

# CUANTIFICACIÓN DE GRASA HEPÁTICA EN PACIENTES PEDIÁTRICOS CONSIDERANDO LA SEGMENTACIÓN DE COUINAUD USANDO IMÁGENES DE RESONANCIA MAGNÉTICA

Angélica Viridiana Román Martínez<sup>a</sup>, Jaime Torres Juárez<sup>a</sup>, Pilar Dies Suárez<sup>b</sup>, Silvia Hidalgo Tobón<sup>a,b</sup>

<sup>a</sup>Universidad Autónoma Metropolitana, Unidad Iztapalapa, Ciudad de México, [anvi@xanum.uam.mx](mailto:anvi@xanum.uam.mx), [jaimetuami@gmail.com](mailto:jaimetuami@gmail.com), [shid@xanum.uam.mx](mailto:shid@xanum.uam.mx)

<sup>b</sup>Hospital Infantil de México Federico Gómez, Ciudad de México.

## RESUMEN

**Introducción:** El hígado graso es la causa más común de enfermedades crónicas del hígado. La detección no invasiva y la cuantificación de la grasa es sumamente importante.

**Objetivo:** Cuantificar la cantidad de grasa en base a la segmentación propuesta por Couinaud utilizando el método de Dixon por resonancia magnética.

**Metodología:** Se calcula el porcentaje de grasa hepática en 18 pacientes pediátricos usando un equipo de resonancia magnética Siemens de 3T con una secuencia IDEAL. Se realiza un estudio comparativo de valores de grasa considerando la segmentación de Couinaud.

**Resultados:** Los resultados tendieron a aumentar en un porcentaje de 5% cuando se realizó al azar la selección de lectura de grasa y 2% cuando sigue la segmentación de Couinaud; de los 18 niños que se estudiaron el 55% presenta un porcentaje elevado de grasa hepática.

**Discusión y conclusiones:** El uso de resonancia magnética otorga un panorama general y se puede realizar cuantas veces sea necesario para actualizar su estado sin someter al paciente a un procedimiento incómodo. Se debe considerar la segmentación de Couinaud para un resultado preciso.

**Palabras clave:** Hígado, Fracción de grasa, Couinaud

## ABSTRACT

**Introduction:** Fatty liver is the most common cause of chronic liver diseases. Non-invasive detection and quantification of fat is extremely important.

**Objective:** Quantify the amount of fat based on the segmentation proposed by Couinaud using the Dixon method by magnetic resonance.

**Methods:** The fat fraction of the liver is calculated in 18 pediatric patients using Siemens 3T with an IDEAL sequence. A comparative study of fat values considering the Couinaud segmentation is carried out.

**Results:** The results tended to increase by a percentage of 5% when the fat reading selection was randomized and 2% when following the Couinaud segmentation; of the 18 children studied, 55% had a high percentage of liver fat.

**Discussion and conclusions:** The use of magnetic resonance gives an overview and can be performed as many times as necessary to update its status without providing the patient with an uncomfortable procedure. The segmentation of Couinaud must be considered for an accurate result.

**Keywords:** Liver, Fat fraction, Couinaud

## 1. INTRODUCCIÓN

La imagen de resonancia magnética (IRM) es una aplicación de la resonancia magnética nuclear (RMN) cuya técnica sofisticada utiliza un potente campo magnético externo, ondas de radio, gradientes de campo magnético y otros implementos electrónicos para producir imágenes del interior del cuerpo. Debido a su naturaleza no invasiva y a su asombrosa sensibilidad a una amplia gama de propiedades de los tejidos [1] se convierte en un método seguro para entender más sobre el cuerpo humano.

En el presente trabajo se hace uso de imágenes de resonancia magnética para cuantificar el porcentaje de grasa presente en el hígado; esto es posible debido a las propiedades con las que se obtiene la imagen. El cálculo resulta simple a nivel matemático, pero es sumamente interesante el uso de este método no invasivo para brindar información de la cantidad de grasa que se puede acumular en las células del hígado.

