



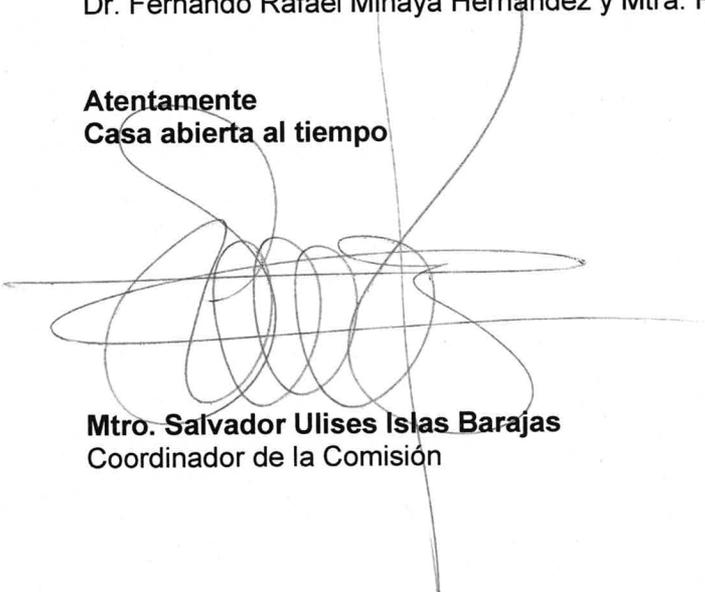
28 de noviembre de 2019

**H. Consejo Divisional
Ciencias y Artes para el Diseño
Presente**

La Comisión encargada de la revisión, registro y seguimiento de los proyectos, programas y grupos de investigación, así como de proponer la creación, modificación, seguimiento y supresión de áreas de investigación, para su trámite ante el órgano colegiado correspondiente, da por recibido el primer reporte del Proyecto de Investigación N-492 titulado "Identificación de valores acromáticos en imágenes de resonancia magnética (IRM)", la responsable es la Dra. Marcela Burgos Vargas, que presenta el Departamento del Medio Ambiente.

Los siguientes miembros estuvieron presentes en la reunión y se manifestaron a favor del dictamen: Arq. Juana Cecilia Ángeles Cañedo, Mtro. Víctor Manuel Collantes Vázquez; Dr. Fernando Rafael Minaya Hernández y Mtra. Ruth Alicia Fernández Moreno.

**Atentamente
Casa abierta al tiempo**



Mtro. Salvador Ulises Islas Barajas
Coordinador de la Comisión



02/11/19
MVA

22 de noviembre de 2019
J.D.M.A.210.2019

Dr. Marco Vinicio Ferruzca Navarro
Presidente del H. Consejo Divisional
Presente

Estimado Dr. Marco:

Por este medio me permito solicitarle atentamente que, por su amable conducto en su carácter de Presidente del órgano colegiado, sea presentado ante el Consejo Divisional, el Reporte Técnico del Proyecto de Investigación No. 492, Titulado: **Identificación de valores acromáticos en imágenes de Resonancia Magnética (IRM)**, del cual es responsable la Dra. Marcela Burgos Vargas, que fue aprobado por el Consejo Divisional en la Sesión 565 Ordinaria.

Agradezco de antemano su atención al particular y aprovecho la ocasión para enviarle un cordial saludo.

Casa abierta al tiempo

Mtro. Luis Yoshiaki Ando Ashijara
Encargado del Departamento del Medio Ambiente

Anexo: Formato de Registro.

Ccp. Archivo.

Ciudad de México a 22 de noviembre de 2019

Mtro. Luis Yoshiaki Ando Ashijara

Encargado del Depto. del Medio Ambiente
División de Ciencias y Artes para el Diseño
UAM - Azcapotzalco

Estimado Mtro. Ando,

Me dirijo a usted como Responsable del Grupo de Investigación del Color para solicitarle atentamente la presentación ante el Consejo Divisional del Reporte Técnico de Proyecto de Investigación que la Dra. Marcela Burgos Vargas ha elaborado. Dicho Reporte corresponde al Proyecto de Investigación No. 492, titulado *Identificación de valores acromáticos en Imágenes de Resonancia Magnética (IRM)*, que fue aprobado por el Consejo Divisional en su sesión 565 Ordinaria.

Adjunto oficio dirigido a los miembros del Consejo Divisional, así como el propio reporte.

Sin más por el momento, me despido de usted enviándole un cordial saludo,

ATENTAMENTE

“Casa abierta al tiempo”



Dr. Rodrigo Ramírez Ramírez

Responsable del Grupo de Investigación del Color
Depto. del Medio Ambiente
UAM – Azcapotzalco

Ciudad de México a 21 de noviembre de 2019

H. Consejo Divisional

División de Ciencias y Artes para el Diseño
UAM - Azcapotzalco

Honorables miembros del Consejo,

Me dirijo a ustedes como Responsable del Grupo de Investigación del Color, por conducto del Mtro. Luis Yoshiaki Ando Ashijara, Encargado del Departamento del Medio Ambiente, para presentar el Reporte Técnico de Proyecto de Investigación elaborado por la Dra. Marcela Burgos Vargas, correspondiente al Proyecto de Investigación No. 492 titulado "Identificación de valores acromáticos en Imágenes de Resonancia Magnética (IRM)", proyecto aprobado por el Consejo Divisional en la sesión 565 Ordinaria, y que se somete a su consideración.

Sin más por el momento, quedo a sus órdenes.

ATENTAMENTE

"Casa abierta al tiempo"



Dr. Rodrigo Ramírez Ramírez

Responsable del Grupo de Investigación del Color
Depto. del Medio Ambiente
UAM – Azcapotzalco

REPORTE TÉCNICO DE PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

PROYECTO N-492 “Identificación valores acromáticos en Imágenes de Resonancia Magnética (IRM)” (Título tentativo)

**Profa. Marcela Burgos Vargas
Departamento de Medio Ambiente para el Diseño
Grupo de Investigación del Color**

NOVIEMBRE, 2019

medioambiente

gicolor
medioambiente

CONTENIDO

Introducción	
Resumen.....	3
1. Problema	
2. Objetivos.....	4
3. Marco Teórico.....	5
4. Metodología.....	18
5. Resultados Preliminares	20
6. Avance de Investigación	23
7. Bibliografía.....	24
8. Anexos.....	26
9. Índice de Figuras.....	29

INTRODUCCIÓN

En este documento se presenta un reporte de la Metodología de Investigación del proyecto "Identificación valores acromáticos en imágenes de resonancia magnética (IRM)".

En primer lugar, aparece el Resumen- *Abstract*, seguido del Planteamiento del Problema, Objetivos Generales y Específicos.

En segundo lugar, el Marco Teórico es una síntesis de los temas de fundamentación directamente relacionados con el objeto de estudio del proyecto, por esto, se describen aspectos como la dimensión de los píxeles, escalas acromáticas digitales, sistema de zonas y su equivalencia en datos digitales, imágenes digitales médicas y el histograma. Cabe aclarar, que en este momento de la investigación el Marco teórico se encuentra en revisión, lo que implica, mas precisión, profundidad y perspectiva autoral para citación.

En tercer lugar, una descripción técnica del software de visualización de Imágenes de Resonancia Magnética (IRM), en el cual se ha recurrido a asesorías de especialidad médica en radiología, reumatología y sistemas computacionales.

Finalmente, los resultados parciales son esquemas de procedimientos específicos para el tratamiento de imágenes, archivos y tablas de datos, que he diseñado para guiar las actividades. Por ejemplo, la Figura 7, corresponde a el proceso de los archivos de IRM de cada paciente y más o menos la cantidad de imágenes que contiene y lo que se espera obtener de cada una.

Igualmente se incluye una tabla con las actividades del Proyecto de Investigación, el grado de avance o el criterio, tomando en cuenta el plan de trabajo por el trimestre de inicio del proyecto.

Resumen

El objetivo de este trabajo es identificar los valores acromáticos imágenes resonancia magnética (IRM) correspondientes a lesiones articulares sacroílicas. Es una investigación de carácter cuantitativo, exploratoria con una muestra no probabilística de 12 sujetos con 50 imágenes de resonancia magnética. El resultado es una comparación de valores acromáticos en Osirix X y software de tratamiento de imágenes.

