

Utilidad de la técnica *bold* de resonancia magnética funcional en los tumores intracraneales de pacientes prequirúrgicos

Jorge Paz Gutiérrez, Perla Salgado, Sergio Gómez LLata

RESUMEN

La resonancia magnética funcional utiliza los principios generales que relacionan la actividad neural y el flujo sanguíneo. El estudio se efectuó durante 19 meses y se realizaron 88 resonancias a 74 pacientes con diagnósticos de tumoración intracraneal. Se localizaron las áreas funcionales alrededor del tumor y se hizo estudio posoperatorio para mostrar que no se habían lesionado.

Palabras claves: resonancia magnética funcional, técnica *bold*, tumores intracraneales, pacientes prequirúrgicos.

BOLD MAGNETIC FUNCIONAL RESONANCE PRESURGICAL THE STUDY OF PATIENTS WITH INTRACRANEAL TUMORS

ABSTRACT

Functional magnetic resonance uses the principles of neural activity and blood flow. The study was done during 19 months in 74 patients with diagnosis of brain tumors of different types location and origin. The functional was surrounding the tumors were located and the study was repeated after surgery to proof that the functional was were not damaged.

Key words: functional magnetic resonance, *bold* technique, tumors, intracranial.

metabolismo y el flujo sanguíneo^{1,2,3}. Puede registrar cambios hemodinámicos cerebrales que acompañan la activación neuronal^{4,5} y permite la evaluación funcional de regiones responsables de la sensorialidad, motricidad, cognición y procesos afectivos en cerebros normales y patológicos.

La tomografía por emisión de positrones (PET)⁶ y la tomografía computada por emisión de fotones simples (SPECT), han sido utilizadas para el monitoreo de la función cerebral durante los últimos 15 años. Pero, estos métodos, tienen una baja resolución espacial además de que requieren trazadores radioactivos para su realización.

Transcurrieron casi dos décadas, desde que Lauterbur propusiera la obtención de imágenes estructurales de tejidos basadas en el fenómeno de resonancia magnética (RM), hasta que casi simultáneamente en 1992, grupos de la Universidad de Minnesota⁷ y del Medical College of Wisconsin⁸, mostraron un registro funcional exitoso de activación cerebral por RM en humanos, empleando técnicas no invasivas basadas en las propiedades magnéticas de la hemoglobina.

Ogawa *et al*^{1,2} en experimentación con ratas habían probado que la desoxihemoglobina en la sangre podría ser usada como un medio de contraste intrínseco en imágenes obtenidas por RM, fenómeno que recibió la denominación de contraste- *bold* (*blood oxygenation level dependent*) o técnica dependiente del

Recibido: 12 enero 2007. Aceptado: 16 febrero 2007.

Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía. Correspondencia: Perla Salgado. Departamento de Neuroimagen. Insurgentes Sur #3877. Col. La Fama, 14269 México, D.F.

La resonancia magnética funcional (RMF) utiliza los principios generales que relacionan estrechamente la actividad neuronal con el

nivel de oxigenación sanguínea.

La RMf esta basada en la sustracción entre las señales emitidas en la RM obtenida en condiciones basales y las obtenidas durante la actividad neuronal. Para estudios funcionales se requiere un equipo de por lo menos 1.5 Tesla^{9,10}, aun cuando se han descrito registros exitosos con 1 Tesla¹¹. Con campos magnéticos mayores (3 teslas o más) se obtiene una señal de mejor calidad.

Las neuronas necesitan nutrientes para funcionar y dada su incapacidad para almacenar contenidos energéticos, el cerebro depende del flujo vascular que le entrega glucosa, oxígeno, vitaminas, aminoácidos y ácidos grasos. Así el incremento regional de la actividad neural está asociado a un incremento local del metabolismo y perfusión cerebral¹⁰. Basados en este principio y considerando que la desoxihemoglobina actúa como un agente de contraste endógeno, intravascular^{1,2,12}, tenemos que este efecto se incrementa en relación directa con la concentración de desoxihemoglobina, que va a afectar la conducta de los protones de hidrógeno contenida en las moléculas de agua, lo que genera un acortamiento de los tiempos de relajación transversal (T2 y T2*), que atenúa la intensidad de señal en las imágenes de RM^{1,2,13}.

El incremento de la actividad neuronal se traduce en dilatación de lechos capilares con el objeto de proveer mayor monto de glucosa y oxígeno al área de actividad neuronal aumentada.

No obstante, que exista una mayor demanda energética, el consumo de oxígeno permanece más o menos constante, con un aumento de la oferta; por lo tanto, ocurre un aumento en el flujo sanguíneo sin un incremento de similar magnitud de la extracción de oxígeno, con reducción de la desoxihemoglobina y aumento de la oxihemoglobina en el lado venoso del lecho capilar, generando ello un aumento de la intensidad de señal por RM¹⁴.

Cómo se hace una resonancia magnética funcional con técnica bold

La realización de RMf requiere un equipo multidisciplinario de profesionales de distintas áreas: un físico con conocimiento en RM, estadísticos para la evaluación de los datos, neurólogos o neuropsicólogos que diseñan las distintas pruebas específicas para la activación de una área cerebral dada, técnicos en resonancia entrenados en la realización de estos exámenes y neurorradiólogos que puedan interpretar las imágenes¹⁵⁻¹⁷.

