



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIEROS
INDUSTRIALES VALENCIA

Curso Académico:

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

RESUMEN

Introducción: La creciente demanda actual de técnicas de imagen para el diagnóstico clínico, ha dado lugar a la necesidad de generar un mecanismo de control de la calidad de las imágenes médicas generadas en la rutina práctica diaria de un hospital. Así pues es necesario un método objetivo para poder evaluar el correcto funcionamiento de los equipos, y la variación de esa calidad con el tiempo y con las modificaciones de las técnicas de adquisición.

Objetivo: Desarrollo de una herramienta software multimodal que calcule automáticamente los parámetros de calidad de imagen de una forma reproducible y rápida.

Metodología: A partir de la evaluación de las imágenes almacenadas e identificadas en PACS provenientes de equipos de Tomografía Computarizada (TC) y Resonancia Magnética (RM), se ejecutan automáticamente dos algoritmos que calculan los parámetros de calidad de imagen de cada modalidad según las recomendaciones del Protocolo Español de Control de Calidad. Se utilizan fantomas con módulos diferentes de análisis en cada caso, para la medida de los distintos parámetros de TC (uniformidad, ruido, textura, resolución espacial y contraste), y de RM (espesor de corte, uniformidad y relación señal-ruido) para generar resultados objetivos. Las variables calculadas se exportan para su almacenamiento en Base de Datos y Gestión como indicadores.

Resultados: Del estudio de las distintas imágenes mediante la metodología de análisis automatizada, la cual selecciona las imágenes de cada módulo de cálculo según un criterio predefinido, se obtiene que los resultados de los parámetros de control de calidad calculados son los esperados según lo establecido por el Protocolo, ya que los valores respetan las tolerancias establecidas por el mismo.

Conclusiones: Considerando los algoritmos de cálculo de los parámetros en TC y RM, la herramienta es fiable, reproducible y rápida, ya que, en todos los casos los valores calculados son los esperados.

Palabras clave: control de calidad, imagen médica, software, TC, resonancia magnética.

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

RESUM

Introducció: La creixent demanda actual de tècniques de imatge per al diagnòstic clínic, ha produït la necessitat de generar un mecanisme de control de la qualitat de les imatges mèdiques generades en la rutina pràctica diària de un hospital. Per tant, es necessari un mètode objectiu per a avaluar el correcte funcionament dels equips, y la variació en la qualitat amb el temps y amb les modificacions de les tècniques de adquisició.

Objectiu: Desembolupament de una ferramenta software multimodal que calcule automàticament els paràmetres de qualitat de imatge de un mode reproduïble y ràpid.

Metodologia: De la evaluació de les imatges emmagatzemades i identificades al PACS provinents dels equips de Tomografia Computaritzada (TC) i Resonància Magnètica (RM), s'executa automàticament dos algoritmes que calculen els paràmetres de qualitat de imatge de cada modalitat que recomana el Protocol Espanyol de Control de Qualitat. S'utilitzen fantomes amb mòduls diferents d'anàlisi en cada cas, per a la mesura dels diferents paràmetres TC (com la uniformitat, el soroll, la textura, la resolució espacial y el contrast), y de RM (com l'espessor de tall, l'uniformitat i la relació senyal-soroll) per a generar resultats objectius. Les variables calculades s'exporten per a emmagatzemar-les en una Base de dades y gestió com indicadors.

Resultats: Del estudi de les distintes imatges mitjançant la metodologia d'anàlisi automatitzada, que selecciona les imatges de cada mòdul de càlcul per un criteri predefinit, se obté que els resultats dels paràmetres de control de qualitat calculats son els esperats segons lo establert pel Protocol, perquè els valors se respeten i coincidixen en les toleràncies establides per aquest.

Conclusions: Considerant els algoritmes de càlcul dels paràmetres TC i RM, el algoritme es fiable, reproduïble i ràpid, perquè en tots el casos els valors calculats son el esperats.

Paraules clau: control de qualitat, imatge mèdica, software, TC, resonància magnètica.

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

ABSTRACT

Introduction: The increasing demand of imaging techniques for the medical diagnosis, has produced that a professional mechanism of quality control of these images is needed in the daily routine of the hospital. For that reason, it's important to create an objective method to evaluate the correct management of the machines and, also, evaluate the changes of the quality of their images in time and with the variations in the acquisition technique.

Objective: Development of a multimodal software tool that calculates automatically the quality image parameters, being reproducible and fast.

Methods: The first step was to evaluate images originating of Computational Tomography (CT) and Magnetic Resonance (MR) techniques stored in PACS. Beyond that, two algorithms that calculates quality control of image of both techniques were executed automatically, base on the Spanish Protocol of Quality Imaging Control Recommendations. Different parts of a quality phantom were used to mesure CT parameters as uniformity, noise, texture, spatial and contrast resolution, and MR parameters (slice thickness, uniformity and the signal-to-noise ratio). The calculated variables were exported to store them in a database as a indicators.

Results: The results of the quality control parameters that were calculated by the automatical analysis methodology were evaluated. The software selected the part of the phantom where calculated values, basing on a predefined criteria. Finally, parameters' results calculated were correct because they respected Protocol tolerances and they had logical values.

Conclusions: The software tool is reliable, reproducible and fast because the results of the parameters were correct.

Keywords: quality control, medical image, software, CT, magnetic resonance.

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

ÍNDICE GENERAL

DOCUMENTO I: MEMORIA

DOCUMENTO II: PRESUPUESTO

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

DOCUMENTO I:

MEMORIA

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

ÍNDICE DE LA MEMORIA

1.	INTRODUCCIÓN	19
1.1.	ANTECEDENTES Y ESTADO ACTUAL	19
1.2.	JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO	21
1.3.	PROTOCOLOS EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA.....	22
2.	OBJETIVOS	23
2.1.	OBJETIVO PRINCIPAL	23
2.2.	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	23
3.	MATERIAL Y MÉTODOS.....	25
3.1.	PARÁMETROS DE ADQUISICIÓN	25
3.1.1.	<i>Tomografía Computarizada</i>	26
3.1.2.	<i>Resonancia Magnética</i>	26
3.2.	CALIDAD DE IMAGEN	28
3.2.1.	<i>Parámetros Calidad de imagen</i>	28
3.3.	MANIQUÍ DE CALIDAD	32
3.3.1.	<i>Resonancia Magnética</i>	32
3.3.2.	<i>Tomografía Computarizada</i>	34
3.4.	ESQUEMA DEL CÓDIGO	36
4.	RESULTADOS.....	37
4.1.	ELABORACIÓN DE LOS ALGORITMOS DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA Y RESONANCIA MAGNÉTICA	38
4.1.1.	<i>Evaluación de parámetros automatizables</i>	38
4.1.2.	<i>Selección de módulos</i>	38
4.1.3.	<i>Cálculo de los parámetros</i>	39
4.1.4.	<i>Fichero de resultados XML</i>	43
4.2.	IMPLEMENTACIÓN	45
4.3.	ANÁLISIS DE CALIDAD DE IMAGEN.....	49
4.3.1.	<i>TC</i>	49
4.3.2.	<i>RM</i>	53
5.	DISCUSIÓN	55
5.1.	LIMITACIONES.....	55
5.2.	FUTURAS LÍNEAS DE DESARROLLO	56
6.	CONCLUSIONES	57
7.	REFERENCIAS	59
8.	ANEXOS.....	62
8.1.	ALGORITMO PRINCIPAL.....	63
8.1.1.	<i>Código principal TC</i>	63
8.1.2.	<i>Código RM</i>	64
8.2.	CÓDIGO DE CÁLCULO DE CADA PARÁMETRO TC	66
8.2.1.	<i>Resolución espacial</i>	66
8.2.2.	<i>Resolución de contraste</i>	69
8.2.3.	<i>Textura</i>	76
8.2.4.	<i>Ruido y uniformidad</i>	76

ÍNDICE DEL PRESUPUESTO

1.	INTRODUCCIÓN AL PRESUPUESTO.....	81
2.	CUADRO DE PRECIOS DESCOMPUESTOS POR TAREAS.....	82
3.	RESUMEN DEL PRESUPUESTO	85

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

ILUSTRACIÓN 1: RELACIÓN ENTRE TR Y TE, Y EL CONTRASTE DEL TEJIDO [15]	27
ILUSTRACIÓN 2: MÓDULO HOMOGÉNEO DEL MANIQUÍ DE CALIDAD. PUEDEN APRECIARSE LAS ROI SELECCIONADAS EN EL INTERIOR DEL FANTOMA Y EN UNA ZONA DEL EXTERIOR EXENTA DE ARTEFACTOS.	31
ILUSTRACIÓN 3: MANIQUÍ DE CONTROL DE CALIDAD EN EQUIPOS DE RM.	32
ILUSTRACIÓN 4: MÓDULO HOMOGÉNEO MANIQUÍ DE CALIDAD DE RM.....	33
ILUSTRACIÓN 5: MÓDULO MANIQUÍ DE CALIDAD DE RM.	33
ILUSTRACIÓN 6. MANIQUÍ DE CABEZA DEL SISTEMA DE CONTROL DE CALIDAD EN EQUIPOS TC [17].	34
ILUSTRACIÓN 7. MÓDULO HOMOGÉNEO MANIQUÍ DE CALIDAD DE TC DE CAPA DE AGUA	35
ILUSTRACIÓN 8. MÓDULO DE CAPA DE VARIOS PINES DE MANIQUÍ CALIDAD DE TC.....	35
ILUSTRACIÓN 9: SELECCIÓN DE ROI'S PARA EL CÁLCULO DE LA UNIFORMIDAD [17].....	40
ILUSTRACIÓN 10: CAPA DE MÚLTIPLES VARILLAS PARA EL CÁLCULO DE LA RESOLUCIÓN ESPACIAL Y DE CONTRASTE CON INDICACIÓN DE CADA ELEMENTO	40
ILUSTRACIÓN 11: PROCESO DE OBTENCIÓN DE LA RESOLUCIÓN ESPACIAL[17].	41
ILUSTRACIÓN 12: ESTRUCTURA FICHERO .M 'ANALISIS'.	43
ILUSTRACIÓN 13: ESTRUCTURA FICHERO .M 'ANALISIS.PARÁMETROS'. SIGUIENTE NIVEL DE ORGANIZACIÓN.	43
ILUSTRACIÓN 14: ESTRUCTURA DEL FICHERO .M NIVEL 'ANALISIS.PARAMETROS.RESPACIAL'.	43
ILUSTRACIÓN 15: ESTRUCTURA DE FICHERO .M A XML NIVEL 'ANALISIS.PARAMETROS.RESPACIAL.MTF'.	43
ILUSTRACIÓN 16: FICHERO RESULTADOS EN FORMATO XML.	44
ILUSTRACIÓN 17. EJEMPLO DE GRÁFICO DE CONTROL DE PROCESO CON LOS LÍMITES DE CONTROL INFERIOR Y SUPERIOR.....	¡ERROR! MARCADOR NO DEFINIDO.

ÍNDICE DE TABLAS

TABLA 1: VALORES DE RUIDO PARA LOS ESTUDIOS COMPARADO CON EL PROTOCOLO.....	49
TABLA 2: VALORES DE UNIFORMIDAD PARA LOS ESTUDIOS EVALUADOS DURANTE TRES PRUEBAS COMPARADO CON VALOR DEL PROTOCOLO.	50
TABLA 3. VALORES DE ENTROPÍA PARA LOS ESTUDIOS EVALUADOS.	50
TABLA 4. VALORES DE LA MATRIZ DE COOCURRENCIA: HOMOGENEIDAD, CONTRASTE, ENERGÍA Y CORRELACIÓN... ..	51
TABLA 5. VALORES DE LA MTF AL 10% PARA LOS 15 PUNTOS DE LA VARILLA.....	52
TABLA 6. DIÁMETROS DE CADA FILA DE ORIFICIOS DE LA IMAGEN DEL MÓDULO DE LA CAPA VARILLAS EN AMBOS ESTUDIOS.....	52
TABLA 7. VALORES RELATIVOS DE LAS DIFERENCIAS DE LOS NÚMEROS TC DE CADA FILA DE ORIFICIOS CON EL FONDO.	52
TABLA 8. RESUMEN DE VALORES DE LOS PARÁMETROS DE CALIDAD DE RM CALCULADOS POR EL ALGORITMO (REALES) Y DE LOS QUE ESTABLECE EL PROTOCOLO ESPAÑOL DE CONTROL DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO.	54

ÍNDICE DE ECUACIONES

ECUACIÓN 1: CÁLCULO DEL NIVEL DE RUIDO EN PORCENTAJE A PARTIR DE LOS VALORES DE CT DEL AIRE Y DEL AGUA.	39
ECUACIÓN 2: CÁLCULO DEL PORCENTAJE DE CONTRASTE.	41
ECUACIÓN 3. FÓRMULA DEL CÁLCULO DE LA UNIFORMIDAD INTEGRAL.	42
ECUACIÓN 4. FÓRMULA DEL CÁLCULO DE LA RELACIÓN SEÑAL-RUIDO (RSR).....	42
ECUACIÓN 5. UMBRAL RSR.....	53

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

1. INTRODUCCIÓN

1.1. Antecedentes y estado actual

Desde hace más de 40 años, en los sistemas de salud de todo el mundo, los diagnósticos se han basado en la captación de imágenes radiológicas obtenidas a partir de radiación electromagnética de longitud de onda pequeña como son los Rayos X. Pese a las evidentes ventajas que confieren estas técnicas, actualmente, en la comunidad científica existe una controversia acerca de los posibles efectos nocivos que conlleva la radiación ionizante utilizada en las pruebas diagnósticas y terapéuticas con imagen en los tejidos biológicos [1].

En general, este tipo de radiación es capaz de desplazar un electrón de un átomo de materia, alterando su estructura electrónica y por tanto sus propiedades. En el caso de la materia viva, produce cambios químicos en la molécula de ADN de forma directa o de forma indirecta. La radiación puede inducir roturas, cambios en las bases o uniones cruzadas, entre otras cosas, que pueden dar lugar a aberraciones cromosómicas en las moléculas. Por esta razón, los efectos podrían transmitirse genéticamente, es decir, no solo para el individuo expuesto, en el que la radiación podría tener efectos letales o deterministas, sino que esos efectos podrían ser estocásticos generando mutaciones en el ADN. La diferencia principal y más relevante entre ambos tipos de efectos, es que los estocásticos se pueden producir a dosis bajas de radiación, por lo que son más peligrosos y preocupantes ya que no existe dosis umbral [2].

Independientemente de cómo afecta la radiación en general, sus efectos específicos van a depender de factores como la dosis total, cantidad de tejido irradiado, sensibilidad celular o la edad de la persona, produciéndose a corto y a largo plazo [3]. Algunos ejemplos de efectos deterministas a nivel tisular son las cataratas en los ojos o la anemia si afecta al sistema hematopoyético, y los efectos estocásticos son principalmente la aparición de cáncer en los sujetos expuestos [2].

El conocimiento de la aparición de estos posibles efectos, junto a la importancia del diagnóstico por imagen utilizando radiación ionizante, ha creado la necesidad de elaborar métodos de evaluación y de estudio de posibles maneras de disminuirlos, sin renunciar al correcto diagnóstico. Cualquier fallo en un elemento de los equipos, puede suponer una disminución en la calidad de imagen final de las pruebas, lo que supondría un aumento en la dosis de radiación al paciente y/o la cantidad de radiación que recibe. Por ello, numerosas investigaciones se han centrado en evaluar alternativas que permiten reducir la dosis al paciente sin alterar la calidad de imagen que tendrían [4]. El 'Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (2011)' garantiza la calidad de las imágenes para poder cumplir con ese propósito, el cual analiza tanto la fase de adquisición del equipamiento como las siguientes en la vida de este tipo de tecnologías para poder asegurar la relación calidad-dosis a lo largo del tiempo [5]. Se pueden encontrar protocolos similares en los distintos organismos del resto de países [6].

Para realizar los controles de calidad que dicta el protocolo establecido, es necesario el uso de maniqués de calidad, cuya composición simula la de los elementos presentes en los seres humanos. De las imágenes adquiridas a partir de ellos, se calculan los parámetros relevantes para el estudio de la calidad de imagen con una frecuencia determinada según dicta la bibliografía [7]. Conseguir una correcta y rápida evaluación de la calidad, genera la necesidad de elaborar instrumentos que lo realicen de algún modo, como, por ejemplo, eliminando la necesidad de la intervención humana en la ejecución de la evaluación, haciendo el proceso objetivo, reproducible y más rápido. De esa idea parte el principal propósito del proyecto que se va a desarrollar a continuación.

Dejando a un lado las técnicas basadas en radiación ionizante, y de forma continua en el tiempo, surgieron también alternativas al uso de los rayos X para el diagnóstico por imagen.

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

De esta forma surgió la Resonancia Magnética, que fue ganando protagonismo hasta el punto de convertirse en una herramienta imprescindible en cuanto al diagnóstico de tejidos blandos [8]. Esta técnica, permite a los clínicos visualizar estructuras presentes en el interior del tórax, como el hígado, corazón o los vasos sanguíneos, gracias a que los principios que se utilizan, son muy distintos a los del diagnóstico por rayos X y no tienen su base en el nivel de densidad de los elementos expuestos [9].

1.2. Justificación del estudio

El estudio de la calidad de imagen permite cuantificar de forma objetiva y estandarizada propiedades intrínsecas a la propia imagen que permiten realizar una evaluación de la misma. Para ello, se definen unos criterios a partir de datos obtenidos en imágenes realizadas a fantasmas o, lo que sería más exacto, realizadas a pacientes.

El objetivo del presente trabajo es implementar una herramienta multimodal, automática y en tiempo real, que calcule la calidad de imagen en estudios con fantasmas. Las condiciones que se consideran relevantes y sensibles para evaluar la herramienta, son la fiabilidad y la reproducibilidad de los resultados que se obtengan. El concepto de fiabilidad permite conocer si los valores calculados por uno mismo, corresponden a los valores reales, por lo que, proporciona una idea clara y objetiva de la eficiencia del método utilizado para calcularlo. Por otro lado, que sea reproducible es importante dado que es uno de los fundamentos del método científico ya que garantiza que el método sea replicable por cualquier otra persona.

Este sistema es necesario en la sanidad ya que, en los últimos años, la principal motivación del sistema de salud ha sido ahorrar costes y tiempo, dada la creciente demanda de clínicos y los limitados recursos de los que se dispone tras unos años de crisis y recortes en sanidad.

El valor añadido de esta herramienta, se basa en tener un control de la calidad de la imagen de los equipos de TC y de RM, para que, de este modo, si la calidad de imagen desciende de forma progresiva, se pueda corregir la tendencia a través de soluciones de cambio de protocolo o de hardware del equipamiento. Mediante el uso de este software, solo será necesario revisar detalladamente aquellos casos alarmantes, en el caso de que los parámetros calculados por el sistema no estén dentro de un umbral. Por tanto, hace más eficientes las tareas de los clínicos, ahorrándoles tiempo útil de revisión de imágenes médicas y repetición de los estudios debido a una calidad de imagen pobre que no permite realizar el diagnóstico al radiólogo.

1.3. Protocolos en Tomografía Computarizada

El presente trabajo trata de medir la calidad de imagen tanto en equipos de Resonancia Magnética (RM) como en equipos de Tomografía Computarizada (TC). Por esta razón, es importante plantear la metodología a llevar a cabo en cada una de ellas para saber actuar ante las mismas en el caso de que no existan otras alternativas. La primera de las técnicas no utiliza radiación ionizante para adquirir la imagen, por lo que la dosis al paciente no es problema, en cambio, la segunda sí lo hace. Así pues, es importante determinar los protocolos que se utilizan, dependiendo del tipo de técnica TC, la dosis aplicada al paciente y la calidad de imagen necesaria para el diagnóstico en cada caso, ya que son aspectos determinantes.

En el área de los procedimientos diagnósticos e intervencionistas, la calidad de imagen está íntimamente relacionada con la dosis dada al paciente. Por eso, es importante entender qué medidas se adoptan para controlar la dosis y mejorar las condiciones del paciente.

La Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) en su documento 103, distingue la exposición médica a la radiación de pacientes del resto de casos de protección radiológica porque demanda un enfoque distinto debido a que la exposición es intencional, y en beneficio directo del paciente. Así pues, la restricción de la dosis a los pacientes no debe realizarse ya que esta depende de sus necesidades clínicas, por lo que limitándola se podría perjudicar al paciente reduciendo la eficacia del diagnóstico o del tratamiento. Por esto, la protección radiológica de exposición médica está enfocada a la justificación de los procedimientos médicos y a la optimización de la protección [7].

La justificación del procedimiento médico, según la ICRP, se aplica a tres niveles: un primer nivel que acepta el uso de la radiación en medicina por el beneficio del paciente; el segundo nivel, se refiere a la mejora del diagnóstico o tratamiento, y el tercero, que lo justifica en la aplicación a un paciente particular, estimando si el procedimiento beneficiará más que perjudicará al paciente.

