



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
FACULTAD DE MEDICINA
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSTGRADO
CURSO DE ESPECIALIZACIÓN EN NEURORRADIOLOGÍA
INSTITUTO NACIONAL DE NEUROLOGÍA Y NEUROCIROLOGÍA
"DR. MANUEL VELASCO SUÁREZ"
DEPARTAMENTO DE NEUROIMAGEN

"Comparación de las activaciones cerebrales en estudio de Resonancia Magnética funcional de paradigmas motores laterales con respecto a un solo paradigma motor bilateral".

TESIS
PARA OBTENER EL TÍTULO DE:
ESPECIALISTA EN NEURORRADIOLOGÍA.

PRESENTA:
DRA. OMAR BELIO HERNANDEZ.

TUTOR: DR. OSCAR RENÉ MARRUFO MELÉNDEZ.

CO-AUTORES:

DRA. JOSEFINA SANDOVAL PAREDES.

PSIC. ERIKA AGUILAR CASTAÑEDA





Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

DR. NICASIO ARRIADA MENDICOA.

DIRECTOR DE ENSEÑANZA.

INSTITUTO NACIONAL DE NEUROLOGÍA Y NEUROCIRUGÍA "MANUEL VELASCO SUÁREZ".

DR. JESUS TABOADA BARAJAS.

PROFESOR TITULAR CURSO DE NEURORRADIOLOGÍA.

INSTITUTO NACIONAL DE NEUROLOGÍA Y NEUROCIRUGÍA "MANUEL VELASCO SUÁREZ".

DR. OSCAR RENÉ MARRUFO MELÉNDEZ.

TUTOR DE TESIS.

INSTITUTO NACIONAL DE NEUROLOGÍA Y NEUROCIRUGÍA "MANUEL VELASCO SUÁREZ".

DR. OMAR BELIO HERNANDEZ.

AUTOR.

INSTITUTO NACIONAL DE NEUROLOGÍA Y NEUROCIRUGÍA "MANUEL VELASCO SUÁREZ".

AGRADECIMIENTOS

Le agradezco a Dios por haberme acompañado y guiado a lo largo de mi carrera, por ser mi fortaleza en los momentos de debilidad y por brindarme una vida llena de aprendizajes, experiencias y sobre todo felicidad.

A mi esposa Alma Liliana, por ser una parte muy importante de mi vida, por haberme apoyado en las buenas y en las malas, sobre todo por su paciencia y amor incondicional.

A mis angelitos Ivanna y Sofia que con su amor y risas me han enseñado que todo es posible siempre que se vea con amor.

Le doy gracias a mi madre Julia por apoyarme en todo momento, por los valores que me inculco, y por haberme dado la oportunidad de tener una excelente educación en el transcurso de mi vida. Sobre todo por ser un excelente ejemplo de vida a seguir.

A mi hermana Mayra y sobrinas por ser parte importante de mi vida y representar la unidad familiar.

Le agradezco la confianza, apoyo y dedicación de tiempo a mis profesores: Dr Jesus Taboada, Roger Carrillo, Angel Romero, Josefina Sandoval, Dr Fernando Robles y Rosa Delia Delgado. Por haber compartido conmigo sus conocimientos y sobre todo su amistad.

Gracias Ingeniero Oscar Rene Marrufo por creer en mí, y haberme brindado la oportunidad de desarrollar mi tesis profesional y por todo el apoyo y facilidades que me fueron otorgadas.

DEDICATORIA

A Dios, por permitirme llegar a este momento tan especial en mi vida. Por los triunfos y los momentos difíciles que me han enseñado a valorarlo cada día más, A mi esposa por ser impulsora y apoyo durante mi formación, ayudándome con su amor y comprensión, a mis hijas que llegaron para iluminar mi camino y darme el mas glorioso de los títulos se padre. A mi madre por ser la persona que me ha acompañado durante todo mi trayecto estudiantil y de vida, que con su amor y dedicación me han enseñado que como el amor de madre no hay dos, a mis hermana y sobrinas quienes han velado por mí durante este arduo camino para convertirme en una profesional. A mis profesores quien con sus consejos ha sabido guiarme para culminar mi carrera profesional.

Omar Belío Hernández.

RESUMEN

Objetivo: Determinar si es factible el uso de un solo paradigma motor bilateral para la sustitución de dos paradigmas laterales motores por medio de Resonancia Magnética Funcional.

Material y Método: Se realizó un estudio de casos, se incluyeron 12 pacientes diagnosticados con diversas patologías, los cuales tenían comprometida el área motora. A todos los pacientes se les realizó estudio de Resonancia Magnética Funcional. Posteriormente se procesaron las imágenes con el software SPM 8 (*Statistical Parametric Mapping*). Se identificaron los "cluster's" de mayor activación en los paradigmas individuales y se compararon con su localización en el paradigma bilateral en forma separada, es decir solo se comparo la posición de la máxima activación de la mano derecha con respecto a la activación que se genera en el paradigma bilateral correspondiente al lado izquierdo del encéfalo y de la misma forma con el paradigma motor mano izquierda.

Resultados: Se evaluó la posición de las intensidades máximas de los clusters representativos de ambos paradigmas individuales con respecto a su localización en el paradigma bilateral encontrando una amplia similitud.

Conclusiones: El paradigma bilateral es un paradigma de suma importancia ya que tiene muy poca variabilidad en sus representación de la actividad de ambas manos en la corteza cerebral, por lo cual puede ser utilizado frecuentemente con pacientes poco colaboradores y/o pacientes que no resistan mucho tiempo dentro de la máquina de Resonancia Magnética.