Palabras clave

Acromáticos, Resonancia magnética, comparación, lesión articular

Abstract

The objective of this work is to identify the achromatic values of magnetic resonance imaging (MRI) corresponding to sacroiliac joint lesions. It is a quantitative, exploratory investigation with a non-probabilistic sample of 12 subjects with 50 of magnetic resonance images.

The result is a comparison of achromatic values in Osirix X and image processing software.

Key words

Achromatic, MRI, comparison, joint injury

1. Planteamiento del Problema

La resonancia magnética permite seleccionar una secuencia de imágenes para observar adecuadamente un tejido y sus características para determinar el tipo de lesión y su significado en el diagnóstico. ejemplo: una secuencia STIR, en la cual se suprime grasa, si existe un fluido alto o bajo en grasa, se identifica con mayor facilidad el tejido inflamado en el caso de un paciente con espondilo artritis. La interpretación de la Resonancia Magnética permite llegar al diagnóstico de enfermedades y a dirigir tratamientos.

Por medio de una herramienta digital que permita definir con precisión tonalidades del blanco al negro y grises intermedios de los diferentes tejidos de la articulación sacroilíaca puede servir de auxiliar de forma más comprensible en la interpretación de la (IRM).

Obtener imágenes en resonancia magnética es un procedimiento efectivo, complejo y costoso para las instituciones de salud del estado y privadas, por lo cual todas las actividades que se realicen en el sentido de mejorar alguna de las condiciones del procedimiento es en beneficio de los especialistas.

El propósito es el elaborar un material didáctico para la enseñanza-aprendizaje los estudiantes de especialidad en Reumatología. Por esto es pertinente la pregunta de investigación, ¿Cómo beneficia profundizar en el conocimiento de los valores acromáticos en el aprendizaje del diagnóstico de lesiones en la articulación sacroilíaca?

La aportación al diseño y visualización de la información es el conocimiento del estudio del color en su relación con una disciplina de carácter médico (reumatológico), en un medio de digital de análisis de la Imagen en la Resonancia Magnética (IRM). Propiciar el trabajo colaborativo entre investigadores e instituciones educativas tratando de establecer vínculos de investigación con resultados de difusión.

2. Objetivo General

Identificar los valores acromáticos en imágenes resonancia magnética (IRM) correspondientes a lesiones articulares sacroilíacas.

Objetivos Específicos

1. Localizar el lugar, forma y tamaño de las lesiones en las articulaciones sacroilíacas para los valores acromáticos.

2. Comparar la escala de valores acromáticos encontrados con la identificación por especialista de valores acromáticos en las lesiones en las articulaciones sacroilíacas.
3. Examinar las posibilidades de programas especiales tratamiento de imagen digital para asignar los valores acromáticos.
4. Comparar los valores acromáticos de RM y su equivalencia en photoshop.

3. Marco Teórico

Las imágenes digitales son fotos electrónicas tomadas de una escena o escaneadas de documentos -fotografías, manuscritos, textos impresos e ilustraciones. Se realiza una muestra de la imagen digital y se confecciona un mapa de ella en forma de cuadrícula de puntos o elementos de la figura (píxeles). A cada píxel se le asigna un valor tonal (negro, blanco, matices de gris o color), el cual está representado en un código binario (ceros y unos). Los dígitos binarios ("bits") para cada píxel son almacenados por una computadora en una secuencia, y con frecuencia se los reduce a una representación matemática (comprimida).

La computadora interpreta y lee los bits para producir una versión analógica para su visualización o impresión.

Valores de píxel: a cada píxel se le asigna un valor tonal, en este ejemplo 0 para el negro y 1 para el blanco, (veáse Fig. 1).

Fig. 1. Valores de pixel

1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
1	0	0	0	1	1	0	0	0	1
1	1	0	1	1	1	1	0	1	1
1	1	0	1	1	1	1	0	1	1
1	1	0	1	1	1	1	0	1	1
1	1	0	0	0	0	0	0	1	1
1	1	0	1	1	1	1	0	1	1
1	1	0	1	1	1	1	0	1	1
1	1	0	1	1	1	1	0	1	1
1	0	0	0	1	1	0	0	0	1
1	1	1	1	1	1	1	1	1	1

Imagen de: <http://preservationtutorial.library.cornell.edu/tutorial-spanish/intro/intro-01.html>

Las dimensiones de píxel son las medidas horizontales y verticales de una imagen, expresadas en píxeles. Las dimensiones de píxel se pueden determinar multiplicando tanto el ancho como la altura por el dpi. Una cámara digital también tendrá dimensiones de píxel, expresadas como

la cantidad de píxeles en forma horizontal y en forma vertical que definen su resolución (por ejemplo: 2.048 por 3.072). Se calcula el dpi dividiendo las dimensiones de un archivo por la dimensión de píxel correspondiente respecto de la cual se encuentra alineado.

Dimensión de píxel: Un documento de 8 x 10 pulgadas que se escanea a 300 dpi posee dimensiones de píxel de 2400 píxeles (8 pulgadas x 300 dpi) por 3000 píxeles (10 pulgadas x 300 dpi).

La profundidad de bits es determinada por la cantidad de bits utilizados para definir cada píxel. Cuanto mayor sea la profundidad de bits, tanto mayor será la cantidad de tonos (escala de grises o color) que puedan ser representados. Las imágenes digitales se pueden producir en blanco y negro (en forma bitonal), a escala de grises o a color.

Cálculos binarios para la cantidad de tonos representados por profundidades de bits comunes:

1 bit (2^1) = 2 tonos

2 bits (2^2) = 4 tonos

3 bits (2^3) = 8 tonos

4 bits (2^4) = 16 tonos

8 bits (2^8) = 256 tonos

16 bits (2^{16}) = 65.536 tonos

24 bits (2^{24}) = 16,7 millones de tonos

Una imagen bitonal está representada por píxeles que constan de 1 bit cada uno, que pueden representar dos tonos (típicamente negro y blanco), utilizando los valores 0 para el negro y 1 para el blanco o viceversa.

Una imagen a escala de grises está compuesta por píxeles representados por múltiples bits de información, que típicamente varían entre 2 a 8 bits o más.

En una imagen de 2 bits, existen cuatro combinaciones posibles: 00, 01, 10 y 11. Si "00" representa el negro, y "11" representa el blanco, entonces "01" es igual a gris oscuro y "10" es igual a gris claro. La profundidad de bits es dos, pero la cantidad de tonos que pueden representarse es 2^2 ó 4. A 8 bits, pueden asignarse 256 (2^8) tonos diferentes a cada píxel.

Una imagen a color está típicamente representada por una profundidad de bits entre 8 y 24 o superior a ésta. En una imagen de 24 bits, los bits por lo general están divididos en tres grupos:

8 para el rojo,
8 para el verde,
y 8 para el azul.

Para representar otros colores se utilizan combinaciones de esos bits. Una imagen de 24 bits ofrece 16,7 millones (2^{24}) de valores de color. Los escáneres están capturando 10 bits o más por canal de color y por lo general imprimen a 8 bits para compensar el "ruido" del escáner y para presentar una imagen que se acerque en el mayor grado posible a la percepción humana.

3.1 Sistemas de Zonas propuesto Ansel Adams

El Sistema de Zonas fue propuesto por Ansel Adams a partir de los estudios en densitometría de Fred Archer a finales de los años 30 (1939-1940).

Dicho proceso, pretendía establecer una relación entre la escena natural y la copia. De forma que el fotógrafo dispusiese de un método objetivo y sistemático para transferir los tonos de forma adecuada de una escena a una copia.

Con la entrada de la imagen digital, han sido centenares los artículos y documentos dedicados a adaptar o plantear dicho procedimiento en términos de imagen digital. Ya que realmente no es difícil correlacionar las conocidas 11 zonas de la escala de Ansel con los posibles valores electrónicos de intensidad de pixel por cada nivel de exposición o valores de luminosidad (L^*) Sin embargo, conociendo un poco el concepto del Sistema de Zonas, quizás este se proponga como un buen método para asegurar y verificar la reproducción tonal.

