

## 3. Pruebas y Resultados

---

Cuando se inició este trabajo, se pensó en utilizar imágenes que ya estuvieran registradas para poder trabajar exclusivamente en la fusión de las mismas. Por cuestiones ajenas al proyecto, las imágenes que nos fueron proporcionadas no tenían esta característica, por lo que fue necesario buscar la forma de realizar el registro. Al no ser uno de los objetivos del proyecto, pero si un requisito indispensable para su correcta realización se decidió recurrir al uso de software desarrollado por terceros.

Este software debería ser relativamente fácil de utilizar y trabajar con imágenes con característica similares a las nuestras: imágenes del cerebro de un mismo paciente, pero pertenecientes a distintas modalidades. Por lo tanto, en términos de la clasificación mencionada en Anexo B, buscamos un software preferentemente automático de registro de imágenes multimodales intrasujeto del cerebro, cabe recordar que al cerebro se le considera como un objeto rígido, ya que debido a encontrarse protegido por el cráneo, casi no sufre deformaciones.

Características similares a las previamente descritas las encontramos en el software de análisis estadístico de imágenes neurológicas funcionales SPM, el cual permite realizar el registro de imágenes multimodales (ver Anexo C). Si bien es cierto que su fin último no es el de realizar el registro, éste lo efectúa de manera bastante aceptable y ha sido utilizado en varios trabajos para tal efecto [22].

Un problema común en el registro de imágenes es la pérdida de información anatómica que generalmente es de mayor tamaño y resolución que la funcional. En nuestro caso esta pérdida resultó considerable, debido a que el conjunto de imágenes funcionales (fMRI) que nos fue entregada era de baja calidad y como resultado, después del registro la modalidad anatómica (MRI), que originalmente presentaba una buena resolución, se vio afectada considerablemente (fig. 3.1). Por lo tanto, para mostrar mejor los resultados obtenidos con

nuestros métodos, se decidió utilizar imágenes que ya habían sido ocupadas en trabajos previos (fig. 3.2) [22].

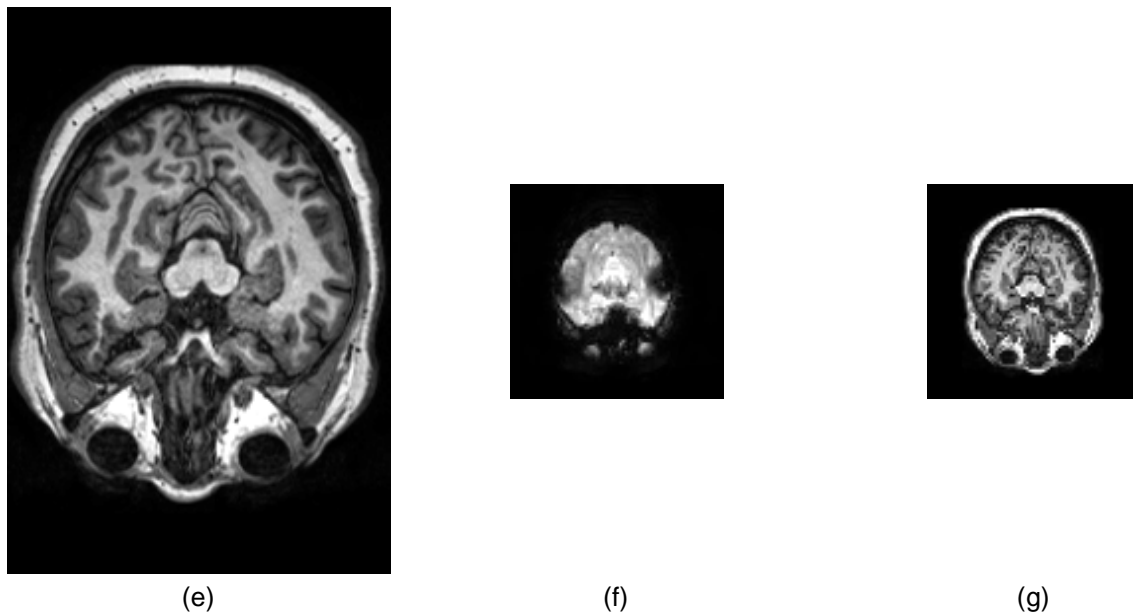


Fig. 3.1. (a)  $I_A$  original, (b)  $I_F$  original, (c)  $I_A$  registrada.

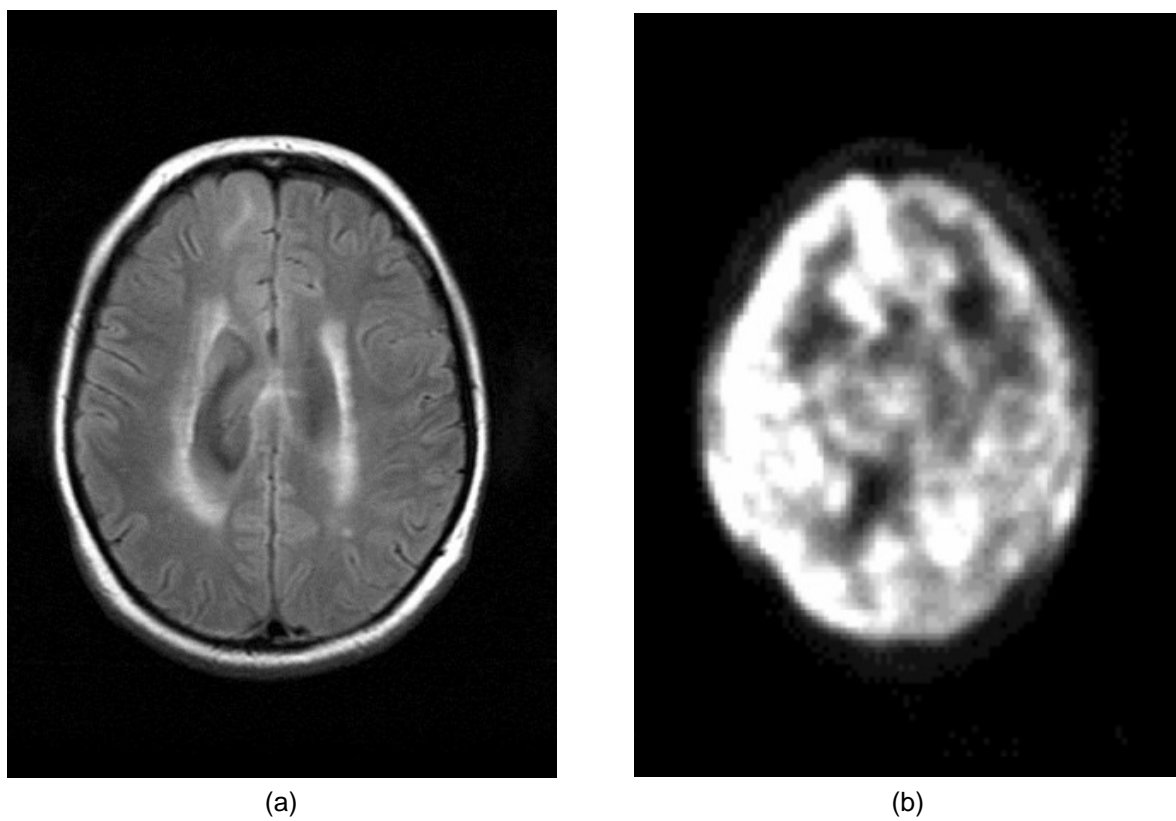


Fig. 3.2. (a)  $I_A$ , (b)  $I_F$ .

### 3.1. Alpha blending

Se implementó la forma más común de este método: mostrar  $I_A$  en escala de grises e  $I_F$  en color (ver definiciones en ecuación 2.1). Para este propósito se utilizó el espacio de color RGB colocando  $I_F$  en el canal o canales correspondientes de acuerdo al color a generar, en este ejemplo se utilizó el magenta,

$$I_{\alpha b_{RGB}} = ((1-\alpha) I_A + \alpha I_F, (1-\alpha) I_A, (1-\alpha) I_A + \alpha I_F) \quad (3.1)$$

con esta expresión se obtuvieron los siguientes resultados (fig. 3.3), puede verse como  $I_A$  es “coloreada” por  $I_F$  conforme se va incrementando el valor de  $\alpha$ .

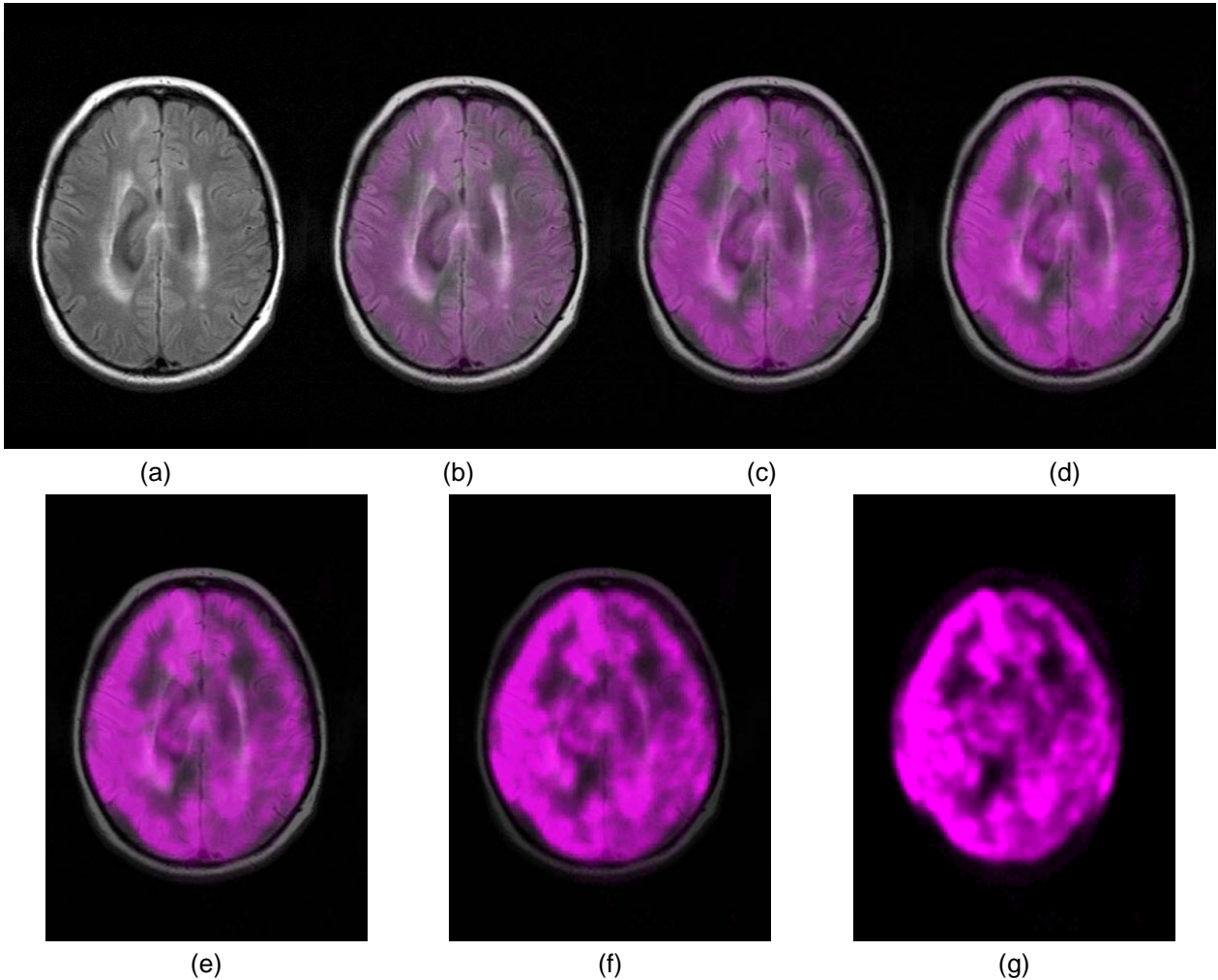


Fig. 3.3. Fusión *alpha blending*, (a)  $\alpha = 0$ , (b)  $\alpha = 0.2$ , (c)  $\alpha = 0.4$ , (d)  $\alpha = 0.5$ , (e)  $\alpha = 0.6$ , (f)  $\alpha = 0.8$ , (g)  $\alpha = 1$ .

En el caso de  $I_F$  es difícil distinguir los distintos grados de intensidad presentes y aunque es fácil determinar el área que ocupa en el contexto anatómico, especialmente teniendo la secuencia de imágenes, se complica la ubicación de regiones puntuales.

Otra forma de preservar la identidad de ambas modalidades es utilizando dos colores contrastantes. Probando con rojo para  $I_A$  y cian para  $I_F$ , la expresión correspondiente es

$$I_{\alpha \text{RGB}} = ((1-\alpha) I_A, \alpha I_F, \alpha I_F), \quad (3.2)$$

los resultados se muestran en la figura 3.4.

