UNIVERSIDAD DE PIURA

FACULTAD DE INGENIERÍA

Aplicación de imágenes médicas en biomecánica ortodóntica

Tesis para optar el Título de
Ingeniero Mecánico - Eléctrico

Irvin Anderson Castillo Ruiz

Asesor:
Dr. Ing. Carlos Jahel Ojeda Díaz

Piura, julio de 2020

UNIVERSITAS • STUDIORUM • PIURENSIS

A Dios y a la Virgen María por su infinita misericordia.

A mis padres: Carlos y Flor, mi hermano Alexandro, por su apoyo incondicional a lo largo de mi vida.

A mis amigos por no dejarme desistir y animarme a continuar con esta investigación.

UNIVERSITAS • STUDIORUM • PIURENSIS

Resumen Analítico-Informativo

Aplicación de imágenes médicas en biomecánica ortodóntica.
Irvin Anderson Castillo Ruiz
Asesor: Dr. Ing. Carlos Jahel Ojeda Díaz
Tesis.
Título profesional de Ingeniero Mecánico-Eléctrico
Universidad de Piura. Facultad de Ingeniería.
Piura, Julio de 2020

Palabras claves: Imágenes médicas/Biomecánica/Ortodoncia/Segmentación/Modelo CAD

Introducción: La ortodoncia, en muchas ocasiones es vista como una especialidad estética de la odontología; sin embargo, es la encargada del estudio, diagnóstico y tratamiento de anomalías y problemas de las estructuras dentomaxilofaciales en las personas. En sentido de esta definición, la biomecánica busca ser un soporte técnico para reducir los tiempos de los estudios y diagnóstico en la ortodoncia, bajo esta premisa, cobra importancia la aplicación de las imágenes médicas en esta especialidad.

Metodología: Se aplicó el uso de la tecnología CAD/CAE para la obtención de un modelo virtual de una pieza dental y periodonto, a partir de un conjunto de imágenes médicas obtenidas de un paciente en particular. Haciendo uso del software Mimics se procedió a segmentar las imágenes médicas obtenidas para finalmente aplicarle las propiedades mecánicas obtenidas de la bibliografía consultada.

Resultados: El resultado principal de esta investigación es la obtención del modelo virtual de una pieza dental y periodonto, con la finalidad de poder realizar estudios con el mismo.

Conclusiones: El formato de imágenes médicas DICOM, al ser un formato universal, es muy importante por su facilidad de procesamiento. La obtención de un modelo virtual de un tejido y/o órgano de los pacientes ayuda a los doctores para tener una mejor perspectiva de la cirugía y/o tratamiento que se realizara. Según las referencias encontradas de casos similares establece el uso del método de elementos finitos (MEF) para reproducir situaciones clínicas, e inclusive para establecer un plan de tratamiento ortodóntico. Como recomendación principal de esta investigación, sería trabajar con el modelo virtual obtenido para un posterior estudio de los efectos que causa la ortodoncia en la salud bucal del paciente.

Fecha de elaboración del resumen: Julio de 2020

Analytical-Informative Summary

Aplicación de imágenes médicas en biomecánica ortodóntica.
Irvin Anderson Castillo Ruiz
Asesor: Dr. Ing. Carlos Jahel Ojeda Díaz
Tesis.
Título profesional de Ingeniero Mecánico-Eléctrico
Universidad de Piura. Facultad de Ingeniería.
Piura, Julio de 2020

Keywords: Medical imaging/Biomechanics/Orthodontics/Segmentation/CAD model

Introduction: Orthodontics is often seen as an aesthetic specialty of dentistry; however, it oversees the study, diagnosis and treatment of anomalies and problems of the dentomaxillofacial structures in people. In the sense of this definition, biomechanics seeks to be a technical support to reduce the time of the studies and diagnosis in orthodontics, under this premise, the application of medical images in this specialty becomes important.

Methodology: The use of CAD / CAE technology was applied to obtain a virtual model of a dental piece and its periodontium, from a set of medical images obtained of a patient. Using the Mimics software, the medical images obtained were segmented to finally apply the mechanical properties obtained from the consulted bibliography.

Results: The main result of this investigation is the obtaining of the virtual model of a dental piece and periodontium, to be able to carry out studies with it.

Conclusions: The DICOM medical image format, being a universal format, is very important for its easy of processing. Obtaining a virtual model of a patient's tissue and / or organ helps doctors to have a better perspective of the surgery and / or treatment that will be performed. According to the references found from similar cases, it establishes the use of the finite element method (MEF) to reproduce clinical situations, and even to establish an orthodontic treatment plan. As a main recommendation of this research, it would be to work with the virtual model obtained for a subsequent study of the effects that orthodontics cause on the patient's oral health.

Summary date: July 2020

Prefacio

La ortodoncia, en muchas ocasiones es vista como una especialidad estética de la odontología; sin embargo, es la encargada del estudio, diagnóstico y tratamiento de anomalías y problemas de las estructuras dentomaxilofaciales de los pacientes.

En sentido de esta definición, la biomecánica busca ser un soporte técnico para reducir los tiempos de los estudios y diagnóstico en la ortodoncia, bajo esta premisa, cobra importancia la aplicación de las imágenes médicas en esta especialidad.

El término imágenes médicas se define como las imágenes del cuerpo humano obtenidas con la finalidad de examinar o revelar enfermedades, de igual manera, se utiliza para el estudio del cuerpo humano y su funcionalidad.

La tecnología CAD/CAE es un gran soporte para el procesamiento de las imágenes médicas en varias disciplinas de la medicina. Este trabajo pretende presentar un modelo virtual de una pieza dental y periodonto, para ilustrar mejor esta metodología se aplicará a un caso particular de un paciente específico.

UNIVERSITAS • STUDIORUM • PIURENSIS

Tabla de contenido

Introducción 1

Capítulo 1 Estado del arte de las imágenes médicas 3

1.1. Consideraciones generales 4

1.2. Historia y evolución de las imágenes médicas 5

1.3. Clasificación de las imágenes médicas 17

1.3.1. Rayos X. 17

1.3.1.1. Efectos. 18

1.3.1.2. Contraindicaciones y riesgos 18

1.3.2. Ultrasonido. 18

1.3.3. Tomografía computarizada. 20

1.3.4. Resonancia magnética. 20

1.4. Estándar DICOM 21

Capítulo 2 Fundamentos físicos y matemáticos de las imágenes médicas 23

2.1. Imagen médica digital 24

2.1.1. Características de las imágenes médicas digitales 25

2.1.1.1. Captura de imágenes 25

2.1.1.2. Representación de imágenes 25

2.1.1.3. Histograma de imagen 27

2.2. Adquisición y almacenamiento de imágenes médicas 30

2.3. Procesamiento de imágenes 32

2.3.1. Técnicas de procesamiento basadas en puntos de la imagen 32

2.3.1.1. Histograma de una imagen 32

2.3.1.2. Realce de imágenes por modificación del contraste 33

2.3.1.3. Perfil en una imagen 37
2.3.1.4. Técnicas de colores falsos y seudocolor 37
2.3.2. Procesamiento basado en una región de la imagen. 37
2.3.2.1. Convolución. 37
2.3.2.2. Filtraje no lineal de la imagen. 38
2.3.2.3. Detección del contorno. 40
2.3.2.4. Segmentación 41
2.4. Extracción de características visuales de una imagen 42
2.4.1. Características cromáticas 43
2.4.2. Características de textura 43
2.4.3. Características de forma 44
2.5. Postproceso de imágenes médicas 44
2.5.1. Postproceso morfológico. 44
2.5.2. Postproceso funcional. 45
2.5.3. Postproceso en imagen molecular – espectroscopia de la imagen. 45
2.6. Visualización de imágenes médicas 45
Capítulo 3 Fundamentos biomecánicos de la ortodoncia 47
3.1. Definición de Ortodoncia 47
3.2. Historia y evolución de la ortodoncia 47
3.2.1. Edward Hartley Angle. 49
3.2.2. Clasificación de maloclusiones. 50
3.2.2.1. Maloclusión clase I. 50
3.2.2.2. Maloclusión clase II. 51
3.2.2.3. Maloclusión clase III. 51
3.2.3. Aparatología de Angle. 52
3.2.3.1. El arco E (1890). 52
3.2.3.2. El aparato pin y tubo (1911). 53
3.2.3.3. El aparato arco cinta (1913). 53
3.2.3.4. El arco de canto (1928). 54
3.2.3.5. Alicate 139 de Angle o pico de pájaro. 54
3.2.4. Aparatología moderna. 55
3.2.4.1. Auxiliares de cementado. 55
3.2.4.2. Pinzas para sostener alambres. 55

3.2.4.3. Pinzas para doblar y contornear alambres. 56
3.2.4.4. Pinzas para cortar alambres y ligaduras metálicas. 58
3.2.4.5. Pinzas para confección de ligaduras metálicas. 59
3.2.4.6. Pinzas para amarrar ligaduras. 59
3.2.4.7. Pinzas para retirar brackets y bandas. 59
3.3. Ortodoncia en el Perú 60
3.3.1. Sociedad Peruana de Ortodoncia. 60
3.4. Tipos de ortodoncia 60
3.4.1. Ortodoncia removible. 60
3.4.2. Ortodoncia fija. 61
3.5. Brackets 61
3.5.1. Brackets labiales. 61
3.5.2. Brackets linguales 63
3.6. Mecanobiología de tejidos 63
3.6.1. Tejidos blandos. 64
3.6.2. Tejidos duros. 66
3.6.2.1. Hueso trabecular. 67
3.6.2.2. Hueso cortical 68
3.7. Remodelación ósea en ortodoncia 69
3.7.1. Fases del remodelado óseo. 69
3.7.1.1. Fase I. 69
3.7.1.2. Fase II. 69
3.7.1.3. Fase III y IV. 70
3.8. Células que influyen en el movimiento dental 70
3.9. Ligamento periodontal o periodonto (LPD) 70
3.9.1. Estructura. 70
3.9.2. Respuesta en condiciones normales. 71
3.9.3. Respuesta a fuerzas mantenidas. 71
3.9.3.1. Control biológico del movimiento dental 71
Electricidad biológica 72
3.9.3.2. Efectos de la fuerza sobre el LPD. 73
3.10. Definición de biomecánica 74
3.11. Conceptos básicos de mecánica 75

3.12. Biomecánica en ortodoncia 79
3.12.1. Tipos de movimiento dental 79
3.12.1.1. Movimiento de inclinación no controlado. 80
3.12.1.2. Movimiento de inclinación controlado. 80
3.12.1.3. Movimiento en cuerpo o de traslación. 81
3.12.1.4. Movimiento radicular. 82
3.12.2. Modelo teórico matemático utilizado en ortodoncia. 83
3.12.2.1. Modelo teórico de Burstone. 83
Capítulo 4 Obtención del modelo virtual (diente-periodonto) de un caso personalizado ... 85
4.1. Software para procesamiento de imágenes médicas 85
4.1.1. InVesalius. 85
4.1.2. Materialise Mimics. 86
4.2. Caso particular 87
4.3. Segmentación de imágenes médicas 88
4.3.1. Proceso de segmentación. 88
4.4. Mallado volumétrico y asignación de propiedades mecánicas 99
Conclusiones 103
Referencias bibliográficas 105
Anexos 111
Anexo A: Tutorial para la obtención del mallado volumétrico de un modelo virtual en Mimics a través del uso del software complementario 3-Matic 113

Lista de tablas

Tabla 1. Características de cada modalidad. 26
Tabla 2. Componentes de un archivo DICOM. 31
Tabla 3. Otras clasificaciones de maloclusiones. 52
Tabla 4. Diferencias de brackets estéticos. 62
Tabla 5. Características de la pulpa dental. 65
Tabla 6. Variación de las propiedades del hueso cortical 69
Tabla 7. Respuesta del LPD. 71
Tabla 8. Respuesta frente a fuerzas mantenidas 74
Tabla 9. Respuesta frente a fuerzas mantenidas 83
Tabla 10. Datos imágenes DICOM 87

UNIVERSITAS • STUDIORUM • PIURENSIS

Lista de figuras

Figura 1. Línea de tiempo de los hitos más relevantes en la historia de las imágenes médicas. 6
Figura 2. Primera radiografía de Wilhelm Roentgen. Mano izquierda de Anna Bertha Ludwing. 9
Figura 3. George Stibitz junto a su K-model (1939). 11
Figura 4. George Ludwig y el aparato que utilizó para detectar cálculos vesiculares. 11
Figura 5. John Wild. 12
Figura 6. Ganadores de Premio Nobel de Física de 1952. a) Felix Bloch. b) Edward Purcell. 12
Figura 7. Ganadores del Premio Nobel de Fisiología y Medicina en 1979. a) Allan Cormack. b) Godfrey Houndsfield 14
Figura 8. Equipos de Radiología digital directa. 15
Figura 9. Ganadores del Premio Nobel de Fisiología y Medicina en el 2003. a) Paul Lauterbur. b) Peter Mansfield. 16
Figura 10. Tomografías computarizadas. a) Primera TC. b) PET/TC de páncreas, actual. 17
Figura 11. Moldeo de protocolo de comunicaciones DICOM 22
Figura 12. Diagrama de bloques de una señal biomédica y su sistema de procesamiento de imágenes. 23
Figura 13. Efectos de reducir la resolución espacial. a) 200x200 píxeles. b) 100x100. c) 50x50. d) 25x25. 28
Figura 14. Efectos de modificar la cuantificación de la imagen. 29
Figura 15. Histograma para los niveles de intensidad de una imagen, con L= 64. 33

Figura 16. Técnicas de realce.a) Imagen original con su histograma, b) negativo de la imagen, c) cambio en el nivel de brillo. 35
Figura 17. Técnicas de realce. a) Imagen original con su histograma, b) binarización de la imagen, c) realce de contraste..... 36
Figura 18. Ejemplo de filtro promediador. a) imagen original. b) imagen contaminada con ruido. c) Imagen procesada con filtro promediador. 39
Figura 19. Ejemplo de filtro mediana. a) imagen original. b) imagen contaminada con ruido impulsivo. c) imagen procesada con un filtro de mediana. 39
Figura 20. Ejemplo de realce y detección de contornos. a) imagen original, b) realce de contornos obtenidos mediante el gradiente, c) realce de contornos obtenido mediante el operador de Roberts, d) Realce obtenido mediante el operador de Sobel, e) contorno resultante al procesar mediante un umbral de la imagen obtenida en d. 40
Figura 21.Ejemplo de segmentación, a) imagen original correspondiente a una ventriculografía, b) histograma,, c) segmentación obtenida mediante un umbral, d) forma del ventrículo obtenida luego de eliminar de manera automática los pixeles ruidosos de c. 42
Figura 22. Proceso de extracción de características visuales de una imagen 43
Figura 23. Artefactos encontrados en momias de la antigua Grecia. 48
Figura 24. Bandeau de Fauchard. 48
Figura 25. Clasificación de maloclusiones según Angle. 49
Figura 26. Maloclusión clase I. 51
Figura 27. Maloclusión clase II. 51
Figura 28. Maloclusión clase III. 51
Figura 29. Arco E. 53
Figura 30. Aparato pin y tubo. 53
Figura 31. Aparato arco cinta. 54
Figura 32. Arco de canto 54
Figura 33. Alicate de Angle..... 55
Figura 34. Alicate de How..... 55
Figura 35. Alicate Weingart. 56
Figura 36. Alicate Cinch Back. 56
Figura 37. Quadhelix. 57
Figura 38. Alicate de Jarabak. 57
Figura 39. Alicate escalera. 57

Figura 40. Alicate Bayoneta. 58
Figura 41. Alicate de corte distal con agarre. 58
Figura 42. Ligadura metálica conformada. 59
Figura 43. Pinza para sacar brackets. 59
Figura 44. Aparato ortodóntico removible 61
Figura 45. Brackets metálicos labiales. 61
Figura 46. Brackets metálicos. 62
Figura 47. Brackets cerámicos. 63
Figura 48. Brackets linguales. 63
Figura 49. Pulpa dentaria. 64
Figura 50. Tejidos del diente. 65
Figura 51. Tejidos duros del diente 66
Figura 52. Ensayo de McNamara realizado en el 2006 con 4 trabéculas de hueso vivo bajo el método de elementos finitos. 67
Figura 53. Modelo de elementos finitos utilizado en la investigación. 68
Figura 54. Comportamiento señal piezoeléctrica. 72
Figura 55. Experimento en un animal. 73
Figura 56. Biomecánica en ortodoncia. 75
Figura 57. Tercera Ley de Newton en ortodoncia. 77
Figura 58. Propiedades de la fuerza. 78
Figura 59. Momento de fuerza en ortodoncia. 78
Figura 60. Torsión de un alambre rectangular. 79
Figura 61. Movimiento dental no controlado. 80
Figura 62. Movimiento dental controlado. 81
Figura 63. Movimiento en cuerpo o traslación. 81
Figura 64. Movimiento de intrusión. 82
Figura 65. Movimiento radicular. 82
Figura 66. Interfaz de trabajo del software InVesalius. 86
Figura 67. Interfaz de trabajo del software Mimics. 87
Figura 68. Proceso de obtención de modelo 3D en Mimics. 88
Figura 69. Imágenes DICOM del paciente 89
Figura 70. Importación de las imágenes DICOM 90
Figura 71. Datos relevantes de las imágenes DICOM. 90

Figura 72. Elección de planos a utilizar en la segmentación. 91
Figura 73. Interfaz del programa. 91
Figura 74. Obtención de máscara con función Thresholding. 92
Figura 75. Vista 3D de la máscara dientes. 92
Figura 76. Uso de función región growing para eliminar pixeles flotantes. 93
Figura 77. Uso de función Edit Masks. 93
Figura 78. Modelo preliminar del maxilar superior. 94
Figura 79. Uso de función Multiple Slice Edit. 95
Figura 80. Función Interpolate (Interpolación de cortes). 95
Figura 81. Modelo del diente 96
Figura 82. Modelo del diente y hueso. 96
Figura 83. Obtención del hueso 97
Figura 84. Modelo del ligamento periodontal 98
Figura 85. Modelo final en Mimics. 98
Figura 86. Modelo "hueco" obtenido en Mimics en la interfaz del 3-Matic 99
Figura 87. Mallado volumétrico del diente. 100
Figura 88. Propiedades mecánicas referenciales. 100
Figura 89. Modelo volumétrico obtenido. 101
Figura 90. Ventana de asignación de propiedades mecánicas 101
Figura 91. Exportación a Ansys del modelo del diente del segundo premolar superior. 102

Introducción

Las imágenes médicas han tomado importancia en las últimas décadas, debido a los grandes avances tecnológicos que facilitan su procesamiento. Los equipos utilizados para la obtención de las imágenes son compatibles con softwares de computadora que ayudan a crear un archivo digital de estas, sin necesidad de rigurosos procesos.

En la ortodoncia moderna se está utilizando con más frecuencia las imágenes médicas de los pacientes para la realización de un diagnóstico del tratamiento a seguir, de igual manera, detectar el tipo de maloclusión presente.

Este trabajo está orientado a la obtención de un modelo virtual de un diente y su periodonto, haciendo uso de la tecnología CAD/CAE para procesar las imágenes tomográficas en formato DICOM *(Digital Imaging and Communications in Medicine).*

En la primera parte se presentará el estado de arte de las imágenes médicas, historia, las nuevas tecnologías utilizadas en la obtención y post procesamiento de estas.

En el segundo capítulo se explicará los principales fundamentos físicos y matemáticos usados en la obtención de las imágenes médicas.

Como tercera parte se tratará la biomecánica en la ortodoncia, así como parte de su historia y avances tecnológicos utilizados en el tratamiento ortodóntico.

Finalmente se detallará el proceso utilizado con las imágenes médicas para la obtención del modelo virtual(diente-periodonto), mostrando dicho modelo y las propiedades mecánicas asignadas a cada una de las partes.

UNIVERSITAS STUDIORUM PIURENSIS

Capítulo 1
Estado del arte de las imágenes médicas

Desde el descubrimiento de los Rayos X, el diagnóstico por imagen ha sido para la medicina una gran ayuda para el establecimiento del diagnóstico de los pacientes. Con el avance de las tecnologías y el desarrollo de nuevos equipos para la obtención de imágenes médicas, el clínico tiene a su alcance una gran cantidad de datos que le sirven de apoyo a la hora de establecer los diagnósticos[1].

El amplio uso de las imágenes médicas debido a su considerable reducción del costo del procesamiento digital de alta capacidad hace indispensable la familiarización del médico con los métodos y sistemas que le permitirán analizar y manejar esta gran cantidad de información de una manera rápida y eficiente. la llegada de los sistemas CAD a los hospitales y centros médicos en general, es lenta, pues, en ocasiones, supone un importante esfuerzo de aprendizaje por parte de los médicos especialistas al no contar con herramienta software accesible mediante una interfaz de sencilla de comunicación[2,3,4].

[1] Pereira, J. Fernández, M. Teijeiro, J. Lamelo, A. Vásquez – Naya, J. "Captura de datos e imágenes médicas generadas por equipos de diagnóstico por imagen. Diseño del Interface". Laboratorio de Imagen Médica y Diagnóstica Radiológica. Universidad La Coruña. Pág. 89 – 114.
[2] Universidad de Granada. "Anexo 1: Requerimientos de la herramienta para el estudio de imágenes médicas". Extraído de: https://www.ugr.es/~scgp/PERFIL/11/SERVIC.NEGOC/FC-1-11-SERV-DESARROLLO-PLATAFORMA-SOFTWARE-IMAGENES-MEDICAS-DPTO-TEORIA-SE%D1AL/FC-1-11-PPTECNICAS.pdf el día 26 de febrero del 2020.
[3] Selman, J. (2004). "Aplicaciones clínicas del procesamiento digital de imágenes médicas". Vol. 15(2).
[4] Centro de Apoyo a la Innovación Tecnológica (CAIT) (2015). "Imagen médica: Informe de vigilancia tecnológica". Universidad Politécnica de Madrid.

En este capítulo se pretende hacer una revisión bibliográfica sobre el desarrollo de la tecnología involucrada en las imágenes médicas, con el objetivo de conocer que se ha desarrollado y hacia dónde se dirigen las nuevas investigaciones respecto a esta temática.

1.1.Consideraciones generales

Se denominan imágenes médicas al conjunto de estudios, que, mediante la tecnología, obtienen y procesan imágenes del cuerpo humano. Su principal función es proporcionar al médico información necesaria para hacer un diagnóstico del paciente y así valorar su respuesta al tratamiento[5].

Actualmente, los estudios por imagen empleados con mayor frecuencia son: los rayos X, el ultrasonido, la tomografía computarizada (TC) y la resonancia magnética (RM).

Obtener imágenes médicas, según Restrepo (1998), consiste en capturar una imagen electrónicamente, convertirla a datos numéricos, almacenarla, recuperarla, manipularla e imprimirla.

En primer lugar, hace falta digitalizar, por ejemplo, las películas de rayos X. El dispositivo encargado de este procedimiento se conoce como digitalizador, el cual es un escáner de alta calidad. En otros casos, como en la resonancia magnética o el ultrasonido la digitalización consiste en convertir varias medidas lógicas a partir de análisis numérico.

Se pueden obtener imágenes digitales con cámaras de video o con cámaras CCD (Charge Couple Device).

Posteriormente, para visualizarlas, hace falta desplegar la imagen digital en un monitor de computador, por lo general, una pantalla de TV.

Los monitores de las computadoras producen imágenes de mayor calidad que una pantalla de televisión; sin embargo, es la tarjeta de video la que proporciona tal calidad. Los parámetros que influyen en la misma son: el tamaño del píxel, el color y la tasa de refrescamiento.

Actualmente, enfocados en los objetivos de las imágenes médicas (diagnóstico y tratamiento) se plantea mejorar la calidad de las imágenes, es decir, mejorar el contraste de la imagen original a través de ecuaciones o algoritmos para mejorar la nitidez en cuanto

[5] Raudales Díaz, I. (2014). “Imágenes diagnósticas: conceptos y generalidades”. Revista de la Facultad de Ciencia Médica. Pág. 35 – 43.

a la gama de colores para señalar partes afectadas que no se visualizaban en blanco y negro o para definir los bordes de las imágenes. Por otra parte, debe cuidarse el peso de los archivos obtenidos y comprimir los mismos, ya sea, sin pérdida de la imagen original o asumiendo pérdida de detalles, aunque sean mínimos.

Por todo lo descrito anteriormente, Restrepo (1998) concluye en su artículo: "Procesamiento de imágenes médicas", que es importante tener imágenes médicas confiables para realizar diagnósticos con alto grado de certidumbre.

1.2.Historia y evolución de las imágenes médicas

La medicina, como el resto de las actividades humanas se ha visto fuertemente influenciada por la investigación; lo que ha permitido que se consolide como una disciplina más científica y con gran utilización de la tecnología.

Hace un poco más de cien años que se descubrió cómo hacer una imagen del cuerpo humano combinando la fotografía con los rayos X.

Precisamente, Selman (2004) en su trabajo: "Aplicaciones clínicas del procesamiento digital de imágenes médicas" hace una revisión rápida sobre los hitos que marcaron el desarrollo de las imágenes médicas en el mundo. En su publicación comenta hechos como el premio Nobel de Física otorgado a W. Roentgen en 1901 por el descubrimiento de los Rayos X; los cuales, combinados con tecnología computacional produjeron en 1971 la primera imagen de Tomografía Axial Computarizada (TAC). Este descubrimiento le valió a su inventor Godfrey Hounsfield el Premio Nobel de Medicina en 1979.

Asimismo, en 1946, Feliz Block y Edward Purcell estudian la radiofrecuencia fundando las bases de la resonancia magnética. En 1952, ambos comparten el Premio Nobel de Física; y no fue hasta 1973 que Raymond Damadian introduce la Resonancia Magnética en el campo de la medicina. Los primeros equipos para aplicación clínica fueron instalados en 1983.

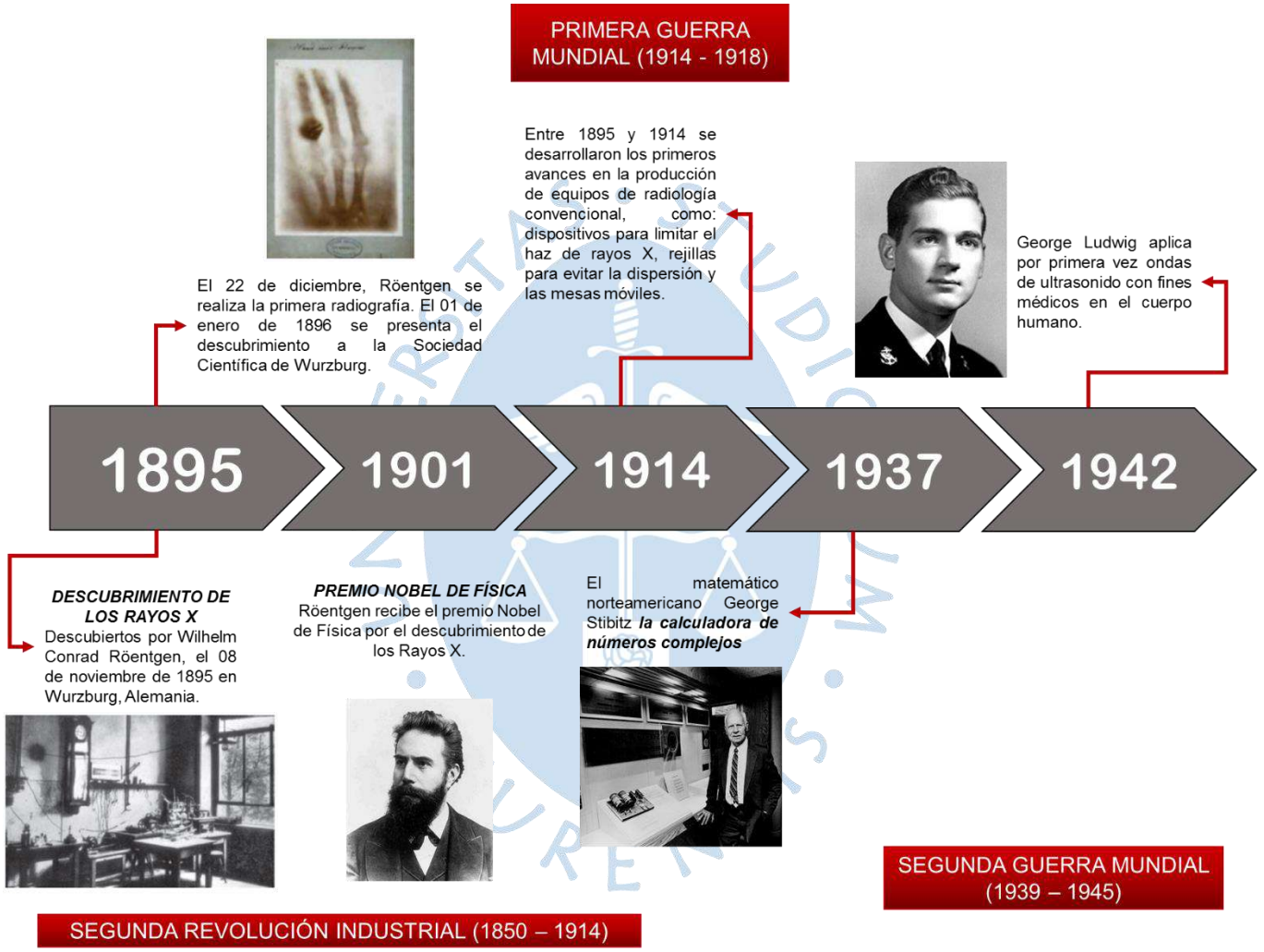


Figura 1. Línea de tiempo de los hitos más relevantes en la historia de las imágenes médicas.
Fuente: Elaboración propia con información recabada del trabajo de Martínez, Esplugas, Estradas y Capdevilla y del artículo de Marcelo Galvez.

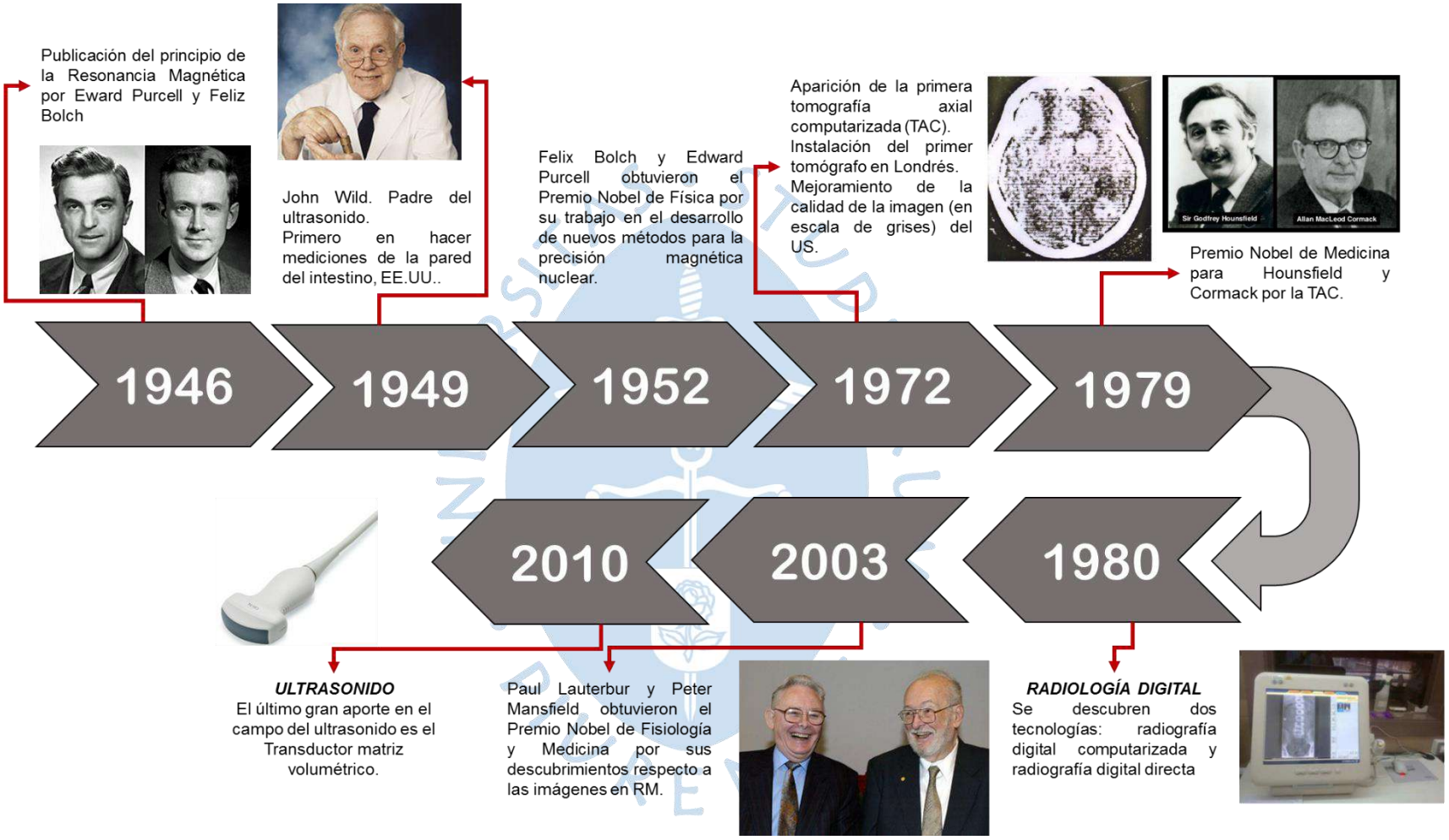


Figura 1. Línea de tiempo de los hitos más relevantes en la historia de las imágenes médicas. (continuación)
Fuente: Elaboración propia con información recabada del trabajo de Martínez, Esplugas, Estradas y Capdevilla y del artículo de Marcelo Galvez.

Para poder situar la historia y rescatar los hechos más relevantes de las imágenes médicas se ha elaborado una línea de tiempo que se muestra en la Figura 1[6,7].

Históricamente, es importante destacar que el inicio de las imágenes médicas se vio influenciado por la segunda revolución industrial.

La segunda revolución industrial se desarrolló entre 1850 y 1914 y abarcó Europa occidental, Estados Unidos y Japón. Se produjo gracias a la electricidad y al petróleo que permitieron la aparición de la industria electromecánica, química y automovilística.

En este primer período de revolución, el 08 de noviembre de 1895, en la ciudad alemana de Wurzburg, el físico Wilhelm Conrad Röentgen descubre los Rayos X al experimentar con un tubo de rayos catódicos cubiertos con papel negro y en una sala oscura. Se les denominó así por no saber su exacta naturaleza.

Este hallazgo fue el inicio de la radiología y sentó las bases para desarrollos futuros[8]. El 22 de diciembre de 1895, Röentgen obtiene la primera radiografía con ayuda de su esposa, como se muestra en la Figura 2.

[6] Noguera Martínez, A. Monserrat Esplugas, E. Estrada, P. Capdevilla, A. (2012). Evolución de la Imagen Médica Radiológica desde Röentgen hasta la Digitalización. Sociedad Española de Radiología Médica (SERAM).
[7] Galvez, M. (2013). Algunos hitos históricos en el desarrollo del diagnóstico médico por imágenes. Revista Médica Clínica Condes. 24(1) 5 – 13.
[8] Passarielo, G. Mora, F. (1995). Imágenes Médicas: Adquisición, análisis, procesamiento e interpretación. Venezuela: Equinoccio, Ediciones de la Universidad Simón Bolívar.

Figura 2. Primera radiografía de Wilhelm Roentgen. Mano izquierda de Anna Bertha Ludwing.
Fuente: Imagen extraída del artículo: "Anna Bertha Roentgen: La mujer detrás del hombre"[9].

Martínez et. al. (2012) agregan que la primera demostración pública de los Rayos X ocurrió el 23 de enero de 1896 delante de una larga y selecta audiencia, la Sociedad Científica de Wuzburg. Se le concedió el grado de *doctor honoris causa* en Medicina y obtuvo el Premio Nobel en 1901, en reconocimiento a los extraordinarios servicios por el descubrimiento de los Rayos X.

En 1912, la tragedia del trasatlántico británico *Titanic* hizo pensar que era necesario desarrollar una tecnología que permitiera detectar objetos bajo el agua, idea que posteriormente deriva en el origen de la ecografía[10].

Entre 1895 y 1914, afirma Gálvez (2013), se obtuvieron los primeros avances en la producción de equipos de radiología convencional, como los dispositivos para limitar el haz de rayos X, las rejillas para evitar la dispersión y las mesas móviles.

[9] García, D. García, C. "Anna Bertha Roentgen: La mujer detrás del hombre". Revista chilena de cardiología. 11(4). 179 – 181.
[10] *Ibídem* Galvez, M. (2013).

El siguiente hecho histórico relevante es la Primera Guerra Mundial entre 1914 y 1918. Pese a este conflicto bélico, se lograron algunos avances, como la utilización de equipos portátiles rayos X desarrollados por Marie Curie[11], de gran utilidad para la visualización de estructuras óseas y localización de fragmentos de bala[12]. Otro logro en la radiología se relacionó con la disminución de la dosis de radiación a partir de la primera película radiológica de doble capa. Esta película mejoró, además, la calidad de la imagen.

Después de terminada la Primera Guerra, se comenzó la instalación de equipos de rayos en la mayor parte de hospitales.

En la década de 1920 se produjeron importantes avances, entre ellos: el aumento de potencia de los equipos estáticos y el desarrollo del primer equipo dual, que permitía realizar tanto radiografías como radioscopias (1926).

Respecto de la protección contra la radiación, se inventaron los dosímetros para personas y los roentgenómetros, que medían la radiación invisible, emitida por los equipos.