Para el inicio del sistema al Sistema de Zonas desde un punto de vista digital es establecer primeramente donde esta el gris medio. El gris medio o Zona V informa donde se coloca el valor de exposición nominal, es decir los OEV.

En este punto aparece una primera paradoja, relacionada con que a que niveles se situa el gris medio, es decir para un sistema de 8bits con 256 niveles el gris medio se colocaría en el nivel 128. Sin embargo esto seria así en un sistema lineal pero lo habitual es trabajar sobre escenas corregidas en gamma, por lo que el gris medio para una gamma de 2.2 estará en los pixeles con un valor de 119. De esta forma es muy importante tener presente en que gamma se utiliza,

por ejemplo si con imágenes de escala de grises se usa el perfil "Gray Gamma 2.2". Una forma de verificarlo es que el gris medio tenga siempre una $L^*=50\%$

Es decir, para el valor de exposición EV0, o lo que es lo mismo, esa zona de la imagen donde el exposímetro esta dando por correcta la medición, se debería traducir en un valor de pixel del 119 o un valor de L^* de 50%.

3.1.2 Escala densitométrica digital

Relacionar Sistema de Zonas, con valores de pixel y L^* :

Crear una imagen en forma de rectángulo apaisado, extender un degradado que vaya de negro a blanco, y dividir en 11 tonos.

Si el degradado encaja en el lienzo, el tono central de la imagen, va a tener el valor de pixel de 119 o lo que es lo mismo un $L^*= 50\%$, al tratarse de una escala en 11 pasos, si verificamos con las muestras de color cada tono, vamos a ver que tenemos aproximadamente un salto de 10 L^* por cada zona de 0 a 100.

A través de esta escala se extrae una correlación simple entre el Sistema de Zonas, y lo que se espera en términos digitales. (veáse Fig. 2)

Para una aproximación a este sistema con el colorchecker, ya que se conocen perfectamente cuales son los valores de L^* para cada muestra de su escala densitométrica.

Fig. 2 Escala de grises y datos digitales

0	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
0	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
0	27	49	70	97	119	145	170	199	226	255
EV-5	EV-4	EV-3	EV-2	EV-1	EV0	EV+1	EV+2	EV+3	EV+4	EV+5

Imagen de: <http://www.jpereira.net/gestion-de-color-articulos/el-sistema-de-zonas-de-ansel-adams-en-la-era-digital>

Fig. 3 Escala de grises y claves tonales

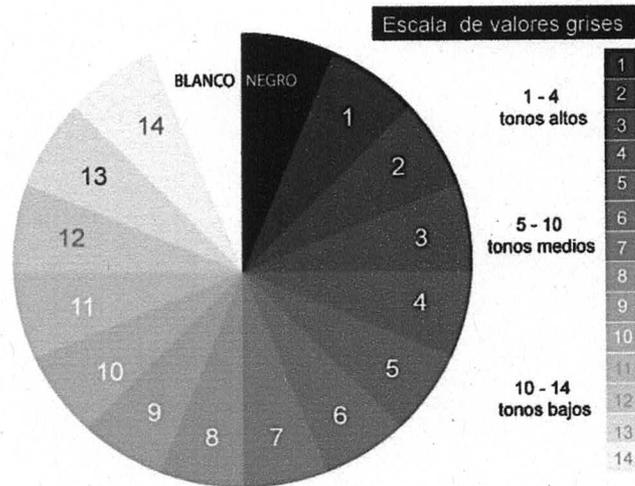


Imagen de: <https://elblogdepatato.files.wordpress.com/2013/08/tonos1.jpg>

3.1.3 Conversión a escala de gris

Convertir una imagen en color a blanco y negro, es a lo que todo programa de retoque se denomina "convertir a escala de grises".

La forma en que el programa convierte a grises: se un hace un mezclado de los tres canales (RGB) para obtener uno solo en gris tomando los siguientes porcentajes: Rojo 30%, Verde 59%, Azul 11%, que es según los expertos lo más parecido a como nuestros ojos captan la intensidad de luz dependiendo del color de ésta.

La ecuación de la luminancia muestra la expresión matemática de ese fenómeno y los factores de ponderación de cada componente de color indican la sensibilidad del ojo humano a las frecuencias del espectro cercanas al rojo, verde y azul, como sigue:

$$y = R*0.3+G*0.59+B*0.11 \quad (1)$$

Por tanto, para realizar esta conversión basta con aplicar esta ecuación a cada pixel de la imagen RGB. Aparecería una nueva matriz de un byte por pixel que daría la información de luminancia. Para convertir a escala de grises una imagen de paleta, basta con convertir cada color de la paleta a su gris correspondiente según la ecuación anterior, creando una nueva paleta de grises.

3.3.4 Escala de Grises

Las conversiones entre las imágenes de color y las imágenes en escala de grises no son del todo directas. El ajuste de escala de grises consiste en la multiplicación de cada componente por 3 constantes definidas: Alfa, Beta y Gamma. Este proceso sustrae toda la información de color que contiene cada pixel y nos deja una separación de 255 niveles entre el blanco y el negro. Estas 3 constantes se obtienen como la separación entre los canales RGB y el negro:

Alfa: Separación entre el rojo y el negro. (0.299)

Beta: Separación entre el verde y el negro. (0.599)

Gamma: Separación entre el azul y el negro. (0.111)

De tal manera que que:

$$G = \begin{pmatrix} (g_{11}, g_{11}, g_{11}) & \cdots & (g_{1n}, g_{1n}, g_{1n}) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ (g_{m1}, g_{m1}, g_{m1}) & \cdots & (g_{mn}, g_{mn}, g_{mn}) \end{pmatrix}$$

$$G_{ij} = a r_{ij}, \beta g_{ij}, \gamma b_{ij}$$

$$i = 1, 2, 3, \dots, m \text{ y } j = 1, 2, 3, \dots, n.$$

En donde los valores de a, β y γ son las siguientes constantes:

$$a = 0.299$$

$$\beta = 0.599$$

$$\gamma = 0.1$$

3.3.5 Reconstrucción de una imagen a partir de sus tonos de gris

Este algoritmo lo que trata de comprobar es la correspondencia que hay entre los canales RGB con sus tonalidades de gris, de tal manera que a partir de sus planos, canales o componentes sea capaz el algoritmo de reconstruir la imagen, aproximándonos lo más posible a la original en RGB.

Para este experimento se sigue una serie de procesamiento que consiste en la descomposición de la imagen fuente; convertir la imagen RGB a tonos de gris, obtener sus planos RGB en gris, obtener cada una de los componentes o planos a partir de las otras dos componentes utilizando las siguientes ecuaciones

$$R2=Gr-G-B \quad (5)$$

$$G2=Gr-R-B \quad (6)$$

$$B2=Gr-R-G \quad (7)$$

Donde R2, G2 Y B2 serán las nuevas componentes encontradas, R, G, B son los canales de la imagen original en tonos de gris y Gr será la imagen en tonos de gris obtenida de la imagen RGB.

Por último, una serie de filtros a las nuevas componentes, aplicar la propiedad de síntesis aditiva, correcciones de gamma, brillo y contraste a la nueva imagen RGB.

3.4 Visualización de imágenes médicas en escala de grises

Muchas imágenes médicas usan más de 8 bits por píxel en escala de grises. La principal preocupación al mostrar tales imágenes es que los monitores de uso común pueden mostrar solo 256 tonos de gris, lo que corresponde a 8 bits por píxel. Los píxeles de 16 bits deben asignarse de alguna manera a píxeles de 8 bits. ImageGear utiliza dos enfoques para esta asignación.

Una imagen en escala de grises de 16 bits desde un archivo que no es DICOM, sus píxeles se asignan a 8g desplazándolos a la izquierda (n-8), donde n es la profundidad de bits de la imagen. Por ejemplo, si la imagen tiene 12 bits por píxel, sus píxeles se desplazarán 4 bits, por lo que se utilizarán los 8 bits más significativos del píxel de 12 bits. Esta asignación se realiza solo para la visualización de imágenes y no afecta a la imagen almacenada en la memoria.

Cuando ImageGear carga una imagen DICOM, crea una tabla de búsqueda de visualización de 16 a 8 bits o de 8 a 8 bits (16x8 LUT o 8x8 LUT) y la adjunta a la imagen. Este LUT ofrece más flexibilidad para mostrar imágenes médicas, lo que permite mostrar un cierto rango de intensidades de píxeles con el mejor contraste.