En cuanto a la optimización de la protección, se distingue entre, la exposición debida al diagnóstico, a los procedimientos intervencionistas y a la radioterapia. A los dos primeros grupos, se les aplica niveles de referencia de diagnóstico para llevar a cabo esa optimización pero que no tienen ninguna relación con los límites de dosis de la comisión, sino que se refieren a los niveles de dosis en condiciones rutinarias en un procedimiento específico. Así pues, debería expresarse como una magnitud fácilmente medible, relacionada con la dosis al paciente para un procedimiento específico. En el caso de la radioterapia, la optimización se refiere a dar la dosis adecuada al tumor y planificar también la protección de los tejidos sanos, aunque no es el caso que nos concierne.

En casos excepcionales, se realizan estudios biológicos de muestras de tejidos de pacientes en los que se estudia la sensibilidad del paciente a la radiación, y los efectos que ha tenido esa radiación en su contenido biológico. Dado que son procesos largos y costosos, no son procedimientos habituales.

En lo que concierne al proyecto, la herramienta distingue qué casos son sensibles de sufrir consecuencias debidas a un exceso de radiación, lo que permite aplicar el protocolo de seguridad correcto rápidamente.

2. OBJETIVOS

En la actualidad, las técnicas basadas en imagen son una herramienta imprescindible de la que se valen los médicos para generar un diagnóstico de forma eficiente. Por esta razón, es necesario avanzar, junto con la tecnología de estas técnicas, en la seguridad del paciente, dadas las dosis de radiación en el caso de equipos CT, y en el tiempo necesario para realizarlas, en el caso de la RM.

Para ello, se precisa un análisis de la calidad de los equipos que sea fiable, reproducible, automático e instantáneo. Hasta ahora, existen evaluaciones de la calidad de las imágenes manuales y, por tanto, no reproducibles y lentas. Esto es debido, a la necesidad de un usuario que lo ejecute y seleccione los distintos parámetros, lo que puede originar heterogeneidades y diferencias en las elecciones.

2.1. Objetivo principal

El objetivo del presente trabajo, por tanto, es **generar una herramienta software aplicable a distintas técnicas de imagen en tiempo real, que calcule los parámetros necesarios para la medida de la calidad de imagen. El análisis se realizará en imágenes de tomografía computarizada (CT) y resonancia magnética (RM).**

2.2. Objetivos específicos

Para cumplir con el objetivo principal expresado previamente, se descompone en tres objetivos específicos que se deben conseguir para alcanzar la finalidad del trabajo:

- Elaboración de una herramienta que seleccione los módulos de los estudios de TC o de RM adecuados para calcular cada uno de los parámetros de calidad de imagen en un formato de fichero estándar.
- Evaluación de los parámetros de calidad de TC y de RM para identificar cuáles son automatizables.
- Análisis de la calidad de imagen mediante la comparación de los resultados de los parámetros de calidad, con los valores estándar establecidos en el Protocolo español de calidad en radiodiagnóstico 2011, para comprobar la fiabilidad y reproductividad del algoritmo [5].

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

3. MATERIAL Y MÉTODOS

El proyecto se ha llevado a cabo en el Área de Imagen Médica del Hospital Universitario i Politènic La Fe. El sistema de programación que se utilizó para desarrollar, modificar y ejecutar el algoritmo del presente trabajo, fue la herramienta software 'Matlab2015' mediante la licencia académica. Todos los estudios utilizados para realizar el algoritmo, tanto de TC como de resonancia magnética, fueron proporcionados por el Servicio de Radiología del Hospital Universitario i Politènic La Fe de Valencia, en formato *Digital Imaging and Communication in Medicine (DICOM)*. Sobre ellos se realizaron las pruebas necesarias para el correcto funcionamiento del programa.

A continuación, se desarrollan los conceptos previos, necesarios para entender el software. Estas características iniciales son la base de la construcción de la herramienta y los algoritmos implementados, ya que se refieren a las descripciones de los parámetros que se utilizan en él.

3.1. Parámetros de adquisición

Para poder realizar un estudio de calidad fiable, es necesario que las imágenes que se van a emplear tengan las mismas condiciones de adquisición. Para ello, se revisó la parte donde se almacena información acerca de la adquisición en los ficheros de las imágenes. Cada fichero se divide en dos: la primera parte corresponde a la imagen que el médico visualiza, y la segunda a donde se almacena la información de la imagen mostrada (cabecera del fichero).

El formato DICOM es específico de imágenes digitales y es muy útil para trabajar con las mismas. Es un estándar de intercambio de imágenes médicas e información, que además permite la consulta, la recuperación, la impresión y la gestión de los trabajos. La presencia de este protocolo no garantiza la correcta comunicación entre equipos, sino que es necesario definir unos parámetros que especifican las condiciones de la transmisión de información, como lo son la dirección IP, el puerto de comunicación y el nombre de la aplicación. La aplicación de este protocolo es necesaria para poder almacenar, recuperar y transmitir estudios en repositorios como los *Picture Archiving and Communication System (PACs)*, existentes en los hospitales.

El PACS es el sistema de información encargado de almacenar las imágenes en formato digital y desde donde se pueden transmitir y descargar por las distintas estaciones de trabajo [10]. El conjunto de las imágenes de cada adquisición forma un estudio, con el cual trabaja el servidor. Gracias a sus múltiples memorias, este, permite recuperar las imágenes de forma inmediata para trabajar con estudios actuales o bien realizados tiempo atrás. Esto se debe a la presencia de tres tipos de memorias, la memoria primaria o memoria de trabajo, la cual permite un acceso rápido, pero con una capacidad limitada; la memoria secundaria, que proporciona el acceso a los archivos antiguos, y la memoria remota, que es la existente en cada estación, y que permite tener copias inmediatas con gran limitación de espacio, dependiendo de la estación [11].

El algoritmo de control de calidad del proyecto asume que los parámetros de adquisición en la configuración de los equipos son los mismos y siguen un protocolo concreto que el centro ha establecido como procedimiento de control de calidad en las agendas de los equipos. El algoritmo verifica estas características de la adquisición con el objetivo de poder comparar los resultados de los parámetros de calidad entre los diferentes equipos en las mismas condiciones. Con esta característica definida, lo primero que se realizó fue una revisión de cada una de las cabeceras de los distintos estudios, para comprobar sus características en cuanto al modo de adquisición. Además de buscar homogeneidad en las características, se evaluaron distintos estudios de maniquies con el fin de averiguar qué condiciones eran las más satisfactorias para la correcta aplicación del algoritmo. De esta forma se eligieron las características más apropiadas al estudio realizado.

3.1.1. Tomografía Computarizada

En el caso de la Tomografía Computarizada (TC), por un lado, se comprobó que, estudios adquiridos con un espesor de corte de 0.5 mm tenían un nivel de ruido en las imágenes suficiente para que los resultados de los parámetros se vieran influenciados por el mismo. Por esta razón, se decidió descartar este tipo de estudios y elegir para el análisis imágenes adquiridas con un espesor de corte de 2 mm, ya que, además, estos estudios tenían menor cantidad de imágenes. De esta forma, el análisis se realizó a partir de 3 estudios, 2 de ellos de 159 imágenes de igual espesor de corte y, por tanto, mismo número de imágenes por estudio, y uno de 567 imágenes, el cual fue descartado por el excesivo ruido que presentaba debido al reducido espesor de corte.

Por otra parte, se especificó el tipo de TC que se utilizó con cada estudio, ya que se disponía del TC convencional y del TC helicoidal. Normalmente, se utiliza el helicoidal porque proporciona ventajas frente al convencional: disminuye los artefactos del movimiento por la respiración del paciente porque necesita menor tiempo de exploración, no hay pérdida de información como en el caso del axial porque no existen intervalos de corte, lo que permite realizar reconstrucciones multiplanares y en 3D.

Otro aspecto muy importante a concretar, fueron los parámetros de adquisición: el Kilovoltaje (kV) y el miliAmperaje (mA). El Kilovoltaje, es la energía con la que es emitida el haz de radiación. Esta permite reducir la dosis de radiación al paciente cuanto menor valor tiene, a costa de aumentar el ruido existente en la imagen, disminuyendo por tanto la calidad. Los estudios evaluados durante el trabajo fueron adquiridos con 120kV. El miliAmperaje representa la cantidad de fotones que atraviesan al paciente, por lo que, un miliAmperaje alto, implica un mayor detalle en la imagen. Un mal uso de este parámetro, puede proporcionar al paciente radiación innecesaria sin mejorar la calidad de imagen [12]. Para el trabajo, se utilizaron imágenes de 150mA.

En el Hospital La Fe ya existe un procedimiento de control de calidad establecido con estos parámetros de adquisición [13], pero en la actualidad este análisis, si se realiza, es manualmente, lo que conlleva un coste que impide que se puedan almacenar todos los resultados de control de calidad. Por esta razón se decidió aplicar un método automático.

3.1.2. Resonancia Magnética

Se realizó el mismo proceso para el caso de las imágenes adquiridas por Resonancia Magnética (RM). En este caso, los parámetros que deben coincidir necesariamente en las imágenes a comparar son los parámetros de adquisición: 'StudyDescription', 'EchoTime' y 'RepetitionTime'.

Por esta razón, se realizó una revisión de los demás parámetros comunes a todas ellas, para comprobar la similitud de las adquisiciones. La presentación de los píxeles en las imágenes, es en escala de grises (MONOCHROME) en todos los casos. La adquisición de dichas imágenes fue con un tipo de secuencia T1, por lo que los líquidos se ven más oscuros (hipointensos) porque transfieren su energía más lentamente que el resto de moléculas, mientras que las moléculas de grasa, por ejemplo, se ven claras o hiperintensas [14].

Esta secuencia es útil para evaluar morfología. El tipo de adquisición fue en 2D, por lo que no permite planificar ni reconstruir volúmenes en 3D. Las imágenes tienen un espesor de corte de 24 mm, un tiempo de repetición de 30 ms. y un tiempo de eco de 4.3260 ms. [12] [15]. El tiempo de repetición, TR (*RepetitionTime*) y el tiempo de eco, TE (*EchoTime*) son dos parámetros determinantes en el contraste del tejido en la imagen. En función del tipo de secuencia (eco de espín o eco de gradiente) y sus derivadas combinadas con técnicas de aceleración (secuencias turbo), estos parámetros influyen de una forma u otra en la señal y contraste de la imagen. A modo de ejemplo, los parámetros TE y TR que proporcionan un determinado contraste y señal en secuencias eco de espín, son de magnitudes más elevadas que los necesarios en secuencias eco de

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

gradiente para unas condiciones similares. En estas últimas, además, incluimos el ángulo de magnetización (*flip angle*), entre los parámetros que modifican el contraste y la señal.

El tiempo de repetición (TR) es el tiempo entre dos pulsos de radiofrecuencia sucesivos, por lo que un valor bajo conlleva un menor contraste en la imagen y una menor señal, ya que muchos de los protones de los tejidos no han podido relajarse. A su vez, el tiempo de eco (TE) es el tiempo en el que se mide la señal producida por los protones. Por lo que, un tiempo de eco mayor, supone una señal reducida. La descripción del estudio (*StudyDescription*) hace referencia a cómo se ha realizado el estudio [16].

Así pues, el contraste que tendrá la imagen, que variará en función de las estructuras que se quieran ver, va a depender de la correcta relación de ambos parámetros (Ilustración 1).

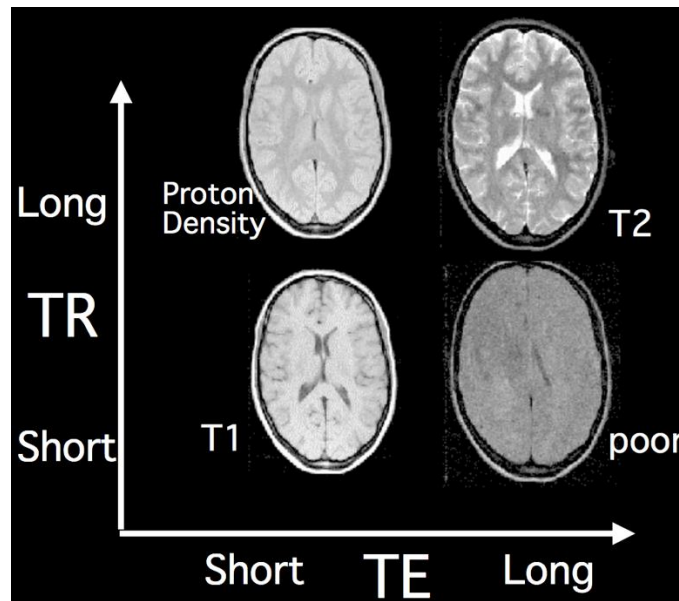


Ilustración 1: Relación entre TR y TE, y el contraste del tejido [16].

3.2. Calidad de imagen

Este trabajo se centra principalmente en el análisis de las pruebas de constancia, las cuales tienen como objetivo vigilar el correcto funcionamiento de los equipos asegurando su estabilidad en el tiempo. Partirán siempre de un valor de referencia de un parámetro medido en las pruebas de aceptación o de estado, que se realizan para establecer el estado inicial de un equipo recién adquirido. Estas pruebas deberían ser simples, fáciles de realizar y de interpretar y rápidas de ejecutar. En general, estos controles de los equipos se deberían efectuar al menos una vez al año, y después de una modificación o reparación.

Es importante tener en cuenta, que los parámetros que determinen la calidad de las imágenes no tienen por qué tener una relación directa con el objetivo final de una imagen médica. Por ello, es preciso diferenciar el concepto de calidad técnica del de calidad clínica. El objetivo de la calidad técnica es conseguir óptimos indicadores de resolución espacial, señal, contraste, linealidad espacial y evitar artefactos. En cambio, el objetivo de la calidad clínica es realizar el diagnóstico. Se tenderá a tener un compromiso entre imágenes de calidad diagnóstica, con los mejores indicadores de calidad técnica posibles. Un ejemplo práctico: Se puede obtener una mayor Relación Señal-Ruido (RSR) en RM si adquirimos las imágenes durante más tiempo realizando más promediados de la señal, pero esto puede prolongar el tiempo de exploración del paciente innecesariamente, especialmente si las imágenes ya eran de la calidad diagnóstica suficiente para el radiólogo.

Hay dos formas de evaluar la calidad de imagen por el médico: una es mediante el uso de objetos o maniqués, y otra valorando directamente imágenes de pacientes.

Para que estas pruebas sean de utilidad, será imprescindible que el médico sea informado de los resultados de las valoraciones con tiempo de reacción.

3.2.1. Parámetros Calidad de imagen

3.2.1.1. Tomografía Computarizada

En el caso de las imágenes adquiridas con equipos de Tomografía Computarizada (TC), la calidad de imagen está relacionada con la fidelidad de los números *Hounsfield* y con la reproducción exacta de las pequeñas diferencias de atenuación, o estudio de la resolución de contraste y el estudio de los detalles finos de la imagen. Por tanto, una buena realización de una imagen TC debe tener una calidad de imagen suficiente para que los radiólogos puedan examinar correcta y eficientemente, manteniendo la dosis al paciente lo más baja que permiten los medios.

Para poder cumplir con estos objetivos, es necesario la selección minuciosa de parámetros técnicos de control de la exposición del paciente y de la visualización de las imágenes, además de chequeos regulares del funcionamiento del equipo de imagen mediante la medida de parámetros físicos de imagen como parte un programa de seguridad de calidad. Existen diez tipos de parámetros técnicos que influyen en la calidad de imagen y en la dosis:

1. El grosor del corte nominal
2. La distancia entre corte
3. El volumen de estudio
4. Los factores de exposición
5. El campo de visión
6. La inclinación del gantry
7. La matriz de reconstrucción
8. El algoritmo de reconstrucción
9. La anchura
10. El nivel de la ventana.

Por otro lado, hay otro tipo de parámetros que tratan de medir propiedades físicas del funcionamiento del equipo como lo son la **uniformidad, linealidad, resolución espacial, la baja resolución de contraste y la ausencia de artefactos** según las recomendaciones del 'International Electrotechnical Commission'.

Así pues, la calidad de imagen se mide a partir de las medidas cuantitativas de estos parámetros en estudios realizados a maniqués de calidad. Estas medidas deberán ser realizadas de forma regular para proporcionar garantía del correcto funcionamiento de los equipos TC durante su periodo de uso. Se explicará a continuación en que se basa cada una:

La **uniformidad** está relacionada con el requerimiento para el número TC de cada píxel en la imagen de un objeto homogéneo para ser igual dentro de unos límites estrechos.

El **ruido** o la presencia de artefactos, es la fluctuación local de los números TC de cada elemento individual de una ROI homogénea. Depende de la dosis de radiación y tiene un efecto en la baja resolución de contraste. El ruido de la imagen disminuirá con el uso de un kernel de convolución plano y es inversamente proporcional a la raíz cuadrada de la dosis y del grosor del corte.

En cuanto a la **resolución espacial**, es importante distinguir entre la resolución espacial que se produce a alta y a baja resolución de contraste. Este proyecto se centrará en la que se produce a **baja resolución de contraste** ya que permite determinar el tamaño de detalle que puede ser visible cuando hay sólo una pequeña diferencia en densidad relativa en el área circundante. Se considera que está limitado por el ruido [16].

Además, también se estudiará la **textura**, como parámetro que permite caracterizar una imagen en su conjunto y no píxel a píxel, según la repetición de un patrón de intensidades. Para su evaluación, se calculó una serie de parámetros estadísticos como son la entropía y una matriz de coocurrencia, la cual permite conocer con qué frecuencia pares de píxeles se dan en una determinada imagen con unos valores y en una dirección específica. En particular, se utilizó el cálculo de la energía, el contraste, la homogeneidad y la correlación [17][18].

El valor de la energía hace referencia al desorden de una imagen. El contraste mide la diferencia entre los valores altos y bajos de un conjunto de píxeles, mientras que la homogeneidad da un valor de cercanía de la distribución de toda la matriz de coocurrencia a los valores de la diagonal en la misma matriz según Juan, C. et al (2016). Por último, la correlación estudia la similitud entre píxeles circundantes respecto a toda la imagen.

3.2.1.2. *Resonancia Magnética*

Los equipos de radiodiagnóstico que utilizan Resonancia Magnética (RM), tienen unos criterios para la selección de parámetros con los que evaluar la calidad de imagen distintos a los de equipos TC, debido básicamente al origen de la energía que utilizan.

Así pues, al igual que en el caso del TC, cabe destacar el énfasis que hace el ICRP, recomendando una frecuencia de realización de los análisis de calidad casi diaria, dependiendo del parámetro a evaluar, ya que esto permite detectar problemas rápidamente.

Otro aspecto importante previo al cálculo de cualquier parámetro, es la correcta colocación del maniquí o fantoma, en lo que se profundizará en los siguientes apartados. Si la colocación no es correcta por parte del técnico, los parámetros no serán comparables entre unas imágenes y otras ya que su cálculo puede ser erróneo.

Los parámetros más importantes para evaluar la calidad de imagen en equipos de RM son: la frecuencia de resonancia, la relación señal-ruido, la uniformidad, el espesor de corte y la exactitud geométrica. Variaciones en la **frecuencia de resonancia**, según el Protocolo Español de Calidad en Radiodiagnóstico, conlleva cambios en la intensidad del campo magnético del imán, cuyo origen suele estar en las pérdidas resistivas de la intensidad de corriente de las bobinas superconductoras, o en los cambios de origen térmico o mecánico de la densidad de corriente [20]. Esto va a afectar a la sensibilidad del sistema y a la relación señal-ruido (RSR). Para obtener este parámetro, se adquirieron las imágenes en el módulo de uniformidad del maniquí de calidad correctamente y el equipo almacenó la frecuencia en las cabeceras DICOM [19].

La **uniformidad**, comprueba que el equipo produce una señal constante cuando el objeto a visualizar tiene características homogéneas. Para calcular este parámetro, se adquirió la imagen del módulo de homogeneidad del maniquí como en el caso anterior. Así pues, teniendo en cuenta la fórmula para el cálculo de la uniformidad integral, se trazó una ROI que ocupara al menos el 75% del maniquí y se extrajo el valor máximo y mínimo de intensidad [14].

El **espesor de corte** es un parámetro que determina la exactitud de los espesores de corte especificados. Una variación en este parámetro, puede dar lugar a un contraste inadecuado en las imágenes o a una variación en la relación señal-ruido. El parámetro se midió mediante el uso de maniquíes con rampas de ángulo conocido, evaluando la anchura a media altura ("FWHM") del perfil [20].

Para el cálculo de los valores de la **Relación señal-ruido**, se utilizó el módulo uniforme del fantoma. Se dibujaron dos regiones de interés (ROIs) nuevamente, una de ellas de un tamaño menor al 75% del maniquí para medir el valor medio de pixel y la desviación estándar, y la otra en una región libre de artefactos fuera del maniquí como se muestra en la Ilustración 2. De esta forma, y siguiendo la bibliografía, se calcula la relación señal-ruido (SNR).

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.