La aplicación de los protocolos de RMf en la determinación y localización funcional, es relativamente

reciente. La estimulación eléctrica intracraneana (EEI), se aplica en la evaluación prequirúrgica para determinar la funcionalidad de las áreas que circundan a la lesión; es decir, su finalidad es la localización funcional de áreas elocuentes. Este procedimiento consiste en la estimulación eléctrica directa mediante electrodos bipolares de las áreas cerebrales, en que se intenta elicitare respuestas de alguna función específica: pero este tipo de procedimientos, sea para determinar funciones cognitivas y/o zonas cognitivas relevantes en el ámbito perilesional, son técnicas invasivas y costosas^{15,16}.

Con la RMf es muy difícil aislar y obtener una estimulación exclusiva del área neuronal de interés, por ello la elaboración de la prueba o paradigma a aplicar, debe ser cuidadosa en su elaboración y diseño. Además debe de entrenar previamente al paciente para que pueda reaccionar adecuada y rápidamente durante el examen.

La RMf es una técnica de diagnóstico por imagen sensible a los cambios hemodinámicos que acontecen durante la actividad cerebral. La relación entre el flujo sanguíneo cerebral (FSC) y la intensidad de señal (IS) de la secuencia *bold* (del inglés *Blood Oxygenation Level-Dependent*) es una secuencia compleja, sin que hasta el momento se haya conseguido un modelo que la explique satisfactoriamente^{15,16}.

La secuencia *bold* se fundamenta en los efectos de la hemoglobina sobre el campo magnético circundante en función de su porcentaje de oxigenación: la oxihemoglobina tiene un efecto despreciable sobre el campo magnético, mientras que la desoxihemoglobina causa heterogeneidad sobre el campo magnético. En consecuencia, la desoxihemoglobina causa una pérdida de señal T2* más rápida y, en consecuencia, una disminución en la intensidad de señal T2* de alrededor del 1 -5% en equipos mayores de 1.5 T¹⁵.

La pérdida de señal que sigue a un incremento de la desoxihemoglobina puede considerarse en su mayor parte, proporcional a su concentración. Dicha concentración depende de tres variables, de las cuales la principal es el hematocrito, el flujo y el volumen sanguíneo cerebral, así como el estado de oxigenación. Estas variables cambian cuando la activación cerebral produce un cambio en el metabolismo neuronal¹⁵.

El flujo sanguíneo cerebral es la variable con más interés en la IRMf, debido a que esta íntimamente asociada a la activación neuronal. La relación no es tan directa, debido en primer lugar a que su relación con la activación neuronal no es completamente lineal,

y se ha atribuido dicha ausencia de relación lineal a la complejidad de los procesos metabólicos que se dan en las neuronas y en las células gliales adyacentes, y tanto a una disociación como a una asociación no lineal entre la utilización de glucosa neuronal y el aporte de oxígeno vascular. Este último factor, se ha establecido como el responsable del hallazgo de que el aporte de oxígeno excede la demanda del mismo (calculado a partir del consumo de glucosa)^{15,16}.

Este principio es la base de la IRMf, por el cual la activación neuronal causa un incremento en lugar de una disminución de la intensidad de señal. El sistema cerebrovascular responde a un incremento en la demanda de oxígeno y aporta sangre oxigenada en exceso de manera que se produce una disminución en la concentración local de desoxihemoglobina, lo cual supone una menor heterogeneidad local del campo magnético, en consecuencia, un alargamiento de la pendiente de pérdida de señal T2*, por tanto, de un aumento en la intensidad de señal¹⁵.

No está claro aún si los cambios en el flujo sanguíneo cerebral reflejan actividad neuronal excitatoria o inhibitoria, o ambas, aunque parece ser que es la actividad excitatoria la que predomina en los cambios de intensidad de la señal en la IRMf^{15,16}.

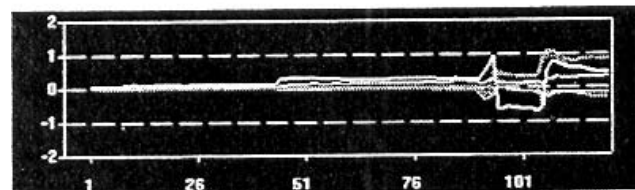
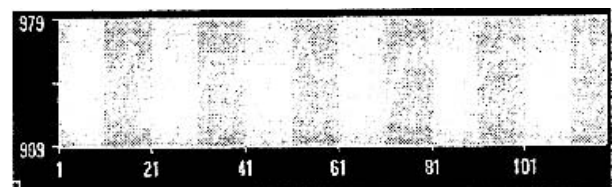
Para que se pueda establecer una asociación entre el flujo sanguíneo cerebral y la activación neuronal, se necesita que la adquisición de las imágenes sea rápida. Se pueden obtener imágenes que incluyan todo el cortex en menos de un segundo mediante secuencias EPI, pero se paga un precio por ello, ya que la velocidad, la matriz de adquisición y la calidad de imagen se afectan de manera significativa entre sí. Por ejemplo, mientras los planos anatómicos pueden permitir una resolución de menos de 1 mm, las imágenes funcionales muestran un voxel con una resolución de 4 mm. Aunado, la señal- ruido es baja en resonancia funcional, lo que significa, no sólo imágenes con mucho más ruido de fondo, sino, además, con una gran variabilidad de intensidad de señal a lo largo de las adquisiciones repetidas.^{15,16}

Esta variabilidad, también llamada estabilidad de la imagen es importante en la determinación de la sensibilidad para la detección de los cambios hemodinámicos asociados a la activación neuronal, puesto que el análisis estadístico que se realiza en el posprocesado se fundamenta en pruebas de correlación entre la intensidad de señal de cada voxel obtenido^{15,16}.