Los archivos de imagen DICOM pueden contener varias tablas de búsqueda que describen cómo se mostrará la imagen. La "Modalidad" LUT especifica la transformación de los píxeles

de la imagen en valores significativos de la modalidad, como la densidad óptica o las unidades de Hounsfield. El "valor de interés" LUT (VOI LUT) especifica qué rango de intensidades de píxeles debe mostrarse en la pantalla. Muy a menudo, estos dos LUT son lineales y, por lo tanto, se presentan por un par de valores que son similares al brillo y el contraste. Para Modality LUT, estos son Rescale Intercept (0028, 1053) y Rescale Slope (0028, 1053). Para VOI LUT, estos son Centro de ventana (0028, 1050) y Ancho de ventana (0028, 1051). El estándar también permite el uso de LUT no lineales. Estas LUT se representan como una matriz de valores que asignan las intensidades de la imagen de origen al rango de salida.

Si todos estos valores se encuentran en el archivo, todos se usan para construir la LUT de 16x8. Si no se encuentran los valores de reescala, se sustituyen los valores predeterminados (Intercepción = 0.0, Pendiente = 1.0). Si no se encuentran los valores de VOI LUT, la imagen se escanea en busca de intensidades mínimas y máximas de píxeles, y la LUT se construye para mostrar la intensidad mínima en negro y la intensidad máxima en blanco. Los valores entre min y max se escalan linealmente entre blanco y negro.

Las LUT en escala de grises se pueden conectar a un HIGEAR o a un grupo de visualización. En el último caso, si está utilizando múltiples grupos de visualización correspondientes al mismo HIGEAR, pueden tener diferentes LUT, lo que permite mostrar la misma imagen con diferentes configuraciones de contraste simultáneamente, en diferentes ventanas.

3.6.1 Valor de relleno de píxeles

Las imágenes DICOM a veces contienen un elemento de datos llamado "Valor de relleno de píxeles" (PPV). El PPV se usa principalmente para rellenar las esquinas de las imágenes redondas. DICOM proporciona una etiqueta para PPV que es (0028,0120). Este elemento de datos almacena un valor de escala de grises de 16 bits que se tratará como el valor de relleno de píxeles. Los píxeles de la imagen que tengan este valor no deben tratarse como objetos significativos, sino como color de fondo.

3.5 Sistema de zonas e Histograma

El sistema de zonas es más antiguo que los histogramas, estos son una representación gráfica de la distribución de tonos en una imagen digital. Para algunos, el sistema de zonas parece anticuado, al fin y al cabo, también podemos (o usamos) el histograma para mejorar las tonalidades en nuestras fotografías.

En la imagen original, el negro puro (zona 0), algunos grises (zonas V, VI, VII y VIII) casi no existen, tampoco el blanco puro (zona X). Luego de la edición, todos los colores abundan; quizá mucho blanco, pero es debido a que el cielo tiene una gran extensión en la imagen.

Fig. 4 Izquierda: histograma de la imagen original. Derecha: luego de la posproducción

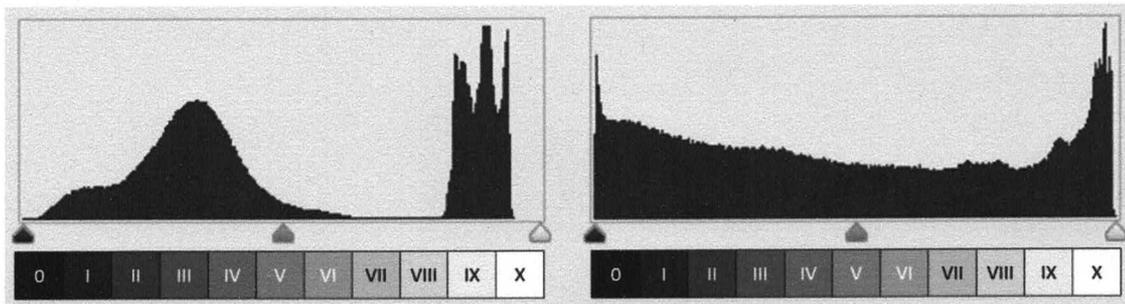


Imagen de: <https://www.iluminancia.com/sistema-de-zonas-blanco-y-negro/>

Fig. 5 Representación del sistema de zonas y su identificación visual con el histograma

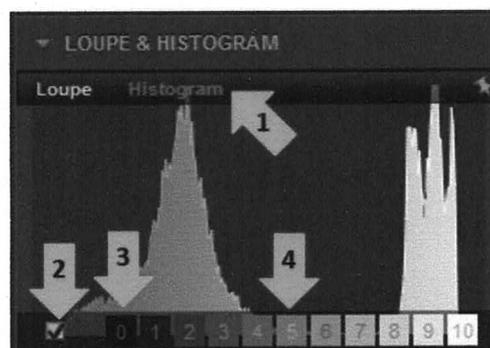


Imagen de: <https://www.iluminancia.com/sistema-de-zonas-blanco-y-negro/#group-5>

[1] Activar la vista del histograma. [2] Activar la vista de los cuadros de las zonas. [3] La ubicación de los cuadros de las zonas no concuerda con el histograma . [4] Al pasar el cursor sobre el número, se activan las marcas de la zona, si oprimimos el número, las marcas permanecen a la vista.

3.6 Modo LAB

Lab es el nombre abreviado de dos espacios de color diferentes. El más conocido es CIELAB (estrictamente CIE 1976 $L^*a^*b^*$) y el otro es Hunter Lab (estrictamente, Hunter L, a, b). Lab es una abreviación informal, y puede confundirse con uno u otro espacio de color. Los espacios de color están relacionados en intención y propósito, pero son diferentes.

Ambos espacios son derivados del espacio "maestro" CIE 1931 XYZ. Sin embargo, CIELAB se calcula usando raíces cúbicas, y Hunter Lab se calcula usando raíces cuadradas. Se recomienda utilizar CIELAB para nuevas aplicaciones, excepto donde los datos deban compararse con valores Hunter L,a,b existentes.

El propósito de ambos espacios es producir un espacio de color que sea más "perceptivamente lineal" que otros espacios de color. Perceptivamente lineal significa que un cambio de la misma cantidad en un valor de color debe producir un cambio casi de la misma importancia visual. Lo anterior puede mejorar la reproducción de tonos cuando se almacenan colores en valores de precisión limitada. Ambos espacios Lab están relacionados con el punto-blanco de los datos XYZ desde donde fueron convertidos. Los valores Lab no definen colores absolutos a no ser que se especifique el punto-blanco. En la práctica, muchas veces se asume que el punto-blanco sigue un estándar y no se establece explícitamente (por ejemplo, todos los valores Lab ICC son relativos al iluminante D50 del estándar CIE).

Las siglas LAB se refieren al espacio de color tridimensional, en donde L o L^* es luminosidad de negro a blanco, A o a^* va de rojo a verde y B o b^* es la gradiente del azul. Actualmente se usa en Adobe Photoshop, perfiles ICC, archivos TIFF y documentos PDF.

3.7 OsiriX visor de imágenes médicas

El objetivo de OsiriX es ofrecer el mejor visor posible para imágenes producidas por equipos de radiología, como resonancia magnética, tomografía computarizada, PET, PET-CT, SPECT-CT, ultrasonidos, etc. Sus características principales son: visualización, revisión, interpretación y post-procesamiento de las imágenes. OsiriX es un software de procesamiento de imágenes dedicado a imágenes DICOM (extensión .dcm).

OsiriX es un proyecto de código abierto, distribuido bajo la licencia LGPL. Usar OsiriX requiere una versión certificada para imágenes de diagnóstico primario. El uso de OsiriX como estación de trabajo de diagnóstico primario también requiere el uso de monitores certificados para imágenes médicas. (véase anexo1)

OsiriX es totalmente compatible con el estándar DICOM para una fácil integración en su entorno de flujo de trabajo. OsiriX ofrece técnicas avanzadas de postprocesamiento en 2D y 3D. OsiriX ofrece una integración completa con cualquier PACS, incluido el conocido proyecto de código abierto: dcm4chee1. Admite cómputo de 64 bits y subprocesamiento múltiple para obtener los mejores rendimientos en los procesadores más modernos.