Durante los años 30, los cálculos matemáticos aún se hacían manualmente. En 1937, George Stibitz, matemático norteamericano desarrolla la *calculadora de elementos complejos*, por lo que se le considera padre del primer computador digital, la misma que aparece como tal por primera vez en 1945. Cuatro décadas más tarde, esta nueva tecnología revolucionaría la radiología a través de la Tomografía Computarizada y la Resonancia Magnética. En la Figura 3, se puede apreciar a Stibitz junto a su K-Model o máquina digital en relés y válvulas.

El siguiente hito importante es la Segunda Guerra Mundial (1939 – 1945). Durante este acontecimiento se desarrolló tecnología que posteriormente, fue empleada por la Medicina. Entre los logros relevantes del período posguerra (segunda mitad de los 40) se encuentran: la invención del intensificador de imágenes que aumenta a 1000 veces la luminosidad de la fluoroscopía y la primera reveladora automática que requería de al menos 40 minutos para procesar una placa.

[11] García, C. García, D. "Marie Curie: Una gran científica, una gran mujer". Revista chilena de Radiología. 12 (3); 139 – 145.
[12] Van Tiggelen, R. (2012) "Contributions of radiology to surgery. A history older than a century". Sci Med. 46(2); 175 – 181.

Figura 3. George Stibitz junto a su K-model (1939).
Fuente: Imagen extraída de http://www.tugurium.com/gti/termino.php?Tr=Stibitz%2C%20George%20R.

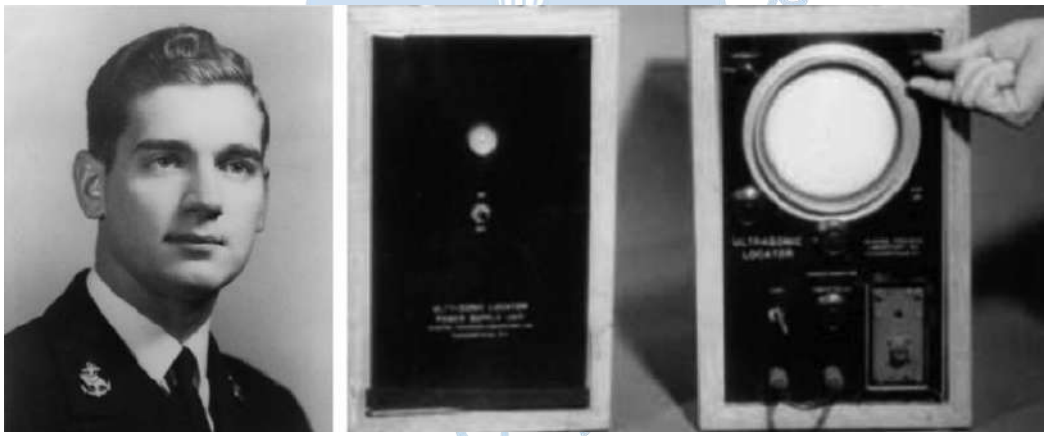


Figura 4. George Ludwig y el aparato que utilizó para detectar cálculos vesiculares.
Fuente: Imagen extraída de https://www.researchgate.net/figure/Figures-5-6-5-Photograph-of-George-D-Ludwig-1922-1973-an-American-physician_fig9_274262868

Después de la invención del radar y el sonar se planteó la utilización del ultrasonido para la visualización de órganos internos[13]. No fue hasta finales de los años 40 que George Ludwig aplica ondas de ultrasonido con fines médicos en el cuerpo humano, empleando el equipo que se muestra en la Figura 4. Sin embargo, se considera al británico John Wild como padre del ultrasonido (Figura 5), pues, fue el primero en hacer mediciones de la pared del intestino en 1949.

[13] Ortega, D. Seguel, S. (2004). "Historia del Ultrasonido: el caso chileno". Revista chilena de Radiología. 10(2); 89 – 92.

Figura 5. John Wild.
Fuente: The New York Times, extraído de: https://www.nytimes.com/2009/10/07/health/07wild.html

En 1952, Felix Bolch y Edward Purcell (Figura 6), obtienen el Premio Nobel de Física por su trabajo en el desarrollo de nuevos métodos para medición de la precisión magnética nuclear, considerándose las bases de la Resonancia Magnética.

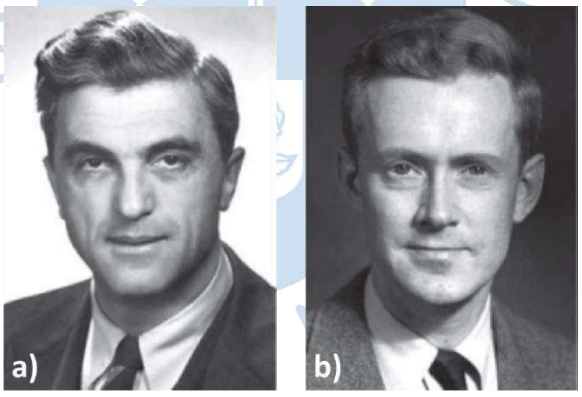


Figura 6. Ganadores de Premio Nobel de Física de 1952. a) Felix Bloch. b) Edward Purcell.
Fuente: Extraído de: http://www.nobelprize.org

En 1956, Allan Cormack, intrigado por saber cómo calcular la dosis de Rayos X necesaria para radioterapia, realiza estudios que terminan en la publicación de las bases de la Tomografía Computada, en 1963.

Durante la década de los 70, continúa Gálvez (2013), se producen acontecimientos que marcaron una inflexión en la medicina, lográndose la sinergia entre la radiología y la informática.

En 1970, Godfrey Housfield obtiene la primera imagen *in vitro* de tomografía computada[14]. Dos años más tarde, se instala el primer tomógrafo computado clínico en el Hospital Atkinson Morley de Londres.

Sobre la Tomografía Axial Computarizada, Martinez et. al. (2012), afirman que ha sido la invención más importante en el diagnóstico por imagen después de los RX.

Por su parte, Gálvez (2013) documenta que En el año 1971 el Dr. Raymond Damadian publicó el primer trabajo de resonancia magnética que permitía distinguir tejido tumoral del normal *in vivo*. Sin embargo, no fue hasta 1973 que Paul Lauterbur describió este procedimiento. este trabajo fue posible gracias al estudio previo de Hounsfield y es la técnica empleada por los resonadores en la actualidad.

El 16 de marzo de ese mismo año, Lauterbur publica la primera imagen de resonancia magnética de dos tubos capilares de un animal. La técnica empleada por el químico americano requería dos horas para producir una sola imagen, por lo que se hacía poco factible su utilización *in vivo*. En 1976, transformando matemáticamente las señales, Peter Mansfield obtiene la primera imagen de resonancia del cuerpo humano, que correspondía al dedo de su estudiante el Dr., Andrew Mudsley y que fue publicada en 1977.

Comercialmente, la primera resonancia magnética que desarrollada por el Dr. Damadian el 3 de julio de 1977 en su máquina Indomitable. El Dr. Damadian formó su propia empresa para la producción de resonadores magnéticos, a la que llamó FONAR.

Allan Cormack y Godfrey Housfield recibieron el Premio Nobel de Fisiología y Medicina en 1979 por su trabajo: “Desarrollo de la Tomografía Computada”. (Ver Figura 7).

[14] Soffia, P (2000). “Historia de la radiología: pasado, presente, futuro de la Tomografía Axial Computada”. Revista chilena de Radiología. 6(3); 120 – 125.

Figura 7. Ganadores del Premio Nobel de Fisiología y Medicina en 1979. a) Allan Cormack. b) Godfrey Houndsfield
Fuente: Extraído de: http://www.nobelprize.org

En la década de los 80, se empiezan a desarrollar los detectores de la radiografía digital, aunque estos no fueron una realidad sino hasta principios de la siguiente década.

En esta década (1980), la radiología se enfrenta a un problema importante: las imágenes tenían formato propio, lo que impedía poder verlas en un equipo diferente al de su obtención con el uso de otro equipo; por lo que en 1983, la ACR (*American College of Radiology*) y la NEMA (*National electrical Manufacturers Association)* consolidaron un estándar de visualización, impresión, almacenamiento y transmisión de las imágenes médicas: el protocolo DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*).

El protocolo DICOM fue publicado por primera vez en 1985 y sigue actualizándose hasta hoy.

Durante los 90 se produjeron dos tecnologías de radiología digital: la Radiología Computada (CR, *Computer Radiography*) y la Radiografía Digital Directa (DR, *Digital Radiography*), como se muestra en la Figura 8.

Los dos principales sistemas de detectores usados en la radiología digital son las pantallas fosforescentes fotoestimulables, en el caso de la CR y el panel plano (fat -planel) en estado sólido, en el caso de la DR.

La Radiografía Digital Directa proporciona imágenes en un tiempo mínimo y de mucha mejor calidad que los sistemas convencionales, incluso que la Radiología Computada, además supone un ahorro económico anual[15].

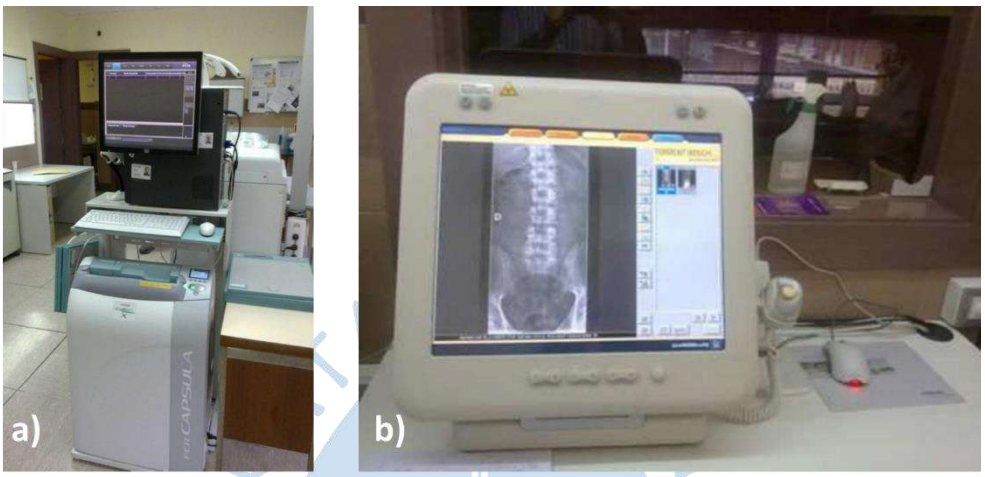


Figura 8. Equipos de Radiología digital directa.
a) Radiología digital computarizada (CR).
b) Radiología digital directa (DR).
Fuente: Martínez et. al. (2012).

En el 2003, Paul Laiterbur y Peter Mansfield (Figura 9)obtienen el Premio Nobel de Fisiología y Medicina por los descubrimientos relacionados a las imágenes de Resonancia Magnética. Este premio generó una controversia pues Damadian no fue incluido, pese a que Lauterbur y Mansfield trabajaron sobre sus ideas.

A partir de este momento hasta la actualidad, se ha buscado mejorar la rapidez y calidad de imagen, avanzando hacia equipos de tomografía más rápidos y con menos radiación y resonadores más poderosos. Tal es el caso de la Tomografía computarizada helicoidal multicorte, desarrollada en 2001, la cual es considerada la mayor innovación ha sido respecto a las TC.

[15] *Ibídem.* Noguera, Monserrat, Esplugas, Estrada. (2012).

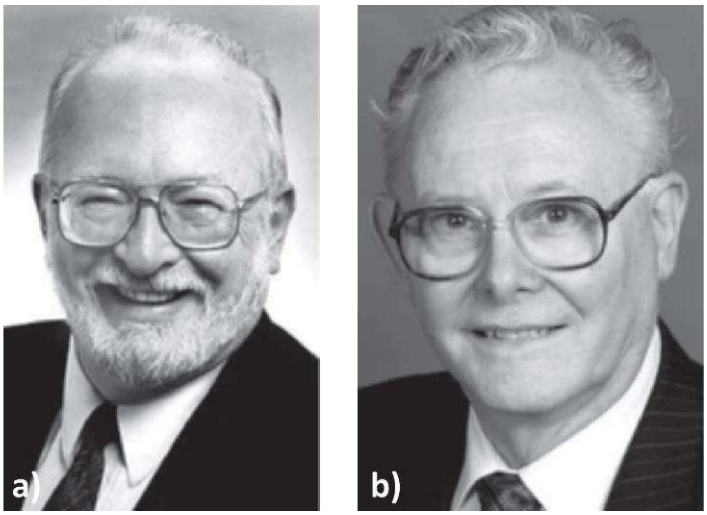


Figura 9. Ganadores del Premio Nobel de Fisiología y Medicina en el 2003. a) Paul Lauterbur. b) Peter Mansfield.
Fuente: Extraído de: http://www.nobelprize.org

En el año 2009, en el campo de los sistemas de comunicación y archivos de imágenes, se premia con el Nobel de Física a Charles Kao, Willian Boyle y George Smith.

En lo que respecta a los ultrasonidos, la última innovación es el transductor matrix volumétrico, incorporado en 2010.

Las técnicas actuales de fusión de imágenes médicas permiten un análisis e integración por diferentes equipos de radiología y medicina nuclear: TC, RM, SPECT (tomografía computarizada por emisión de fotón único), PET (tomografía por emisión de positrones), dando lugar a una imagen única que facilita la interpretación[16].

En la Figura 10 se observa cómo han cambiado las tomografías con el paso del tiempo. En la parte izquierda de la figura se muestra la primera tomografía sacada en 1971 en la que se aprecia metástasis cerebrales. A la derecha, una PET/TC abdominal realizada con 2-deoxi-2(18F) Fluoro-DGlucosa en la detección de malignidad en una neoplasia mucinosa papilar intraductal del páncreas.

[16] *Ibídem.* Noguera, Monserrat, Esplugas, Estrada. (2012).

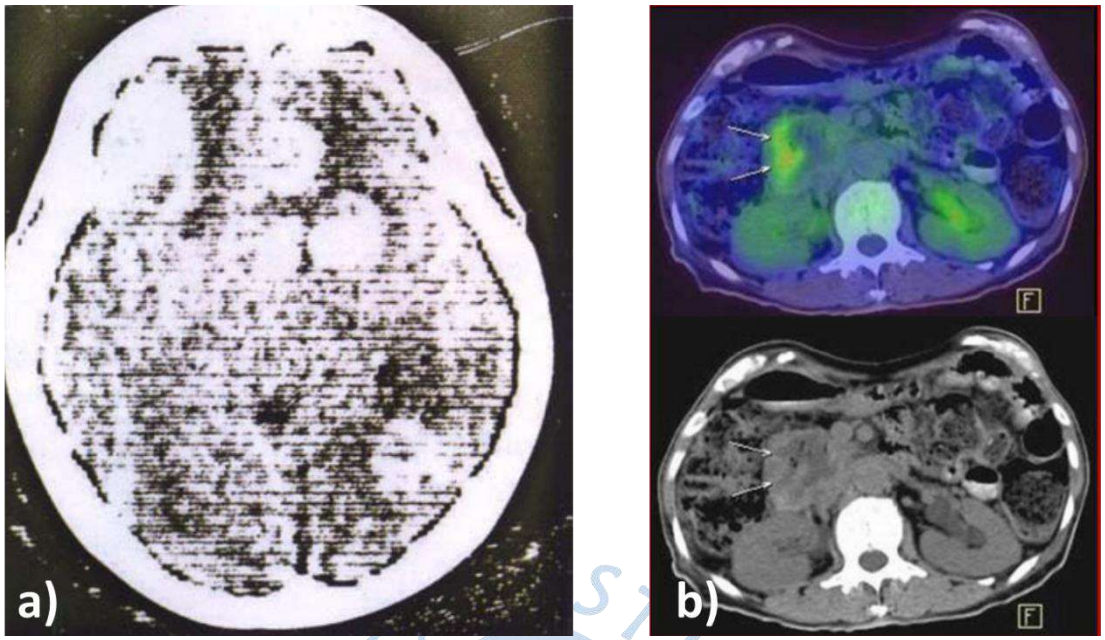


Figura 10. Tomografías computarizadas. a) Primera TC. b) PET/TC de páncreas, actual.
Fuente: Martínez et. al. (2012).

1.3.Clasificación de las imágenes médicas

De acuerdo a la técnica empleada, las imágenes médicas se clasifican:

- Técnicas basadas en *radiaciones ionizantes*, que comprenden Rayos X, Tomografía Computarizada (TC) y Medicina Nuclear (MN)
- Técnicas *no ionizantes*, como la Resonancia Magnética Nuclear (RMN) y los Ultrasonidos (US).

A continuación, se describirán los cuatro tipos de imágenes médicas que se emplean con mayor frecuencia.

1.3.1.Rayos X.

Los Rayos X son un tipo de radiación electromagnética ionizante que debido a su pequeña longitud de onda (1 o 2 Amperios), tienen capacidad de interacción con la materia. Los equipos radiológicos convencionales están compuestos, fundamentalmente por un tubo de Rayos X, un generador de radiación y un detector de radiación.

En la actualidad, las radiografías pueden realizarse de manera convencional o de manera digital.

La radiología digital, por su parte, puede obtenerse de manera digital o digitalizada; la diferencia entre ambos métodos consiste en que la imagen digitalizada se obtiene mediante el escaneo o la captura fotográfica de una placa radiográfica, mientras que las

radiografías digitales se obtienen mediante la captura digital directa de la imagen para convertir los Rayos X en señales electrónicas[17].

Passarielo y Mora (1995), comentan que los Rayos X se emplean como ayuda diagnóstica en el campo médico, especialmente, en los sistemas esquelético, respiratorio, gastrointestinal, urinario y cardiovascular[18].

1.3.1.1.Efectos.

Bayo (2001) clasifica los efectos que produce la radiación en dos clases:

- Efectos no estocásticos o deterministas. Solo se producen cuando la dosis alcanza un valor umbral determinado, su gravedad depende de la dosis recibida y su aparición es inmediata, por ejemplo: radiodermitis, cataratas.
- Efectos estocásticos. No precisan umbral, la probabilidad de que aparezcan aumenta con la dosis y suelen ser graves y de aparición tardía, como en el caso del cáncer radioinducido.

Para reducir esos riegos se deben reducir las dosis que se reciben y la exposición innecesaria a las radiaciones.

1.3.1.2.Contraindicaciones y riesgos.

Riesgo teragénico y cancerígeno ´por lo que se evita en mujeres embarazadas y pacientes pediátricos.

Desde su descubrimiento, los rayos X se han estudiado ampliamente, hasta que en se llegó a la conclusión que la radiactividad, denominada así por Marie Curie, causaba daños a la salud, ya que se observaron problemas de depilación, eritemas, quemaduras o muertes prematuras en las personas que empleaban tubos de Rayos X y materiales radioactivos en sus investigaciones[19].

1.3.2.Ultrasonido.

Se define como una serie de ondas mecánicas, generalmente longitudinales, originadas por la vibración de un cuerpo elástico (cristal piezoeléctrico) y propagadas por un medio

[17] Fernández, M. (2013). "Radiología digital". Tec. Rad. 83: 22 – 24.
[18] Passarielo, G. Mora, F. (1995). "Imágenes Médicas: Adquisición, análisis, procedimiento e interpretación". Venezuela.
[19] Arias, C (2006). "La regulación de la protección radiológica y la función de las autoridades de la salud". Rev. Panam. Salud Pública. 20 (2/3): 188 – 97.

material (tejidos corporales), cuya frecuencia supera la del sonido audible por el humano[20].

De acuerdo a Segura *et. al.* (2014), los equipos ecográficos están formados por un transductor, sonda o botón de ganancia y los botones de curva de ganancia y los parámetros involucrados en su funcionamiento son: la frecuencia, la velocidad de propagación, interacción del ultrasonido con los tejidos, ángulo de incidencia, atenuación, frecuencia de repetición de pulsos[21] .

Son usados en oftalmología, ginecología y obstetricia, así como, sistemas cardiovasculares y genitourinarios, incluyendo glándulas mamarias, área abdominal, entre otros.

Vives Iglesias (2007) resalta que el ultrasonido tiene muchas ventajas sobre la radiografía: ausencia de radiación, excelente visualización de tejidos blandos y diferenciación entre sólidos y líquidos, las ecografías pueden repetirse sin peligro alguno, son más económicas y pesan menos que un computador portátil; por lo que son usadas de forma masiva[22].

La clasificación de los ultrasonidos, desde el punto de vista de Pineda *et al.* Se hace de la siguiente manera:

- Modo A o amplitud, se empleó inicialmente para distinguir entre estructuras quísticas y sólidas y se utilizó para representar gráficamente una señal.
- Modo M, se emplea para las estructuras de movimiento como el corazón; se realiza una representación gráfica de la señal, la amplitud es el eje vertical, el tiempo y la profundidad son el eje horizontal
- Modo B, modalidad empleada en todos los equipos de ecografía en tiempo real.

En la actualidad, la ecografía Doppler es una técnica utilizada por parte del personal médico.

[20] Piñeda Villaseñor, C. Macías Palaciones, M. Bernal Gonzalez, A. (2012). "Principios físicos básicos del ultrasonido". Invest. Dis. 1(1): 25 – 34.
[21] Segura, A. Saez – Fernández, A. Rodríguez – Lorenzo, A. Díaz – Rodríguez, N. (2014). "Introducción a la técnica ecográfica: Principios físicos, lenguaje ecográfico". Semergen, 40(1): 42 – 46.
[22] Vives Iglesias, A. (2007). "Ultrasonido diagnóstico. Uso y relación con las competencias profesionales". Rev. Cubana Med. Gen. Integr. 23(3): 1- 16.

1.3.3.Tomografía computarizada.

Técnica asistida por computador que permite general una imagen de una sección o plano cualquiera del sujeto, moviendo mecánicamente la fuente de radiación y/o el receptor.

Es empleada para obtener estudios de la cabeza, aparato respiratorio, área abdominal, sistema genitourinario, miembros superiores e inferiores, sistema musculo esquelético entre otros.

Las primeras imágenes de tomografía reconstruidas con el primer escáner desarrollado contaban con una baja resolución espacial, una matriz de 80x80 pixeles, y tardaba nueve horas en total para cubrir un cerebro humano[23].

Entre sus ventajas, Montero (2008), remarca que las TC se obtienen imágenes exactas no invasivas. Su uso es sencillo, rápido y menos constante. Los inconvenientes, se relacionan con la dosis de radiación efectiva.

1.3.4.Resonancia magnética.

Es una técnica que consiste en la obtención de imágenes detalladas de órganos y tejidos internos a través del uso de campos magnéticos utilizando grandes imanes, ondas de radiofrecuencia y una computadora para la producción de imágenes. Su aplicación condujo al desarrollo de una nueva modalidad conocida como resonancia magnética funcional, la cual provee una herramienta sensitiva, no invasiva para el mapeo de activación de la función del cerebro humano, a través de la medición de cambios locales en el flujo sanguíneo[24].

Sus componentes fundamentales son: un imán creador del campo electromagnético, un sistema de radiofrecuencia, un sistema de adquisición de datos, un ordenador para analizar las ondas y representar la imagen y el equipo de impresión para imprimir la placa[25].

---

[23] Ramírez Giraldo, J. Arboleda Clavijo, C. MnCollough, C (2008). "Tomografía computarizada por Rayos X: Fundamentos y actualidad". Rev. Ing. Biom.. 2(4): 13-31.

[24] Caicedo, O. Aldana, C. (2009). "Resonancia magnética funcional: Evolución y avances en clínica. Tecnura Con Ciencia. 13(25): 88 – 103.

[25] Pebet, N. (2004). "Resonancia Nuclear Magnética [En Internet]". Actas del XIII Seminario de Ing. Biomédica de la República Oriental de Uruguay, Montevideo. Extraído de http://www.nib.fmed. edu.uy/Pebet.pdf el día 2802/2020.

Respecto a sus ventajas, el autor Montero Rodríguez (2008), resalta:

- No usa radiación ionizante, reduciendo riesgos de mutaciones celulares o cáncer.
- Permite cortes muy finos (1/2 mm o 1 mm) e imágenes detalladas, logrando observar estructuras anatómicas no apreciables con otro tipo de estudio.
- Permite la adquisición de imágenes multiplanares (axial, sagital, coronal) sin necesidad de cambiar de postura al paciente.
- Detecta muy rápidamente los cambios en el contenido tisular del agua
- No causa dolor al paciente.
- El paciente tiene comunicación en todo momento con el médico.

Keats y Sistrom (2002) señalan que dentro de las contraindicaciones para realizar RM están:

- Pacientes con dispositivos cardíacos
- Implantes cocleares
- Prótesis valvulares cardíacas no – RM compatibles
- Cuerpos extraños metálicos en lugares con riesgo vital (ojo, cerebro, hígado, grandes vasos).

Ahualli (2010) describe a la RM como técnica en continua expansión tecnológica, por lo que sus aplicaciones son crecientes y están en constante evolución. Actualmente, la RM tiene un papel fundamental en el tratamiento de numerosas enfermedades con importante impacto social y económico como el cáncer, las enfermedades cardiovasculares, neurológicas y las del sistema musculoesquelético.

1.4.Estándar DICOM

El estándar DICOM o *Digital Imaging Communications in medicine* fue desarrollado para permitir a los usuarios de equipos de imágenes médicas, conectar diferentes dispositivos para compartir recursos

La Asociación Americana de Radiología y la Asociación Nacional de Manufactura Eléctrica, formaron un comité junto a otras organizaciones de estandarización, incluyendo al CN TC251 en Europa, JIRA en Japón y tras como, IEEE, HL7 y ANSI, en Estados Unidos. Este documento está estructurado en parte usando las líneas maestras en el documento ISO/IEC.

En la Figura 11 se puede ver el sistema operando en condiciones estándar. Este sistema de modelización, basado en la representación del mundo real mediante entidades y sus relaciones faciliten que los usuarios, tanto vendedores como clínicos comprendan el estándar.

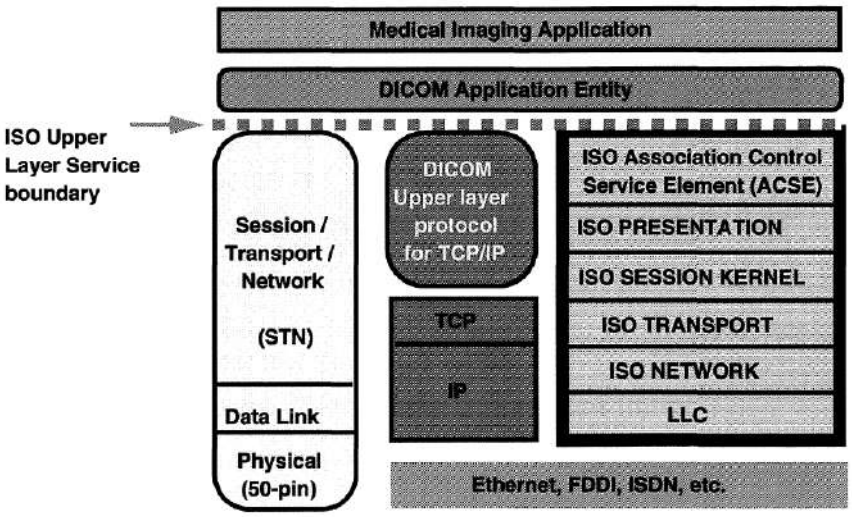


Figura 11. Moldeo de protocolo de comunicaciones DICOM
Fuente: Pereira, Fernández j. Teijeiro, J. Lamelo, A. Vásquez – Nay

Capítulo 2

Fundamentos físicos y matemáticos de las imágenes médicas

Actualmente, la captura y uso de imágenes médicas se ha incrementado en el campo clínico debido a que son una fuente de información muy confiable y por la gran disponibilidad de dispositivos que soportan la captura de imágenes médicas[26].

Como se vio en el Capítulo 1, existen diferentes tipos de imágenes médicas. Su información y lectura dependen principalmente del origen de la imagen y del mecanismo empleado para capturarla. Los principios físicos involucrados en su proceso de adquisición y las herramientas matemáticas usadas para extraer información de diagnóstico importante determinan, precisamente, esta diferenciación.[27,28]

Figura 12. Diagrama de bloques de una señal biomédica y su sistema de procesamiento de imágenes.
Fuente: Najarian & Splinter (2016).

El procedimiento de medición y procesamiento biomédico implica identificar las propiedades físicas relevantes del sistema biomédico a través de sensores. Una vez que un sensor registra una señal biomédica, debe pre – procesarse y filtrarse, debido a la presencia de ruido indeseable que se encuentra combinado con la señal biomédica

[26] Roa Martínez, S. Gregorio Vidotti, S. Vicentini Jorente, M. (2016). "Representación conceptual de imágenes médicas digitales: Integración de Contexto y Contenido Visual". Revista General de Información y Documentación. Extraído de: http://dx.doi.org/10.5209/RGID.54719
[27] Medina, R. Bellera, J. "Bases del procesamiento de imágenes médicas". Universidad de Los Andes. Venezuela.
[28] *Ibídem*. Medina, R. Bellera, J.

relevante[29]. En la Figura 12 muestra el diagrama de bloques que sintetiza este procedimiento

En este capítulo se van a describir los principios físicos y matemáticos sobre los que se apoyan los diferentes tipos de imágenes médicas.

2.1.Imagen médica digital

Una imagen digital se define como la representación bidimensional de una imagen utilizando bits (unos y ceros) que se obtiene a través de dispositivos de conversión analógico-digital.

Este arreglo de dos dimensiones (2D) se puede denotar como f (x, y), donde cada punto se denomina píxel. Tiene un tamaño de NxM pixeles en donde N corresponde al ancho de la imagen y M corresponde al largo de la imagen[30].

El valor de f (x, y) de la posición (x, y) es llamado nivel de gris y es un entero no negativo[31]. Dependiendo del procedimiento de digitalización utilizado, los valores de nivel de gris pueden tener distintos rangos: 0-255 (8bits), 0-511(9bits), 0-1023 (10bits), 0-2047 (11bits), 0-4095 (12bits). En la Tabla 1 se observan las distintas características de cada modalidad[32].

Aplicado al campo clínico, Martinez *et al*. (2016), afirman que es un conjunto de técnicas y procesos usados para crear imágenes del cuerpo humano, o partes de él, con propósitos clínicos (procedimientos médicos que buscan revelar, diagnosticar o examinar enfermedades) o para la ciencia médica (incluyendo el estudio de la anatomía normal y función)[33]"

A esta última definición, Graffina & Romo (2003), agregan que es la representación de una imagen obtenida utilizando diferentes procedimientos: proyecciones radiológicas convencionales (RX), ultrasonografía, tomografía computada, o resonancia magnética nuclear.

---

[29] Najarian K. Splinter, R. (2006). "*Biomedical signal and image processing"*. Pág. 9. Editorial CRC Press.
[30] *Ibídem*. Medina, R. Bellera, J.
[31] Los niveles de gris casi siempre se configuran como números enteros no negativos (en oposición a los números reales). Esto ahorra mucho espacio de almacenamiento digital (por ejemplo, espacio en disco) y agiliza el procesamiento de imágenes de manera significativa. (Najarian & Splinter, 2016).
[32] *Ibídem.* Graffina. Romo (2003).
[33] Imagenología (2012). "Concepto de imagenología". Revisado en: http://imagenologiacr.blogspot.com.br/2012/04/concepto-de-imagenologia.html .

2.1.1.Características de las imágenes médicas digitales.

Najarian & Splinter (2006) señalan algunas características de las imágenes médicas digitales, las cuales se comentan a continuación[34]:

2.1.1.1.Captura de imágenes

Para capturar imágenes médicas, se emplean sensores de diferentes propiedades físicas de los materiales (incluida la intensidad de la luz y el color) para registrar información anatómica y funcional sobre el tejido en estudio.

Cada tecnología médica utiliza un conjunto diferente de propiedades físicas de los tejidos vivos para generar una imagen. Por ejemplo, mientras que la resonancia magnética se basa en la prosperidad magnética de un tejido, la tomografía computarizada se basa en la interacción entre los rayos de rayos X y los tejidos biológicos para formar una imagen.

2.1.1.2.Representación de imágenes

Todas las imágenes médicas se representan como imágenes digitales. Estas pueden ser: imágenes en nivel gris o en color.

En una imagen de nivel de gris, la intensidad de la luz o el brillo de un objeto que se muestra en las coordenadas (x, y) de la imagen se representa mediante un número llamado "nivel de gris". Cuanto mayor sea el número de nivel de gris, más brillante será la imagen en el punto de coordenadas (x, y); mientras que un punto con el nivel de gris de cero es un punto completamente oscuro.

[34] *Ibídem.* Najarian K. Splinter, R. (2006).

Tabla 1. Características de cada modalidad.

Modalidad	Objeto de estudio	Energía transmitida	Propiedad medible	Energía recibida	Método de detección	Procesamiento	Visualización	Tamaño NxM (pixeles)	Niveles de gris	Bits por pixel
Radiología convencional	Tejido duro y blando	Rayos X	Absorción	Rayos X	Placas	Químico	Placas	Mod. Analógica		
Tomografía computada	Tejido duro y blando	Rayos X	Absorción	Rayos X	Detectores	Transformada de radón	Monitor y placas	512x512	4096	12
Ultrasonido	Tejido blando	Sonido	Reflexión	Sonido	Cristal piezoléctrico	Barrido en espacio y tiempo	Video, monitor, impresión	512x512	256	8
Doppler	Flujo sanguíneo	Sonido	Dispersión	Sonido (variación frecuencial)	Cristal piezoléctrico	Barrio en espacio, tiempo y frecuencia	Video, monitor, impresión	512x512	256	8
Resonancia magnética nuclear	Tejido blando	RF	Respuesta a la señal de resonancia magnética	RF	Antenas	Transformada de Fourier	Monitor y placas	256x256	4096	12
Resonancia digital computada	Tejido duro y blando	Rayos X	Absorción	Rayos X	Detectores	Conversión A/D	Monitor y placas	4000x2000	4096	12
Endoscopía	Órganos internos	Luz visible	Reflexión	Luz visible	Cámara	Digitalización	Monitor e impresión	512x512	2^{24} colores	24
Microscopía	Muestras	Luz visible	Transmisión	Luz visible	Cámara	Digitalización		512x512	2^{24} colores	24
Medicina nuclear	Funcionalidad orgánica		Número de desintegraciones	γ,β	Escintilación CCD Placas	Análisis de eventos	Monitor e impresión en placas y otros	128x128	65536	16

Fuente: Graffigna, J. Romo, R.

2.1.1.3.Histograma de imagen

Es una característica estadística de las imágenes, que se relaciona con la distribución de los pixeles en las imágenes digitales.

Se obtiene a partir de la Ecuación 1.

$$p(r) = \frac{n(r)}{n}$$ Ecuación 1

Y está definido por la gráfica de p (r) vs. r; donde:

p(r): Frecuencias normalizadas de cada píxel

r: Nivel de gris de cada pixel

Suponiendo que el nivel de gris de todos los píxeles en una imagen pertenece al intervalo [0, G - 1], donde G es un número entero.; y, en consecuencia, r es un número entero que se mueve en el intervalo: $0 \leq r \leq (G - 1)$.

2.1.2.Calidad de la imagen

Para Graffina & Romo (2003) la calidad de la imagen está caracterizada por tres parámetros:

- Resolución espacial. Es una medida del número de pixel usados para representar la estructura.

- Resolución de densidad. Es el número total de niveles de gris discretos en una imagen digital.

- Relación señal a ruido. Una relación elevada indica una imagen agradable al ojo, y, por tanto, con una buena calidad de imagen.

Sobre estos parámetros, los autores agregan, que deben ser ajustados de acuerdo a los requerimientos del diagnóstico. Sin embargo, es importante resaltar que a mayor resolución espacial y/o de densidad, mayores serán la capacidad de memoria necesaria, y el tiempo de procesamiento y transmisión de la imagen[35].

[35] *Ibídem.* Graffina. Romo (2003).

En las Figuras 13 y 14 se muestra el efecto de reducir los parámetros de resolución espacial y resolución de densidad.

La Figura 13 corresponde a una imagen obtenida de un ecógrafo de nivel de gris de 256 de 200x200 pixeles, cuya reducción de la resolución espacial es casi imperceptible en las primeras imágenes (Figura 2.b y 2.c), sin embargo, en la Figura 2.d se aprecia la pérdida de detalles[36].

La Figura 14, por su parte, muestra una imagen de 100x100 y 8 bits por píxel (Figura 3a), a medida que se reduce el número de bits de 5 (Figura 3b) a 1 (Figura 3f), empiezan a aparecer un conjunto casi imperceptible de estructuras ondulantes en las zonas de niveles de gris suaves, denominadas falso contorno[37].

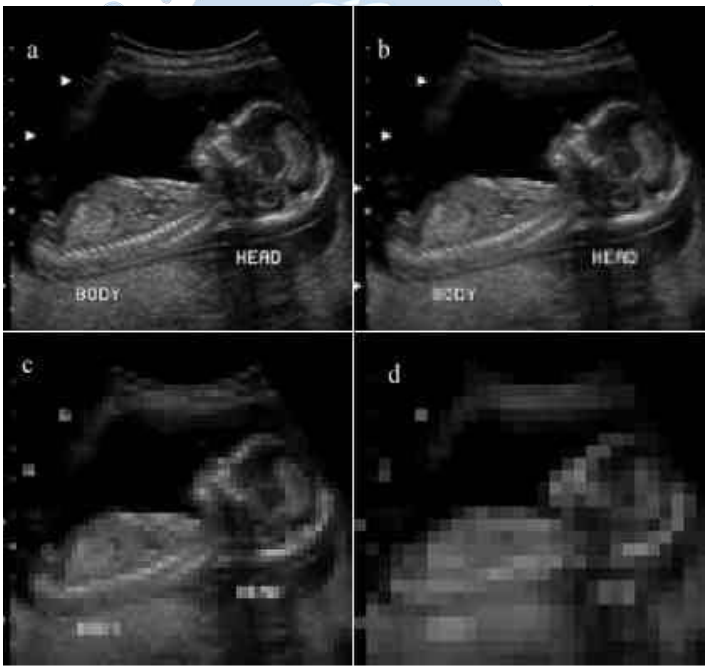


Figura 13. Efectos de reducir la resolución espacial. a) 200x200 píxeles. b) 100x100. c) 50x50. d) 25x25.
Fuente: Graffigna & Romo (2003).

