

IMÁGENES NEURO-OFTALMOLÓGICAS

NEURO-OPHTHALMOLOGICAL IMAGES

ING. GONZALO ROJAS C. (1, 2), DR MARCELO GÁLVEZ M. (2), DR. JORGE CORDOVEZ M. (2), DR. CLAUDIO PARDO B (2),
ING. JAIME CISTERNAS E. (3), ING. TAKESHI ASAHI K. (4)

1. LABORATORIO DE IMÁGENES MÉDICAS. DEPARTAMENTO DE DIAGNÓSTICO POR IMÁGENES. CLÍNICA LAS CONDES.
2. DEPARTAMENTO DE DIAGNÓSTICO POR IMÁGENES. CLÍNICA LAS CONDES.
3. UNIVERSIDAD DE LOS ANDES. FACULTAD DE INGENIERÍA Y CIENCIAS APLICADAS.
4. CENTRO DE MODELAMIENTO MATEMÁTICO, UNIVERSIDAD DE CHILE.

Email: mgalvez@clc.cl

RESUMEN

El desarrollo de la resonancia magnética ha producido nuevos tipos de imágenes que pueden ser de utilidad en pacientes con manifestaciones visuales.

Las imágenes estructurales potenciadas en T1 pueden ser procesadas, mediante diferentes tipos de software, para la obtención de nuevas imágenes que permiten separar distintas estructuras (segmentación), realizar estudios volumétricos cerebrales (volumetría) y medir el grosor de la corteza en distintas áreas, independiente de la complejidad de la superficie cerebral (espesor cortical). Además es posible "deformar" los cerebros para realizar estudios comparativos con poblaciones normales (normalización).

Las imágenes de difusión muestran la movilidad de las moléculas de agua al interior del cerebro, información que utilizamos para reconstruir los tractos neuronales principales (tractografía) y para dimensionar indirectamente la conectividad de distintas áreas (difusión multidireccional).

Mediante resonancia magnética funcional es posible localizar las áreas elocuentes cerebrales (resonancia magnética funcional convencional) o representar la conexión funcional de un área cerebral específica (resonancia magnética resting state).

Palabras claves: Espesor cortical, resonancia funcional, volu-

metría, resting state, segmentación, normalización, tractografía, difusión, multidirección.

SUMMARY

The development of MRI has led new types of images that can be useful in patients with visual manifestations.

T1 structural images can be processed by different software to obtain new images for partitioning different neurological structures (segmentation), to do brain volumetric studies (volumetry) and to measure the cortical thickness in an independent way of the complexity of the brain surface (cortical thickness). It is also possible to "warp" the brains for comparative studies with normal populations (normalization).

Diffusion images shows the mobility of water molecules in the brain that is used to reconstruct the main neural tracts (tractography) and to measure indirectly the connectivity of different areas (multidirectional diffusion).

Functional magnetic resonance imaging can identify eloquent brain areas (typical functional magnetic resonance) or represent the intrinsic connectivity of specific brain areas (resting state fMRI).

Key words: cortical thickness, functional MRI, volumetry, resting state, segmentation, normalization, tractography, diffusion, multidirectional.

INTRODUCCIÓN

El desarrollo de la resonancia magnética ha producido nuevos tipos de imágenes, adicionales a las imágenes convencionales, que pueden ser de utilidad en los pacientes con manifestaciones visuales.

Estas nuevas imágenes pueden corresponder al postproceso de imágenes volumétricas convencionales o a imágenes que intentan representar funciones cerebrales, o al estudio de la movilidad de las moléculas de agua en el interior del cerebro y sus aplicaciones.

Estas imágenes se encuentran disponibles en nuestra clínica y son procesadas en el Laboratorio de Imágenes Médicas del Departamento por Imágenes (DPI).

A. POST PROCESO DE LAS IMÁGENES ESTRUCTURALES

Uno de los principales avances de las imágenes de resonancia magnética corresponde al aumento de la resolución espacial y a las adquisiciones volumétricas isotrópicas. Esto significa que cada vez somos capaces de ver detalles cada vez más pequeños y que la información es continua y simétrica en el espacio.