La biopsia hepática es un procedimiento que consiste en hacer una punción del hígado para obtener una muestra de tejido [2]; esta continúa siendo uno de los pilares básicos entre los procedimientos diagnósticos de la patología hepática, pero conlleva el riesgo de presentar complicaciones a pesar de una correcta técnica [3]. En el proceso de cuantificación de grasa mediante imágenes de resonancia magnética el paciente no se expone a un procedimiento incomodo ni a complicaciones como en la biopsia.

## 2. TEORÍA

El cuerpo humano está constituido por diferentes átomos, en el núcleo están presentes los neutrones y los protones; utilizando un modelo clásico, estos últimos giran sobre sí mismas generando una corriente, tal proceso crea un campo magnético considerándolos como pequeños imanes; cuando son sometidos a un campo magnético externo se alinearán en dirección de las líneas de fuerza generando un movimiento de precesión como si fueran pequeños trompos, se describe su frecuencia por medio de la ecuación de Larmor.

La resonancia se consigue aplicándoles una fuente de energía externa (pulsos de radiofrecuencia RF) que debe emplear la misma frecuencia de Larmor para lograr transferirles energía con el fin de perturbarlos de su movimiento, el núcleo absorberá la porción de energía; posteriormente se elimina el pulso de RF, por lo que el núcleo liberará energía y se inducirá una señal que varíe con el tiempo [4], cuya información construye la imagen.

Diferentes regiones de una muestra producen distintas señales de resonancia magnética. Estas variaciones en la señal, así como su localización espacial, son medidas por medio de las denominadas “secuencias de adquisición” [5]. La obtención del tipo de imágenes fase y fuera de fase recibe el nombre de método Dixon, quien en 1984 propuso el método de desplazamiento químico [6,7] que consiste en una secuencia eco gradiente con distintos tiempos eco. El efecto de cancelación de fase se utiliza para cuantificar el contenido de grasa en tejidos como el hígado. La idea de Dixon se explica de manera sencilla: si  $I_f$  representa la intensidad de la señal de la imagen en fase e  $I_{ff}$  es la intensidad de la señal de la imagen fuera de fase, por definición

$$I_f = I_a + I_g, \quad (1)$$

$$I_{ff} = I_a - I_g, \quad (2)$$

donde  $I_a$  es la contribución de la señal de agua e  $I_g$  es la de la grasa.

La fracción de grasa se construye dividiendo  $I_g$  entre el total,

$$\text{Fracción de grasa} = \frac{I_g}{I_a + I_g}. \quad (3)$$

Se busca una expresión en términos de  $I_f$  e  $I_{ff}$ , para ello a (1) le restamos (2),

$$I_f - I_{ff} = 2I_g, \quad (4)$$

o bien, reacomodando,

$$I_g = \frac{I_f - I_{ff}}{2}, \quad (5)$$

dividiendo ambos lados entre  $I_a + I_g$  y usando (1):

$$\frac{I_g}{I_a + I_g} = \frac{I_f - I_{ff}}{2(I_a + I_g)}, \quad (6)$$

$$\text{Fracción de grasa} = \frac{I_f - I_{ff}}{2I_f}.$$

El porcentaje asociado a la fracción de grasa se obtiene multiplicando por 100%,

$$\% \text{Fracción de grasa} = \frac{I_f - I_{ff}}{2I_f} \times 100\%. \quad (7)$$

Cuando nos referimos al cálculo del porcentaje de grasa en el hígado se llamará porcentaje de grasa hepática. El hígado es un órgano localizado en la parte superior derecha del abdomen, es de forma triangular, de superficie lisa y de color rojo pardo; esta unidad estructural tiene diversas funciones ya que regula la mayoría de los niveles de sustancias químicas de la sangre, en particular, la bilis esencial para la digestión de las grasas. Este órgano recibe suministro de sangre de dos vasos sanguíneos, la vena porta y la arteria hepática; el último transporta sangre desde la aorta, mientras que el primero transporta sangre desde el estómago, el bazo, los intestinos y la vesícula biliar. La sangre desoxigenada sale del hígado a través de otros grandes vasos llamados venas hepáticas [9] que drenan en la vena cava inferior.