3.7.1 Indicaciones de uso

OsiriX es un dispositivo de software destinado a la visualización de imágenes adquiridas de CT, MR, CR, DR, EE. UU. Y otros sistemas de imágenes médicas compatibles con DICOM cuando se instalan en hardware estándar comercial adecuado. Las imágenes y los datos se pueden capturar, almacenar, comunicar, procesar y mostrar dentro del sistema y / o a través de redes de computadoras en ubicaciones distribuidas. Es responsabilidad del usuario garantizar la calidad del monitor, las condiciones de luz ambiental y que las relaciones de compresión de imagen sean consistentes con la aplicación clínica.

En OsiriX las herramientas avanzadas de representación de imágenes pueden variar significativamente. Para la representación por volumen de grandes conjuntos de datos, se recomienda utilizar máquinas de alta gama equipadas con múltiples núcleos. OsiriX aprovecha los procesadores múltiples y las máquinas de varios núcleos para acelerar las funciones de representación.

Al transferir y leer miles de archivos, el rendimiento del disco duro es importante. Si maneja múltiples estudios de CT o MR con miles de imágenes, es una buena idea instalar un SSD (disco de estado sólido) en lugar de un disco duro estándar. El rendimiento puede ser hasta 20 veces más rápido en comparación con un disco duro estándar.

Las herramientas para la adquisición y el análisis de las imágenes deben dominarse para poder ser entendidas. La principal función de los estudios de imagen en medicina es proporcionarle al médico la información necesaria para hacer diagnóstico de la enfermedad del paciente y así valorar su respuesta al tratamiento. El abanico de métodos de imagen en medicina es amplio, y dentro de los más utilizados se encuentran los Rayos X, el Ultrasonido, la Tomografía Computarizada (TC) y la Resonancia Magnética (RM).

3.7.2 Características de DICOM

DICOM es un estándar para manejar, almacenar, imprimir y transmitir información en imágenes médicas. DICOM es el estándar para el intercambio y la gestión de imágenes biomédicas. OsiriX es totalmente compatible con el estándar DICOM para la comunicación de imágenes y formatos de archivos de imágenes.

3.7.3 Stir en resonancia

Secuencia de STIR. Secuencia empleada en resonancia magnética que permite suprimir la señal de determinados elementos o tejidos de forma específica (grasa, agua).

El T1 varía con la estructura molecular, es más largo en los líquidos que en los sólidos y es más corto en los tejidos grasos. Si el tejido está formado por agua pura o líquido, las pequeñas moléculas de agua tardan bastante tiempo en transferir energía.

Esto significa que dichos líquidos presentan un T1 prolongado y aparecen de color negro en las imágenes de RM ponderadas en T1. Las moléculas de mayor tamaño, como las del tejido graso, transfieren la energía más rápidamente.

La grasa presenta un T1 corto y aparece blanca y brillante en las imágenes en T1. Esta secuencia es útil para evaluar la morfología.

- **Imagen potenciada en T1 en Secuencia T1**

Actualmente se utilizan sustancias de contraste como el gadolinio

Su efecto es facilitar la relajación de los núcleos de H con los que se relaciona, por lo tanto acorta el T1 (imágenes hiperintensas)

- **Imagen potenciada en T1 en Secuencia T2**

La constante T2 recibe el nombre de TIEMPO DE RELAJACIÓN SPIN-SPIN O TIEMPO DE *relajación transversal ya que viene determinada por la proyección de la relajación sobre el *plano x, y. Se expresa en ms. Una curva de Magnetización que decrece rápidamente, implica un *valor de T2 bajo ($\downarrow T2$), indicando un gran asincronismo en la relajación (alta influencia spin-spin)

Los valores de T1 dependen mucho del valor del campo magnético ya que si se aumenta el *valor de B0 aumenta la frecuencia de las transacciones energéticas, mientras que las frecuencias *internas de los movimientos moleculares no varían. Los valores del T2 son poco sensibles al cambio *del campo magnético. En consecuencia cuando se den valores de T1 o T2 debe indicarse el valor *del campo magnético en que han sido calculados.

T2 es el tiempo que tarda la magnetización transversal en descender en un 63% de su fuerza máxima (o, lo que es igual, persiste un 37%). Con respecto al agua pura y otros líquidos, estas moléculas permanecen al paso durante un largo período de tiempo.

Como la mayor parte de los procesos patológicos da lugar a un incremento en la cantidad de agua libre o de volumen. Las imágenes en T2 se utilizan con mayor frecuencia para detectar cuadros patológicos.

El concepto de secuencias o imágenes ponderadas en T1 y en T2 sirve para la comprensión de la escala de grises de las imágenes de RM. (veáse anexo 3)

Fig. 6 Equivalencia de intensidad de señal en tejidos para reconocimiento de diagnóstico

Secuencias potenciadas. Intensidad de señal		
Agua	Negro	Hipointenso*
Hueso	Blanco	Hiperintenso

Músculo	Gris medio	Isointenso*
Grasa	Blanca	Hiperintensa*
Ligamentos y tendones	Negro	Hipointenso
Sangre	Blanca Negra	Hiperintensa Hiperintensa

***Hipointenso:** adj. Que muestra una intensidad de señal menor que la considerada como media o de referencia para un tejido.

***Isointenso** adj. Que tiene una emisión de señal de resonancia en forma de ondas de radiofrecuencia, similar a la normal o a la tomada.

***Hiperintensa** Que muestra una intensidad de señal menor que la considerada como media o de referencia para un tejido.

3.7.4 Escala de grises en Imágenes de Resonancia Magnética

Elemento secuencia T1 secuencia T2 agua gris muy oscuro blanco grasa blanco gris oscuro aire negro negro tejido colágeno denso negro negro hueso cortical negro negro sangre en período subagudo (metahemoglobina) blanco blanco sangre en período remoto (hemosiderina) negro negro sustancia gris gris oscuro gris claro sustancia blanca gris claro gris oscuro interior de los vasos con alto flujo negro negro groseras calcificaciones negro negro

*En una imagen potenciada T2, el agua libre aparece hiperintensa. Por lo general toda patología comporta un aumento de agua libre y por tanto se detecta en T2 como una señal hiperintensa.

4. Metodología

Investigación cuantitativa exploratoria, muestra no probabilística de 12 sujetos, 7 hombres y 5 mujeres, entre edad entre 14 a 65 años, todos con algún tipo de lesión en articulación sacroilíaca demostrada en las secuencias de Imágenes de Resonancia Magnética (IRM). Se cuenta con las carpetas de estudio de los 12 pacientes, con un total de 579 imágenes, de las cuales, se seleccionaran las indicadas de acuerdo a los parámetros de nitidez para localizar las lesiones articulares y determinar el valor acromático.

De dos pacientes con lesión en las articulaciones sacroilíacas y sus archivos de secuencias de Resonancia Magnética TR1 y STIR se determinan las características técnicas de las condiciones en las que se obtuvo dicha secuencia, tomado en cuenta datos de resolución,

tamaño, claridad y oscuridad de cada una de las imágenes, por otro lado, la localización del tejido y el significado diagnóstico de la lesión de acuerdo con su tonalidad blanco al negro y grises intermedios.

El programa de Adobe Photoshop permite seleccionar porciones pequeñas de una imagen y obtener parámetros numéricos exactos de la gama de tonalidades del blanco al negro y grises intermedios, para crear una matriz con valores tonales de los tejidos lesionados.

Etapa 1.

Trabajo digital de las imágenes. (veáse Fig.7)

Selección de las imágenes de resonancia magnética en formato JPEG

Cambio de modo de color y resolución de imagen

Selección del área de lesión articular

Histograma

Cambio de valores acromáticos de las zonas

Consignar valores para fuente de datos en cada sujeto del participación en el estudio.

Etapa 2.

Integrar los datos en la tabla de equivalencia de en la tabla de secuencias de intensidad de señal.

Etapa 3.