[36] *Ibídem.* Graffina. Romo (2003).
[37] *Ibídem.* Graffina. Romo (2003).

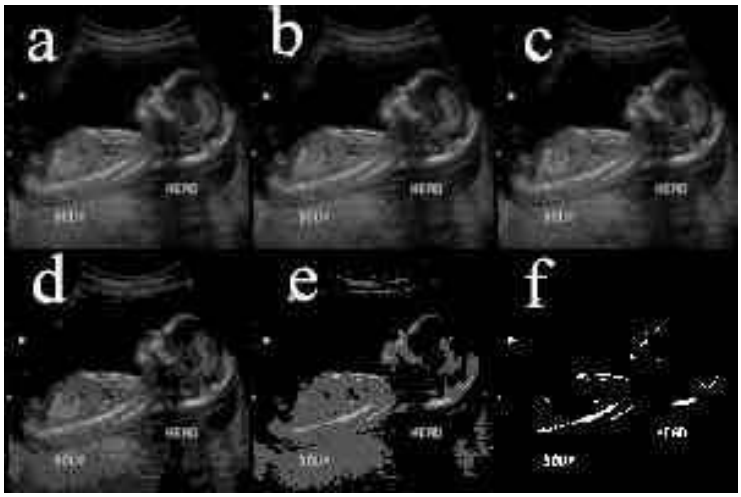


Figura 14. Efectos de modificar la cuantificación de la imagen.
Fuente: Graffigna & Romo (2003).

Las mediciones de la calidad de la imagen pueden dividirse en dos categorías: la medición de la nitidez y la medición del ruido.

La medición de la nitidez se realiza a través de experimentos como: PSF (*Point Spread Function*), LSF (*Line Spread Function*), ESF (*Edge Spread Function)* y la MTF (*Modulation Transfer Function*), mientras que el ruido se apoya en la MTF para efectuar su medición.

a.MTF para medir nitidez.

La MTF de un sistema se define como la relación entre la amplitud de salida y entrada expresada como función de la frecuencia espacial, como se expresa en la Ecuación 2, donde u es la frecuencia espacial.

$$MTF(u) = \frac{amplitud\ de\ salida}{amplitud\ de\ entrada} \qquad \text{Ecuación 2}$$

Mide la modulación de amplitud (o nivel de gris) del patrón de líneas en la imagen, cuyo tamaño de la modulación determina la calidad del sistema.

Matemáticamente, la MTF es la magnitud de la Transformada de Fourier de la LSF del sistema, dado por la Ecuación 3.

$$MTF(u) = |F[LSF(x)]| = \left| \int_{-\infty}^{\infty} \left[LSF(X) e^{-2\pi j.x.u} \right] dx \right| \qquad \text{Ecuación 3}$$

b. MTF para medir el ruido

La MTF también provee información acerca del efecto del ruido y el contraste radiológico sobre las imágenes. Para estudiarlo, es importante conocer los conceptos de espectro de potencia o espectro Wiener, del ruido producido por el sistema.

Si se asume que el ruido N es aleatorio y no está correlacionado con la señal S que forma la imagen, entonces el espectro la relación de potencia de Señal a Ruido, o relación de potencia de Señal a Ruido P (x, y), de cada pixel está definido por la Ecuación 4.

$$P(x,y) = \frac{S^2(x,y)}{N^2(x,y)}$$ Ecuación 4

Si se obtiene el perfil de una imagen con fondo uniforme, el trazo tendrá un nivel de gris determinado más un ruido aleatorio asociado.

2.2.Adquisición y almacenamiento de imágenes médicas

Respecto a la adquisición y almacenamiento de imágenes médicas, Medina y Bellera comentan que hace falta un sensor apropiado para detectar el tipo de fuente de información visual o emisión y convertirla en una señal eléctrica. Posteriormente, esta señal eléctrica se convierte en un arreglo de cantidades binarias las cuales se pueden almacenar o procesar utilizando una computadora[38].El almacenamiento, para Martínez *et al.* (2016), en la actualidad, se hace más sencillo a partir del uso de metadatos.

Los metadatos son aquellos que describen los atributos y el contenido de un documento original, y que usados de forma efectiva viabilizan el acceso a la información precisa[39].

Según el estándar NISO (2004), los metadatos se clasifican en tres categorías[40]:

- Metadatos descriptivos; por ejemplo: autor, asunto, titulo, etc.
- Metadatos estructurales o técnicos, como las páginas que están ordenadas para formar capítulos, etc.

[38] *Ibídem*. Medina. Bellera.
[39] Milstead, J. Feldman, S. (1999). "Metadata: cataloging by any other name". Online: the leading magazine for information professional, 1(23), 24 – 26. 28 – 31.
[40] NISO (2004). "Undersanting Metadata. Bethsda, MD: NISO Press". Extraído de: http://www.niso.org/standards/resources/UnderstandingMetadata.pdf

•Metadatos administrativos; por ejemplo: cuándo y cómo fue creado el recurso, tipo de formato, etc.

Barreto (2007) propone otra clasificación, como se muestra a continuación[41]:

•Metadatos independientes del contenido, que no conciernen directamente al contenido de la imagen o video, como: el formato de la imagen, autor, fecha, lugar, condiciones de iluminación, etc.

•Metadatos dependientes del contenido: características consideradas de nivel bajo y medio como color, textura, forma, relaciones espaciales y combinaciones de estos.

•Metadatos descriptivos de contenido: se refieren al contenido semántico y las relaciones de las entidades de la imagen con entidades del mundo real o emociones o significados asociados a las señales visuales o escenas.

Tabla 2. Componentes de un archivo DICOM.

Elementos del fichero	Descripción
Preámbulo	Tiene un tamaño fijo y su uso es definido por la implementación.
Prefijo identificativo del archivo	Contiene la cadena de caracteres DICOM. Esta cadena debe estar codificada siempre con las letras en mayúsculas y usando los caracteres ISO 8859 G0.
Meta – cabecera y cabecera	Consisten en una serie de campos con toda la información necesaria sobre la imagen, incluyendo la propia imagen, son una sucesión de elementos de datos.
Elementos de datos	Un elemento de datos está constituido por los campos: • Etiqueta del Elemento de Datos (Data Element Tag): identifica cada elemento de datos de forma unívoca. Es una etiqueta constituida por un Número de Grupo (Group Number) y un Número de Elemento (Element Number). • Representación del Valor (Value Representation): muestra la forma en que se codifica el valor del elemento. • Longitud del Valor (Value Length): es la longitud del campo Valor. • Valor (Value): es el valor del elemento de datos, codificado según el campo Value Representation y con la longitud queindica el campo Longitud del Valor.

Fuente: Martínez *et al.* (2016).

Agregando, además, que, cuando se trata de la imagen, el contenido visual puede ser clasificado en contenido primitivo de imágenes que se refiere a los elementos básicos que

[41] Barreto, J. (2007). "Desafios e avanços na recuperação automática da informação audiovisual". Revista Ciência da Informação IBICT, 3 (36), 17-28.

componen la imagen y contenido complejo de imágenes que se refiere a los estándares de una imagen que son percibidos por los seres humanos como fuentes de significado[42].

El estándar DICOM es el mecanismo de codificación, almacenamiento y transmisión de imágenes aceptado universalmente por la comunidad médica.

Martínez et al. explican que como formato de archivo contiene la información básica de la prueba como, por ejemplo: fecha, datos de paciente, lugar y origen de la imagen e información asociada a la prueba médica capturada43. En la Tabla 2 se describen los componentes de un archivo DICOM.

2.3.Procesamiento de imágenes

Para procesar imágenes digitales, existen diversas técnicas con fundamentos matemáticos o algoritmos que modifican el valor de un pixel sin modificar las relaciones espaciales dentro de la imagen.[44]Medina y Bellera clasifican las técnicas de procesamiento como se indica a continuación:

2.3.1.Técnicas de procesamiento basadas en puntos de la imagen

Entre las más conocidas se encuentran: el histograma, el realce por modificación de contraste, el perfil y la técnica de colores falsos y seudocolor.

2.3.1.1.Histograma de una imagen

El histograma es un gráfico de la distribución de valores de intensidad de los pixeles de una imagen (niveles de gris) o de una porción de esta.

Su gráfica es bidimensional y proporciona información relevante sobre el brillo y contraste de una imagen, así como de su rango dinámico. En la Figura 15 se muestra el dibujo de un histograma típico.

---

[42] *Ibídem*. Barreto (2007)
[43]*Ibíem*. Martinez et al (2016).
[44] *Ibídem.* Medina. Bellera.

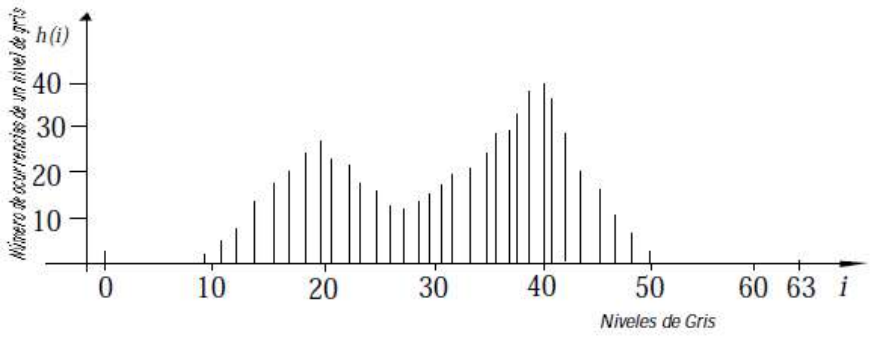


Figura 15. Histograma para los niveles de intensidad de una imagen, con L= 64.
Fuente: Medina & Bellera.

2.3.1.2.Realce de imágenes por modificación del contraste

El contraste de una imagen puede mejorarse mediante el re-escalamiento de la intensidad de cada píxel. Las trasformaciones de uso más frecuente, de acuerdo a Medina y Bellera, son:

a.Negativo de la imagen

Este tipo de trasformación consiste en convertir las porciones de la imagen que son claras en oscuras y las que son oscuras en claras.

Es de gran utilidad cuando se busca resaltar los detalles en las porciones brillantes de una imagen, pues el ojo humano, es más capaz de discernir los detalles en áreas oscuras que en áreas más brillantes. (Ver Figura 16b)

b.Control de brillo de una imagen

El control o ajuste de brillo de una imagen se logra sumando o restando un valor constante a cada pixel de la imagen de entrada. El efecto de tal transformación sobre el histograma es desplazarlo hacia la derecha (zona más brillante), en caso de que se sume un valor constante; o, por el contrario, desplazarlo la izquierda (zona más oscura), cuando se resta un valor constante. (Ver Figura 16c)

c.Binarización de imágenes

La binarización es una técnica que permite convertir imágenes con niveles de gris, en una imagen binaria (blanco y negro). De acuerdo a tal técnica, los valores de pixel en la imagen de entrada que son menores a un cierto umbral preespecificado son convertidos a negro, mientras que los pixeles con valores mayores al umbral son convertidos a blanco. (Ver Figura 17b)

d.Ampliación del contraste

También conocida como dilatación del histograma (*histogram stretching*). Combina el uso del histograma con la utilización de las tablas de búsqueda o LUT's, para examinar el contraste de una imagen.

A partir de esta técnica se logra utilizar más apropiadamente todo el rango disponible de niveles de grises, dándole a la imagen una apariencia más balanceada. (Ver Figura 16c).

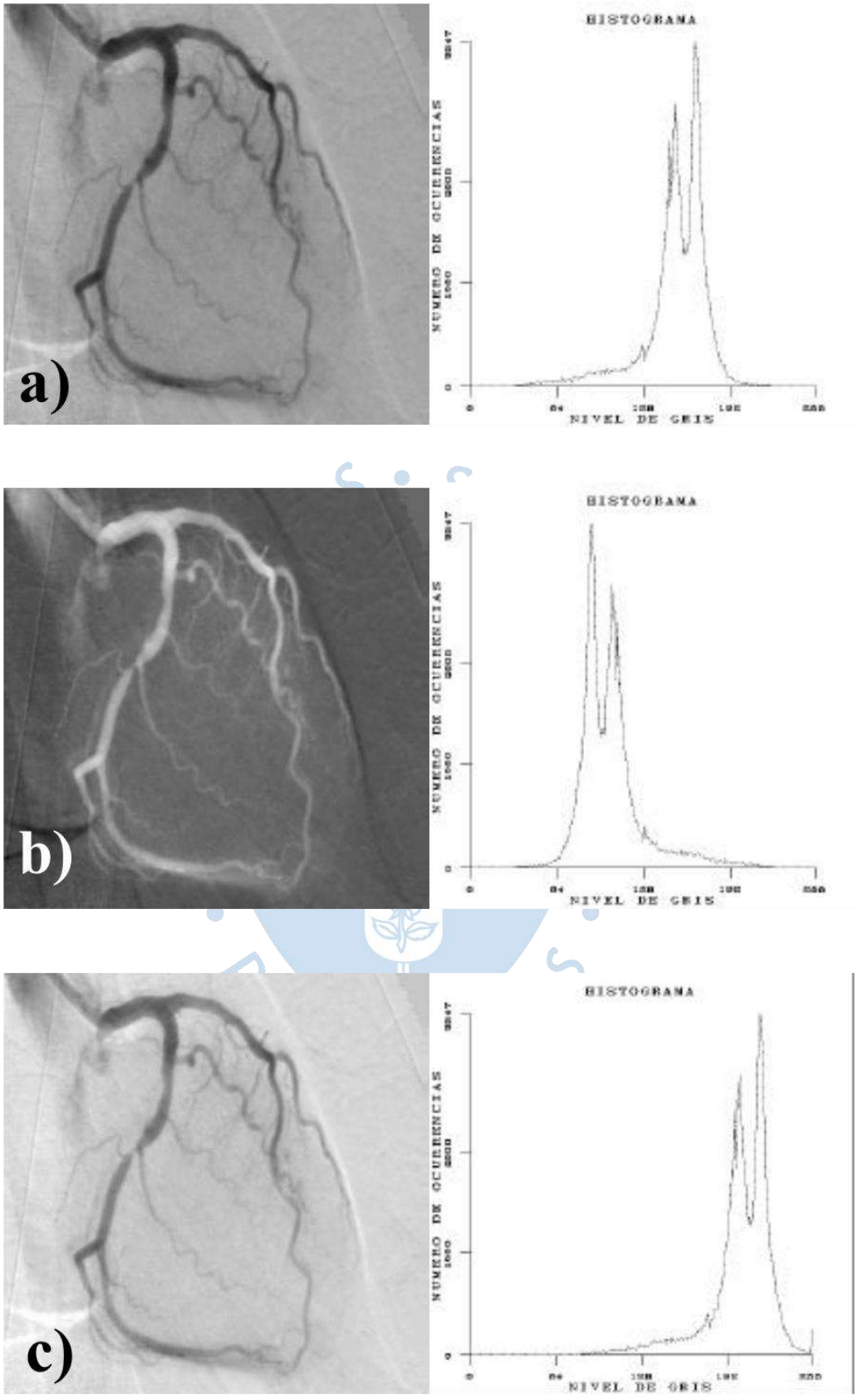


Figura 16. Técnicas de realce.a) Imagen original con su histograma, b) negativo de la imagen, c) cambio en el nivel de brillo.
Fuente: Medina, Bellera.

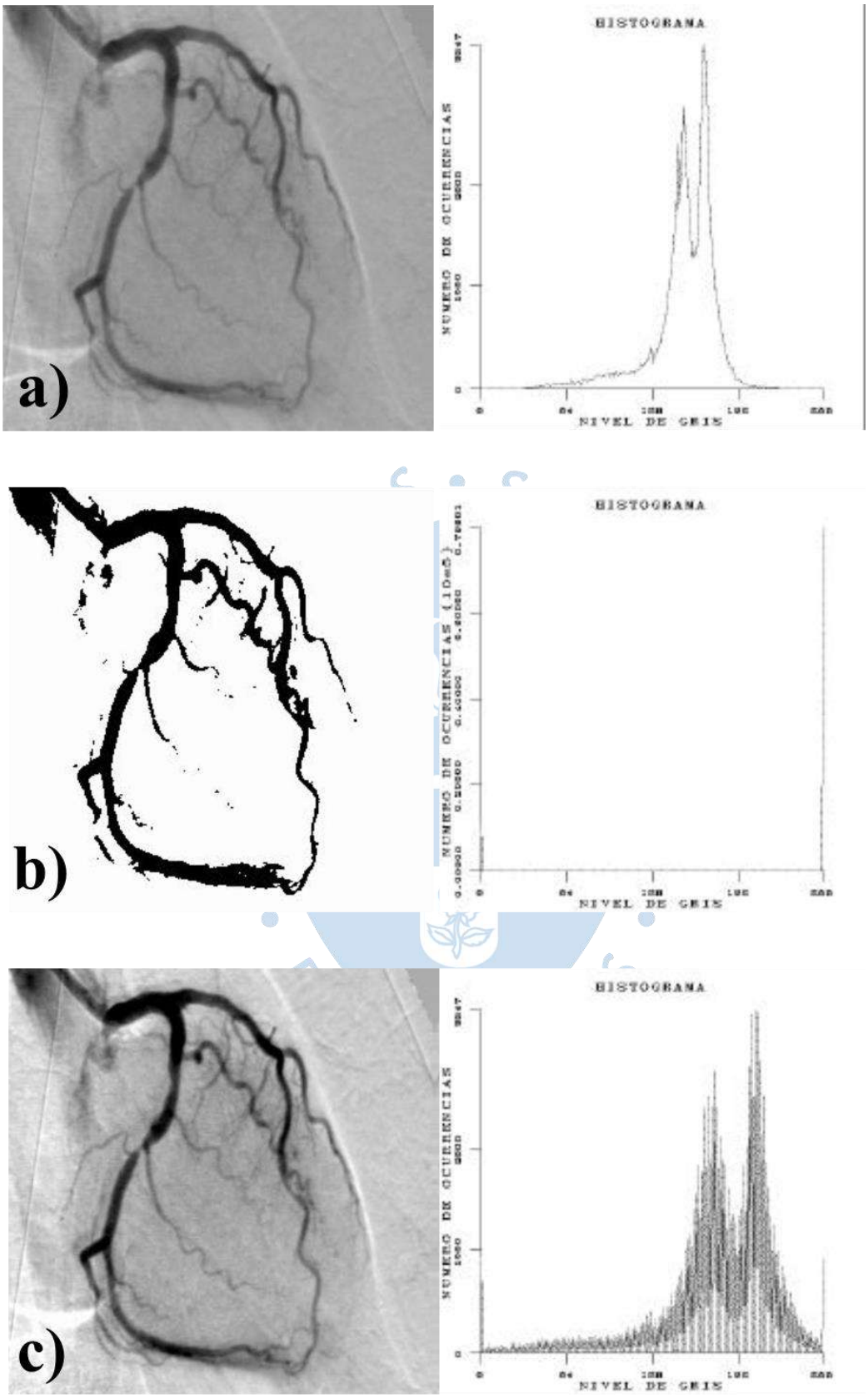


Figura 17. Técnicas de realce. a) Imagen original con su histograma, b) binarización de la imagen, c) realce de contraste.
Fuente: Medina, Bellera.

2.3.1.3.Perfil en una imagen

Udupa *et al.* (1993) comentan que el perfil de una imagen contiene información importante; por ejemplo, los valores máximos y mínimos de nivel de gris según la dirección elegida, nivel de ruido y naturaleza de los contornos presentes en la imagen[45].

2.3.1.4.Técnicas de colores falsos y seudocolor

La técnica de colores falsos, usualmente se emplea cuando se desea asociar a un conjunto de datos, un conjunto de colores para distinguir en los mismos, ciertos atributos, tal como ocurre cuando un sensor remoto adquiere información en la banda de infrarrojo (la cual no es visible), en tal caso, lo que se hace es asociar el color a este conjunto de datos, para apreciar mejor los detalles. Mientras que la técnica de seudocolor, consiste en transformar una imagen monocromática (en niveles de gris) en una imagen a color, al asignar a cada píxel un color basado por ejemplo en su intensidad[46].

2.3.2.Procesamiento basado en una región de la imagen.

Las técnicas de procesamiento basadas en una región usan un grupo de pixeles dentro de la imagen a procesar, con el propósito de extraer información acerca de la misma. Al tener acceso a la información referente a la frecuencia espacial, pueden actuar como filtros que atenúan o realzan ciertas componentes de la frecuencia espacial contenidas dentro de la imagen. Las técnicas asociadas a dicho procesamiento, según Medina y Bellera, son[47]:

2.3.2.1.Convolución.

En procesamiento de imágenes, Oppenheim & Schafer (1975) afirman que la convolución corresponde a la extensión del caso unidimensional, mediante la cual una señal cualquiera podía ser procesada con un filtro arbitrario con una respuesta impulsiva conocida, para conocer los detalles de su implantación en el caso unidimensional, así como sus propiedades.

---

[45] Udupa, J. Odhner,D. y otros (1993) "The 3DVIEWNIX software system, user manual". Medical Image Group, University of Pennsylvania, Technical Report No MIPG203, USA.
[46] *Ibídem*. Medina. Bellera.
[47] *Ibídem*. Medina, Bellera.

Matemáticamente, la convolución se expresa de acuerdo a la Ecuación 4.

$$y(i,j) = \sum_{-K1}^{K2} \sum_{-L1}^{L2} h(m,n)x(i-m, j-n) \qquad \text{Ecuación 4}$$

Donde:

x(i,j)	Imagen expresada como arreglo bidimensional
h(i, j)	Respuesta impulsiva del filtro (núcleo o máscara de convolución)
y(i, j)	Imagen de salida

Los filtros empleados en esta técnica son: el filtraje espacial pasa – bajo, el cual se utiliza para atenuar el ruido aditivo aleatorio. deja el contenido de alta frecuencia inalterado mientras que atenúa los contenidos de alta frecuencia; y los filtros de pasa –alto, empleados en el examen de objetos con alto contenido de frecuencia espacial, pues acentúan los detalles de alta frecuencia de una imagen[48].

2.3.2.2.Filtraje no lineal de la imagen.

Esta técnica aplica dos tipos de filtro en específico:

- Filtro promediador, consiste en sustituir por el valor promedio el nivel de gris de un pixel siempre y cuando su magnitud sea mayor que el promedio de los niveles de gris de sus vecinos más cercanos, más un cierto umbral ε. En la Figura 18 se muestra un ejemplo del uso de este filtro.

- Filtro mediana, consiste, técnicamente, en sustituir el pixel ubicado en el centro de la vecindad por el pixel mediano luego de la clasificación, es decir, se tiene una secuencia discreta de tamaño N impar, entonces la mediana de tal secuencia, es aquel miembro de la secuencia, para el cual, (N-1) /2 elementos son más pequeños o a lo sumo iguales y (N-1) /2 elementos son más grandes. En la Figura 18 se muestra un ejemplo.

[48] *Ibídem*. Medina, Bellera.

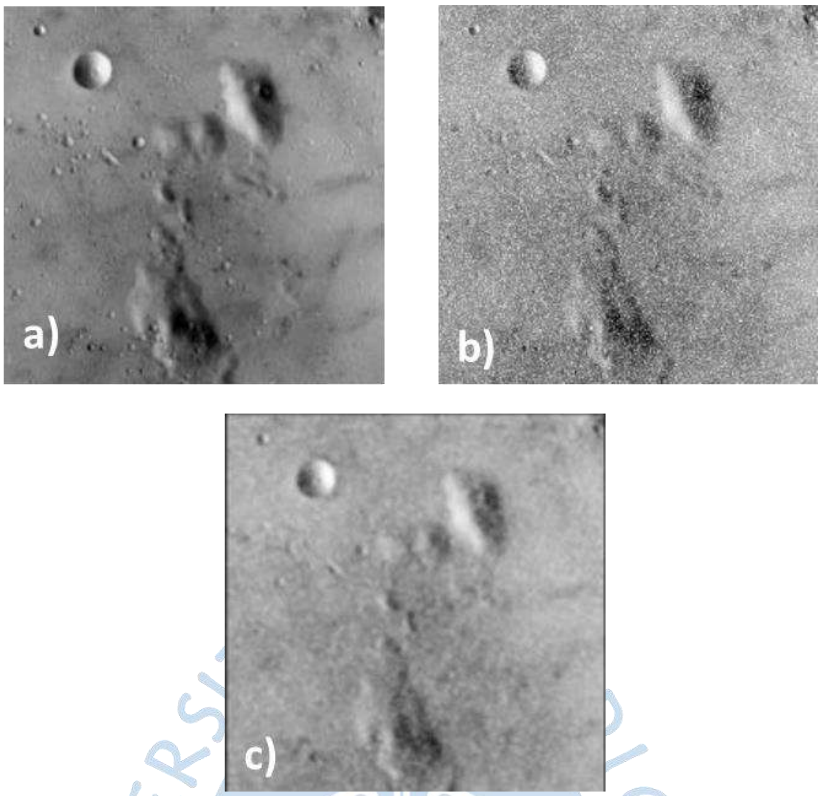


Figura 18. Ejemplo de filtro promediador. a) imagen original. b) imagen contaminada con ruido. c) Imagen procesada con filtro promediador.
Fuente: Medina & Bellera.

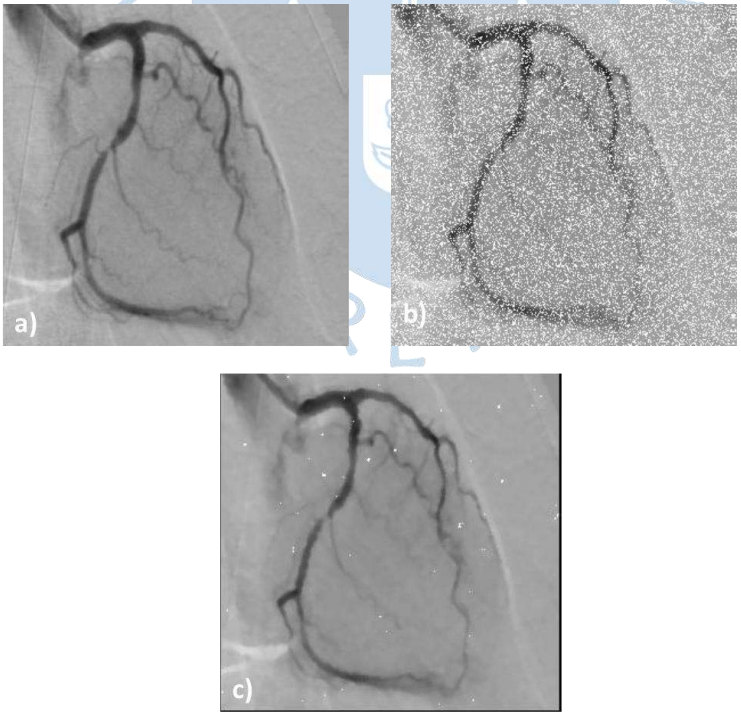


Figura 19. Ejemplo de filtro mediana. a) imagen original. b) imagen contaminada con ruido impulsivo. c) imagen procesada con un filtro de mediana.
Fuente: Medina & Bellera.

2.3.2.3.Detección del contorno.

Para Gonzalez (1987), la detección de contornos es una de las etapas del proceso de segmentación y tiene como objetivo particionar la imagen en regiones asociadas a los diferentes elementos que componen la escena, y que puede ser utilizada posteriormente para el análisis automático de los mismos mediante algoritmos de reconocimiento de formas[49].

Un borde en una imagen es un límite o contorno en el cual ocurren cambios significativos en algún parámetro físico de la imagen, tales como: cambios en intensidad, color y textura.

Las técnicas empleadas para el reforzamiento tienden a enfatizar los bordes de los componentes de la escena, mientras atenúan los valores de nivel de gris de las regiones casi constantes en la imagen. Entre los métodos que se emplean para la detección de contornos, se encuentran: los basados en gradientes o derivadas de la señal (Ecuación 8) y los basados en la Laplaciana, que emplea la segunda derivada, es decir, los puntos de cruce por cero para realizar la detección. (Ecuación 9). En la Figura 20 se muestra un ejemplo de esta técnica.

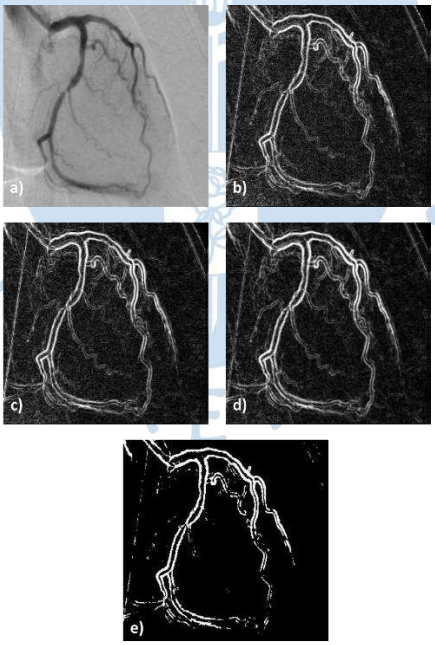


Figura 20. Ejemplo de realce y detección de contornos. a) imagen original, b) realce de contornos obtenidos mediante el gradiente, c) realce de contornos obtenido mediante el operador de Roberts, d) Realce obtenido mediante el operador de Sobel, e) contorno resultante al procesar mediante un umbral de la imagen obtenida en d.
Fuente: Medina & Bellera.

[49] Gonzalez, R. (1987). "An Overview of Image Processing and pattern recognition techniques", en Aminzadeth F. (Editor): Handbook of Geophysical Exploration Vol. 20. USA.

$$\nabla f(x,y) = \frac{\partial f(x,y)}{\partial x}\bar{\imath}x + \frac{\partial f(x,y)}{\partial y}\bar{\imath}y \qquad \text{Ecuación 8}$$

Donde:

$\bar{\imath}x$	Vector unitario en la dirección de x
$\bar{\imath}y$	Vector unitario en la dirección de y

$$\nabla^2 f(x,y) = \nabla\big(\nabla f(x,y)\big) = \frac{\partial^2 f(x,y)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 f(x,y)}{\partial y^2} \qquad \text{Ecuación 9}$$

Existen también otros operadores que son empleados en este procedimiento, tal como el *Operador de* Roberts, que aproxima el gradiente como la suma del valor absoluto del gradiente según dos direcciones ortogonales, de acuerdo a la Ecuación 10; y el *Operador de Sobel*, cuya imagen resultante de la acentuación está dada de acuerdo a la Ecuación 11.

$$y(i,j) = |f(i,j) - f(i+1,j+1)| + |f(i,j+1) - f(i+1,j)| \qquad \text{Ecuación 10}$$

$$y(i,j) = \sqrt{X^2 + Y^2} \qquad \text{Ecuación 11}$$

Donde:

X= $(A2 + 2A3 + A4) - (A0 + 2A7 + A6)$

Y= $(A0 + 2A1 + A2) - (A6 + 2A5 + A4)$

2.3.2.4.Segmentación

Las técnicas de segmentación permiten particionar la imagen en un conjunto no solapado de regiones, cuya unión es la imagen completa. En general las técnicas de segmentación tienden a ajustarse a las siguientes reglas:

a.Las regiones resultantes del proceso de segmentación debieran ser uniformes y homogéneas respecto a alguna característica, tal como el nivel de gris o la textura.

b.Las regiones interiores debieran ser simples y no incluir abundantes huecos o estructuras ruidosas.

c.Las regiones adyacentes en una segmentación debieran tener valores diferentes con respecto a la característica según la cual son uniformes.

d.Los límites de cada segmento debieran ser lo más simple posibles.

Entre las técnicas que se emplean para la segmentación, se encuentran:

- Segmentación basada en el uso de umbral, permite separar un objeto dentro de la imagen del fondo que lo circunda, la técnica se basa en comparar alguna propiedad de una

imagen con un umbral fijo o variable, realizando tal comparación para cada uno de los pixeles que conforman la imagen, si el valor de la propiedad de un pixel supera el valor del umbral, entonces el pixel pertenece al objeto, en caso contrario, el pixel pertenece al fondo.

•Segmentación por crecimiento de regiones, cuyo método consiste en seleccionar un píxel y examinar a sus vecinos para decidir si tiene características similares; si las tiene, el pixel vecino forma una región, agrupándose con los demás similares.

En la Figura 21 se puede apreciar un ejemplo del empleo de esta técnica.

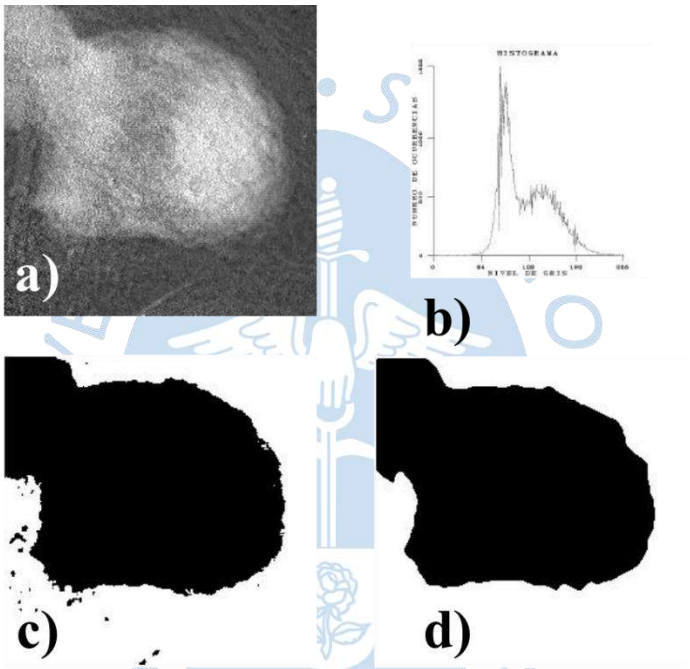


Figura 21.Ejemplo de segmentación, a) imagen original correspondiente a una ventriculografía, b) histograma,, c) segmentación obtenida mediante un umbral, d) forma del ventrículo obtenida luego de eliminar de manera automática los pixeles ruidosos de c.
Fuente: Medina & Bellera.

2.4.Extracción de características visuales de una imagen

Las características de las imágenes como: color, textura, forma, bordes y estructura son propiedades extraídas automáticamente a partir del procesamiento digital de imágenes y técnicas de visión de computador. Yang (2004) explica que la extracción de estas características permite obtener la descripción del contenido visual de una imagen digital[50].

[50] Yang, C. (2004). "Content – based image retrieval: a comparison between query by example and image browsing map approaches. Journal of information Science, 3(30), 254 – 267.

En la Figura 22 se puede ver la representación vectorial de las características n-dimensionales de una imagen.

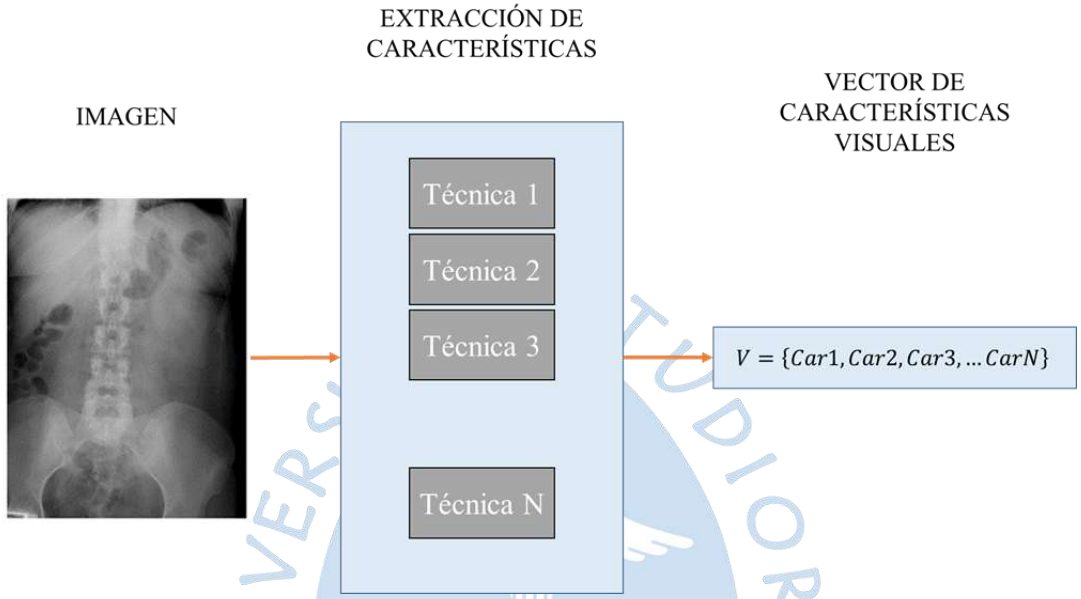


Figura 22. Proceso de extracción de características visuales de una imagen
Fuente: Martínez et. al (2016)

Mera (2012) propone una clasificación de las características de las imágenes:

2.4.1.Características cromáticas

Son las características asociadas al color. Existen diferentes sistemas que permiten representar el color en una imagen, uno de ellos es a través de un sistema de coordenadas tridimensional en el que se expresa cada color como un vector[51].