Ilustración 2: Módulo homogéneo del maniquí de calidad. Pueden apreciarse las ROI seleccionadas en el interior del fantoma y en una zona del exterior exenta de artefactos.

En el presente trabajo, no se calcula la exactitud geométrica debido a que es un parámetro que no es posible automatizar, ya que es necesaria la intervención de un usuario para el correcto posicionamiento de los ejes. En el caso de realizarse, el primer paso sería comprobar el tamaño del maniquí para que coincidiera con el visualizado en la imagen, pudiendo existir una desviación del valor real de menos de 2 mm. En cuanto a la distorsión geométrica, se repetiría el mismo proceso anterior en las direcciones 'x' e 'y' diagonales.

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

3.3. Maniquí de calidad

Para evaluar, el correcto funcionamiento de un equipo de radiodiagnóstico, es necesario reproducir unas determinadas condiciones de adquisición de exploraciones lo más homogéneas posibles para poder realizar un estudio de calidad de imagen que sea fiable y reproducible. Por esta razón, se utilizaron imágenes adquiridas de un maniquí de calidad utilizado para la realización de los controles rutinarios en el servicio de radiología.

El uso de maniqués de calidad permite calculando los valores de los parámetros de calidad de imagen, caracterizar las imágenes adquiridas para después realizar el análisis con imágenes de pacientes. En el caso de este trabajo, se utilizaron maniqués de cabeza.

Durante el presente el trabajo, se utilizará indistintamente el término maniquí y fantoma, proveniente del término anglosajón *Phantom*.

3.3.1. Resonancia Magnética

Para el control de calidad en equipos de RM, se utilizó el fantoma de calidad que se representa en la Ilustración 3. El maniquí está compuesto por diferentes materiales en distintas cantidades. En concreto, la concentración del fluido que contiene este en particular, es de 1000 ml de agua desmineralizada (demi water), 770 mg de $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$, 1 ml de arquad (1% solución) y 0.15 ml de H_2SO_4 a 0.1N.

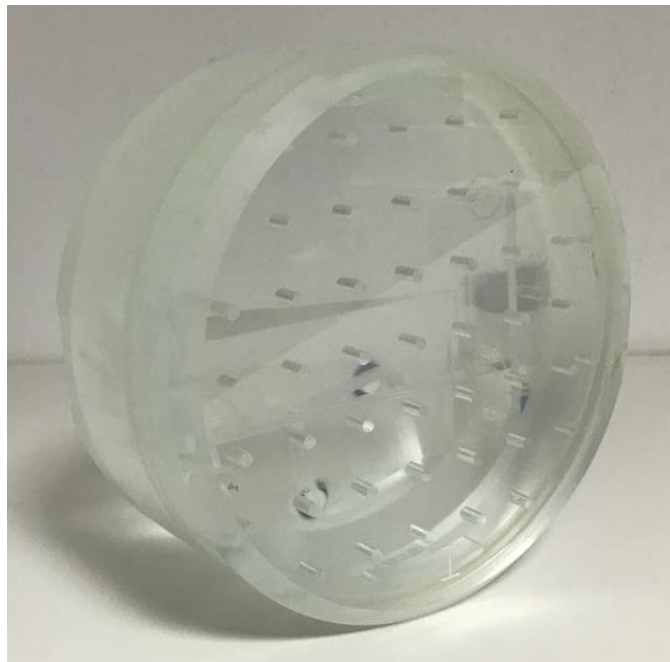


Ilustración 3: Maniquí de control de calidad en equipos de RM.

En el interior del fantoma, hay estructuras diseñadas expresamente para poder realizar exámenes cuantitativos que permitan calcular los parámetros de calidad en imágenes digitales de RM.

Es importante mantener el estado inicial del que se parte al realizar la adquisición de las imágenes durante los distintos estudios para que los resultados sean equiparables. El técnico debe colocar correctamente el fantoma y comprobar que su posición es la preestablecida durante todas las adquisiciones del estudio. De no ser así, no podrá realizarse el análisis de calidad correctamente ya que las imágenes que se obtendrán pueden estar en distintas posiciones en cada caso y los parámetros calculados pueden no ser comparables, lo que producirá heterogeneidad en el estudio

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

de la evolución de la calidad de la imagen. En este caso, el fantoma se debe colocar en el centro alineado con la luz de posicionamiento que indica el isocentro del escáner alineándolo en los tres ejes.

De la adquisición de todas las imágenes del fantoma, se implementaron los módulos necesarios para el cálculo de los parámetros necesarios para el estudio de la calidad de imagen. El cálculo de la uniformidad, la frecuencia de resonancia y la relación señal-ruido, se realizó en el módulo homogéneo con un tiempo de eco de 100 ms, que corresponde a la Ilustración 4.

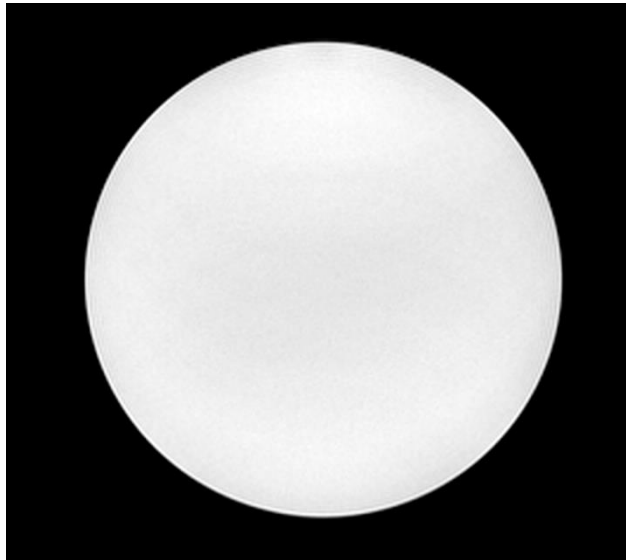


Ilustración 4: Módulo homogéneo maniquí de calidad de RM.

El espesor de corte, en cambio, se calculó a partir del módulo correspondiente a la Ilustración 5 que se muestra a continuación.

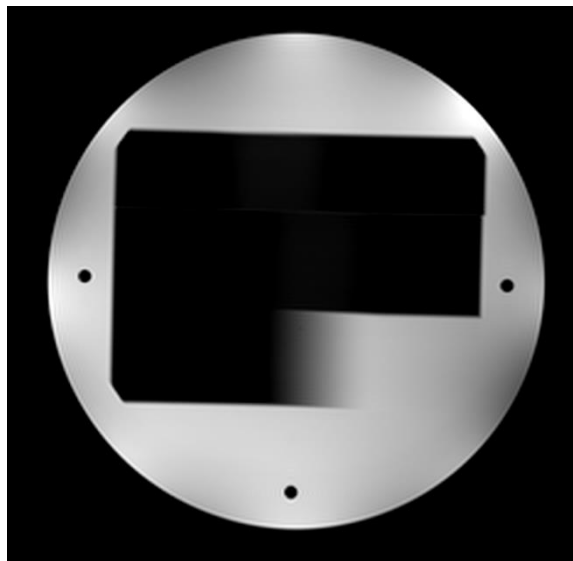


Ilustración 5: Módulo maniquí de calidad de RM.

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

3.3.2. Tomografía Computarizada

En el caso del análisis de calidad de los equipos TC, el control del rendimiento del sistema se realizó mediante la exploración del siguiente fantoma o maniquí (Ilustración 6).

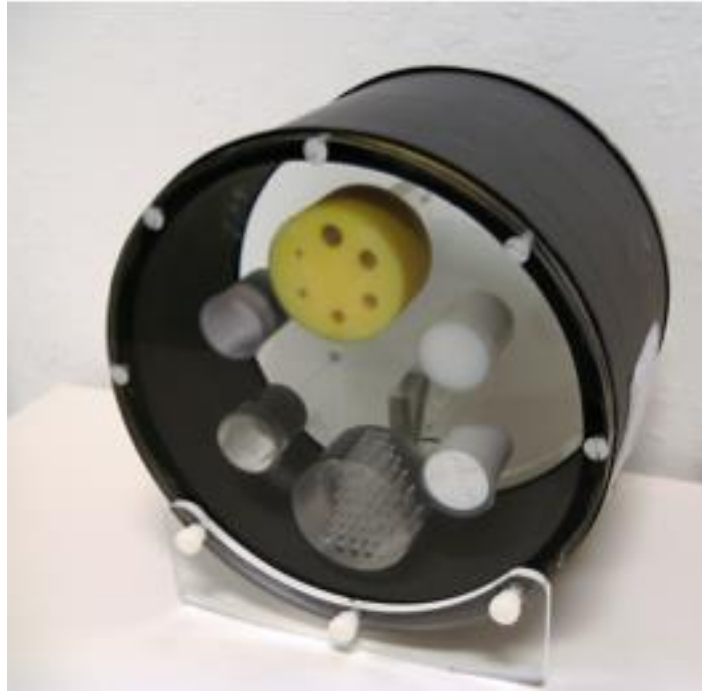


Ilustración 6. Maniquí de cabeza del sistema de control de calidad en equipos TC [18].

El fantoma es una estructura de PVC con un diámetro de 20 cm llena de agua. A su vez, dispone de tres secciones bien diferenciadas: Una capa física, que sirve para la medir la respuesta de impulso y el ancho de corte; una capa de agua, para medir los parámetros de uniformidad y ruido comentados en los apartados anteriores; y una capa de varios espines para comprobar el contraste [21].

A partir de las imágenes adquiridas de un maniquí al completo de este tipo, se utilizaron diferentes cortes del mismo para medir los distintos parámetros. En el caso de los parámetros de ruido y uniformidad, se seleccionó el corte equivalente a la parte homogénea del fantoma, como se aprecia en la Ilustración 7, ya que es necesario que el cálculo de estos parámetros se realice en una zona del maniquí uniforme y sin heterogeneidades que puedan variar la lectura dependiendo del estudio.

Para los parámetros de contraste y de resolución espacial, se utilizó otra parte del fantoma. En particular, era necesario los cortes de los estudios correspondientes al módulo de la capa de varillas, ya que permite el cálculo de los mismos (Ilustración 8) [18].

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

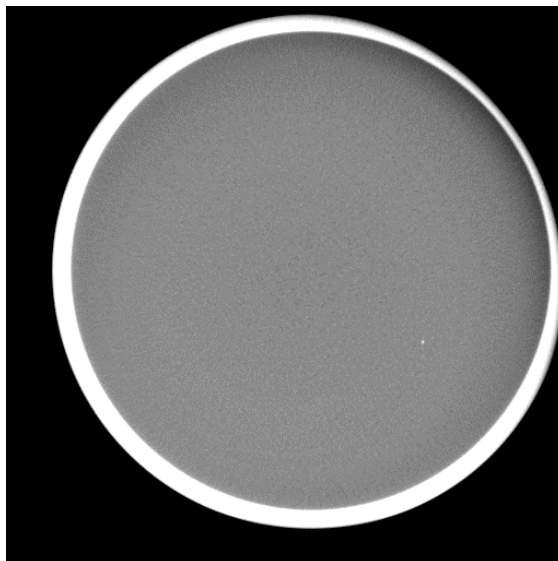


Ilustración 7. Módulo homogéneo maniquí de calidad de TC de capa de agua.

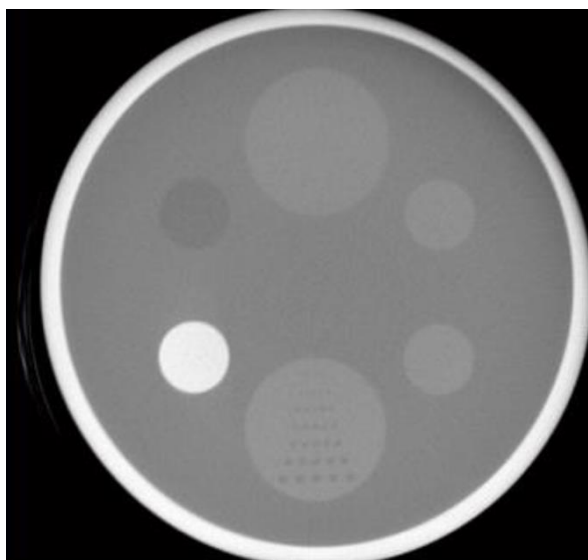


Ilustración 8. Módulo de capa de varios pines de maniquí calidad de TC.

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

3.4. Esquema del código

Para mejorar las condiciones existentes en el Servicio de Radiología, en primer lugar, se llevó a cabo un proceso de análisis de la bibliografía con el fin de conocer los avances realizados hasta el presente. De esta forma, se obtuvo de un proyecto final de master centrado en el análisis de un software [18], un algoritmo base que sirvió de guía para generar la nueva herramienta para el caso de equipos TC, y un segundo algoritmo base para el caso de equipos de RM obtenido del grupo de investigación asociado al Servicio de Radiología: Grupo de Investigación Biomédica de Imagen (GIBI2³⁰). Ambos se basan en la idea que se plasma en los siguientes diagramas de bloques.



Gráfico 1. Esquema general TC.



Gráfico 2. Esquema general RM.

A modo orientativo, se llevaron a cabo dos procesos paralelos de modificación de los algoritmos iniciales (de TC como se plasma en el Gráfico 1, y de RM, como se aprecia en el Gráfico 2) a partir de la adquisición de los estudios de los fantomas o maniqués en cada uno de los equipos de TC y de RM. De las imágenes adquiridas se calcularon los parámetros indicados para cada tipo de prueba de imagen médica.

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

4. RESULTADOS

Una vez explicada y desarrollada la propuesta de calidad de imagen, es momento de profundizar en el desarrollo del código que se encuentra adjunto en los anexos del trabajo. A continuación, se explicarán los procesos en los que interviene el algoritmo realizado, desde un punto de vista global y también entrando en detalle en aspectos concretos.

Este primer punto, está representado por un diagrama de bloques que permite obtener una visión general del proceso completo que se lleva a cabo cada vez que el algoritmo se ejecuta. El proceso comienza en los equipos de adquisición de las imágenes independientemente de la modalidad del equipo y de la técnica utilizada en la adquisición, como se puede apreciar en el Gráfico 3.



Gráfico 3. Diagrama de bloques global del proceso de análisis de la calidad de imagen en TC y RM.

Una vez que las imágenes adquiridas se almacenan en el PACS, la aplicación (APP) en la que se encuentra el algoritmo del trabajo, podrá obtener del PACS las imágenes necesarias para su ejecución. Los resultados de la herramienta se almacenarán en una base de datos a la que accederá finalmente desde el cuadro de mandos, lugar en el que se controlará toda la herramienta y se solaparán los resultados de todas las pruebas de calidad para el uso de los mismos.

4.1. Elaboración de los algoritmos de Tomografía Computarizada y Resonancia Magnética

Tanto para el caso del algoritmo de TC como de RM, el código del que se partió, generaba una interfaz de usuario mediante la cual se calculaban los parámetros de calidad según los criterios del usuario, que seleccionaba las áreas de la imagen necesarias para el cálculo y la imagen en la que calcularlos. A partir de este código, se diseñó un algoritmo que automáticamente calcula los parámetros de calidad, eliminando la interacción con el usuario, de manera que el sistema sea capaz de ejecutarse independientemente de la acción humana.

Para ello, se siguió la estructura indicada a continuación, que comienza con la lectura del fichero que contiene los estudios del fantoma. En segundo lugar, se llevó a cabo la evaluación de los parámetros de calidad desarrollados en material y métodos, necesario para poder avanzar en el cálculo de los mismos. Realizada esta tarea, se seleccionaron los módulos de cada estudio sobre los que se calcularon los parámetros de calidad, con el fin de agrupar los resultados en un fichero XML que crea automáticamente el algoritmo.



4.1.1. Evaluación de parámetros automatizables

Para la realización de esta tarea, fue necesario, en primer lugar, evaluar qué parámetros de los calculados por el código inicial eran posibles calcular automáticamente eliminando la necesidad de un usuario. Esta tarea, se realizó de forma paralela a la modificación del código. Conforme se fueron decidiendo qué parámetros se utilizaban y cuáles no, se iba elaborando el código para comprobar si esa tarea era posible realizarla de forma automática o si, por el contrario, se tenía que descartar.

Una vez seleccionados los parámetros automatizables, se tuvo en cuenta, que los equipos adquieren imágenes del fantoma en su totalidad, por lo que, era necesario seleccionar en cada caso la parte del fantoma que se requería para el cálculo de cada parámetro.

4.1.2. Selección de módulos

Así pues, el siguiente paso fue la selección del módulo adecuado de cada estudio realizado al fantoma, en equipos TC y RM para el cálculo de cada parámetro.

Este apartado, es importante para que el cálculo de los parámetros sea siempre correcto en cuanto a las imágenes que se utilizan para ello. Esto, quiere decir que el algoritmo tiene que ser capaz de seleccionar la imagen adecuada de cada uno de los ficheros, ya que sobre ellas se calculan los parámetros de cada uno de los módulos, fuera cual fuera el estudio del fantoma a analizar.

Con esto, se consigue que los parámetros sean calculados siempre correctamente y de forma equivalente para todos los estudios, ya que, si no se utiliza el módulo correcto en cada caso, el parámetro no es evaluable porque puede tener valores erróneos.

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

4.1.3. Cálculo de los parámetros

Una vez decidido qué parámetros de calidad calcular y seleccionadas correctamente las imágenes de los estudios necesarias dependiendo del módulo, se procedió al cálculo de los distintos parámetros.

Tomografía Computarizada (TC)

En el caso del algoritmo **TC**, los parámetros a calcular después de evaluar la posibilidad de hacerlos automatizables fueron: el ruido, la resolución de contraste, la textura y la resolución espacial. El ruido, la uniformidad y la textura, precisaron de una imagen correspondiente al módulo de homogeneidad para el cálculo de los parámetros en cada caso. En cuanto a evaluación de la resolución espacial y de la resolución de contraste, se realizó en el módulo correspondiente a la capa de múltiples varillas representada en la Ilustración 10.

Ruido

Se calcula como la desviación estándar de los valores de los píxeles en un área homogénea de la imagen, por lo que, a mayor desviación, más ruido. Para aplicar la fórmula que lo calcula, el algoritmo debe seleccionar una matriz central en la imagen de forma automática como la que se aprecia en la Ilustración 9 sobre la que calcular los números TC de agua. Para el cálculo del CT del aire se realizó una ROI igual a la del agua, pero en la parte externa del fantoma (Ilustración 9).

$$\text{Nivel de Ruido (\%)} = \frac{\sigma \cdot 100}{CT_{\text{aire}} - CT_{\text{agua}}}$$

Ecuación 1: Cálculo del nivel de ruido en porcentaje a partir de los valores de CT del aire y del agua.

Uniformidad

Fue necesario seleccionar cinco ventanas no solapadas para comparar cada una de ellas con la ROI central, obteniendo así una matriz con cuatro valores correspondientes a las diferencias de cada ventana con la central. Como la ROI necesaria para calcular el ruido es la central que se utiliza en la uniformidad, estos dos parámetros están incluidos en el mismo código de 'Ruido_uniformidad_TC', dado que también se calculan ambos parámetros sobre el módulo de homogeneidad.

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

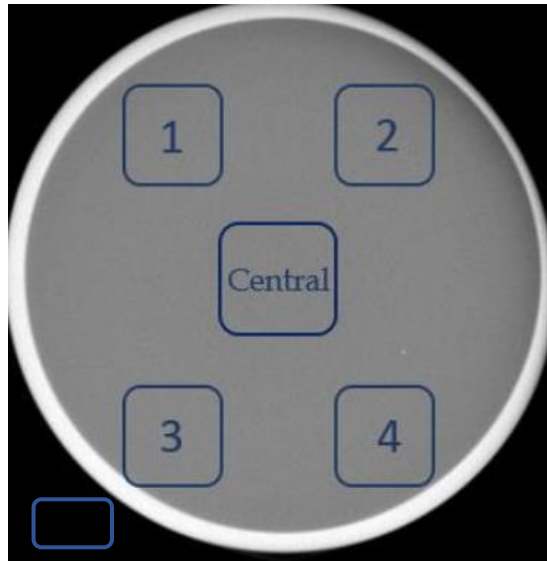


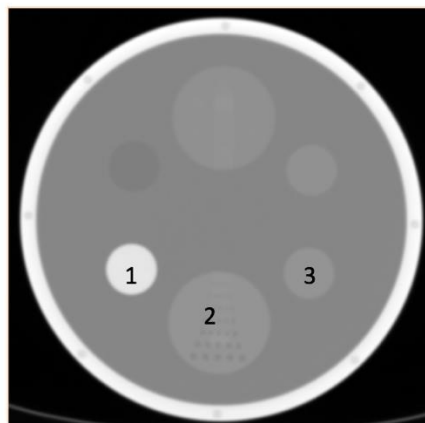
Ilustración 9: Selección de ROI's para el cálculo de la uniformidad [18].