La clasificación más sofisticada de la anatomía intrahepática es la de Couinaud (Figura 1), quien en 1957 en su artículo “Le foie: études anatomiques et chirurgicales” fundó su descripción anatómica en el sistema venoso portal [9]. La clasificación de Couinaud divide al hígado en 8 segmentos que son funcionalmente independientes, cada segmento consiste en una rama venosa portal, una rama arterial hepática y una radícula de conducto biliar con drenaje segmentario a través de una rama venosa hepática específica [10].

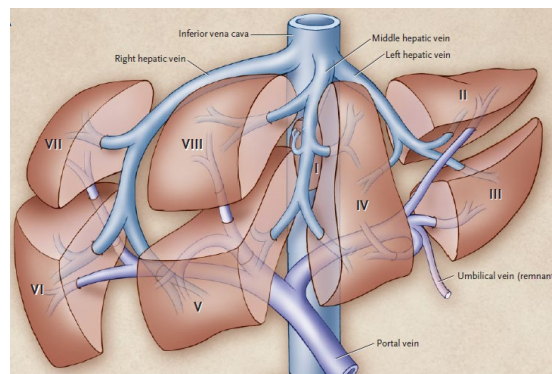


Figura 1. Segmentos de Couinaud [11]

### 3. PARTE EXPERIMENTAL

**Objetivos:** Utilizando imágenes de resonancia magnética por medio del método Dixon calcular el porcentaje de grasa hepática en pacientes pediátricos en base a la segmentación propuesta por Couinaud.

Por otro lado, se realiza un análisis comparativo al obtener la fracción de grasa hepática con las mismas imágenes sin considerar los segmentos de Couinaud. Se comparan los datos obtenidos con los datos proporcionados por un programa computacional y se clasifica los pacientes en dos grupos de acuerdo a su estado de nutrición para hacer una correlación con el porcentaje de grasa hepática. Por último, se calculan los errores relativos de las mediciones con los datos del programa para indicar la calidad de la medida.

**Metodología:** Se mide el porcentaje de grasa hepática de 18 pacientes pediátricos, 9 de ellos con un IMC correspondiente al estado de nutrición de “peso normal” y 9 con IMC con estado de nutrición “obesidad”. Las imágenes de corte axial del abdomen se obtuvieron usando un equipo Siemens de 3.0T con una secuencia IDEAL (Descomposición Interactiva de agua y grasa con asimetría eco y estimación por mínimos cuadrados), siendo una modernización del método Dixon. Este proporciona una separación uniforme y sistemática de agua y grasa; genera 4 imágenes en una sola adquisición: sólo agua, sólo grasa, la combinación de agua y grasa en fase y fuera de fase. Las imágenes de fase se obtuvieron a TE:2.2ms, TR:15ms, FoV:398\*440mm, Ancho de Banda del Pixel:1565, y las de fuera de fase TE: 3.3ms TR:15ms, FoV:398\*440mm, Ancho de Banda del Pixel:1565; para ambas se usó una antena de RF exclusiva para abdomen.

A continuación, se dibujan los segmentos de Couinaud, para cada segmento se tomó una región de interés (ROI) circular de  $236.33 \text{ mm}^2$  que es lo suficientemente grande para usarse en el segmento más pequeño visualizado (segmento 1). Se adquirió el promedio y se aplicó la ecuación (7), donde  $I_f$  es el promedio de las intensidades de los ROI's en la imagen de fase e  $I_{ff}$  es el promedio de las intensidades de los ROI's en las imágenes de fuera de fase (Figura 2).