Diseños de resonancia magnética funcional

El diseño de protocolo que se ha aplicado, de

manera más extendida, para mantener la señal durante el tiempo suficiente para obtener una medida fiable en la práctica clínica se denomina "diseño de bloque". Este diseño requiere alternar dos tipos de tareas activación y control, de tal forma que la de control actúa como línea de base de la de activación. El tiempo dedicado para cada tarea debe ser el mismo (30 seg), para garantizar un muestreo equivalente en ambas condiciones. Cuantos más volúmenes se recojan para cada tarea, más fiable será la exploración (lo normal es adquirir de 6 a 8 estimaciones por paciente). La delimitación de áreas elocuentes en el diseño de bloques se consigue a partir de la comparación de dos tareas con la aplicación del método sustractivo propuesto por Donders en el siglo XIX. Según este método, la actividad cerebral que controla la ejecución de la tarea de activación consigue al compararla con una tarea de control¹⁸⁻²⁵.



La sustracción consiste en restar las señales de activación obtenidas en la tarea de control a las obtenidas en la tarea de activación, con lo que se obtiene la imagen diferencial. La imagen diferencial nos permite identificar aquellas áreas del cerebro en donde la activación difiere de forma significativa entre la tarea de activación y la tarea control, lo que delimita las áreas funcionalmente elocuentes para la función evaluada²⁶⁻²⁸.

Otra alternativa son los "diseños de activación asociada a eventos", basados en el registro del mantenimiento de la señal con posterioridad al cese de la actividad celular, dadas las propiedades temporales de la señal. Este procedimiento consiste en presentar un evento cada 15 a 20 segundos, y promediar los cambios en la respuesta *bold* asociados a ellos. Tras 20 a 40 estímulos, la zona que sistemáticamente se active será la encargada de controlar la respuesta a ese estímulo. La mayor ventaja de este diseño es que no requiere la utilización de una tarea control. Sin embargo, es un procedimiento más complejo, lo que

dificulta su aplicación clínica¹⁵.

MATERIAL Y MÉTODOS

Estudio clínico de tipo descriptivo retrospectivo parcial, descriptivo, para establecer el valor de la técnica *bold* de RMf en la localización de áreas cerebrales funcionales adyacentes a patologías tumorales.

El periodo de estudio abarcó 19 meses entre marzo del 2005 y septiembre del 2006.

Incluyó a todos aquellos pacientes del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía MVS con sospecha clínica de patología tumoral, confirmada en estudios de tomografía axial computada y por resonancia magnética convencional que incluyeron secuencias de tiempos cortos y largos (T1 y T2), flair, eco de gradiente, difusión y secuencias T1 contrastadas en los diferentes planos (dorso-ventral, rostro-caudal y medio-lateral) y relacionados posteriormente con estudios histopatológicos.

Todos los pacientes que con los estudios realizados fueron diagnosticados con tumor intracraneal y valorados para abordaje quirúrgico se sometieron a realización de resonancia magnética con técnica de *bold* con paradigmas seleccionados e indicados según la localización de la lesión, con el objetivo de guiar y/o advertir al cirujano de la cercanía y localización exacta de la señal *bold* que refleja en forma indirecta el área elocuente adyacente.

Para el protocolo de estudio de resonancia magnética con técnica de *bold* se utilizó un equipo *General Electric* de 3 Tesla exite 2, se obtuvieron cortes de resonancia medio laterales trazando una línea que conecta la comisura anterior y la comisura posterior (AC-AP) y después, las imágenes axiales son obtenidas paralelos a esta línea.

Se utilizó una estación de trabajo MRI *Devices Corporation*, un sistema estímulo- respuesta MRI *Devices Corporation* (IFIS), con *Software Brain Voyager* y *Brain- Wave*.

Criterios de inclusión

Hombre o mujer de 14 a 85 años de edad.
Pacientes diagnosticados con tumores cerebrales, programados para tratamiento quirúrgico.
Paciente hospitalizado con estado general estable.
Escolaridad básica.

Criterios de exclusión

Embarazo o lactancia.
Pacientes que no cuenten con evaluación prequirúrgica.

Pacientes sin educación básica.
Pacientes con marcapaso o prótesis de oídos.

Criterios de eliminación

Pacientes que no cooperen durante la realización del estudio de resonancia magnética.
Pacientes claustrofóbicos.

Variables

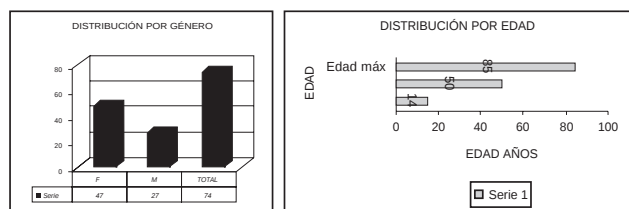
No	Variable	Definición	Escala
1	Edad	Años cumplidos del paciente apartir de su nacimiento	Años
2	Género	Fenotipo masculino o femenino del paciente	Masculino Femenino
3	Escolaridad	Años de estudio partiendo de la educación elemental	Número años
4	Área motora	Activación de la región precentral y área suplementaria	Si No
5	Área lenguaje	Activación sobre la región de Broca y/o Wernicke	Si No
6	Área sensitiva	Activación de la zona poscentral	Si No
7	Área afectiva	Señal en la topografía del cíngulo	Si No

En cuanto a la estadística descriptiva para variables cualitativas de las características de muestra se describe la frecuencia y porcentajes. Se realizó la prueba de Chi cuadrada para comparación de variables. Se utilizó análisis de varianza entre las variables para determinar la significancia estadística. Se consideró significancia estadística para valores de p menor o igual a 0.05, utilizando el programa SPSS versión 11.