Textura

La textura se evaluó en el mismo módulo que los parámetros anteriores, correspondiente a la capa de agua de maniquí. Este parámetro se define mediante el cálculo de dos parámetros. Por un lado, la entropía y, por otro lado, una matriz de coocurrencia. El cálculo de la entropía se realizó sobre la selección de una ROI como la 'central' que aparece en la Ilustración 9. Para los valores de homogeneidad, de contraste, de energía y de correlación, se utilizó también la ventana central [18].

Resolución espacial

Para el caso de la resolución espacial, el parámetro que se obtuvo fue la Función de Transferencia de Modulacion ('MTF' del inglés), que es una medida indirecta pero objetiva y precisa. Fue calculada a partir de la *Edge-Spread Function* (ESF). Para ello, se segmentó la varilla de plexiglás, por lo que, fue necesario la selección de dos puntos, uno en su interior y otro en su contorno para que el algoritmo lo realizara.



1. Varilla de Plexiglás.
2. Plexiglás con siete filas de orificios de diferentes diámetros.
3. Varilla de Teflón.

Ilustración 10: Capa de múltiples varillas para el cálculo de la resolución espacial y de contraste con indicación de cada elemento

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

El cálculo teórico de la resolución espacial, se basa en primer lugar, en el cálculo de la primera derivada o *Line Spread Function* (LSF) de los valores de los píxeles a lo largo de una línea perpendicular a una interfaz entre dos estructuras diferenciadas en la imagen. La estructura que se eligió fue la varilla de plexiglás, por ser el elemento con valores del número TC mayores, comparado con la región circundante de agua. A continuación, se seleccionaron varios puntos equidistantes donde dibujar las líneas perpendiculares de la función ESF, sobre los que calcular su derivada LSF. Tras ajustar esta función LSF a una Gaussiana para eliminar el ruido, se realizó la transformada de Fourier para obtener el valor de MTF normalizado a 1 y con frecuencia 0. Así pues, el valor del 10% de MTF corresponde a la resolución espacial para cada línea perpendicular realizada.

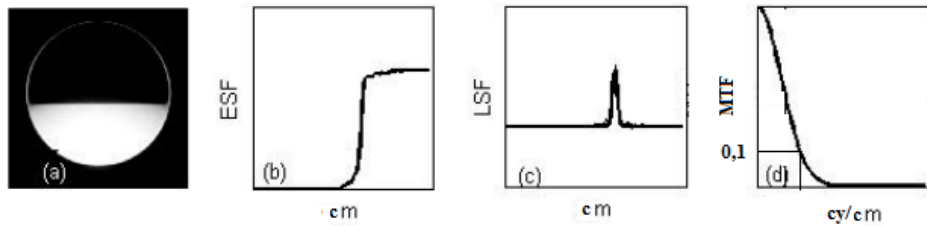


Ilustración 11: Proceso de obtención de la resolución espacial[18].

Resolución de contraste

Por último, la resolución de contraste se calculó a partir del Plexiglás que es el elemento de la capa de múltiples varillas que contiene siete filas de orificios en su interior (Ilustración 10).

Su fundamento teórico se basa en el cálculo de la diferencia entre el valor medio de los píxeles de Plexiglás y el valor medio de los píxeles de los orificios. De esta forma, cuanto más pequeños son los orificios, y, por tanto, menos se vean a simple vista, menos diferencia habrá entre el valor de los píxeles de fondo y los de cada orificio porque tendrán valores más similares, lo que significa que habrá menos contraste. Mediante la siguiente fórmula, que plasma el concepto, se llevó a cabo su cálculo:

$$\% \text{ Contraste} = \frac{N^{\circ} TC_{\text{Objeto}} - N^{\circ} TC_{\text{fondo}}}{N^{\circ} TC_{\text{fondo}}} * \frac{100}{1000}$$

Ecuación 2: Cálculo del porcentaje de contraste.

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

Resonancia Magnética (RM)

Para el caso de la **RM**, los parámetros a calcular fueron: la uniformidad, la relación señal-Ruido, la frecuencia de resonancia y el espesor de corte, dado que el cálculo de la exactitud geométrica no fue posible automatizarlo como se explica en apartados anteriores.

La uniformidad, la relación señal-ruido y la frecuencia de resonancia se calculan sobre el módulo de uniformidad correspondiente a un tiempo de eco de 100 ms.

Frecuencia central de resonancia

En este caso, la frecuencia de resonancia es un parámetro que se encuentra en la cabecera DICOM por lo que no es necesaria ninguna fórmula que la calcule.

Uniformidad

Es necesario trazar una ROI en el interior del módulo homogéneo sobre la que calcular el parámetro de la forma que se indica en la Ecuación 3. El valor de la señal máxima y mínima hacen referencia a la medida de la ROI en los valores más altos y más bajos de señal de la imagen del maniquí respectivamente.

$$UI = \left(1 - \frac{(Señal\ máxima - Señal\ mínima)}{(Señal\ máxima + Señal\ mínima)}\right)$$

Ecuación 3. Fórmula del cálculo de la Uniformidad Integral.

Relación señal-Ruido

Será necesario, además de una ROI en el interior del módulo homogéneo como en el caso del cálculo de la uniformidad, una ROI en el exterior para poder hacer la diferencia entre ambas y dividirlo entre la desviación típica de la ROI interna. La ROI interna debe ocupar aproximadamente un 80% de la imagen. Según la

utilizada para su cálculo, el factor 0.655 se utiliza para compensar una distribución de la señal de fondo riciano o Rice, es decir, no Gaussiana.

$$RSR = \frac{0.655 \cdot (Señal\ media)}{(desviación\ típica\ ruido)}$$

Ecuación 4. Fórmula del cálculo de la Relación señal-ruido (RSR).

Espesor de corte

El espesor de corte utiliza la imagen correspondiente al módulo especificado en el apartado de parámetros de calidad. La forma de medir este parámetro es mediante el uso de rampas de ángulo conocido, evaluando la anchura a media altura ("FWHM") del perfil.

4.1.4. Fichero de resultados XML

El objetivo del proyecto desarrollado es el uso de los resultados obtenidos para controlar la calidad de imagen de los equipos de TC y RM y su evolución temporal para prevenir una disminución significativa de la misma. Para poder utilizar la información obtenida del algoritmo, debe estar en el formato adecuado según el software que lo utilice. En este caso, el programa debe devolver los parámetros en un fichero XML, para su posterior lectura en la aplicación que precise de dicha información.

Para conseguirlo, se usó una función que transformaba un fichero Matlab en un fichero XML. Esta función requiere una estructura de entrada que sigue el patrón: 'ROI- Variable –Estadístico- Valor', por lo que se creó a partir de los resultados de los parámetros, un struct Matlab (Ilustración 12), dentro de otros, con los parámetros en formato cell de la forma que se aprecia en la Ilustración 15.

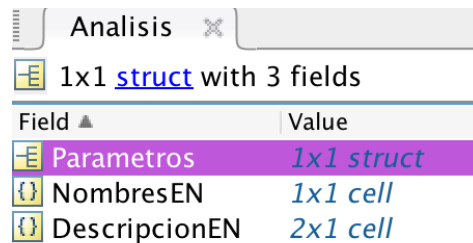


Ilustración 12: Estructura fichero .m 'Analisis'.

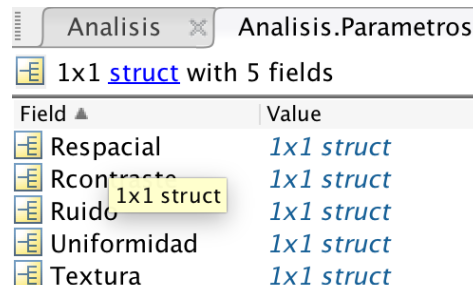


Ilustración 13: Estructura Fichero .m 'Analisis.Parámetros'. Siguiente nivel de organización.

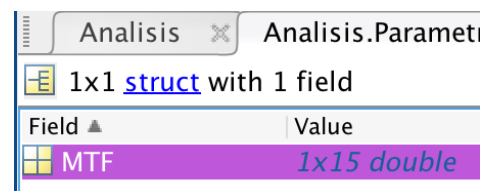


Ilustración 14: Estructura del fichero .m nivel 'Analisis.Parametros.Respacial'.

	1	2	3	4	5	6	7	8
1	0.6300	0.6280	0.6380	0.6340	0.6360	0.6280	0.6180	0.6

Ilustración 15: Estructura de fichero .m a xml nivel 'Analisis.Parametros.Respacial.MTF'.

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

De esta forma se obtiene un fichero XML de resultados con el formato siguiente:

```
result.xml
1 <?xml version="1.0" encoding="utf-8"?>
2 <biomarker>
3   <identificador>48.00000048.00000048.00000057.000000</identificador>
4   <zone>
5     <identificador>Parametros</identificador>
6     <nameEs>Parametros</nameEs>
7     <nameEn>Parameters</nameEn>
8     <descriptionEs>Parametros de calidad TAC</descriptionEs>
9     <descriptionEn>Quality parameters CT</descriptionEn>
10    <output>
11      <identificador>Respacial</identificador>
12      <statistic>
13        <identificador>MTF</identificador>
14        <value>0.6300000.6280000.6380000.6340000.6360000.6280000.6180000.6220000.6340000.6100000.6260000.6360
15      </statistic>
16    </output>
17    <output>
18      <identificador>Rcontraste</identificador>
19      <statistic>
20        <identificador>HUmedia</identificador>
21        <value>47.17855060.15034579.44027891.341954102.021102101.850427101.897119106.899718</value>
22      </statistic>
23      <statistic>
24        <identificador>HUrelativo</identificador>
25        <value>4.6797114.7233904.56373114.55360625.68710243.73198955.866534</value>
26      </statistic>
27    </output>
28    <output>
29      <identificador>Ruido</identificador>
30      <statistic>
```

Ilustración 16: Fichero resultados en formato XML.

4.2. Implementación

En el siguiente apartado se explica el código con detalle, especificando los procesos seguidos para la realización del mismo en cada uno de sus partes, los problemas encontrados en las distintas etapas, así como el código aprovechado de la bibliografía y los cambios realizados al mismo para adaptarlo a las necesidades específicas del proyecto.

Analizando por orden de aplicación cada apartado del código principal, tanto en el caso de TC como de RM, el primer paso del proceso es la lectura del fichero de imágenes del fantoma. Esto fue realizado de igual forma para ambos casos, con la diferencia de que, en el código de RM, fue necesario la lectura específica de cada elemento de la cabecera para su posterior uso en las diferentes etapas del algoritmo. En el caso del TC, se realizó la lectura de la cabecera de las imágenes al completo de forma directa.

El segundo paso, también en ambos casos, fue la selección del módulo indicado para el cálculo de cada parámetro de cada estudio.

En el caso de RM todos los estudios tienen el mismo número de imágenes. Así pues, se estudió imagen por imagen los distintos estudios para comprobar en qué orden se encontraban los módulos necesarios en cada caso. Este orden es siempre el mismo fuera cual fuera el estudio, si la adquisición es correcta, por lo que, para el cálculo de cada parámetro se seleccionó el número de imagen del estudio correspondiente al módulo determinado. Para el caso del módulo homogéneo, se seleccionó la imagen del estudio que ocupa el lugar número 43 y para el módulo necesario para el cálculo del espesor de corte, se seleccionó la imagen que ocupa el lugar número 20 [15].

En el código TC para la selección de la imagen correspondiente al módulo de homogeneidad y de la imagen de la capa de varillas, se partió en todo momento de dos ejemplos de cada una de ellas que sirvieron de referencia o de plantilla. A partir de aquí, se intentaron diversas alternativas.

La primera idea fue usar el principio de información mutua. Esta técnica, trata de registrar imágenes según una función de coste basada en intensidad. Es un método que utiliza la entropía de Shannon para estimar el grado de coherencia espacial entre dos objetos. Por tanto, se buscará la transformación que minimice la entropía en dos imágenes [22]. No pudo utilizarse finalmente, ya que el código realizado durante el año en la asignatura de Imágenes biomédicas, no se adaptaba a las necesidades específicas del caso. En segundo lugar, se pensó en realizar un código propio, el cual comparara el valor de los píxeles de cada imagen del fichero con la imagen de referencia. Esta comparación daba como resultado una matriz de 0s y 1s en la que los 1s representaban los píxeles que coincidían y los 0s los que eran diferentes. Con esto, se realizaba un sumatorio de todos los píxeles de 1s y se calculaba el porcentaje de píxeles que coincidían con respecto al total. Lamentablemente este método no dió resultados coherentes por lo que se tuvo que descartar.

Por otra parte, se contempló como posible solución al problema, el uso de la Correlación. A partir de dos imágenes, se obtiene un valor que representa el grado de similitud de ambas. Tras realizarlo en todos los estudios de imágenes TC para examinar su correcto funcionamiento, se comprobó que un mayor valor de la correlación no iba relacionado con la selección correcta de la imagen.

Dada la multitud de técnicas existentes para resolver este problema, se probó a utilizar el índice DICE, que es un estadístico utilizado para comparar la similitud de dos muestras. Para ello, se utilizó un código realizado durante las prácticas de la asignatura de 'Análisis de Imágenes Biomédicas', pero no fue eficaz para el caso en cuestión (Cuadro 1).

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

```
%leo la imagen de referencia de homogeneidad:
[refhomo,amap]=dicomread('IM-0001-0120.dcm');
%imagen de referencia de las varillas:
[refvarillas,amap]=dicomread('IM-0001-0070-0001.dcm');

%Una vez leídas, habrá que elegir dos de cada archivo (una de homogeneidad y otra de
%varillas para poder calcular los distintos parametros de calidad. PPara
%ello, aplicaremos
s=size(imagen);
%total=s(1)*s(2);
for i=1:s(3)
%correlacionvarillas(1,i)=corr2(refvarillas,imagen(:,:,i));
%correlacionhomo(1,i)=corr2(refhomo,imagen(:,:,i));

mean_dicevarillas(1,i)=calcularDICE(refvarillas,imagen(:,:,i));
mean_dicehomo(1,i)=calcularDICE(refhomo,imagen(:,:,i));
end
%Para seleccionar las imagenes con las que me quedo, puedo seleccionar
%directamente el maximo de las correlaciones, lo que es un poco
%arriesgado por jugarla a una carta, o bien puedo seleccionar las de
%un rango de correlacion y hacer la media de las mismas.
mediavarillas=mean(correlacionvarillas);
mediahomo=mean(correlacionhomo);
posicionesvarillas=find();
posicioneshomo=find(correlacionhomo==(mediahomo+0.05));
imageneshomo=imagen(:,:,posicioneshomo);
imagenesvarillas=imagen(:,:,posicionesvarillas);
imagenvarillas=mean(imagenesvarillas,3);
imagenhomo=mean(imageneshomo,3);
```

Cuadro 1: Código del cálculo de la correlación (en verde) y del cálculo del coeficiente DICE.

Finalmente, se recurrió a un método diseñado durante la realización del trabajo que se basó en lo siguiente: en primer lugar, umbralizaba las imágenes del estudio que entraban como parámetros de entrada para poder homogeneizarlas, es decir, darles a todas las imágenes la misma intensidad. Además, era importante normalizarlas, por lo que se dividió cada uno de los píxeles de cada imagen entre el máximo de cada imagen en valor absoluto, para que todos los valores de intensidad de todas imágenes se encontraran entre 0 y 1.

Realizado este proceso, se eligió un valor para convertir esas imágenes de escala de grises a imágenes binarias. La función utilizada, cambiaba el valor de los píxeles de la imagen de entrada, a 1, si eran mayor que el nivel que se le había introducido previamente a la función, y a los demás en consecuencia, se les daba el valor 0.

A continuación, se calculó la inversa de la imagen resultante ya que el resultado de la función anterior daba valores igual a 1 en la zona que no interesa para el análisis y 0s en la zona relevante. Por esta razón, se invirtió la situación de ambos valores, de forma que se consiguió obtener que la zona con la que se iba a trabajar a posteriori, fuera la que tuviera valores distintos de 0. A partir de aquí, se procedió al cálculo de la máscara.

Tras la aplicación del método en los distintos estudios, se llegó a la conclusión de que, para poder aplicar el algoritmo de forma automática, era necesario que todos los estudios fueran adquiridos en las mismas condiciones, por lo que se descartó los estudios con un grosor menor a 2 mm, ya que, al tener más ruido, la umbralización necesaria para obtener las imágenes binarias adecuadas, no era la misma para los estudios. Por esta razón, se descartaron del proyecto los estudios con grosores de corte menores, como se explica en el apartado de material y métodos.

Como consecuencia de esta restricción, se pudo, previa aplicación del método explicado, eliminar la parte de los estudios correspondientes al inicio y al final del fantoma, ya que esas imágenes no son útiles en ningún caso para el análisis de la calidad, por lo que solo enturbiaban el resultado de la umbralización. Así pues, el método se aplicaría solo a las imágenes de los estudios posteriores al corte 50 y anteriores al 130.

Tras seleccionar las imágenes para el cálculo de los parámetros con el código especificado, se procedió al cálculo de cada parámetro de calidad.

Para el caso de RM, el nuevo código automático tiene el nombre 'qatoolauto'. Se prescindió de toda la interfaz de usuario que utilizaba el original, para así eliminar la interacción con el usuario. El algoritmo final necesita como parámetros de entrada, la dirección de un estudio de resonancia de características iguales a las comentadas en el apartado anterior, una ruta de salida donde almacenar el fichero XML con el resultado final, y un identificador que le introduzca el usuario antes de ejecutar el código.

A partir de esos parámetros de entrada, el algoritmo en el código principal, calcula de igual forma que en el código inicial el espesor de corte, seleccionando previamente una línea sobre la que calcularlo, y utilizando la imagen correspondiente al módulo indicado. La relación señal-ruido, se calculó únicamente de la imagen seleccionada previamente del módulo de homogeneidad mediante los cálculos que el código inicial utilizaba para ello.

El **código de TC** tiene una estructura distinta a la descrita en el de RM. Esto se debe a que cada parámetro se calcula en una función distinta que hace referencia a un código distinto. Por tanto, este algoritmo tiene un código principal, 'análisisCalidad' el cual requiere de tres parámetros de entrada para funcionar, como el caso de RM: una ruta de entrada (donde esté guardado el estudio a analizar), una ruta de salida, donde almacenar los resultados en el formato XML, y un identificador que introducirá también el usuario, y que será necesario para el futuro uso en otras aplicaciones. A partir de estos tres parámetros, el código principal leerá las imágenes de la ruta de entrada y la información de la cabecera de las mismas.

A continuación, se ejecuta la parte del código que elige las imágenes del estudio correspondientes a los módulos de homogeneidad y de la capa de varillas, mediante la selección del grupo de imágenes que cumplen con los umbrales de desviación típica establecidos en cada caso (el homogéneo y el de capa varillas). Una vez seleccionadas las imágenes que cumplen con ese criterio, se hará la media de todas ellas para obtener una imagen representativa de todo el estudio para el módulo de homogeneidad y otra imagen para el de la capa de varillas.

A partir de estas dos imágenes, el código principal llamará a las distintas funciones que calculan los distintos parámetros de calidad en TC:

'Resolucion_espacial'

Este código se encarga del cálculo de la resolución espacial. Para ello, utiliza la imagen correspondiente al módulo de capa de varillas. Esta función, parte de unos puntos previamente establecidos, ya que la imagen de entrada siempre va a tener la misma disposición y estructura si partimos de la suposición de que el fantoma ha sido colocado correctamente en el equipo de adquisición. A partir de estos puntos, se segmenta la varilla de plexiglás sobre la que se seleccionan los puntos a partir de los que se calcula la línea perpendicular que los une de dos en dos. Dando como resultado el valor al 10% del MTF para cada uno de los puntos que se indiquen, en este caso se ha ejecutado para 15 puntos [23].

'Ruido_uniformidad_TC'

Los cálculos se realizan a partir de la imagen correspondiente al módulo homogéneo. En este caso en el que se precisa de la selección de una o varias ROIs para el cálculo de los valores necesarios para el cálculo del parámetro de calidad, al igual que en los demás códigos en los que ocurra lo mismo (código del parámetro Textura), las ROIs estarán calculadas implícitamente en el código, de forma que siempre estén situadas en la misma zona de la imagen para todos los casos, y midan lo mismo. A partir de ellas, en el caso del ruido, se calculará la CT del agua a partir de la ROI del centro

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

del fantoma y la CT del aire de la ROI del exterior del mismo, para así aplicar la fórmula indicada en los apartados anteriores.