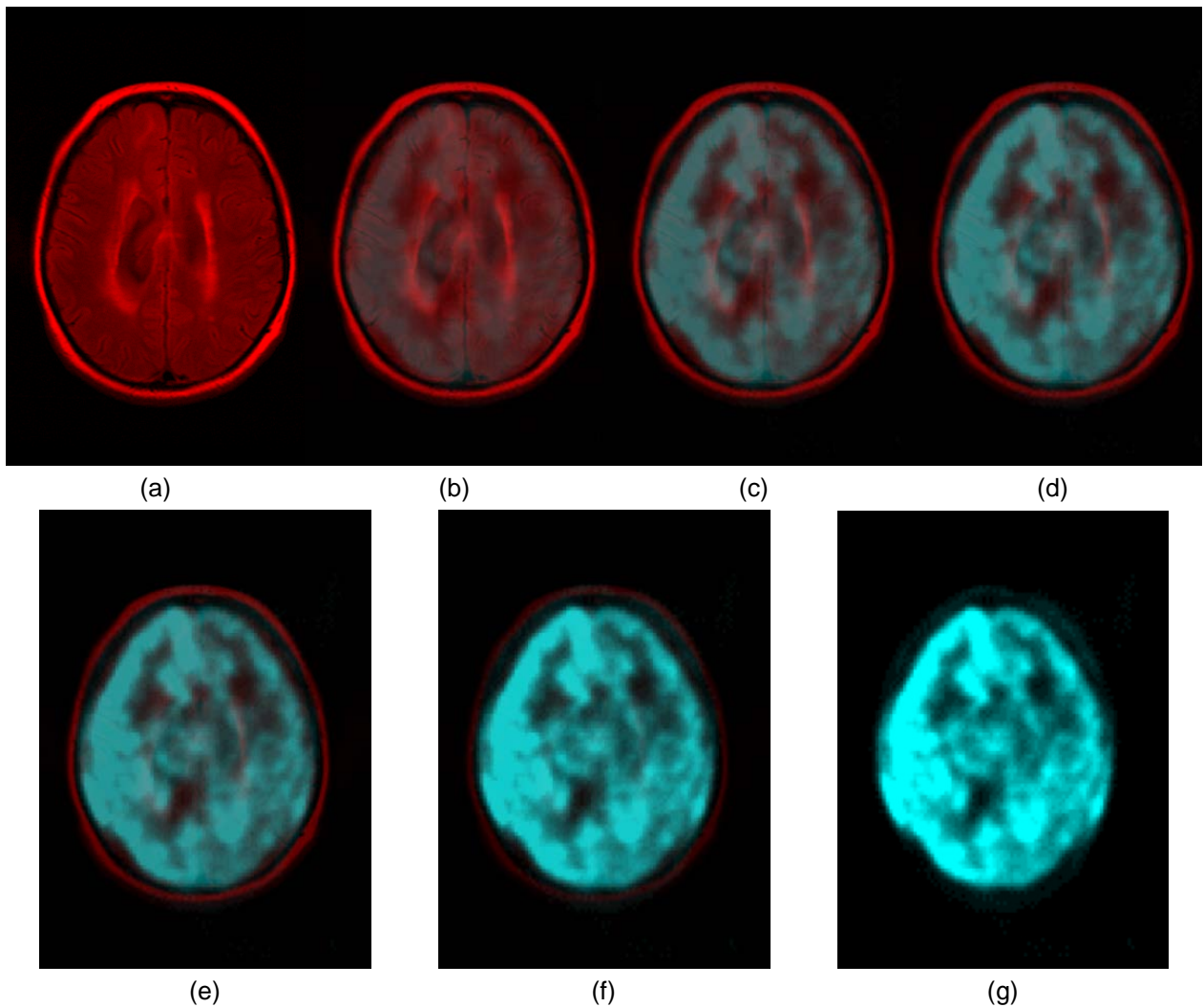


Fig. 3.4. Fusión *alphablending*, (a)  $\alpha=0$ , (b)  $\alpha=0.2$ , (c)  $\alpha=0.4$ , (d)  $\alpha=0.5$ , (e)  $\alpha=0.6$ , (f)  $\alpha=0.8$ , (g)  $\alpha=1$ .

Vemos que es más fácil distinguir cada modalidad porque el color provoca que aparezcan con mayor contraste. A simple vista, comparadas con las imágenes obtenidas utilizando (3.2) no se presentan diferencias tan drásticas, pero observando con detenimiento, se nota una pérdida de la información funcional de menor intensidad sobretodo en los valores de  $\alpha$  menores a 0.8, quedando las regiones de mayor intensidad acentuadas.

## 3.2. Traslape mínimo

MATLAB cuenta con funciones ya preprogramadas para realizar tareas de detección de bordes y filtrado gaussiano dentro de su *toolbox* de procesamiento de imágenes, siendo *edge* y *fspecial* las más especializadas en estas tareas.

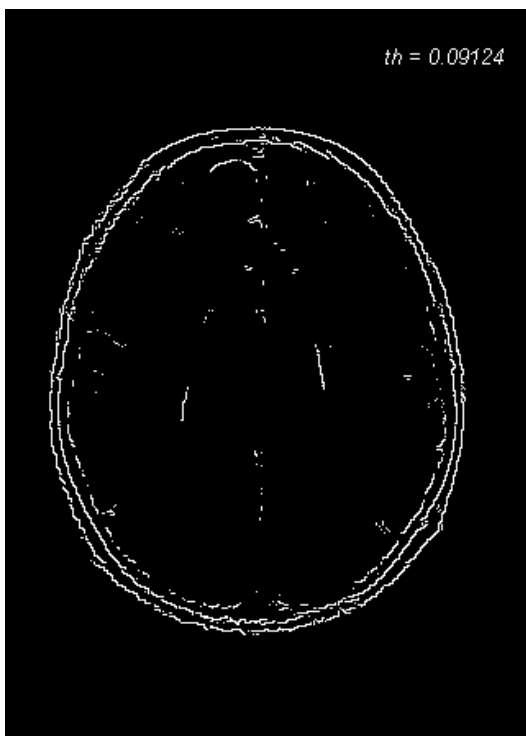
*Edge* permite seleccionar un operador de detección de bordes y utilizar parámetros prefijados o bien modificarlos de acuerdo a las necesidades de la aplicación. Al final tendremos una  $I_A$  binaria que muestre los bordes encontrados. Para binarizar la imagen, MATLAB propone un valor de umbral (*threshold*), el cual puede servir como referencia para un nuevo valor que permita una detección más fina. En el caso del método Canny se utilizan dos valores de umbral para detectar bordes débiles y fuertes, e incluye los bordes débiles en la imagen únicamente si están conectados a bordes fuertes [24]. *Fspecial* por su parte permite crear y modificar el tamaño y  $\sigma$  de un filtro gaussiano paso-bajas, que después se convolucionará con  $I_F$  para suavizar sus bordes. Posteriormente se fusionarán las imágenes resultantes ya sea sumándolas o combinándolas en un espacio de color.

### 3.2.1. Bordes

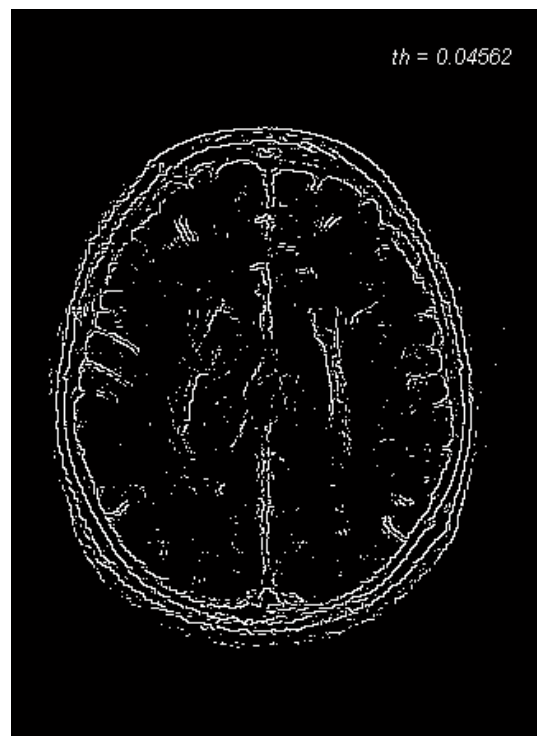
#### 3.2.1.1. Operadores Sobel, Prewitt, Roberts

En general estos operadores son útiles para bordes muy definidos en la imagen de entrada. Con el valor de umbral (*th*) propuesto por MATLAB se muestra el contorno del cráneo, aunque sin cerrarse, mientras que en la parte del cerebro aparecen segmentos aislados (fig. 3.5(a, c, e)). Reduciendo en los tres casos el valor de *th* a la mitad, la cantidad de bordes detectados aumenta considerablemente, se aprecia el contorno del cerebro en su totalidad con

alguna de sus partes interiores como los ventrículos sin estar completamente cerradas. Como efecto negativo la cantidad de ruido se incrementó, especialmente con el operador Roberts (fig. 3.5b), produciendo puntos sueltos en la imagen que pueden estorbar en la visualización de las imágenes fusionadas. En el caso de los resultados obtenidos con los operadores Sobel y Prewitt (fig. 3.5(d, f)) son muy similares, las diferencias radican en algunos puntos aislados. Si nuestro objetivo fuese la segmentación y extracción precisa de estructuras, estos filtros resultarían de poca utilidad. Pero como sólo deseamos visualizar, sin exceso de información, a veces basta con “sugerir” los bordes más importantes, como cuando en un gráfico o mapa se usan líneas punteadas, permitiendo apreciar otras informaciones (en nuestro caso, las variaciones de la imagen funcional).



(a)



(b)

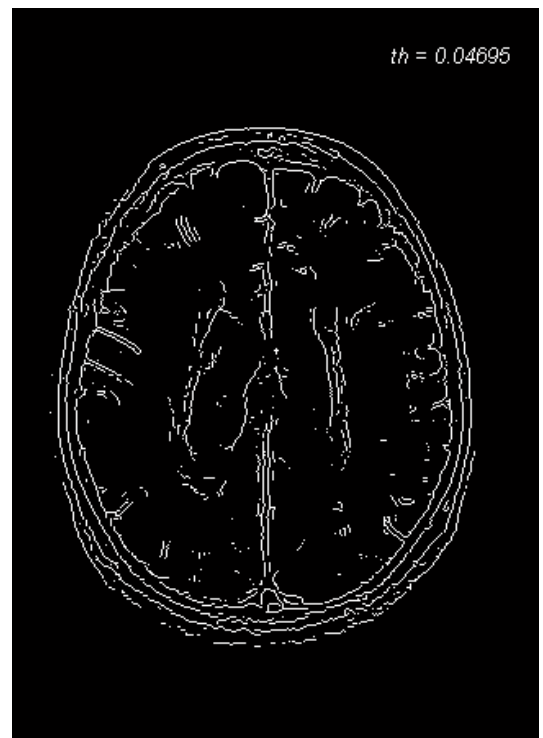
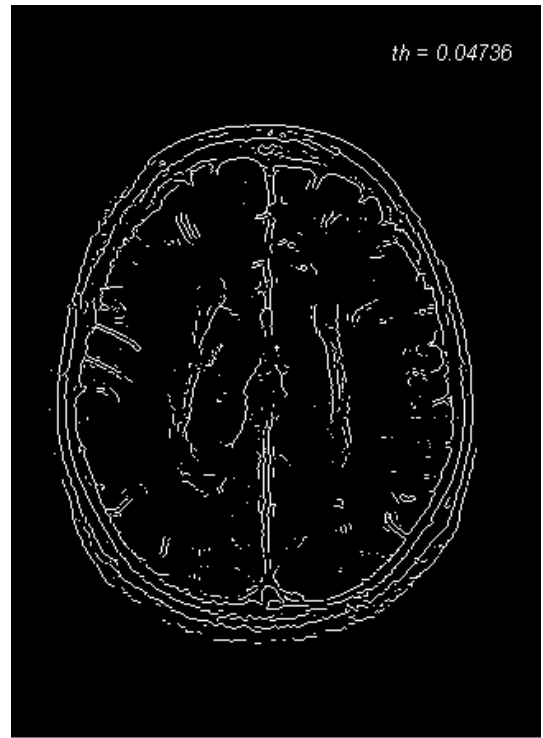
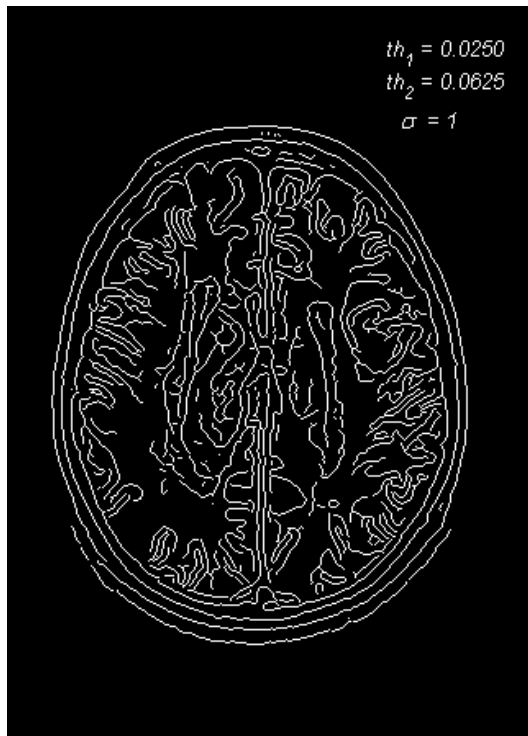


Fig. 3.5. Extracción de bordes utilizando operadores basados en la primera derivada. (a, b) Roberts, (c, d) Sobel, (e, f) Prewitt.

### 3.2.1.2. Operador Canny

Con la opción 'Canny' de la función *edge* se puede ajustar el valor de  $\sigma$  del filtro gaussiano, así como los valores de umbral ( $th_1$  y  $th_2$ ) para la detección de bordes. El filtro gaussiano minimiza la cantidad de ruido presente, MATLAB por defecto ocupa un valor  $\sigma = 1$  (fig. 3.6(a)), si se modifica por uno menor (fig. 3.6b) la cantidad de ruido se incrementa provocando que aparezcan bordes falsos en la imagen de salida, por el contrario si es mayor (fig. 3.6c) se reduce el número de bordes falsos, pero se empieza a perder detalle en los verdaderos. Otra alternativa es cambiar los valores  $th_1$ ,  $th_2$  o el tamaño de la ventana (fig. 3.6(d-f)).