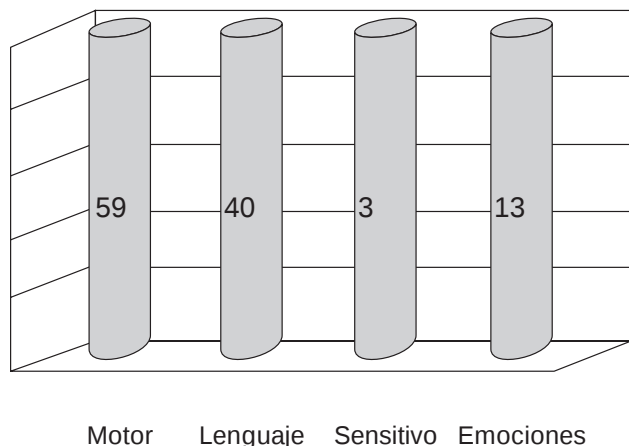
RESULTADOS

Se realizaron un total de 88 resonancias magnéticas en 74 pacientes del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía con diagnóstico de tumores craneales programados para tratamiento neuroquirúrgico, de los cuales 14 pacientes se les repitió el estudio después del tratamiento quirúrgico, en los cuales se realizó esta valoración antes de los 10 días previos a su tratamiento con la aplicación de los mismos paradigmas que en su estudio inicial. En los 74 pacientes se incluyeron a 47 que fueron del sexo femenino y 27 del sexo masculino. Con edades que oscilaron de los 14 a los 85 años de edad.

La patología que se incluyó en el estudio representó en su mayoría los meningiomas (37), gliomas (15), patología vascular (10), metástasis (3), tumor epidermoide (2), estesioblastoma (2), meduloblastoma (1), craneofaringioma (1), adenoma hipofisiario con extensión supraselar (1), granuloma secundario a tuberculosis (1).



La gráfica 1, provee un resumen de las pruebas realizadas previo a tratamiento neuroquirúrgico, dependiente de la localización de la patología. Habiéndose realizado en su mayoría pruebas de movimiento de la mano en el 49 %, siguiendo la tarea de lenguaje en un 35% y al final los paradigmas afectivos y sensitivos.



Gráfica 1. Aplicación de paradigmas.

Corteza motora

De los 74 pacientes 59 tuvieron involucro de la corteza motora, por lo cual se decidió aplicar tareas como movimientos de mano para localizar esta zona, encontrándose 58 activaciones sobre la región precentral, 50 en la zona motora suplementaria, 29 en el cerebelo y 2 en el cíngulo.

n = 59		
AREAS ACTIVADAS	NÚMERO DE ACTIVACIONES	%
Precentral	58	98
Área motora	50	84
Suplementaria		
Cerebelo	29	49
Cíngulo	2	3,3

Corteza del lenguaje

En la región del lenguaje se encontraron 20 pacientes con lesiones temporales, realizándose un total de 40 actividades, encontrando la imagen de contraste **bold** localizada en 22 de ellos sobre la región de broca, en 12 de ellos sobre Wernicke y en 16 pacientes a nivel del cíngulo y en 6 sobre el cerebelo.

n = 40		
AREAS ACTIVADAS	NÚMERO DE ACTIVACIONES	%
Área Broca	22	55
Área Wernicke	12	30
Cíngulo	16	40
Cerebelo	6	15

Corteza afectiva (emociones)

En la zona afectiva se encontraron 13 pacientes con compromiso del área del cíngulo por lesiones selares con involucro intracraneal, se realizaron 13 tareas identificando activación del cíngulo anterior en 11 de ellas, en 3 sobre el cíngulo posterior y 4 a nivel de la ínsula.

n = 13		
AREAS ACTIVADAS	NÚMERO DE ACTIVACIONES	%
Cíngulo anterior	11	84
Cíngulo medio	3	23
Cíngulo posterior	0	0
Ínsula	4	30

Corteza sensitiva

En esta zona se obtuvieron 3 pruebas logrando identificar la señal en los 3 pacientes sobre la región precentral únicamente, cabe mencionar que en esta tarea no se observaron más activaciones funcionales.

n = 3		
AREAS ACTIVADAS	NÚMERO DE ACTIVACIONES	%
Poscentral	3	100

De las tareas aplicadas a los pacientes se analizaron las activaciones funcionales fuera del tumor (imágenes funcionales que se encontraban a distancia de la lesión), activaciones adyacentes al tumor y activaciones dentro de la imagen de la lesión, se comparó con la integridad neurológica de los pacientes, se catalogaron aquellos pacientes que no presentaron

cambios negativos o que incluso obtuvieron una mejoría subjetiva (analizada por mejoría clínica) como preservación y/o mejoría de la integridad neurológica y aquellos que presentaron cambios negativos como disminución de su integridad neurológica.