INDICE

ANTECEDENTES	6
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	8
HIPÓTESIS	8
OBJETIVOS	9
JUSTIFICACIÓN	10
METODOLOGÍA	11
PROCEDIMIENTO	12
TECNICA IMAGENOLÓGICA	12
PROCESAMIENTO DE IMÁGENES	13
CONSIDERACIONES ETICAS	15
RESULTADOS	15
DISCUSIÓN	21
CONCLUSIONES	22
REFERENCIAS	23

ANTECEDENTES

Varios artículos han publicado el uso de la Resonancia Magnética Funcional y la tomografía por emisión de positrones (PET) para mapear las áreas cerebrales activadas durante el movimiento de las manos (1-3). Un hallazgo interesante en estos estudios es que la activación ipsilateral es más pronunciado durante el movimiento de la mano izquierda con respecto al movimiento de la mano derecha en sujetos diestros.

Estos hallazgos sugieren que ambos hemisferios cerebrales pueden desempeñar diferentes funciones durante el proceso del movimiento secuencial de la mano en los seres humanos.

Sin embargo, en estos estudios previos de imagen, se evaluó la corteza sensitivo-motora o corteza motora como una misma región y la activación se analizó sólo sobre la base de dicha zona o sobre el área en donde se mostro un aumento significativo en la intensidad de señal en los pixeles durante la estimulación. En otro estudio se trato de reproducir los resultados ya se ha informado sobre la activación asimétrica durante las tareas de movimiento de la mano y se han examinado los cambios tanto en la zona activa y la intensidad de señal, para investigar las regiones activadas sensoriomotoras del hemisferio ipsilateral o contralateral (4).

Otro estudio de Resonancia Magnética Funcional mostró que el movimiento de la mano izquierda activa el hemisferio contralateral sustancialmente, mientras el movimiento de la mano derecha activa muy poco la parte contralateral (5).

En los sujetos diestros, el hemisferio izquierdo se activa casi en la misma cantidad con el movimiento de los dedos de la mano izquierda como por el movimiento de los dedos de la mano derecha. La simetría o asimetría del control cerebral en la actividad motora ha sido el objeto de numerosos estudios (5-9). Un informe reciente de Resonancia Magnética funcional mostró que una tarea sensorial táctil que implica la mano produce activación en la corteza contralateral rolándica (10). Por lo tanto, se probó la hipótesis de que el hemisferio cerebral ipsilateral se activa en el mismo grado tanto en tareas motoras como en sensoriales (11).

Mientras se investigaba la estructura molecular de la hemoglobina en 1936, Linus Pauling y Charles Coryell descubrieron que la molécula de hemoglobina tiene propiedades magnéticas diferentes a las del agua y su comportamiento magnético es dependiente de la cantidad de oxígeno que esta contenga, como ejemplo, tenemos que, la hemoglobina oxigenada es diamagnética, la hemoglobina deoxigenada

es paramagnética, esto se traduce en que la hemoglobina deoxigenada tiene un 20% más de susceptibilidad magnética que la hemoglobina oxigenada (12).

La idea de que el flujo sanguíneo cerebral (Cerebral Blood Flow, CBF), pueda reflejar actividad neuronal, comenzó a finales del siglo XIX con experimentos de Roy y Sherrington(13). Este concepto es la base para cualquier técnica que use la respuesta hemodinámica cerebral que se emplean actualmente basadas en mediciones reportadas de CBF y la tasa metabólica de oxígeno cerebral por medio de Tomografía por Emisión de Positrones (PET) en humanos durante estimulación somatosensorial y visual.

Fox y sus colegas (14) reportaron un incremento del CBF que superó la tasa metabólica de oxígeno cerebral. En consecuencia, un desajuste en los cambios de CBF y la tasa metabólica de oxígeno cerebral, dan como resultado un incremento entre los niveles de oxigenación venosa y capilar, esto dio lugar a un nuevo parámetro fisiológico para el mapeo cerebral.

En 1980, basados en estudios realizados en cerebros de ratas, empleando un sistema de 7 Tesla (T), Ogawa y colaboradores, reportaron que el mapeo cerebral funcional es posible empleando el nivel de dependencia de oxigenación sanguínea venosa (blood oxygenation level-dependent - BOLD) como un agente de contraste para la Imagenología por Resonancia Magnética (IRM)(12).

En 1890, el fisiólogo Charles Sherrington demostró que la estimulación cerebral causa un incremento local en el flujo cerebral(13). Sin embargo, también observó que la proporción relativa de oxígeno extraída de esa sangre se reducía. Al incrementar la proporción relativa de hemoglobina oxigenada en la sangre, existe entonces un gradiente de oxígeno entre los capilares y la mitocondria celular, el cual se incrementa. Este gradiente permite que coincida el transporte de difusión limitada de oxígeno con la tasa de utilización. El incremento en el flujo sanguíneo está acompañado por un pequeño incremento en el volumen sanguíneo local. Los métodos para obtener imágenes funcionales, se basan en los cambios dinámicos cerebrales, que tienen un cambio en el tiempo similar a actividades sensoriales, motoras o cognitivas. Interpretaciones más específicas demandan métodos que también pueden definir localizaciones neuro-anatómicas para estos cambios dinámicos. Aunado a todo lo anterior, tenemos que estos estudios funcionales convencionales utilizan secuencias EPI (imagen eco planar) para obtener una imagen instantánea de las zonas de activación cerebrales, estas imágenes generalmente se obtienen en un tiempo muy corto (menor a 1 segundo)(14-17).

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

¿ Dentro de los estudios de Resonancia Magnética Funcional se podrá de alguna forma reducir los tiempos de exposición del paciente al unificar algunos paradigmas?

HIPÓTESIS

¿ Es posible el reemplazo dentro de un estudio de Resonancia Magnética Funcional de dos paradigmas laterales motores por un solo motor bilateral?