Debido a esto es posible modelar tridimensionalmente la superficie y las estructuras internas del cerebro mediante un mallado virtual de éste en las imágenes estructurales ponderadas en T1 (Figuras 1, 2 y 3). Estas imágenes son enviadas a computadores externos los cuales permiten producir nuevas imágenes.

Existen 4 aplicaciones principales en las cuales estamos utilizando el post-proceso obtenido con software Freesurfer (FreeSurfer v4.5.0, Martinos Center for Biomedical Imaging) (1, 2, 3).

1. Segmentación

La segmentación corresponde a la separación virtual de diversas estructuras cerebrales de acuerdo a su intensidad de señal, permitiendo diferenciarlas según diferentes colores (Figura 4).

2. Volumetría

La segmentación hace posible dimensionar en mm^3 cada una de las estructuras cerebrales, y mediante bases de datos es posible compararla con volúmenes cerebrales de la población normal, lo que tiene especial utilidad en los pacientes con epilepsia temporal y demencia (Figura 4).

3. Espesor cortical

La evaluación del espesor de la corteza es bastante difícil de dimensionar ópticamente en las imágenes convencionales, especialmente debido al plegamiento de la corteza.

La corteza de los humanos tiene un espesor promedio de 2,5 mm. Las áreas motoras tienen un espesor mayor que las áreas sensitivas. De hecho, la corteza visual es el área más delgada, con un espesor que varía entre los 1,4 a 2,2 mm. (Figuras 5, 6, y 7).



Figura 1. Imagen sagital ponderada en T1 volumétrica. Imagen base para los estudios de segmentación, volumetría, espesor cortical y normalización.

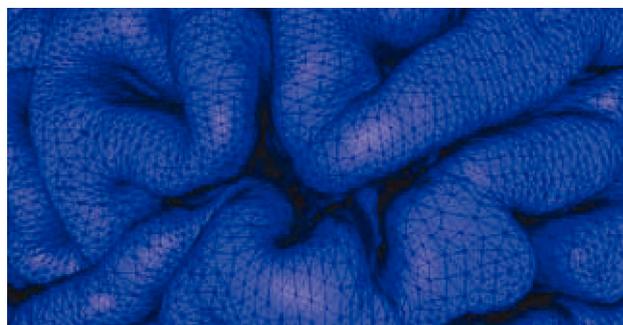


Figura 2. Imagen de mallado de la superficie cortical. Se visualizan los triángulos que aproxima a la morfología de los giros.

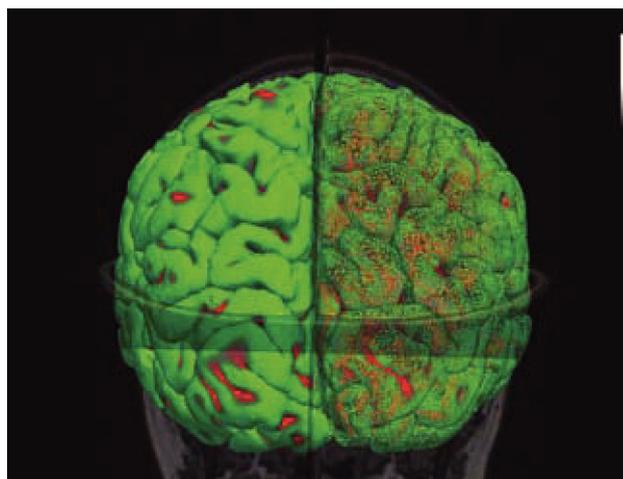


Figura 3. Imagen de postproceso que muestra polos occipitales, con mallado del hemisferio derecho (lado derecho de la figura) y superficie "sólida" del hemisferio izquierdo (lado izquierdo de la figura).