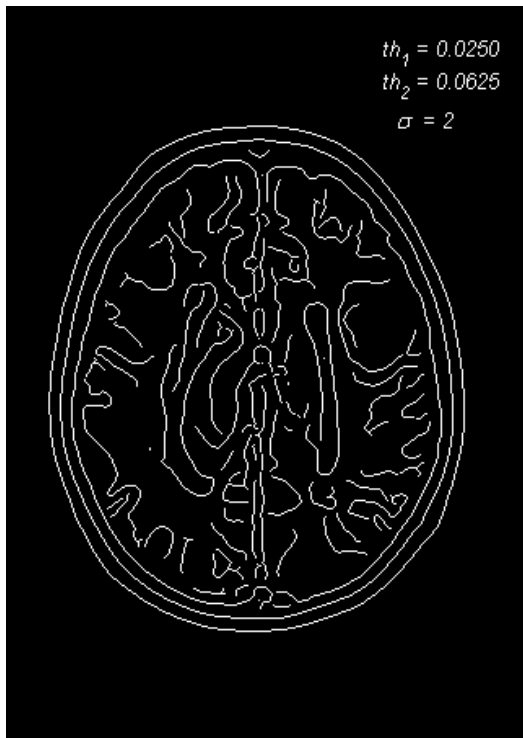


(a)

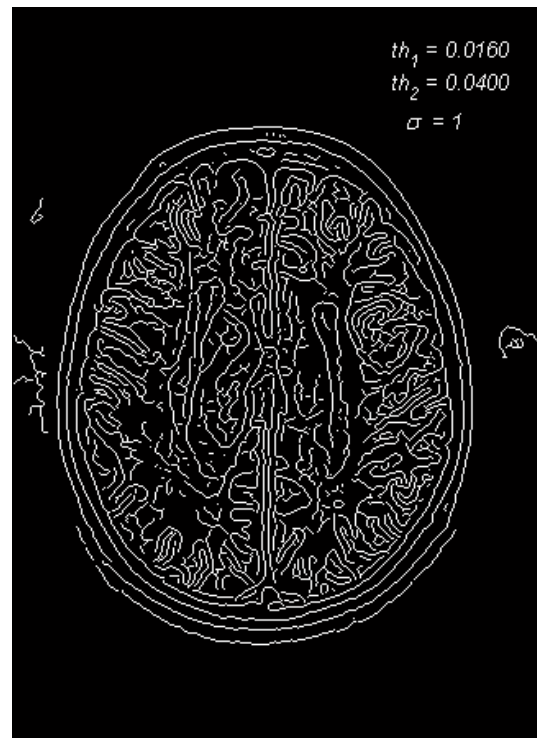


(b)

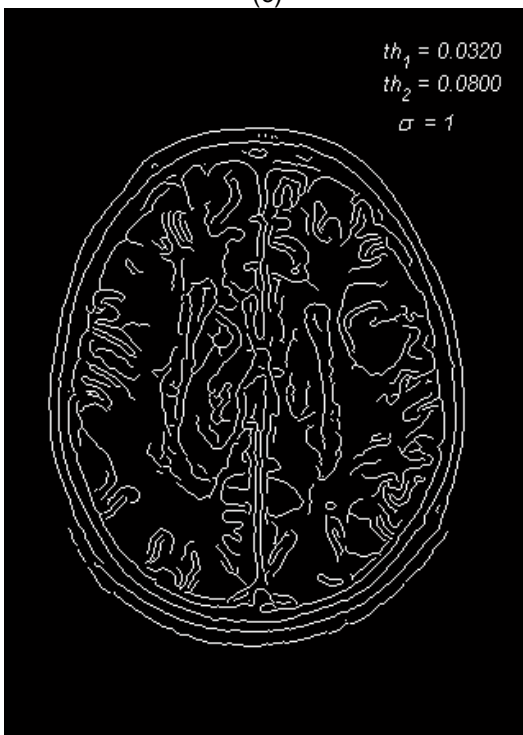




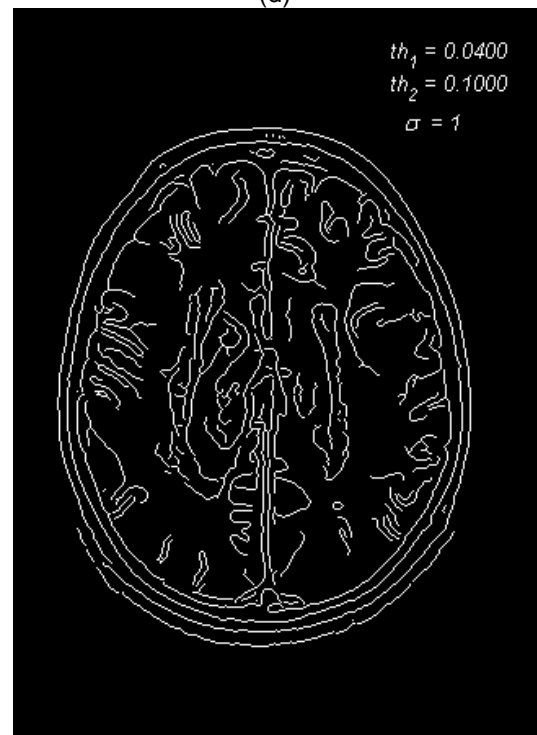
(c)



(d)



(e)

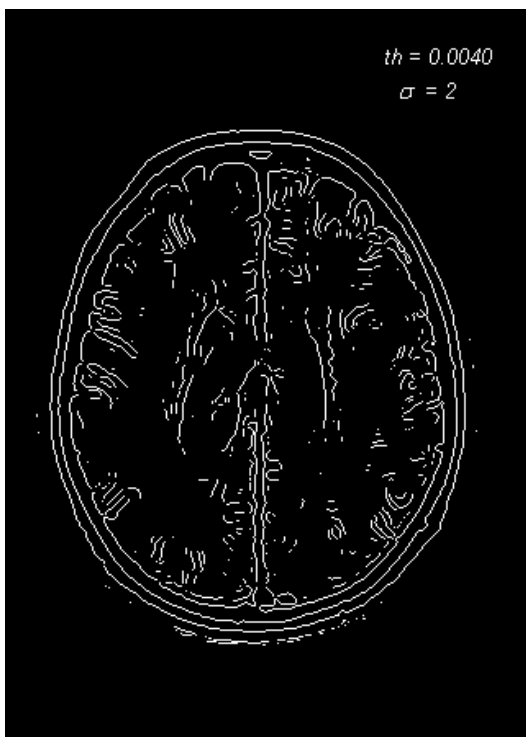


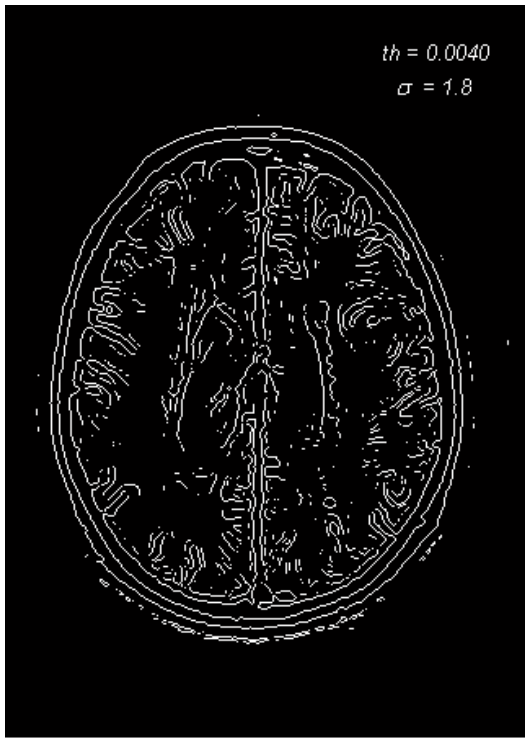
(f)

Fig. 3.6. Extracción de bordes utilizando el operador Canny.

### 3.2.1.3. Operador LoG

Con este operador puede especificarse el valor  $th$  y  $\sigma$ , cuyo valor por defecto en MATLAB es  $\sigma = 2$  (fig. 3.7a), con el cual se obtuvieron los contornos del cráneo y cerebro, aunque en la parte interior de éste hay puntos aislados, tanto los hemisferios como gran parte de los ventrículos se distinguen. Disminuyendo el valor de  $th$  (fig. 3.7b) aumenta el número de detalles en el interior pero se incrementa el ruido. Resultados similares se obtiene si en lugar de  $th$  se disminuye el valor de  $\sigma$  (fig. 3.7c). Por el contrario si se aumenta  $\sigma$  (fig. 3.7d) la cantidad de bordes detectados disminuye considerablemente. Con base en estos resultados si se incrementa  $\sigma$  para disminuir el posible ruido presente en  $I_A$  y se disminuye  $th$  para mayor sensibilidad al final tenemos una imagen con mayor cantidad de bordes definidos y menos puntos sueltos (fig. 3.7(e, f)).

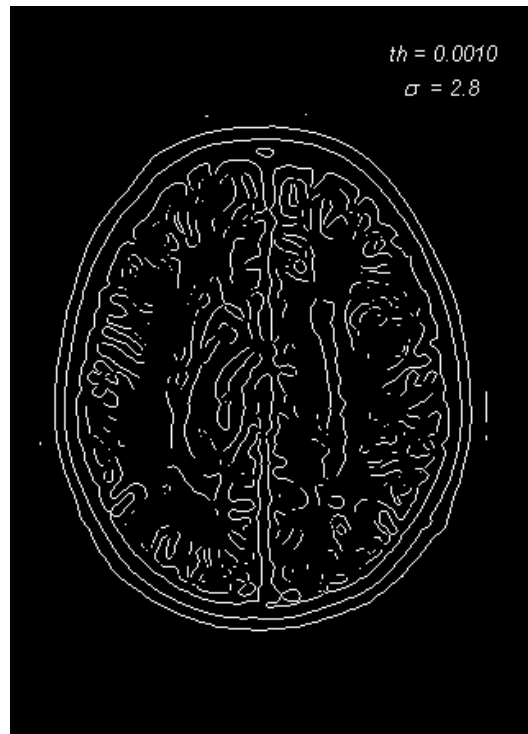




(c)



(d)



(e)

Fig. 3.7. Extracción de bordes utilizando el operador LoG.

Efectuando una comparación (fig. 3.8) entre los resultados de tres tipos de operadores (Sobel, Canny y LoG), vemos que aunque con el operador Sobel se obtienen las estructuras más grandes de la imagen (cráneo, contorno del cerebro, hemisferios) estos bordes presentan puntos sueltos a su alrededor. Por otro lado regiones de materia blanca no se encuentran limitadas, las cuales si lo están en las imágenes obtenidas con el operador Canny y LoG. Aún así vemos que en la parte inferior del cerebro el operador LoG resultó más inmune al ruido al no identificar como borde la región de ruido que se encuentra en el exterior del cráneo. Con estos dos operadores y la manipulación adecuada de sus parámetros se obtienen resultados bastante parecidos entre ellos y cercanos a los bordes originales. Debido a la característica anterior y al número menor de valores a modificar, aparte de ser perceptualmente más claros que los involucrados en el método Canny, se seguirá ocupando el operador LoG ( $\nabla^2 G_{\sigma} * I_A$ ) para la etapa de fusión.

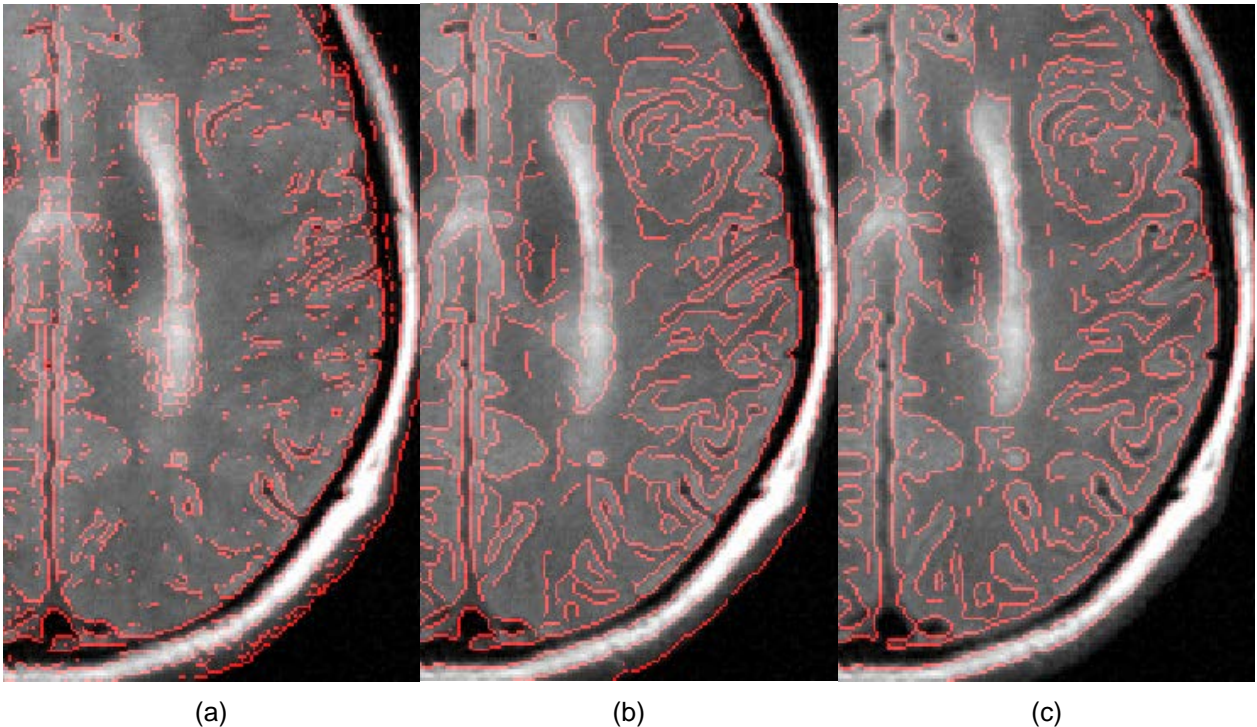


Fig. 3.8. Operadores: (a) sobel,  $th=0.03$ ; (b) LoG,  $th=0.0008$   $\sigma=2.5$ ; (c) Canny,  $th_1=0.025$ ,  $th_2=0.05$   $\sigma=1$ .