OBJETIVO GENERAL

Determinar la utilidad del uso de un paradigma motor bilateral como reemplazo de dos paradigmas motores laterales en pacientes con alguna patología que comprometa el área motora.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS.

- a) Determinar las zonas de activación del paradigma motor de mano derecha.
- b) Determinar las zonas de activación del paradigma motor de mano izquierda.
- c) Determinar las zonas de activación del paradigma motor bilateral.
- d) Comparación de las zonas de activación dentro de cada paradigma lateral para ver si realmente corresponden a las activaciones en el paradigma bilateral.

JUSTIFICACIÓN

El uso de la Resonancia Magnética Funcional es una herramienta clínica de suma importancia debido a la valiosa información que otorga al médico cirujano para la planeación quirúrgica de los pacientes. Esta información debe ser sumamente confiable para evitar secuelas a los mismos, por lo cual es importante hacer cualquier tipo de prueba con los paradigmas para ajustarlos lo más posible y que así puedan ser eficaces.

Los estudios previamente reportados son para evaluar la activación contralateral en un paradigma lateral del área motora en sujetos sanos pero no hay una evaluación de un paradigma bilateral.

Nuestro estudio a comparación con lo que se han reportado es que lo haremos con pacientes con cualquier patología donde se tenga comprometida la área motora.

Además, será objeto de esta investigación conocer la relación que pueda existir entre la respuesta obtenida de cada paradigma lateral contra el bilateral, es decir ubicar con precisión las zona de activación.

METODOLOGÍA

Diseño:

- Transversal y analítico.

Población y muestra:

- 12 Pacientes diestros o zurdos.

Criterios de selección del estudio

Criterios de inclusión:

- Pacientes con diagnóstico de cualquier patología donde este comprometida el área motora.
- Pacientes que pesen menos de 120 kilogramos
- Pacientes que cumplan los criterios de inclusión y que hayan decidido participar en el estudio.

Criterios de exclusión:

- Pacientes que tengan marcapasos o prótesis óseas de más de 20 años de haber sido aplicadas.
- Implantes metálicos de cualquier tipo.

El departamento de Neuroimagen del instituto, cuenta con 2 resonadores General Electric, de 1.5 y 3T, así como con un tomógrafo Siemens de 64 cortes, que permiten no sólo brindar los mejores medios diagnósticos, sino también promover el desarrollo de la investigación en neurociencias.

POBLACION Y MUESTRA.

<i>Paciente</i>	<i>Sexo</i>	<i>Edad</i>	<i>Diagnostico</i>	<i>Lateralidad</i>
1	Masculino	18	MAV PARIETAL IZQ	IZQUIERDA
2	Femenino	49	LINFOMA PARIETAL IZQ	DERECHA
3	Masculino	35	GLIOBLASTOMA TEMPORAL IZQ	DERECHA
4	Masculino	47	GLIOBLASTOMA PARIETAL IZQ	DERECHA
5	Femenino	82	METASTASIS PARIETAL IZQ	DERECHA
6	Masculino	64	ASTROCIOMA PIRAMIDAL IZQ	DERECHA
7	Femenino	26	MAV FRONTAL IZQ	DERECHA
8	Masculino	21	MAV FRONTAL IZQ	DERECHA
9	Femenino	51	GLIOBLASTOMA FRONTAL IZQ	DERECHA
10	Masculino	22	EPILEPSIA DEL LOBULO TEMPORAL	DERECHA
11	Femenino	26	GLIOBLASTOMA FRONTAL IZQ	DERECHA
12	Masculino	23	GLIOBLASTOMA PARIETO-OCCIPITAL IZQ	DERECHA

PROCEDIMIENTO

TÉCNICA IMAGENOLÓGICA

El protocolo de Resonancia Magnética se llevo acabo en el equipo de 1.5T (General Electric).

A cada paciente se le realizaran las siguientes secuencias:

- T1 Volumétrico (SPGR).
- Paradigma motor mano derecha.
- Paradigma motor mano izquierda.
- Paradigma motor manos bilateral.

Los parámetros utilizados en las secuencias antes mencionadas son:

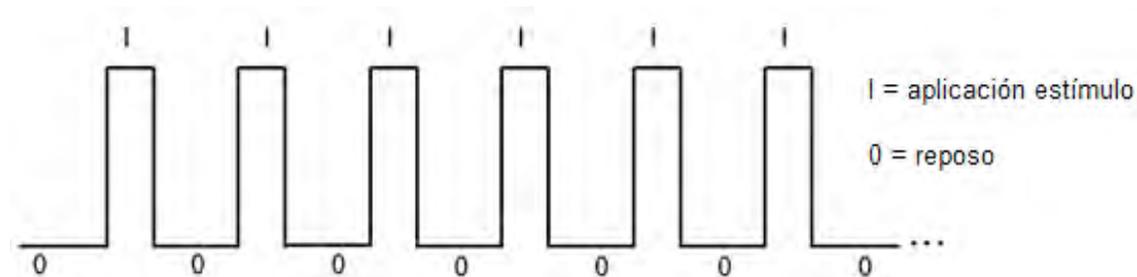
SPGR.- TR = 8.8 ms , un TE = 3.3 ms, Tiempo de Inversión (TI) = 450ms, grosor de corte de 1.5 mm, el FOV de 25.6, una matriz de 256 x 256.

Paradigmas motores: TR= 3000ms,TE= 40ms, grosor de corte de 4mm, espacio entre cortes 0, Matriz 64x64. Estos paradigmas duran 6 minutos, teniendo bloques de tarea y bloques de reposo de 30 segundos cada uno.