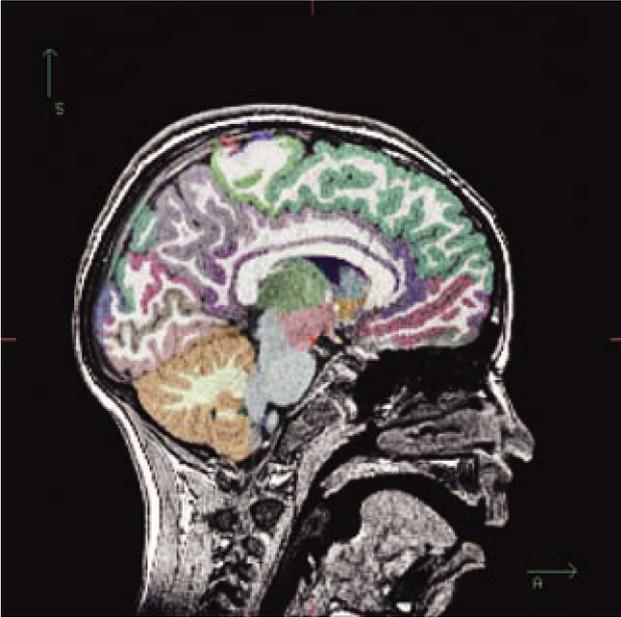


Figura 4. Imagen sagital de segmentación que diferencia las estructuras corticales y el cerebelo utilizando diferentes colores.

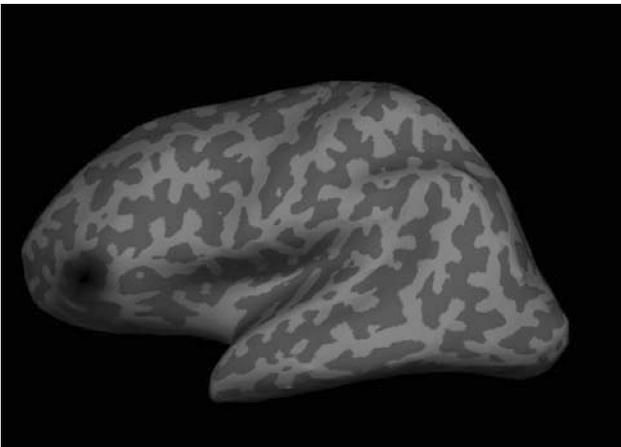


Figura 6. Vista lateral del hemisferio izquierdo. Debido a que la superficie cerebral se encuentra mallada, es posible expandir la superficie para demostrar áreas ocultas por los giros como la profundidad de los surcos (gris oscuro) o la corteza insular.

4. Normalización:

La alta complejidad de la superficie cortical y la variación de volúmenes cerebrales entre los pacientes, hace difícil comparar dos áreas cerebrales en las imágenes convencionales.

La normalización consiste en la deformación de la morfología y tamaño cerebral de un paciente llevado a un cerebro estándar, que cuenta con un sistema de coordenadas que hace posible localizar adecuadamente las estructuras cerebrales y poder realizar comparaciones de los cerebros de diferentes individuos (Figura 8).

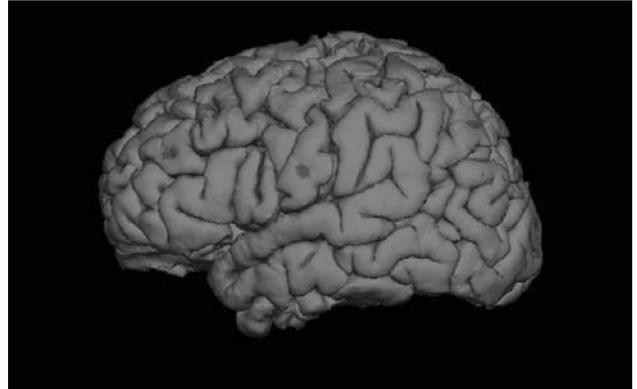


Figura 5. Imagen de postproceso que muestra vista lateral del hemisferio cerebral izquierdo en "solido". Se ha extraído en scalp y cráneo.

