

Desarrollo de algoritmos automáticos para evaluar la calidad de imagen en TC y RM

P. Moreno Ruiz¹, E. Ruiz Martinez², Á. Alberich-Bayarri^{2,3}, L. Martí-Bonmatí^{2,4}, D. Vivas Consuelo⁵

¹ Universidad Politécnica de Valencia, España.

² Grupo de Investigación Biomédica en Imagen (GIBI2³⁰), Instituto de Investigación Sanitaria La Fe, Valencia, España.

³ QUIBIM SL, Quantitative Imaging Biomarkers in Medicine, Valencia, España.

⁴ Área Clínica de Imagen Médica, Hospital Universitario i Politécnico de La Fe, Valencia, España.

⁵ Centro de Investigación de economía y gestión de la salud, Valencia, España.

Resumen

Introducción: La demanda de técnicas de imagen para el diagnóstico clínico ha impuesto la necesidad de controlar la calidad de las imágenes de la práctica hospitalaria. Para ello, es necesario un método objetivo para evaluar los equipos y su variación con el tiempo relacionado con las modificaciones de las técnicas de adquisición. **Objetivo:** Desarrollar una metodología automatizada integrada en un software que calcule los parámetros de calidad de imagen de una forma reproducible y rápida. **Metodología:** Sobre las imágenes almacenadas e identificadas en el PACS de Tomografía Computarizada (TC) y Resonancia Magnética (RM) en los controles de calidad semanales, se ejecutan automáticamente dos algoritmos que calculan los parámetros de calidad según las recomendaciones del Protocolo Español de Control de Calidad. Los fantasmas utilizados están formados por módulos de análisis para la medida objetiva de parámetros de TC (uniformidad, ruido, textura, resolución espacial y contraste), y RM (espesor de corte, uniformidad y relación señal-ruido). Las variables calculadas se exportan para su almacenamiento y gestión como indicadores en Base de Datos. **Resultados:** El método aplicado a las imágenes seleccionadas de cada módulo, según un criterio predefinido, ha obtenido resultados satisfactorios permitiendo seguir en el tiempo los parámetros de calidad y minimizando la variabilidad de resultados, eliminando la componente manual del análisis. **Conclusiones:** Considerando los algoritmos de cálculo de los parámetros en TC y RM, la herramienta es fiable, reproducible y rápida por cumplir con las tolerancias establecidas, por lo que podría introducirse como estándar de control de calidad de TC y RM.

1. Introducción

Dado que los diagnósticos radiológicos se basan en el estudio y evaluación de las imágenes obtenidas en los equipos, existe una controversia acerca de la calidad de estas imágenes y los posibles efectos nocivos que conlleva la radiación utilizada [1]. Debido a este equilibrio entre la calidad de imagen necesaria y la disminución de la dosis de radiación administrada, en el caso de la tomografía computarizada (TC) o bien el tiempo de adquisición, en el

caso de la Resonancia Magnética (RM), se ha considerado necesario elaborar métodos de evaluación y de estudio de la calidad de la imagen generada [2]. Para realizar esos controles de calidad, el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (2011) garantiza la calidad de las imágenes adquiridas sobre maniqués en los que se miden determinados parámetros definidos en la bibliografía [3], [4]. Estos parámetros de calidad deben poder emplearse en las imágenes adquiridas con Tomografía Computarizada (TC) y Resonancia Magnética (RM).

2. Objetivos

Desarrollar una metodología automatizada e integrada en una herramienta software que calcule los parámetros de calidad de imagen de una forma reproducible y en tiempo real en TC y RM.

Para ello, este objetivo se estructura en tres objetivos específicos: 1) Elaboración de una herramienta que detecte automáticamente los módulos del fantoma en los estudios de TC y de RM adecuados para calcular cada uno de los parámetros de calidad de imagen en un formato de fichero estándar. 2) Evaluación de los parámetros de calidad de TC y de RM para identificar cuáles son automatizables. 3) 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 [4].

3. Material y métodos

El proyecto se realizó en el Área de Imagen Médica del Hospital Universitari i Politécnic La Fe utilizando Matlab2015 (Mathworks Inc., Natick, MA, USA) como herramienta de programación. Las imágenes estaban en formato *Digital Imaging and Communication in Medicine (DICOM)*.

3.1. Parámetros de adquisición

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 estableció como procedimiento de control. Por lo que, tras evaluar distintos estudios de maniqués para averiguar las condiciones más satisfactorias para el estudio, se seleccionaron las imágenes con esas características.