Resultados de comparacion de datos de software OsiriX y Adobe Photoshop

Fig. 9 Acercamiento de la IRM seleccionada, a la izquierda las secuencias de los archivos de cada paciente, se intercambia la imagen del centro si se selecciona otra carpeta

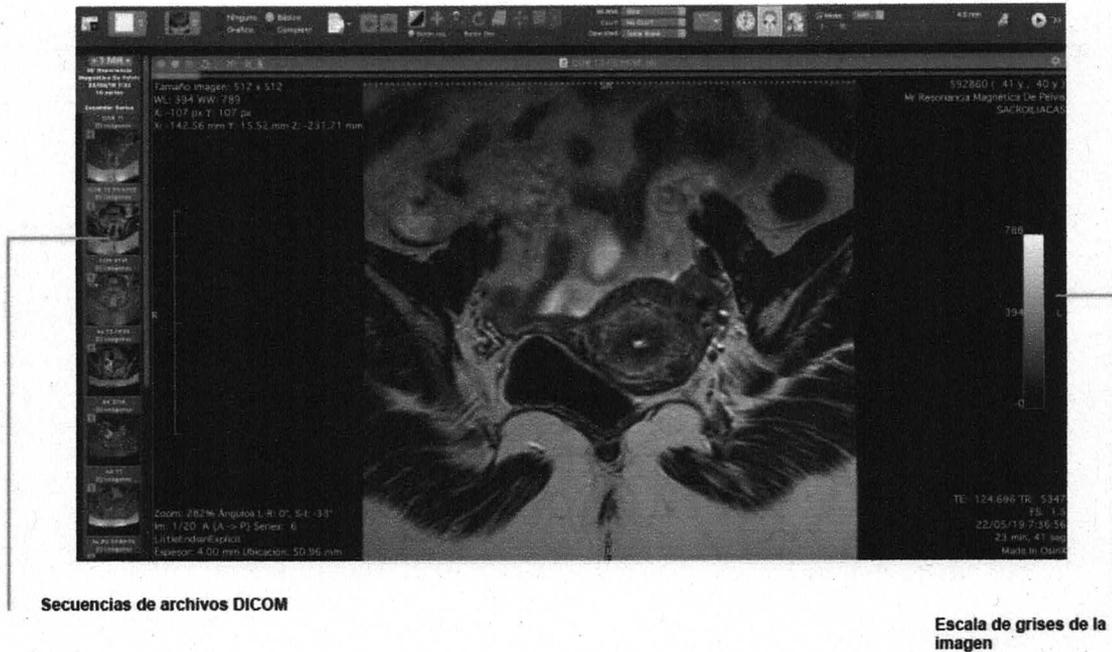


Fig. 10 Determinación de los requisitos de calidad de las IRM, basándose en los atributos de los documentos. Variaciones de resolución, tamaño y extensión de las imágenes que se trabajan en photoshop.

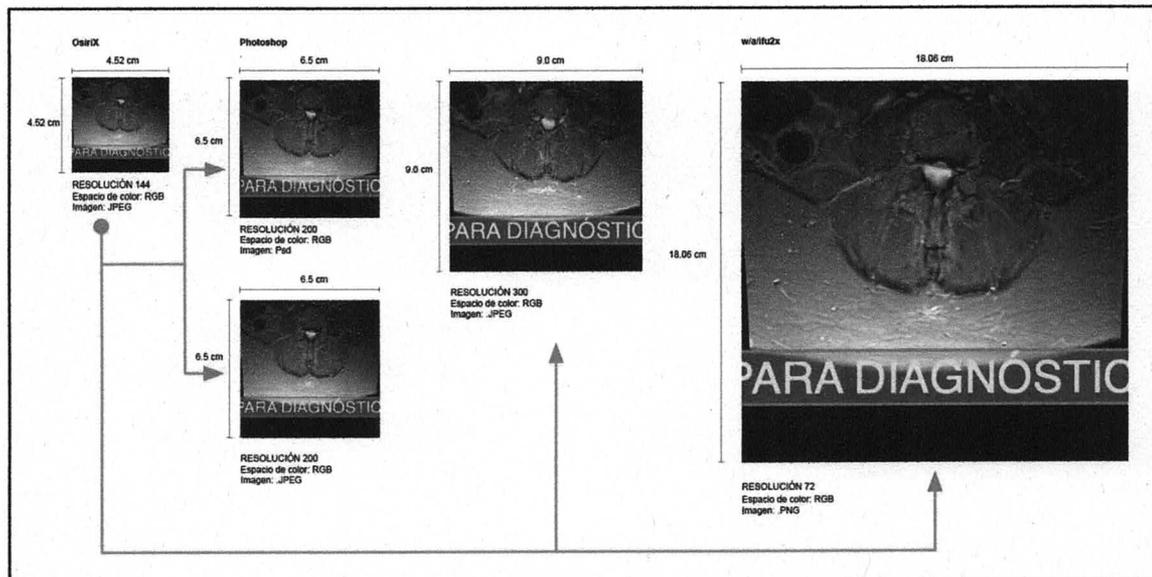


Fig. 11 IRM vista en la interfaz de Photosho, mediante la herramienta de lapiz es posible delimitar el área de la lesion articular y aislarla para tomar parámetros de medición



Fig. 12 IRM en interfaz de Photoshop, para equiparar con la escala de grises, reconocimiento visual de áreas de acromáticos

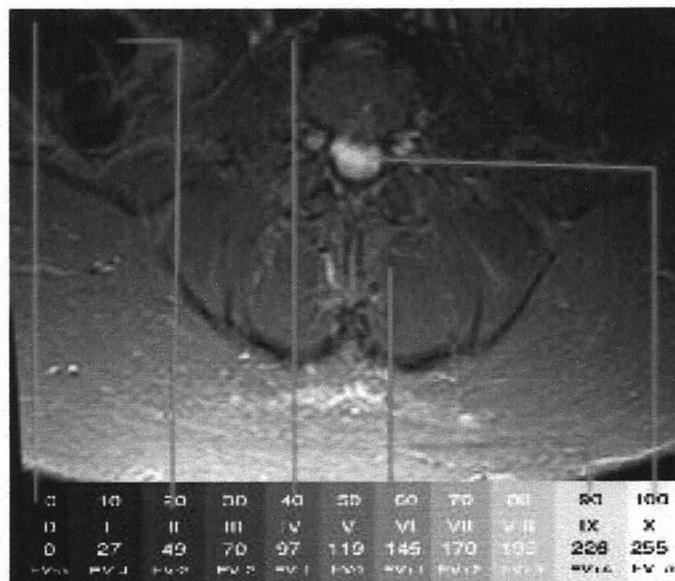


Tabla 13 cronograma

AVANCE DE INVESTIGACIÓN			
TRIMESTRE	ACTIVIDAD	FECHA	AVANCE
19-I	Marco teórico	Junio 2019	90%
	Aspectos técnicos de la resonancia magnética		90%
	Examinar diferentes programas especiales de color		90%
	Utilizar el programa OsirisX 9.0	Julio	90%
	Trabajo digital de imágenes		90%
	Tratamiento de imágenes (cambio de resolución)	Septiembre	90%
	Selección del área de zona de lesión articular		
	Valoración acromática del área de zona articular		Realizado parcialmente
	Consignar valores acromáticos área de zona articular de cada sujeto participante		En proceso
	Reporte Técnico de Investigación		Completo
Asesorías técnicas		En proceso	
19-P	Valoración acromática del área de zona articular	Octubre	En proceso
	Consignar valores acromáticos área de zona articular de cada sujeto participante	Noviembre	En proceso
	Comparar escala de valores encontrados		En proceso
	Resultados de comparación de datos de software Osirix y adobe Photoshop		En proceso
	Visto bueno/aprobación y cambios		En trámite
	Asesorías técnicas		En proceso
19-0	Elaborar artículo de comunicación del proyecto	Diciembre	Pendiente
	Material Didáctico		30%
	Reporte de Investigación Final	Marzo	Pendiente

Conclusiones parciales

El análisis de las IRM es detallado, y es necesario llevar un sistema de clasificación nitido, para tener orden en los datos de cada sujeto del estudio. Una vez que se

realizó el análisis de los valores acromáticos en cada imagen, al mismo tiempo hacer el vaciado de los datos en una matriz de trabajo.