En el caso de la uniformidad ocurre lo mismo que en el ruido. Las ROIs están seleccionadas por defecto, por lo que el código aplicará automáticamente las ecuaciones especificadas para cada valor de uniformidad:

$$\text{Resultado de uniformidad} = \begin{matrix} \text{Uniformidad 1} & \text{Uniformidad 2} \\ \text{Uniformidad 3} & \text{Uniformidad 4} \end{matrix} =$$

$$= \begin{matrix} \frac{\text{media ROI}_{\text{centro}} - \text{media ROI1}}{\text{media}_{\text{agua}} - \text{media}_{\text{aire}}} & \frac{\text{media ROI}_{\text{centro}} - \text{media ROI2}}{\text{media}_{\text{agua}} - \text{media}_{\text{aire}}} \\ \frac{\text{media ROI}_{\text{centro}} - \text{media ROI3}}{\text{media}_{\text{agua}} - \text{media}_{\text{aire}}} & \frac{\text{media ROI}_{\text{centro}} - \text{media ROI4}}{\text{media}_{\text{agua}} - \text{media}_{\text{aire}}} \end{matrix}$$

'Textura'

El código parte del diseño de una ROI central, con unos parámetros por defecto como en el caso del código de uniformidad y ruido. Para el cálculo de la entropía se utilizará la función de la que dispone Matlab que tendrá como parámetro de entrada la ROI central calculada. Este código dará también como resultado una matriz de coocurrencia, con cuatro valores: La homogeneidad correspondiente a esa ROI central, el contraste, el valor de energía y la correlación. El resultado tendrá un formato como el que se plasma a continuación:

Resultado Textura:

- Entropía

- Matriz de coocurrencia=

Homogeneidad	Contraste
Energía	Correlación

'Resolucion_contraste'

Para el cálculo de este parámetro, se utiliza el módulo de la capa varillas en el que aparece el Plexiglás. A partir de este elemento, se genera una máscara, y se calcula el valor medio de los píxeles en él. A continuación, se genera una máscara para los orificios de cada fila, se calcula su valor, y se promedia con el valor de cada orificio de la fila de cada uno. El valor promedio de cada fila, es el que se utiliza para calcular la diferencia con la máscara de plexiglás. El algoritmo proporciona dos resultados: un vector con las diferencias absolutas y otro con las diferencias relativas.

4.3. Análisis de Calidad de imagen

En los anteriores apartados, se han explicado las distintas estructuras que componen la herramienta software que se ha utilizado para el desarrollo del punto que sigue a continuación.

A modo de respuesta al último de los objetivos especificados al inicio del trabajo, se van a comparar los resultados obtenidos con el algoritmo realizado, con los valores de calidad de imagen para cada parámetro estándar del 'Protocolo Español de Control de Calidad 2011'. Esta evaluación, permite comprobar si los resultados son fiables o no lo son.

Para abordar el problema de la reproducibilidad de los resultados obtenidos, se ejecutó el código para cada estudio tres veces. Con esta prueba, se consigue averiguar si en cada ejecución con los mismos datos de entrada, el algoritmo da el mismo resultado [5].

Estos son las dos características más importantes que se pretenden evaluar en el trabajo para cada una de las técnicas de adquisición estudiadas.

4.3.1. TC

Ruido

Para el cálculo del ruido de la imagen, como se explica en el apartado de material y métodos, se utiliza la desviación típica de los números CT de una ROI central, la cual, debe tener un área de 500 mm² y no debe exceder en más del 20% del valor de referencia en las exploraciones de referencia de cabeza y abdomen y tórax de rutina adulto.

Una vez comprobadas las dimensiones de la ROI central calculada por el algoritmo, se comprobaron que los valores de ruido obtenidos en los estudios utilizados, cumplieran con los valores de tolerancia establecidos.

Aplicando el algoritmo al completo, incluyendo la parte de la selección automática de las imágenes correspondiente a cada módulo basándose en la desviación típica, obtenemos los siguientes resultados:

RUIDO	Prueba 1	Prueba 2	Prueba 3	Valor del Protocolo
<i>Estudio 1</i>	0,2957 %	0,2957 %	0,2957 %	≤ 0,5%
<i>Estudio 2</i>	0,2831 %	0,2831 %	0,2831 %	

Tabla 1: Valores de ruido para los estudios comparado con el Protocolo.

Tal y como se plasma en la Tabla 1, los valores de ruido calculados por el algoritmo cumplen con el deseable para el ruido obtenido en la determinación del estado de referencia para exploraciones de cerebro adulto.

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

Uniformidad

Aplicando el algoritmo que selecciona las imágenes, obtenemos los siguientes resultados, ejecutando el algoritmo en tres ocasiones para comprobar la reproducibilidad de los resultados. La comparación de los valores medios del número CT en cada ROI (1,2,3 y 4), según se visualizan en la Ilustración 9, con el valor medio del número CT en la ROI del centro de la imagen debe dar como resultado un valor entre ± 5 Unidades Hounsfield (UH) [5]. Por tanto, para poder comparar con los resultados, habrá que multiplicar los valores de la tabla por 1000 para obtener UH.

Uniformidad	Prueba 1		Prueba 2		Prueba 3		Valor del Protocolo
<i>Estudio 1</i>	-0,0052	0,0010	-0,0052	0,0010	-0,0052	0,0010	± 5 UH
	-0,0091	-0,0038	-0,0091	-0,0038	-0,0091	-0,0038	
<i>Estudio 2</i>	-0,0051	0,0001	-0,0051	0,0001	-0,0051	0,0001	± 5 UH
	-0,0085	-0,0029	-0,0085	-0,0029	-0,0085	-0,0029	

Tabla 2: Valores de uniformidad para los estudios evaluados durante tres pruebas comparado con valor del Protocolo.

De esta forma, se aprecia como la diferencia de la ROI 1, 2 y 4 con la ROI central, cumple con lo que establece el protocolo de control de calidad de 2011 tanto en el estudio 1 como en el 2, mientras que la ROI 3 en ambos estudios sobrepasa dicho valor en 3-4 unidades, lo que implica una menor homogeneidad en esa zona de la ROI. En cuanto a reproducibilidad, tanto el ruido como la uniformidad cumplen el objetivo ya que, tras ejecutarlo en tres ocasiones desde el inicio, se obtienen los mismos resultados.

Textura

Los parámetros que se utilizan para evaluar la textura de las imágenes son el valor de la entropía y los valores de la matriz de coocurrencia. Esta está formada por los siguientes parámetros estadísticos. Por orden de aparición en la matriz: la homogeneidad, el contraste, la energía y la correlación de la ROI central.

En este caso, el protocolo español no da unos valores de referencia ya que, son parámetros estadísticos. En primer lugar, se evaluaron los valores de la entropía de los estudios especificados, es decir, el nivel de desorden de la zona de estudio:

Entropía	Prueba 1	Prueba 2	Prueba 3
<i>Estudio 1</i>	0,8324	0,8324	0,8324
<i>Estudio 2</i>	0,7543	0,7543	0,7543

Tabla 3. Valores de entropía para los estudios evaluados.

En segundo lugar, los valores de la matriz de coocurrencia con cada uno de sus apartados, teniendo en cuenta el orden introducido en los apartados anteriores, se interpretan de forma distinta.

El primer valor de la matriz de coocurrencia corresponde a la Homogeneidad. Este parámetro puede variar entre 0 y 1, dando valores más próximos a 0 cuando la imagen tenga muchos bordes y valores próximos a 1 cuando la imagen tenga una textura más uniforme. El contraste, como es evidente, tendrá un valor alto cuando existan grandes diferencias en el nivel de gris entre píxeles adyacentes y bajo cuando la imagen tenga valores de gris casi constantes. Su valor no podrá ser negativo. En cuanto a la energía, podrá adoptar valores entre 0 y 1, teniendo valores más bajos en matrices homogéneas. Por último, la correlación puede dar valores entre -1 y 1, ya que representa como de relacionado está un determinado píxel con los que le rodean en comparación con toda la imagen.

Por tanto, dados los resultados, el módulo de homogeneidad del estudio 2 tiene unos parámetros de textura más adecuados que el estudio 1, ya que, tanto el valor de la entropía como el de la energía son menores, lo que caracteriza una imagen homogénea, al igual que el valor de Contraste, que al ser menor que en el estudio 1, garantiza unos niveles de grises casi constantes en la zona estudiada comparado con el otro estudio. En cuyo caso, todas las medidas calculadas por el algoritmo son fiables y coherentes.

<i>Matriz de coocurrencia</i>	Prueba 1		Prueba 2		Prueba 3	
<i>Estudio 1</i>	0,200	105,189	0,200	105,189	0,200	105,189
	0,0003	0,9624	0,0003	0,9624	0,0003	0,9624
<i>Estudio 2</i>	0,193	118,067	0,193	118,067	0,193	118,067
	0,0003	0,957	0,0003	0,957	0,0003	0,957

Tabla 4. Valores de la matriz de coocurrencia: Homogeneidad, contraste, energía y correlación.

Resolución espacial

La resolución espacial se evalúa a partir del cálculo de la función de transferencia de modulación (MTF: Modulation Transfer Function) al 50%, 10% o 2%. En el caso del presente trabajo, se calculó la MTF al 10% como se explica en el punto de material y métodos. Dado que se calcula el valor del perfil de 15 puntos distintos, se compararán todos ellos teniendo en cuenta que un patrón de 6 pl/cm debe poder ser resuelto para el caso que nos concierne. Se tuvo en cuenta que los valores que calcula el algoritmo, y que aparecen en la tabla, están expresados en pl/mm, por lo que, como muestra la Tabla 5, en ambos estudios los valores de todos los puntos están alrededor del establecido por el Protocolo español.

MTF	Pto 1.	Pto 2.	Pto 3.	Pto 4.	Pto 5.	Pto 6.	Pto 7.	Pto 8.
<i>Estudio 1</i>	0,632	0,628	0,640	0,646	0,638	0,630	0,626	0,640
<i>Estudio 2</i>	0,630	0,628	0,638	0,634	0,636	0,628	0,618	0,622

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

Pto 9.	Pto 10.	Pto 11.	Pto 12.	Pto 13.	Pto 14.	Pto 15.
0,638	0,640	0,644	0,632	0,628	0,634	0,624
0,634	0,610	0,626	0,636	0,648	0,638	0,620

Tabla 5. Valores de la MTF al 10% para los 15 puntos de la varilla.

Resolución de contraste

En el caso del estudio de la resolución de contraste, se evalúa el diámetro mínimo observable para un contraste dado en condiciones favorables, o bien, al contrario, el contraste mínimo observable para un diámetro dado. Para cumplir con el protocolo establecido, se debe poder visualizar objetos de 3,5 mm de diámetro y un 3% de contraste, y como aspecto añadido, objetos de 6-8 mm con un contraste de 0.5-0.8%.

Para poder aplicar las directrices que marca el protocolo, es necesario conocer las medidas de los orificios de las varillas del módulo del fantoma que se ha utilizado para el cálculo de este parámetro tal y como se reflejan en la Tabla 6.

Nº Fila:	Fila 1	Fila 2	Fila 3	Fila 4	Fila 5	Fila 6	Fila 7
Diámetro (mm):	1	1,25	1,50	1,75	2	2,5	3

Tabla 6. Diámetros de cada fila de orificios de la imagen del módulo de la capa varillas en ambos estudios.

Aunque el algoritmo proporciona tanto el valor de contraste medio como el relativo, el que se utiliza para evaluar su calidad es el segundo. Por tanto, en los resultados del trabajo solo se muestran esos.

HU relativo	Fila 1	Fila 2	Fila 3	Fila 4	Fila 5	Fila 6	Fila 7
Estudio 1	2,841	3,929	10,151	19,443	31,186	47,483	57,236
Estudio 2	4,680	4,723	4,564	14,554	25,687	43,732	55,867

Tabla 7. Valores relativos de las diferencias de los números TC de cada fila de orificios con el fondo.

Así pues, teniendo en cuenta los valores de los diámetros de los orificios, y comparando con los valores de los píxeles relativos de las diferencias entre el valor medio de cada fila de orificios y el valor medio de la varilla en su totalidad, se puede observar como los resultados sí cumplen con las tolerancias establecidas por el protocolo, ya que es posible visualizar los elementos de diámetro 3,5 mm. e incluso menor, y además con contrastes menores al 3%.

4.3.2. RM

Uniformidad

El parámetro de uniformidad trata de comprobar si el equipo sometido a evaluación, produce o no una señal constante cuando el objeto es de características homogéneas. Para eso se ha calculado el valor UI o Uniformidad Integral.

Los rangos de tolerancia de los valores de uniformidad, que se encuentran en el protocolo español de control de calidad, dependen del número de Teslas del equipo de resonancia magnética que se haya utilizado para la adquisición de las imágenes evaluadas. En el caso de este estudio, el equipo es de 3T. Por esta razón y según la documentación consultada, el valor de UI debe ser mayor o igual al 82% [5].

El valor de UIP calculado por el algoritmo realizado en el presente proyecto a partir de las imágenes de RM adquiridas, tiene un valor de 93.91%, por lo que cumple con las tolerancias indicadas en el protocolo tal y como se plasma en la Tabla 8.

Relación Señal-Ruido

La relación señal ruido se calcula basándose en una señal media que se obtiene de una ROI de un tamaño aproximado al 80% de la imagen total del maniquí. Este parámetro tiene una tolerancia que depende de las especificaciones del fabricante, por lo que no hay valores de referencia. En el del presente trabajo, se utilizó el conocimiento adquirido por el equipo de expertos que trabajan en el área de imagen medica de La Fe, los cuales tienen registros de RSR y saben detectar caídas significativas.

Por tanto, comparando el resultado que nos proporciona el algoritmo de RM ejecutado sobre el estudio adquirido del parámetro de la relación señal-ruido con los valores registrados hasta el momento, los valores deben encontrarse alrededor de una media de 42, con una desviación típica de 5, teniendo como umbral mínimo 32, obtenido de aplicar la fórmula:

$$\text{Umbral RSR} = \bar{X} - 2 * \sigma$$

\bar{X} = media

σ = desviación típica

Ecuación 5. Umbral RSR

Así pues, tal y como se expresa en la Tabla 8, los valores RSR calculados por el algoritmo superan el umbral mínimo establecido experimentalmente, ya que da un valor de 47,64.

Espesor de corte

Para asegurar que el cálculo del espesor de corte es correcto y fiable, el protocolo establece una tolerancia que indica que la diferencia entre el valor real y el valor nominal del mismo, debe ser menor del 15%.

Por lo que, comparando el valor calculado por el algoritmo con el valor establecido por el protocolo, se puede comprobar como el resultado cumple con el requisito según los valores plasmados en la Tabla 8, ya que tiene un valor de 10,74 %.

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

Frecuencia central de resonancia

La frecuencia central de resonancia es un parámetro relativo al imán. Por esta razón, su valor debería poder medirse de forma diaria por un operador cualificado. Basándose en esas especificaciones, la tolerancia que especifica el protocolo de variación diaria debe ser inferior o igual a 1.5 partes por millón (ppm) [5].

Por esta razón, no se podrá evaluar el cumplimiento de la normativa ya que se han utilizado imágenes de un mismo estudio adquiridas el mismo día, por lo que no se tiene datos con qué comparar [19].

<i>Parámetros de calidad</i>	Valor real	Valor del Protocolo
<i>UI</i>	93,91 %	≥ 82 %
<i>RSR</i>	47,64	≈ 42
<i>Espesor de corte</i>	10,74 %	< 15 %
<i>FR</i>	127,7351	--

Tabla 8. Resumen de valores de los parámetros de calidad de RM calculados por el algoritmo (reales) y de los que establece el Protocolo Español de control de calidad en radiodiagnóstico.

5. DISCUSIÓN

El control de la calidad de imagen es una preocupación que se ha planteado en numerosos estudios hasta ahora. En ellos, se calculan los parámetros de calidad de forma manual o con sistemas de cálculo lentos e imprecisos ya que dependen de un usuario que introduzca correctamente los datos y de la rapidez del sistema informático que se utilice [24].

Dando un paso más, hay estudios que calculan la calidad de imagen mediante una herramienta software que interactuando con el usuario permite calcular los parámetros de calidad. Los protocolos están introducidos en los programas por lo que el uso es guiado. A pesar de esa mejora, el inconveniente sigue siendo el factor humano que introduce, ya que dependen de la acción del usuario para el cálculo correcto de los valores lo que puede producir imprecisiones [18].

El presente estudio añade al cálculo de los parámetros de control de calidad de imagen utilizando una herramienta software automatizada, una ventaja muy significativa en cuanto a precisión y reproducibilidad se refiere. Esto es así porque elimina la intervención del usuario en el cálculo de los parámetros, de forma que es el propio software el que selecciona los elementos (ROIs o módulos) de manera automática y, por tanto, siempre de la misma forma sea cual sea el estudio o las repeticiones necesarias, sin cambiar su precisión. Este avance permite interpretar los resultados con la seguridad de que no existen variaciones entre unos estudios y otros, lo que, independientemente de los valores, permite compararlos.

A la vista de los resultados, la herramienta es fiable en cuanto al cálculo correcto de los parámetros, según el 'Protocolo Español de Control de Calidad de Imagen', ya que los valores de los resultados cumplen con las tolerancias establecidas por el mismo. Por lo que, se ha conseguido generar una herramienta que permite realizar un control de calidad de imagen en estudios de TC y RM, de forma rápida, reproducible y fiable, garantizando a los radiólogos, la realización de una evaluación del funcionamiento de los equipos diaria.

5.1. Limitaciones

En cuanto a las limitaciones presentes en el estudio, una de las mayores ha sido la escasez de estudios de TC y sobre todo de RM que tuvieran unas características de adquisición que coincidieran con las establecidas en un inicio por el grupo de trabajo. Por esta razón, ha habido parámetros sobre los cuales no se ha podido comprobar la fiabilidad debido a la falta de información para comparar con las tolerancias establecidas en la bibliografía. Esta falta de exploraciones de control de calidad se entiende por la ausencia de una solución automatizada que permitiera el análisis sistemático hasta la fecha, por lo que se prevé que gracias a la herramienta se incremente la realización de exploraciones de control de calidad para conocer el estado de los equipos del hospital.

Por otro lado, ha sido una limitación la complejidad de entendimiento de los conceptos de los parámetros de calidad para llevar a cabo el cálculo de los mismos de forma automática, durante un determinado período de tiempo, que lógicamente impedía comenzar a realizar el código y retrasaba notablemente la realización del trabajo.

Para realizar la evaluación completa y en profundidad de la calidad de imagen en equipos TC, es necesario tener herramientas que permitan apreciar la presencia de artefactos en las imágenes obtenidas durante todos los controles. Para tratar de identificar la presencia de eventuales artefactos de imagen como rayas, bandas o anillos, convendría ampliar el análisis, incluyendo también imágenes tomadas sobre pacientes reales, y no sobre maniqués de control de calidad.

5.2. Futuras líneas de desarrollo

El presente Trabajo Final de Grado se ha desarrollado en fantasmas. Para la implantación de los algoritmos diseñados en el cuadro de mandos final, se debe realizar una prueba de validación en imágenes adquiridas de pacientes reales.

La obtención diaria de estudios durante un periodo de tiempo determinado (el establecido por el protocolo de referencia), permitiría también evaluar el parámetro de la frecuencia central de resonancia, ya que, como se ha argumentado en el apartado de resultados, es necesario tener en cuenta la variación diaria existente de una medida de la frecuencia a otra.

Tras el análisis de calidad realizado, cuya finalidad ha sido determinar si la calidad es la adecuada según los protocolos utilizados, sería interesante continuar mejorando la calidad mediante un análisis continuo de cada parámetro en el tiempo. Esta técnica mejoraría la eficiencia del área de radiología, ya que permite detectar errores en sistemas donde existen numerosas causas de variación. Mediante el análisis estadístico de cada parámetro de forma independiente es posible focalizar la atención en cada uno para detectar variaciones a corto y largo plazo de la calidad. De esta forma, es posible identificar el problema y aplicar soluciones eficaces de forma inmediata [25].

Para ello, se utilizan gráficos de control estadístico que representen los cambios dinámicos de los datos en el tiempo. Dependiendo de la distribución estadística que sigan los datos, se aplicará un tipo de gráfico u otro. En el caso del presente trabajo, al ser una variable continua sería del tipo $\bar{X} - R$. Este gráfico tendrá asignado unos límites de proceso establecidos para distinguir entre variaciones debidas a causas comunes y variaciones causadas por algún factor inusual que representan los límites de confianza de la muestra estadística (Ilustración 17). Estos límites se establecen en función de la media (\bar{X}) del parámetro, sumándole o restándole un determinado número de veces 'a', el valor de la desviación típica (σ). Así pues:

- Límite de control superior (LCS): $\bar{X} + a * \sigma$
- Límite de control inferior (LCI): $\bar{X} - a * \sigma$

Siendo 'a' una constante que tendrá el valor 3 si se considera que los datos tienen una variabilidad natural.