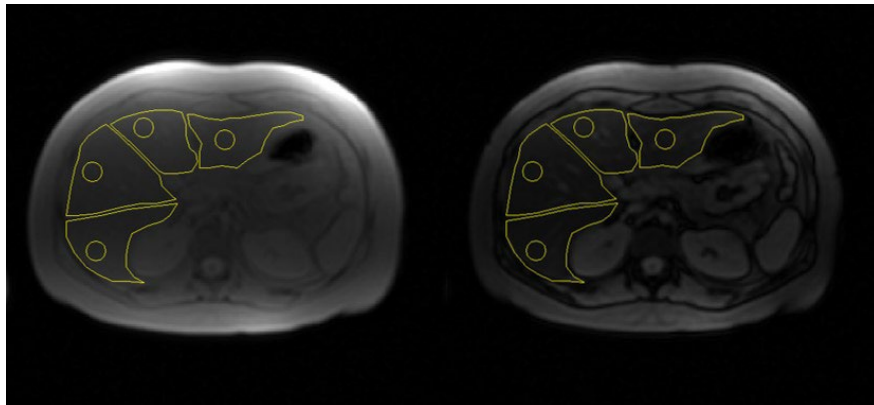


Figura 2. Imagen de fase (izquierda) y fuera de fase (derecha)

Cortes diferentes se eligieron con el fin de identificar distintos segmentos (Figura 3).

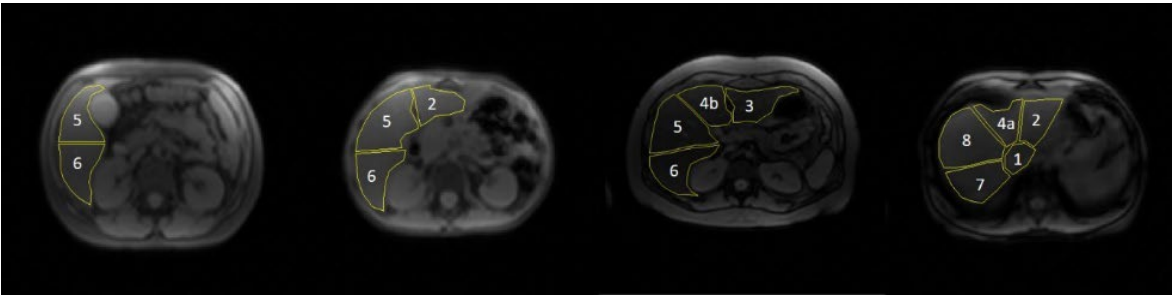


Figura 3. Identificación de los segmentos de Couinaud

Además, el mismo procedimiento se realizó localizando las regiones de interés donde se incluye la posibilidad de caer en las divisiones de los segmentos de Couinaud o tomar más de un ROI en un segmento.

Para tener un parámetro asociado a las mediciones realizadas, se obtuvieron los porcentajes de grasa hepática de cada paciente usando el software MRQuantif, que permite la cuantificación de grasa hepática utilizando diferentes métodos de varios protocolos, pero preferiblemente una secuencia GRE de eco múltiple [8].

Una vez obtenidos los datos, se realizó un análisis descriptivo mediante una gráfica de barras: el porcentaje de grasa hepática considerando los segmentos de Couinaud, cuando no se consideran los segmentos de Couinaud y usando el programa. Ya que es una medida indirecta se calculan sus correspondientes incertidumbres, en cada medición se tiene una desviación estándar  $\varepsilon I_i$  que delimita el error de la medición, donde  $i = f, ff$ . Así para cada una de ellas se tiene la forma  $I_i = (\text{Promedio de la intensidad} \pm \text{Promedio de la desviación estandar})mm^2$ .