### 3.2.2. “Suavizado”

Para disminuir el detalle y acentuar las regiones con mayor actividad de  $I_F$  se utilizará un filtro gaussiano ( $G_\sigma$ ), que se implementará usando la función *fspecial* de MATLAB, con la cual se pueden seleccionar el valor de  $\sigma$  y el tamaño del filtro. Como es una digitalización de la función gaussiana es importante determinar el tamaño para que se aproxime lo mejor posible a ésta. Generalmente esto ocurre alrededor de  $3\sigma$  [5], por lo que el tamaño de un filtro  $m \times m$  sería

$$m = 2 \lfloor 3\sigma \rfloor + 1 \quad (3.3)$$

Una vez obtenido el filtro gaussiano se convolucionará con la imagen funcional ( $G_\sigma * I_F$ ) y cuyo efecto puede verse a continuación

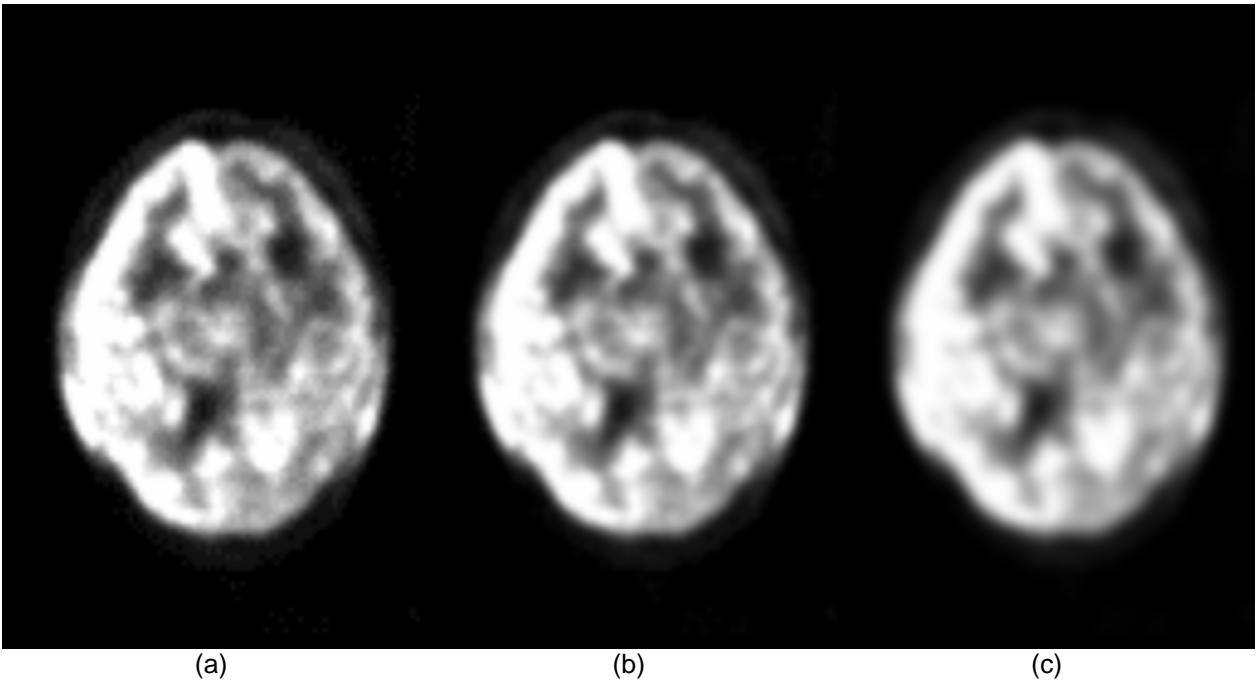


Fig. 3.9. Filtrado gaussiano, (a)  $\sigma = 1$ , (b)  $\sigma = 2$ , (c)  $\sigma = 4$ .

Vemos que conforme se aumenta el valor de  $\sigma$  los bordes van desvaneciéndose y el detalle reduciéndose, se tiene que ser cuidadoso con el valor elegido ya que puede perderse información funcional valiosa.

### 3.2.3. Resultados de la fusión

Con ambas modalidades ya procesadas es necesario integrarlas en una sola imagen ( $I_{TM}$ ) para mostrar el resultado final en conjunto. La forma más obvia es sumar o superponer los bordes a la información funcional. Como en el caso de la fusión *alpha blending*, es posible utilizar el espacio RGB tanto para la suma como para hacer uso del color.

La expresión de las tres componentes RGB para desplegar los bordes sobre una  $I_F$  en color verde es:

$$I_{TM_{RGB}} = (\nabla^2 G_\sigma * I_A, \nabla^2 G_\sigma * I_A + G_\sigma * I_F, \nabla^2 G_\sigma * I_A), \quad (3.4)$$

y para los desplegar también los bordes en color magenta:

$$I_{TM_{RGB}} = (\nabla^2 G_\sigma * I_A, G_\sigma * I_F, \nabla^2 G_\sigma * I_A). \quad (3.5)$$

En ambas imágenes fusionadas (fig. 3.10) las áreas de mayor actividad dificultan la observación de los bordes, vemos también que aunque los bordes son bastantes claros son la única referencia con la que se cuenta para  $I_A$  por lo que poner un poco más de información anatómica tal vez ayude como una guía más completa para la información funcional.

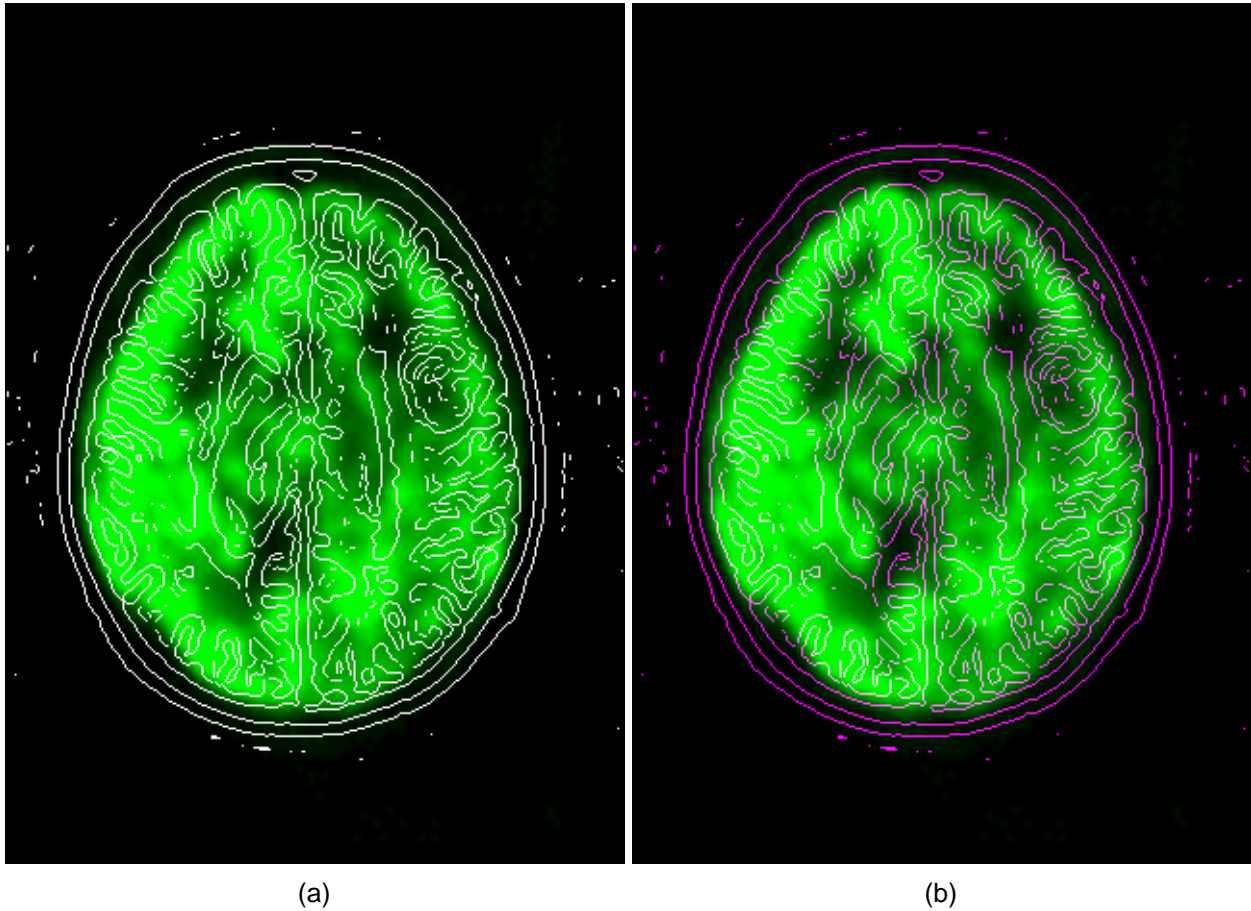


Fig. 3.10. Fusión con traslape mínimo entre modalidades.

Los bordes de  $I_A$  se realzarán si son sumados los bordes extraídos anteriormente, pero como en un principio lo que se busca con ese método es minimizar la cantidad de información traslapada, será conveniente implementar un control, por medio de un valor  $\alpha$ , que a diferencia de la fusión *alpha blending*, controle la cantidad de información anatómica (que no sean los bordes extraídos) y mantenga a  $I_F$  constante

$$I_{TM_{RGB}} = (\nabla^2 G_\sigma * I_A + \alpha I_A, G_\sigma * I_F, \nabla^2 G * I_A + \alpha I_A). \quad (3.6)$$

Variando  $\alpha$  se obtienen las siguientes imágenes (fig. 3.11)

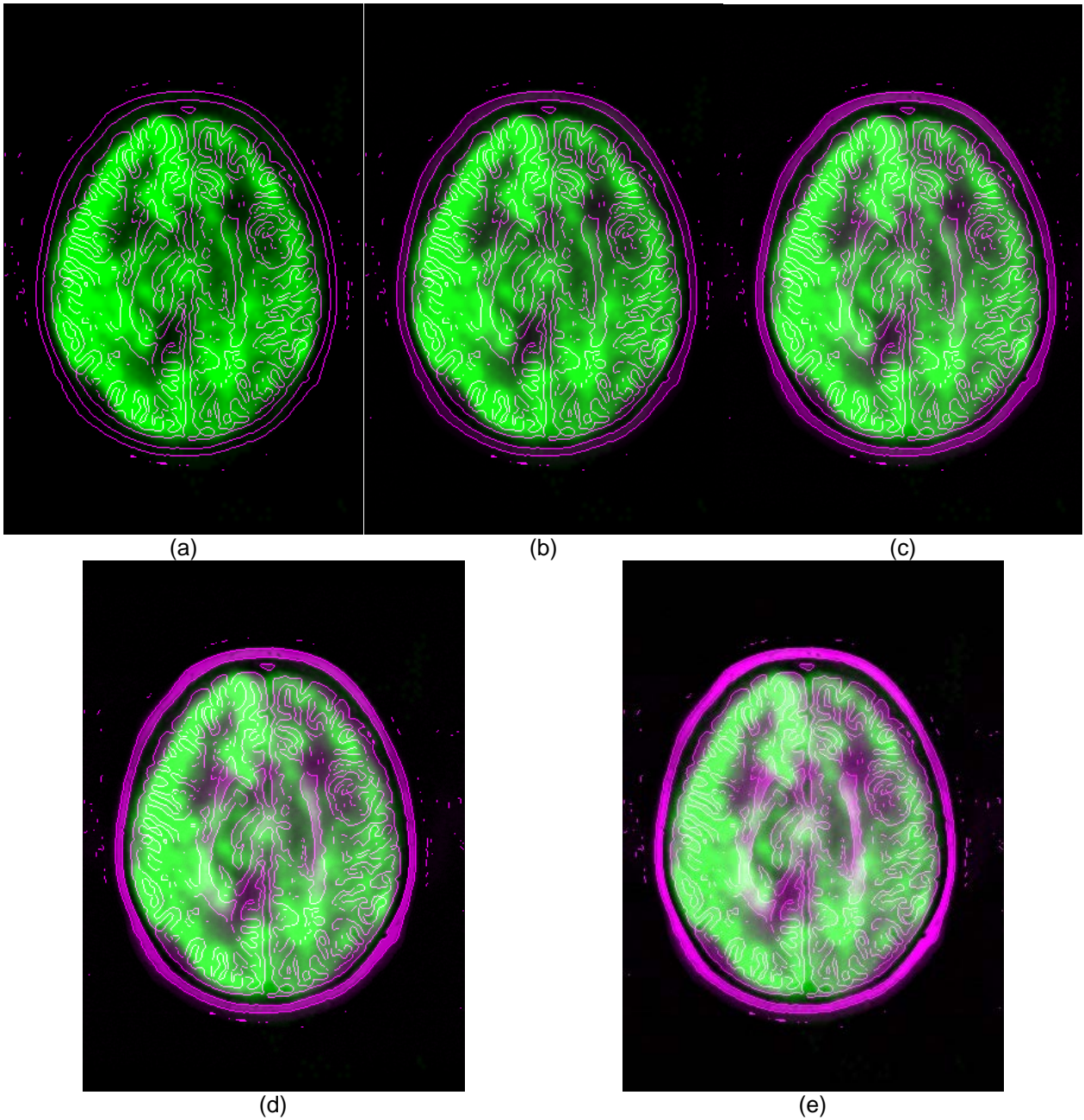


Fig. 3.11. Fusión con traslape mínimo. (a)  $\alpha=0$ , (b)  $\alpha=0.25$ , (c)  $\alpha=0.5$ , (d)  $\alpha=0.75$ , (e)  $\alpha=1$ .

Observamos que se pierde información funcional de menor intensidad, la única parte que realmente sufre una mejora considerable es el cráneo, ya que se tiene una mejor referencia de éste, con un valor mayor de  $\alpha$  (p. ej.  $\alpha=0.75$ ).



