

Reporte de proyecto 1-Procesamiento de Imágenes Biomédicas MRI

1st Daniel Vallejo Aldana
Departamento de Matemáticas
Universidad de Guanajuato
daniel.vallejo@cimat.mx

Resumen—En el presente reporte se evalúan los valores de contraste T_1 , T_2 y densidad de protones de hidrógeno (PD) por boxel, de datos obtenidos de imágenes de resonancia magnética de rata.

Index Terms—Valores de contraste, T_1 , T_2 , Densidad de Protones, Resonancia Magnética.

I. INTRODUCCIÓN

La resonancia magnética se ha convertido en una herramienta indispensable en el diagnóstico de padecimientos. Revela finos detalles en la anatomía y es un procedimiento considerado no invasivo como lo son los Rayos-X. [1]

Es una herramienta bastante flexible que puede contrastar un mismo tejido de formas diferentes variando la forma en la cual se lleva a cabo el procedimiento de resonancia. Estos contrastes son el pesado por T_1 , T_2 y Densidad de Protones. [1]

En el presente trabajo se evalúan estos diferentes tipos de contraste mostrando como producto final un mapa visualizando un mismo conjunto de tejidos variando el tipo de contraste.

II. MÉTODO/ALGORITMO

II-A. Breve descripción de los datos

El conjunto de datos utilizado en la presente tarea consta de un arreglo de dimensión $230 \times 180 \times 30$ en donde la tercera dimensión representa la misma rebanada del cerebro de la rata pero adquirida a un tiempo de repetición TR_i junto con un tiempo eco TE_j .

En total se tienen 6 tiempos de repetición (5000 ms, 3000 ms, 1500 ms, 800 ms, 400 ms y 200 ms) y 5 tiempos ecos equiespaciados desde 7 hasta 63 milisegundos.

Como la imagen resultante de la señal de resonancia magnética tiene no solamente el área de interés, sino otros componentes, tales como cráneo, y tejido extra cerebral, se realizó una máscara del área de interés para poder observar mejores resultados al momento de calcular los valores de contraste.

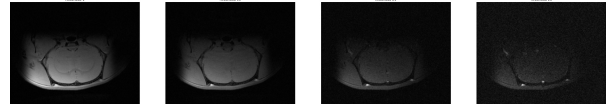


Figura 1. Ejemplo de rebanadas del conjunto de datos

II-B. Cálculo de los diferentes valores de contraste

II-B1. Valor de contraste T_1 : De las ecuaciones de Bloch, vemos que la ecuación para el valor T_1 está dada por

$$M(t) = M_0 \left(1 - \exp \left(-\frac{t}{T_1} \right) \right) \quad (1)$$

Como queremos maximizar el contraste de valor T_1 debemos de considerar tiempos ecos cortos y tiempos de repetición cortos. De esta forma para hacer el ajuste de curvas consideramos todos los TR y consideramos $TE = 7$ ms. Para este ajuste de curvas hay que comenzar desde el tiempo de repetición más corto hasta el tiempo de repetición más largo.

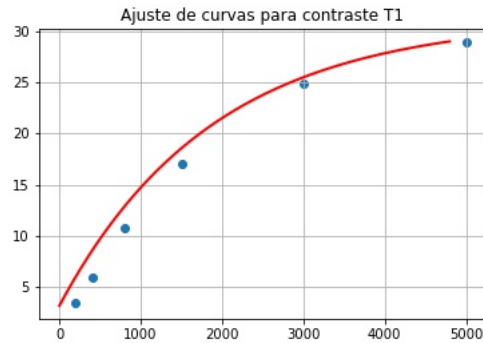


Figura 2. Ajuste de modelo para contraste T_1

En la Figura 2 podemos ver un modelo ajustado de T_1 sobre datos obtenidos de un boxel.

II-B2. Valor de contraste T_2 : Recordemos que la fórmula del valor de contraste T_2 está dada por

$$M(t) = M_0 \exp \left(-\frac{t}{T_2} \right) \quad (2)$$

Para calcular el valor de contraste por T_2 debemos de considerar tiempos de repetición largos, en este caso consideramos el tiempo de repetición más largo que tenemos (5 segundos) y todos los tiempos eco asociados a ese tiempo de repetición.

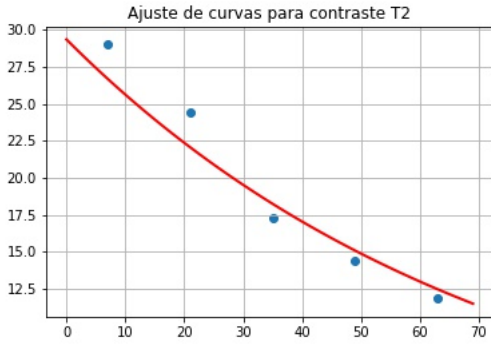


Figura 3. Ajuste del modelo para T_2

II-B3. Densidad de Protones (PD): Para el cálculo del mapa por densidad de protones basta estimar el parámetro M_0 de alguna de las ecuaciones (1) o (2). Salvo por algunas ligeras variaciones por la presencia de ruido, el valor estimado debería de ser el mismo. En este caso, se utilizó el valor M_0 estimado en la caída T_2 . Por lo anterior se consideraron los tiempos ecos asociados al tiempo de repetición de 5 Segundos.