Paradigma Funcional En Bloques

Los diseños por bloques son una gran herramienta para localizar los voxels donde el nivel de activación es significativamente diferente en el estímulo con respecto a las condiciones de control.

En el diseño por bloques, existe una estimulación continua, esto para hacer que la respuesta hemodinámica no regrese a su condición basal. El decaimiento a la línea basal, ocurre cuando el estímulo no que nos indica estimulación en “on” y “off”.

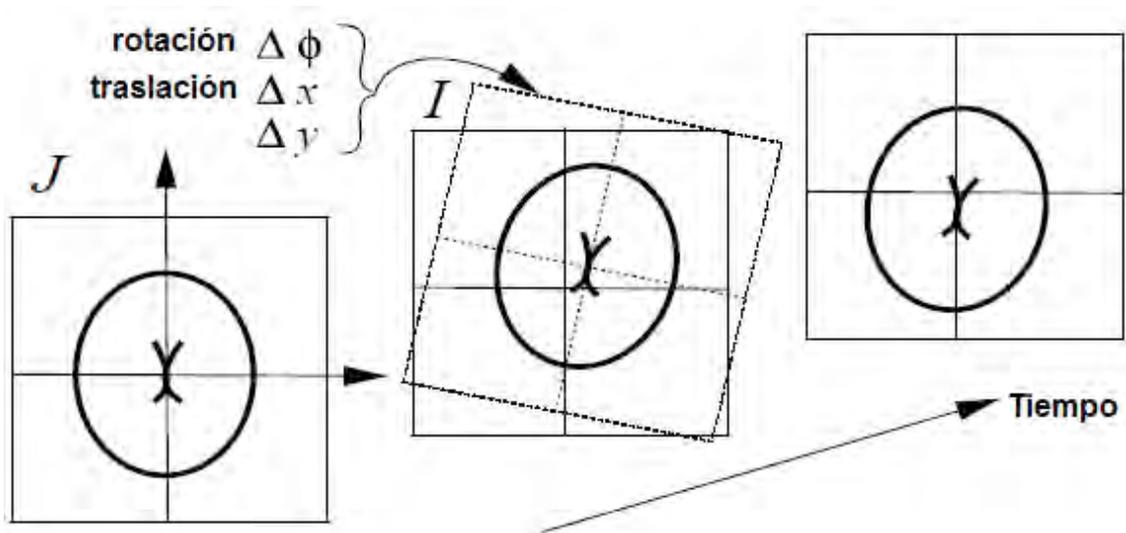


PROCESAMIENTO DE IMÁGENES

En los datos que se realiza el análisis estadístico, no siempre se puede limpiar del todo el ruido presente. Por lo tanto es necesario realizar un preprocesamiento, o limpieza de los datos antes del análisis estadístico. Por ejemplo, en las imágenes de RM encontramos mucho ruido de fondo que no puede ser eliminado totalmente, y también debido a que este tipo de experimentos se realizan en vivo, existen otras variables que llegan a modificar la información en las imágenes y meter ruido, como son los movimientos del paciente.

Realineación de imágenes

El cambio en la intensidad a través del tiempo pueden ser producidos por el movimiento de la cabeza, y afecta los estudios de IRMf. Estos movimientos generalmente se presentan aún cuando el individuo esté "inmovilizado" y hay ligeros cambios de posición en el orden de milímetros. La realineación de las imágenes comprende: (a) la estimación de los parámetros de afinamiento en la transformación que minimiza las diferencias, empleando el método de diferencias de cuadrados(13) , entre imágenes sucesivas y una imagen de referencia (que generalmente llega a ser un promedio de todas las series), y (b) aplicación de la transformación en las imágenes y aplicar cualquier tipo de interpolación.



La figura anterior es un ejemplo de lo que obtenemos al realizar la realineación de las imágenes funcionales. Se calcula el movimiento de traslación y rotación en sus tres ejes procedimiento es importante ya que estos resultados se utilizan para la estimación del modelo y así se obtiene una mejor estimación final de las zonas de activación cerebrales.

Corregistro de las imágenes.

Básicamente lo que hace el corregistro de las imágenes es una realineación entre el promedio de las imágenes obtenidas con una imagen de mucha mejor calidad (llamada imagen estructural). Con el fin de definir el espacio de trabajo, así como aumentar la resolución para "montar" posteriormente los

resultados obtenidos por el método estadístico, y diferenciar en mejor medida las estructuras que presentan alguna activación. Podemos hacer que las imágenes obtenidas para el estudio de IRMf, se escriban dentro de un espacio predefinido.

Análisis Estadístico.

El modelo más empleado, y que en este proyecto se realizó, es el llamado Modelo Lineal Generalizado (GLM por sus siglas en inglés de Generalized Linear Model). Este modelo, básicamente analiza pixel a pixel y detecta los cambios de aquellos que presentan variaciones en el tiempo y que son asociados a diferentes tareas (o estímulos) dentro de una secuencia de imágenes(13). Este modelo, tiene una ventaja en que el tiempo de análisis computacional es relativamente más rápido con respecto a otros y además es mucho más sencillo de programar.

Filtrado de la imagen

El ruido en los datos en IRMf pueden ser caracterizados en tres principales grupos: ruido térmico, ruido debido al sistema de adquisición, y ruido relacionado con el movimiento y el estímulo dado al sujeto de experimentación. Es por este motivo que se emplean diferentes técnicas de filtrado de ruido para tratar de eliminar la información que puede llevar a resultados erróneos.

- Filtrado espacial pasa bajas (filtro de media). El objetivo de este tipo de filtrado es suavizar la imagen. Son de gran utilidad cuando se presenta una gran cantidad de ruido y se desea eliminar. media que es un tipo de filtrado pasa bajas para imágenes.
- Filtros recursivos. Son filtros empleados para remover señales de corriente directa, así como para suprimir el ruido presentado a altas frecuencias o el suavizado de la señal. Este tipo de filtro generalmente se emplean.