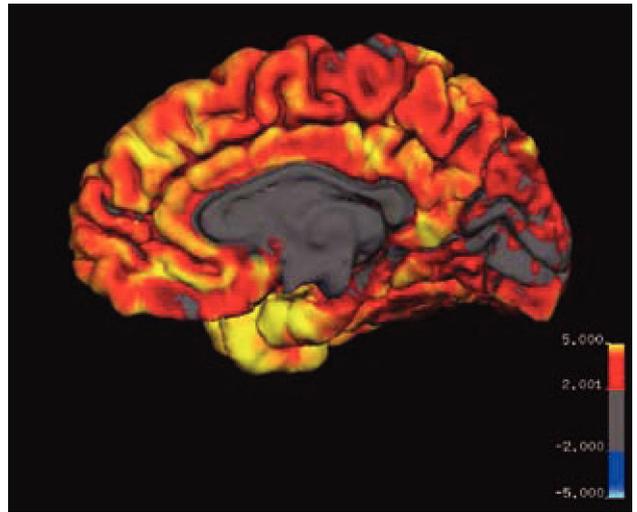


Figura 7. Vista medial del hemisferio cerebral derecho que muestra el espesor de la corteza cerebral en distintas áreas según paleta de color entre 0 y 5 mm. Destaca que el lóbulo occipital normalmente es de menor espesor que el resto del cerebro.

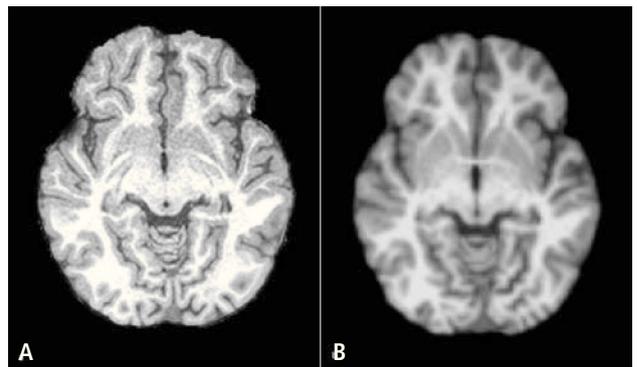


Figura 8. Para hacer comparable las imágenes de un paciente con una base de imágenes de la población normal, es necesario "deformar" la superficie a un cerebro estandarizado. La figura 8A muestra un corte transversal potenciado en T1 y la figura 8B muestra el mismo corte "normalizado" al estándar MNI 152 (Montreal Neurological Institute).

B. IMÁGENES DE DIFUSIÓN

Las imágenes de difusión se basan en la representación mediante imágenes de la movilidad de las moléculas de agua. La principal aplicación de este tipo de imágenes corresponde al diagnóstico precoz del infarto cerebral.

El movimiento de las moléculas de agua se encuentra fuertemente influenciado por las membranas celulares y vainas de mielina de la sustancia blanca que hacen que al agua se desplace siguiendo estos mismos trayectos.

1. Tensor de Difusión - Tractografía

Si somos capaces de rastrear el movimiento de las moléculas de agua podemos indirectamente localizar las vías neuronales principales.

En esto se basa la tractografía que permite visualizar los haces principales, por lo que nos entrega información en relación a conectividad física de las estructuras cerebrales (Figura 9).

La tractografía la realizamos utilizando el software MedINRIA v 1.9.1 (INRIA Sophia Antipolis) (4).

2. Difusión multidireccional

El modelo de difusión tensor sólo permite visualizar la dirección principal de cada una de las partes del cerebro, sin embargo sabemos que debido a la complejidad de la estructura de la sustancia blanca, existen múltiples áreas en que hay entrecruzamiento de las vías.

El modelo de difusión multidireccional permite explorar también otras direcciones de menor "grosor". Estas imágenes probablemente nos entregan información indirecta de la conectividad de diversas áreas. Los modelos pueden ser a través de vectores u orbitales que representan la magnitud y dirección de las diferentes áreas (Figuras 10 y 11).

Para la generación de estas imágenes utilizamos los software MedINRIA v 1.9.1 (INRIA Sophia Antipolis) (4) (Figura 10), y uno de producción local (MTV.py, Multitensor.py) (5, 6) (Figura 11).