III. RESULTADOS

En la Figura 4 se muestran los diferentes mapas de contraste descritos en la presente tarea

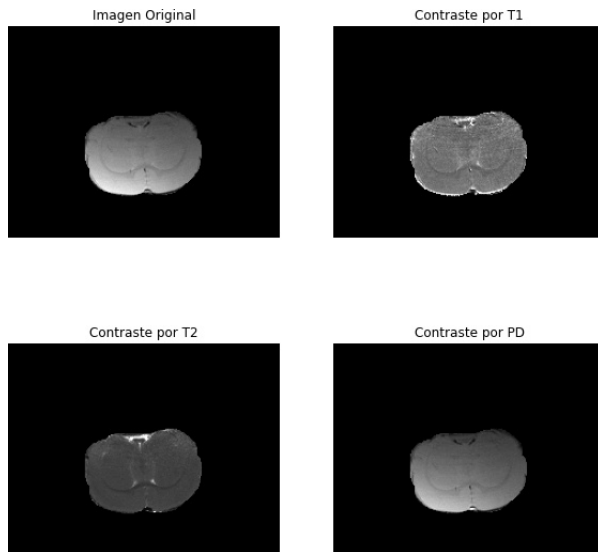


Figura 4. Mapas de contraste obtenidos

III-A. Estadísticas de valores encontrados

III-A1. Valores T_2 : Para el conjunto de puntos definidos por la máscara construida, tenemos los siguientes valores para la media y la varianza de una muestra de valores T_2 . Dichos valores se muestran en la Figura 5

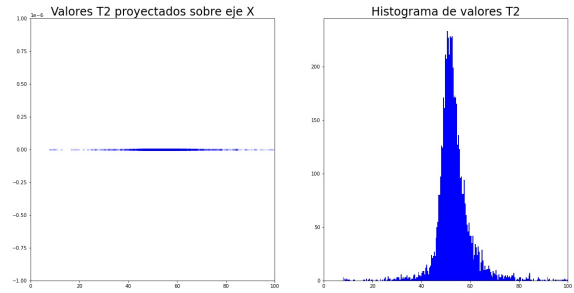


Figura 5. Histograma de T_2 así como una proyección sobre el eje X de los valores de T_2 del cerebro de rata

De lo anterior podemos ver que la media μ de los valores T_2 es de alrededor de 55 milisegundos con una desviación estándar de 15 milisegundos. Notemos que esta desviación estándar es grande debido a ciertos valores cuyo cálculo resultó problemático para el ajuste de curvas y el valor T_2 del boxel tomó el valor extremo de las cotas dadas al software para ajuste de curvas.

III-A2. Valores T_1 : Para los valores de contraste T_1 se muestra el histograma de valores en la Figura 6

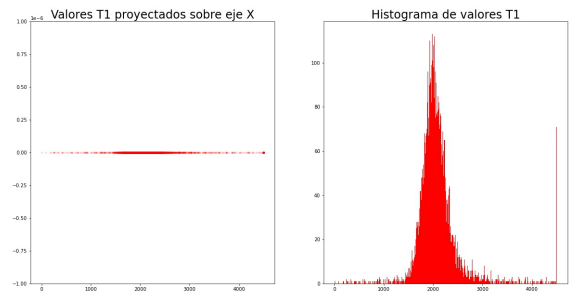


Figura 6. Histograma de T_1 así como una proyección sobre el eje X de los valores de T_1 del cerebro de rata

En este caso vemos que el valor medio T_1 del cerebro es de alrededor de 2000 milisegundos, casi el doble del valor promedio para el humano reportado en la literatura. De igual forma tenemos una desviación estándar de 420 ms. Cabe mencionar que de todos los valores de contraste, el valor T_1 fue el que más iteraciones requirió y el que más asistencia manual necesitó.

III-B. Valores M_0

Finalmente, presentamos las estadísticas de la estimación del valor M_0 en nuestra máscara de datos y obtenemos los siguientes resultados.

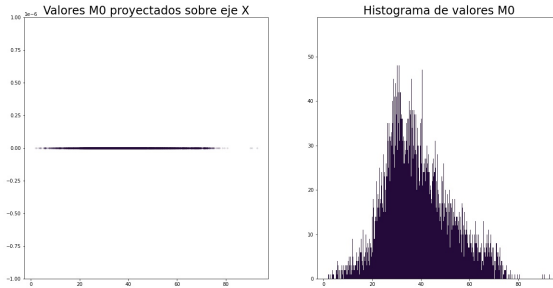


Figura 7. Histograma de M_0 así como una proyección sobre el eje X de los valores de M_0 del cerebro de rata

En la Figura 7 podemos ver el histograma de valores M_0 , en este caso vemos que dicho valor tiene una media de 38 y una desviación estandar de 13.

IV. CONCLUSIONES

De la presente tarea podemos concluir que los diferentes valores de contraste en imágenes de resonancia magnética permiten ver diferentes tipos de información de los tejidos, esto debido a que algunos contrastes toman en cuenta el desfase de la proyección del vector de magnetización sobre el plano xy mientras que otros toman la variación del mismo vector sobre el eje z. Cada uno nos permite ver información relevante de acuerdo a las necesidades que se tengan.

REFERENCIAS

- [1] Richard B Buxton. *Introduction to functional magnetic resonance imaging: principles and techniques*. Cambridge university press, 2009.