Al emplear la ecuación (7), su error correspondiente es:

$$\%Error = \sqrt{\left(\frac{I_{ff}}{2I_f^2} \varepsilon I_f\right)^2 + \left(\frac{1}{2I_f} \varepsilon I_{ff}\right)^2} \times 100\% \quad (8)$$

También se calculó el coeficiente de correlación entre el porcentaje de grasa hepática y el IMC para dos grupos, uno con estado de nutrición de “peso normal” y otro con “obesidad” con el fin de medir la dependencia lineal entre ambas variables.

Por último, se buscó entender qué tipo de medición es la más adecuada, por ello se recabaron los errores relativos cuando se consideran o no los segmentos de Couinaud tomando como valor real a los otorgados por el programa.

**Resultados:** Se presenta la siguiente gráfica de barras hecha en Excel (Figura 4), donde las barras azules corresponden a los valores de porcentaje de grasa hepática considerando los segmentos de Couinaud, las barras rojas representan los datos del porcentaje de grasa hepática cuando no se consideran los segmentos de Couinaud y los puntos amarillos son los valores adquiridos por el programa. Así mismo se proporciona una tabla de los coeficientes de correlación obtenidos en Excel (Tabla 1).

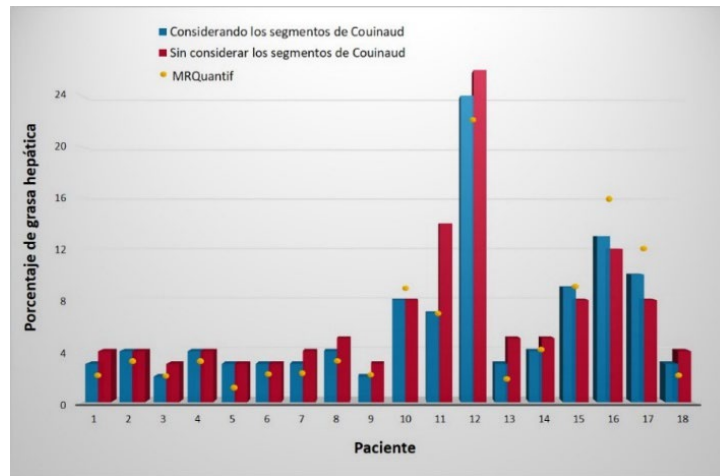


Figura 4. Gráfica de barras de porcentaje de grasa hepática por paciente

Tabla 1. Coeficientes de correlación.

|  |              |
|--|--------------|
| Coeficiente de correlación entre el programa MRQuantif y las medidas obtenidas considerando los segmentos de Couinaud. | <b>0.972</b> |
| Coeficiente de correlación entre el programa MRQuantif y las medidas sin considerar los segmentos de Couinaud.         | <b>0.911</b> |

Con la intención de mostrar los valores de porcentaje de grasa hepática y sus respectivas barras de error, se muestran 4 gráficas hechas en Origin (Figura 5), las dos del lado derecho representan el grupo de “peso normal” y las otras dos al grupo de “obesidad”; más abajo se exhibe su respectivo coeficiente de correlación (Tabla 2), la fila de color rojo representa al grupo de peso normal y la fila de color verde a el grupo de obesidad.