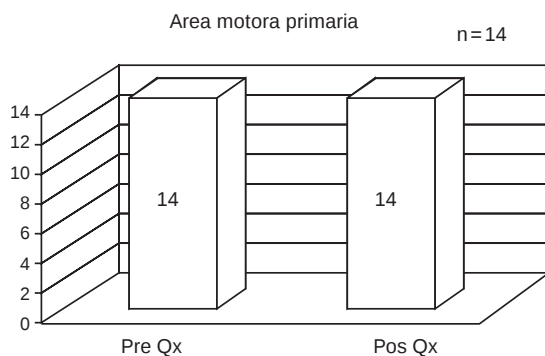
n=3				
Activaciones fuera del tumor	Activaciones adyacentes al tumor	Activaciones dentro de la lesión	Disminución integridad neurológica	Preservación mejoría de la integridad neurológica
29	39	6	12	62

Señal <i>bold</i>	n	Disminución integridad neurológica	Preservación y/o mejoría de la integridad neurológica
Activaciones fuera de tumor	29	2	27
Activaciones adyacentes al tumor	39	7	32
Activaciones dentro de la lesión	6	3	3

Reorganización de la señal *bold* después de un evento quirúrgico.

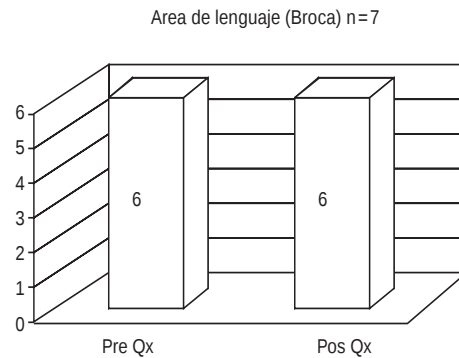
Area cortical motora

Se realizaron estudios pre y posquirúrgicos a 14 pacientes. En la región motora se encontraron a 14 pacientes afectados. Con técnica *bold* en la evaluación prequirúrgica se observó actividad funcional en 14 de ellos en la región motora primaria. En la resonancia posquirúrgica se encontraron 14 pacientes con actividad precentral.



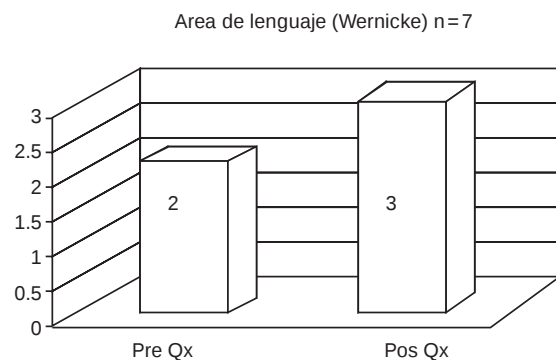
Area cortical del lenguaje (Broca)

Para la evaluación de la región temporal del lenguaje se valoraron 7 pacientes en el evento prequirúrgico y 7 en el posquirúrgico. Se observó activación del área de Broca en 4 de los 7 pacientes explorados prequirúrgicamente y 6 pacientes de los 7 en el periodo posquirúrgico.



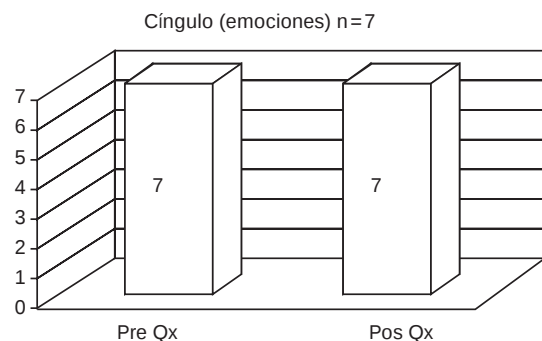
Area cortical del lenguaje (Wernicke)

El área de Wernicke se encontró en 2 de los 7 pacientes prequirúrgicos y en 3 de los posquirúrgicos.



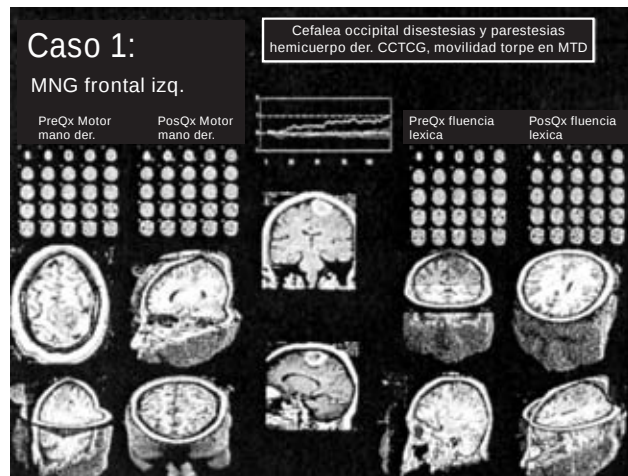
Area cortical afectiva (cíngulo)

La región del cíngulo fue activada en 7 pacientes a los que se realizaron el paradigma de emociones, llegando a observar la misma actividad cortical en los 7 pacientes después de la realización de la cirugía.



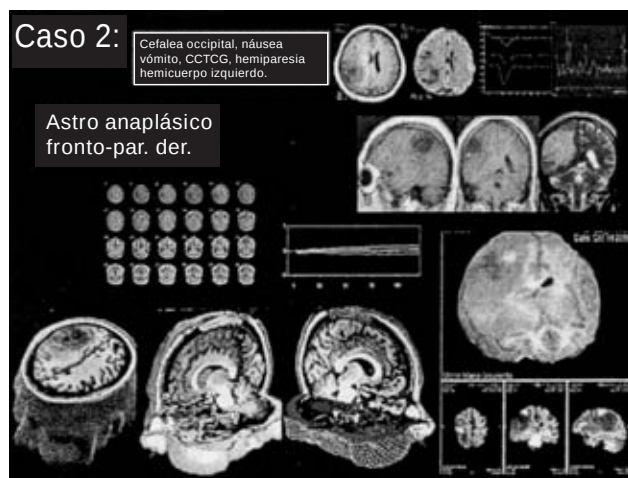
Casos clínicos

Mediante la resonancia magnética convencional se observa una lesión tumoral con reforzamiento intenso en la región precentral izquierda. En la valoración



prequirúrgica con paradigma motor mano derecha se observa activación del área motora adyacente a la lesión tumoral caudal y lateral, así como activación de la región motora suplementaria. Después de la realización de la cirugía la señal permanece sin cambios. Con el paradigma de lenguaje observamos libre la corteza de Broca y Wernicke, observando activación de las mismas antes y después de la cirugía. El paciente presento mejoría clínica.