CONSIDERACIONES ÉTICAS

Los pacientes que cumplieron los criterios de inclusión fueron informados sobre el presente estudio, sus objetivos y protocolos. Cada paciente accedió de forma verbal y por escrito, si así fue su deseo de participar en la investigación. Se garantizó la seguridad y confidencialidad de la persona que proporcionó los datos. La información obtenida se utilizó únicamente para los fines que autorizó el sujeto de estudio. Se aseguró la calidad de los datos, tanto de aquéllos obtenidos a través de entrevistas o cuestionarios como de los correspondientes a mediciones. Una vez recolectados los datos, su manejo, análisis e interpretación se realizaron de acuerdo con el protocolo de estudio.

RESULTADOS

Se incluyeron 12 pacientes con diagnóstico diverso, se les aplicó tres paradigmas:

- Motor Mano derecha
- Motor Mano Izquierda
- Motor Manos bilateral.

Los paradigmas se procesaron utilizando el software SPM 8, encontrando los "clusters" de mayor activación cortical en los paradigmas individuales y se comparó con su identificación en el paradigma bilateral, de acuerdo al Atlas de Talairach (estructural-cortical de Harvard-Oxford).

La ubicación espacial de los "clusters" tanto en el paradigma motor derecho, como el motor izquierdo y motor bilateral se muestran a continuación en las siguientes tablas.

Motor mano Derecha			Tailarach (Atlas estructural-cortical de Harvard-Oxford)
X (mm)	Y(mm)	Z(mm)	
-50	-64	44	
-42	-24	44	
-42	-20	60	
-32	-28	70	
-36	-24	44	
-44	-18	46	
-46	-36	48	
-48	-20	50	
-40	-20	54	
-50	-44	54	
-54	-34	14	
-34	-10	60	
			74% Corteza Occipital lateral.
			38% Giro Postcentral, 3% Giro Supramarginal.
			42% Giro Postcentral, 24% Giro Postcentral.
			51% Giro Postcentral, 21% Giro Precentral.
			32% Giro Postcentral, 15% Giro Precentral.
			51% Giro Postcentral, 22% Giro Precentral.
			51% Giro Postcentral, 22% Giro Precentral.
			50% Giro Postcentral, 4% Giro Precentral.
			40% Giro Postcentral, 27% Giro Postcentral.
			47% Giro Supramarginal.
			58% Plano temporal, 16% Corteza Parietal.
			35% Giro Precentral, 7% Giro Frontal Medio.

Tabla 1.- Ubicación espacial de los "cluster´s" del paradigma motor mano derecha y su localización de acuerdo al Atlas de Tailarach.

Motor mano bilateral			Tailarach (Atlas estructural-cortical de Harvard-Oxford)
X(mm)	Y(mm)	Z(mm)	
-34	-72	52	
-42	-22	42	
-56	-22	54	
-30	-4	66	
-38	-20	58	
-44	-20	44	
-32	-40	44	
-46	-18	58	
-44	-16	48	
-50	-44	50	
-38	-4	46	
-38	-8	66	
			63% Corteza Occipital lateral.
			53% Giro Postcentral, 3% Giro Precentral.
			58% Giro Postcentral, 1% Giro Supramarginal.
			21% Giro Frontal Superior, 18% Giro Precentral.
			44% Giro Precentral, 12% Giro Postcentral.
			46% Giro Postcentral, 15% Giro Precentral.
			23% Lóbulo Parietal Superior, 21% Giro Postcentral.
			45% Giro Postcentral, 17% Giro Precentral.
			42% Giro Postcentral, 28% Giro Precentral.
			56% Giro Supramarginal, 14% Giro Supramarginal.
			41% Giro Precentral, 9% Giro Medial Frontal.
			47% Giro Postcentral, 4% Giro Medial Frontal.

Tabla 2.- Ubicación espacial de los "cluster´s" del paradigma bilateral de la mano derecha de acuerdo al Atlas de Tailarach.

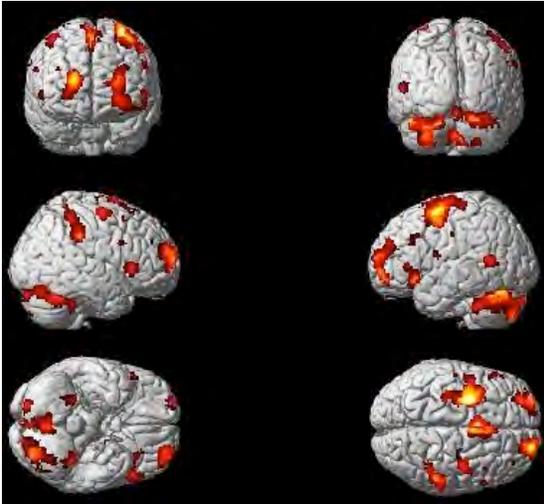
Motor mano Izquierda			Tailarach (Atlas estructural-cortical de Harvard-Oxford)
X(mm)	Y(mm)	Z(mm)	
50	-18	56	51% Giro Postcentral, 4% Giro Precentral.
32	-20	70	60% Giro Precentral, 7% Giro Postcentral .
48	-18	64	21% Giro Postcentral, 4% Giro Precentral.
34	-24	60	34% Giro Precentral, 18% Giro Postcentral.
40	-22	42	34% Giro Postcentral, 4% Giro Precentral.
36	-20	50	42% Giro Precentral, 21% Giro Postcentral.
46	-12	60	46% Giro Precentral, 20% Giro Postcentral.
40	-16	56	43% Giro Precentral, 9% Giro Postcentral.
32	-30	52	42% Giro Postcentral, 12% Giro Precentral.
34	-30	66	58% Giro Postcentral, 13% Giro Precentral.
38	-14	54	36% Giro Precentral, 2% Giro Postcentral.