2.4.2.Características de textura

La Serna, Contreras y Ruiz (2010) definen textura como a repetición de un patrón que puede tener un período de reproducción bien definido o con ciertas alteraciones[52]. Su análisis computacional, según Narvaez (2010), es una buena fuente para la extracción de información clínica. Por ejemplo, el análisis de textura de una mamografía obtiene información acerca de la distribución de tejidos, con lo cual se puede determinar la presencia o ausencia de una patología[53].

[51] *Ibídem*. Medina *et al* (2016)
[52] La Serna, N. Contreras, W. Ruiz, M. (2010). "Procesamiento digital de texturas: Técnicas utilizadas en aplicaciones actuales de CBIR". Revista de Investigación de Sistemas e Informática. 1(7), 57 – 64.
[53] Narvaez, F. (2010). "Recuperación de imágenes por análisis de contenido para apoyo en el estudio de masas

Distintos autores[54,55] coinciden en la clasificación en 4 categorías de las características de texturas: estadísticos, basados en modelos, geométricos o estructurales y los basados en transformadas o procesado de señales.

2.4.3.Características de forma

Medina *et al* (2016) al respecto de esta característica comentan que todas las técnicas empleadas para la representación del contenido de la imagen usando la información que se pueda extraer de los objetos identificados por la percepción visual, son difíciles de implementar cuanto más reales sean las imágenes debido a que los objetos que la conforman se encuentran solapados[56].

2.5.Postproceso de imágenes médicas

El postproceso de los datos de imágenes médicas parte de una premisa primordial: los datos originales deben tener una calidad excelente para la finalidad que se pretende[57].

A continuación, se describen las técnicas de postproceso más empleadas de acuerdo a lo que proponen Manjón *et al*[58].

2.5.1.Postproceso morfológico.

Incluye técnicas en las que la información se visualiza de forma distinta a como se adquiere con especial énfasis en la visualización de un volumen de datos. Entre ellas:

- Reconstrucción multiplanar. permite reconstruir de una adquisición con particiones transversales imágenes con una orientación sagital, coronal, oblicua e incluso curva o de trayecto libre. Las imágenes reconstruidas resultantes pueden tener un espesor variable, facilitándose así la visualización y detección de lesiones[59].

---

mamográficas: Primera aproximación para un CAD colombiano", en Memorias del IV Congreso Iberoamericano de Imagen Mamaria – XXXV Congreso Colombiano de Radiología, Bogotá, Colombia.

[54] Howard, P. (2007). "Discovering images: features, similarities and subspaces". Departament of Computing, University of London, Imperial College of Science, Technology and Medicine, London.

[55] Maldonado, J. (2008). "Estudio de métodos de indexación y recuperación en bases de datos de imágenes". San Sebastián: Facultad de Informática, Universidad del País Vasco.

[56] *Ibídem*. Medina et al. (2016).

[57] Martí – Bonmatí, L. (2002). "MR Image acquisition from single slice to multislice. En 3D Image Processing: techniques and clinical applications". Editores: Caramella D y Bartolizzi, C. Springeer – Verlag. Berlín.

[58] Manjón, J. Martí – Bonmatí, L. Robles, M. Celda, B. "Postproceso en Imagen Médica: morfología, funcional y molecular". Monográfico: Radiología Digital

[59] Cody, D. (2002). "Image processing in CT". Radiographics, 22, 1255 – 1268.

•Visualización volumétrica, técnica de representación de una alta calidad a partir de datos obtenidos tras un proceso de clasificación por paralelepípedos basados en el brillo[60].

•Segmentación, proporciona medidas cuantitativas de la extensión o el volumen de distintas estructuras anatómicas o patológicas. Entre los algoritmos más utilizados para la segmentación caben destacar las redes neuronales, los basados en umbralización y proximidad, y los métodos multiespectrales. (Manjón, Martí – Bonmatí, Robles, & Celda)

2.5.2.Postproceso funcional.

Incluye las herramientas de la perfusión, la activación y la difusión molecular del agua. La resonancia magnética es la técnica que más se ajusta a estas herramientas.

2.5.3.Postproceso en imagen molecular – espectroscopia de la imagen.

Esta técnica está ligada a las tecnologías PET y SPECT, y consiste en detectar la acumulación de un medio de contraste exógeno en una región anatómica específica, por emisión radioactiva[61].

2.6.Visualización de imágenes médicas

La visualización de las imágenes médicas puede realizarse mediante la impresión de la imagen en una placa radiográfica o en un papel térmico; o bien, visualizarlo en un monitor en forma temporal.

[60] Calhoun, P. Kuszyk, B. Heath, D. Carley, J. Fishman, E. (1999). "Three – dimensional volumen rendering of spiral CT data: theory and method". Radiographics. 19: 745 – 764.
[61] *Ibídem.* Manjón *et al.*

UNIVERSITAS • STUDIORUM • PIURENSIS

Capítulo 3
Fundamentos biomecánicos de la ortodoncia

Antes de explicar los fundamentos biomecánicos de la Ortodoncia, es conveniente detallar algunos conceptos y datos históricos de esta ciencia hasta la actualidad.

3.1.Definición de Ortodoncia

Hernández Benavides (2016) define la palabra "ortodoncia" como un derivado de los vocablos griegos *orto* (recto) y *odóntos* (diente), que se traduce como diente recto, y su propósito es corregir las irregularidades en las posiciones dentarias. Angle (1907), define a la ortodoncia como la corrección de las maloclusiones de los dientes, y Noyes (1911), lo define como: "el estudio de relación de los dientes con el desarrollo detenido y pervertido".

Aparte de este concepto hay otra definición que se utiliza mucho en la odontología que es "ortopedia" derivado de los vocablos griegos *orto* (recto) y *paidos* (niño). Este término se refiere a los tratamientos en los niños.

3.2.Historia y evolución de la ortodoncia

El término ortodoncia no es un concepto moderno, se tienen registros de artefactos que fueron diseñados con la finalidad de corregir las posiciones de los dientes en las civilizaciones egipcias, griegas y mayas.

Hipócrates (460-377 a.C.) fue de los primeros en registrar la mala posición de los dientes como una dolencia en su sexto libro de las epidemias; por ello, los griegos fueron los primeros en desarrollar métodos y artefactos para la corrección de este problema.

Figura 23. Artefactos encontrados en momias de la antigua Grecia.
Fuente: Raga, J. (2018). Blog de la Ortodoncia Invisible de Joan Raga Ortodoncia. Obtenido de: https://www.joanraga.com/blog/?p=2644

En la edad media y en el renacimiento los métodos utilizados eran muy rudimentarios, no se conocía el término "dentista", y estas prácticas eran ejercidas por barberos de la época. No fue hasta el siglo XVII, cuando Pierre Fauchard con su obra "El Cirujano Dentista" (1728), la cual se considera el principio de la era científica de la odontología, luego con su obra "Tratamiento de las irregularidades dentarias", se registra el primer aparato (Bandeau de Fauchard) para la mejora de la estética dentaria. De igual manera Etienne Bourdet (1757) crea un aparato similar al de Fauchard.

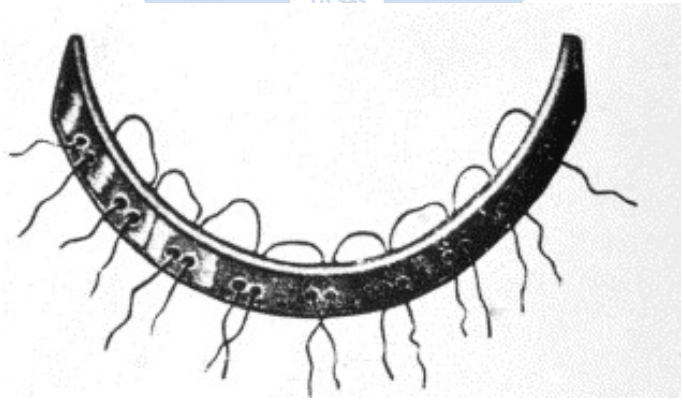


Figura 24. Bandeau de Fauchard.
Fuente: Orthodontist Catonsville. (2015). Braces Through The Ages. Obtenido de: https://orthodonticassoc.com/braces/braces-through-the-ages/

John Hunter (1771) con sus obras "La historia natural de los dientes humanos" y "Tratado práctico de las enfermedades de los dientes" establece las bases del inicio de la era moderna de la ortodoncia clínica.

En la primera mitad del siglo XIX, se destaca Joseph Fox (1803), con su obra "La Historia Natural de los dientes", en el cual describe un aparato ortodóntico muy parecido a los de Fauchard y Bourdet.

No se puede hablar de la historia de la ortodoncia sin mencionar a Edward H. Angle, quien es considerado el "Padre de la Ortodoncia", publicando su libro "Sistema de aparatos para corregir irregularidades de los dientes" en 1892, con el cual establece el comienzo de la ortodoncia moderna. En 1901 formó la primera escuela para la formación de odontólogos como especialistas en ortodoncia, en 1905, presentó la clasificación de las maloclusiones[62] que sigue en vigencia hasta la actualidad.

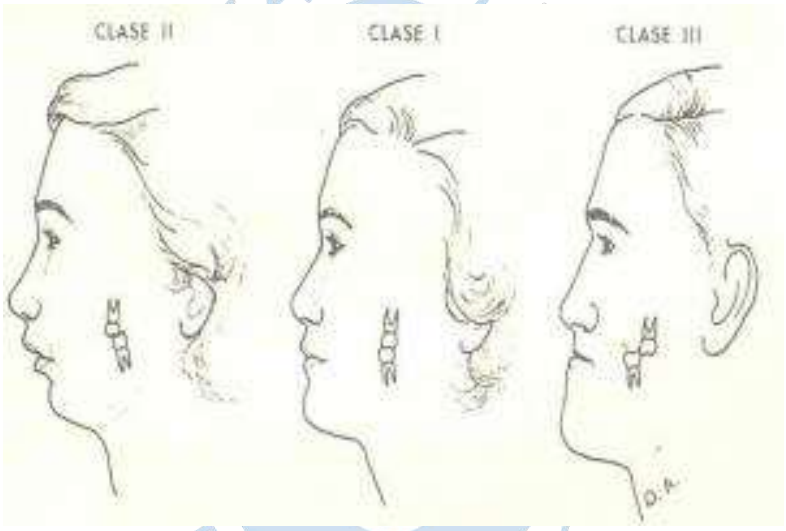


Figura 25. Clasificación de maloclusiones según Angle.
Fuente: Guty (2014). Maloclusiones más frecuentes. Obtenido de: http://uvsfajardo.sld.cu/32-maloclusion-definicion-maloclusiones-mas-frecuentes

Edward H. Angle es considerado un genio mecánico, debido a que gran parte de la aparatología utilizada en la actualidad fueron diseñados por él, de igual manera, mucho de los principios de la ortodoncia que siguen en vigencia. Debido a la gran importancia del aporte de este profesional, se dará algunos detalles de su vida y sus aportes a la ortodoncia moderna:

3.2.1.Edward Hartley Angle.

Considerado el "padre de la ortodoncia moderna", probablemente no hay otro profesional que haya aportado más que él a esta rama de la ciencia dental.

[62] Mal alineamiento o posicionamiento de los dientes superiores y/o inferiores.

Nació el 1 de junio en Herrick, Pensilvania, licenciado en 1878 en el instituto de cirugía oral de Filadelfia. Fue nombrado profesor de ortodoncia en la universidad de Minnesota en 1886; entre los años 1886-1913 publicó gran cantidad de artículos, entre los cuales destaca el publicado en 1899 en la revista Dental Cosmos titulado *"Angle's Classification of Malocclusion"*. Angle tiene en su haber más de 46 patentes de dispositivos en ortodoncia, siendo el más importante el alicate de Angle presentado en 1899. Fundador de varias sociedades y revistas odontológicas siendo la más importante, la revista especializada en ortodoncia *"The American Orthodoncist"* (1907-1918) (Hernández Adelantado, 2010).

Los primeros cursos dictados por Angle tenían una corta duración (12 semanas), donde se enseñaba las técnicas mecánicas en forma teórica (Gonzalvez Bertot & Garcia González, 2011).

3.2.2.Clasificación de maloclusiones.

La clasificación de maloclusiones es muy importante en el diagnóstico del paciente, por ello distintos autores han tratado de clasificar estas malformaciones en los dientes del hombre, siendo Fox (1803) el que dio una primera clasificación, pero no fue hasta 1899 cuando Angle publicó un artículo sobre su clasificación de maloclusiones, causando gran revuelo y gracias a esto la ortodoncia se fue estructurando como especialidad (Almandoz Calero, 2011).Basado en estudios de cráneos y seres vivos, estableció los principios de oclusión. Angle se percató que el primer molar superior se encuentra bajo el contrafuerte lateral del arco cigomático, lo llamó **cresta llave** del maxilar superior y consideró esta relación biológicamente invariable, basándose en esa idea, ideó un esquema bastante simple y universalmente aceptado. Dividió las maloclusiones en tres grandes grupos: Clase I, Clase II y Clase III (Almandoz Calero, 2011).

3.2.2.1.Maloclusión clase I.

Conocida también como una oclusión normal, presenta relaciones mesiodistales normales de los maxilares y arcos dentales, principalmente presenta variaciones de la línea de oclusión en la zona de incisivos y caninos. Los arcos dentales están contraídos y por esto, se encuentran dientes apiñados y fuera de arco.

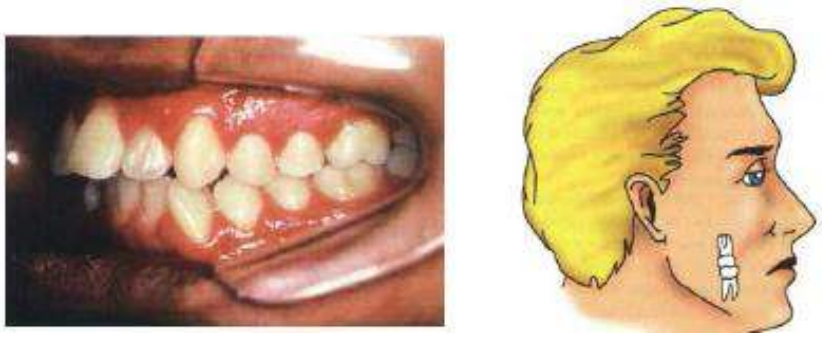


Figura 26. Maloclusión clase I.
Fuente: (Vellini, 2002).

3.2.2.2.Maloclusión clase II.

Los primeros molares inferiores ocluyen a su relación normal con los primeros molares superiores en más de una mitad del ancho de una cúspide de cada lado. Existen 2 subdivisiones cuya diferencia se presenta en los incisivos, siendo protruidos en la primera y retruidos en la segunda.

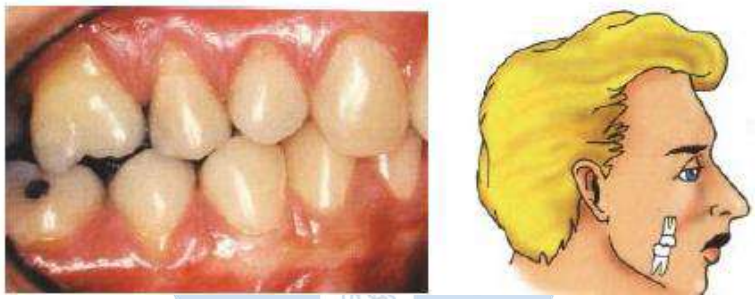


Figura 27. Maloclusión clase II.
Fuente: (Vellini, 2002).

3.2.2.3.Maloclusión clase III.

Presenta oclusión mesial de ambas hemiarcadas del arco dentario inferior hasta la extensión de más de una mitad del ancho de una cúspide de cada lado, existe inclinación lingual en los incisivos inferiores y caninos (Almandoz Calero, 2011).

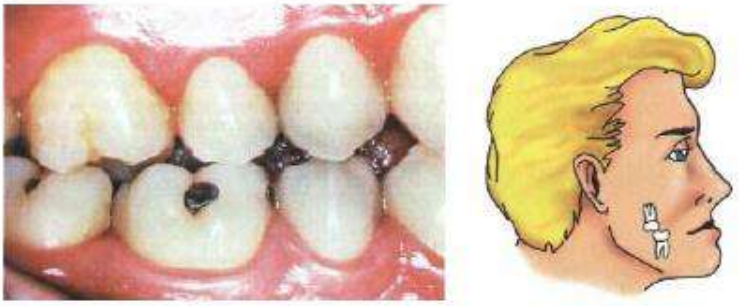


Figura 28. Maloclusión clase III.
Fuente: (Vellini, 2002).

De igual manera que este tipo de clasificación de maloclusiones detallada por Angle existen otros expertos que dieron su propia clasificación, las cuales se explicaran en la siguiente tabla:

Tabla 3. Otras clasificaciones de maloclusiones.

Autor	Año	Clasificación	Base de clasificación
Lischer	1911	- Malposición de los dientes - Relacionales anormales de las arcadas - Malposición de los maxilares - Malposición de la mandíbula	Basada en la clasificación de E. Angle
Simon	1922	- Anomalías anteroposteriores - Anomalías transversales - Anomalías verticales	Basada en principios morfológicos
Ackerman y Proffit	1960	- Aspecto dentofacial - Alineamiento - Anteroposterior - Transversal - Vertical	Por medio de un diagrama de Venn[63] identifican cinco características de maloclusión
Ramón Torres	1966	Lo divide en dos grandes grupos: Congénitas: - Herenciales - Embriopáticas - Nutritivas - En el momento de nacer Adquiridas: - Funcionales - Hormonales - Metabólicas	Da una clasificación desde el punto de vista etiológico[64].

Fuente: Elaboración propia. Información extraída de (Almandoz Calero, 2011).

3.2.3.Aparatología de Angle.

Como se mencionó anteriormente Edward Angle tiene cuarenta y seis patentes de dispositivos, entre los cuales se destaca:

3.2.3.1.El arco E (1890).

Consistía en un arco vestibular unido por soldadura a dos bandas con tornillos en los dos primeros molares. Usaba anclaje simple y realizaba movimientos coronales de la dentadura, este dispositivo se vendía en cartones para que simplemente sea soldado e instalado en el paciente.

[63] Esquemas utilizados en la teoría de conjuntos.
[64] Estudio del origen de la enfermedad.

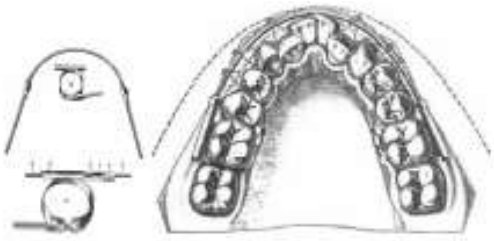


Figura 29. Arco E.
Fuente: (Balarezo G., 2013)

3.2.3.2.El aparato pin y tubo (1911).

Para mejorar el control de los dientes, los arcos se cambiaban cuando los dientes sufrían algún movimiento. Su construcción era difícil, a pesar de esto, fue uno de los primeros dispositivos que tenían control en el movimiento de las raíces (Balarezo G., 2013).

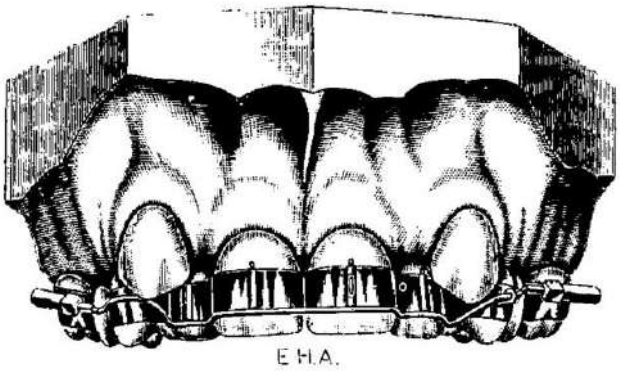


Figura 30. Aparato pin y tubo.
Fuente: (Steiner, 1933)

3.2.3.3.El aparato arco cinta (1913).

Presentaba brackets con ranuras verticales, el arco seguía el modelo de la maloclusión. Este sistema presentaba control de fuerza y grado de anclaje estacionario; sin embargo, con este dispositivo no se podía realizar los movimientos de masas que era requerido por gran cantidad de pacientes (Balarezo G., 2013).

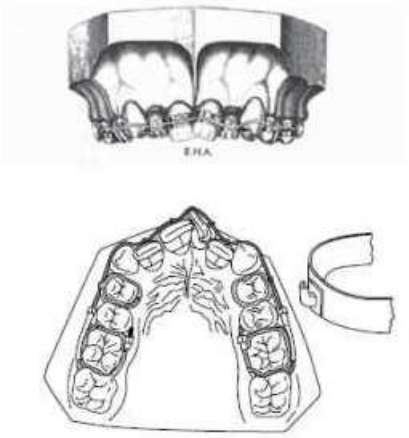


Figura 31. Aparato arco cinta.
Fuente: (Balarezo G., 2013)

3.2.3.4.El arco de canto (1928).

También conocido como aparato Edgewise Edward Angle modificó el bracket, siguiendo con las necesidades de sus pacientes, el nuevo bracket consistía en una caja de 0,022 pulgadas de altura con una profundidad de 0,028 pulgadas, con slot abierta. Por intermedio de este bracket se pudo controlar el movimiento dentario en los tres planos del espacio, logrando el torque. Es considerada una de sus mejores contribuciones para la ortodoncia contemporánea (Balarezo G., 2013).

Figura 32. Arco de canto
Fuente: (Steiner,1933)

3.2.3.5.Alicate 139 de Angle o pico de pájaro.

Considerado como el mayor aporte tecnológico por parte de Edward Angle. Posee un bocado cónico redondeado y otro bocado piramidal se utiliza para la conformación de loops, omegas y/o ansas (Lamonica, 2015).

Figura 33. Alicate de Angle
Fuente: https://mundodentalcb.com/alicates-de-corte-alambre-grueso-alicates-para-doblar/32723-alicate-angle-con-corte-central.html

3.2.4.Aparatología moderna.

Para realizar el tratamiento ortodóntico es necesario herramientas y elementos, los cuales se pueden dividir en:

3.2.4.1.Auxiliares de cementado.

Herramientas utilizadas para el cementado (pegado y colocación) del bracket, entre las cuales se tiene: pinzas para colocar elastómeros, mordillos, pusher, porta brackets, porta tubos, posicionador de bracket.

3.2.4.2.Pinzas para sostener alambres.

Alicates utilizados para la sujeción o sostenimiento de los alambres retenedores o hooks, cuentan con bocados levemente ranurados. Los más utilizados son:

- Alicate de How. Cuenta con bocados rectos o angulados.

Figura 34. Alicate de How.
Fuente: https://imperortho.com/es/alicate-de-how-recto.

•Alicate Weingart. Cuenta con bocados ranurados, curvos y redondeados para confort de los labios.

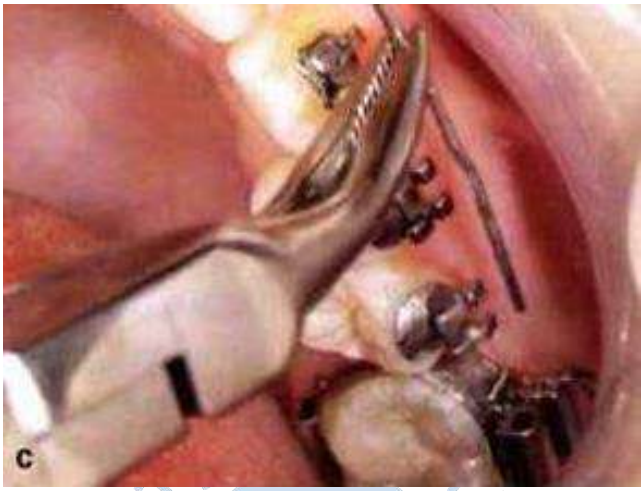


Figura 35. Alicate Weingart.
Fuente: (Lamonica, 2015)

•Alicate Cinch Back. Cuenta con bocados más finos para acceder a lugares estrechos.

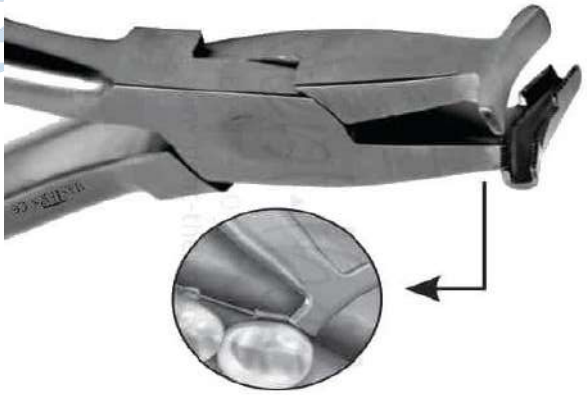


Figura 36. Alicate Cinch Back.
Fuente: https://dent-thel.com/tienda/alicate-cinchback/

3.2.4.3.Pinzas para doblar y contornear alambres.

Para la preparación de los loops, ansas, omegas, etc.; se necesitan pinzas sin ranuras para evitar el deterioro de los alambres. Las pinzas más utilizadas son:

•Alicate de tres picos. Utilizado para la activación de quadhelix y omegas de aparatos ortopédicos.

Figura 37. Quadhelix.
Fuente:
http://ortodonciaplicadalaprotesisdental.blogspot.com/2019/05/quad-helix.html

- Alicate de media caña u occulist. Utilizado para conformación de loops y omegas.

- Alicate de Tweed para loops. Utilizado para la conformación de omegas, loops cerrados o pequeños.Alicate de Jarabak. Cuenta con bocados planos con canaletas para la sujeción del alambre.

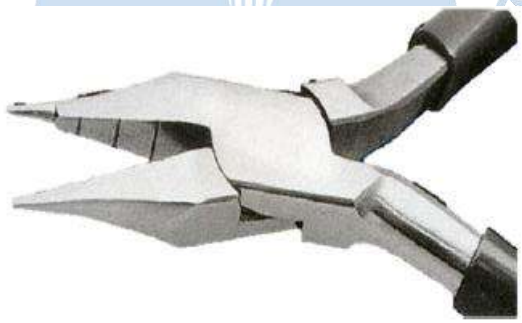


Figura 38. Alicate de Jarabak.
Fuente: (Lamonica, 2015)

- Alicate escalera. Utilizado para confeccionar escalones como ansas del mismo tamaño.

Figura 39. Alicate escalera.
Fuente: https://www.dentoshop.pe/categories/gac-alicates-e-instrumentos

•Alicate escalera de Nance. Utilizado para confeccionar agarres para gomas.

•Alicate Hilgers o Bayoneta. Permite la confección de escalones derechos o izquierdos de 1, 0.5 y 0.75 mm gracias a su diseño dual.

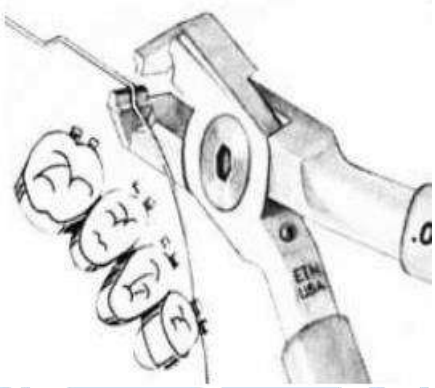


Figura 40. Alicate Bayoneta.
Fuente: (Lamonica, 2015)

•Alicate Tweed de desvío. Utilizado para dar torque y en la confección de ansas.

•Alicate de Young. Utilizado con alambres de mayor calibre, que son usados en aparatos de ortopedia

3.2.4.4.Pinzas para cortar alambres y ligaduras metálicas.

Cuando es realizado el procedimiento, queda un excedente del alambre o arco escogido para ello se utiliza este tipo de pinzas. Entre las cuales están:

•Alicate de corte distal con agarre. Capacidad de corte en arcos redondos de 0.020 pulg y 0.022 pulg x 0.028 pulg en rectangulares.

Figura 41. Alicate de corte distal con agarre.
Fuente: (Lamonica, 2015)

•Alicate para alambres pesados. También conocido como el Gran John, capacidad de corte de alambres hasta de 0.080 pulg.

•Alicate para corte de ligaduras metálicas. Para corte de alambres livianos, con una medida de hasta 0.015 pulg de diámetro.

3.2.4.5.Pinzas para confección de ligaduras metálicas.

Utilizado para confección de ligaduras con alambres de hasta 0.030 pulg.

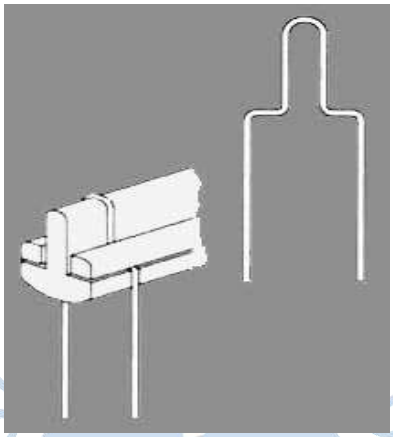


Figura 42. Ligadura metálica conformada.
Fuente: (Lamonica, 2015)

3.2.4.6.Pinzas para amarrar ligaduras.

Cuando se ha instalado el arco en la boca, se debe ligar con los brackets para ello son utilizadas estas pinzas. Entre las principales pinzas utilizadas, se tiene: Mathieu, Mathieu curva, mosquito, twirl on.

3.2.4.7.Pinzas para retirar brackets y bandas.

Una vez finalizado el tratamiento se procede a retirar los brackets y otros elementos utilizados, para ello se utilizan estas pinzas, se tiene pinzas para sacar bandas y para sacar brackets.

Figura 43. Pinza para sacar brackets.
Fuente: (Lamonica, 2015)

3.3.Ortodoncia en el Perú

No existe pruebas sobre tratamientos ortodónticos en el Perú antes de la conformación de la Sociedad Peruana de Ortodoncia.

3.3.1.Sociedad Peruana de Ortodoncia.

Los doctores Ricardo Salazar Southwell, Augusto Taíman Villar y Arturo Rojas Mesías, el 14 de enero de 1943, decidieron fundar esta sociedad especializada con la finalidad de difundir y atraer a otros colegas para que puedan practicar esta especialidad.

El Dr. Augusto Taíman Villar fue el primer profesor de Ortodoncia en el Perú, el cual enseñó en la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Mayor San Marcos, fundada en 1946.

Esta sociedad desde su fundación ha pasado por un período de madurez en la actualidad es considerada como una de las instituciones más prestigiosas de la odontología.

En la actualidad la ortodoncia en nuestro país ya no es considerada una especialidad estética que estaba dirigida a un privilegiado grupo de nuestra población, gracias al avance tecnológico y al aporte de las nuevas generaciones.

3.4.Tipos de ortodoncia

Existen varias clasificaciones de la ortodoncia, en esta investigación se hablará de los dos grandes grupos: ortodoncia removible y ortodoncia fija.

3.4.1.Ortodoncia removible.

Es un aparato acrílico que se coloca en el soporte de los molares, se utiliza para la corrección de defectos de mordida, en niños, su uso en adultos no es efectivo. Los efectos de corrección de este tipo de ortodoncia dependen del tiempo de uso, mientras más horas se lleve puesto, mejores serán los resultados.

Figura 44. Aparato ortodóntico removible
Fuente: Inma, A. (2019). Webconsultas Healthcare. Obtenido de:https://www.webconsultas.com/belleza-y-bienestar/higiene-bucal/tipos-de-ortodoncias-5457

3.4.2.Ortodoncia fija.

Es la más utilizada se compone por brackets, los cuales pueden ser metálicos o cerámicos. Son utilizados tanto en niños como en adultos. La principal diferencia respecto a la removible es que esta última ayuda a desplazar cada pieza dental de forma individual y en cualquier dirección.

Figura 45. Brackets metálicos labiales.
Fuente:
https://ideas.mercadolibre.com/ar/bienestar/tipos-de-brackets/

3.5.Brackets

Existen dos grandes tipos de brackets que son: labiales y linguales. En esta investigación se estudiará un caso clínico de un bracket lingual, pero es conveniente explicar las grandes diferencias de estas dos clasificaciones.

3.5.1.Brackets labiales.

Son los brackets convencionales, se colocan en la parte externa del diente, se le conocen como labiales, debido a que los brackets están en contacto con los labios. Dentro de este tipo de brackets existe una subclasificación debido al material utilizado en su fabricación:

•Brackets metálicos: fabricados con una aleación de acero inoxidable y níquel.

•Brackets estéticos: también conocidos como brackets transparentes, para su fabricación se utiliza estos materiales: cerámica, zafiro, policarbonato y sistema Damon Clear.

Tabla 4. Diferencias de brackets estéticos.

Diferencias de los brackets estéticos				
	Policarbonato	**Cerámicos**	**Zafiro**	**Damon Clear**
Resistencia	Se deforman con el tiempo.	Son más frágiles que los metálicos.	Alta resistencia.	Igual resistencia que los metálicos.
Adhesión	Muy baja.	Muy baja.	Mejor que los cerámicos.	Su diseño les brinda una alta adhesión.
Estética	Son transparentes, pero se manchan fácilmente.	Son de colores claros,	No se manchan ni decoloran.	No se manchan ni decoloran.

Fuente: Sandoval, Y. (2019). Brackets: guía completa. Tipos, precios, características y opiniones. Obtenido de: https://www.dentaly.org/es/ortodoncia/brackets/

Figura 46. Brackets metálicos.
Fuente: https://www.dentaly.org/es/ortodoncia/brackets/

Figura 47. Brackets cerámicos.
Fuente: https://soluciondental.pe/brackets/esteticos/ceramicos/

3.5.2.Brackets linguales.

El sistema y función es igual al de los brackets labiales; sin embargo, se adhieren a la cara interna de los dientes, de allí proviene su nombre ya que está en contacto con la lengua, son conocidos también como brackets invisibles, pero este tipo de ortodoncia presenta ciertas desventajas:

- Mayor incomodidad en los pacientes.
- Más caros.
- Limpieza más difícil por la posición de los brackets.

Figura 48. Brackets linguales.
Fuente: https://ortodonciaexclusiva.com/7-verdades-sobre-la-ortodoncia-lingual

Antes de presentar los fundamentos de la biomecánica en la ortodoncia, es necesario definir conceptos referidos a la mecanobiología de tejidos.

3.6.Mecanobiología de tejidos

La mecanobiología estudia los mecanismos mediante los cuales las células responden a un estímulo mecánico. La mecanobiología crea una interacción entre la mecánica y la biología, haciendo uso de experimentos biológicos y herramientas computacionales

Cabe resaltar, que la mecanobiología se puede dividir en cuatro áreas: celular, de tejidos, de órganos, y de patologías y enfermedades.

La mecanobiología define una relación entre el comportamiento mecánico y celular de los tejidos; sin embargo, la biomecánica tiene conocimiento que los tejidos no pueden igualarse a otro material de ingeniería. Esto debido a los continuos procesos de regeneración y remodelación en relación de los esfuerzos a los cuales son sometidos. En el cuerpo humano existen dos tipos de tejidos: tejidos blandos y tejidos duros.

3.6.1.Tejidos blandos.

La pulpa dentaria es un tejido blando del diente; sin embargo, existe otro, el ligamento periodontal, cuyo estudio es muy importante para entender el comportamiento frente a los estímulos mecánicos.

La pulpa dentaria también conocida como pulpa dental es un tejido conectivo; su función es la contención de vasos sanguíneos, por lo cual es la responsable de la sensibilidad del diente, también es la encargada de mantener la vitalidad de la dentina.

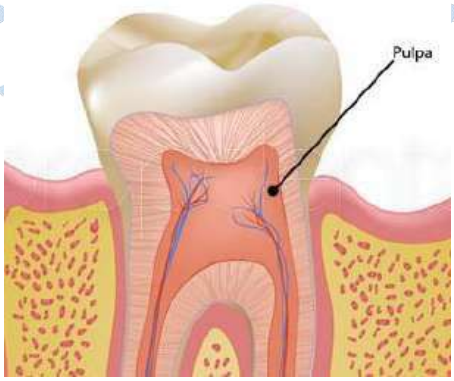


Figura 49. Pulpa dentaria.
Fuente:
https://odontobasicos.wordpress.com/tejidos-dentarios/pulpa-dental/

Las funciones principales se pueden resumir en la tabla 5:

Tabla 5. Características de la pulpa dental.

Características de la pulpa dental	
Inductora	Induce a las células vecinas a generar los tejidos que rodean al diente, fundamentalmente durante su crecimiento.
Formativa	Forma dentina durante toda la vida del diente.
Reparativa	Forma una dentina reaccionaria frente a agentes externos.
Metabólica	Encargado de la formación del tejido.
Sensitiva	Contiene los nervios del diente.

Fuente: (Céspedes Espinoza, 2017).

El tejido más importante en la ortodoncia es el ligamento periodontal conocido también como periodonto. Contiene fibras ricas en colágeno cuya función es conectar el cemento de la raíz dental con el alveolo óseo, creando la suspensión del diente en ese alveolo, de esta manera absorbe la fuerza durante el proceso de masticación. Una prioridad a lo largo de la vida es mantener una capacidad masticatoria adecuada, el periodonto es un tejido que permite optimizar la posición dentaria, siendo esencial para evitar una maloclusión.