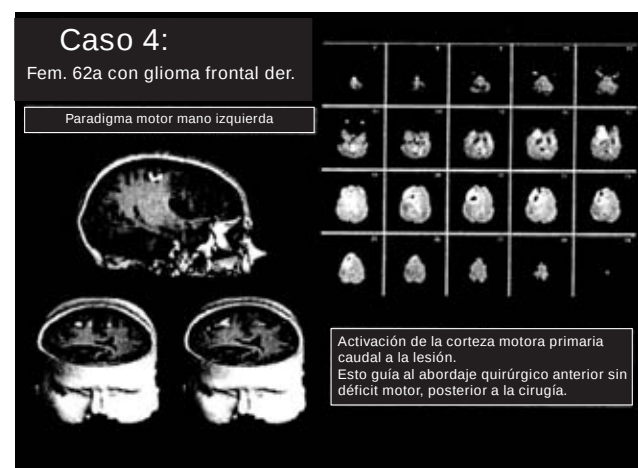
Segundo caso con astrocitoma anaplásico fronto parietal derecho posquirúrgico, en donde encontramos la activación de la región precentral y del cíngulo anterior preservada después del evento quirúrgico.



En el paradigma de emociones de paciente con craneofaringioma observamos activación del cíngulo anterior en la valoración prequirúrgica y en el posquirúrgico se identifica la señal *bold* hacia el cíngulo medial persistiendo la lesión tumoral y con persistencia clínica del paciente. En este caso no hubo mejoría



del paciente atribuible a la naturaleza de su patología. Aquí la secuencia de *bold* no presentó un papel relevante.



En este caso de paciente con glioma frontal derecho ejemplifica ampliamente la activación de la señal *bold* de la corteza motora primaria localizada caudal a la lesión tumoral, guiando el abordaje anterior sin evidencia de déficit motor posterior al evento quirúrgico.

DISCUSIÓN

La resonancia magnética funcional con técnica de *bold* es un método no invasivo utilizado para la visualización de áreas cerebrales elocuentes en pacientes en planeación prequirúrgica, interviniendo en la disminución de la morbi-mortalidad de los eventos quirúrgicos

Nuestros resultados indican que es posible localizar las diferentes áreas elocuentes del cerebro. Con los estudios convencionales de resonancia magnética

podemos caracterizar morfológicamente el área cerebral afectada y de esta manera designar el tipo de tarea a ejecutar por el paciente para realizar la secuencia de *bold*, logrando realizar mapas del área funcional adyacente al tumor para que de esta forma el neurocirujano pueda planear el abordaje quirúrgico y tener el cuidado necesario para no llegar a dañar esta, así, la evolución natural de la enfermedad del paciente tenga un curso más viable hacia su recuperación, es posible detectar las activaciones de las áreas corticales en prácticamente todos los pacientes analizados en este estudio, para el área motora, sensitiva y afectiva, hemos de señalar que el área que observamos con mayor problema es la zona del lenguaje, ya que en la mayoría de los pacientes se detectaron las zonas elocuentes de forma bilateral, identificando con mayor nivel estadístico el área dominante, motivo por el cual en algunas ocasiones sería difícil despertar cierta lateralidad de lenguaje de acuerdo a la localización de la lesión²⁹⁻³³.

Podemos observar que al aplicar una tarea con actividad motora, de lenguaje, sensitivo y/o afectiva las regiones activadas en la mayoría de los casos serán el área precentral, área motora suplementaria y corteza prefrontal, en las actividades de lenguaje con paradigmas de fluencia léxica es posible localizar áreas de Broca y de Wernicke, el cíngulo lo podremos señalar al estimular al paciente con imágenes neutras, positivas (agradables, de felicidad) y negativas (momentos de tensión humana como guerras, secuestros, etc). Habrá algunos pacientes en los cuales a pesar de las tareas indicadas, no se logre observar la actividad cerebral esperada. Esto lo podemos explicar de otros estudios magnéticos de *bold* donde en algunos pacientes en los que se ha aplicado un protocolo de lenguaje tras el que se observó una activación bilateral, por ejemplo, la resección de algunas áreas activadas no dió pie a ningún tipo de afasia. También se ha visto que un protocolo motor como el *tapping*, con frecuencia activa el área motora suplementaria y de la corteza promotora (como ya hemos mencionado)³⁴⁻³⁷.