- Tomografía Computarizada:

Se eligieron imágenes adquiridas mediante TC helicoidal con un espesor de corte de 2 mm, dado su reducido nivel de ruido comparado con espesores menores. Se utilizó un kilovoltaje de 120 kV y un miliAmperaje de 150 mA acordado por los expertos adecuado para el estudio.

- Resonancia Magnética:

La adquisición se realizó con un tipo de secuencia T1, dada su utilidad para evaluar la morfología [5]. Los parámetros que deben coincidir necesariamente en las imágenes de RM a comparar son: 'StudyDescription', 'EchoTime' y 'RepetitionTime'. En este caso, las imágenes tenían un tiempo de repetición, TR (*RepetitionTime*) de 30 ms, un tiempo de eco, TE (*EchoTime*) de 4.3260 ms y un FlipAngle de 30 [6], [7].

3.2. Calidad de imagen

En el presente trabajo se calculan los parámetros de calidad técnica para obtener indicadores óptimos de calidad. Esto es útil para el radiólogo, aunque no tenga como objetivo directo el diagnóstico.

- Parámetros calidad de imagen en Tomografía Computarizada:

Una buena 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 posible. Por ello, es necesario, tanto la selección de parámetros técnicos de control de la exposición y de la visualización de las imágenes, como de parámetros de medición de las propiedades físicas del equipo. Así pues, el estudio medirá cuantitativamente los siguientes parámetros de las propiedades físicas en maniqués de calidad para obtener la calidad de imagen técnica: La uniformidad o la similitud del valor en Unidades Hounsfield de cada píxel dentro de un área limitada; el ruido o variación local de las Unidades Hounsfield o HU de cada elemento individual de una Región de interés (ROI) homogénea; la resolución espacial que mide el tamaño de detalle cuando solo hay una pequeña diferencia de densidad en el área circundante, es decir, cuando la resolución de contraste es baja; y la textura que caracteriza una imagen en su conjunto y no pixel a pixel [8], [9], [10].

- Parámetros calidad de imagen en Resonancia Magnética:

Los parámetros más importantes para evaluar la calidad de imagen en equipos de RM son: la frecuencia central de resonancia ya que su variación conlleva cambios en la intensidad de campo magnético, lo que afecta a la sensibilidad del sistema y a la relación señal-ruido; la uniformidad como comprobación de que el equipo produce

una señal constante cuando se visualiza un objeto con características homogéneas; el espesor de corte, cuya variación puede dar lugar a un contraste inadecuado en las imágenes y una variación en la relación señal-ruido la cual mide la proporción de señal con respecto al ruido en la imagen [11],[5],[12].

3.3. Maniquí de calidad

Es necesario que las condiciones durante todas las adquisiciones sean lo más homogéneas posibles. Por eso, se utilizan maniqués de calidad colocados correctamente en todas las adquisiciones. Son estructuras compuestas de distintos materiales con las condiciones necesarias para medir los parámetros de calidad especificados. En el caso del presente trabajo se utilizaron maniqués de cabeza.



Figura 1. Maniquí RM



Figura 2. Maniquí TC

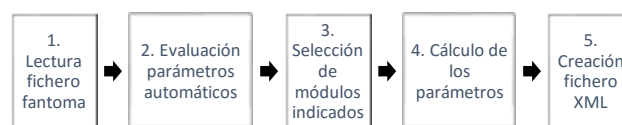
3.4. Esquema del código

Se utilizó como guía para generar la nueva herramienta un algoritmo base obtenido de un trabajo final de master para el caso de TC y un segundo algoritmo para RM obtenido del grupo de investigación asociado al Servicio de Radiología: GIBI2³⁰ [10]. En ambos casos, el proceso se basa en la adquisición de las imágenes de TC o de RM para el cálculo de los parámetros de calidad indicados en cada caso.

4. Resultados

4.1. Algoritmo TC y RM

Este es el esquema general que se siguió para la elaboración del algoritmo tanto de TC como de RM:



En primer lugar, se realiza la lectura del fichero del estudio DICOM introduciendo al algoritmo como parámetros de entrada: la ruta del fichero DICOM en el dispositivo, la ruta de salida donde almacenar los resultados y un número identificador necesario para posteriores usos. En segundo lugar, fue necesario evaluar los parámetros para seleccionar aquellos que fueran automatizables, con el fin de que pudieran calcularse sin ayuda de un usuario. A partir de esa selección, se calcularon los parámetros en los módulos indicados para cada uno de ellos:

- TC: Se seleccionó el módulo de homogeneidad para calcular el parámetro del ruido, la uniformidad, y la

textura, y el módulo de la capa varillas, para el cálculo de la resolución espacial y la de contraste. Para el caso de la uniformidad, se seleccionaron 5 matrices o regiones de interés no solapadas, tal y como muestra la imagen 1 con el objetivo de comparar cada una de ellas con la matriz central. Esto, da como resultado una matriz 4x4 con las diferencias de las ROI 1,2,3 y 4 con la central. Para el cálculo del ruido, se seleccionaron dos ROI: una la del centro de la imagen correspondiente a la zona de agua, y otra en el exterior, correspondiente a la zona de aire del fantoma. De esta forma se calculó el porcentaje de ruido en la imagen. La textura se obtiene a partir del cálculo de la entropía y la matriz de coocurrencia de la matriz central. Esta matriz de coocurrencia 4x4, está compuesta por un valor correspondiente a la Homogeneidad, contraste, energía y correlación respectivamente (Figura 3).



Figura 3. Módulo de homogeneidad.

La resolución espacial, se evaluó a partir del cálculo de la Función de Transferencia de Modulación o MTF al 10% de varios puntos del elemento correspondiente a la varilla de plexiglás ya que es la que presenta mayor contraste con respecto al fondo (1). Por último, la resolución de contraste se basa en el cálculo de la diferencia entre el valor medio de los pixeles dentro del plexiglás (2) y el de los pixeles de cada fila de orificios (Figura 4).



Figura 4. Módulo de capa varillas

- RM: se seleccionó un módulo de uniformidad para el cálculo de la relación señal-ruido (RSR) y la uniformidad (UI) (Figura 5). En ambos casos se seleccionó una ROI en el interior del módulo y, en el caso de la RSR, otra en el exterior (fondo). A partir de ahí, para calcular la uniformidad integral se calcularon la señal máxima y mínima de la ROI y para la RSR, la señal promedio de la matriz y la desviación típica correspondiente al valor del ruido. Para el cálculo del espesor de corte, fue necesario un módulo específico (Figura 6). Mediante el uso de rampas de ángulo conocido, y evaluando la anchura a media altura o FWHM del perfil se puede calcular el espesor de corte estimado en imagen. El valor de la frecuencia central de resonancia se obtuvo directamente de la cabecera DICOM de las imágenes, donde se almacena la información de cada imagen.



Figura 5. Módulo homogéneo maniquí de calidad de RM.

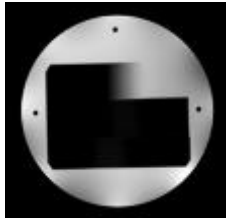


Figura 6. Módulo espesor de corte maniquí de calidad de RM.

Por último, una vez calculados los valores de los parámetros, para poder utilizar los resultados obtenidos, se necesitó obtenerlos en un formato específico, en este caso, en un fichero XML, con el fin de leerlos en futuras aplicaciones.

4.2. Análisis de la calidad de imagen

La evaluación del algoritmo se llevó a cabo comparando los resultados obtenidos con las tolerancias del Protocolo Español de control de calidad de 2011.

Para el algoritmo de RM, el parámetro de uniformidad integral cumple con el valor del protocolo español ya que supera el 82% establecido, al igual que en el caso del espesor de corte. En cuanto a la RSR, se comparó con los valores de los registros realizados hasta la fecha en el área de imagen médica de la Fe, los cuales establecían un valor medio de 42 con una desviación típica de 5, siendo el umbral mínimo de 32 [13]. Por tanto, se obtuvieron resultados coherentes con lo esperado. Por último, la frecuencia de resonancia se evalúa observando su variación diaria, que debe estar por debajo de 1.5ppm, por lo que es necesario un mínimo de dos adquisiciones.

Algoritmo RM	VALOR REAL	VALOR DEL PROTOCOLO
UI	93,91 %	≥ 82 %
RSR	47,64	≈ 42 (*)
ESPESOR DE CORTE	10,74 %	< 15 %
FR	127,7351	--

Tabla 1. Comparación valor real vs. Valor protocolo RM. (*) Valor de referencia establecido por el equipo del Área de Imagen Médica de la Fe.

En el caso del algoritmo de TC, se pudo comparar entre dos estudios, por lo que los resultados obtenidos son más robustos. En ambos casos, el valor del ruido cumple con lo establecido por el protocolo. En cuanto a la resolución de contraste, es posible visualizar los elementos de diámetro de 3,5 mm e incluso menor en los dos casos, con contrastes menores al 3%. Los valores reales representan los valores de la fila de orificios con menor diámetro, ya que, si estos cumplen las tolerancias establecidas, el resto también. Los valores de las diferencias de las ROIs 1,2 y 4 con la central

cumplen con los valores del protocolo mientras que la de la ROI 3 se excede 2 UH. Lo que significa que en esta zona de la imagen hay más heterogeneidad de lo normal. Aun así, no es una diferencia significativa. Para la resolución espacial se calculó el promedio de los valores de la MTF al 10% de los 15 puntos seleccionados para obtener un valor aproximado del parámetro. Todos ellos están entorno al valor del protocolo. Por último, los valores de entropía muestran que el estudio 1 tiene mayor desorden en los valores de los píxeles de la matriz seleccionada que el estudio 2 lo que concuerda con los valores de energía, contraste, homogeneidad y correlación de la matriz de coocurrencia, caracterizando la textura.