Tabla 3.- Ubicación espacial de los "cluster´s" del paradigma motor mano izquierda y su localización de acuerdo al Atlas de Tailarach.

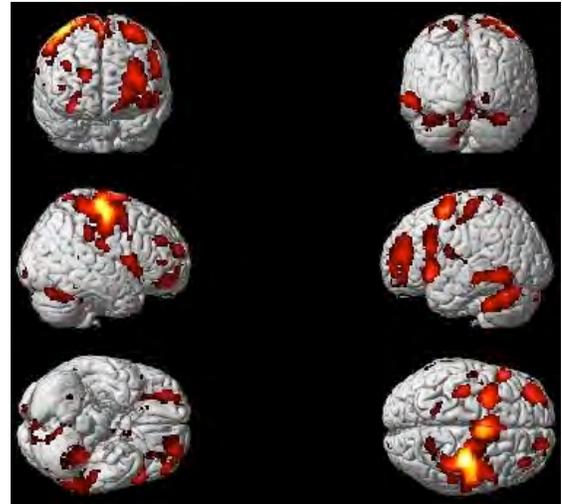
Motor mano bilateral			Tailarach (Atlas estructural-cortical de Harvard-Oxford)
X(mm)	Y(mm)	Z(mm)	
48	-20	56	46% Giro Postcentral, 6% Giro Precentral.
38	-22	46	43% Giro Postcentral, 21% Giro Precentral.
38	-24	48	40% Giro Postcentral, 24% Giro Precentral.
36	-20	60	29% Giro Precentral, 9% Giro Postcentral.
38	-24	54	28% Giro Precentral, 26% Giro Postcentral.
40	-22	44	43% Giro Postcentral, 9% Giro Precentral.
34	-24	56	28% Giro Precentral, 25% Giro Postcentral.
40	-16	52	51% Giro Precentral, 12% Giro Postcentral.
40	-12	56	45% Giro Precentral, 3% Giro Postcentral.
38	-30	50	43% Giro Postcentral, 4% Giro Supramarginal.
34	-26	60	35% Giro Precentral, 29% Giro Postcentral.
34	-18	50	30% Giro Precentral, 6% Giro Postcentral.

Tabla 4.- Ubicación espacial de los "cluster´s" del paradigma bilateral de la mano izquierda de acuerdo al Atlas de Tailarach.

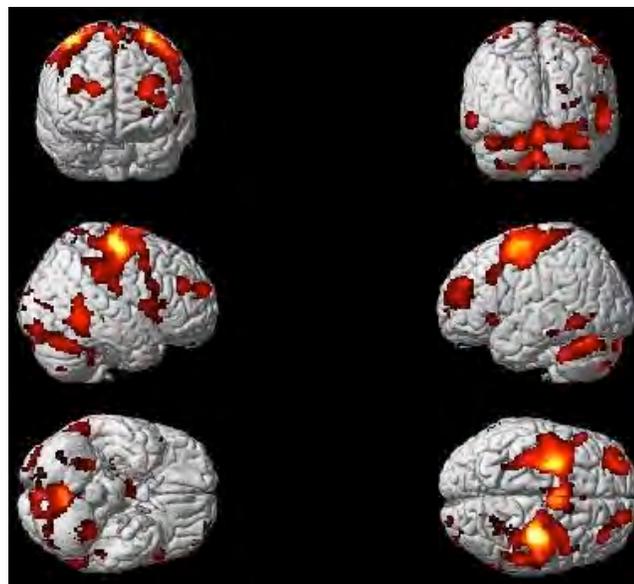
A continuación se muestran algunos ejemplos de los resultados de los paradigmas,
a) mano derecha, b) mano izquierda y c) bilateral.



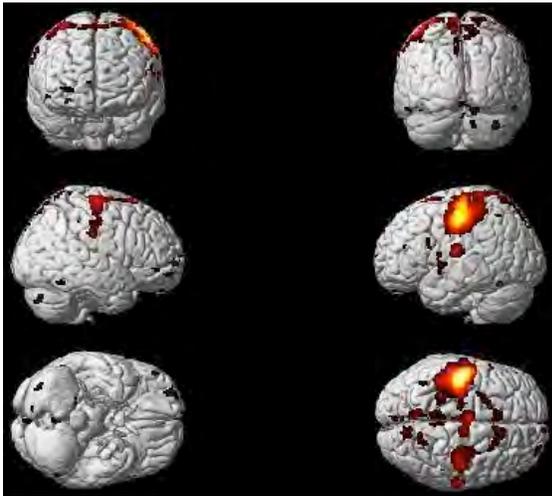
a) Motor mano derecha.



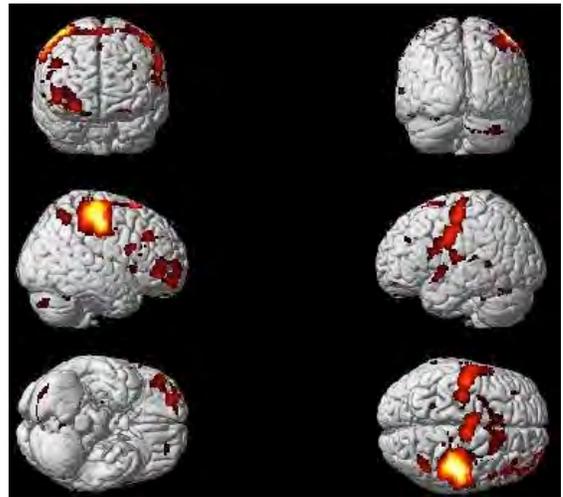
b) Motor mano izquierdo.