Aunque la resonancia magnética funcional puede identificar regiones asociadas con tareas cognitivas, no puede determinar cuál de estas regiones es la esencial para la realización de la tarea, ya que incluso si el paciente llega a pensar en hacer la tarea, la zona respectiva se activa y aparecen otras áreas asociadas. Por ello, los resultados de la resonancia funcional deben complementarse con los datos proporcionados por otros métodos prequirúrgicos, electromagnéticos o psicológicos. De igual forma, se ha visto que en los

pacientes que no representan señal alguna de *bold*, asociada con factores como lesiones tumorales con importante efecto de masa y/o edema por la lesión identificada en la evaluación prequirúrgica lo han presentado después de una cuidadosa resección por lo que podemos asumir que el hecho de no representar manchas funcionales cerebrales adyacentes a lesiones tumorales se tendrá que tomar como reserva y nunca llegar a concluir que la función cognitiva no se encuentra en esa localización, puesto que la compresión es un factor importante de ausencia de señal por la disminución adyacente del flujo sanguíneo cerebral y su consecuente pérdida de la intensidad de señal en un sitio determinado.

En todos los pacientes estudiados con controles posquirúrgicos fue posible identificar el área elocuente antes y después de la cirugía, lo que representa que el cirujano tuvo el cuidado necesario para preservar esta zona³⁸⁻⁴⁰.

Posterior a la realización de un estudio, podría suceder que una área de interés para la función que estudiamos no este activada. Aunque en un principio eso indicaría que esa área no participa en la ejecución de la tarea, esa conclusión sería precipitada, porque se puede atribuir a condiciones patológicas, como cambios metabólicos por efecto del cambio de pH en un tejido por un tumor, efectos de determinados fármacos, alteraciones en los vasos sanguíneos como malformaciones, o efectos de masa del edema circundante a un tumor que producen compresión vascular. La aparición de estas condiciones es infrecuente pero se deben tener en cuenta ante unos resultados de este tipo. La solución es la validación de los resultados de RMf con otros procedimientos.

CONCLUSIONES

La técnica *bold* presenta un gran impacto en el diagnóstico y tratamiento de las lesiones intracraneales. Los programas de análisis de datos son cada vez más rápidos y eficaces, permitiendo una mayor facilidad para su uso.

La resonancia magnética funcional es un método que permite una adecuada planeación quirúrgica y con ello evita una mayor discapacidad en los pacientes. También es útil como herramienta adicional de valoración posquirúrgica, ya que podemos realizar la búsqueda de las diferentes áreas elocuentes después del tratamiento quirúrgico. Esta secuencia, nos permite realizar más fácilmente mapeos corticales que ayudan en la planificación neuroquirúrgica de los tumores intracraneales, así como en la vigilancia estrecha no

invasiva después del tratamiento neuroquirúrgico, logrando un impacto sobre la disminución de la morbilidad y probable mejora del pronóstico y calidad de vida de los pacientes.

La localización de funciones con la utilización de resonancia magnética funcional depende de variaciones entre diversos sujetos y en el mismo sujeto. El establecimiento de paradigmas finos en la localización prequirúrgica es una tarea en desarrollo.

En la aplicación de un protocolo clínico de resonancia, la delimitación de las áreas cerebrales de interés es fruto de las dos tareas que forman el protocolo, la tarea de activación y la de control; sin olvidar la dependencia de criterios como problemas técnicos, tiempo de aplicación, las características del paciente, los cambios de señal, o artefactos por movimiento.

Este trabajo pretende servir de base para continuos estudios que puedan llegar a demarcar la reorganización de las áreas funcionales en diferentes estadios evolutivos de la enfermedad de los pacientes con tumoraciones cerebrales, para así, establecer el impacto clínico-radiológico de estas patologías.