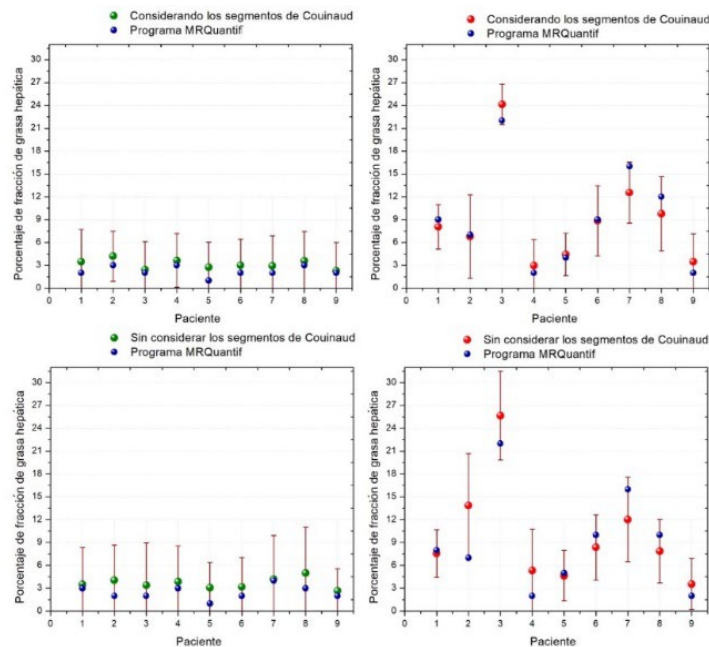


Figura 5. Cuatro gráficas, las de la izquierda son el grupo peso normal y las de la derecha son el grupo de obesidad.

Tabla 2. Coeficientes de correlación

|   |       |       |
|---|-------|-------|
| Coeficiente de correlación entre el IMC y la medida considerando los segmentos de Couinaud.   | 0.768 | 0.946 |
| Coeficiente de correlación entre el IMC y la medida sin considerar los segmentos de Couinaud. | 0.384 | 0.845 |

Por último, se muestra una gráfica de dispersión con la tendencia de los errores relativos; los que están en color rosa muestran los errores relativos cuando se consideran los segmentos y los de color azul muestran los errores cuando no se consideran los segmentos.

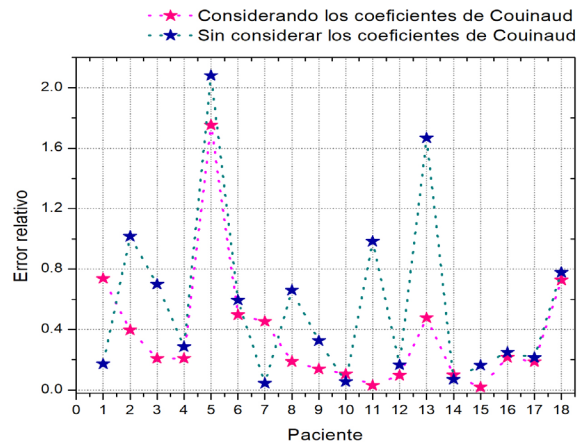


Figura 6. Errores relativos por paciente

**Discusión:** En la figura 4 es notorio el aumento de porcentaje de grasa hepática cuando no se consideran los segmentos de Couinaud; de los pacientes analizados el 55.56% presentan dicho aumento, el 27.78% presentan un porcentaje igual en ambas mediciones y en el 16.67% restante aumenta el porcentaje de grasa hepática cuando se consideran los segmentos, por ejemplo, en el caso del paciente #17.

El coeficiente de correlación entre los datos del programa y las medidas obtenidas considerando los segmentos de Couinaud (ver tabla 1) es de  $r = 0.97$  que es adecuadamente mayor que el coeficiente de correlación entre los datos del programa y las medidas obtenidas cuando no se consideran los segmentos de Couinaud, que es de  $r = 0.91$ .

En las gráficas de la figura 6 se visualiza que el grupo de peso normal muestra una tendencia a valores de entre 1% y 4%, como es de esperarse estos pacientes tienen un porcentaje de grasa hepática menor, su coeficiente de correlación (tabla 2) entre el índice de masa corporal y el porcentaje de grasa considerando los segmentos es de  $r = 0.77$ , que es mucho mayor que el coeficiente de correlación entre el IMC y el porcentaje de grasa cuando no se consideran los segmentos ( $r = 0.38$ ). Esto se interpreta a que hay una relación más lineal entre las primeras medidas con su IMC. En el grupo de obesidad los saltos de variabilidad son evidentes de entre 3% y 26%; si bien cuando se consideran los segmentos se obtiene una correlación de  $r = 0.95$  con el IMC y cuando no se consideran un  $r = 0.85$ . Se encuentra una relación más directa entre el porcentaje de grasa hepática y el IMC cuando el estado de



nutrición es obesidad; es entonces claro que la presencia de grasa en el hígado se hace notoria independientemente del modo en que se realiza la medición.