Bibliografía

American, T. (2016). *Visualization of medical content on color display systems*. International Color Consortium. White paper 44. (April).

Anne R. Kenney y Oya Y. Rieger. (2000). *Moving Theory into Practice: Digital Imaging for Libraries and Archives*. Mountain View, CA: Grupo de Bibliotecas de Investigación, Recuperado de: <http://www.rlg.org/preserv/mtip2000.html>

Bialostozky, D. (2009). *Imagenología no-invasiva cardiovascular clínica*. Mexico: Publicaciones Permanyer

Biblioteca de la Universidad de Cornell / Departamento de Investigación. (2003). *Dimensiones de píxel*. Recuperado de: <http://preservationtutorial.library.cornell.edu/tutorial-spanish/intro/intro-03.html>

Bruno, M., Gold, G., & Mosher, T. (2009). *Arthritis in Color*. Elsevier Inc. <https://doi.org/10.1016/B978-1-4160-4722-3.X0001-8>

Burgos-Vargas, R. (2013). *Radiographic and MRI studies of the Spondyloarthritis*. This presentation is partially based on The Assessment of SpondyloArthritis international Society (ASAS) handbook: a guide to assess spondyloarthritis Ann Rheum Dis. 2009 Jun;68 Suppl. 2: II1-44. Congreso ..., Cartagena, Colombia

Chevalier, F., Dragicevic, P., Hurter, C., Chevalier, F., Dragicevic, P., Hurter, C., ... Hurter, C. (2012). *Histomages: fully synchronized views for image editing* to cite this version: HAL Id: hal-00746880 *Histomages: Fully Synchronized Views for Image Editing d*.

Foust, K. D., & Kaspar, B. K. (2010). *Chromaticity of color perception and object color knowledge*. NIH Public Access, 8(24), 4017–4018. <https://doi.org/10.1002/bmb.20244.DNA>

Franziska Frey, (2008). *File Formats for Digital Masters, Guide 5 to Quality in Visual Resource Imaging*. Recuperado de: <http://www.rlg.org/visguides/visguide5.html>

Glossary" in Digital Toolbox. (2003). *Colorado Digitization Project*. Recuperado de: <http://preservationtutorial.library.cornell.edu/tutorial-spanish/intro/intro-09.html>

González Boada, J. (2008). Descargas. *Escala de grises para fotografía en ByN*. Recuperado de: <http://www.jordigonzalezboada.com/fotografia/descargas.php>

Kompaniez, E., Abbey, C. K., Boone, J. M., & Webster, M. A. (2013). *Adaptation Aftereffects in the Perception of Radiological Images*. *PLoS ONE*, 8(10). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0076175>

National Library of Australia, Glosarios, PADI. (2011). *Preserving Access to Digital Information*. Recuperado de: <http://www.nla.gov.au/padi/format/gloss.html>

Medrano, Garfia B. (s.f.). Dpto. Matemática Aplicada 1. *Procesamiento de imágenes. MATLAB* https://personal.us.es/majiro/2014_10_10_clase2.pdf

Pereira. J. Miércoles, 30 de Julio de 2014. [Blog]. *Hacia un "Sistema de Zonas" digital: evaluando escenas en términos de L**. Recuperado de: <http://www.jpereira.net/gestion-de-color-articulos/hacia-un-sistema-de-zonas-digital-evaluando-escenas-en-terminos-de-l>

Pokes, MJ., Grupo Viernes. (Nov 3, 2016). *Conceptos básicos y físicos de Resonancia Magnética y Tomografía computada*. Recuperado de: <https://www.slideshare.net/Mjprokes/conceptos-bsicos-tc-y-rm>

RLG DigiNews (2018). [Blog]. *Características de los formatos de archivo y técnicas de compresión*. Recuperado de: <http://www.rlg.org/preserv/diginews/browse.html>.

Technical Advisory Service for Images, New Digital Image File Formats, Recuperado de: <http://www.tasi.ac.uk/advice/creating/newfile.html>

Wikipedia. (2019). *Sistema de zonas*. Recuperado de: https://es.wikipedia.org/wiki/Sistema_de_zonas

Spine-health (2019). *Video sobre la disfunción de la articulación sacroilíaca*. Recuperado de: <https://www.spine-health.com/video/video-sobre-la-disfuncion-de-la-articulacion-sacroiliaca>

PearsonArtPhoto. *El sistema de zonas*. Recuperado de: <https://respuestas.me/q/que-es-el-sistema-de-zona-de-ansel-adams-24278211167>

OsiriX DICOM Viewer. (2019). *OsiriX User Manual*. Recuperado de: <https://www.osirix-viewer.com/osirix/osirix-user-manual/>

Anexo 1. Breve historia OsiriX

El proyecto OsiriX comenzó en noviembre de 2003. La primera versión fue desarrollada por el Dr. Antoine Rosset, radiólogo de Ginebra, Suiza. Recibió una subvención del Fondo Nacional Suizo para pasar un año en UCLA, Los Ángeles, con el Prof. Osman Ratib, para explorar y aprender sobre imágenes médicas digitales.

Al principio, el objetivo del proyecto OsiriX escribir un pequeño programa de software para convertir archivos DICOM a un archivo de película QuickTime y crear una base de datos de archivos para enseñanza.

De hecho, el Dr. Rosset quería crear un programa de software multiplataforma para Windows, Mac OS y Linux. Pero en ese momento, Apple acababa de lanzar Mac OS X 10.3, la primera versión utilizable de su sistema operativo basado en UNIX. Se hizo evidente que Mac OS X era la mejor opción para crear rápidamente un visor DICOM robusto y moderno: Un visor DICOM para gobernarlos a todos.

La primera versión pública se lanzó en abril de 2004, versión 0.1a, en la página de inicio personal de Antoine Rosset. Esta primera versión se desarrolló en menos de 6 meses: ofrecía una base de datos básica y un simple visor DICOM, sin funciones de procesamiento posterior ni herramientas de medición.

Joris Heuberger, matemático de Ginebra, se unió al proyecto en marzo de 2005 con una beca voluntaria de 6 meses en UCLA, Los Ángeles. Durante este período, mientras trabajaba en complementos para OsiriX, agregó el primer algoritmo Fly Through a los visores de Representación de superficie y Representación de volumen.

En junio de 2005, durante la Conferencia Mundial de Desarrolladores de Apple (WWDC) en San Francisco, OsiriX recibió dos prestigiosos Premios de Diseño de Apple: Mejor Uso de Código Abierto y Mejor Solución de Computación Científica Mac OS X.

En 2009 Antoine Rosset y Joris Heuberger se convirtieron en el equipo central del software OsiriX. Con los años, OsiriX se ha beneficiado de muchos colaboradores externos. El colaborador externo más activo fue Lance Pysher MD, un radiólogo estadounidense. En particular, agregó la base para el protocolo de red DICOM, a través de la biblioteca DCMTK (Offis) y escribió un marco Objective-C para la gestión de archivos DICOM (Marco DCM).

En marzo de 2009, Antoine Rosset, Joris Heuberger y Osman Ratib crearon la Fundación OsiriX para promover el código abierto en medicina. Esta fundación sin fines de lucro ofrece becas a estudiantes para desarrollar software de código abierto en medicina. La fundación también

organiza premios con premios para estimular el desarrollo en imágenes digitales y postprocesamiento. La mayoría de estos proyectos se basan en OsiriX.

En febrero de 2010, Antoine Rosset y Joris Heuberger crearon la compañía Pixmeo para continuar promoviendo soluciones de código abierto en imágenes médicas, incluido el desarrollo de OsiriX. El objetivo principal de esta empresa es certificar a OsiriX como un producto aprobado por la FDA y ofrecer soporte comercial para soluciones de código abierto, como OsiriX o dcm4chee.

Anexo 2. Básicos de la Articulación Sacroiliaca (ASI).