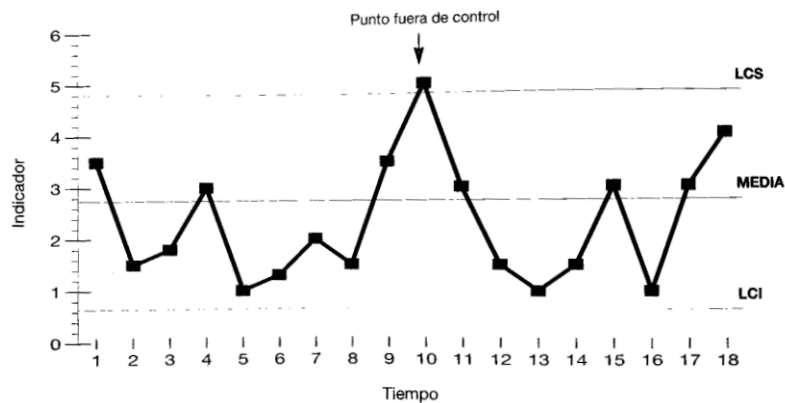


Ilustración 17. Gráfico de control estadístico del proceso genérico [26]

Con este método, si el proceso a estudiar está bajo control, todas las observaciones se situarían entre los límites establecidos. Sino, este grafico permite identificar tendencias ascendentes o descendentes en los valores de los parámetros, rachas, cambios bruscos, puntos fuera de control o ciclos [26].

A este sistema de análisis continuo basado en los gráficos de control estadísticos, se le añadiría una aplicación basada en alertas según los valores de los parámetros de calidad, que también permitiría

llevar un control exhaustivo en todo momento, eliminando posibles errores humanos, procedentes de una mala interpretación de los resultados o de descuidos involuntarios del personal. Todo ello, estaría implementado en el cuadro de mandos final tal y como plasma el Gráfico 3. Diagrama de bloques global del proceso de análisis de la calidad de imagen en TC y RM.

6. CONCLUSIONES

El algoritmo desarrollado cumple con las premisas de fiabilidad y de reproducibilidad establecidas. Específicamente para cada una de las tecnologías aplicadas podemos extraer las siguientes conclusiones que así lo evidencian.

Algoritmo TC:

- El algoritmo proporciona una evaluación de la **resolución espacial** fiable y reproducible, ya que se obtienen valores que cumplen con lo establecido por el protocolo español, todos ellos alrededor de 6 pl/cm.
- Los parámetros del **ruido y la uniformidad** dan resultados favorables por lo que se obtienen valores fiables y reproducibles ya que cumplen con las especificaciones que se siguen.
- Los valores que representan a la **resolución de contraste**, es decir, los valores UH o valores de los píxeles, también cumplen sobradamente con las tolerancias que dicta el Protocolo.
- Los resultados de los parámetros de **textura** son coherentes entre ellos y con cada estudio, por lo que, aunque no tengan valores de referencia, se puede determinar su fiabilidad y reproducibilidad.

Algoritmo RM:

- Para obtener conclusiones del valor de **frecuencia central de resonancia** calculada es necesario obtener datos diarios con los que comparar para evaluar su fiabilidad.
- El valor del **espesor de corte** cumple con las especificaciones dictadas por el protocolo. Asegura que no existe un desajuste en el espesor, lo que podría generar un contraste inadecuado o incluso una variación en la relación señal-ruido.
- La **relación señal-ruido** proporcionada por el algoritmo es un valor fiable, ya que se encuentra entorno a los parámetros establecidos por los expertos [27].
- La comparación del valor de **uniformidad** calculado, con la tolerancia establecida, corrobora la constancia de la señal ante una imagen homogénea, lo que garantiza la correcta adquisición de dichas imágenes.

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

7. REFERENCIAS

- [1] C. Candela-Juan, A. Montoro, E. Ruiz-Martínez, J. I. Villaescusa, and L. Martí-Bonmatí, "Current knowledge on tumour induction by computed tomography should be carefully used," *Eur. Radiol.*, vol. 24, no. 3, pp. 649–656, 2014.
- [2] A. Real, "Efectos biológicos de las radiaciones ionizantes," *Fac. CC Físicas-UCM*, 2014.
- [3] G. C. Corral, *Diagnóstico por imágenes*. Cuenca, Ecuador, 2012.
- [4] Y.-X. Zhao, H.-N. Suo, Z.-W. Zuo, Y. Xu, and J. Chang, "A Comparison of the Image Quality and Radiation Dose With Routine Computed Tomography and the Latest Gemstone Spectral Imaging Combination of Different Scanning Protocols in Computed Tomography Angiography of the Kidney.," *J. Comput. Assist. Tomogr.*, vol. Publish Ah, 9000.
- [5] SEFM-SEPR-SERAM, *Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico*. 2011.
- [6] L. Noferini, A. Taddeucci, M. Bartolini, A. Bruschi, and I. Menchi, "CT image quality assessment by a Channelized Hotelling Observer (CHO): Application to protocol optimization," *Phys. Medica Eur. J. Med. Phys.*, vol. 32, no. 12, pp. 1717–1723, Apr. 2017.
- [7] Sociedad Española de Protección Radiológica, "Las Recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica."
- [8] A. Orellana, "Formacion De Imágenes Por Resonancia Magnetica," pp. 1–25.
- [9] RadiologyInfo.org, "RMN de cuerpo (tórax, abdomen y pelvis)," 2016.
- [10] ActualMed, "¿Qué es un servidor PACS?¿Por qué necesito uno?," 2010. [Online]. Available: <http://www.actualmed.com/blog/2010/10/20/servidor-pacs-dicom-server/>.
- [11] Francisco Bordils i Rovira. and Miguel Chavarría Díaz., "Monográfico: Radiología Digital 54 ¿QUÉ ES UN PACS?," pp. 54–58, 2001.
- [12] P. García, "Principios Básicos. Manual de tomografía axial computarizada multicorte," 2008.
- [13] S. Valenciana, "MANUAL DE PROCEDIMIENTOS DE CONTROL DE CALIDAD EN RADIODIANÓSTICO," 2002.
- [14] G. Concha, "Conceptos básicos sobre imágenes por Resonancia Magnética," 2006. .
- [15] "General study module attributes," *DICOMLookup*, 2016.
- [16] E. v. P. Bongartz, G., Golding, S.J., Jurik, A.G., Leonardi, M., van Meerten, "EUROPEAN GUIDELINES ON QUALITY CRITERIA FOR COMPUTED TOMOGRAPHY." [Online]. Available: <http://www.drs.dk/guidelines/ct/quality/htmlindex.htm>.
- [17] J. A. Rph, A. Koch, L. Buendgens, C. Trautwein, and A. Eisert, "Clinical decision support systems differ in their ability to identify clinically relevant drug interactions of immunosuppressants in kidney transplant patients," no. December 2010, pp. 1–10, 2017.
- [18] R. S. Juan, C., Martí, L., Requena and J. S. Rodriguez, "Método automatizado para la

cuantificación y el control de calidad en Tomografía Computarizada.”

- [19] I. E. Commission, “Evaluation and routine testing in medical imaging departments,” 1994. .
- [20] J. L. Armony, D. Trejo-martínez, and D. Hernández, “Resonancia Magnética Funcional (RMf): Principios y aplicaciones en Neuropsicología y Neurociencias Cognitivas,” vol. 4, no. 2, pp. 36–50, 2012.
- [21] Philips, “Brightview XCT.”
- [22] A. de señales Biomédicas, “Tema 2. Análisis anatómico: Preprocesado.”
- [23] D. PS, “Volumetric Properties attribute values. Volumetric Properties. Information object definitions.,” 3.3, 2011. .
- [24] G. Araya R and C. Falcon F, “Control de calidad en imagen por resonancia magnética: Evaluación de parámetros de calidad en protocolos de neuroimagen,” *Rev. Chil. Radiol.*, vol. 21, no. 1, pp. 10–17, 2015.
- [25] I. Biuth, “Quality Improvement Techniques : of Reports Value to Improve the Timeliness Preoperative Chest Radiographic.”
- [26] D. Vivas Consuelo, *Mejora continuada de la calidad de los servicios de salud: los gráficos de control estadístico del proceso*, 1ª. 1994.
- [27] A. Alberich, “Control de calidad en RM,” in *Curso de Fundamentos de Física Médica. Resonancia Magnética*, 2017.

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

8. ANEXOS

8.1. Algoritmo principal

8.1.1. Código principal TC

La función 'análisisCalidad' llama a las funciones 'Resolucion_contraste_def', 'Texturam1', 'Resolucion_especial' y 'Ruido_uniformidad_TC' que calculan cada parámetro de calidad, además selecciona cada estudio las imágenes correspondientes a cada módulo y genera un fichero XML con los resultados.

```
function [MTF,HUmedia, HUrelativo, Ruido, Uniformidad, Entropia, matriz_ocurrencia] = analisisCalidad(rutaEntrada, rutaSalida,
Identificador)
%Esta funcion utiliza las funciones Respecial, Rcontraste_Paula,
%Ruido_uniformidad_TC_Paula y Texturamodificada para calcular los
%parametros de calidad de imagen determinados

%Lo primero será leer las imagenes de la ruta de entrada:
d=dir(rutaEntrada);
j=0;
try
    clear(struct_imagenes);
catch
end
for i=50:length(d)-20
    if (~d(i).isdir)
        j=j+1;
        info=dicominfo([rutaEntrada filesep d(i).name]);
        [imagenes(:,j),amap]=dicomread(info);
    end
end

%===== CODIGO DE ELECCION DE LAS IMAGENES DEL ESTUDIO=====
for i=1:size(imagenes,3)
    imagen=imagenes(:,i);
    %Los valores -50 y 100 sirven para el estudio2, en cambio para el estudio 1 y 3 se
    %usarán -50 y 1300.
    imagen(find(imagen<-50))=-50;
    imagen(find(imagen>1300))=1300;
    imagen=double(imagen);
    imagen=imagen./max(abs(imagen(:)));
    BW=im2bw(double(imagen),0.9); %Para el caso del estudio2 con estos valores
    %es suficiente.
    %Para el estudio 1 se cambiaran ya que el threshold que mejor visualiza
    %es 0.6
    negativo=not(BW);
    imshow(negativo, []);
    axis square;

    t = 0:pi/20:2*pi;
    R0 = 190; x0 = 260; y0 = 260;
    xi = R0*cos(t)+x0;
    yi = R0*sin(t)+y0;
    LineHandler = line(xi,yi,'LineWidth',3,'Color',[.8 0 0]);

    % calc. roi stat
    roimask = poly2mask(xi,yi, size(negativo,1),size(negativo,2));
    Mascara=int8(double(roimask).*double(negativo));
    desviacion(i)=std(std(double(Mascara)));
    medias(i)=mean(mean(double(Mascara)));
end
%Estos valores de desviacion, solo me sirven para el estudio2.
%Varillas=find(0.2140<desviacion & desviacion<0.22);
%Homo=find(0.2050<desviacion & desviacion<0.2060);
%Para el estudio3 y 1, Varillas tiene que estar en valores
%desviacion>0.2061 y Homo en viaores desviacion<0.2061
Varillas=find(desviacion>0.2060);
Homo=find(desviacion<0.2060);
imagenesVarillas=imagenes(:,Varillas);
imagenesHomo=imagenes(:,Homo);
imagenVarilla=mean(imagenesVarillas,3);
imagenHomo=mean(imagenesHomo,3);

[HUmedia, HUrelativo]=Resolucion_contraste_def(imagenVarilla,info,amap);
[MTF]=Resolucion_especial(imagenVarilla,amap,info);
[Ruido, Uniformidad]=Ruido_uniformidad_TC(imagenHomo);
[Entropia,matriz_ocurrencia]=Texturam1(imagenHomo);
```


Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

```
%Creacion de documento xml 'result.xml' con los resultados:
value2=struct('MTF',MTF);
value3=struct('HUmedia', HUmedia, 'HUrelativo', HUrelativo);
value4=struct('Valor', Ruido);
value5=struct('Valor', Uniformidad);
value6=struct('Entropia', Entropia, 'MatrizOcurrencia', matriz_ocurrencia);
value1=struct('Resolucion_spatial',value2,'Resolucion_contraste',value3,'Ruido',value4,'Uniformidad',value5,'Textura',value6);
Nombre={'Parameters'};
Nombre=cellstr(Nombre);
Para={'Parametros de calidad TAC';'Quality parameters CT'};
Para=cellstr(Para);
Analisis=struct('Parametros',value1,'NombresEN',{Nombre},'DescripcionEN',{Para});
StructToXmlPlataforma(Analisis,Identificador,rutaSalida);

End
```

8.1.2. Código RM

En el caso de RM, el código principal incluye el cálculo de cada parámetro. Por lo que, además de seleccionar las imágenes de cada módulo, calcula los parámetros y los guarda en un fichero XML.

```
function [Frecuencia,Espesor,Uniformidad, RelacionSR]=qatoolauto(directorio,rutaSalida,Identificador)
%Lo primero será leer el archivo con las imágenes DICOM. Para ello el
%usuario tendrá que introducir como entrada la ruta de la carpeta
%'directorio'
%directorio=(['/Users/paulamorenoruiz/Google Drive/UNIVERSIDAD/TFG/codigoPAULA/paula/ControlCalidad RESONANCIA
MAGNETICA/DICOM',filesep]);

if directorio == 0
    return;
end

d=dir(directorio);
j=0;
try
    clear(struct_imagenes);
catch
end
global struct_imagenes;
global resultados;
global api1;
global api2;

for i=1:length(d)
    if (~d(i).isdir)
        j=j+1;
        info=dicominfo([directorio filesep d(i).name]);
        AcquisitionDates(j)=num2str(info.AcquisitionDate);
        MagneticFieldStrengths(j)=info.MagneticFieldStrength;
        ImagingFrequencies(j)=info.ImagingFrequency;
        EchoTimes(j)=info.EchoTime;
        RepetitionTimes(j)=info.RepetitionTime;
        FlipAngles(j)=info.FlipAngle;
        PixelSpacings(j)=info.PixelSpacing(1,1);
        SliceThicknesss(j)=info.SliceThickness;

        struct_imagenes.imagen(:,j)=dicomread(info);
        datos_ims=info;
        %imshow(struct_imagenes.imagen(:,j),[]);
        s=num2str(datos_ims.AcquisitionDate);
        resultados.fcr=num2str(datos_ims.ImagingFrequency,'%6f');

    end
end

%Una vez se han cargado las imagenes, habrá que seleccionar una para el
%calculo de cada parametro.
%Como siempre se va a trabajar con estudios con mismo numero de imagenes
%la misma imagen ocupara siempre el mismo lugar, por tanto usaremos esa
%tecnica para seleccionar las necesarias
%Para la uniformidad, frecuencia de resonancia y la relacion Señal-Ruido,
%se utilizará la imagen homogenea con un tiempo de eco de 100 ms, la cual
%corresponde a la imagen de la posicion numero 43
imagenhomogenea=struct_imagenes.imagen(:,43);
%=====UNIFORMIDAD=====
```

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

```
%Calculo de la ROI
t = 0:pi/20:2*pi;
R0 = 80; x0 = 129; y0 = 129;
xi = R0*cos(t)+x0;
yi = R0*sin(t)+y0;
LineHandler = line(xi,yi,'LineWidth',2,'Color',[0 1 0]);
mascara = poly2mask(xi,yi, size(imagenhomogenea,1),size(imagenhomogenea,2));

matrizhomo=double(imagenhomogenea).*double(mascara);
matrizhomo=matrizhomo(:);
n=length(matrizhomo);
j=1;
for i=1:n
    if matrizhomo(i)~=0
        matrizhomo2(j)=matrizhomo(i);
        j=j+1;
    end
end
%Calculo uniformidad
x=max(matrizhomo2);
y=min(matrizhomo2);
resultados.ui=100*(1-(x-y)/(x+y));
resultados.vmp_max=x;
resultados.vmp_min=y;

%=====RELACION S/R=====

%Colocamos la ROI
t = 0:pi/20:2*pi;
R0 = 70; x0 = 129; y0 = 129;
xi = R0*cos(t)+x0;
yi = R0*sin(t)+y0;
LineHandler = line(xi,yi,'LineWidth',2,'Color',[0 1 0]);
mascara1 = poly2mask(xi,yi, size(imagenhomogenea,1),size(imagenhomogenea,2));

R0 = 25; x0 = 30; y0 = 225;
xi = R0*cos(t)+x0;
yi = R0*sin(t)+y0;
LineHandler = line(xi,yi,'LineWidth',2,'Color',[0 1 0]);
mascara2 = poly2mask(xi,yi, size(imagenhomogenea,1),size(imagenhomogenea,2));

matrizsn=double(imagenhomogenea).*double(mascara1);
matrizsn=matrizsn(:);
n=length(matrizsn);
j=1;
for k=1:n
    if matrizsn(k)~=0
        matrizsn2(j)=matrizsn(k);
        j=j+1;
    end
end
x=mean(matrizsn2);
s=std(matrizsn2);

%aplicamos la mascara2 - offset
matrizsn3=double(imagenhomogenea).*double(mascara2);
matrizsn3=matrizsn3(:);
n=length(matrizsn3);
j=1;
for k=1:n
    if matrizsn3(k)~=0
        matrizsn4(j)=matrizsn3(k);
        j=j+1;
    end
end
y=mean(matrizsn4);

%calculamos la SNR
%SNR=(VMPProi - VMPOffset) / Sroi
resultados.snr=abs(x-y)/s;
resultados.s_roi=x;
resultados.s_offset=y;
resultados.d_roi=s;

%Para el calculo del espesor de corte se utilizara la imagen especifica que
%se carga a continuación:
imagenespesor=struct_imagenes.imagen(:,:,20);
%=====ESPESOR DE CORTE=====
h=imdistline(gca,[70,185],[120,120]);
```

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

```
api=iptgetapi(h);
api.setLabelVisible(false);
pos=api.getPosition();
n=ceil(pos(2,1))-ceil(pos(1,1));

matrizEspesor=double(imagenespesor);
vectorEspesor=matrizEspesor(ceil(pos(1,2)),:);

j=ceil(pos(1,1))
for k=1:n
    serie_fwhm(k)=vectorEspesor(j);
    j=j+1;
end

% Calculamos el FWHM:
half_max=max(serie_fwhm)/2

for k=1:n
    diferencias(k)=serie_fwhm(k)-half_max;
    if k>1
        if diferencias(k-1)<0 && diferencias(k)>0
            if abs(diferencias(k-1))<abs(diferencias(k))
                x1=k-1;
            else
                x1=k;
            end
        elseif diferencias(k-1)>0 && diferencias(k)<0
            if abs(diferencias(k-1))<abs(diferencias(k))
                x2=k-1;
            else
                x2=k;
            end
        end
    end
end

espesor_pixel=abs(x1-x2);
resultados.espesor=espesor_pixel*datos_ims.PixelSpacing(1,1);

Frecuencia=resultados.fcr;
Espesor=resultados.espesor;
Uniformidad=resultados.ui;
RelacionSR=resultados.snr;

value2=struct('Valor',Frecuencia);
value3=struct('Valor',Espesor);
value4=struct('Valor',Uniformidad);
value5=struct('Valor',RelacionSR);
value1=struct('Frecuencia',value2,'Espesor',value3,'Uniformidad',value4,'RelacionSR',value5);
Nombre={'Parameters'};
Nombre=cellstr(Nombre);
Para={'Parametros de calidad RM';'Quality parameters MR'};
Para=cellstr(Para);
AnalisisMR=struct('ParametrosMR',value1,'NombresEN',{Nombre},'DescripcionEN',{Para});
StructToXmlPlataforma(AnalisisMR,Identificador,rutaSalida);
end
```

8.2. Código de cálculo de cada parámetro TC

8.2.1. Resolución espacial

```
function [MTF]=Resolucion_especial(imagenVarilla,amap,info)
%MTF es un vector fila con tantos valores como numero de puntos se hayan
%seleccionado. En este caso se han elegido 15 puntos sobre los que calcular
%el ESF
%[imagenVarilla,amap]=dicomread('IM-0001-0070-0001.dcm');

imagenVarillaD=double(imagenVarilla);
%Lo primero es segmentar la varilla de teflón que es el área que tiene
%valores del número TC más superiores comparado con la región circundante
%de agua
%Para ello se seleccionaran dos puntos (píxel semilla), uno en el interior
%de la varilla y otro en el exterior (área del agua)
%punto interior
x1=140;
y1=304;
valpos=double(imagenVarilla(y1,x1));
%punto exterior
```