Algoritmo TC:	Valores reales		Valores protocolo
Ruido	0,2957 %	0,2831 %	$\leq 0,5\%$
Uniformidad	ROI 3 > 5 UH	ROI 3 > 5 UH	± 5 UH
Resolución espacial	0,6347 pl/mm	0,6297 pl/mm	≈ 6 pl/cm
Resolución contraste	1 mm diámetro	1 mm diámetro	3,5 mm diámetro y
	2,841% contraste	4,680 % contraste	3% contraste
Textura (entropía)	0,8324	0,7543	---

Tabla 2. Comparación valor real vs valor protocolo en TC.

5. Discusión

La principal ventaja del proyecto comparado con las herramientas existentes es la eliminación de la intervención humana consiguiendo un sistema reproducible, rápido, preciso y fiable independiente del usuario. Esto permitirá a los radiólogos realizar una evaluación del funcionamiento de los equipos diaria. Con la aplicación del protocolo de análisis de calidad del presente trabajo, que analiza de forma sistemática los estudios, se incrementará la realización de exploraciones de control para conocer el estado de los equipos, aumentando el número de estudios a analizar.

Las líneas de desarrollo futuro del proyecto, van enfocadas a tres aspectos. El primero, la utilización de imágenes de pacientes en lugar de fantasmas haciendo más real el estudio. El segundo y más importante: el análisis de cada parámetro de calidad de forma continua en el tiempo. Esta técnica mejoraría la eficiencia del área de radiología porque permite detectar errores en un sistema con numerosas variables, analizando cada parámetro de forma independiente mediante gráficos de control estadístico. Se establecerán unos límites de control superiores e inferiores que permiten identificar los distintos comportamientos de las variables (cambios bruscos, tendencias descendentes, etc.). El tercero y, a raíz de las líneas anteriores, se realizará un estudio para la inclusión de nuevos parámetros recogidos en la literatura científica como la medida de imágenes falsas o fantasma en RM, útil para detectar artefactos de movimiento [14].

6. Conclusiones

Los algoritmos desarrollados cumplen con las premisas de fiabilidad y reproducibilidad establecidas en el Protocolo. Específicamente, para cada una de las tecnologías aplicadas podemos extraer que, en TC, todos los parámetros tienen resultados fiables y reproducibles dado que cumplen las tolerancias establecidas. En el caso de la textura, sus resultados son coherentes entre ellos, no existiendo valores de referencia. En RM el espesor de corte y la uniformidad cumplen con las tolerancias del protocolo, los valores de la RSR son fiables dado que coinciden con los establecidos por los expertos. Para la frecuencia de resonancia son necesarios estudios realizados durante un tiempo determinado.

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] SEFM-SEPR-SERAM, Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. 2011.
- [4] Sociedad Española de Protección Radiológica, "Las Recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica."
- [5] G. Concha, "Conceptos básicos sobre imágenes por Resonancia Magnética," 2006
- [6] P. García, "Principios Básicos. Manual de tomografía axial computarizada multicorte," 2008.
- [7] "General study module attributes," *DICOMLookup*, 2016.
- [8] E. v. P. Bongartz, G., Golding, S.J., Jurik, A.G., Leonardi, M., van Meerten, "EUROPEAN GUIDELINES ON QUALITY CRITERIA FOR COMPUTED TOMOGRAPHY."
- [9] 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.
- [10] R. S. Juan, C., Martí, L., Requena and J. S. Rodriguez, "Método automatizado para la cuantificación y el control de calidad en Tomografía Computarizada."
- [11] I. E. Commission, "Evaluation and routine testing in medical imaging departments," 1994.
- [12] 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.
- [13] A. Alberich, "Control de calidad en RM," in Curso de Fundamentos de Física Médica. Resonancia Magnética, 2017.
- [14] Elnour, H., Ahmed Hassan, H., Mustafa, A. & Yassen, A. (2017). Assessment of Image Quality Parameters for Computed Tomography in Sudan. *Open Journal of Radiology*, 7(1), 75–84. <http://doi.org/10.4236/ojrad.2017.71009>