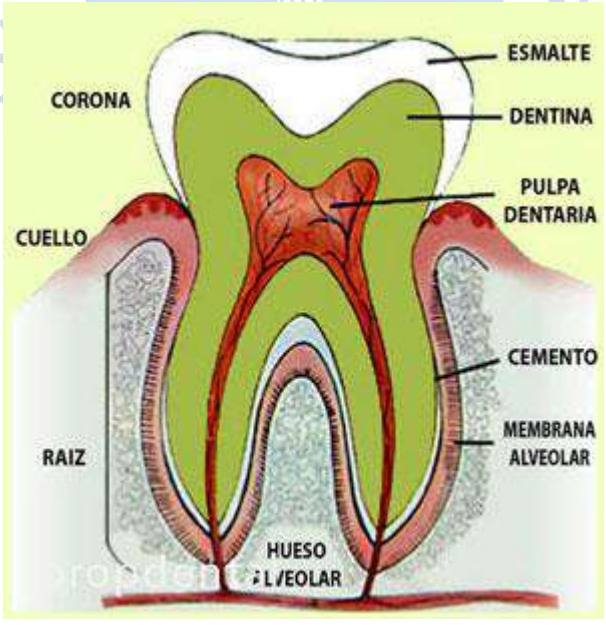


Figura 50. Tejidos del diente.
Fuente: https://www.propdental.es/endodoncia/pulpa-dental/

Existen muchas definiciones del ligamento periodontal, visto desde los biomateriales, entre las que destacan: sustancia de fibra reforzada con comportamiento no lineal, tejido isotrópico con comportamiento lineal, y tejido anisotrópico con comportamiento lineal y no lineal. En consecuencia, a las características intrínsecas del ligamento no existe una definición unánime que detalle el comportamiento mecánico, por lo tanto, se dificulta la

interpretación de los resultados en los estudios. Por lo tanto, esas diferencias en los resultados obtenidos se pueden explicar por la suposición de los autores. Asimismo, en la biomecánica el estudio del ligamento periodontal cuatro técnicas numéricas: modelo elástico-lineal, hiperelástico, viscoelástico y de múltiples fases.

3.6.2.Tejidos duros.

Los tejidos duros presentes en los dientes son los que se muestran en la figura 51:

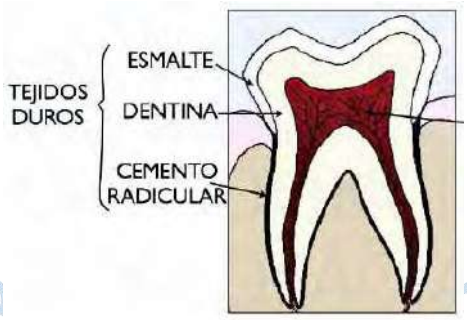


Figura 51. Tejidos duros del diente
Fuente: http://www.ortodonciamax.com/?p=1094

El esmalte es un tejido acelular, avascular e inervado, cubre a la dentina a nivel coronal, es traslúcido. Es el tejido calcificado más duro, el cual es producido por ameloblastos[65].

La dentina es el tejido que provee mayor volumen y forma del diente, se ubica tanto en la corona[66] como en la raíz[67] del diente, a pesar de su dureza es inervada. Está compuesto por túbulos microscópicos (pequeños tubos) que contienen principalmente colágeno. Presenta sensibilidad frente a estímulos externos de tipo térmico, químico o táctil, esta sensibilidad es ocasionado por los túbulos internos.

El cemento radicular tiene como función principal la sujeción del diente al hueso alveolar, cubre la raíz del diente. Es producido por los cementoblastos.

Existe otro tejido duro que no es propiamente del diente, pero es muy importante: el hueso alveolar o alveolo. Está presente en los maxilares superior e inferior, contiene las cuencas o alveolos. Es un tejido mineralizado que está conformado por un 33% de matriz orgánica (28% de colágeno tipo I, el resto es una proteína no colágena).

[65] Células encargadas de la formación del esmalte dental
[66] Parte visible del diente
[67] Parte oculta del diente

Se sabe que la estructura de los tejidos óseos no es uniforme, debido a la porosidad existen dos tipos de hueso los cuales son: hueso cortical, y hueso trabecular.

3.6.2.1.Hueso trabecular.

Su porosidad se encuentra entre el 75 y 95 % de porosidad, el valor de su módulo de elasticidad es considerado similar al del hueso cortical comprendido entre 15 hasta 20 GPa, pero le adjudican un valor de rigidez menor comprendido entre 0,75 y 10 GPa

Para la determinación del valor del módulo de elasticidad se desarrollaron varios ensayos, es así como McNamara (2006) desarrolló un modelo sólido obteniendo 4 trabéculas de hueso vivo que posteriormente fueron procesadas con micro-CT y analizadas mediante el método de elementos finitos. Este modelo permitió apreciar la reacción a cargas sobre un modelo con morfología real (incluyendo lagunas de reabsorción activas). El estrés se observaba elevado en el fondo de las lagunas de reabsorción y aumentaría la actividad osteoclástica más allá de lo que inicialmente estaba previsto para renovar el hueso antiguo o dañado, y también evitan la distribución homogénea de la carga a lo largo de la trabécula.

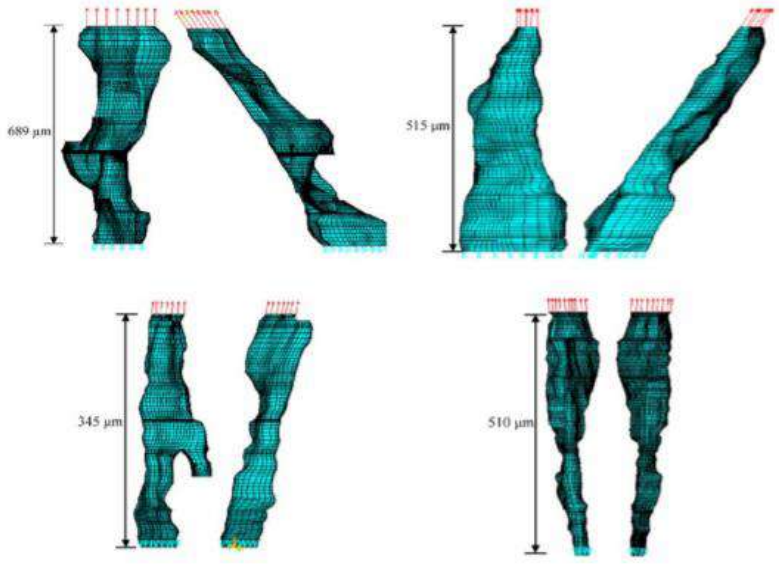


Figura 52. Ensayo de McNamara realizado en el 2006 con 4 trabéculas de hueso vivo bajo el método de elementos finitos.
Fuente: *(McNamara, Van der Linden, Weinans, & Prendergast, 2006)*

Smit y Burger (2000) establecieron la hipótesis que si la deformación baja (desuso) activa los osteoclastos, mientras que si la deformación aumenta (sobrecarga media) se activan los osteoblastos para rellenar la BMU[68]. Estos datos se observaron con unas medidas de estrés

[68] El proceso de remodelación involucra grupos de diferentes células, que presumiblemente funcionan como

no mayores de 16 MPa y de deformación no mayores de 3.074 με y con modelos informáticos de trabécula ideales (sin obtenerlas de trabéculas in vivo).

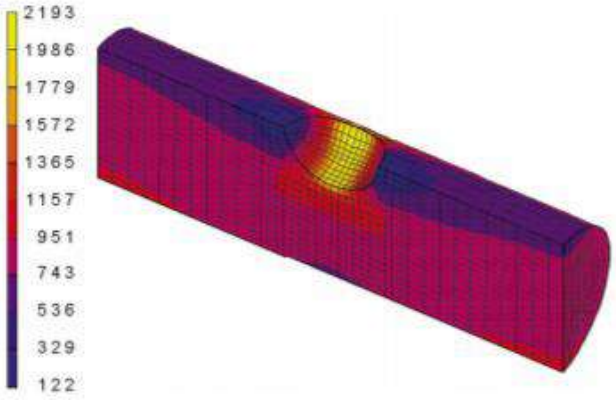


Figura 53. Modelo de elementos finitos utilizado en la investigación.
Fuente: *(Smit & Burger, 2000)*

3.6.2.2.Hueso cortical.

Es una formación ósea densa, forma una especie de corteza alrededor de huesos esponjosos. Su porosidad varía de 5 a 10%.

Los valores de sus propiedades mecánicas son menos dispersos que los encontrados en el hueso trabecular. En general, el módulo de elasticidad se encuentra entre 15-20 GPa la resistencia a la tensión se encuentra entre los 80-150 MPa, y la resistencia a la compresión entre los 90-280 MPa, debido principalmente al carácter anisotrópico del hueso. La resistencia a la compresión es de 200, 110 y 100 MPa en la dirección longitudinal, tangencial y radial respectivamente.

Se debe considerar que los valores de resistencia del hueso cortical son variables en función de la edad:

unidades organizadas, llamadas unidades multicelulares básicas. Siglas en inglés Basic Multicellular Units (BMU).

Tabla 6. Variación de las propiedades del hueso cortical

Edad [Años]	Resistencia a la tensión máxima [MPa]	Porcentaje de deformación [%]
30	120	3,3
100	70	1

Fuente: *(McCalden, McGeough, Baker, & Court-Brown, 1993)*

En 2001 Zioupus con su investigación observa que el hueso cortical femoral a partir de los 35 años experimenta una disminución por década del módulo elástico de 0,35 GPa, de resistencia a la flexión de 6,25 MPa, y de energía de fractura (tenacidad) de 0,03 KJ/m2, asimismo, el tamaño de las microgrietas incrementa con la edad con valores de 500 µm a los 35 años y de hasta 1 mm de longitud a los 92 años.

3.7.Remodelación ósea en ortodoncia

Debido a las fuerzas generadas en la ortodoncia, estas producen una activación de las células del tejido adyacente al diente que ayudan con el movimiento dental. Estos mecanismos son importantes para el comportamiento biológico frente al tratamiento ortodóntico.

Al existir las fuerzas ortodónticas se genera una serie de hechos celulares y moleculares, estas fuerzas generan remodelación de los tejidos adyacentes a los dientes.

3.7.1.Fases del remodelado óseo.

El proceso de remodelación se puede dividir en 4 fases principales:

3.7.1.1.Fase I.

Las células madre hematopoyéticas[69] se transforman en progenitores mieloides que, al tener contacto con el factor estimulante de granulocitos macrófagos, se transforman en precursores osteoclásticos.

3.7.1.2.Fase II.

[69] Célula que se puede transformar en cualquier tipo de células sanguíneas. También conocida como célula madre sanguínea.

Es propiamente el proceso de remodelación, se presenta la diferenciación de los osteoclastos y la reabsorción. En esta fase el osteoclasto adquiere la capacidad de reabsorber tejido óseo.

3.7.1.3.Fase III y IV.

La fase III se caracteriza por la función de los osteoblastos y la fase IV la maduración ósea.

3.8.Células que influyen en el movimiento dental

El movimiento dental y las fuerzas involucradas influye principalmente en el ligamento periodontal, dentro del cual se encuentras células, las cuales se encuentran en la capacidad de regenerar hasta tres tipos de tejido: ligamento periodontal, hueso alveolar y el cemento del diente. Debido a esto se explicará las células más importantes involucradas en el ligamento periodontal y su proceso de remodelación:

- Osteoblasto: Desempeñan un papel importante en la formación del hueso. Algunos se convierten en osteocitos al ser incluido en la matriz extracelular ósea.

- Osteoclasto: Encargados de la absorción de los tejidos mineralizados. Se encuentran en las zonas de reabsorción.

- Fibroblasto: Encargados del mantenimiento y reparación del ligamento y tejidos adyacentes.

- Cementoblasto: Encargados de la remodelación del cemento de la raíz que está sometido a las fuerzas ortodónticas.

3.9.Ligamento periodontal o periodonto (LPD)

Este tejido blando es el más importante en los tratamientos ortodónticos, es por eso, que se explicará más a detalle su composición y funcionamiento respecto a las fuerzas generadas en ortodoncia.

3.9.1.Estructura.

El ligamento periodontal está constituido en gran parte por una red de fibras de colágeno; sin embargo, hay que considerar dos componentes más que son: elementos celulares y líquidos hísticos, los cuales son importantes para el movimiento ortodóntico de los dientes.

A pesar de no ser muy vascularizado, el ligamento contiene vasos sanguíneos y células del sistema vascular, también terminaciones nerviosas.

Cabe resaltar que, en consecuencia, a la porosidad presente en su estructura dichos espacios están llenos de líquido, cuya función estructural sería similar al de un amortiguador de golpes, deriva de esto la importancia del ligamento periodontal en respuesta a las fuerzas ortodónticas.

3.9.2.Respuesta en condiciones normales.

En la masticación se producen fuerzas que van de 1-2 kg si se mastica objetos blandos y hasta 50 kg si se mastica objetos duros, estas fuerzas generadas afectan a los dientes y sus estructuras internas. En respuesta a estas fuerzas internas el líquido hístico evita desplazamientos del diente, las fuerzas son transmitidas al hueso alveolar, esta deformación ósea producto de las fuerzas es imperceptible.

Esto cambia, si se mantiene la presión sobre el diente, durante 3 a 5 segundos, lo cual ocasionaría que salga líquido del ligamento periodontal ocasionando una compresión del tejido sobre el hueso adyacente, causando dolor en la persona.

Tabla 7. Respuesta del LPD.

Tiempo (s)	Respuesta
<1	Se genera una señal piezoeléctrica
1-2	Movimiento imperceptible dentro del LPD
3-5	Genera dolor

Fuente. *(Proffit, Fields, & Sarver, 2014).*

3.9.3.Respuesta a fuerzas mantenidas.

La respuesta dependerá de la magnitud de esta, las fuerzas sostenidas causan dolor, necrosis[70] y el fenómeno de reabsorción basal del hueso alveolar. En la ortodoncia se busca conseguir el movimiento mediante reabsorción, sin embargo, no se puede evitar la producción de necrosis y reabsorción basal.

3.9.3.1.Control biológico del movimiento dental.

[70] Muerte de células o tejido.

Para entender la respuesta frente a las fuerzas ortodónticas, es propicio comentar el control biológico del movimiento de los dientes. Según Proffit (2014) se tiene dos teorías que tratan de explicarlo, dentro de las mismas se menciona dos elementos de control: electricidad biológica y la presión-tensión del LPD.

Electricidad biológica Esta teoría se basa en que el movimiento dental podría ser iniciado por medio de señales eléctricas del tipo piezoeléctricas; sin embargo, este tipo de señales presenta dos características:

- Decadencia muy rápida (la señal cae rápidamente a cero a pesar de mantener la fuerza).
- Produce una señal equivalente en dirección opuesta.

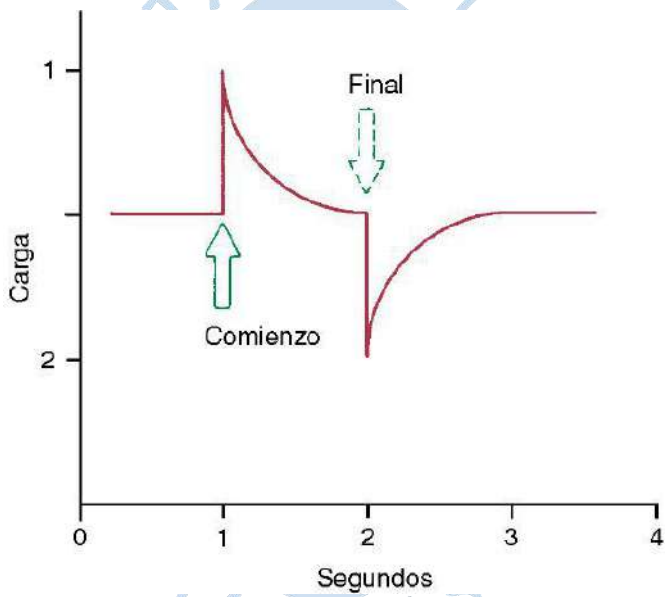


Figura 54. Comportamiento señal piezoeléctrica.
Fuente: https://es.slideshare.net/clau_cano/biomecanica-y-mecanica-del-tratamiento-ortodontico

Debido a estas características presentes en las señales piezoeléctricas se puede descartar esta teoría en respuesta al movimiento de los dientes.

Estudios recientes afirman que se puede mover los dientes por medio de campos electromagnéticos, sin embargo, esto no está respaldado por la evidencia experimental.

Presión-tensión del LPD.Esta teoría sostiene que el estímulo para el movimiento dental depende más de señales químicas que eléctricas. Al existir presión constante sobre un diente este cambia de posición dentro del espacio del LPD, comprimiéndolo en algunas zonas y distendiéndolo en otras (Proffit, Fields, & Sarver, 2014).

Esto se traduce en la presencia de alteraciones en el flujo sanguíneo, los cuales ocasionan cambios en el entorno químico. Esta teoría se resume en tres fases:

- Compresión inicial y alteraciones en el flujo sanguíneo
- Formación y liberación de mensajeros químicos
- Activación celular

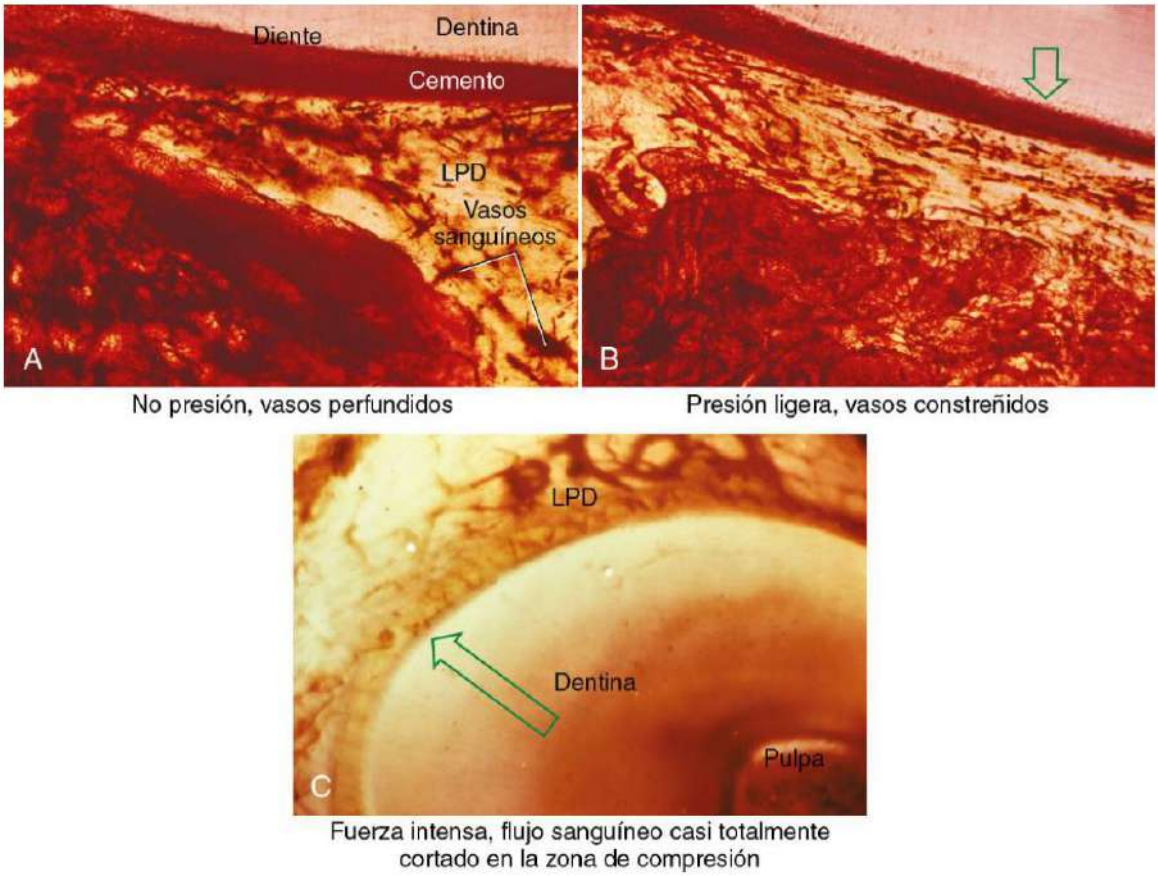


Figura 55. Experimento en un animal.
A)Sin fuerza aplicada
B)Aplicando una fuerza de 50 g
C)Fuerza intensa y constante
Fuente: *(Proffit, Fields, & Sarver, 2014)*.

3.9.3.2.Efectos de la fuerza sobre el LPD.

Según lo explicado anteriormente se puede afirmar que una fuerza intensa y prolongada puede llegar a ocluir totalmente los vasos sanguíneos y llegar a causar necrosis en la zona afectada. En ortodoncia se debe encontrar el valor e intensidad adecuada para estimular los procesos celulares que ayudarán con el movimiento dental sin llegar a causar necrosis en la zona afectada.

Para que exista movimiento deben generarse osteoclastos que elimine el tejido óseo adyacente y al mismo tiempo osteoblastos para la formación de nuevos tejidos. Proffit (2014)

resume esta respuesta frente a las fuerzas ortodónticas dividiéndola en presión leve y presión intensa, y resume las respuestas en la siguiente tabla:

Tabla 8. Respuesta frente a fuerzas mantenidas

TIEMPO		
Presión leve	**Presión fuerte**	**Respuesta**
	<1 s	Generación de una señal piezoeléctrica
	1-2 s	Movimiento del diente dentro del espacio del LPD
3-5 s		
Minutos		Alteración del flujo sanguíneo
Horas		Se producen cambios metabólicos
~4 h		Comienza la diferenciación celular en el LPD
~2 días		Comienza el movimiento con remodelación gracias a los osteoblastos y osteoclastos
	3-5 s	Oclusión de los vasos sanguíneos del LPD
	Minutos	Interrupción del flujo sanguíneo del LPD
	Horas	Muerte celular en zona de comprensión
	3-5 días	Comienzo de reabsorción basal
	7-14 días	Se elimina la lámina adyacente al LPD por medio de reabsorción basal, produciendo movimiento del diente

Fuente. *(Proffit, Fields, & Sarver, 2014)*.

3.10.Definición de biomecánica

Etimológicamente biomecánica proviene del griego *bios* (vida) y de mecánica, es la ciencia encargada del estudio de las fuerzas y sus efectos en el cuerpo humano.

Uribe (2010) define la biomecánica como una ciencia encargada del desarrollo de aplicaciones para la problemática de motricidad y funcionalidad, por una parte, se fundamenta en conceptos mecánicos, debe existir una concordancia entre las propiedades de los materiales, los artefactos y sistemas biológicos. En el caso específico de la ortodoncia la

fuerza transmitida por los brackets al sistema dentomaxilofacial no debe exceder la capacidad biológica del paciente, para no producir daños irreversibles en él, asimismo puede llegar a manifestar una reacción a los elementos orgánicos e inorgánicos que están en contacto con los tejidos.

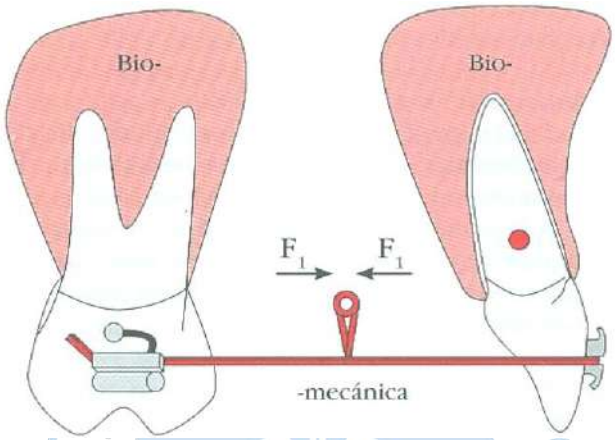


Figura 56. Biomecánica en ortodoncia.
Fuente: Uribe G. (2010). "*Ortodoncia: teoría y clínica"*. Bogotá: Corporación para Investigaciones Biológicas

La ortodoncia involucra conceptos de física como: fuerza, su magnitud, dirección y punto de aplicación, por ello se definirá algunos conceptos básicos de la física, en específico de la rama de la mecánica.

3.11.Conceptos básicos de mecánica

Mecánica se define como el estudio y análisis del movimiento y reposo de los cuerpos, así como su evolución bajo la acción de una o varias fuerzas. Etimológicamente proviene del vocablo latino *mechanica*, que significa "el arte de construir máquinas".[71]

•**Longitud.** Distancia medida a lo largo de una trayectoria.**Tiempo.** Medida de la duración de un acontecimiento.

•**Masa.** Cantidad de materia de un cuerpo.

•**Fuerza.** Acción física capaz de modificar el estado de reposo o movimiento de un cuerpo.

•**Esfuerzo.** Es la acción de una fuerza sobre un área.

[71] Raffino E. "Mecánica en Física". Disponible en: https://concepto.de/mecanica-en-fisica/. Consultado el 26 de agosto de 2019.

•**Momento.** Se calcula como la magnitud de una fuerza multiplicada por la distancia mínima que se establece entre la línea de acción y el eje de rotación.

•**Torque.** Es la acción simultánea de dos momentos de igual magnitud producidos por fuerzas paralelas de igual magnitud, pero con sentido contrario.

•**Leyes de Newton.** El físico y matemático inglés Isaac Newton en 1686, formuló tres enunciados, los cuales explican la relación entre la fuerza y sus efectos en los cuerpos.

•**Primera ley (Ley de la inercia).** Si un cuerpo se encuentra en reposo o en movimiento con una velocidad uniforme, se mantendrá así, mientras no exista una fuerza externa que modifique el estado del cuerpo. Esta es considerada la ley más importante para la ortodoncia.

•**Segunda ley (Ley de la aceleración).** Cuando una fuerza es aplicada sobre un cuerpo, la aceleración que experimentará será proporcional a la magnitud de dicha fuerza. Está definido por la fórmula:

$$F = ma$$ Ecuación 12

Donde:

F: fuerza

m: masa del cuerpo

a: aceleración

•**Tercera ley (Ley de reacción).** Para toda acción (fuerza) existe una reacción opuesta equivalente. En la figura 2-a se aprecia el resorte en reposo sin ningún tipo de fuerza, luego se le aplica una fuerza (FA), por consiguiente, el bracket ubicado en el otro diente genera una fuerza (FD) equivalente a (FA).

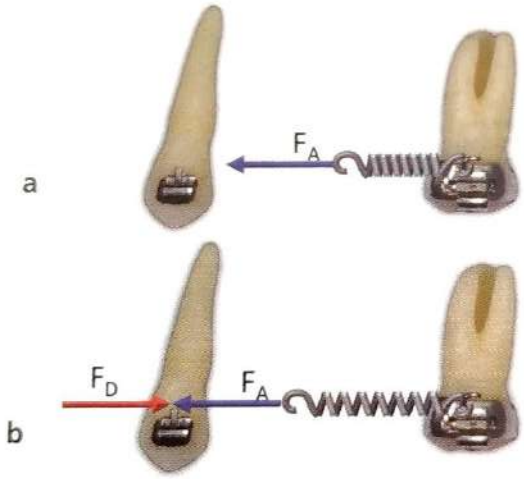


Figura 57. Tercera Ley de Newton en ortodoncia.
Fuente: Burstone, C. J., & Choy, K. (2015). The Biomechanical Foundation of Clinical Orthodontics. Illinois: Quintessence Publishing Co, Inc.

Los doctores de las distintas especialidades utilizan herramientas de la mecánica en la aplicación de sus tratamientos; sin embargo, en la ortodoncia utilizan únicamente la fuerza.

Considerando que los tratamientos en la ortodoncia están basados en la fuerza, es propicio definir algunas de los principios más importantes de la misma:

•**Magnitud.** En la ortodoncia la magnitud de la fuerza son los gramos-fuerza (gf), técnicamente es incorrecto, según el S.I.[72] la magnitud de la fuerza son los Newtons (N), y los gramos se utilizan para expresar magnitudes (medidas) de masa; sin embargo, los profesionales ortodontistas utilizan el gramo-fuerza como unidad de medida por lo tanto en esta investigación se mantendrá esta tradición.

$$1\ Newton(N) = 1\ kg.\frac{m}{s^2} \qquad \text{Ecuación 13}$$

$$1\ kgf = 9{,}8\frac{kg.m}{s^2} = 9{,}8\ N \qquad \text{Ecuación 14}$$

[72] Sistema Internacional de Unidades.

•**Dirección y sentido.** La dirección de la fuerza está definida por su línea de acción, y el sentido se define como la relación entre la línea de acción y el eje del sistema coordinado definido.

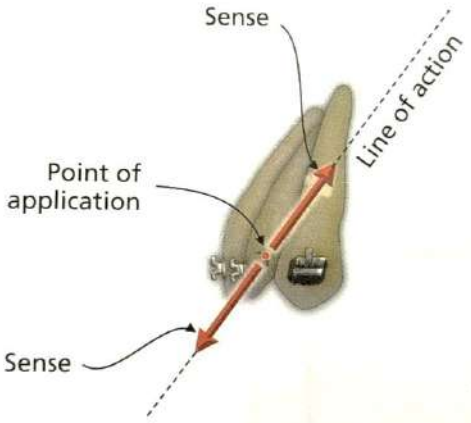


Figura 58. Propiedades de la fuerza.
Fuente: Ibidem

•**Momento en ortodoncia.** Determina el potencial de rotación de un cuerpo, se produce cuando la fuerza no pasa por el Centro de Resistencia (CR) del diente. Su fórmula es: M = F x D.

En la ortodoncia el momento se determina al multiplicar la magnitud de la fuerza del sistema mecánico por la distancia perpendicular desde la línea de acción de F del diente.

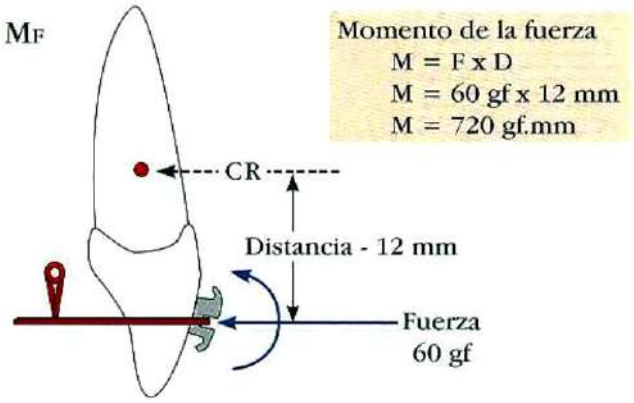


Figura 59. Momento de fuerza en ortodoncia.
Fuente: Uribe G. (2010). "*Ortodoncia: teoría y clínica"*. Bogotá: Corporación para Investigaciones Biológicas

•**Centro de masa.** Punto geométrico donde se concentra la masa de un cuerpo.

•**Centro de resistencia (CR).** Punto donde se concentra la resistencia de un cuerpo a ser movilizado, es análogo al centro de gravedad.

•**Centro de rotación (Crot).** Punto en el cual un objeto gira cuando se mueve.

•**Centro de resistencia en los dientes.** Donde se encuentra concentrada las reacciones del hueso alveolar respecto a las fuerzas externas que actúan sobre los mismos, muchas veces el CR del diente o dientes depende de la cantidad de raíz cubierta por hueso alveolar (Figuras 10 y 11).

•**Relación entre momento y fuerza (R=Mc/F).** Es un concepto muy importante en la ortodoncia, físicamente viene a ser la gráfica del esfuerzo por unidad de área producido por una fuerza en el ligamento periodontal. Un error de variación en esta relación puede cambiar espontáneamente el tipo de movimiento dental que se busca obtener.

•**Torque.** Su valor se suele dar en grados, puesto que mide la desviación entre el par fuerza producto de la torsión del alambre rectangular o cuadrado y su distancia.

Figura 60. Torsión de un alambre rectangular.
Fuente: https://www.youtube.com/watch?v=oLcfOlBw-xM

3.12.Biomecánica en ortodoncia

La aplicación de una fuerza a un diente modifica su estado de reposo produciendo una aceleración instantánea que provoca un nuevo estado de reposo, la aceleración es tan pequeña que se considera cero. El principal objetivo de la biomecánica en ortodoncia es la reducción o eliminación de los efectos adversos en los tratamientos, para ello se utilizan los diagramas de cuerpo libre.

3.12.1.Tipos de movimiento dental

Para poder explicar los movimientos dentales presentes en ortodoncia, es necesario estudiarlo desde un punto de vista físico y matemático, simplificando factores biológicos

que aumentarían su, para ello se detallará algunos de los movimientos más comunes en ortodoncia:

3.12.1.1.Movimiento de inclinación no controlado.

Se presenta cuando al diente se le aplica una fuerza horizontal a través de la ranura del bracket, pero lejos de su centro de resistencia. Los elásticos intermaxilares, las cadenas elásticas y los resortes de metal en alambres redondos son los que producen este movimiento. Las principales características de este movimiento es la presencia de un esfuerzo muy grande en el ligamento periodontal, sin embargo, no presenta esfuerzos en su centro de resistencia, este tipo de movimiento es muy poco utilizado en ortodoncia por sus resultados indeseables.

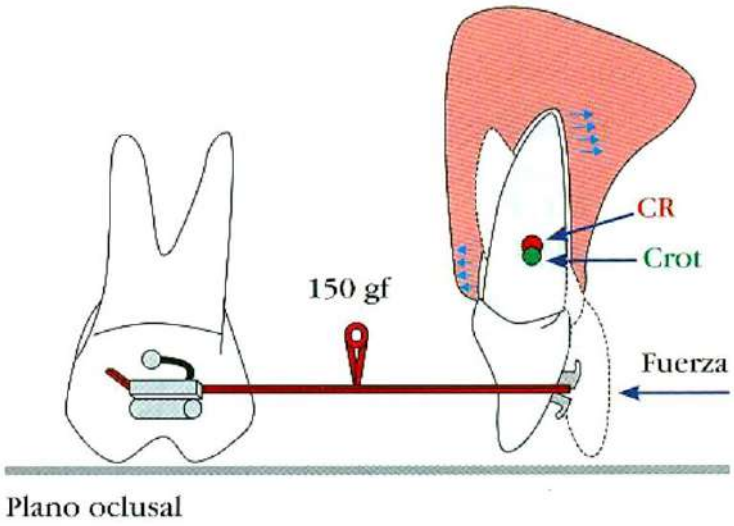


Figura 61. Movimiento dental no controlado.
Fuente: Uribe G. (2010). "*Ortodoncia: teoría y clínica*". Bogotá: Corporación para Investigaciones Biológicas

3.12.1.2.Movimiento de inclinación controlado.

Al igual que el anterior se produce cuando la fuerza horizontal es aplicada en la ranura del bracket, pero al mismo tiempo se produce una cupla, torque o MC a través de un alambre rectangular. El esfuerzo producido en el ligamento periodontal es no uniforme siendo mayor en la cresta alveolar.

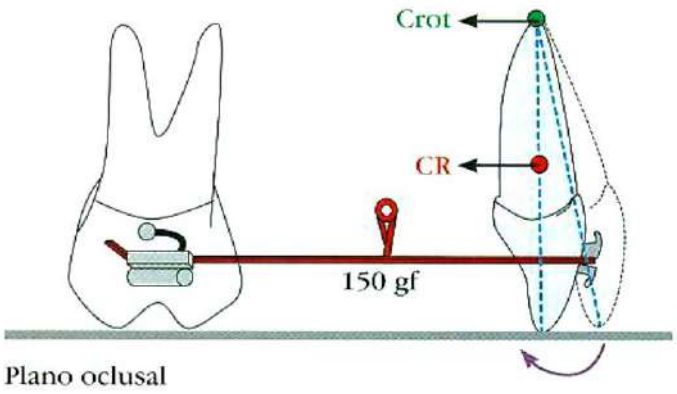


Figura 62. Movimiento dental controlado.
Fuente: Ibidem

3.12.1.3.Movimiento en cuerpo o de traslación.

La fuerza horizontal pasa por el centro de resistencia del diente, asimismo cuando la dirección de movimiento es vertical se le llama intrusión o extrusión pura (Figura 55). Es necesario el uso de alambres de calibre grueso para producir este movimiento. Entre sus características principales se tiene que el esfuerzo producido en el ligamento periodontal es uniforme.

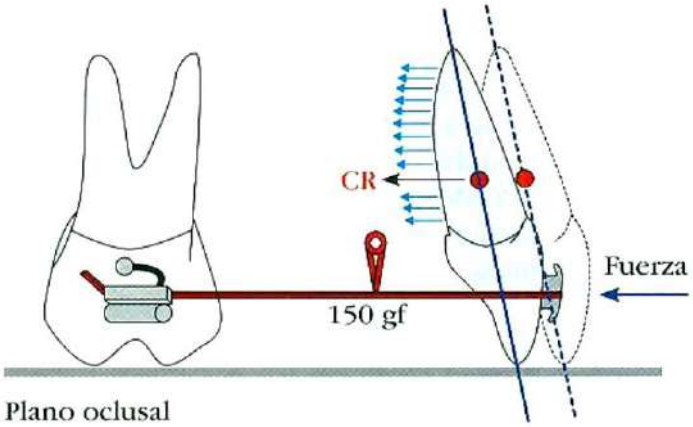


Figura 63. Movimiento en cuerpo o traslación.
Fuente: Ibidem

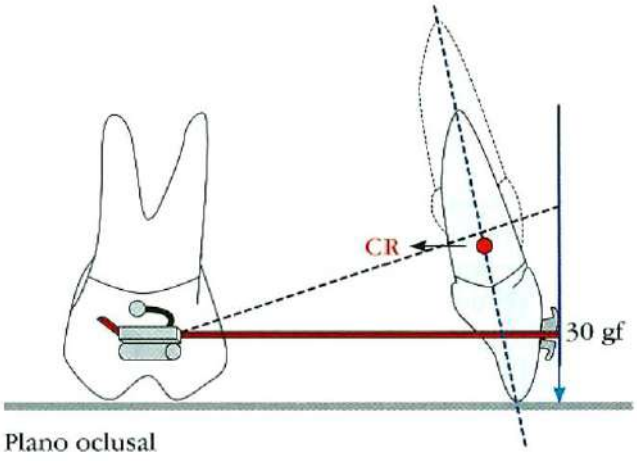


Figura 64. Movimiento de intrusión.
Fuente: Ibidem

3.12.1.4.Movimiento radicular.

No existe fuerza horizontal, además el centro de rotación de los dientes se encuentra ubicado en las ranuras de la bracket, los alambres rectangulares son los encargados de generar el movimiento en las raíces. El alambre debe medir 0.016 x 0.022 o 0.017 x 0.025 mm. El esfuerzo producido en el ligamento periodontal es uniforme.