El dolor está causado por enfermedades de la articulación sacroilíaca (articulación del hueso sacroilíaco). Estrictamente hablando, hay dos articulaciones que juntas forman la conexión entre el hueso sacro y el hueso ilíaco. El término médicamente correcto es articulación sacroilíaca (ASI). Puede referirse a una inflamación de la articulación, a un desgaste, a un trastorno de la función articular o a la posición de la articulación. Además, las molestias pueden irradiar hacia la pelvis o los glúteos, pero también hacia la parte superior e inferior de las piernas. Si se conoce la causa de las molestias, generalmente los síntomas pueden tratarse sin problemas. Las molestias en la parte inferior de la columna vertebral, por ejemplo, después de estar sentado o de pie durante mucho tiempo, son dolorosas y, con frecuencia, se desarrollan en la articulación sacroilíaca.

Fig. Ubicación de la articulación sacroilíaca

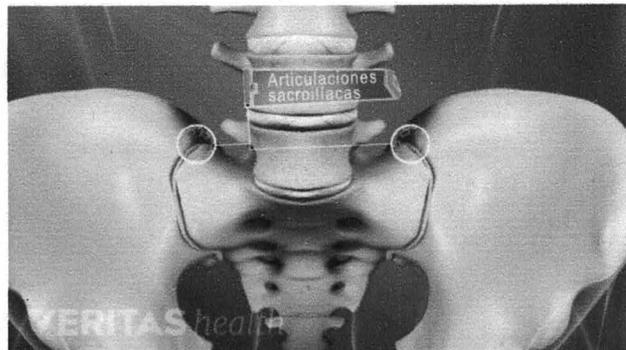


Imagen de: <https://www.spine-health.com/espanol/disfuncion-de-la-articulacion-sacroiliaca/disfuncion-de-la-articulacion-sacroiliaca-dolor-en-la-articulacion-si>

Anexo 3. Básicos de Resonancia magnética

En 1952, Herman Carr produjo una imagen de resonancia magnética de una sola dimensión como se informa en su tesis de doctorado de Harvard. En la Unión Soviética, Vladislav Ivanov presentó (en 1960) un documento al Comité Estatal de la URSS de Invenciones y

Descubrimientos en Leningrado para un dispositivo de imagen de resonancia magnética, aunque no fue aprobado hasta 1970.

En un artículo de 1971 en la revista *Science*, Raymond Damadian, un médico estadounidense de origen armenio, científico y profesor del *Downstate Medical Center* de la State University of New York (SUNY), informó que los tumores y el tejido normal se podían distinguir en vivo por resonancia magnética. Damadian creó la primera máquina de imágenes por resonancia magnética en el mundo en 1972 y presentó la primera patente.

Funcionamiento

Los equipos de RM son máquinas con muchos componentes que se integran con gran precisión para obtener información sobre la distribución de los átomos en el cuerpo humano utilizando el fenómeno de RM. El elemento principal del equipo es un imán capaz de generar un campo magnético constante de gran intensidad. Actualmente, mientras que la mayoría de los sistemas opera a 0,5 a 1,5 teslas, los sistemas comerciales disponibles están entre 0,2 T - 7 T. La mayoría de los imanes clínicos son superconductores que requieren helio líquido.

El campo magnético constante se encarga de alinear los momentos magnéticos de los núcleos

Fig. Equipo para Imágenes de Resonancia Magnética

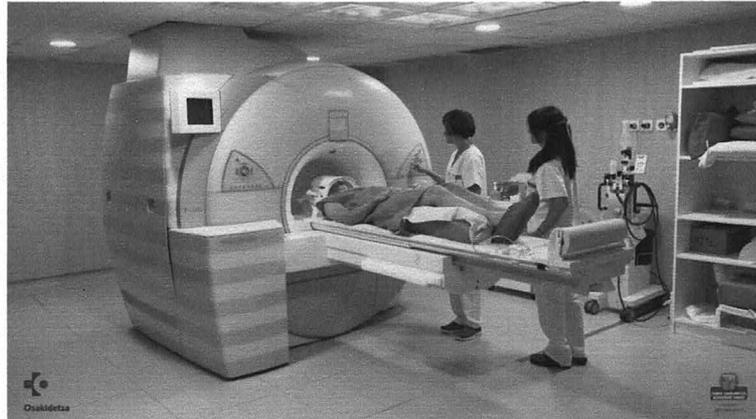


Imagen de: <https://www.youtube.com/watch?v=HcTo8cPqIXU>

atómicos básicamente en dos direcciones, paralela (los vectores apuntan en el mismo sentido) y anti-paralela (apuntan en sentidos opuestos). La intensidad del campo y el momento magnético del núcleo determinan la frecuencia de resonancia de los núcleos, así como la proporción de núcleos que se encuentran en cada uno de los dos estados.

Esta proporción está gobernada por las leyes de la estadística de Maxwell-Boltzmann que, para un átomo de hidrógeno y un campo magnético de 1,5 teslas a temperatura ambiente, dicen que apenas un núcleo por cada millón se orientará paralelamente, mientras que el resto se repartirán equitativamente entre ambos estados, ya que la energía térmica de cada núcleo es mucho mayor que la diferencia de energía entre ambos estados. La enorme cantidad de

núcleos presente en un pequeño volumen hace que esta pequeña diferencia estadística sea suficiente como para ser detectada.

El siguiente paso consiste en emitir la radiación electromagnética a una determinada frecuencia de resonancia (Pulso de radiofrecuencia o pulso RF). Debido al estado de los núcleos, algunos de los que se encuentran en el estado paralelo o de baja energía cambiarán al estado antiparalelo o de alta energía y, al cabo de un corto periodo, retornarán a su estado paralelo de baja energía previo, perdiendo (en forma de fotones) la energía que habían ganado. Estos fotones podrán ser detectados usando el instrumental adecuado. Como el rango de frecuencias es el de las radiofrecuencias para los imanes citados, el instrumental suele consistir en una bobina que hace las veces de antena, receptora y transmisora, un amplificador y un sintetizador de RF.

Debido a que el imán principal genera un campo constante, todos los núcleos que posean el mismo momento magnético (por ejemplo, todos los núcleos de hidrógeno) tendrán la misma frecuencia de resonancia. Esto significa que una señal que ocasione una RM en estas condiciones podrá ser detectada, pero con el mismo valor desde todas las partes del cuerpo, de manera que no existe información espacial o información de dónde se produce la resonancia. Para resolver este problema se añaden las llamadas bobinas de gradiente. Cada una de las bobinas genera un campo magnético de una cierta intensidad con una frecuencia controlada (por ejemplo en una parte del cuerpo se genera un campo magnético de 0,5 T, en otra parte 1 T, en otra parte 1,5 T, etc.). Estos campos magnéticos alteran el campo magnético ya presente y, por tanto, la frecuencia de resonancia de los núcleos. Utilizando tres bobinas ortogonales es posible asignarle a cada región del espacio (en este caso región del cuerpo humano) una frecuencia de resonancia diferente, de manera que cuando se produzca una resonancia a una frecuencia determinada será posible determinar la región del espacio de la que proviene.

Índice de Figuras

Fig. 1. Valores de pixel.....	5
Fig. 2 Escala de grises y datos digitales.....	8
Fig. 3 Escala de grises y claves tonales.....	9
Fig. 4 Izquierda: histograma de la imagen original. Derecha: luego de la posproducción.....	13
Fig. 5 Representación del sistema de zonas y su identificación visual con el histograma.....	13

Fig. 6 Equivalencia de intensidad de señal en tejidos para reconocimiento de diagnóstico.....	17
Fig. 7 Esquema de trabajo de procedimiento de carpetas de IRM de sujetos del estudio.....	20
Fig. 8. Los datos de los pacientes y los archivos del estudios de IRM Aparecen en la interfaz de OsixiX.	20
Fig. 9 Acercamiento de la IRM seleccionada, a la izquierda las secuencias de los archivos de cada paciente, se intercambia la imagen del centro si se selecciona otra carpeta.....	21
Fig. 10 Determinación de los requisitos de calidad de las IRM, basándose en los atributos de los documentos. Variaciones de resolución, tamaño y extensión de las imágenes que se trabajan en photoshop.	21
Fig. 11 IRM vista en la interfaz de Photosho, mediante la herramienta de lapiz es posible delimitar el área de la lesión articular y aislarla para tomar parámetros de medición.....	22
Fig. 12 IRM en interfaz de Photoshop, para equiparar con la escala de grises, reconocimiento visual de áreas de acromáticos.....	22
Tabla 13 Cronograma.....	23