### 3.3. Fusión con espacios de color

Por último se utilizó el modelo de color HSV para fusionar las dos modalidades. A grandes rasgos se codificó la información funcional en el canal de matiz y saturación, mientras en el canal de valor se colocó información anatómica. Originalmente se planteó colocar solo  $I_A$ , pero debido a las limitaciones propias del modelo de color se probaron distintas combinaciones con  $I_F$ .

#### 3.3.1. Cambio de espacio de color

$I_F$ , al igual que  $I_A$ , es una imagen en escala de grises (*grayscale*), así que para asignarle color se ocupó un mapa de color y se indexaron los valores de éste a los píxeles de la imagen. Aunque MATLAB cuenta con varios mapas de colores decidimos crear uno propio (tabla 3.1). De esta manera podemos controlar todos los colores, así como su brillo y saturación.

**Tabla 3.1. Mapas de color**

	Nombre	Descripción
M a t l a b	<i>hsv</i>	Los colores varían como el componente H del sistema de color HSV, comienza con el rojo, pasando por el amarillo, verde, cyan, azul, magenta y terminando nuevamente en el rojo (fig. 3.12a).
	<i>jet</i>	Es una variación del mapa de color <i>hsv</i> , que en este caso va del azul al rojo pasando por cyan, amarillo y naranja (fig. 3.12b).
	<i>hot</i>	Varía suavemente del negro pasando por tonos de rojo, naranja y amarillo, al blanco (fig. 3.12c).
	<i>blue2mag</i>	También es una variación de <i>hsv</i> , pero en este caso va desde el azul, pasando por el cyan, verde, amarillo, rojo y finalizando con el magenta. Los colores están siempre en su máxima saturación y brillo (fig. 3.12d).

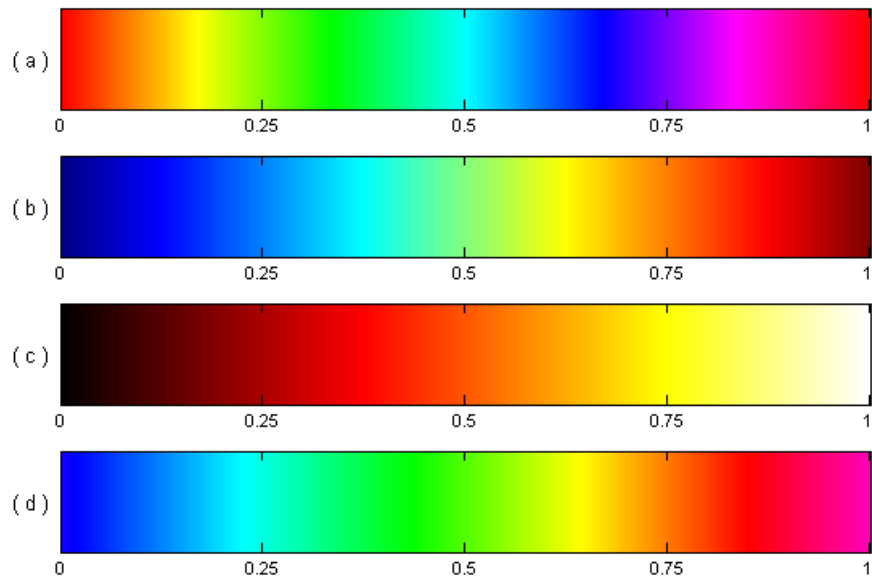


Fig. 3.12 Mapas de color: (a) *hsv*, (b) *jet*, (c) *hot*, (d) *blue2mag*.

El mapa de color que se diseñó, *blue2mag* es una variación del mapa de color *hsv*, sólo que se ha invertido el orden de los colores, comenzando además con el azul para terminar con el magenta. Los colores se encuentran en su máxima saturación ( $S = 100\%$ ) y brillo ( $V = 100\%$  o  $L = 50\%$ ). Si bien no es el mapa de color más intuitivo<sup>1</sup>, permitirá observar con claridad los cambios provocados por la fusión. Fue necesario convertir la imagen funcional a color a una imagen tipo RGB (fig. 3.13) para facilitar la conversión al espacio HSV,

---

<sup>1</sup> Se trató de lograr una percepción intuitiva al invertir el orden de los colores, comenzando en el azul que en términos de la percepción humana es un color frío y por lo tanto indicador de baja actividad, y así hasta el rojo y magenta, que son colores cálidos y signos de una actividad mayor. El límite superior podría también ser blanco, en vez de magenta, pero entra en conflicto con el valor de gris más intenso que es también blanco.

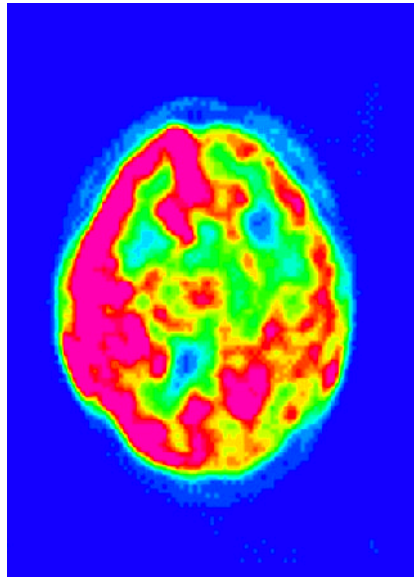


Fig. 3.13.  $I_{F_{RGB}}$  a partir del mapa de color *blue2mag*.

Una vez en el espacio HSV ( $I_{F_{HSV}}$ ), se ocupará el canal *V* para llevar a cabo la fusión con las operaciones ya mencionadas al final del capítulo 2. El canal *S* no es ideal para ser utilizado, debido a las características de este modelo de color, ya que cuando los colores se encuentran a su máxima intensidad, si la saturación cambia a valores menores que uno, éstos tenderán al blanco (fig. 3.14). Sin embargo combinando información en otros canales es posible obtener resultados útiles como se verá más adelante.

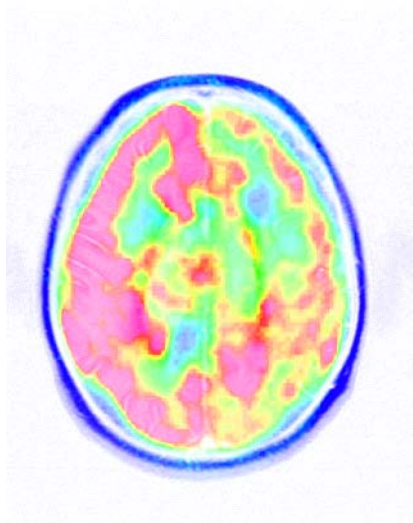


Fig. 3.14. En este caso se igualó el canal de la saturación a la imagen anatómica,  $S = I_A$ .

### 3.3.2. Resultados

Se pueden ver las imágenes fusionadas en fig. 3.15 así como sus respectivos histogramas del canal  $V$  en fig. 3.16. Los histogramas permiten apreciar variaciones en el contraste y cómo se acentúa la separación entre modas. Como ya se hizo notar en la sección 2.4.3.1, aunque la fusión se lleve a cabo en el espacio de color HSV, la imagen final es trasladada al espacio RGB para poder visualizarla correctamente.

#### 3.3.2.1. Fusión definiendo $V = I_A$

Cuando se reemplazan los valores originales de  $V$  por los de  $I_A$ , la observación inmediata es que la imagen se oscurece, los colores pierden su brillo, aún así es posible distinguir diferentes zonas de actividad. Este oscurecimiento es provocado porque en  $V$  todos los píxeles son constantes, cuando son sustituidos, éstos varían y de acuerdo al comportamiento del modelo HSV valores menores a uno disminuyen el brillo de la imagen.

Áreas de baja actividad son difíciles de distinguir, probablemente a causa del mapa de color, ya que el color azul está asignado tanto a puntos de baja actividad como a los que no la presentan.

La información anatómica es relativamente clara, es posible distinguir los hemisferios cerebrales, así como las circunvoluciones y parte de los ventrículos. Facilita la visualización de la información funcional dentro de un contexto anatómico.

#### 3.3.2.2. Fusión definiendo $V = I_A + I_F$

Para tratar de compensar este oscurecimiento, se busca que incorporando información funcional en el canal  $V$  se preserve el color original. Como resultado se obtienen colores más brillantes (debido a que la suma de las imágenes provoca que los valores tiendan a uno), parecidos a los originales, principalmente en las regiones de mayor actividad. Por el contrario zonas de menor actividad, igual que en la fusión anterior, no son tan evidentes.

La información anatómica es la más afectada ya que la región de los ventrículos y algunas circunvoluciones se pierden completamente. Es posible observar la división de los hemisferios cerebrales pero en menor medida.

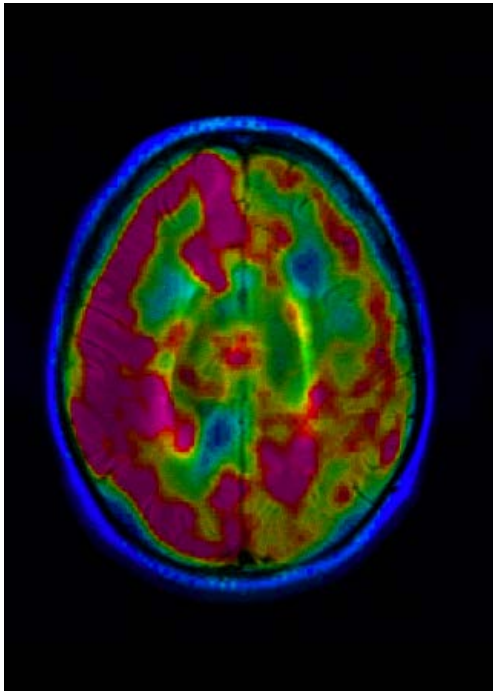
#### 3.3.2.3. Fusión definiendo $V = (I_A + I_F)/2$

De las fusiones anteriores, se percibe que es necesario introducir información funcional dentro del canal  $V$  para no oscurecer la imagen, pero al mismo tiempo se debe minimizar la pérdida de información anatómica. Se busca obtener estos resultados promediando las imágenes o disminuyendo la intensidad de la imagen funcional.

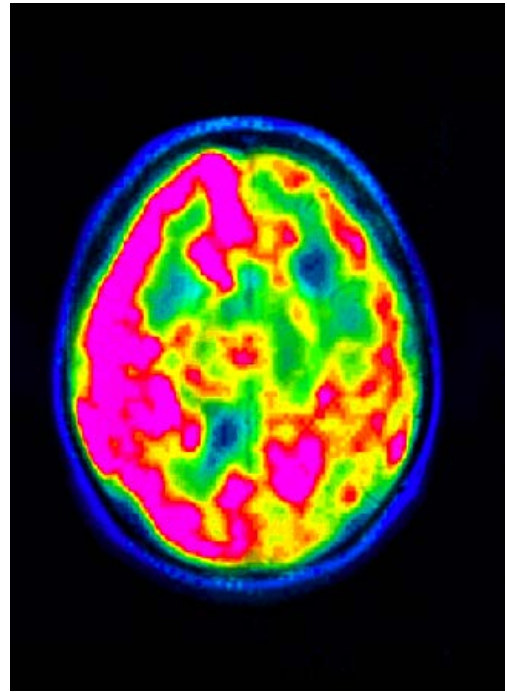
Con el promedio de intensidades anatómica y funcional, la imagen se oscureció y disminuyó el contraste, dificultando ver las zonas de menor intensidad (correspondientes al cian y al azul). En lo que respecta a los elementos anatómicos, hay una pérdida considerable, por ejemplo partes de los ventrículos y algunas circunvoluciones no se distinguen.

#### 3.3.2.4. Fusión definiendo $V = I_A + I_F/n$

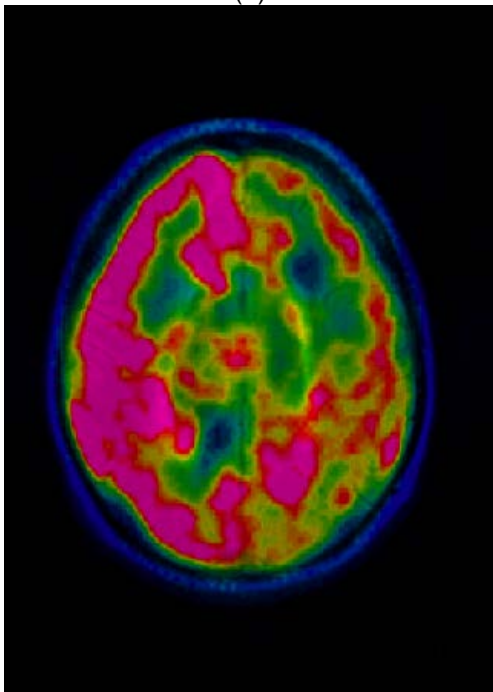
Disminuyendo la intensidad de  $I_F$ , ponderando por un factor  $1/n$  los colores de la imagen fusionada se acercan a los del mapa de color utilizado, y se conservan gran parte de detalles anatómicos como hemisferios cerebrales, circunvoluciones y la parte correspondiente a los ventrículos.