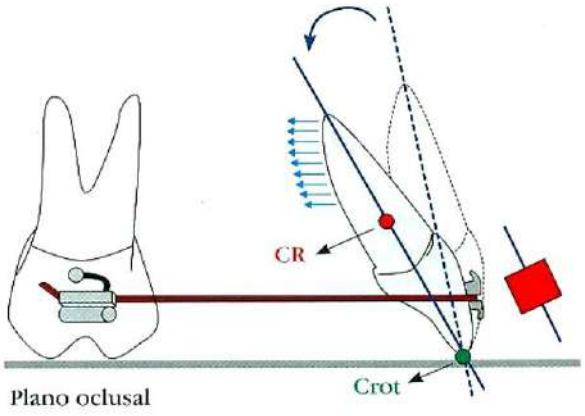


Figura 65. Movimiento radicular.
Fuente: Ibidem

Según lo explicado anteriormente el tipo de movimiento dental se ve influenciado por la magnitud y el punto de aplicación de la fuerza, por ello Proffit (2014), establece de manera referencial las fuerzas óptimas para obtener los movimientos dentales necesarios, se muestran en la siguiente tabla:

Tabla 9. Respuesta frente a fuerzas mantenidas

Fuerzas referenciales para movimiento dental	
Tipo	**Fuerza (g)**
Inclinación	35-60
Traslación	70-120
Radicular	50-100
Rotación	35-60
Extrusión	35-60
Intrusión	10-20

Fuente. *(Proffit, Fields, & Sarver, 2014).*

3.12.2.Modelo teórico matemático utilizado en ortodoncia.

Bien se sabe, que el estudio de los movimientos ocasionados por la ortodoncia no es exacto, debido a las características biológicas que influyen en los cambios, para ello existen modelos matemáticos para explicar dicho movimiento. El más conocido es:

3.12.2.1.Modelo teórico de Burstone.

Estudiar los efectos en los dientes como resultado de la aplicación de fuerzas es muy complejo, por eso el físico Burstone en 1962, presentó un modelo matemático teórico del movimiento dentario basado en la física, este modelo se viene utilizando hasta la actualidad para explicar y enseñar el funcionamiento de sistemas mecánicos ortodónticos.

Este modelo teórico resuelve dos problemáticas: fuerza necesaria para producir un determinado centro de rotación y magnitud de fuerza para producir movimiento del diente de un grupo de dientes.

A partir de su modelo, Burstone se deben considerar tres niveles:

- Nivel clínico: el dolor, movilidad, pérdida de hueso y los fenómenos de remodelación y reabsorción radicular de los dientes.
- Nivel celular y bioquímico: respuesta de los tejidos por la fuerza aplicada, es decir los cambios en el hueso, cemento y en el ligamento periodontal.
- Nivel de esfuerzo y deformación en el ligamento periodontal (LP): es el componente físico más importante para considerar en el movimiento de los dientes.

UNIVERSITAS • STUDIORUM • PIURENSIS

Capítulo 4

Obtención del modelo virtual (diente-periodonto) de un caso personalizado

Debido a los grandes avances tecnológicos en las últimas décadas para realizar un ensayo médico, es posible el uso de herramientas computacionales, las cuales evitan la realización de ensayos invasivos con animales y/o personas. Por medio de estas herramientas se puede obtener resultados muy similares a los que se obtendría haciendo un ensayo invasivo.

En esta investigación en particular se obtendrá un modelo virtual de una pieza dental, específicamente el segundo premolar superior, se utilizará las imágenes médicas obtenidas por medio de tomografías computarizadas, cabe resaltar que el modelo obtenido será conformado por la dentina y el ligamento periodontal.

4.1.Software para procesamiento de imágenes médicas

Para poder examinar todos estos valores de grises de la estructura de las imágenes tomográficas es necesario el uso de un software especializado, para esta investigación se utilizó el software MIMICS para el procesamiento y segmentación de las imágenes médicas, sin embargo, debido a su alto precio y restringido acceso se hablará sobre otro programa que tienen igual funcionamiento al utilizado en esta investigación, que a diferencia de este es de fácil acceso.

4.1.1.InVesalius.

Es un software médico gratuito utilizado para el procesamiento y reconstrucción digital de las imágenes médicas obtenidas por tomografía computarizada o por resonancia magnética. Procesa las imágenes DICOM y permite la generación de archivos STL[73]. Está

[73] Standard Triangle Language (*.stl) formato CAD que define geometría de objetos 3D, la cual excluye color, texturas y algunas propiedades físicas.

disponible en sistemas operativos Linux, Windows y Mac OS X, su nombre es un homenaje al médico belga Andreas Vesalius, considerado “el padre de la anatomía moderna” (Wikipedia, 2019).

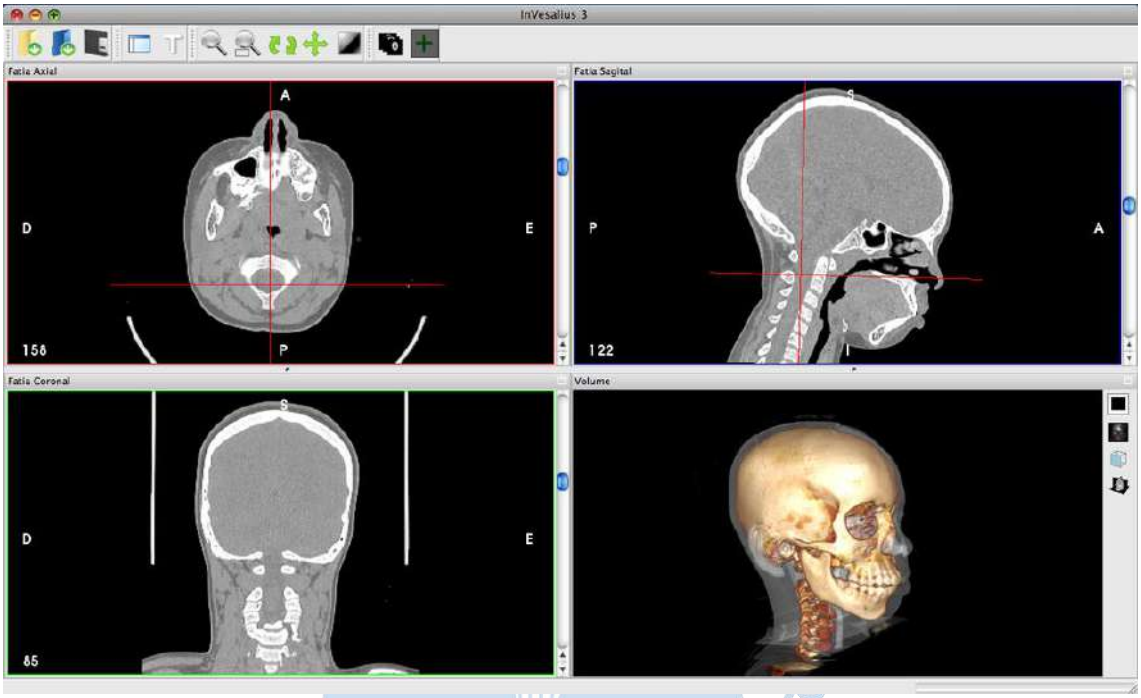


Figura 66. Interfaz de trabajo del software InVesalius.
Fuente: (Wikipedia, 2019)

4.1.2.Materialise Mimics.

Es un software de procesamiento de imágenes médicas desarrollado por Materialise NV, es utilizado para crear modelos 3D a partir de las imágenes DICOM en 2D. Cuenta con una trayectoria de 25 años en la industria, utilizado mayormente por investigadores e ingenieros. Junto con el software principal viene el software 3-Matic utilizado para la creación de elementos finitos a través de un mallado volumétrico. Entre sus principales aplicaciones se tiene (Materialise, 2019):

- Mediciones anatómicas
- Cirugía virtual
- Mallado mediante elementos finitos
- Diseño de modelos de pruebas
- Diseño de dispositivo específico para el paciente
- Análisis postoperatorio

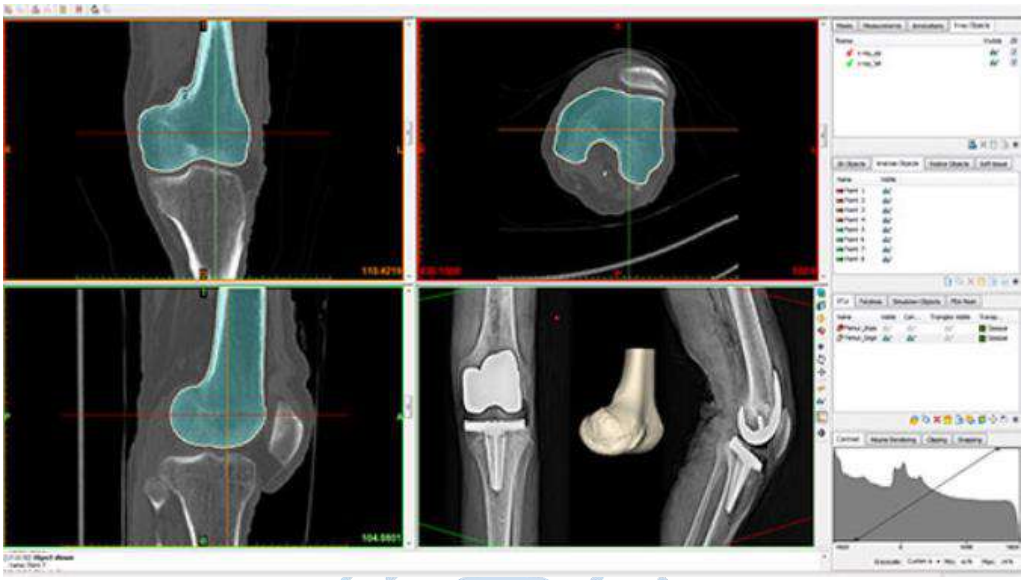


Figura 67. Interfaz de trabajo del software Mimics.
Fuente: (Materialise, 2019)

4.2.Caso particular

En colaboración con doctores de la Universidad Peruana Cayetana Heredia, se pudo conseguir las imágenes médicas para esta investigación, cuyo tamaño del voxel aproximado es de 0.4 x 0.4 x 0.6 mm. Con ayuda del software Mimics se puede obtener algunos datos importantes sobre las imágenes DICOM procesadas:

Tabla 10. Datos imágenes DICOM

Datos importantes imágenes DICOM	
Nombre del paciente	Escalante Salazar, Roger
Número de cortes	496
Espesor de corte	0.30 mm

Fuente: Elaboración propia.

4.3.Segmentación de imágenes médicas

En la siguiente figura se muestra el proceso básico para la obtención del modelo 3D:

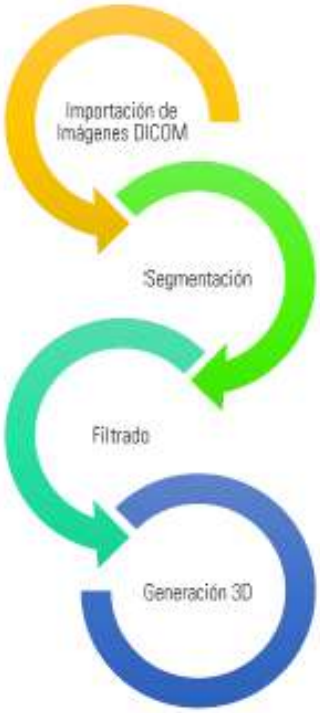


Figura 68. Proceso de obtención de modelo 3D en Mimics.
Fuente: (Céspedes Espinoza, 2017)

4.3.1.Proceso de segmentación. Para poder obtener el modelo se han seguido los siguientes pasos:

Obtención de las imágenes DICOM correspondiente al caso particular

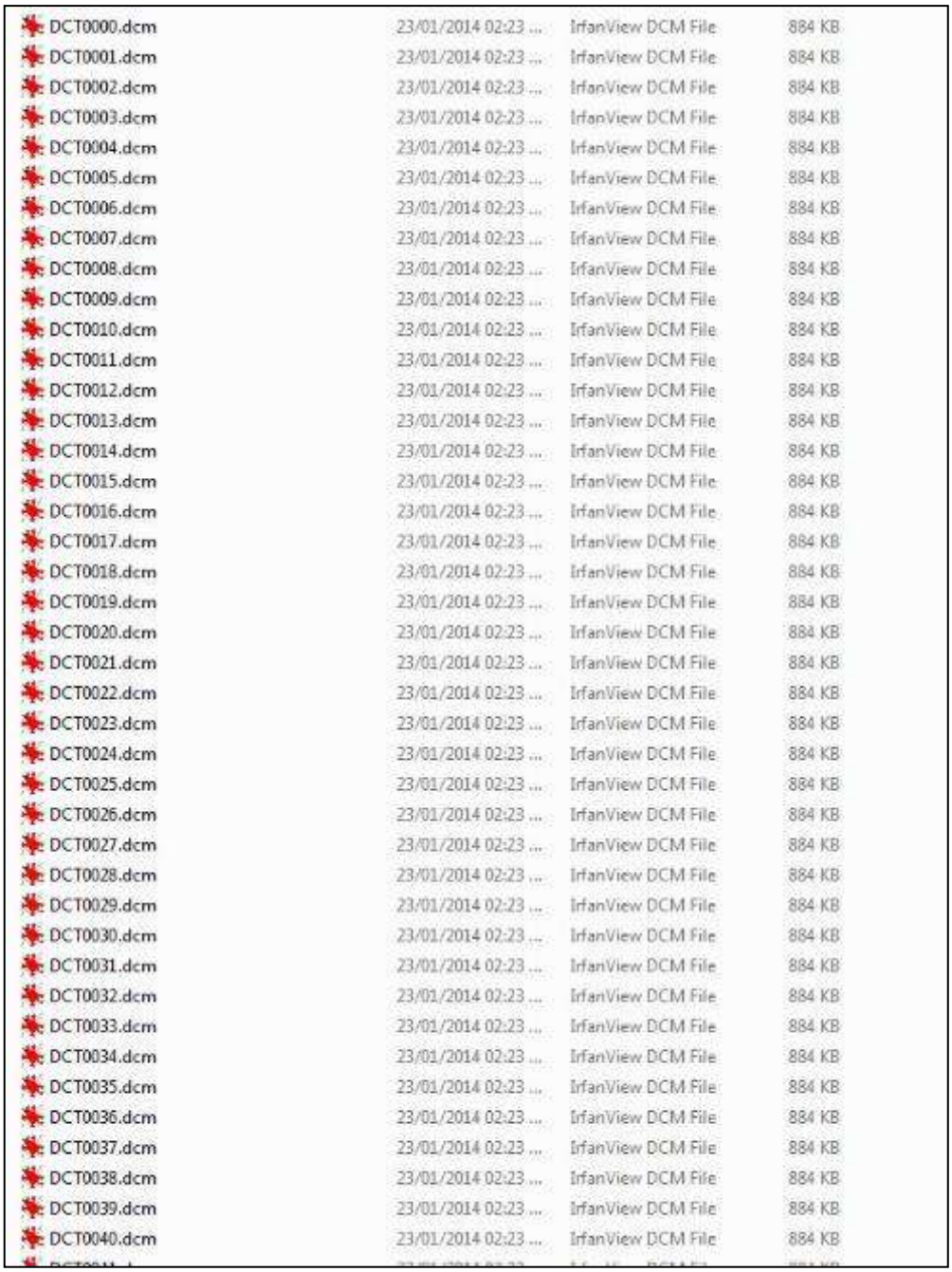


Figura 69. Imágenes DICOM del paciente
Fuente: Elaboración propia.

Utilizando el software Mimics se procede a importar las imágenes DICOM:

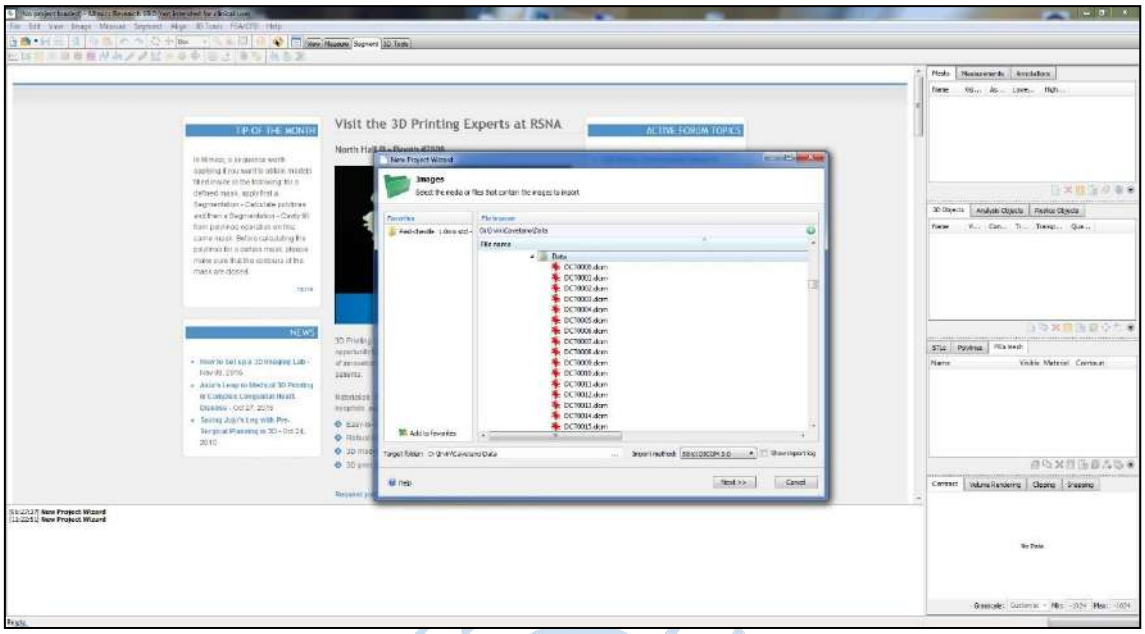


Figura 70. Importación de las imágenes DICOM
Fuente: Elaboración propia

Al continuar con el proceso, se pueden obtener algunos datos importantes de las imágenes DICOM que fueron detallados en la tabla 10:

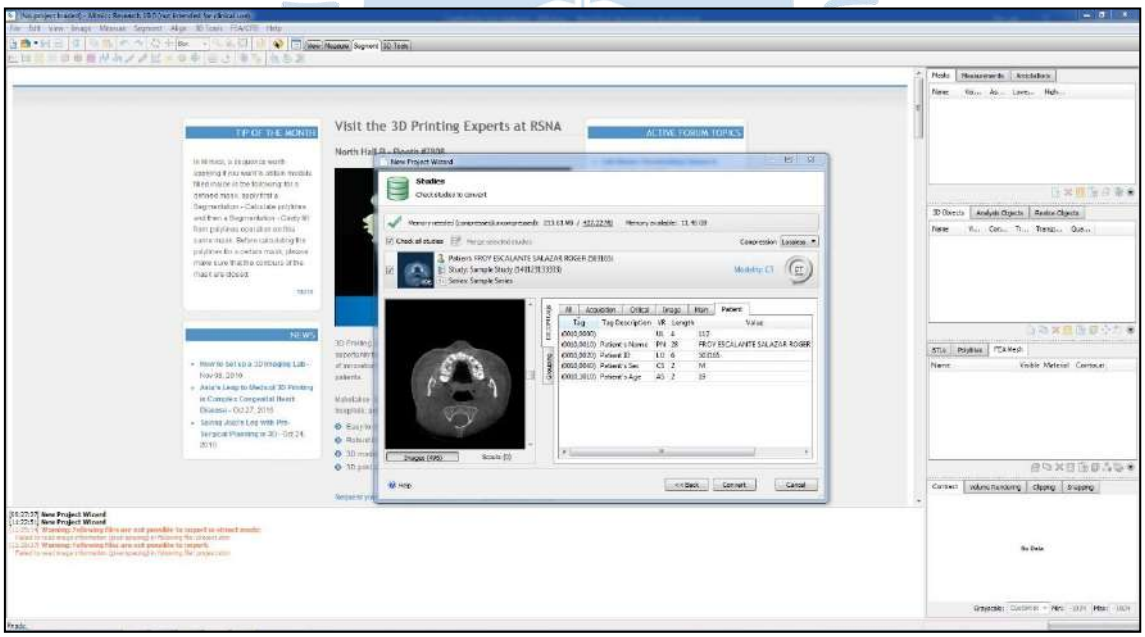


Figura 71. Datos relevantes de las imágenes DICOM.
Fuente: Elaboración propia

Se puede elegir los planos y hacer una vista previa de las imágenes:

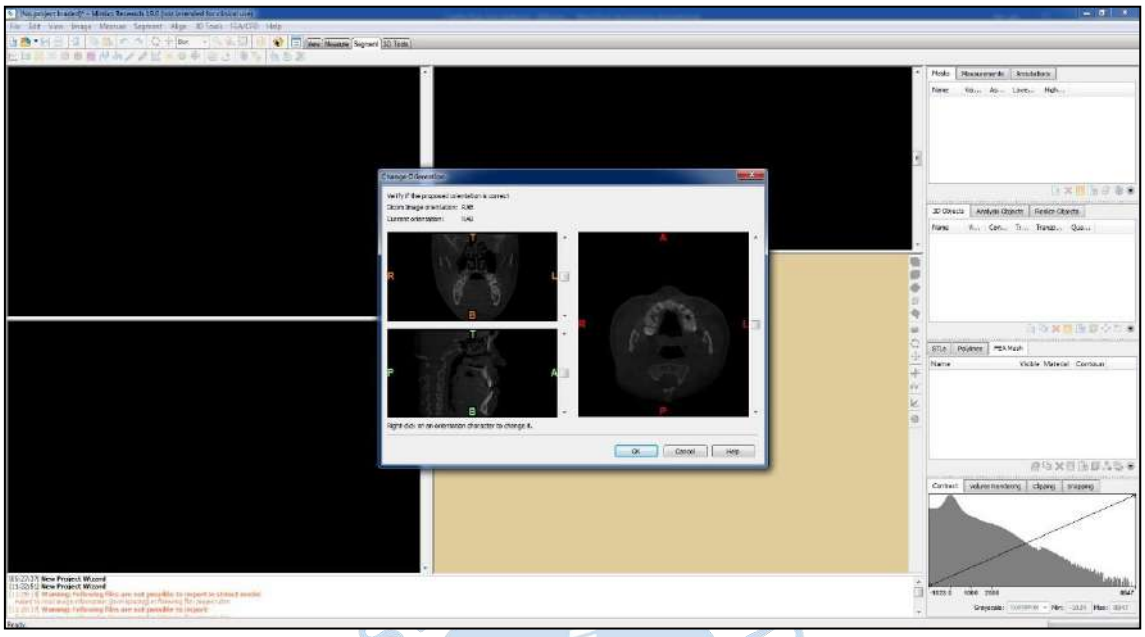


Figura 72. Elección de planos a utilizar en la segmentación.
Fuente: Elaboración propia

Se pasa a la interfaz del programa y se aprecia los planos de trabajo:

- Axial: Parte superior derecha
- Coronal: Parte superior izquierda
- Sagital: Parte inferior izquierda
- Vista 3D: Parte inferior derecha

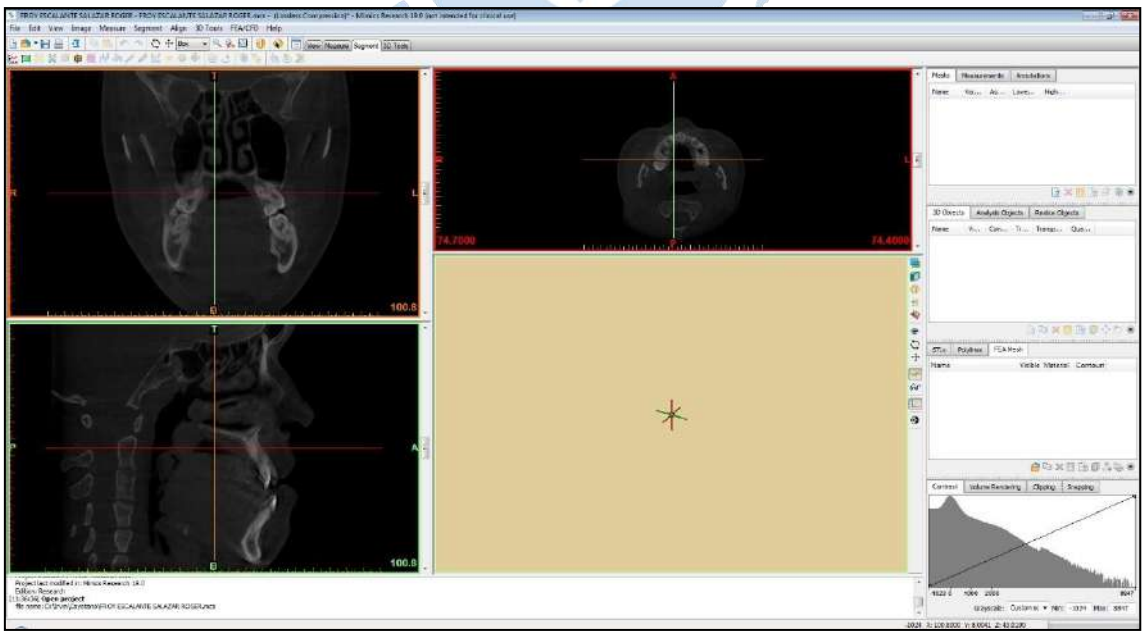


Figura 73. Interfaz del programa.
Fuente: Elaboración propia

En la interfaz con ayuda del rango de escalas de grises que viene por defecto en el software se genera la primera máscara correspondiente a dientes (Tooth) usando la función Thresholding:

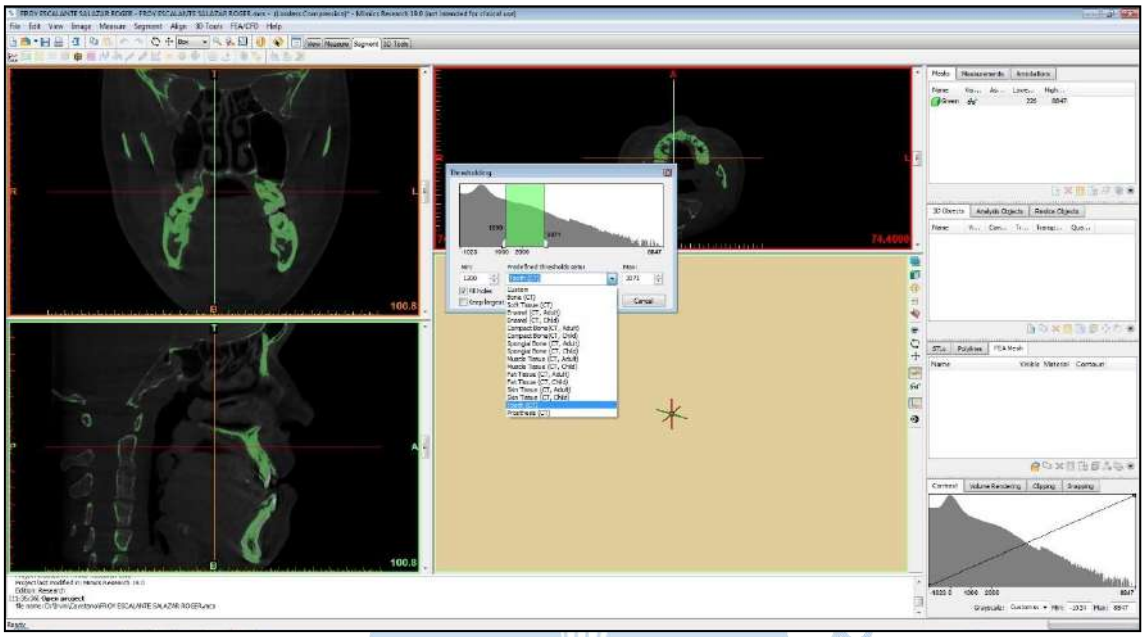


Figura 74. Obtención de máscara con función Thresholding.
Fuente: Elaboración propia

Una vez generada la máscara en base a la escala de grises del software, se procede a generar un modelo 3D de la misma, para poder empezar con el filtrado de esta:

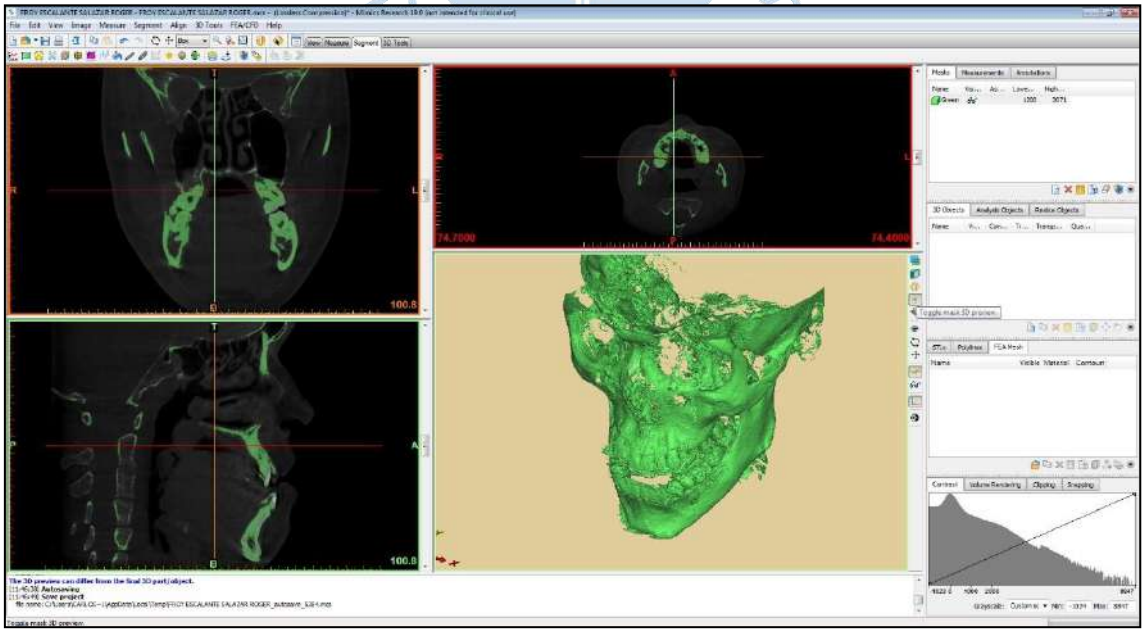


Figura 75. Vista 3D de la máscara dientes.
Fuente: Elaboración propia

Generando el primer modelo 3D de la máscara se aprecia algunos pixeles flotantes, con ayuda de la función Region Growing se procede a eliminarlo:

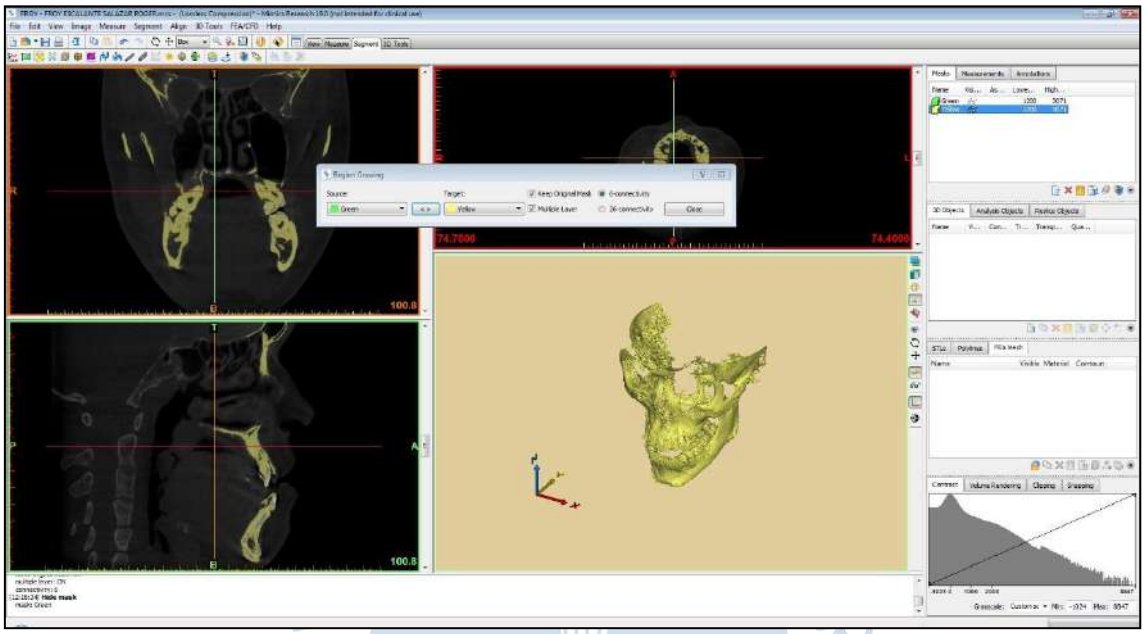


Figura 76. Uso de función región growing para eliminar pixeles flotantes.
Fuente: Elaboración propia

En esta investigación se analizará la segunda premolar superior entonces es necesario obtener el modelo del maxilar superior utilizando la función Edit Masks, se procede a eliminar el maxilar inferior el cual no se necesitará en este proyecto:

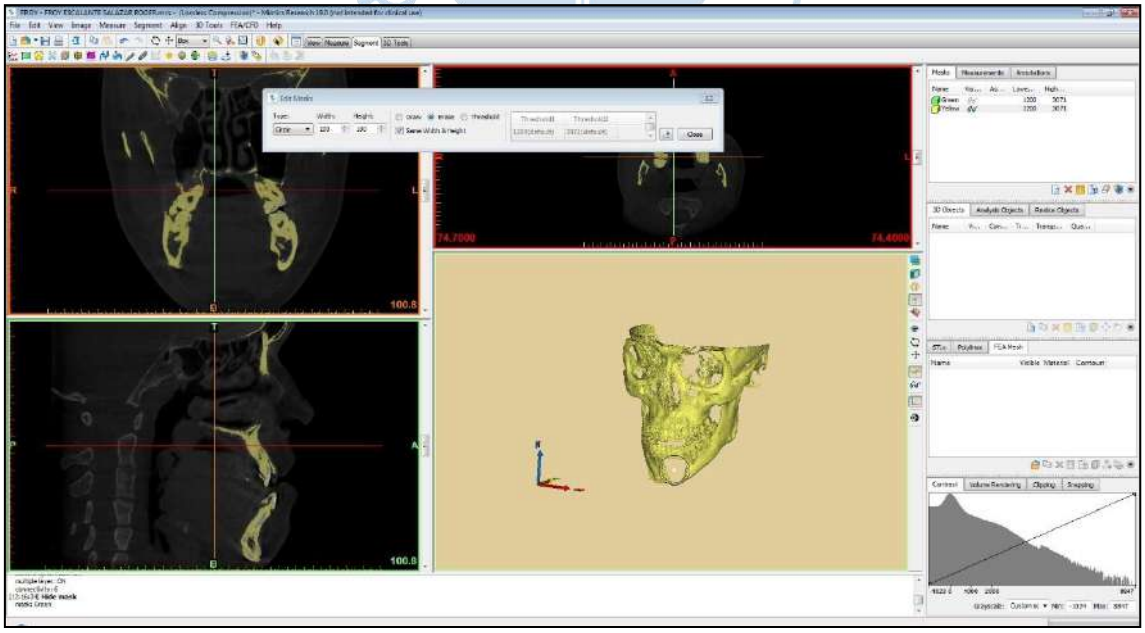


Figura 77. Uso de función Edit Masks.
Fuente: Elaboración propia

Luego de utilizar la función, se logra obtener un modelo preliminar del maxilar superior:

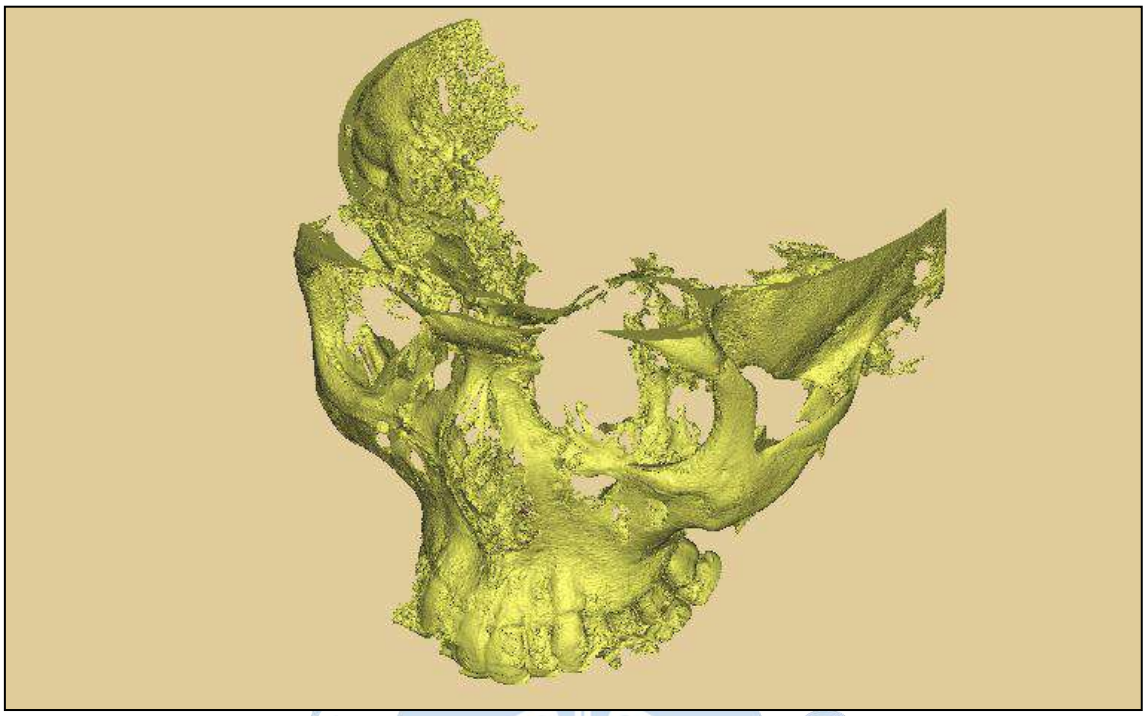


Figura 78. Modelo preliminar del maxilar superior.
Fuente: Elaboración propia

Para continuar con el proceso de segmentación se utiliza la función Multiple Slice Edit, la cual permite realizar el filtrado en cada uno de los planos: axial, coronal y sagital, para obtener más detalles en la filtración de los pixeles. Sin embargo, esta función hace el proceso de filtrado más lento por eso se combina con la función Interpolate (Figura 80), la cual ayudará a realizar una interpolación entre los cortes de cualquiera de los planos en el cual se trabaje. Cabe resaltar que, se necesita el modelo de un diente, para ello se trabaja con el diente y hueso por separado, para obtener mayor calidad en el modelo, y poder obtener por separado el modelo del diente, hueso y ligamento periodontal:

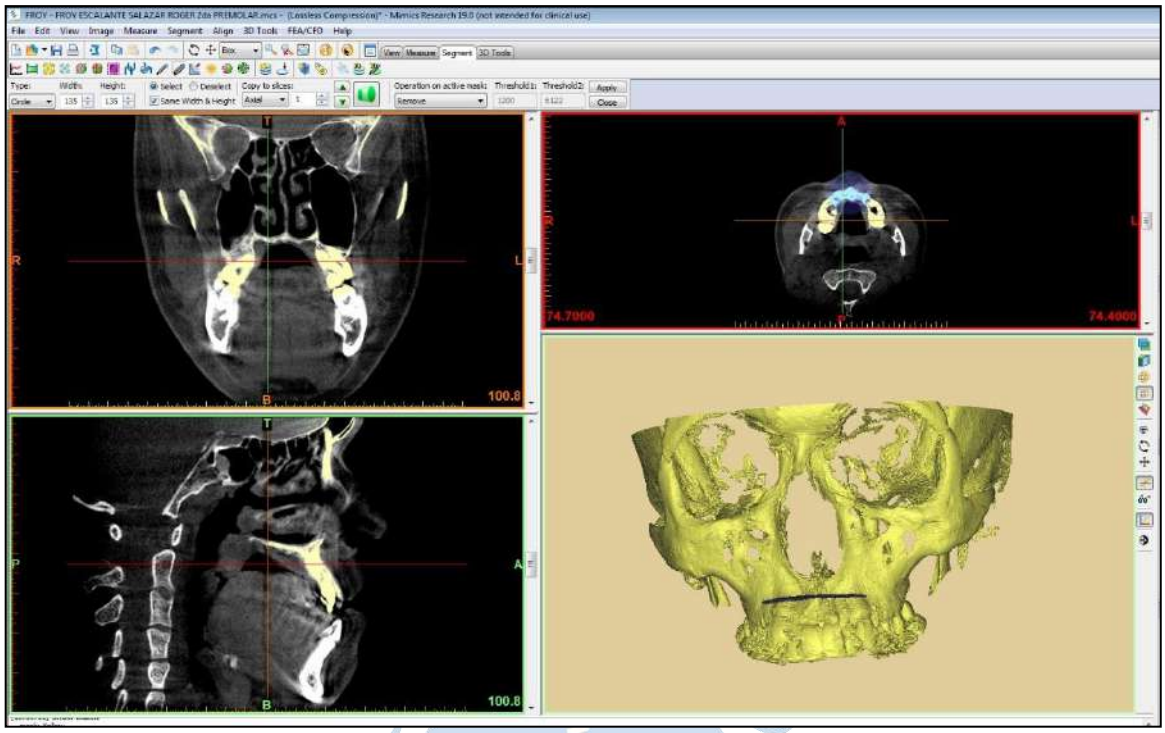


Figura 79. Uso de función Multiple Slice Edit.
Fuente: Elaboración propia

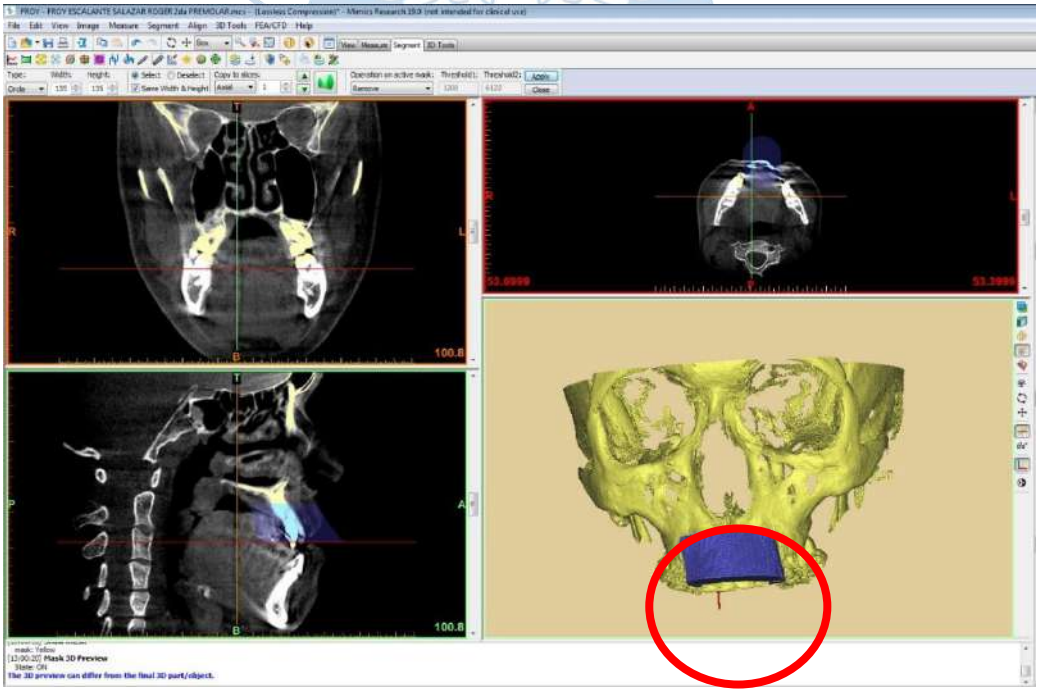


Figura 80. Función Interpolate (Interpolación de cortes).
Fuente: Elaboración propia

Finalmente se obtiene los modelos 3D del diente (Figura 81) y, del hueso y diente (Figura 82):

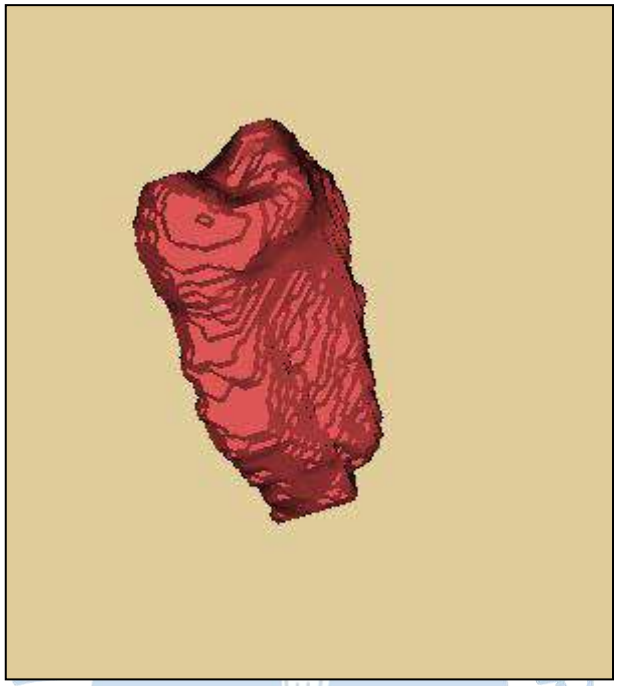


Figura 81. Modelo del diente.
Fuente: Elaboración propia

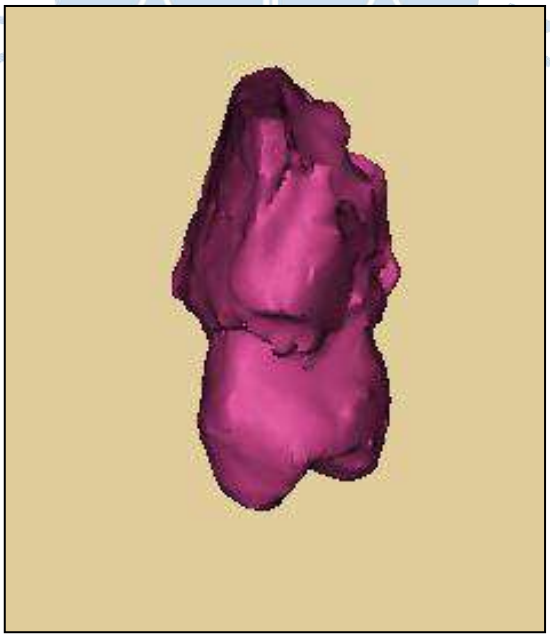


Figura 82. Modelo del diente y hueso.
Fuente: Elaboración propia

Para obtener el hueso por separado se utiliza la función Boolean Operations,con la cual se puede aplicar: intersección, resta, erosión y dilatación. Se hace la resta del modelo diente y hueso, con el modelo del diente, para obtener lo de la siguiente figura:

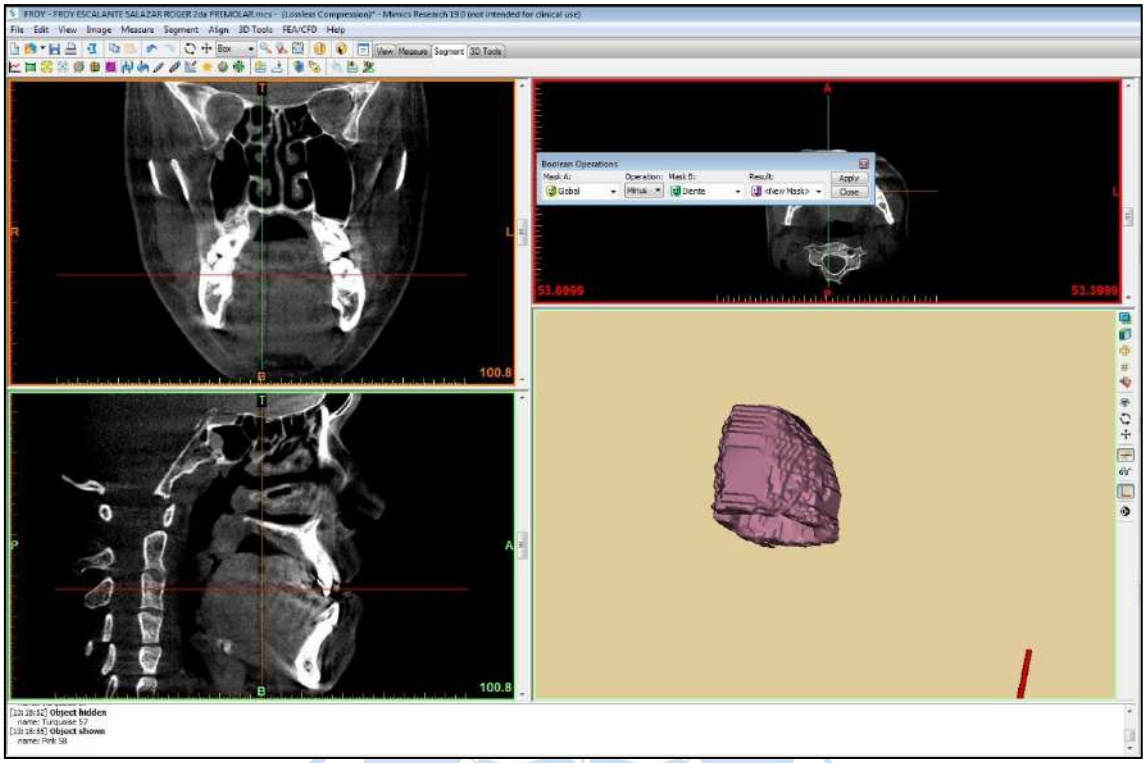


Figura 83. Obtención del hueso
Fuente: Elaboración propia

Ahora para el estudio a realizar en esta investigación, se necesita el ligamento periodontal, para ello se vuelve a usar la función operaciones booleanas, utilizando dilatación sobre la máscara y luego se le resta el diente, obteniendo el modelo del ligamento que se muestra:

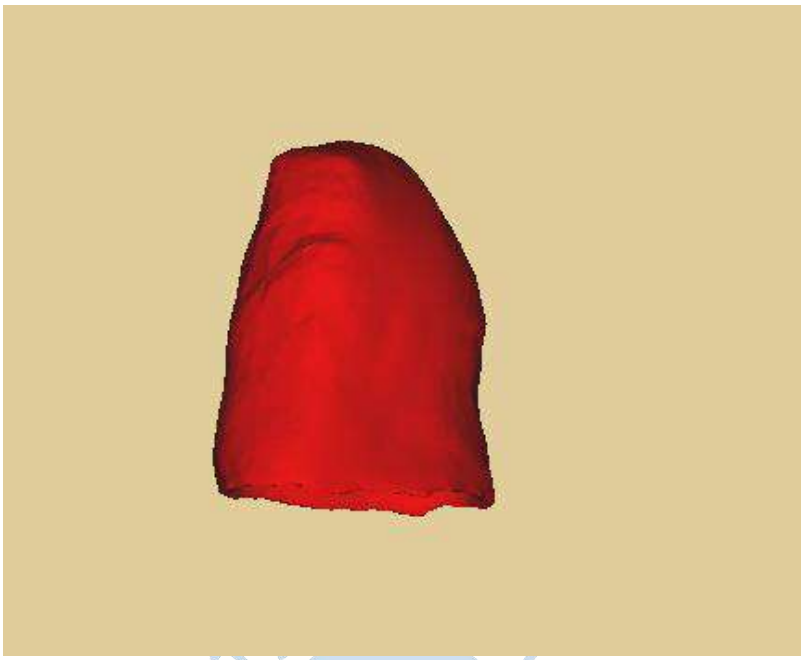


Figura 84. Modelo del ligamento periodontal
Fuente: Elaboración propia

Luego se fusiona los modelos obtenidos por separado del diente, hueso y ligamento periodontal para la obtención del modelo final:

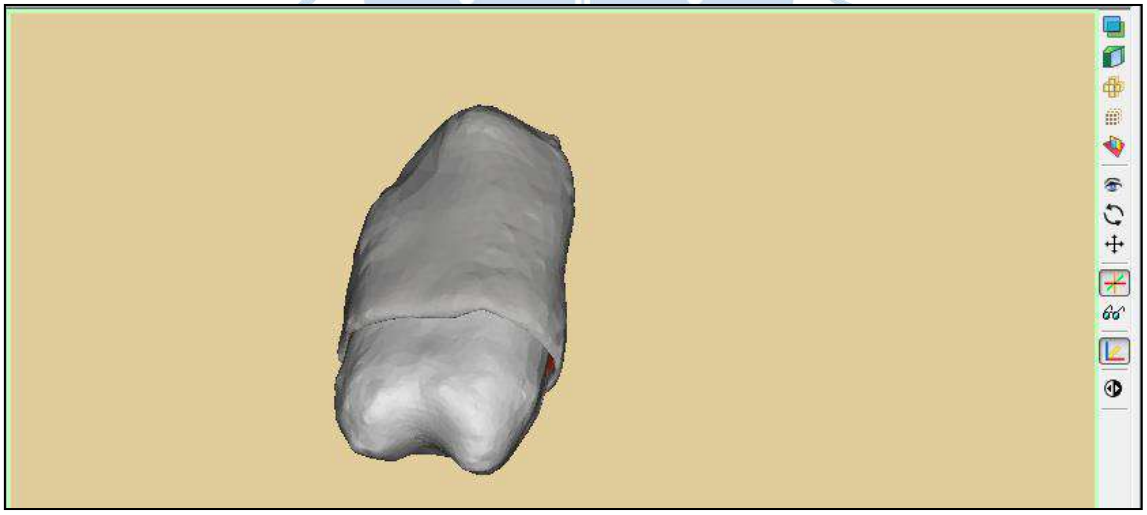


Figura 85. Modelo final en Mimics.
Fuente: Elaboración propia

4.4.Mallado volumétrico y asignación de propiedades mecánicas

El modelo final obtenido en Mimics es un “cascarón”, para ello se utiliza el software complementario 3-Matic, con el cual se mallará volumétricamente dicho modelo:

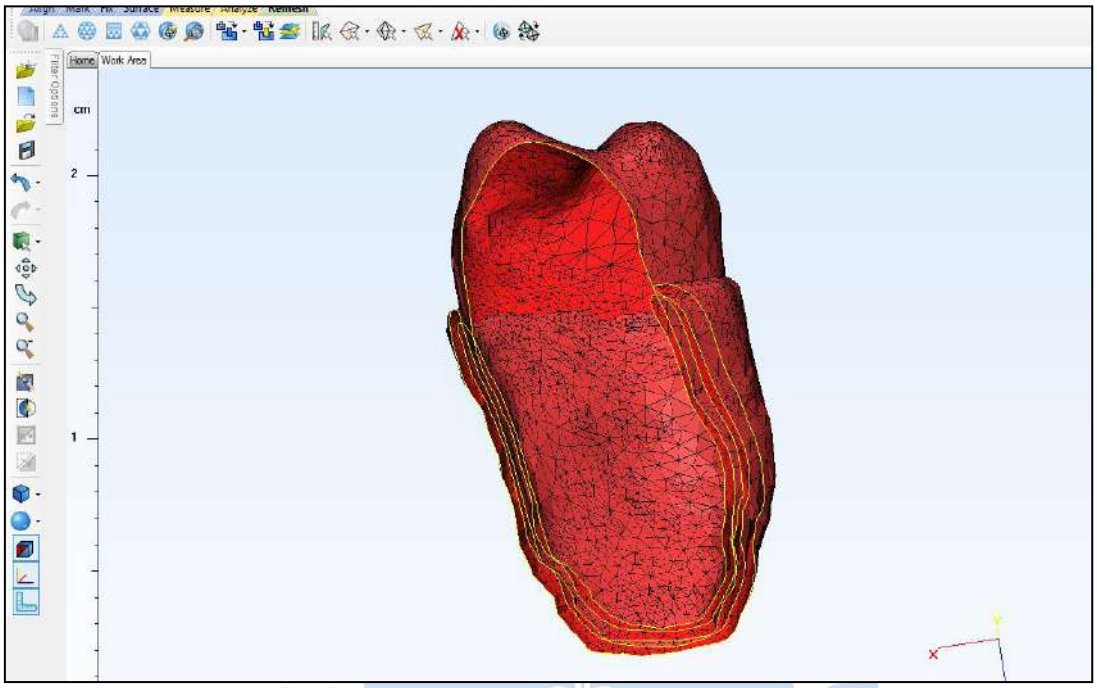


Figura 86. Modelo “hueco” obtenido en Mimics en la interfaz del 3-Matic
Fuente: Elaboración propia

En la figura anterior, se puede apreciar el modelo “hueco”, para obtener un mallado volumétrico se siguieron una serie de pasos que se detallan en el Apéndice A, el cual es un tutorial, enviado por la misma empresa Materialise (creadora del software). Siguiendo los pasos del apéndice en mención se obtuvo:

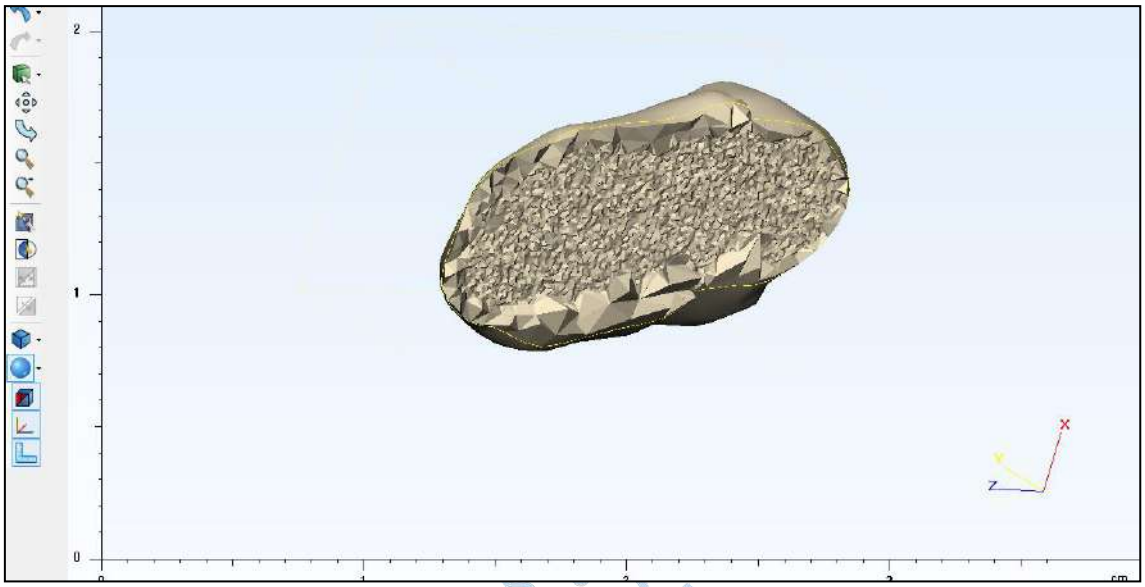


Figura 87. Mallado volumétrico del diente.
Fuente: Elaboración propia

Como último paso se debe asignar propiedades a cada una de las partes del modelo: diente, hueso y ligamento periodontal. Para ello se considera las siguientes propiedades mecánicas:

Propiedades Mecánicas

	Módulo de Young (MPA)	Poisson's ratio
1. Brackets y alambre de Acero Inox.	200 000	0.3
2. Ligamento Periodontal	0.71	0.4
3. Hueso cortical	13 700	0.3
4. Hueso trabecular	970	0.3
5. Diente	20700	0.3
6. Resina	12500	0.36

Figura 88. Propiedades mecánicas referenciales.
Fuente: (Becerra Núñez, 2018)

El modelo volumétrico obtenido en el 3-Matic se traslada al Mimics para la asignación de las propiedades:

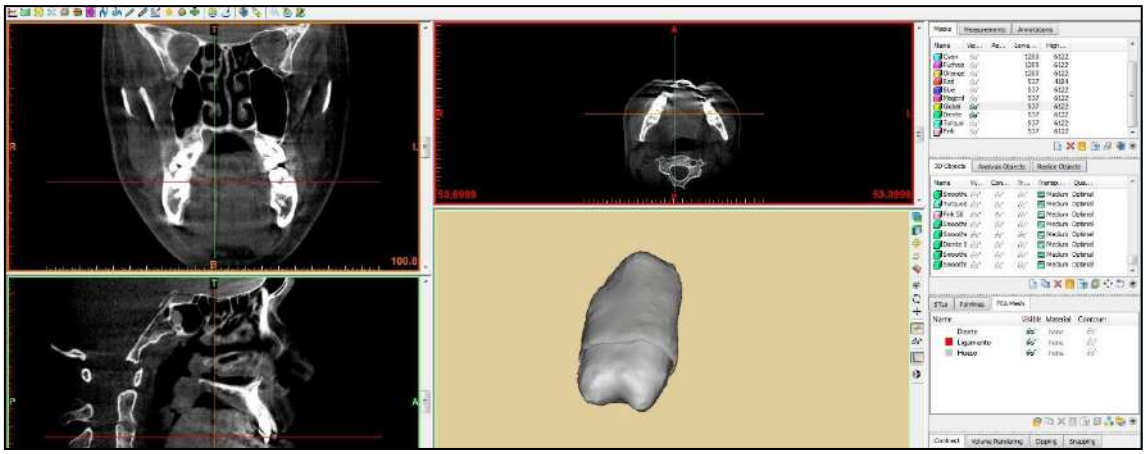


Figura 89. Modelo volumétrico obtenido.
Fuente: Elaboración propia

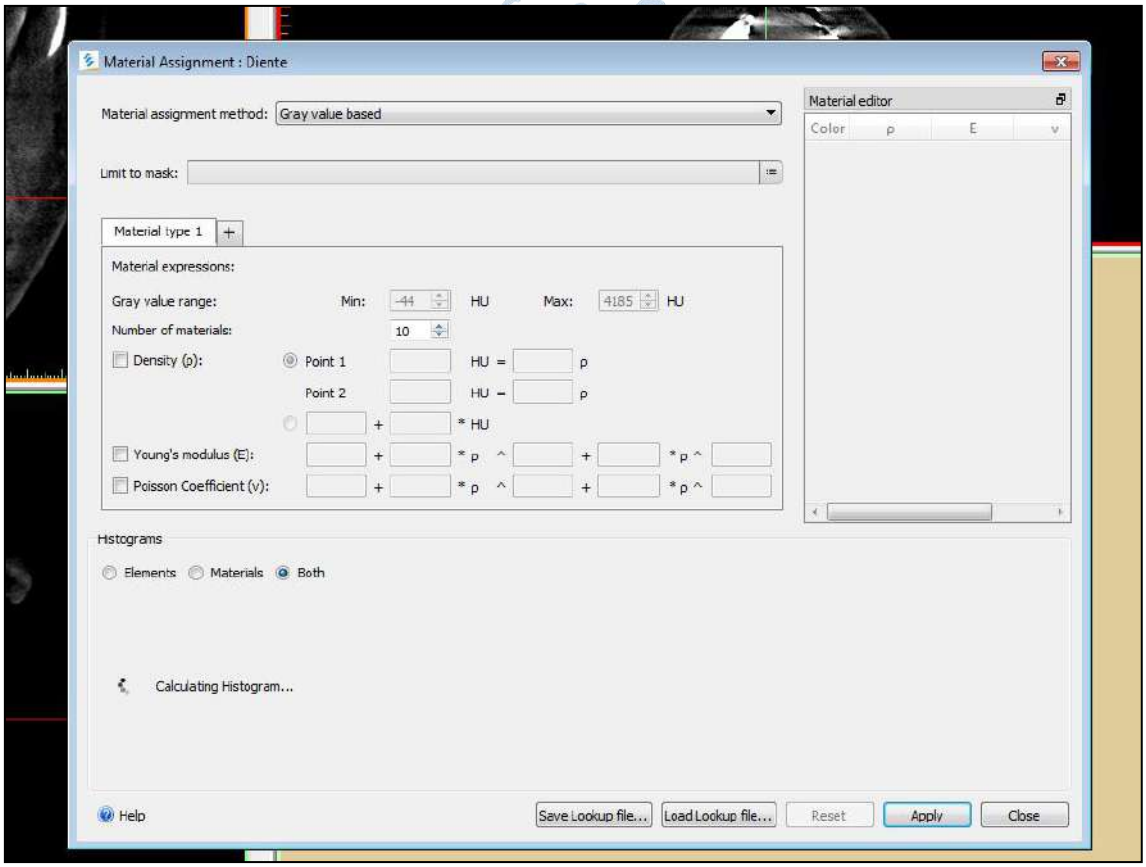


Figura 90. Ventana de asignación de propiedades mecánicas
Fuente: Elaboración propia

Para poder mantener las propiedades mecánicas y el mallado realizado es necesario la exportación a un software CAD/CAE, en este caso particular el software Mimics te da la opción de exportarlo al software Ansys, el cual, mantiene las propiedades mecánicas y el mallado realizado anteriormente.

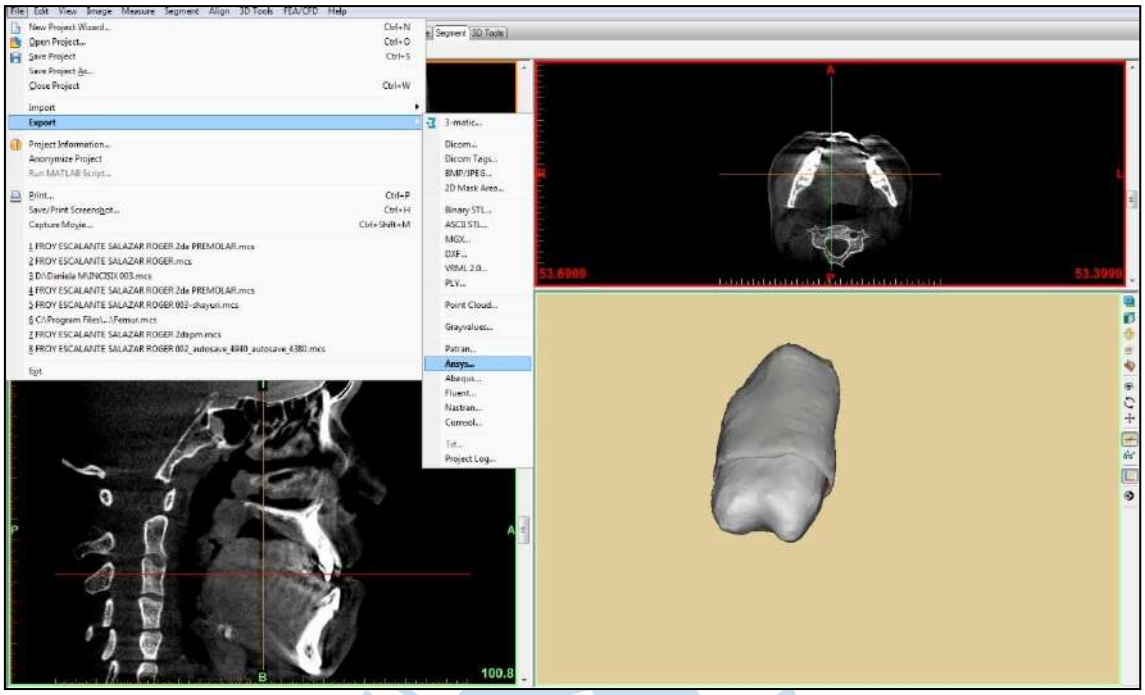


Figura 91. Exportación a Ansys del modelo del diente del segundo premolar superior.
Fuente: Elaboración propia

Con este último paso el cual es la exportación del modelo virtual al formato Ansys, de esta manera el modelo se podrá trabajar en este programa CAD/CAE para una futura investigación, en la cual se pueda simular algunos de los efectos que causa las fuerzas de los brackets en el ligamento periodontal, el cual es el elemento más crítico de toda la estructura del diente.

Conclusiones

El formato de imágenes médicas DICOM es muy importante en la medicina e ingeniería, principalmente por su facilidad para su procesamiento, al ser un formato universal se puede trabajar en programas de código libre como lo es InVesalius.

El avance tecnológico en las últimas décadas hace posible que, a través de programas computacionales, se pueda procesar las imágenes médicas de los pacientes con la finalidad de obtener un modelo virtual, el cual, ayude a los expertos con los diagnósticos correspondiente.

La ortodoncia no debe ser vista como una ciencia netamente estética, dado que es la ciencia encargada del estudio y corrección de las maloclusiones dentales, las cuales en caso extremos se debe realizar una cirugía maxilofacial para su total corrección.

La obtención de un modelo virtual de un tejido y/o órgano de los pacientes ayuda a los doctores para tener una mejor perspectiva de la cirugía y/o tratamiento que se realizara para la corrección de alguna anomalía, esto sin la necesidad de realizar pruebas invasivas que en algunos casos puede ser de difícil acceso e incluso peligrosas para su realización.

El diseño del diente fue realizado mediante el procesamiento de las imágenes DICOM obtenidas de una CBCT, esto permitió una reproducción más real de las características anatómicas, coronales y radiculares del diente. Según las referencias encontradas de casos similares establece el uso del método de elementos finitos (MEF) para reproducir situaciones clínicas, e inclusive para establecer un plan de tratamiento ortodóntico, puede proveer información confiable relacionada al estrés en el ligamento periodontal y sobre el diente.

La calidad de las imágenes médicas depende de muchos factores teniendo como principal el equipo utilizado para la obtención de estas, dicho equipo debe tener filtros los cuales permitan evitar ruido en las imágenes que suelen causar manchas innecesarias que conlleva a un mal diagnostico por parte de los expertos, asimismo, en su postprocesamiento de conversión en un formato digital se pueden causar pérdidas en la data que derivaría en complicaciones durante la obtención de un modelo digital.

Como recomendación principal de esta investigación, sería trabajar con el modelo virtual obtenido para un posterior estudio de los efectos que causa la ortodoncia en el ligamento periodontal, el cual es el tejido que soporta la mayor parte de los esfuerzos durante el tratamiento; asimismo, se podría obtener mayor cantidad de piezas dentales haciendo uso de las imágenes médicas utilizadas en esta investigación así como el modelo inicial de los maxilares superiores e inferiores obtenidos al inicio.

Referencias bibliográficas

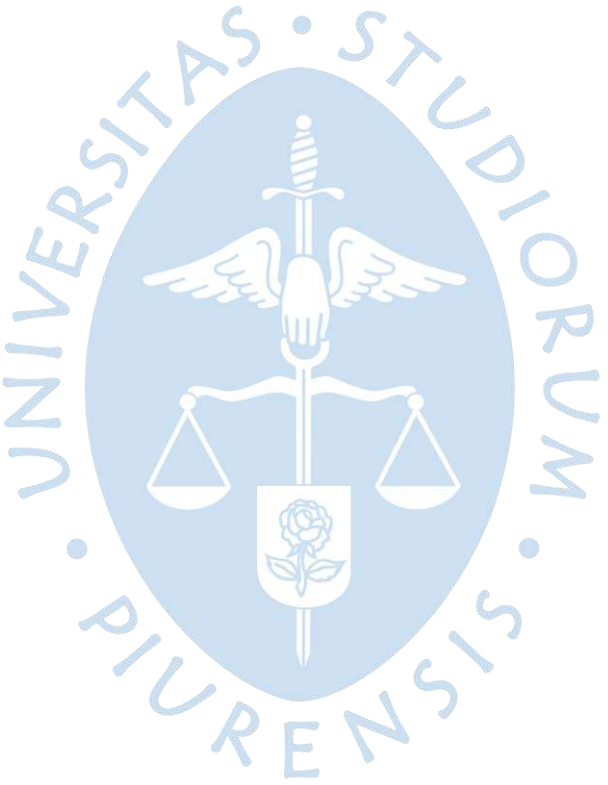
1. Almandoz Calero, A. R. (10 de Marzo de 2011). Clasificación de Maloclusiones. *Investigación biblográfica del proceso de suficiencia profesional para obtener el título de cirujano dentista*. Lima, Perú: Universidad Peruana Cayetano Heredia.
2. Arias, C. (2006). La regulación de la protección radiológica y la función de las autoridades de la salud. *Rev. Panam. Salud Pública*, 20 (2/3): 188-97.
3. Balarezo G., M. (2013). *Introducción a la clínica.* Cuenca: Universidad de Cuenca.
4. Balthazard, P., Currat, D., & Degache, F. (2015). Fundamentos de biomecánica. *EMC - Kiniseterapia - Medicina física*, 1-8.
5. Barreto, J. (2007). Desafios e avanços na recuperação automática da informação audiovisual. *Revista Ciência da Informação IBICT*, 3 (36), 17-28.
6. Becerra Núñez, D. C. (2018). Efectos del posicionamiento vertical de un bracket lingual en el torque y estrés sobre el ligamento periodontal en un modelo matemático de la segunda premolar superior. Método de elementos finitos. *Tesis para obtener el grado de maestro en ortodoncia*. Lima, Perú: Universidad Peruana Cayetano Heredia.
7. Burstone, C. J., & Choy, K. (2015). *The Biomechanical Foundation of Clinical Orthodontics.* Illinois: Quintessence Publishing Co, Inc.
8. Caicedo, O., & Aldana, C. (2009). Resonancia magnética funcional: Evolución y avances en clínica. *Tecnura Con Ciencia*, 13(25): 88-103.
9. Calhoun, P., Kuszyk, B., Heath, D., Carley, J., & Fishman, E. (1999). Three – dimensional volumen rendering of spiral CT data: theory and method. *Radiographics*, 19: 745 – 764.
10. Cano, J., Campo, J., Palacios, B., & Bascones, A. (Abril de 2007). Mecanobiología de los huesos maxilares. *I. Conceptos generales*.
11. Cattaneo, P., Dalstra, M., & Melsen, B. (2008). The Finite Element Method: a Tool to Study Orthodontic Tooth Movement. *Journal of Dental Research*, 2005 84: 428.
12. Cattaneo, P., Melsen, B., & Dalstra, M. (2005). The Finite Element Method: a Tool to Study Orthodontic Movement. *Journal of Dental Research*, 428-433.
13. Centro de Apoyo a la Innovación Tecnológica (CAIT). (2015). *Imagen médica: Informe de vigilancia tecnológica.* Universidad Politécnica de Madrid.