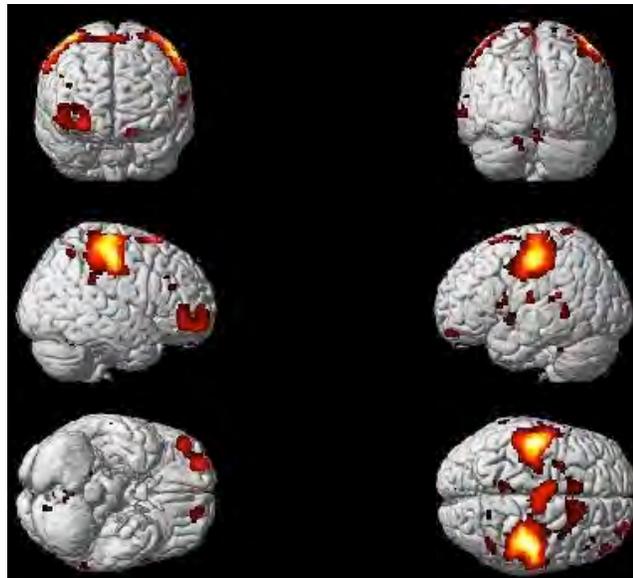
c) Motor manos bilateral



a) Motor mano derecha.



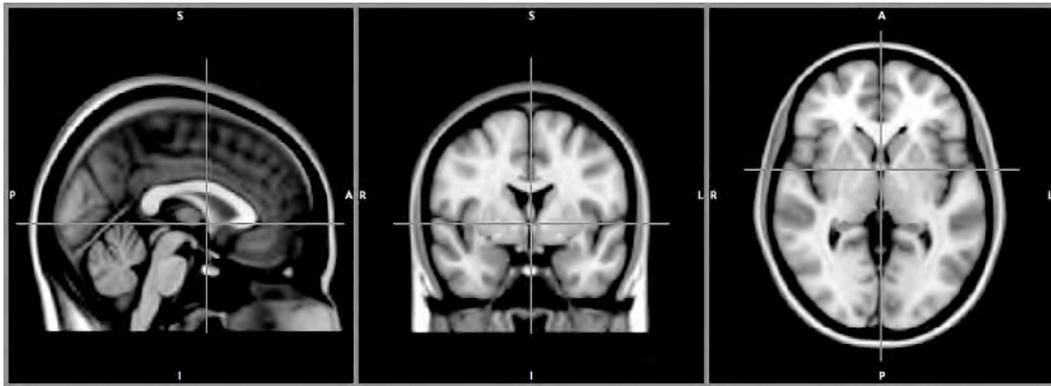
b) Motor mano izquierdo.



c) Motor manos bilateral

DISCUSIÓN

El punto importante de este trabajo era encontrar la ubicación de los “clusters” de máxima intensidad de señal en los tres paradigmas aplicados a los pacientes y así conocer la distancia que existía en milímetros de los clusters máximos de cada prueba individual para así compararlos con su localización en el paradigma bilateral, por lo cual el punto de coordenada (0, 0, 0) es el punto que se muestra en la siguiente figura.

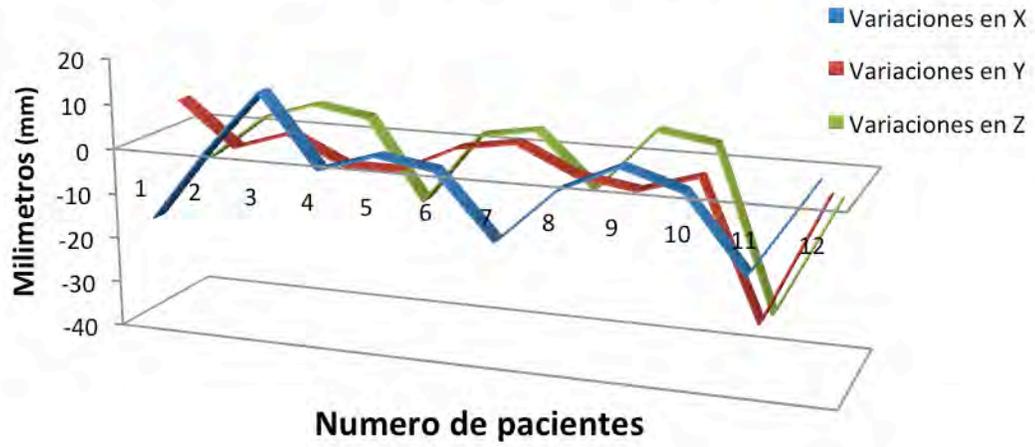


Es de suma importancia conocer que tanta distancia de diferencia de los clusters de máxima intensidad entre los paradigmas para así estimar si es de utilidad clínica el uso de un solo paradigma motor, de tal manera que cuando las coordenadas son positivas o negativas se mueven en la dirección como lo muestra la siguiente tabla.