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

```
x2=166;
y2=281;
valpos2=double(imagenVarilla(y2,x2));

umbral1=abs(valpos-valpos2);
umbral1=umbral1-umbral1*0.3;

imagenVarillaJ=regiongrowing(imagenVarillaD,y1,x1,umbral1); %Corregido por Amadeo, ponía y1, y1
posx=x1;
posy=y1;
%ya tenemos la mascara con la varilla de plexiglas seleccionada

imagenVarillaJ=imcomplement(imagenVarillaJ); %invierte la imagenVarilla
[L Ne] = bwlabel(imagenVarillaJ); %etiqueta las distintas regiones que encuentra y les asigna un valor
valor=L(posy,posx); %obtenemos el valor con el que se ha etiquetado el circulo de interes
[r,q]=size(L);
for i=1:r
    for j=1:q
        if L(i,j)==valor;
            L1(i,j)=1;
        else
            L1(i,j)=0;
        end
    end
end
end

[imagenVarillaP1,threshold,gv,gh] = edge(L1,'sobel',0.1);
edgeDir=atan2(gh,gv); % Es el arco en radianes.
% Referencia en: en.wikipedia.org/wiki/Image_gradient#math
edgeDirgra=radtodeg(edgeDir); % Es el arco en grados

[r,v]=find(imagenVarillaP1==1);
B=[v,r];
%pendiente
m=tan(edgeDir);

%Elijo yo un numero de puntos especifico
%Probaremos con distintos valores, empezando con un npunto=15 como Celia
%eligió
npunto=15; %no hace falta pasarlo a double porque lo introducimos directamente así
%en el codigo de Celia sí hacia falta porque se introducía por el usuario
%en formato string
[Puntos,BPN]= interpolcurvev2paula (imagenVarilla,B,npunto);
% 1. Buscar los puntos equidistantes
Pall=[];
Pdoble=[];
for j=1:length(BPN)
    in(j,:)= [BPN(j,1),BPN(j,2)];

    for i=1:length(B)
        Punto=[B(i,1),B(i,2)];
        if floor(pdists([in(j,:);Punto],'chebychev'))==10
            PE1=Punto;

            Pdoble=vertcat(Pdoble,PE1);

        end

    end

    Pdoble=vertcat(Pdoble(1,:),Pdoble(length(Pdoble),:));
    Pall(:,j)= Pdoble(:,j);
    Pdoble=[];

end

% 2. Trazar la linea que los une
% Sea Y-y=m(X-x) la ecuación de una recta que pasa por dos puntos. En
% este caso tenemos en la matriz Pall los puntos. Para Pall(:,j)
% tendremos una m
tangm=[];
for j=1:length(BPN)

    tangm(j)=(Pall(1,2,j)-Pall(2,2,j))/(Pall(1,1,j)-Pall(2,1,j));

end

% % Ahora tengo j ecuaciones de recta sabiendo la pendiente.
% % Para que sea perpendicular m sera la negativa e inversa por teoría
```

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

```

tangM=-(1./tangm);

Dis=15;
a=1;
for i=1:length(BPN)
[Xper(a,:),Yper(a.)]=perpendicularesrobust(BPN(i,1),BPN(i,2),tangM(i),Dis);

plot(Xper(a,:),Yper(a.),'m','LineWidth',1)
a=a+1;
hold on
end
XEQUI=Xper;
YEQUI=Yper;
%En mi caso no se obtendrán los perfiles de los puntos ya que lo que se
%quiere obtener es el MTF al 10% para todos los puntos
u=1;
for n=1:length(XEQUI)
[cx(:,u),cy(:,u),cc(:,u),xi(:,u),yi(:,u)]=improfile(imagenVarilla,XEQUI(n,:),YEQUI(n,:),25,'bicubic');
%[cx(:,u),cy(:,u),cc(:,u),xi(:,u),yi(:,u)]=improfile(handles.P,XEQUI(n,:),YEQUI(n,:),25,'nearest');
% Modificar ejes:
npxelsp(u)=round(sqrt((xi(2,u)-xi(1,u))^2 +((yi(2,u)-yi(1,u))^2)));

% Hemos de realizar dos cambios de unidades, a pixel y a mm:
cejep(u.)=(1:length(cc(:,u)))*(npxelsp(u)/length(cc(:,u)))*info.PixelSpacing(1);
u=u+1;
end

for i=1:npunto

% Cálculo del LSF haciendo la derivada del ESF
lsfp=diff(cc(:,i)); % LSF

% Si el perfil se toma en sentido inverso:
if max(lsfp)<max(abs(lsfp))
lsfp=-lsfp;
end

% Hemos de realizar dos cambios de unidades, a pixel y a mm:
lsfejep=(1:length(lsfp))*(npxelsp(3)/length(lsfp))*info.PixelSpacing(1);

% Ajustamos este perfil a una Gaussiana para evitar el efecto del ruido en
% la interfase. Gayou: MV-CBCT acquisition parameters.

fajus = fitype('gauss1');
gfit = fit(lsfejep',lsfp,fajus);

coef1=gfit.a1;
coef2=gfit.b1;
coef3=gfit.c1;
xejep=lsfejep;

lsfajusp=coef1*exp(-((xejep-coef2)/coef3).^2);

% Transformada de fourier para obtener MTF
% Ajustada
cfftajus=fftshift(fft(lsfajusp)); % Shift zero-frequency component to center of spectrum
cftabsajus=abs(cfftajus);
mtfajus=cftabsajus;

% Normalizar a 1 ajus
MTFajus=mtfajus/max(mtfajus);
% Ejes frecuencia
delta_s=xejep(2)-xejep(1);
cf=((1:length(xejep))-ceil(length(xejep)/2))/length(xejep)/delta_s;

% Plotear ajus
cftabspajus=max(MTFajus);
cftabsmaxajus=find(MTFajus==cftabspajus);
MTF2ajus=MTFajus(cftabsmaxajus:length(MTFajus));

cf2ajus=cf(cftabsmaxajus:length(cf));

% % Interpolamos con splines MTF2
cf2ajusxx=0:0.002:max(cf2ajus);
% curva
MTF2ajussy=spline(cf2ajus,MTF2ajus,cf2ajusxx);

```

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

```
% Una vez interpolada
maxmtfajus=max(MTF2ajusyy);
mtfpajus=0.1.*maxmtfajus; % 10% de la MTF
posmtfxajus = knnsearch(MTF2ajusyy',mtfpajus);
[MTF(i)]=cf2ajusxx(posmtfxajus);
end
end
```

8.2.2. Resolución de contraste

```
function [HUmedia, HUrelativo]=Resolucion_contraste_def(imagenVarilla,info,amap)
```

```
%DC=info
%PD=imagenVarilla en double
%P=imagenVarilla
%[imagenVarilla,amap]=dicomread('IM-0001-0070-0001.dcm');
%info=dicominfo('IM-0001-0070-0001.dcm');
imagenVarillaD=double(imagenVarilla);
%Se va a tratar de segmentar el Plexiglás de manera automatica sin que el
%usuario tenga que seleccionar los puntos necesarios para ello
%Primer punto: Se selecciona en la parte exterior de la varilla grande
x1=393;
y1=449;
valpos=double(imagenVarilla(y1,x1)); %valpos es el valor de intensidad en esas
%coordenadas de la imagen
%Segundo punto: Centro de la varilla grande
x2=247;
y2=259;
valpos2=double(imagenVarilla(y2,x2));
umbral1=abs(valpos-valpos2);
umbral1=umbral1-umbral1*0.3;
J=regiongrowing(imagenVarillaD,y1,x1,umbral1);
J=imcomplement(J);

[L1 Ne1] = bwlabel(J);
prop=regionprops(L1);
mxi=L1(length(L1)/2,length(L1)/2);
Centroid1=prop(mxi,1).Centroid;

ax=round(Centroid1(1,1))
by=round(Centroid1(1,2))

%Tercer punto: centro varilla teflón
x3=143;
y3=322;
valpos3=double(imagenVarilla(y3,x3));

%Cuarto punto: borde varilla teflón
x4=142;
y4=353;
valpos4=double(imagenVarilla(y4,x4));
umbral2=abs(valpos3-valpos4);
umbral2=umbral2-umbral2*0.3;

J2=regiongrowing(imagenVarillaD,y3,x3,umbral2);

[L2 Ne2] = bwlabel(J2);
prop2=regionprops(L2);

A=[];
a=1;

for n=1:Ne2
A(a)=prop2(n,1).Area;
a=a+1;
end

[mxv,mxi]=max(A);
A(mxi)=NaN;
[smxv,smxi]=max(A);

Centroid2=prop2(smxi,1).Centroid;
```

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

```
% Punto C

cx=round(Centroid2(1,1))
dy=round(Centroid2(1,2))

in=[ax,by];
Puntos=[];
g=1;
for i=1:length(J)
    for j=1:length(J)
        Punto=[i,j];

        if floor(pdist([in;Punto], 'euclidean'))==floor((51/info.PixelSpacing(1)))
            PE1=Punto;
            Puntos=vertcat(Puntos,PE1);
            g=g+1;

        end
    end
end

%65536 colores en cada pixel con una profundidad de 16bpp utilizando
%5bits para codificar la intensidad de rojo, 5 para verde y los 5 para el
%azul. El tamaño de la imagen dependerá de la profundidad del bit.
imagenVarillaajus=imagenVarilla*(65536/(max(max(imagenVarilla))));
in2=[cx,dy]; % Introducir en puntos
Puntos2=[];
for i=1:length(Puntos)
    Punto2=[Puntos(i,1),Puntos(i,2)];
    if floor(pdist([in2;Punto2], 'euclidean'))==floor((50/info.PixelSpacing(1)))
        PE2=Punto2;
        Puntos2=vertcat(Puntos2,PE2);
        g=g+1;

    end
end

if dy>by
    if cx<ax

        pospunt=find(Puntos2(:,2)==max(Puntos2(:,2)) & Puntos2(:,1)==max(Puntos2(:,1)));
        PuntoX=Puntos2(pospunt,:);

    elseif cx>ax

        pospunt=find(Puntos2(:,2)==max(Puntos2(:,2)) & Puntos2(:,1)==min(Puntos2(:,1)));
        PuntoX=Puntos2(pospunt,:);

    end

elseif dy<by
    if cx<ax

        pospunt=find(Puntos2(:,2)==max(Puntos2(:,2)) & Puntos2(:,1)==min(Puntos2(:,1)));
        PuntoX=Puntos2(pospunt,:);

    elseif cx>ax

        pospunt=find(Puntos2(:,2)==min(Puntos2(:,2)) & Puntos2(:,1)==min(Puntos2(:,1)));
        PuntoX=Puntos2(pospunt,:);

    end
end

radio=((50/info.PixelSpacing)/2);
radio=radio(1);%píxeles
figure,imshow(imagenVarillaD,amap);

%Se crea la mascara para la varilla de plexiglas
h = imellipse(gca, [(PuntoX(1,1)-radio) (PuntoX(1,2)-radio) (radio*2) (radio*2)]);
maskrescon=createMask(h);
imagenVarillamask=maskrescon.*imagenVarillaD;
imagenVarillamaskHU = imagenVarillamask*info.RescaleSlope + info.RescaleIntercept;
%imshow(imagenVarillamaskHU,amap)

%ahora seleccionaremos los orificios mediante una mascara que los obtendrá automaticamente
```

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

```
in3_71=[ax,by];
Puntos3_71=[];

g=1;
for i=1:length(imagenVarillaD)
    for j=1:length(imagenVarillaD)
        Punto3_71=[i,j];

        if floor(pdists([in3_71;Punto3_71],'euclidean'))==floor((69/info.PixelSpacing(1)))
            PE13_71=Punto3_71;
            Puntos3_71=vertcat(Puntos3_71,PE13_71);
            g=g+1;

        end
    end
end

in4_71=[cx,dy]; % Introducir en puntos
Puntos4_71=[];
for i=1:length(Puntos3_71)
    Punto4_71=[Puntos3_71(i,1),Puntos3_71(i,2)];
    if floor(pdists([in4_71;Punto4_71],'euclidean'))==floor((53/info.PixelSpacing(1)))
        PE24_71=Punto4_71;
        Puntos4_71=vertcat(Puntos4_71,PE24_71);
        g=g+1;
    end
end

if cx>ax
    pospunt2=find(Puntos4_71(:,2)==min(Puntos4_71(:,2)));
    Punto71=Puntos4_71(pospunt2,:);
else
    pospunt2=find(Puntos4_71(:,2)==max(Puntos4_71(:,2)));
    Punto71=Puntos4_71(pospunt2,:);
end
X71=Punto71(1,1);
Y71=Punto71(1,2);

in3_75=[ax,by];
Puntos3_75=[];
g=1;
for i=1:length(imagenVarillaD)
    for j=1:length(imagenVarillaD)
        Punto3_75=[i,j];
        if floor(pdists([in3_75;Punto3_75],'euclidean'))==floor((68/info.PixelSpacing(1)))
            PE13_75=Punto3_75;
            Puntos3_75=vertcat(Puntos3_75,PE13_75);
            g=g+1;

        end
    end
end

in4_75=[cx,dy]; % Introducir en puntos
Puntos4_75=[];
for i=1:length(Puntos3_75)
    Punto4_75=[Puntos3_75(i,1),Puntos3_75(i,2)];
    if floor(pdists([in4_75;Punto4_75],'euclidean'))==floor((69/info.PixelSpacing(1)))
        PE24_75=Punto4_75;

        Puntos4_75=vertcat(Puntos4_75,PE24_75);
        g=g+1;

    end
end

if cx>ax
    pospunt2_75=find(Puntos4_75(:,2)==min(Puntos4_75(:,2)));
    Punto75=Puntos4_75(pospunt2_75,:);
else
    pospunt2_75=find(Puntos4_75(:,2)==max(Puntos4_75(:,2)));
    Punto75=Puntos4_75(pospunt2_75,:);
end
```


Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

```
X75=Punto75(1,1);
Y75=Punto75(1,2);

radio7=((3/info.PixelSpacing)/2);
radio7=radio7(1);
[maskrescon71,imagenVarillamask71,imagenVarillamaskHU71]=orificemask(Punto71,radio7,imagenVarillaD,info);
[maskrescon75,imagenVarillamask75,imagenVarillamaskHU75]=orificemask(Punto75,radio7,imagenVarillaD,info);

Puntomedio=((Punto75(1,1)+Punto71(1,1))/2+(Punto75(1,2)+Punto71(1,2))/2);

separacion=(6/info.PixelSpacing);
separacion=separacion(1);

if Punto75(1,2)==Punto71(1,2)
    mtang=-0.0185;
else
    mtang=(Punto75(1,2)-Punto71(1,2))/(Punto75(1,1)-Punto71(1,1));
end

[X72,Y72]=intermediatepoints(Puntomedio(1,2),imagenVarilla,separacion,mtang,X71,Y71,1);
Punto72=[X72,Y72];
[maskrescon72,imagenVarillamask72,imagenVarillamaskHU72]=orificemask(Punto72,radio7,imagenVarillaD,info);

[X73,Y73]=intermediatepoints(Puntomedio(1,2),imagenVarilla,separacion,mtang,X72,Y72,1);
Punto73=[X73,Y73];
[maskrescon73,imagenVarillamask73,imagenVarillamaskHU73]=orificemask(Punto73,radio7,imagenVarillaD,info);

[X74,Y74]=intermediatepoints(Puntomedio(1,2),imagenVarilla,separacion,mtang,X73,Y73,1);
Punto74=[X74,Y74];
[maskrescon74,imagenVarillamask74,imagenVarillamaskHU74]=orificemask(Punto74,radio7,imagenVarillaD,info);

mtang2=-(1/mtang);

radio6=((2.5/info.PixelSpacing)/2);
radio6=radio6(1);

%separacionv=(6/info.PixelSpacing);
%separacionv=separacion(1);

if Y71 > Y75 && Y71 > by || Y71 < Y75 && Y71 < by
    par=-1;
else
    par=1;
end

[X63,Y63]=intermediatepoints(Puntomedio(1,2),imagenVarilla,separacion,mtang2,X73,Y73,-1);
Punto63=[X63,Y63];

[maskrescon63,imagenVarillamask63,imagenVarillamaskHU63]=orificemask(Punto63,radio6,imagenVarillaD,info);

separacion6=(5/info.PixelSpacing);
separacion6=separacion6(1);

[X62,Y62]=intermediatepoints(Puntomedio(1,2),imagenVarilla,separacion6,mtang,X63,Y63,-1);
Punto62=[X62,Y62];
[maskrescon62,imagenVarillamask62,imagenVarillamaskHU62]=orificemask(Punto62,radio6,imagenVarillaD,info);

[X64,Y64]=intermediatepoints(Puntomedio(1,2),imagenVarilla,separacion6,mtang,X63,Y63,1);
Punto64=[X64,Y64];
[maskrescon64,imagenVarillamask64,imagenVarillamaskHU64]=orificemask(Punto64,radio6,imagenVarillaD,info);

[X61,Y61]=intermediatepoints(Puntomedio(1,2),imagenVarilla,separacion6,mtang,X62,Y62,-1);
Punto61=[X61,Y61];
[maskrescon61,imagenVarillamask61,imagenVarillamaskHU61]=orificemask(Punto61,radio6,imagenVarillaD,info);

%65
[X65,Y65]=intermediatepoints(Puntomedio(1,2),imagenVarilla,separacion6,mtang,X64,Y64,1);
Punto65=[X65,Y65];
[maskrescon65,imagenVarillamask65,imagenVarillamaskHU65]=orificemask(Punto65,radio6,imagenVarillaD,info);

separacion5=(4/info.PixelSpacing);
separacion5=separacion5(1);
radio5=((2/info.PixelSpacing)/2);
radio5=radio5(1);
```

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

```
% 53
[X53, Y53]=intermediatepoints(Puntomedio(1,2), imagenVarilla , separacion, mtang2, X63, Y63,-1);
Punto53=[X53, Y53];
[maskrescon53,imagenVarillamask53,imagenVarillamaskHU53]=orificemask(Punto53,radio5,imagenVarillaD,info);
%52
[X52, Y52]=intermediatepoints(Puntomedio(1,2),imagenVarilla,separacion5,mtang,X53, Y53, -1);
Punto52=[X52, Y52];
[maskrescon52,imagenVarillamask52,imagenVarillamaskHU52]=orificemask(Punto52,radio5,imagenVarillaD,info);
% 54
[X54, Y54]=intermediatepoints(Puntomedio(1,2),imagenVarilla,separacion5,mtang,X53, Y53, 1);
Punto54=[X54, Y54];
[maskrescon54,imagenVarillamask54,imagenVarillamaskHU54]=orificemask(Punto54,radio5,imagenVarillaD,info);

% 51
[X51, Y51]=intermediatepoints(Puntomedio(1,2),imagenVarilla,separacion5,mtang,X52, Y52, -1);
Punto51=[X51, Y51];
[maskrescon51,imagenVarillamask51,imagenVarillamaskHU51]=orificemask(Punto51,radio5,imagenVarillaD,info);

% 55
[X55, Y55]=intermediatepoints(Puntomedio(1,2),imagenVarilla,separacion5,mtang,X54, Y54, 1);
Punto55=[X55, Y55];
[maskrescon55,imagenVarillamask55,imagenVarillamaskHU55]=orificemask(Punto55,radio5,imagenVarillaD,info);

separacion4= (3.5/info.PixelSpacing);
separacion4= separacion4(1);
radio4=((1.75/info.PixelSpacing)/2);
radio4=radio4(1);

% 43
[X43, Y43]=intermediatepoints(Puntomedio(1,2), imagenVarilla , separacion, mtang2, X53, Y53,-1);
Punto43=[X43, Y43];
[maskrescon43,imagenVarillamask43,imagenVarillamaskHU43]=orificemask(Punto43,radio4,imagenVarillaD,info);

% 42
[X42, Y42]=intermediatepoints(Puntomedio(1,2),imagenVarilla,separacion4,mtang,X43, Y43, -1);
Punto42=[X42, Y42];
[maskrescon42,imagenVarillamask42,imagenVarillamaskHU42]=orificemask(Punto42,radio4,imagenVarillaD,info);

% 44
[X44, Y44]=intermediatepoints(Puntomedio(1,2),imagenVarilla,separacion4,mtang,X43, Y43, 1);
Punto44=[X44, Y44];
[maskrescon44,imagenVarillamask44,imagenVarillamaskHU44]=orificemask(Punto44,radio4,imagenVarillaD,info);

% 41
[X41, Y41]=intermediatepoints(Puntomedio(1,2),imagenVarilla,separacion4,mtang,X42, Y42, -1);
Punto41=[X41, Y41];
[maskrescon41,imagenVarillamask41,imagenVarillamaskHU41]=orificemask(Punto41,radio4,imagenVarillaD,info);

% 45
[X45, Y45]=intermediatepoints(Puntomedio(1,2),imagenVarilla,separacion4,mtang,X44, Y44, 1);
Punto45=[X45, Y45];
[maskrescon45,imagenVarillamask45,imagenVarillamaskHU45]=orificemask(Punto45,radio4,imagenVarillaD,info);

% 3
separacion3= (3/info.PixelSpacing);
separacion3= separacion3(1);
radio3=((1.5/info.PixelSpacing)/2);
radio3=radio3(1);

% 33
[X33, Y33]=intermediatepoints(Puntomedio(1,2), imagenVarilla , separacion, mtang2, X43, Y43,-1);
Punto33=[X33, Y33];
[maskrescon33,imagenVarillamask33,imagenVarillamaskHU33]=orificemask(Punto33,radio3,imagenVarillaD,info);

% 32
[X32, Y32]=intermediatepoints(Puntomedio(1,2),imagenVarilla,separacion3,mtang,X33, Y33, -1);
Punto32=[X32, Y32];
[maskrescon32,imagenVarillamask32,imagenVarillamaskHU32]=orificemask(Punto32,radio3,imagenVarillaD,info);

% 34
[X34, Y34]=intermediatepoints(Puntomedio(1,2),imagenVarilla,separacion3,mtang,X33, Y33, 1);
Punto34=[X34, Y34];
[maskrescon34,imagenVarillamask34,imagenVarillamaskHU34]=orificemask(Punto34,radio3,imagenVarillaD,info);

% 31
[X31, Y31]=intermediatepoints(Puntomedio(1,2),imagenVarilla,separacion3,mtang,X32, Y32, -1);
Punto31=[X31, Y31];
[maskrescon31,imagenVarillamask31,imagenVarillamaskHU31]=orificemask(Punto31,radio3,imagenVarillaD,info);
```