Para terminar la discusión, en la gráfica de dispersión (figura 6), se ve que los errores relativos son menores cuando se consideran los segmentos de Couinaud; se estima que la calidad de la medida es mayor cuanto más pequeño es el error relativo que se comete.

#### 4. CONCLUSIONES

En conclusión, se muestra una manera adecuada de realizar la medición de grasa hepática usando la ecuación (7) con imágenes de resonancia magnética en fase y fuera de fase considerando la segmentación propuesta por Couinaud; tales segmentos representan una forma de ver al hígado en secciones anatómicamente apropiadas, por lo que al proponer tomar las mediciones en cada uno de los segmentos visualizados en la imagen brinda una referencia para realizar una medición más precisa, a diferencia de cuando no se consideran los segmentos de Couinaud, donde se expone a un aumento del porcentaje de grasa hepática. Incluso cabe rescatar que la calidad de la medición aumenta considerando dichos segmentos.

La biopsia es considerada el diagnóstico estándar para el cálculo de la grasa, siendo un estudio invasivo que brinda información de una SOLA región del hígado; en contraste realizar una apropiada medición usando imágenes de resonancia magnética es un método más seguro y efectivo para cuantificar el porcentaje de grasa hepática de todo el hígado.

#### 5. REFERENCIAS

- [1] Hakee, E., et.al., “*Magnetic Resonance Imaging: physical principles and sequence desing*”, Wiley:EUA, 914 pags., (1999).
- [2] Moreira, V., Garrido, E., “*Biopsia hepática percutánea*”, REV ESP ENFERM DIG (Madrid), Vol. 105, N° 2, pp. 113, (2013).
- [3] Casado-Martín M., Carreño-González R., Lázaro-Sáez M., “*La biopsia hepática: Indicaciones, técnica y complicaciones*”, RAPD ONLINE, Vol. 32, N° 4, (2009).
- [4] Hidalgo-Tobón, S., “*La física detrás de una imagen médica obtenida por Resonancia Magnética*”, Contactos, Revista de Educación en Ciencias e Ingeniería, N°110, pags.17-23, (2018).
- [5] Oleaga L., Lafuente J., “*Monografía SERAM Aprendiendo los fundamentos de la Resonancia Magnética*”, Ed. Médica Panamericana: BA, Madrid, 124 p., (2006).
- [6] Jingfei, M., “*Dixon Techniques for Water and Fat Imaging*”, Journal of Magnetic Resonance Imaging, 28:543-558, (2008).
- [7] Cowin, G., et. al., “*Magnetic Resonance Imaging and Spectroscopy for Monitoring Liver Steatosis*”, Journal of Magnetic Resonance Imaging, 28:937-945, (2008).
- [8] Gandon, Y., Software MRQuantif, Universidad de Rennes, <http://imageded.univ-rennes1.fr> (20 mayo 2019).

- [9] Lebre, M., et. al., “*Automatic 3-D skeleton based segmentation of liver vessels from MRI and CT for Couinaud representation*”, ICIP 978-1-4799-7061-2, 3523-3527 pp., (2018).
- [10] Busuttil, R., Klintmalm, G., “*Transplantation of liver*”, 3er ed., ELSEVIER, 1568 pags., ISBN: 978-1-4557-0268-8, (2015).
- [11] Tanabe, K., et. al., “*Case 23-2005: A 57-Years-Old Man with a Mass in the Liver*”, The New England Journal of Medicine, 354:401-10, (2005).