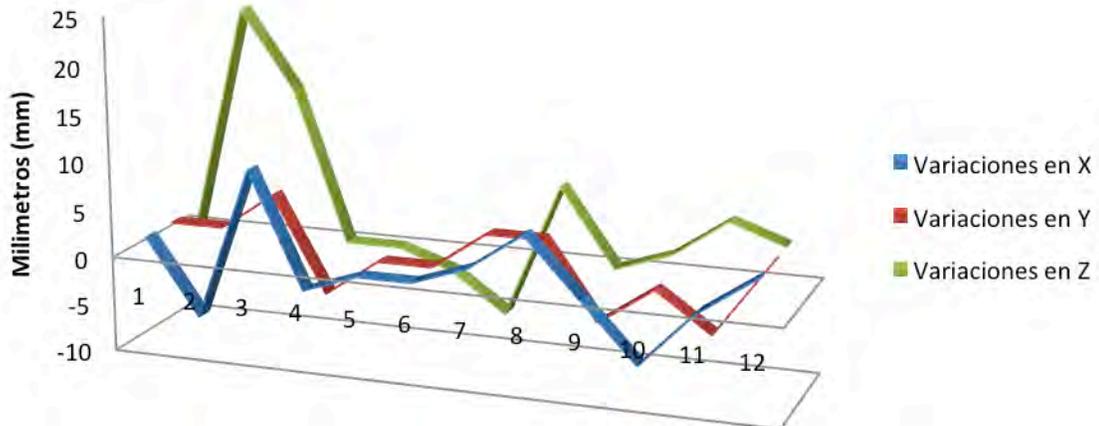
	POSITIVO	NEGATIVO
X	DERECHA	IZQUIERDA
Y	ANTERIOR	POSTERIOR
Z	ROSTRO	CAUDAL

Tomando como base la localización espacial de los clusters de intensidad máxima de los paradigmas individuales, obtuvimos las distancias que existían de estos con respecto a su ubicación en el paradigma bilateral, encontrando las diferencias mostradas en las siguientes graficas.

Motor mano Derecha Vs Motor bilateral



Motor mano Izquierda Vs Motor bilateral



Conclusiones

Podemos asumir que los clusters de las activaciones de ambas manos representadas en el paradigma bilateral están muy similares, por lo cual sacamos un promedio de las variaciones en los tres ejes (X , Y y Z) con todos nuestros pacientes y observamos los siguientes resultados:

Para el paradigma bilateral con respecto al paradigma motor de mano derecha existe un corrimiento hacia la izquierda, posterior y caudal de 2.1, 2.6 y 3.3 mm respectivamente.

Para el paradigma bilateral con respecto al paradigma motor de mano izquierda existe un corrimiento hacia la derecha, anterior y rostral de 0.83, 0.83 y 4.3 mm respectivamente.

En conclusión el paradigma bilateral es un paradigma de suma importancia ya que tiene muy poca variabilidad en sus representación de la actividad de ambas manos en la corteza cerebral, por lo cual puede ser utilizado frecuentemente con pacientes poco colaboradores y/o pacientes que no resistan mucho tiempo dentro de la maquina de Resonancia Magnética.

REFERENCIAS

1. Li A, Yetkin FZ, Cox R, Haughton VM. Ipsilateral hemisphere activation during motor and sensory tasks. *AJNR Am J Neuroradiol*, 1996;17:651–655.
2. Kim SG, Ashe J, Hendrich K, Ellerman JM, Merkle H. Functional magnetic resonance imaging of motor cortex: hemispheric asymmetry and handedness. *Science*, 1993;261:615–617.
3. Kawashima R, Yamada K, Kinomura S, et al. Regional cerebral blood flow changes of cortical motor areas and prefrontal areas in humans related to ipsilateral and contralateral hand movement. *Brain Res*, 1993;623:33–40.
4. Laxmi N. Singh, Shuichi Higano, Shoki Takahashi, et al. Functional MR Imaging of Cortical Activation of the Cerebral Hemispheres during Motor Tasks. *AJNR Am J Neuroradiol*, 19:275–280.
5. Kim S-G, Alshe J, Hendrich K, et al. Functional magnetic resonance imaging of motor cortex: hemispheric asymmetry and handedness. *Science*, 1993;261:615–617
6. Haaland KY, Cleeland CS, Carr D. Motor performance after unilateral hemisphere damage in patients with tumor. *Arch Neurol*, 1977;34:556–559
7. Haaland KY, Harrington DL. Hemispheric control of the initial and corrective components of aiming movements. *Neuropsychologia*, 1989;27:961–969
8. Kawashima R, Yamada K, Kinomuar S, et al. Regional cerebral blood flow changes of cortical motor areas and prefrontal areas in humans related to ipsilateral and contralateral hand movement. *Brain Res*, 1993;623:33–40
9. Colebatch JG, Gadevia SC. The distribution of motor weakness in upper motor neuron lesions affecting the arm. *Brain*, 1989;112:749–763
10. Hammeke TA, Yetkin FZ, Mueller WM, et al. Functional magnetic resonance imaging of somatosensory stimulation. *Neurosurgery*, 1994;35:677–681
11. Andrew Li, F. Zerrin Yetkin, Robert Cox, and Victor M. Haughton. Ipsilateral Hemisphere Activation during Motor and Sensory Tasks, *AJNR Am J Neuroradiol*, 17:651–655.

12. Heutel et al. Functional Magnetic Resonance Imagen. Blackwell Science 2004.
13. S. Roy & C. S. Sherrington. On the Regulation of the Blood-Supply of the Brain. J Physiol. (1890) 11:85-108.
14. P. T. Fox & M. A. Mintun. Noninvasive Functional Brain Mapping by Change-Distribution Analysis of Averaged PET Images of H215O Tissue Activity. Clinical Sciences. (1989) 30(2):141-149.
15. Nikolaus Kriegeskorte et al. Analyzing for information, not activation, to exploit high-resolution fMRI. Neuroimage. 2008 Jun;41(2):389-97.
16. Elizabeth Ann Stringera, Li Min Chen. Et al. Differentiation of somatosensory cortices by high-resolution fMRI at 7 T Neuroimage. 2011 Jan 15;54(2):1012-20.
17. David A. Soltysika and James S. Hyde et al. High spatial resolution increases the specificity of block-design BOLD fMRI studies of overt vowel production. Neuroimage. 2008 Jun;41(2):389-97.