REFERENCIAS

- Ogawa S, Lee TM, Nayak AS, Glynn P (a). Oxygenation-sensitive contrast in magnetic resonance imaging of rodent brain at high magnetic fields. *Magn Reson Med* 1990; 14:68-78.
- Ogawa S, Lee TM, Kay AR, Tank OW(b). Brain magnetic resonance imaging with contrast dependent on blood oxygenation. *Proc Natl Acad Sci USA* 1990; 87:9868-72.
- Levin LM, Ross MH, Renshaw PF. Clinical applications of functional MRI in neuropsychiatry. *J Neuropsychiatry* 1995; 7(4):511-22.
- David A, Blamire A, Breiter H. Functional magnetic resonance imaging: a new technique with implications for psychology and psychiatry. *Br J Psychiatry* 1994; 164:2-7.
- Prichard JW, Rosen BR. Functional study of the brain by NRM. *J Cereb Blood Flow Metab* 1994;14 365-72.
- Fox PT, Mintun MA, Raichle ME, Miezin FM, Allman IM, Van Essen De. Mapping the visual cortex with positron computed tomography. *Nature* 1986; 323:806-9.
- Ogawa S, Tank O, Menon, Ellermann IM, Kim S-G, Merckle K, et al. Intrinsic signal changes accompanying sensory stimulation: functional brain mapping using MRI. *Proc Natl Acad Sci USA* 1992;89:5951-5.
- Bandettini PA, Wong EC, Hinks RS, Tikofsky RS, Hyde JS. Time course EPI of human brain function during task activation. *Magn Reson Med* 1992;25:390-8.
- Mitchell DG. MRJ principles. Philadelphia: WB Saunders Company, 1a edición, 1999.
- Mock BJ, Lowe MJ, Turski PA. Functional magnetic resonance imaging, vol 111. 3a edición, Stark DO y Bradley WG Jr, eds. Mosby 1999; 1555-74.
- Jones AP, Hugges OG, Brette OS, Robinson L, Sykes IR, Aziz Q, et al. Experiences with functional magnetic resonance imaging at J testa. *Br J Radiol* 1998; 71:160-6.
- Thulborn KR, Waterton JC, Matthews PM, Radda GK. Dependence of the transverse relaxation time of water protons in whole blood at high field. *Biochem Biophys Acta* 1982; 714: 265-72.
- Ogawa S, Lee TM, Barrete B. The sensitivity of magnetic resonance image signals of a rat brain to changes in the cerebral blood oxygenation. *Magn Reson Med* 1993; 29:205-10.
- Deyoe E, Bandetti P, Neitz I, Miller O, Winans P. Functional magnetic resonance imaging (fMRI) of the human brain. *J Neurosci Methods* 1994; 54:171-87.
- C Avila. Aplicaciones de la resonancia magnética funcional en pacientes prequirúrgicos: funciones motoras de memoria y lingüística. *Rev Neurol* 2003; 37:567-78.
- Rosales, et al. Resonancia magnética funcional: una nueva herramienta para explorar la actividad cerebral y obtener un mapa de su corteza. *Rev Chilena Radiol* 2003;9:86-91.
- N. Shnoura. Restored activation of primary motor area from motor reorganization and improved motor function after brain tumor resection. *AJNR* 2006; 27:1275-82.
- Rao SM, Biner JR, Bandettini PA, Hammke TA, Yetkin FZ, Jesmanowicz A, et al. Functional magnetic resonance imaging of complex human movements. *Neurology* 1993; 43:2311-8.
- Boeckcker H, Kleinschmidt A, Reuhardt M. Functional cooperativity of human cortical motor areas during self-paced simple finger movements. A high resolution MRI study. *Brain* 1994; 117:1231-9.
- Li A, Yetkin Z, Cox R, Haughton VM. Ipsilateral hemisphere activation during motor and sensory task. *Am J Neuroradiol* 1996;17:651-5.
- Jack CR Jr, Thompson RM, Butts RK, Sharbrough FW, Kelly PJ, Hanson DP, et al. Sensory motor cortex: correlation of presurgical mapping with functional MR imaging and invasive cortical-mapping. *Radiology* 1994; 190:85-92.
- Tysza JM, Grafton ST, Chew W, Woods RP, Colletti PM. Parceling of mesial frontal motor areas during ideation and movement using functional magnetic resonance at 1.5 Tesla. *Am Neurol* 1994; 746-9.
- Hinke RM, HU X, StiJlman AR, Kim SG, Merkle L-J, Salmi R, et al. Functional magnetic resonance imaging of Broca's area during internal speech. *Neuroreport* 1993; 4:675-8.
- Gore Je. Neuroimaging X: functional MRI studies of language by sex (images in neuroscience). *Am J Psychiatry* 1996; 153:860.
- Barton JJ, Simpson T, Kiriakopoulos E, Stewall C, Crawley A, Guthrie B, et al. Functional MRI of lateral occipitotemporal cortex during pursuit and motion perception. *Ann Neurol* 1996; 40:387-98.
- Le Bihan D, Turner R, Jezzard P. Activation of human visual cortex by mental representation of visual patterns, in Proceedings of the 11 Annual Meeting of the society of Magnetic Resonance in Medicine, Berlin, 1992.
- McCarthy G, Puce A, Constable RT, Krytal JH, Gore Je, Goldman-Rakic P. Activation of human prefrontal cortex during spatial and nonspatial working memory tasks measured by functional MRI. *Cereb Cortex* 1996; 6:600-11.
- D' Esposito M, Zarahn E, Aguirre GK. Event-related functional MRI: implications for cognitive psychology. *Psychol Bull* 1999; 125:155-64.
- Callicott J, Mattay YS, Bertolino A Finn K, Coppola R, Frank JA. Physiological characteristics of capacity constraints in working memory as revealed by functional MRI. *Cerebral Cortex* 1999;9:20-6.
- Bly BM, Kosslyn SM. Functional anatomy of object recognition in humans: evidence from positron emission tomography and functional magnetic resonance imaging. *Curr Opin Neurol* 1997; 10:5-9.
- Teasdale JD, Howard RJ, Cox SG, Ha Y, Brammer MJ, Williams

- S, et al. Functional MRI study of the cognitive generation of affect. *Am J Psychiatry* 1999; 156(2):209-15.
32. Baird AA, Gruber SA, Fein DA, Mass LC, Steingard RJ, Renshaw PF. Functional magnetic resonance imaging of facial affect recognition in children and adolescents. *J Am Acad Child Adolesc Psychiatry* 1999;38:195-9.
33. Harell. Plasticity of the human motor cortex in patients with arteriovenous malformation: a functional MR imaging study. *AJNR* 21: 1423-33.
34. Critchley D. Human cingulate cortex and autonomic control: converging neuroimaging and clinical evidence. *Brain* 2003; 126:2139-52.
35. Morton DW. Functional brain imaging using a long intravenous half-life gadolinium based contrast agent. *AJNR* 2006;27:1467-71.
36. H Daffau et al. Long term reshaping of language, sensory, and motor maps after glioma resection: a new parameter to integrate in the surgical strategy. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 2002; 72: 511-6.
37. Michael. The effect of prior surgery on blood oxygen level dependent functional MR Imaging in the preoperative assessment of brain tumors. *AJNR* 2005;26:1980-5.
38. Kirings T. Activation in primary and secondary motor areas in patients with CNS neoplasms and weakness. *Neurology* 2002; 58:381-90.
39. Daffau. Acute functional reorganization of the human motor cortex during resection of central lesions: a study using intraoperative brain mapping. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 2001; 70:506-13.
40. Caramia. Ipsilateral motor activation in patients with cerebral gliomas. *Neurology* 1998; 51:196-2002.