*. Obtenido de Pilar provisional, implantes IS: <https://recursosmedicos.com/producto/pilar-provisional-is/>
- Reinoso García, M. (2016). *Repositorio Digital Universidad De Las Américas*. Obtenido de Repositorio Digital Universidad De Las Américas: <http://dspace.udla.edu.ec/bitstream/33000/6048/1/UDLA-EC-TOD-2016-88.pdf>
- Reppeto, A., & Gallegos, F. (13 de abril de 2011). *La tercera*. Obtenido de <https://www.povertyactionlab.org/sites/default/files/4.13.11-LA-TERCERA.pdf>
- Rojas et al. (2017). Pérdida dentaria y relación con los factores fisiológicos y psico-socio económicos. *Dominio de las ciencias*, 702-718.
- Romero et al. (15 de enero de 2017). *Acta odontologica venezolana*. Obtenido de Evaluación de la calidad del hueso en sitios de implantes dentales con tomografía computarizada: <https://www.actaodontologica.com/ediciones/2016/2/art-1/>

Ruiz Gómez, B. (30 de Octubre de 2018). *E-Prints Complutense*. Obtenido de E-Prints Complutense:

https://eprints.ucm.es/id/eprint/22621/1/Bruno_Ruiz_G%C3%B3mez-_Trabajo_fin_de_master.pdf

Ryu et al. (2014). The influence of thread geometry on implant osseointegration under immediate loading: a literature review. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 547-554.

Sáenz Guzmán. (02 de Mayo de 2012). *Acta Odontológica Venezolana*. Obtenido de Acta Odontológica Venezolana:

<https://www.actaodontologica.com/ediciones/2013/2/art-18/#>

Sánchez Uresti, R. (agosto de 2018). *CARACTERÍSTICAS MORFOLÓGICAS DEL HUESO ALVEOLAR PARA LA COLOCACION DE IMPLANTES DENTALES*. Obtenido de CARACTERÍSTICAS MORFOLÓGICAS DEL HUESO ALVEOLAR PARA LA COLOCACION DE IMPLANTES DENTALES: <http://eprints.uanl.mx/17798/1/1080291906.pdf>

Sánchez Salas, A. (2010). ¿Qué es el cociente de estabilidad del implante? *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica*, 257-264.

Sanz Matrn, I. (2018). *Universidad complutense de Madrid*. Obtenido de Cambios en los tejidos blandos y duros tras la reconstrucción de la cresta ósea y tras el uso de implantes dentales con diferente geometría: <https://eprints.ucm.es/id/eprint/49647/1/T40427.pdf>

Serrano Rivero, R. (16 de junio de 2020). *Desarrollo de soportes metálicos para su empleo en protesis e implantes*. Obtenido de Universidad de Sevilla: <https://idus.us.es/bitstream/handle/11441/103481/SERRANO%20RIVERO%20OCIO.pdf?sequence=1&isAllowed=y>

Serrano Sanchez, V. (diciembre de 2016). *Research gate*. Obtenido de Zygomatic implants: An up-to date.: <https://dentalinnovation.net/principios-basicos-implantes-zigomaticos/>

Sevilla Lopez, D. (14 de julio de 2014). *Propdental*. Obtenido de Pilares provisionales Nobel Biocare: <https://www.propdental.es/blog/implantes-dentales/pilares-provisionales-nobel-biocare/>

Silvestre Rangil, J. (2020). *Dr Silvestre Rangil*. Obtenido de <https://drsilvestrerangil.es/que-ocurre-si-han-hecho-mal-endodoncia/#:~:text=Una%20endodoncia%20mal%20hecha%20puede,vuelven%20a%20limpiar%20y%20obturar.>

Sonora, U. d. (2019). *Congreso estatal de ciencias exactas y naturales*. Mexico: Universidad de Sonora. Obtenido de http://www.congresociencias.uson.mx/MEMORIAS_CECEN_2019c.pdf#page=55

Sotomayor, G. (Junio de 2016). *Repositorio Institucional PIRHUA*. Obtenido de <https://pirhua.udep.edu.pe/handle/11042/2595>

Straumann. (2014). *Straumann® Smart*. Obtenido de Straumann® Smart: <https://www.straumann.com/content/dam/media-center/straumann/es/documents/smart/490.215-SmartA-SLActive-es.pdf>

Straumann. (18 de Marzo de 2016). Obtenido de Straumann: https://www.straumann.com/content/dam/media-center/straumann/es/documents/brochure/product-information/490.135-es_low.pdf