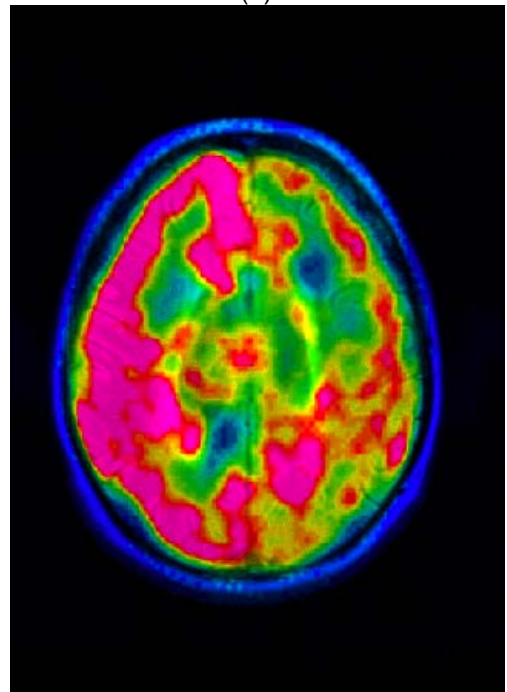
(a)



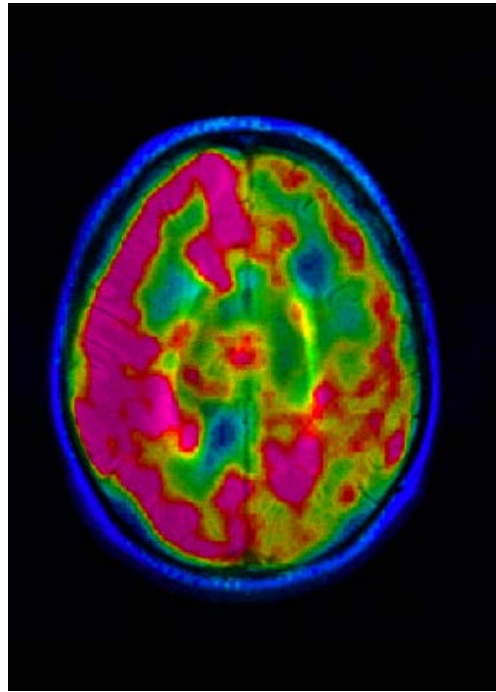
(b)



(c)

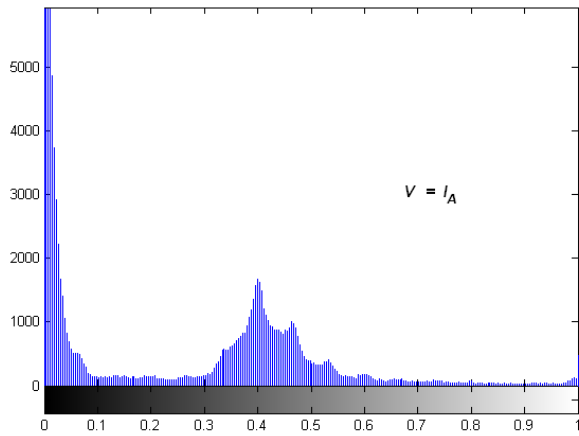


(d)

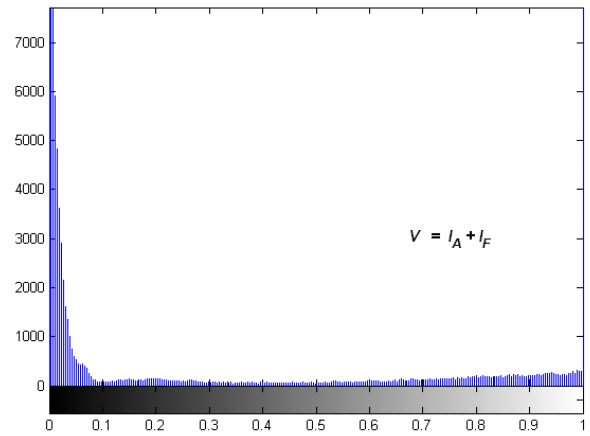


(e)

Fig. 3.15. Imágenes fusionadas, (a)  $V = I_A$ , (b)  $V = I_A + I_F$ , (c)  $V = (I_A + I_F) / 2$ , (d)  $V = I_A + I_F / 2$ , (e)  $V = I_A + I_F / 4$ .



(a)



(b)

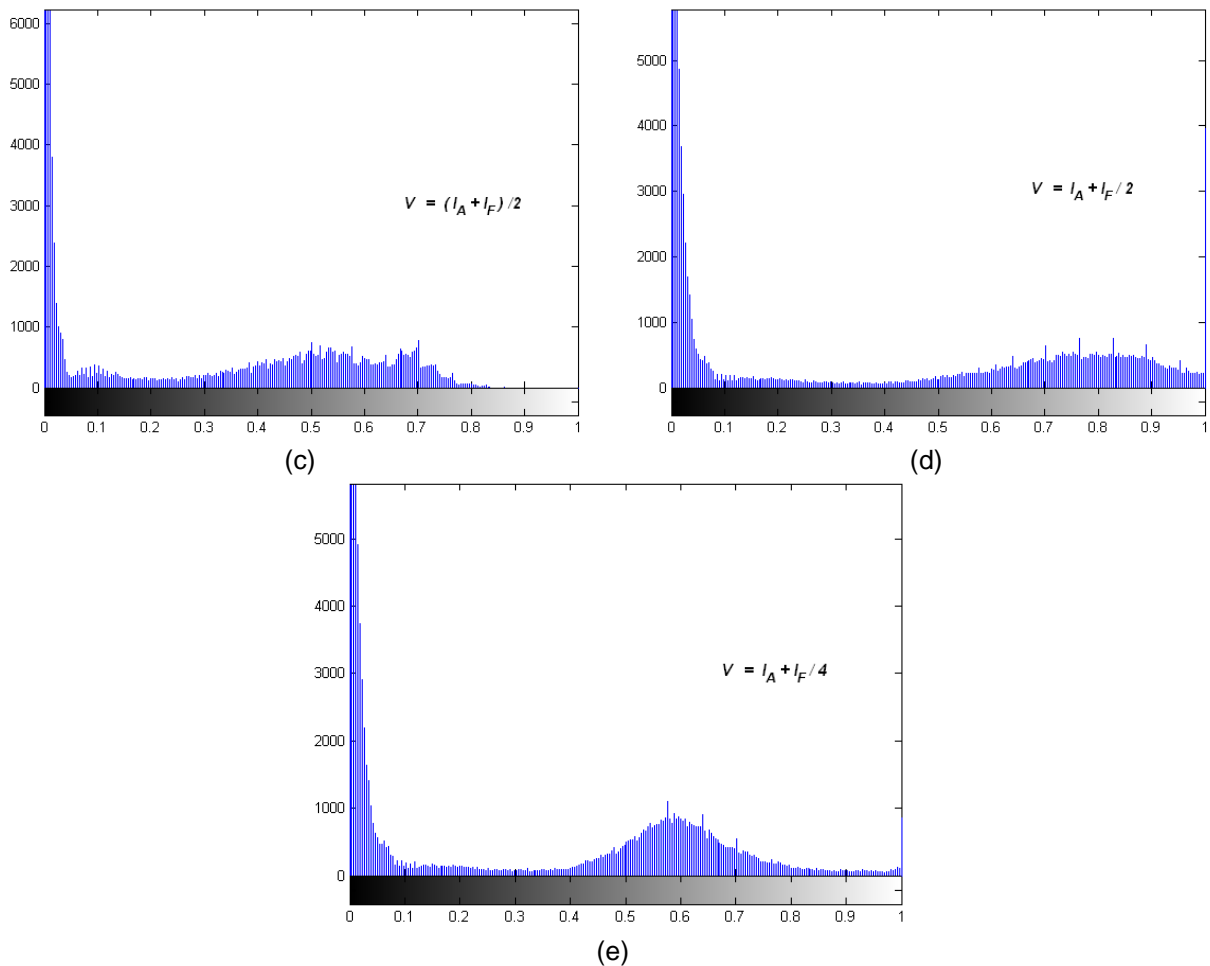


Fig. 3.16. Histogramas del canal  $V$ .

Hasta el momento, con estos resultados podemos ver que el principal problema no es la variación de la información a color respecto a la original, porque aún así es ilustrativa y permite la identificación de regiones con cierta actividad, sino la pérdida de información anatómica. Los histogramas de la fig. 3.15 permiten ver la separación entre modas y el nivel de contraste, el cuál aumenta cuando una moda ocupa un intervalo de intensidades amplio.

Una alternativa para disminuir la pérdida de información anatómica, es aumentar la intensidad de  $I_A$ , para disminuir el oscurecimiento de la imagen fusionada. También se puede implementar una ventana (*windowing*) de intensidades que permita seleccionar ciertos valores de  $I_F$ , una vez aislados estos píxeles, combinarlos con la información anatómica completa. Esto permite aislar actividad por encima o debajo de un valor umbral, o bien la actividad existente en un intervalo deseado.



### 3.3.2.5. Modificar intensidad en $I_A$

Si se aumenta el brillo de  $I_A$

$$V = nI_A \quad (3.7)$$

el resultado final (fig. 3.17, fig. 3.18) es una imagen fusionada con colores menos oscuros y sin grandes pérdidas en cuanto a detalle anatómico, aún así puede presentarse, especialmente en regiones con intensidad alta.

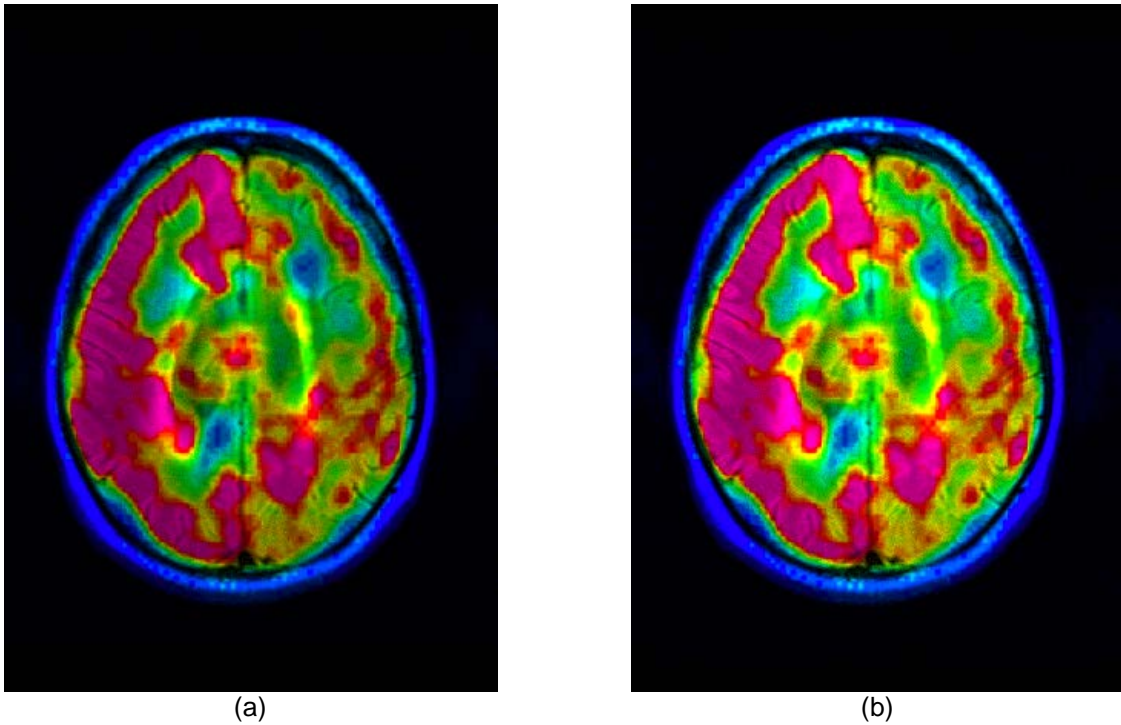


Fig. 3.17. Fusión  $V = nI_A$ , (a)  $V = 1.4 I_A$ , (b)  $V = 1.8 I_A$ .

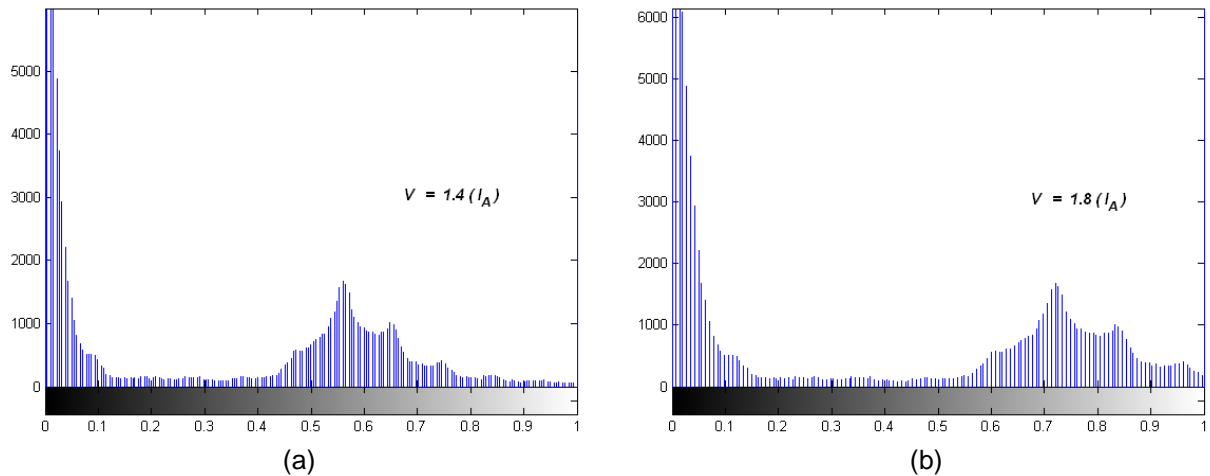


Fig. 3.18. Histograma de la fusión  $V = nI_A$ , (a)  $V = 1.4 I_A$ , (b)  $V = 1.8 I_A$ .

### 3.3.2.6. *Modificar la saturación de la imagen funcional*

Variando la información de color mediante su saturación y dejando constante el valor de intensidad que pertenece a la modalidad anatómica se obtiene una buena distinción de los colores,

$$I_{HSV} = (H, n, I_A). \quad (3.8)$$

Si es interactivo se pueden ver mejor las zonas de actividad y la ubicación dentro del contexto anatómico (fig. 3.19). Se pueden observar los beneficios que nos brinda la fusión en este espacio de color ya que conforme disminuye la saturación,  $I_A$  resulta cada vez más visible, mientras que cuando aumenta, la información funcional cobra mayor peso, pero aún así podemos observar los detalles anatómicos.