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

```
% 35
[X35, Y35]=intermediatepoints(Puntomedio(1,2),imagenVarilla,separacion3,mtang,X34,Y34,1);
Punto35=[X35,Y35];
[maskrescon35,imagenVarillamask35,imagenVarillamaskHU35]=orificemask(Punto35,radio3,imagenVarillaD,info);

% -----
% 2
separacion2= (2.5/info.PixelSpacing);
separacion2= separacion2(1);
radio2=((1.25/info.PixelSpacing)/2);
radio2=radio2(1);
% 23
[X23, Y23]=intermediatepoints(Puntomedio(1,2), imagenVarilla , separacion, mtang2, X33, Y33,-1);
Punto23=[X23,Y23];
[maskrescon23,imagenVarillamask23,imagenVarillamaskHU23]=orificemask(Punto23,radio2,imagenVarillaD,info);

% 22
[X22, Y22]=intermediatepoints(Puntomedio(1,2),imagenVarilla,separacion2,mtang,X23,Y23,-1);
Punto22=[X22,Y22];
[maskrescon22,imagenVarillamask22,imagenVarillamaskHU22]=orificemask(Punto22,radio2,imagenVarillaD,info);

% 24
[X24, Y24]=intermediatepoints(Puntomedio(1,2),imagenVarilla,separacion2,mtang,X23,Y23,1);
Punto24=[X24, Y24];
[maskrescon24,imagenVarillamask24,imagenVarillamaskHU24]=orificemask(Punto24,radio2,imagenVarillaD,info);

% 21
[X21, Y21]=intermediatepoints(Puntomedio(1,2),imagenVarilla,separacion2,mtang,X22, Y22, -1);
Punto21=[X21, Y21];
[maskrescon21,imagenVarillamask21,imagenVarillaaskHU21]=orificemask(Punto21,radio2,imagenVarillaD,info);

% 25
[X25, Y25]=intermediatepoints(Puntomedio(1,2),imagenVarilla,separacion2,mtang,X24, Y24, 1);
Punto25=[X25, Y25];
[maskrescon25,imagenVarillamask25,imagenVarillamaskHU25]=orificemask(Punto25,radio2,imagenVarillaD,info);

% -----
% 1
separacion1= (2/info.PixelSpacing);
separacion1= separacion1(1);

radio1=((1/info.PixelSpacing)/2);
radio1=radio1(1);

% 13
[X13, Y13]=intermediatepoints(Puntomedio(1,2), imagenVarilla , separacion, mtang2, X23, Y23,-1);
Punto13=[X13,Y13];
[maskrescon13,imagenVarillamask13,imagenVarillamaskHU13]=orificemask(Punto13,radio1,imagenVarillaD,info);

% 12
[X12, Y12]=intermediatepoints(Puntomedio(1,2),imagenVarilla,separacion1,mtang,X13, Y13, -1);

Punto12=[X12, Y12];
[maskrescon12,imagenVarillamask12,imagenVarillamaskHU12]=orificemask(Punto12,radio1,imagenVarillaD,info);

% 14
[X14, Y14]=intermediatepoints(Puntomedio(1,2),imagenVarilla,separacion1,mtang,X13, Y13, 1);

Punto14=[X14, Y14];
[maskrescon14,imagenVarillamask14,imagenVarillamaskHU14]=orificemask(Punto14,radio1,imagenVarillaD,info);

% 11
[X11, Y11]=intermediatepoints(Puntomedio(1,2),imagenVarilla,separacion1,mtang,X12, Y12, -1);

Punto11=[X11, Y11];
[maskrescon11,imagenVarillamask11,imagenVarillamaskHU11]=orificemask(Punto11,radio1,imagenVarillaD,info);

% 15
[X15, Y15]=intermediatepoints(Puntomedio(1,2),imagenVarilla,separacion2,mtang,X14, Y14, 1);

Punto15=[X15, Y15];
[maskrescon15,imagenVarillamask15,imagenVarillamaskHU15]=orificemask(Punto15,radio1,imagenVarillaD,info);

% % Sabiendo que la unidad hounsfield que tiene que salir de Nylon es:
% Y la unidad hounsfield de aire, porque son agujeros es: -1024
```

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

% podemos calcular mediante un conteo del histograma

```
imagenVarillamasktotal1=imagenVarillamask11+imagenVarillamask12+imagenVarillamask13+imagenVarillamask14+imagenVarillamask15;
imagenVarillamasktotal2=imagenVarillamask21+imagenVarillamask22+imagenVarillamask23+imagenVarillamask24+imagenVarillamask25;
imagenVarillamasktotal3=imagenVarillamask31+imagenVarillamask32+imagenVarillamask33+imagenVarillamask34+imagenVarillamask35;
imagenVarillamasktotal4=imagenVarillamask41+imagenVarillamask42+imagenVarillamask43+imagenVarillamask44+imagenVarillamask45;
imagenVarillamasktotal5=imagenVarillamask51+imagenVarillamask52+imagenVarillamask53+imagenVarillamask54+imagenVarillamask55;
imagenVarillamasktotal6=imagenVarillamask61+imagenVarillamask62+imagenVarillamask63+imagenVarillamask64+imagenVarillamask65;
imagenVarillamasktotal7=imagenVarillamask71+imagenVarillamask72+imagenVarillamask73+imagenVarillamask74+imagenVarillamask75;
```

%Para transformar linealmente los píxeles guardados en la representación del disco a la representación en memoria. Para eso hace falta cumplir con la fórmula: $U=m*SV+b$.

%RescaleSlope (m):

%RescaleIntercept (b): es el valor que relaciona los valores almacenados con las unidades de salida.

```
imagenVarillamasktotalHU1=imagenVarillamasktotal1*info.RescaleSlope + info.RescaleIntercept;
imagenVarillamasktotalHU2=imagenVarillamasktotal2*info.RescaleSlope + info.RescaleIntercept;
imagenVarillamasktotalHU3=imagenVarillamasktotal3*info.RescaleSlope + info.RescaleIntercept;
imagenVarillamasktotalHU4=imagenVarillamasktotal4*info.RescaleSlope + info.RescaleIntercept;
imagenVarillamasktotalHU5=imagenVarillamasktotal5*info.RescaleSlope + info.RescaleIntercept;
imagenVarillamasktotalHU6=imagenVarillamasktotal6*info.RescaleSlope + info.RescaleIntercept;
imagenVarillamasktotalHU7=imagenVarillamasktotal7*info.RescaleSlope + info.RescaleIntercept;
```

%Máscara de todos los orificios de la varilla

```
imagenVarillaMK=imagenVarillamasktotal1+imagenVarillamasktotal2+imagenVarillamasktotal3+imagenVarillamasktotal4+imagenVarillamasktotal5+imagenVarillamasktotal6+imagenVarillamasktotal7;
```

%Máscara de la varilla sin los orificios: resta de la máscara de la varilla

%calculada al principio menos los orificios.

```
imagenVarillaMRES=imagenVarillamask-imagenVarillaMK;
```

%Se realiza el mismo proceso de transformación con los nuevos valores

%calculados.

```
imagenVarillaMKHU=imagenVarillaMK*info.RescaleSlope + info.RescaleIntercept;
imagenVarillaMRESHU=imagenVarillaMRES*info.RescaleSlope + info.RescaleIntercept;
```

%=====Calculamos HUmedia=====

```
Kvp=info.KVP;
mAs=info.XrayTubeCurrent;
```

% Solo la varilla de nylon

%Se localizan los píxeles de la máscara varillas menos los orificios que

%son distintos de -1024 (es decir, el HU del aire).

valuerespos=find(imagenVarillaMRESHU~-1024); %posiciones de los píxeles que no

%tienen un HU de -1024

```
valueres=imagenVarillaMRESHU(valuerespos);
```

meanres=mean(valueres); %media de los valores de los píxeles de la máscara total

%que no son aire.

%Se hace lo mismo de los orificios:

% Primero de todos los orificios

```
valueholepos=find(imagenVarillaMKHU~-1024);
```

```
valuehole=imagenVarillaMKHU(valueholepos);
```

```
meanhole=mean(valuehole);
```

```
Kvp=info.KVP;
```

```
mAs=info.XrayTubeCurrent;
```

%Ahora por cada fila de orificios se calcula el valor medio de los píxeles

%que son distintos al aire.

% Fila 7

```
valuehole7pos=find(imagenVarillamasktotalHU7~-1024);
```

```
valuehole7=imagenVarillamasktotalHU7(valuehole7pos);
```

```
meanhole7=mean(valuehole7);
```

```
value7=((meanres-meanhole7)/meanres)*100;
```

% Fila 6

```
valuehole6pos=find(imagenVarillamasktotalHU6~-1024);
```

```
valuehole6=imagenVarillamasktotalHU6(valuehole6pos);
```

```
meanhole6=mean(valuehole6);
```

```
value6=((meanres-meanhole6)/meanres)*100;
```

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

```
% Fila 5
valuehole5pos=find(imagenVarillamasktotalHU5~-1024);
valuehole5=imagenVarillamasktotalHU5(valuehole5pos);
meanhole5=mean(valuehole5);
value5=((meanres-meanhole5)/meanres)*100;

% Fila 4
valuehole4pos=find(imagenVarillamasktotalHU4~-1024);
valuehole4=imagenVarillamasktotalHU4(valuehole4pos);
meanhole4=mean(valuehole4);
value4=((meanres-meanhole4)/meanres)*100;

% Fila 3
valuehole3pos=find(imagenVarillamasktotalHU3~-1024);
valuehole3=imagenVarillamasktotalHU3(valuehole3pos);
meanhole3=mean(valuehole3);
value3=((meanres-meanhole3)/meanres)*100;

% Fila 2
valuehole2pos=find(imagenVarillamasktotalHU2~-1024);
valuehole2=imagenVarillamasktotalHU2(valuehole2pos);
meanhole2=mean(valuehole2);
value2=((meanres-meanhole2)/meanres)*100;

% Fila 1
valuehole1pos=find(imagenVarillamasktotalHU1~-1024);
valuehole1=imagenVarillamasktotalHU1(valuehole1pos);
meanhole1=mean(valuehole1);
value1=((meanres-meanhole1)/meanres)*100;
HUmedia=[meanhole1;meanhole2;meanhole3;meanhole4;meanhole5;meanhole6;meanhole7 ;meanres]

HUrelativo=[value1 value2 value3 value4 value5 value6 value7]
```

8.2.3. Textura

```
function [Entropia,matriz_ocurrencia]=Texturam1(imagenHomo)
s=size(imagenHomo);

% Selecccion:
% %una ROI central y calculo entropia
xcentro=s(1)/2;
ycentro=s(2)/2;
ROIcentro=imagenHomo(xcentro-75:xcentro+74,ycentro-75:ycentro+74);
Entropia=entropy(uint8(mat2gray(ROIcentro)));
MM=uint8(max(max(ROIcentro)));
glcm=graycomatrix(ROIcentro,'numlevels',MM,'G',[],'Offset',[1,0]);
copropscentro=graycoprops(glcm);
HomoCentro=copropscentro.Homogeneity;
ContrastCentro=copropscentro.Contrast;
EnergyCentro=copropscentro.Energy;
CorrelationCentro=copropscentro.Correlation;
matriz_ocurrencia=[HomoCentro ContrastCentro;EnergyCentro CorrelationCentro];
```

8.2.4. Ruido y uniformidad

```
function [Ruido, Uniformidad]=Ruido_uniformidad_TC (imagenHomo)
s=size(imagenHomo);
%Para el calculo del Ruido y de la uniformidad será necesario seleccionar 6
%ROI.
xcentro=s(1)/2;
ycentro=s(2)/2;
ROIcentro=imagenHomo(xcentro-25:xcentro+24,ycentro-25:ycentro+24);
ROIfuera=imagenHomo(1:50,s(2)-49:s(2));
ROI1=imagenHomo(xcentro-75:xcentro-26,ycentro-75:ycentro-26);
ROI2=imagenHomo(xcentro+26:xcentro+75,ycentro-76:ycentro-27);
ROI3=imagenHomo(xcentro-75:xcentro-26,ycentro+26:ycentro+75);
ROI4=imagenHomo(xcentro+26:xcentro+75,ycentro+26:ycentro+75);

%Calculo de CTagua:
agua=ROIcentro;
mediaagua=mean2(agua);
%Calculo el CTaire:
aire=ROIfuera;
mediaaire=mean2(aire);
DesvAire=(std2(aire)/1000)*100;
```

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

```
%Calculo Ruido:
Ruido=(std2(ROIcentro)/(mediaagua - mediaaire))*100
%Calculo Uniformidad. Para ello se seleccionan las 5 ROIs: 1 del centro y
%cuatro de los alrededor pero sin salir del circulo
mediaROI1=mean2(ROI1);
mediaROI2=mean2(ROI2);
mediaROI3=mean2(ROI3);
mediaROI4=mean2(ROI4);%periferia
mediaROIcentro=mean2(ROIcentro); %centro

Uniformidad1 = ((mediaROIcentro-mediaROI1)/(mediaagua-mediaaire));
Uniformidad2 = ((mediaROIcentro-mediaROI2)/(mediaagua-mediaaire));
Uniformidad3 = ((mediaROIcentro-mediaROI3)/(mediaagua-mediaaire));
Uniformidad4 = ((mediaROIcentro-mediaROI4)/(mediaagua-mediaaire));

%Cada valor de la matriz es la resta del calculo de la uniformidad en cada
%ROI periferica restado al valor de la uniformidad de la ROI central
Uniformidad=[Uniformidad1 Uniformidad2;Uniformidad3 Uniformidad4]
```

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

DOCUMENTO II:
PRESUPUESTO

ÍNDICE DEL PRESUPUESTO

1.	INTRODUCCIÓN AL PRESUPUESTO.....	80
2.	CUADRO DE PRECIOS DESCOMPUESTOS.....	82
3.	RESUMEN DEL PRESUPUESTO	85

1. INTRODUCCIÓN AL PRESUPUESTO

En los siguientes apartados, se desglosan los costes que se han generado para llevar a cabo el proyecto en cuestión. En este caso, debe tenerse en cuenta que, al ser un proyecto basado en una herramienta software, la mayor parte de los costes serán no materiales. Al final del punto, se encuentran agrupadas las distintas tareas dando lugar al resumen del presupuesto del trabajo final de grado.

Se ha elegido descomponer los diferentes conceptos en las distintas tareas necesarias para avanzar en la realización del trabajo. De esta forma, se obtiene una idea de los costes por orden cronológico, y en caso de realizar una inversión para el proyecto, permite conocer con más o menos exactitud en qué periodo es necesario invertir más capital.

El cuadro de precios está formado por el desglose de las distintas tareas que se han seguido para la elaboración del proyecto, por orden de ejecución. Así pues, hay un apartado enfocado a la Planificación del proyecto, en el cual se incluyen los gastos generados desde el inicio del trabajo; un segundo apartado de desarrollo del algoritmo informático, especificando las tareas necesarias para ello; un tercer apartado de redacción de la memoria y, por último, los costes generados por la presentación del proyecto.

A nivel de organización, el apartado de Planificación del proyecto fue el más largo, ya que tuvo una duración aproximada de 3 a 5 meses. A continuación, se procedió a la elaboración del algoritmo informático. Las reuniones estaban distribuidas durante todo el periodo de tiempo que duró el proyecto, ya que servían de punto de encuentro de los distintos especialistas participantes del proyecto.

En cuanto al cálculo de algunos de los elementos de los precios descompuestos por tareas, cabe destacar la obtención del precio unitario por la amortización del ordenador portátil utilizado durante todo el proyecto. Se aplicó la Ecuación 6, donde el valor de T, corresponde al tiempo de amortización total o tiempo de vida, t es el tiempo que se ha utilizado en el proyecto y C el coste inicial del elemento. Dado que se ha descompuesto por tareas, t fue variando dependiendo de la tarea que se realizaba.

$$\text{Amortización} = \frac{t * C}{T}$$

Ecuación 6. Fórmula de la Amortización

2. CUADRO DE PRECIOS DESCOMPUESTOS POR TAREAS

CÓDIGO	UD.	DESCRIPCIÓN	RDTO.	PRECIO unitario	COSTE
1. CAP. 01. PLANIFICACIÓN DEL PROYECTO					
1.1	Ud.	Propuesta del proyecto			
		El médico especialista plantea una necesidad. A partir de ahí los ingenieros proponen soluciones para resolverla.			
	h	Ingenieros Biomédicos (2)	2	40 €	160 €
	h	Ingeniero Biomédico Senior	2	100 €	200 €
	h	Médico director de servicio	2	100 €	200 €
	h	Economista de la salud	2	100 €	200 €
				Coste total	760,0 €
1.2.	Ud.	Revisión bibliográfica			
		Revisión de la bibliografía publicada hasta la fecha sobre algoritmos de control de calidad de imagen en TC y RM			
	h	Ingeniero Biomédico	40	40 €	1.600,0 €
	h	Amortización Portátil	40	0,029 €	1,178 €
				Coste total	1.601,2 €
1.3.	Ud.	Decidir qué parámetros de calidad se utilizan			
		Reunión con los ingenieros para decidir qué parámetros de calidad calculará el algoritmo			
	h	Ingenieros biomédicos (2)	2	40 €	80 €
	h	Ingeniero biomédico Senior	2	100€	200 €
				Coste total	280,0 €

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

CÓDIGO	UD.	DESCRIPCIÓN	RDTO.	PRECIO unitario	COSTE
2. CAP. 02. DESARROLLO DEL ALGORITMO INFORMÁTICO					
2.1.	Ud.	Estudio del algoritmo inicial			
		Estudiar y entender los algoritmos en los que se basa el nuevo algoritmo que se va a realizar			
	h	Ingeniero Biomédico	50	40 €	2.000 €
	h	Amortización portátil	50	0,029 €	1,47 €
				Coste total	2.001,47 €
2.2.	Ud.	Elaboración del código			
		Revisar el código inicial, eliminar las líneas del código de los algoritmos base relacionadas con la interacción del usuario, añadir nuevas herramientas al código, modificar algunas funciones, elaboración del nuevo algoritmo principal.			
	h	Ingeniero Biomédico	300	40 €	12.000,0 €
	Año	Licencia Matlab 2015	1	1.000 €	1.000,0 €
	h	Amortización Portátil	300	0,029 €	8,7 €
	Año.	Horos	1	0 €	0,0 €
				Coste total	13.008,7 €
2.3.	Ud.	Reuniones			
		Valorar cuestiones acerca de inconvenientes debido a heterogeneidad en los datos. Toma de decisiones en ese sentido.			
	h	Ingeniero Biomédico (2)	4	40 €	160 €
	h	Ingeniero Biomédico Senior	4	100 €	400 €
	h	Médico	4	100 €	600 €
				Coste total	1.160,0€

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

CÓDIGO	UD.	DESCRIPCIÓN	RDTO.	PRECIO unitario	COSTE
3. CAP. 03. REDACCIÓN DEL PROYECTO					
3.1.	Ud.	Redacción de la memoria			
		Redacción del estado del arte, el método, los resultados y las conclusiones			
	h	Ingeniero Biomédico	80	40 €	3.200 €
	h	Amortización Portátil	80	0,029 €	2,32 €
	día	Licencia Microsoft Office 2010	14	0,19 €	2,66 €
				Coste total	3.204,98 €

4.. CAP. 04. PRESENTACIÓN DEL PROYECTO

4.1.	Ud.	Impresión del proyecto			
		Impresión y encuadernación del proyecto			
	u.	Hojas	80	0,15 €	12,00 €
	u.	Encuadernación	1	2 €	2,00 €
				Coste total	14 €

4.2.	Ud.	Presentación oral			
		Presentación de los resultados del proyecto con diapositivas Power Point			
	h	Ingeniero biomédico	25	40 €	1.000 €
	día	Licencia Microsoft Office 2010	7	0,19 €	1,33 €
	h	Amortización Portátil	25	0,029 €	0,725 €
				Coste total	1.002,06 €

Desarrollo de algoritmos para medir y controlar la calidad de la imagen generada en los equipos radiológicos.

3. RESUMEN DEL PRESUPUESTO

CAP. 01	Planificación del proyecto	2.641,2 €
CAP. 02	Desarrollo del algoritmo informático	16.170,17 €
CAP. 03	Redacción del proyecto	3.204,98 €
CAP. 04	Presentación del proyecto	1.016,06 €
	TOTAL:	23.031,4 €
	IVA (21%)	4.836,59€
PRESUPUESTO TOTAL		27.867,99 €