14. Céspedes Espinoza, J. A. (Abril de 2017). Estudio Biomecánico para una propuesta de Implante Dental con influencia de células madre. Piura, Perú: Universidad de Piura.
15. Clinic Cloud. (2015). *Clinic-cloud.com*. Obtenido de https://clinic-cloud.com/blog/formato-dicom-que-es-estandar-imagenes-medicas/
16. Cody, D. (2002). Image processing in CT. *Radiographics*, 22, 1255 – 1268.
17. Fernández, M. (2013). Radiología digital. *Tec. Rad.*, 83; 22-24.
18. Galvez, M. (2013). Algunos hitos históricos en el desarrollo del diagnóstico médico por imágenes. *Revista Médica Clínica Condes*, 24(1) 5-13.
19. Gálvez, M. (2013). Algunos hitos históricos en el desarrollo del diagnóstico médico por imágenes. *Rev. Med. Clin. Condes*, 24(1) 5-13.
20. García, C., & García, D. (s.f.). Marie Curie: Una gran científica, una gran mujer. *Revista chilena de Radiología*, 46(2); 175-181.
21. García, D., & García, C. (s.f.). Anna Bertha Roentgen: La mujer detrás del hombre. *Revista chilena de cardiología*, 11(4). 179-181.
22. Gonzalez, R. (1987). An Overview of Image Processing and pattern recognition techniques. USA: Handbook of Geophysical Exploration Vol. 20.
23. Gonzalvez Bertot, N., & Garcia González, L. (Junio de 2011). Personalidades de la ortodoncia en el mundo. *Artículo histórico*. Guantámano, Cuba: Universidad de Ciencias Médicas de Guantánamo.
24. Graffigna, J. P., & Romo, R. (2003). *Fundamentos de Imágenes Médicas.* San Juan.
25. Granada, U. d. (26 de febrero de 2020). Obtenido de Anexo 1: Requerimientos de la herramienta para el estudio de imágenes médicas.: https://www.ugr.es/~scgp/PERFIL/11/SERVIC.NEGOC/FC-1-11-SERV-DESARROLLO-PLATAFORMA-SOFTWARE-IMAGENES-MEDICAS-DPTO-TEORIA-SE%D1AL/FC-1-11-PPTECNICAS.pdf
26. Hernández Adelantado, J. A. (2010). *Maloclusiones de Angle.* Moncada: Universidad CEU Cardenal Herrera.
27. Hernández Benavides, R. (2016). *Manual de laboratorio en ortodoncia - Función y elaboración de aparatos ortodóncicos de prevención, intercepción y corrección*. Puebla: Instituto de tecnología dental Miranda.
28. Howard, P. (2007). *Discovering images: features, similarities and subspaces.* . London: Departament of Computing, University of London, Imperial College of Science, Technology and Medicine.
29. Imagenología. (2012). *Concepto de imageonología*. Obtenido de http://imagenologiacr.blogspot.com.br/2012/04/concepto-de-imagenologia.html .
30. J. F. Ramírez Patiño, J. A. (2013). Unidades Hounsfield como instrumento para la evaluación de la desmineralización ósea producida por el uso de exoprótesis. *Rev. Fac. Ing. Univ. Antioquia*, N.° 66 pp. 159-167.
31. Krishnan V, D. Z. (2009). On a path to unfolding the biological mechanisms of orthodontic tooth movement. *Journal of Dental Research*, 88:597.

32. La Serna, N., Contreras, W., & Ruiz, M. (2010). Procesamiento digital de texturas: Técnicas utilizadas en aplicaciones actuales de CBIR. *Revista de Investigación de Sistemas e Informática*, 1(7), 57 – 64.
33. Lamonica, P. (2015). Instrumental para ortodoncia. *Laboratoria I de ortodoncia*. Buenos Aires, Argentina.
34. Maldonado, J. (2008). *Estudio de métodos de indexación y recuperación en bases de datos de imágenes.* San Sebastián: Facultad de Informática, Universidad del País Vasco.
35. Manjón, J., Martí – Bonmatí, L., Robles, M., & Celda, B. (s.f.). *Postproceso en Imagen Médica: morfología, funcional y molecular*. Monográfico: Radiología Digital.
36. Martí – Bonmatí, L. (2002). *MR Image acquisition from single slice to multislice. En 3D Image Processing: techniques and clinical applications.* Berlín: Caramella D y Bartolizzi, C. Springeer – Verlag.
37. Materialise. (2019). *Materialise Mimics*. Obtenido de https://www.materialise.com/es/medical/software/mimics
38. McCalden, R., McGeough, J., Baker, M., & Court-Brown, C. (1993). Age-related changes in the tensile properties of cortical bone. *J Bone Joint Surgery*, 75-A: 1193-205.
39. McNamara, L., Van der Linden, J., Weinans, H., & Prendergast, P. (2006). Stress-concentring effect of resorption lacunae in trabecular bone. *J Biomech*, 39: 734-741.
40. Medina, R., & Bellera, J. (s.f.). *Bases del procesamiento de imágenes médicas.* Venezuela: Universidad de los Andes.
41. Merchán González, J. (Mayo de 2017). Análisis cefalométrico del torque en incisivos superiores con la técnica de arco recto frente a la técnica arco recto diferencial. *Tesis Doctoral*. Sevilla, España: Universidad de Sevilla.
42. Mérida, I. (2011). Bioingeniería y su aplicación en ortodoncia. *Revista Latino Americana de Ortodoncia y Odontopediatría*, 6.
43. Milstead, J., & Feldman, S. (1999). Metadata: cataloging by any other name. *Online: the leading magazine for information professional*, 1(23), 24-26. 28-31.
44. Munshi, P. (2007). *Computerized Tomography for Scientist and Engineers.* New Delhi: CRC Press.
45. Najarian, K., & Splinter, R. (2012). *Biomedical Signal and Image Processing.* Florida: CRC Press.
46. Narvaez, F. (2010). Recuperación de imágenes por análisis de contenido para apoyo en el estudio de masas mamográficas: Primera aproximación para un CAD colombiano. *Memorias del IV Congreso Iberoamericano de Imagen Mamaria – XXXV Congreso Colombiano de Radiología*. Bogotá, Colombia.
47. NISO. (2004). *Undersanting Metadata. Bethsda, MD: NISO Press.* Obtenido de http://www.niso.org/standards/resources/UnderstandingMetadata.pdf
48. Noguera Martínez, A., Monserrat Esplugas, E., Estrada, P., & Capdevilla, A. (2012). *Evolución de la Imagen Radiológica desde Röentgen hasta la Digitalización.* Sociedad Española de Radiología Médica (SERAM).

49. Ogodescu, A., Zetu, I., Martha, K., Sinescu, C., Petrescu, E., Negrutui, M., . . . Ogodescu, E. (2011). The Use of Biomedical Imaging for Computer-Aided Diagnosis and Treatment Planning in Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. *Proceedings of the 11th WSEAS international conference on Applied informatics and communications, and Proceedings of the 4th WSEAS International conference on Biomedical electronics and biomedical informatics, and Proceedings of the international conferen.*
50. Ortega, D., & Seguel, S. (2004). Historia del Ultrasonido: el caso chileno. *Revista chilena de Radiología*, 10(2); 89-92.
51. Passarielo, G., & Mora, F. (1995). *Imágenes Médicas: Adquisición, análisis, procesamiento e interpetración.* Equinoccio: Ediciones de la Unversidad Simón Bolívar.
52. Pebet, N. (2004). *Actas del XIII Seminario de Ing. Biomédica de la República Oriental de Uruguay, Montevideo.* Recuperado el 28 de Febrero de 2020, de http://www.nib.fmed.edu.uy/Pebet.pdf
53. Pereira, J., Fernández, M., & Teijero, J. (s.f.). Captura de datos e imágenes médicas generadas por equipos de diagnóstico por imagen. Diseño del Interface. La Coruña: Laboratorio de Imagen Médica y Diagnóstica Radiológica. Universidad La Coruña.
54. Piñeda Villaseñor, C., Macías Palaciones, M., & Bernal Gonzalez, A. (2012). Principios físicos básicos del ultrasonido. *Invest. Dis.*, 1(1): 25-34.
55. Proffit, W. R., Fields, H. W., & Sarver, D. M. (2014). *Ortodoncia contemporánea.* S.A. Elsevier España.
56. Ramírez Giraldo, J., Arboleda Clavijo, C., & MnCollough, C. (2008). Tomografía computarizada por Rayo X: Fundamentos y actualidad. *Rev. Ing. Biom.*, 2(4): 13-31.
57. Raudales Díaz, I. (2014). Imágenes diagnósticas: conceptos y generalidades. *Revista de la Facultad de Ciencia Médica*, 35-43.
58. Roa Martínez, S., Gregorio Vidotti, S., & Vicentini Jorente, M. (2016). Representación conceptual de imágenes médicas digitales: Integración de Contexto y Contenido Visual. *Revista General de Información y Documentación.*
59. Segura, A., Saez-Fernández, A., Rodrigo-Lorenzo, A., & Díaz-Rodríguez, N. (2014). Introducción a la técnica ecográfica: Principios físicos, lenguaje ecográfico. *Semergen*, 40(1): 42-46.
60. Selman, J. (2004). *Aplicaciones clínicas del procesamiento de imágenes médicas.*
61. Smit, T. H., & Burger, E. H. (2000). Is BMU-Coupling a Strain Regulated Phenomenon? A Finite Elements Analysis. *Journal of bone and mineral research*, 15: 301-7.
62. Soffia, P. (2000). Historía de la radiología: pasado, presente, futuro de la Tomografía Axial Computada. *Revista chilena de Radiología*, 6(3); 120-125.
63. Torres, M. (Enero de 2014). Perspectiva histórica de la filosofía Tweed-Merrifield. Ciudad Universitaria, Venezuela: Universidad Central de Venezuela.
64. TSID. (Mayo de 2001). *TSID.net*. Obtenido de http://www.tsid.net/tac/fundamentos.htm

65. Udupa, J., Odhner, D., & otros, y. (1993). The 3DVIEWNIX software system, user manual. USA: Medical Image Group, University of Pennsylvania, Technical Report No MIPG203.
66. Uribe Restrepo, G. A. (2010). *Ortodoncia: teoría y clínica.* Medellín: Corporación para Investigación Biológicas.
67. Uribe Restrepo, G. A., & Uribe Trespalacios, P. (2019). *Ortodoncia: Teoría y clínica "Enfásis en biomecánica".* Medellín: Corporación para Investigaciones Biológicas.
68. Van Tiggelen, R. (2012). Contributions of radiology to surgery. A history older than a century. *Sci Med*, 46(2): 175-181.
69. Vellini, F. (2002). *Ortodoncia. Diagnóstico y planificación clínica.* Madrid: Amolca.
70. Vives Iglesias, A. (2007). Ultrasonido diagnóstico. Uso y relación con las competencias profesionales. *Rev. Cubana Med. Gen. Integr.*, 23(3): 1-16.
71. Wikipedia. (25 de Octubre de 2019). *InVesalius*. Obtenido de https://en.wikipedia.org/wiki/InVesalius
72. Wise GE, K. G. (2008). Mechanisms of tooth eruption and orthodontic tooth movement. *J Dent Res*, 87(5): 414-34.
73. Yang, C. (2004). Content – based image retrieval: a comparison between query by example and image browsing map approaches. *Journal of information Science*, 3(30), 254 – 267.
74. Zioupos, P. (2001). Ageing human bone: Factors affecting its biomechanical properties and the role of collagen. *J Biomater Appl* , 15: 187-229.


UNIVERSITAS • STUDIORUM • PIURENSIS

Anexos

UNIVERSITAS STUDIORUM PIURENSIS

Anexo A: Tutorial para la obtención del mallado volumétrico de un modelo virtual en Mimics a través del uso del software complementario 3-Matic

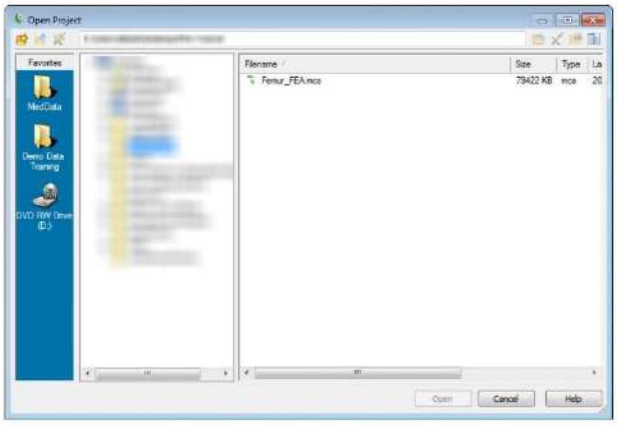
FEA Module

Exercise 1. Creating a complex FEA assembly between a femur and femoral component

This exercise describes the process required to assemble and prepare a femur and femoral implant component for finite element analysis (FEA). Assemblies allow for accurate loading simulations to be performed by matching the nodes between the bone and implant at their shared interface. The exercise assumes that the femur has already been virtually resected and the implant placed in the optimal location. Steps to assemble the parts, optimize the surface mesh, create a tetrahedral volume mesh, and assign material properties based on the original CT data will be described in more detail below.

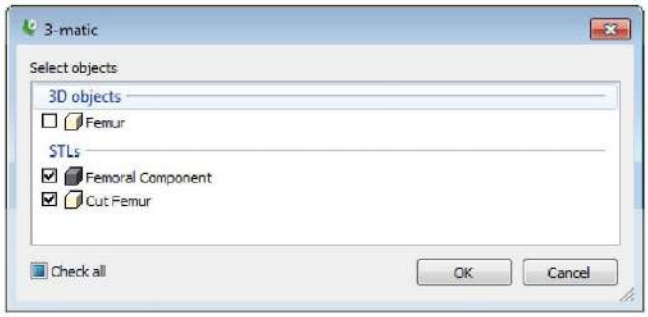
Task 1. Project Preparation

1. From Materialise Mimics, use the File menu to **Open** the Femur_FEA.mcs project that is included in the training datasets folder.



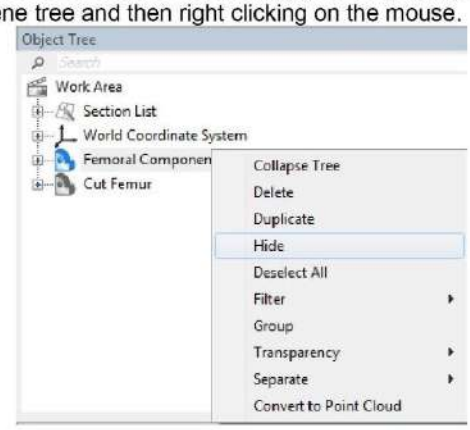
2. Notice that the femur has already been segmented and virtually resected with the implant placed in an ideal location.

3. From the File menu, export the "Cut Femur" and "Femoral Component" using the **Export → 3-matic** option.

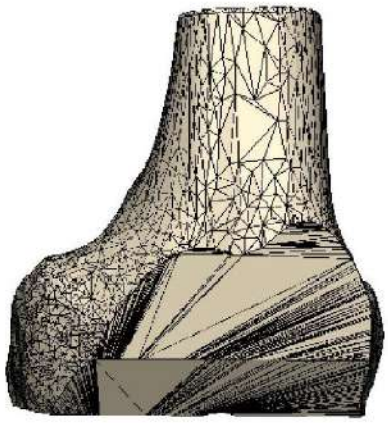


4. A new instance of Materialise 3-matic will now open with the two parts ("Cut Femur" and "Femoral Component") visible in the 3D Window and Object Tree.

5. The cut surfaces on the resected femur contain sharp, skewed triangles. First, **Hide** the implant by selecting it in the scene tree and then right clicking on the mouse.



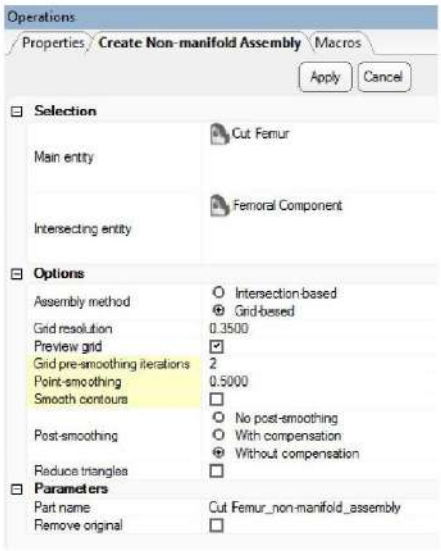
6. Next, change the visualization of the part to **Filled with Triangle Edges** via the View menu on the bottom left side of the Materialise 3-matic interface. Notice the sharp triangles on the cut surfaces of the femur. Skewed triangles are common after a virtual cut is made in the software. These types of triangles are not ideal for FEA mesh optimization as well as other applications such as design.



Task 2. Part Assembly and Meshing

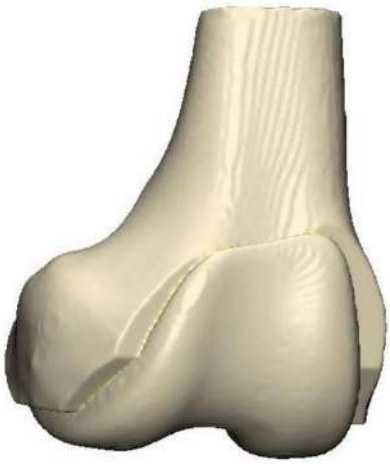
1. It is important to assemble the femoral component and the femur together so that a new part with matching nodes is created. Materialise's 3-matic uses the term 'Non-Manifold Assembly' to describe this process. From the Remesh menu, select the **Create Non-Manifold Assembly** tool.

   The "Cut Femur" should be set as the Main Entity and the "Femoral Component" as the Intersecting Entity. Next, choose the Grid Based option for the Assembly Method. The implant is sitting directly on the surface of the bone and therefore no intersection exists. Lastly, set the Grid Resolution to 0.35 mm. The rest of the parameters can be set according to the screenshot below. The grid based assembly method will take into account the skewed triangles that were mentioned in the previous step.



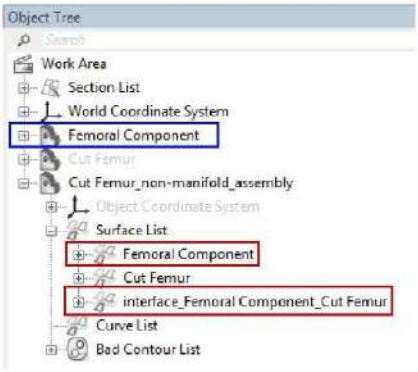
Note: 3-matic will estimate the amount of memory required to complete the non-manifold assembly. This information can be seen in the Logger Window once the Non-Manifold parameters are set.

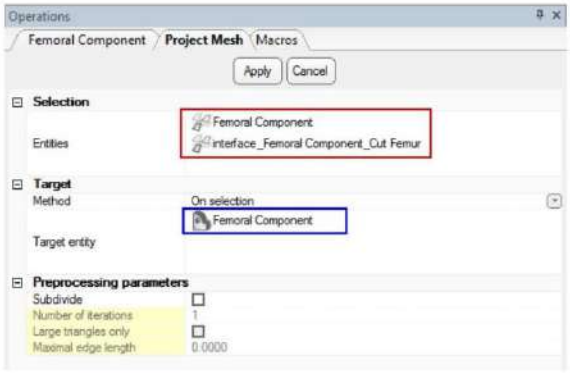
2. Once complete, notice that a new part is generated in the Object Tree. Unless set otherwise, the new part will be named "Cut Femur_non-manifold_assembly". **Hide** the original "Cut Femur" and "Femoral Component" models and change the visualization of the part back to **Smooth Shaded** (via the View menu on the far left side).



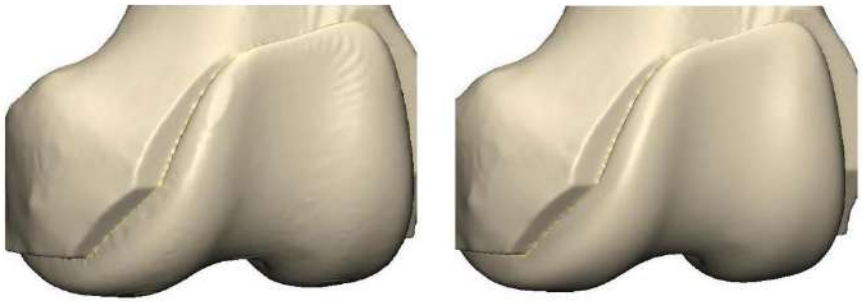
3. It is possible that some of the sharp edges of the implant have been smoothed over due to the nature of the Grid Based meshing option within the Non-Manifold Assembly tool. Use the **Project Mesh** tool from the Fix menu to project the sharp edges of the original "Femoral Component" back onto the newly created non-manifold part.

   From the "Cut Femur_non-manifold_assembly" model, select the Femoral Component surface and interface_Femoral Component_Cut Femur surface as the input for the Entity and the original "Femoral Component" as the Target Entity.

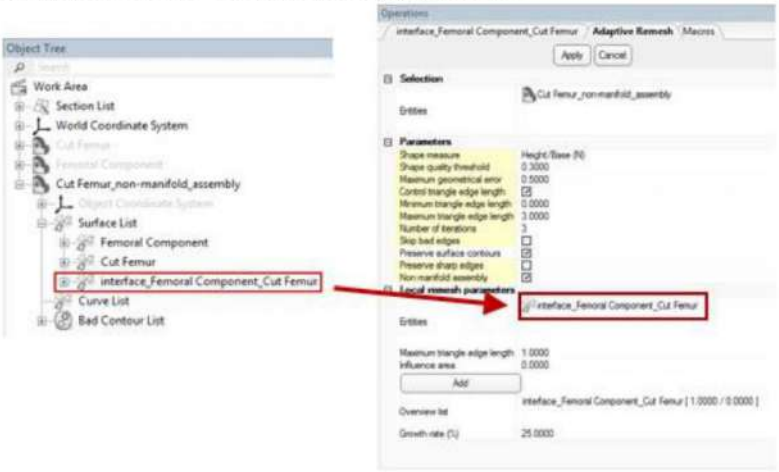




The before and after results can be seen in the screenshots below:

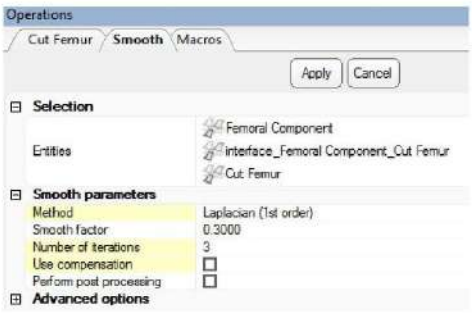


4. The parts are now assembled and in good condition. The next step is to optimize the surface mesh with specific global and local parameters. Select the **Adaptive Remesh** tool from the Remesh menu and select the new non-manifold assembly part as the Entity. It is important to note that a local parameter will be set for the interface surface between the bone and implant. Towards the bottom of the Adaptive Remesh window, set the interface surface (interface_Femoral Component_Cut Femur) between the bone and the implant as the Entity. See the screenshots below to set the remaining parameters.

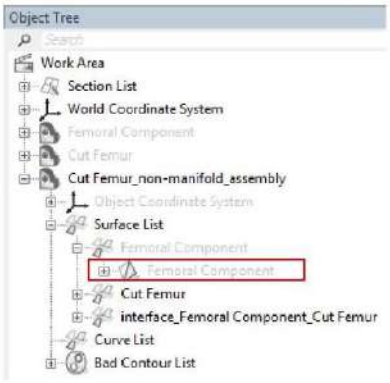


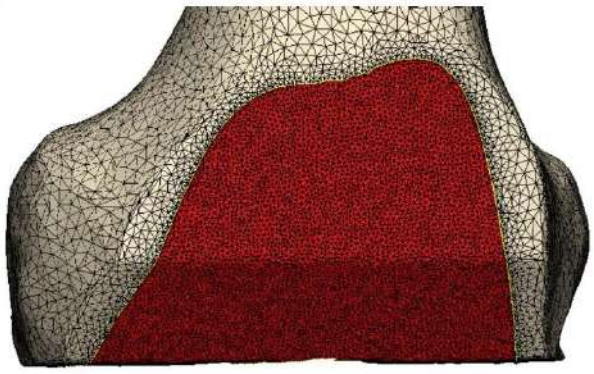
Note: Don't forget to 'Add' the local parameters after they've been set otherwise it will not be applied to the mesh.

5. Next, use the Fix Menu to apply a **Smooth** operation to the newly remeshed part. This will result in an even cleaner surface mesh as well as a better resulting volume mesh in later steps. Select the three surfaces of the non-manifold assembly as the Entities and set the Smooth Factor to 0.3.

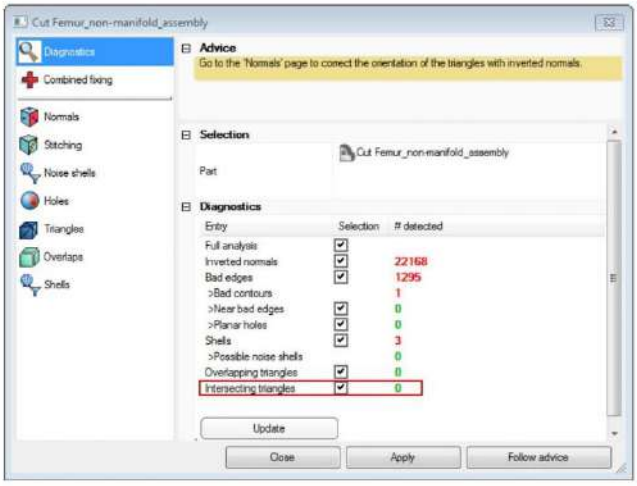


6. Now, **Hide** the surface of the Femoral Component and turn the **Filled with Triangle Edges** view back on to visualize the variation between the global and local mesh sizes.



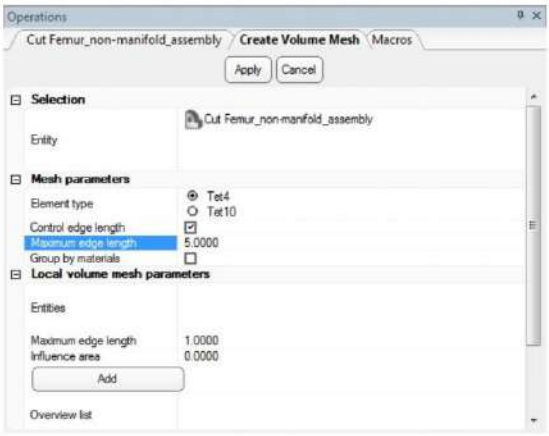


7. It is important to check that the newly remeshed part does not contain any Intersecting Triangles. Intersecting Triangles will cause errors during later steps of this workflow. From the Fix menu, select the **Fix Wizard** and select the non-manifold assembly part as the Entity and select *Update*.

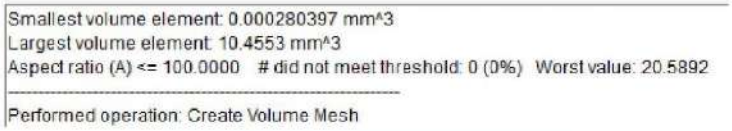


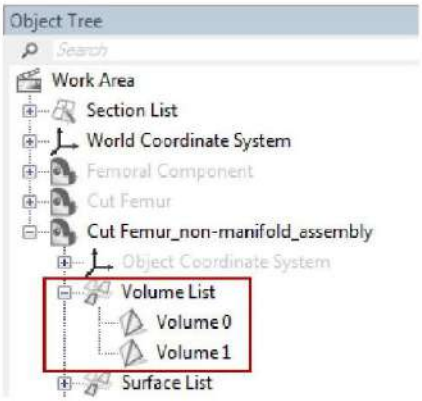
Note: do not worry about other errors that exist in the part. These are normal in a non-manifold assembly. If Intersecting Triangles do appear, use manual fixing tools from the Fix menu. Do NOT use the 'Follow Advice' option. This will delete essential parts of the non-manifold assembly.

8. It is now possible to add a volume mesh to the part since there are no Intersecting Triangles. Select the **Create Volume Mesh** tool from the Remesh menu. Set the Maximum Edge Length to 5 mm. No local parameters will be set in this step (although they could).



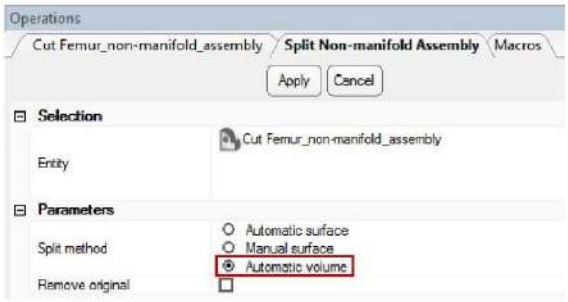
9. The Logger Window will confirm whether the Volume Mesh was performed successfully. It is also possible to check the Object Tree for volumes created in the part. Two inputs were used for the non-manifold assembly which means that two volumes would be expected.

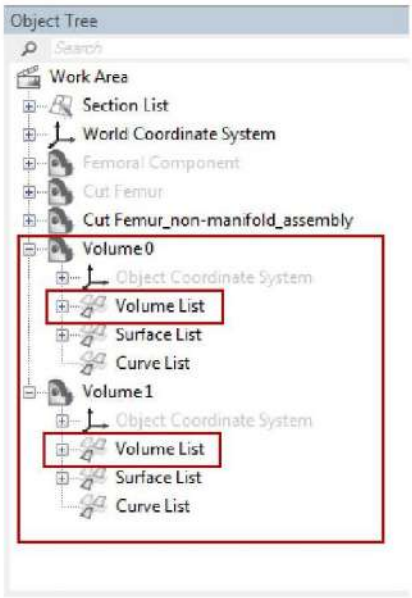




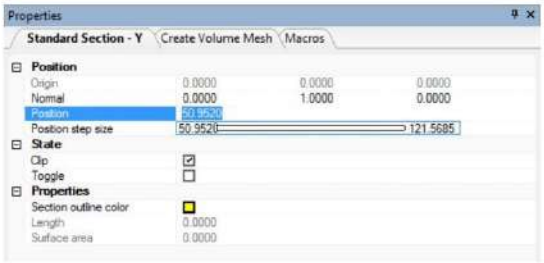
10. Next, use the **Split Non-manifold Assembly** tool in the Remesh menu to split the non-manifold model into two separate parts. Be sure to select the Automatic Volume as the Split Method. Each part will preserve the volume mesh as well as a node to node matching surface.

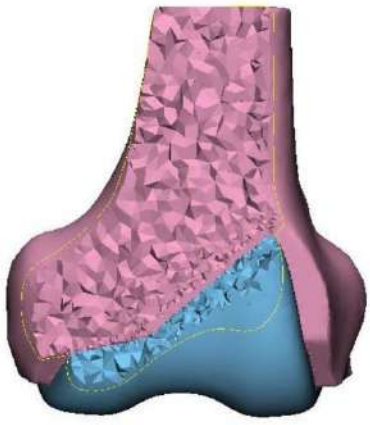
    Choosing the split the non-manifold assembly or to leave as one part (with a single interface surface) will depend on the type of simulation being run later on and the user's preference.





11. It is also possible to visualize the volume meshes. **Show** Standard Section – Y in the Object Tree to Clip the volume mesh. The Properties for the Standard Section – Y are found in the Properties Window on the bottom right corner of the Materialise 3-matic interface.





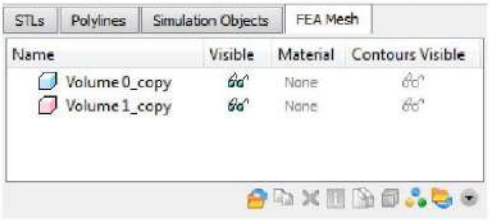
Task 3. Material Assignment

The original CT data can be used as input for material assignment since there is usually a direct relation between intensity of the images (Hounsfield Unit or Grey values) and the density of the bone. Each bone may have varying density and the following steps make it possible to perform heterogeneous material assignment.

The following four material assignment methods are possible within Materialise Mimics:

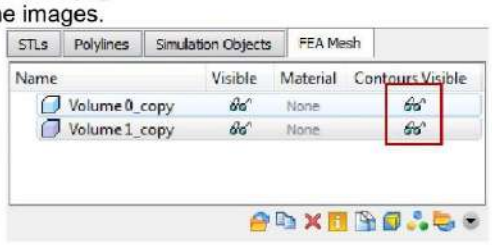
Grey value Based	Assign piecewise linear material properties based on the grey value
Masked Based	Assign linear material expressions to each intersecting mask
Homogeneous	Assign homogenous material properties to the whole part
Load Lookup File	Load an .XML file containing the settings of the assignment

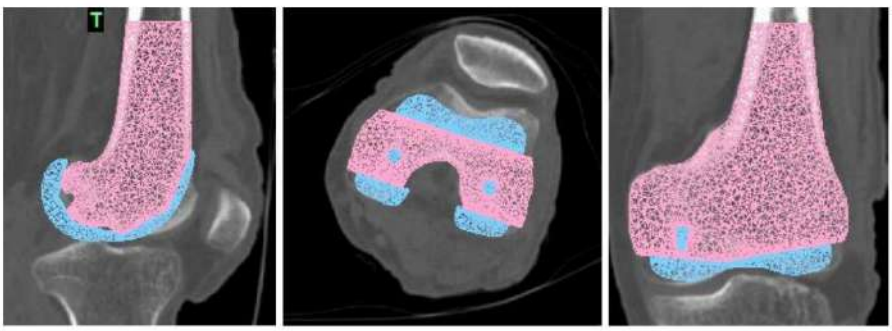
1. Now that meshing is complete, bring the newly split volume parts back into the original Materialise Mimics project. Highlight the parts in the Object Tree and press "Ctrl+C" on the keyboard to **Copy.** Then, go back to Mimics and press "Ctrl+V" on the keyboard to **Paste.** The volume mesh will appear in the FEA Mesh Tab.



Note: Be sure to toggle the visibility off the visibility of the 3D Objects and STLs in the Mimics project so that only the non-manifold assembly volume mesh is showing.

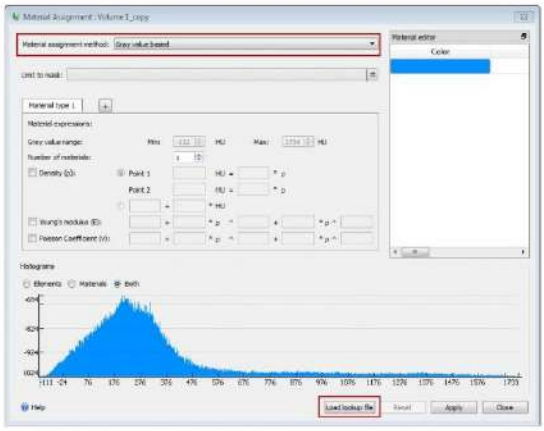
2. Toggle the Contours Visible eyeglasses for both modules to visualize what the volume mesh looks like overlaid on the images.

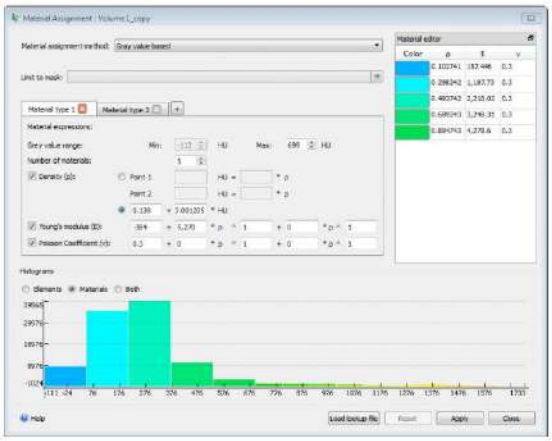




3. Choose the "Volume 1_copy" (this is the femur) part from the FEA Mesh tab and then select the **Assign Materials** tool from the FEA/CFD menu.

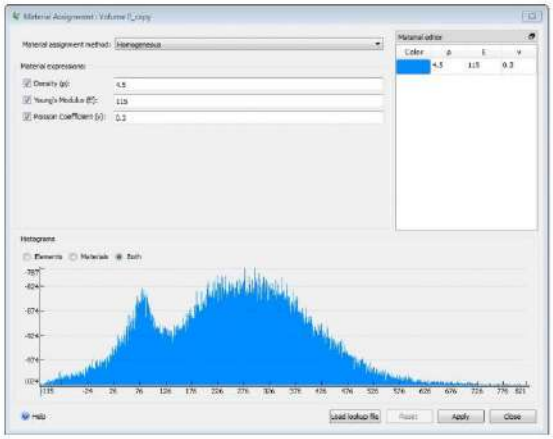
   A Grey value based method will be used for the femur volume. More specifically, a predefined .XML lookup file will be used to assign the materials based on their HU. Browse to the Greyvalue_Lookup.xml file in the training folder. The lookup file is written for the HU scale which is common while assigning materials to a CT scan.



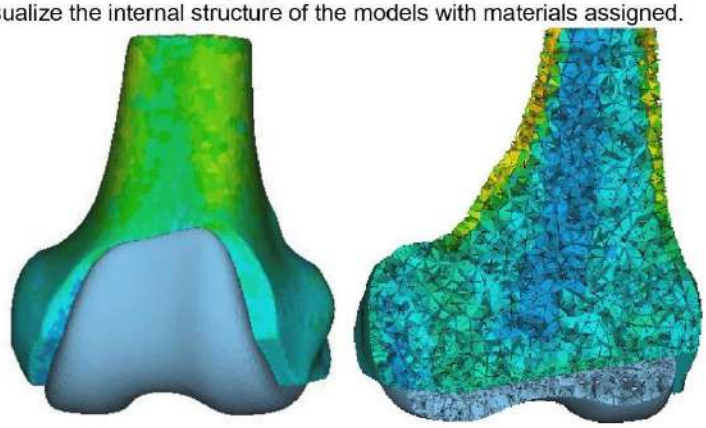


Note: several lookup files are automatically included during the installation of Materialise's Mimics Innovation Suite. These lookup files can be located in the C:MedData folder.

4. Next, choose the "Volume0_copy" volume (which represents the femoral component) and select the **Assign Materials** tool from the FEA/CFD menu. The femoral component is made from titanium where material properties are known. For this reason, the Homogenous method will be used. Set the following parameters for material assignment:



5. Use the **Enable/Disable Clipping** tool from the vertical 3D Window menu in Materialise Mimics to visualize the internal structure of the models with materials assigned.



6. As a last step, select the **Export** option from the File menu that is most appropriate for your FEA solver.