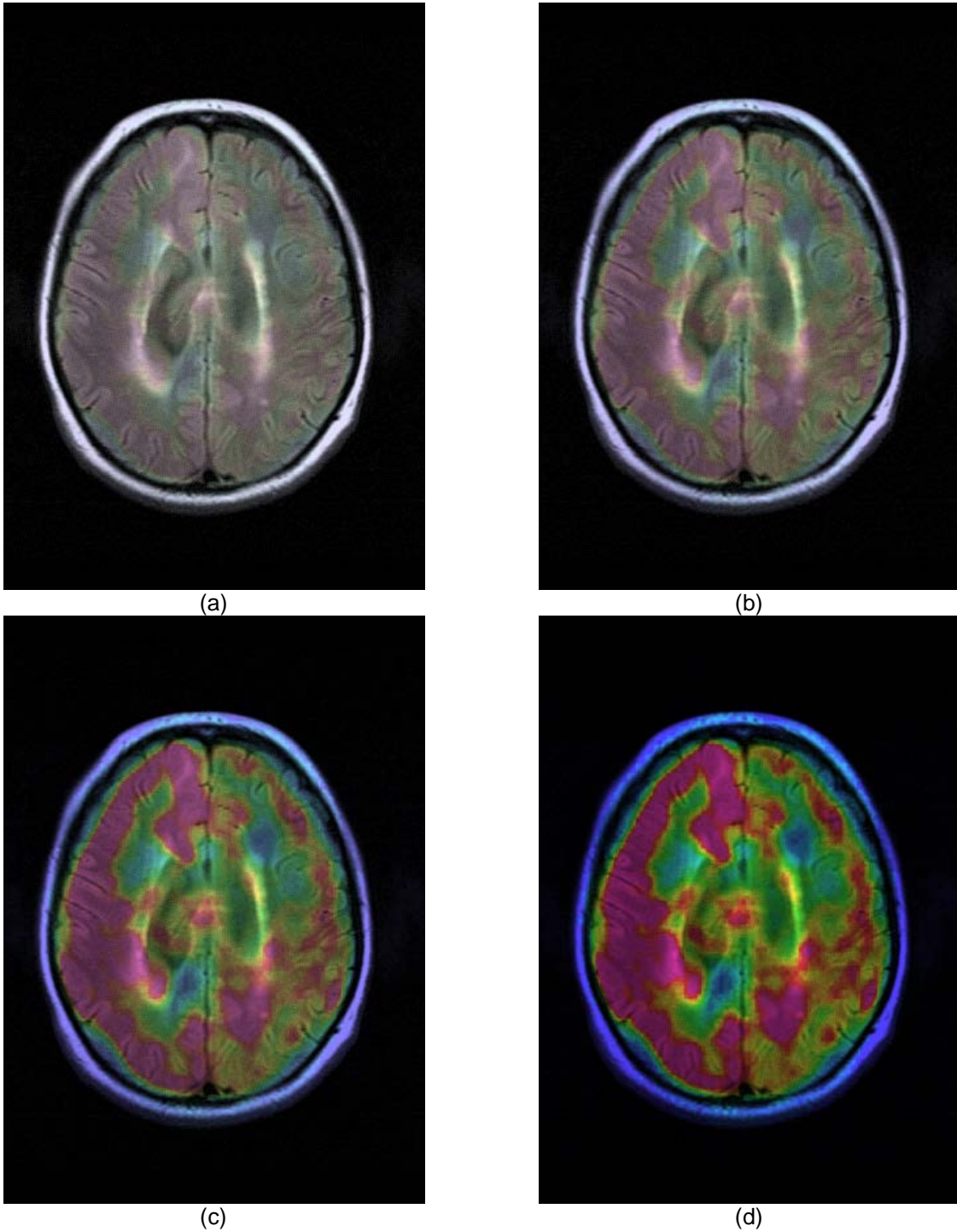


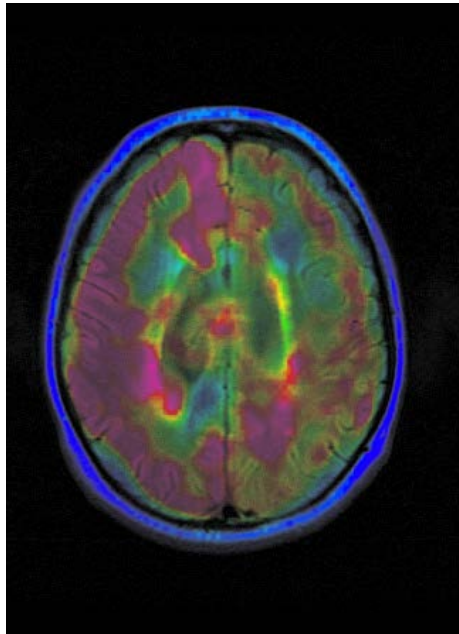
Fig. 3.19. (a)  $n = 0.125$ , (b)  $n = 0.25$ , (c)  $n = 0.5$ , (d)  $n = 0.75$ .

### 3.3.2.7. Información anatómica en S y V

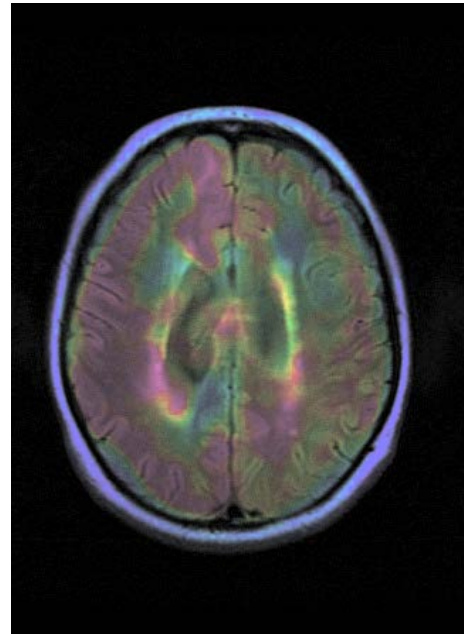
Agregando información anatómica en los canales S y V,

$$I_{HSV} = (H, n_1 I_A, n_2 I_A). \quad (3.9)$$

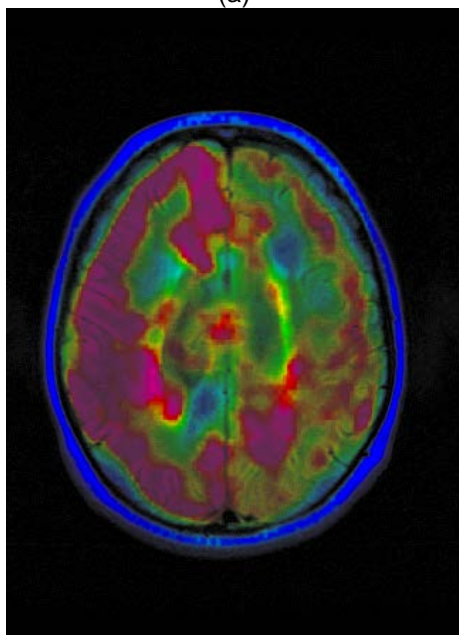
En esta combinación, se obtiene el efecto de oscurecimiento ya mencionado, los colores se muestran pálidos, modificando tanto saturación como brillo, se manifiestan características de ambas imágenes, siendo la mejor opción aumentar los canales S y V al mismo tiempo. Aún así no se observan diferencias considerables con alguno de los métodos ya revisados.



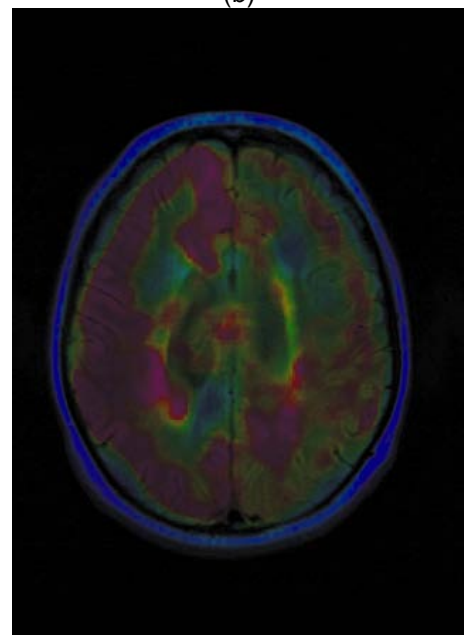
(a)



(b)



(c)



(d)

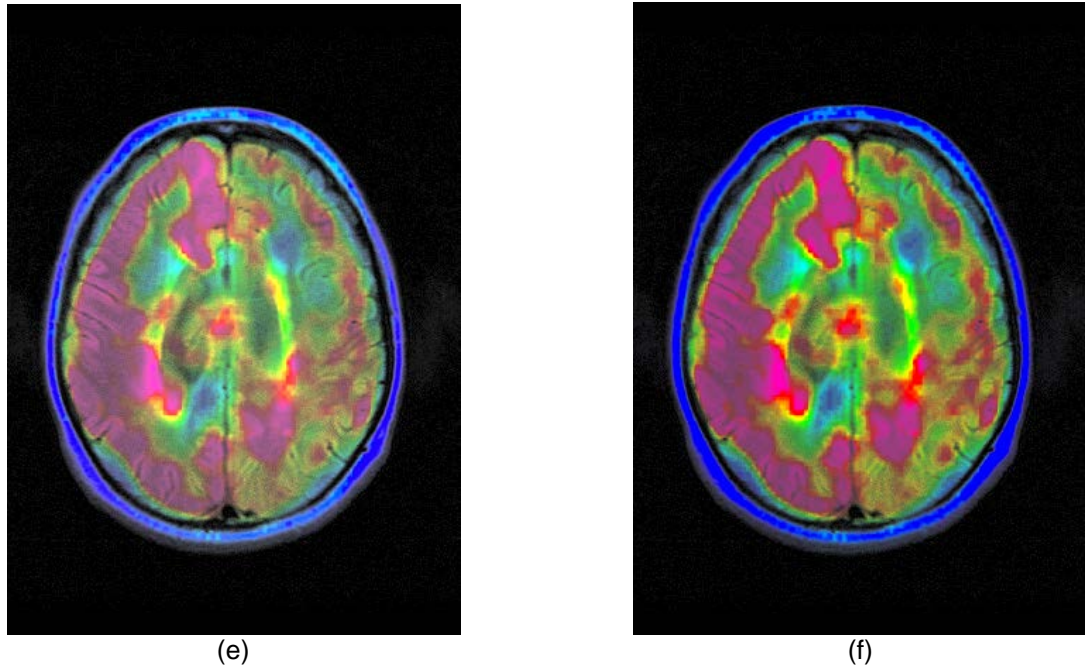


Fig. 3.20. (a)  $n_1 = 1, n_2 = 1$ , (b)  $n_1 = 0.5, n_2 = 1$ , (c)  $n_1 = 1.5, n_2 = 1$  (d)  $n_1 = 1, n_2 = 0.5$ , (e)  $n_1 = 1, n_2 = 1.5$ , (f)  $n_1 = 1.5, n_2 = 1.5$ .

### 3.3.2.8. Windowing

Seleccionando un rango de valores de intensidad de la imagen funcional, se obtienen los siguientes resultados (fig. 3.21)

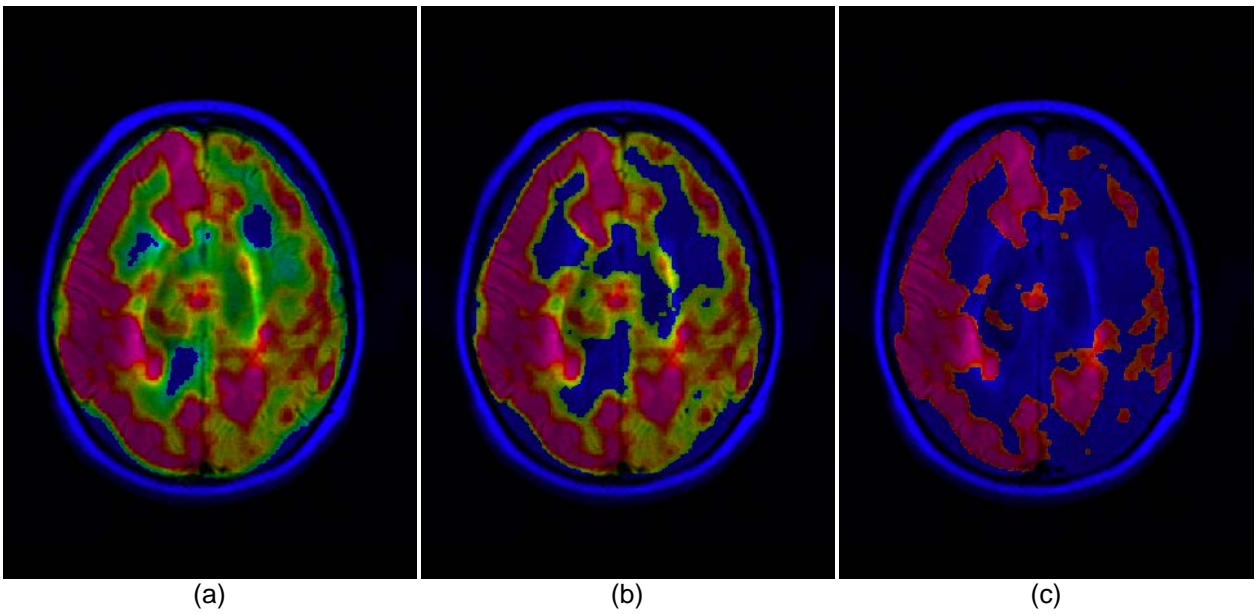
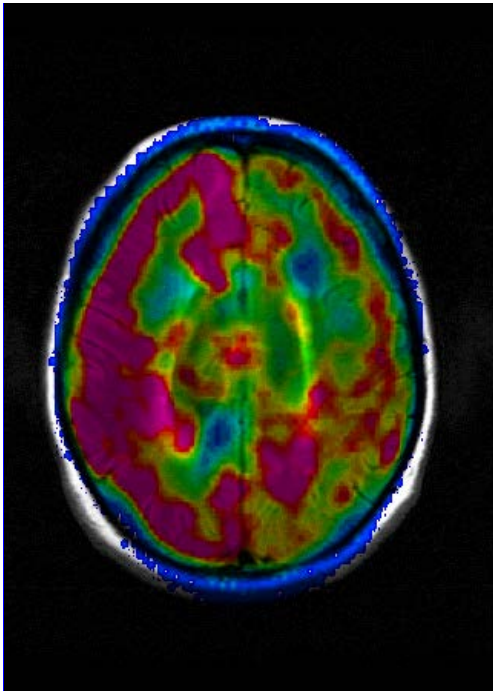


Fig. 3.21. *Windowing*, (a)  $W = [0, 0.25]$ , (b)  $W = [0, 0.5]$ , (c)  $W = [0, 0.75]$ .