Straumann. (2021). *Las superficies del Straumann® Dental Implant System*. Obtenido de Las superficies del Straumann® Dental Implant System : <https://www.straumann.com/pe/es/profesionales-de-la-odontologia/productos-y-soluciones/implantes-dentales/superficies-de-los-implantes-dentales.html>

Sweden & Martina IMPLANTOLOGY. (2015). *Catálogo SYRA*. Obtenido de Catálogo SYRA: https://www.sweden-martina.com/articms/admin/reserved_area_file/216/C-IMP-SYRA-S.pdf

- Swissdents. (2016). *SWISSDENTIS BIODENTISTAS*. Obtenido de Implante trabecular metal de Zimmer dental: <https://swissdents.com/implante-trabecular-metal-de-zimmer-dental-2/>
- Tarrero, A. (2017). *PATOLOGÍA DE LA ARTICULACIÓN TEMPOROMANDIBULAR*. Obtenido de PATOLOGÍA DE LA ARTICULACIÓN TEMPOROMANDIBULAR: <https://cirugiafacialbenidorm.com/articulacion-temporomandibular-atm/>
- Ting-Hsun et al. (2011). Biomechanical analysis of alveolar bone stress around implants with different thread designs and pitches in the mandibular molar area. *Clinical Oral Investigations*, 363-369.
- Torres Herbozo et al. (2016). Consideraciones Oclusales para la Rehabilitación Oral sobre implantes: Parte 1. *Carta Odontológica*, 23-32.
- Torres, P. (27 de noviembre de 2014). *Implantes*. Obtenido de Implantes: <http://dentalimplantes.blogspot.com/2014/11/>
- UDEP. (1 de diciembre de 2015). *Udep ingenieria*. Obtenido de Propuesta de implantes: <http://udep.edu.pe/ingenieria/proyectos/proyecto-implantes/>
- UNMSM, F. d. (13 de febrero de 2020). *Facultad de odontología UNMSM*. Obtenido de <https://odontologia.unmsm.edu.pe/facultad-de-odontologia-de-san-marcos-implementa-clinica-movil-para-atender-a-ninos/>
- Uvidia, M. (6 de diciembre de 2013). *Slideshare*. Obtenido de Huesos de la cara y cráneo: <https://www.slideshare.net/galomarcel/huesos-de-lacara-y-craneo/5>
- Uzcátegui et al. (2018). *Universidad Central de Venezuela Consejo de Desarrollo Científico y Humanístico*. Obtenido de Biomecánica de implantes dentales: <http://saber.ucv.ve/omp/index.php/editorialucv/catalog/download/20/13/60-1?inline=1>
- Vera Collahuazo, K. L. (abril de 2019). *Repositorio institucional de la universidad de Guayaquil*. Obtenido de REHABILITACION DE EDENTULO PARCIAL CON PRÓTESIS REMOVIBLE: <http://repositorio.ug.edu.ec/bitstream/redug/40318/1/VERAkatherine.pdf>

- Vieira, D. (19 de febrero de 2013). *Clinicas propdental*. Obtenido de Radiografías para implantes dentales: <https://www.propdental.es/implantes-dentales/radiografias-para-implantes/#:~:text=A%20nivel%20de%20imagen%20se,dispone%20en%20la%20Ozona%20implantaria>
- Villarraga Ossa, J. A. (junio de 2017). *ResearchGate*. Obtenido de Evaluación de los micromovimientos en la interfase hueso implante con carga inmediata: análisis de elementos finitos: https://www.researchgate.net/publication/319268928_Evaluacion_de_los_micromovimientos_en_la_interfase_hueso_implante_con_carga_inmediata_analisis_de_elementos_finitos
- Virtual Expo Group. (3 de setiembre de 2019). *Medical Expo*. Obtenido de Análogos de implantes dentales: https://www.medicalexpo.es/fabricante-medical/analogo-implante-dental-30214-_2.html
- Weber et al. (2009). Consensus Statements and Recommended Clinical Procedures Regarding Loading Protocols. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 180-183.
- World Health Organization. (1997). *Oral health survey: basic methods. 4th ed.* Geneva: WHO library. Retrieved from <https://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/41905/9241544937.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- Yeon et al. (setiembre de 2011). *Researchgate*. Obtenido de CT Scanning and Dental Implant: https://www.researchgate.net/publication/221917509_CT_Scanning_and_Dental_Implant
- Yixue Zazhi, Z. K. (1 de octubre de 2007). *Chinese Journal of Stomatology*. Obtenido de Influence of helix angle and density on primary stability of immediately loaded dental implants: three-dimensional finite element analysis: <https://europepmc.org/article/med/18215373>

Zimmer Biomet Dental. (2018). Implante Trabecular Metal compendio clínico. *Zimmer*, 1-40.