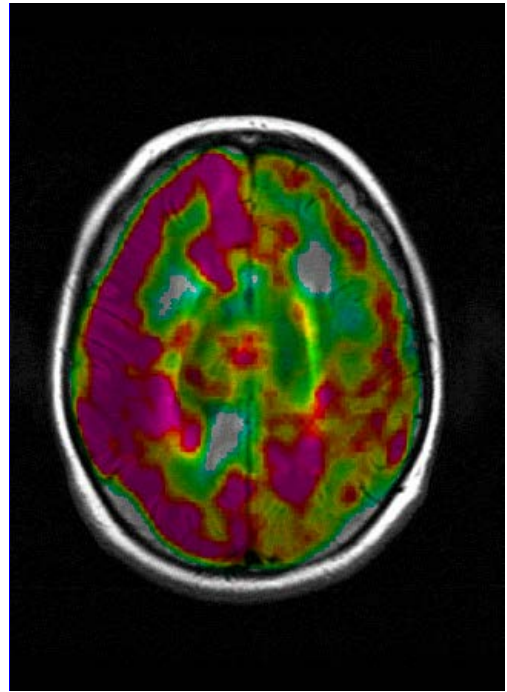
Aunque se facilita ubicar la información funcional respecto a la anatomía y controlar los datos que se desean ver, observar detalles anatómicos se dificulta debido al color azul que se obtiene después de la fusión.

El mapa de color *blue2mag* asigna el color azul a píxeles cuyo valor es cero en  $I_F$ , así cuando ocurre la fusión las regiones en donde no existe información funcional pero sí anatómica, ésta se muestra en color azul. Es necesario modificar el mapa de color, de tal forma que píxeles cuyo valor sea cero o cercano a éste se muestren en negro, o más bien en transparente, pero siga apareciendo la información anatómica en niveles de gris. El mapa creado como alternativa fue el *bk2mag* que es muy similar al *blue2mag* solo que se ha introducido negro al principio para valores bajos o nulos de intensidad lo que permitirá que se visualice la modalidad anatómica con su intensidad original, de negro a blanco.

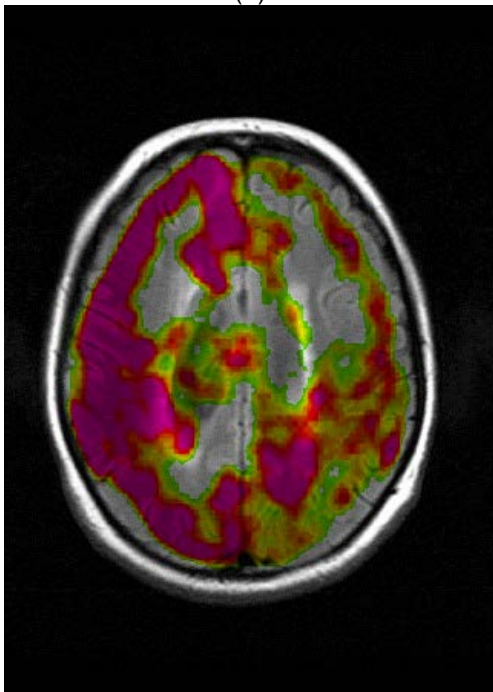
Ésto tiene como efecto que al fusionar  $V = I_A$ , en la imagen resultante (fig. 3.22) se observe  $I_A$  con sus características originales en las zonas donde no hay información funcional, lo cual se observa mejor al realizar el ventaneo.



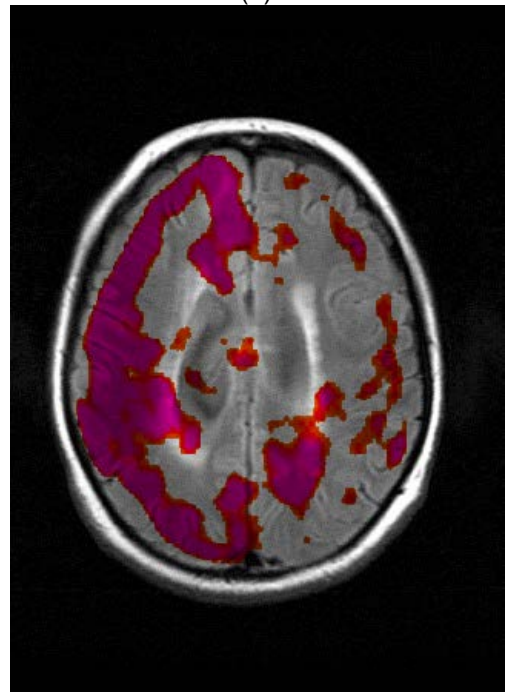
(a)



(b)



(c)



(d)

Fig. 3.22. *Windowing*, (a)  $W = [0, 1]$ , (b)  $W = [0, 0.25]$ , (c)  $W = [0, 0.5]$ , (d)  $W = [0, 0.75]$ .

### 3.4. Métodos combinados

En el capítulo dos, referimos que muchas de las técnicas de fusión son combinaciones de distintos acercamientos a solucionar el problema de la fusión, es por eso que se decidió utilizar métodos que involucran la extracción de bordes con el uso de espacios de color.

#### 3.4.1. HSV+Bordes

Con este tipo de fusión (3.10) se busca enfatizar la información anatómica agregando los bordes a los resultados ya obtenidos con la fusión HSV.

$$I_{HSV} = \left( \nabla^2 G_{\sigma} * I_A \right)_{RGB} + \left( H, S, I_A \right)_{HSV2RGB} \quad (3.10)$$

Aunque de cierta manera agregar los bordes puede estorbar un poco para la visualización, da una idea más clara de las estructuras anatómicas que cubre la información funcional. Obviamente es necesario que los bordes detectados correspondan a la información real.

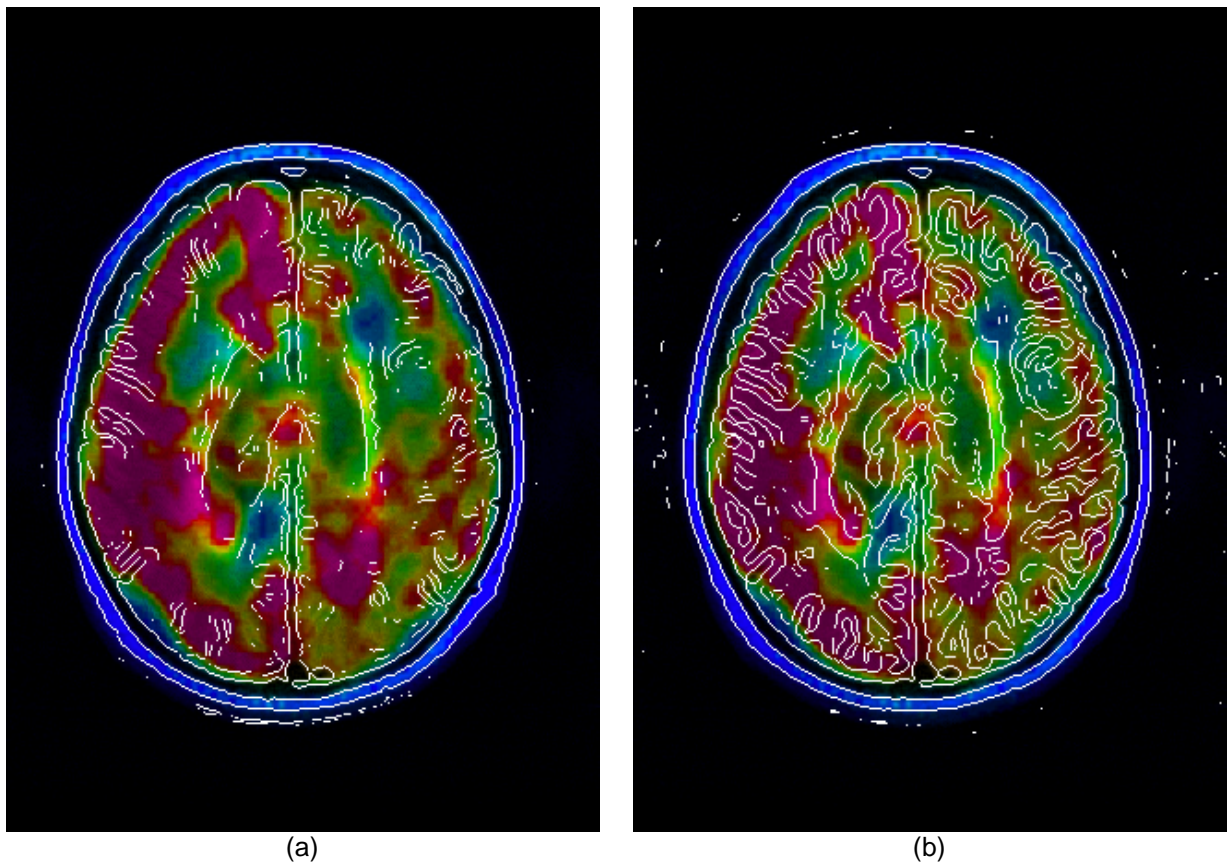


Fig. 3.23. Fusión en el espacio de color HSV + bordes



### 3.4.2. Bordes coloreados

Otra forma de ver que áreas cubre la información funcional es “modular” los bordes con la información de color de  $I_F$ . De acuerdo a (3.11) la información de los bordes de  $I_A$  queda coloreada de acuerdo al canal  $H$  de  $I_F$ .

$$I_{HSV} = I_{A_{RGB}} + \left( \left( \nabla^2 G_{\sigma} * I_A \right) H, S, \nabla^2 G_{\sigma} * I_A \right)_{HSV2RGB} \quad (3.11)$$

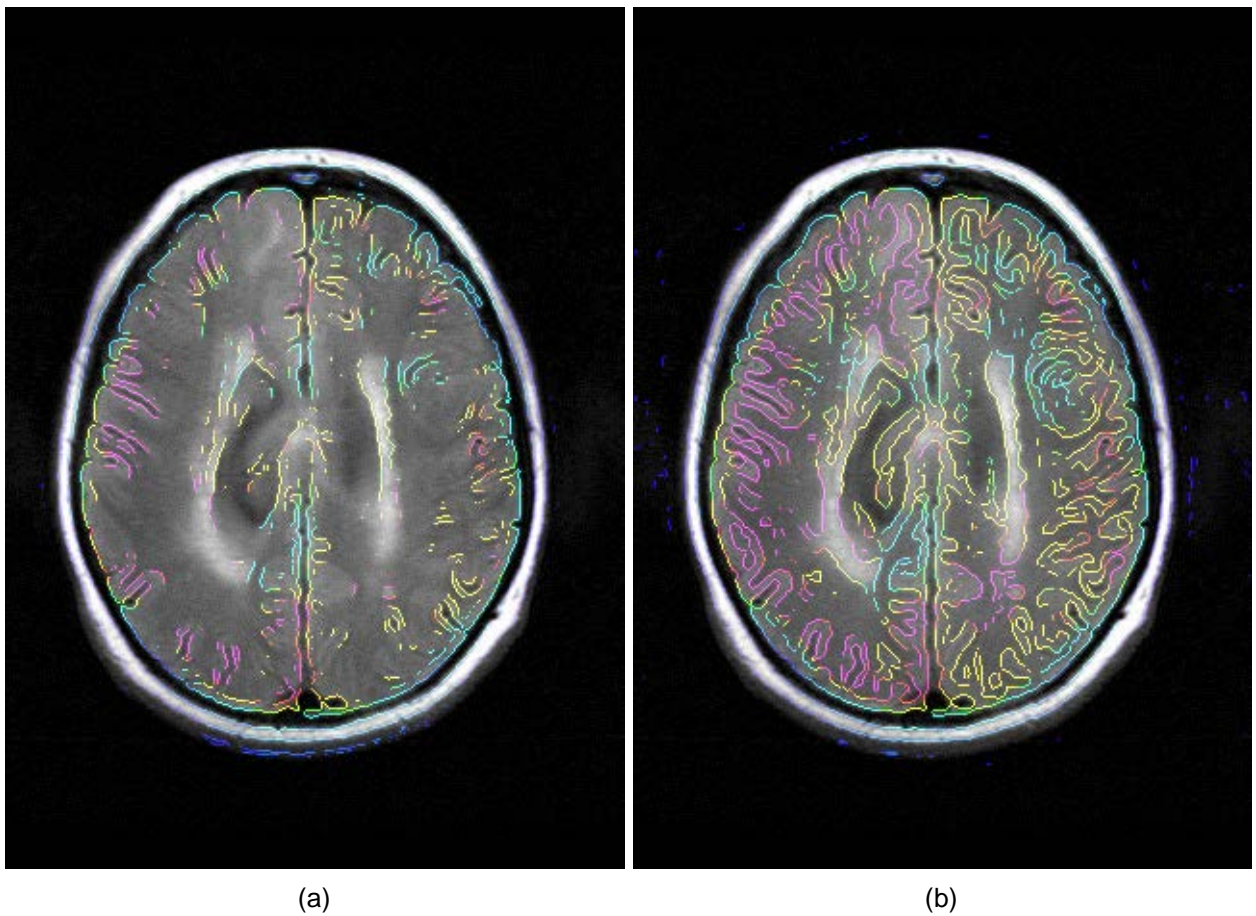


Fig. 3.24. Bordes coloreados.