C. RESONANCIA MAGNÉTICA FUNCIONAL

1. Resonancia Funcional convencional

Las imágenes convencionales nos permiten hacer una buena aproximación de la arquitectura cerebral, sin embargo no es capaz de demostrar mediante imágenes una función cerebral propiamente tal. Para este motivo y basándose en el contraste producido por la desoxigenación de la hemoglobina, es posible mediante pruebas simples, con y sin estímulo visual, localizar la corteza visual, así como también mediante otras pruebas, localizar la corteza motora o incluso áreas del lenguaje en la superficie cerebral. Este tipo de imágenes tiene gran importancia para establecer la relación espacial entre las lesiones y las áreas elocuentes (Figura 12-14).

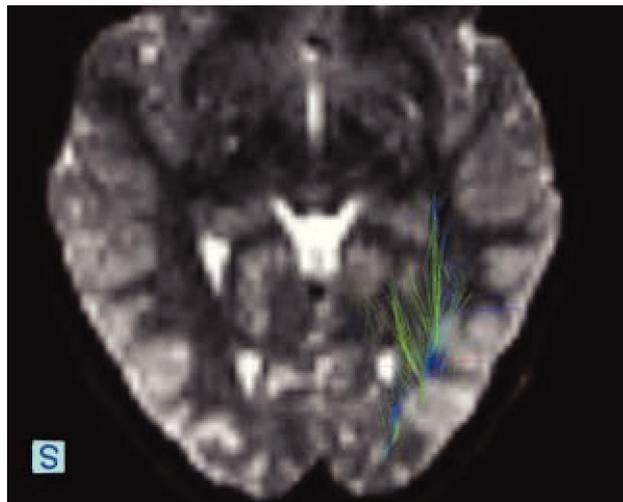


Figura 9. Imagen transversal T2 gradiente que muestra tractos de la vía visual en el polo occipital izquierdo.

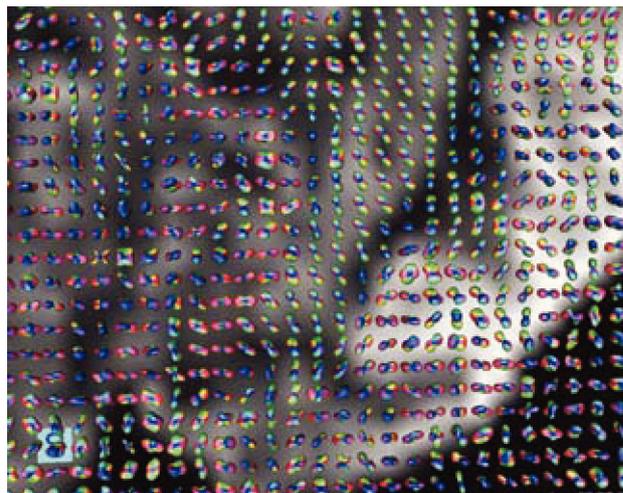


Figura 10. Imagen transversal del polo occipital izquierdo que muestra las diferentes direcciones de la difusión del agua mediante orbitales.

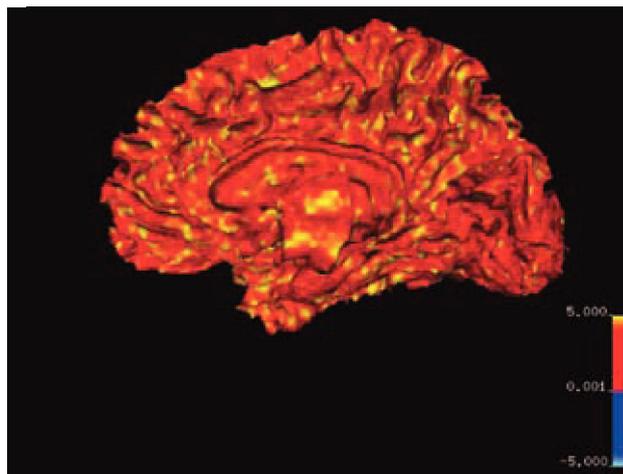


Figura 11. Imagen medial del hemisferio cerebral derecho en la cual ha sido extraída la corteza y se visualiza la superficie de la sustancia blanca. En escala de colores se representa la cantidad de direcciones a este nivel.

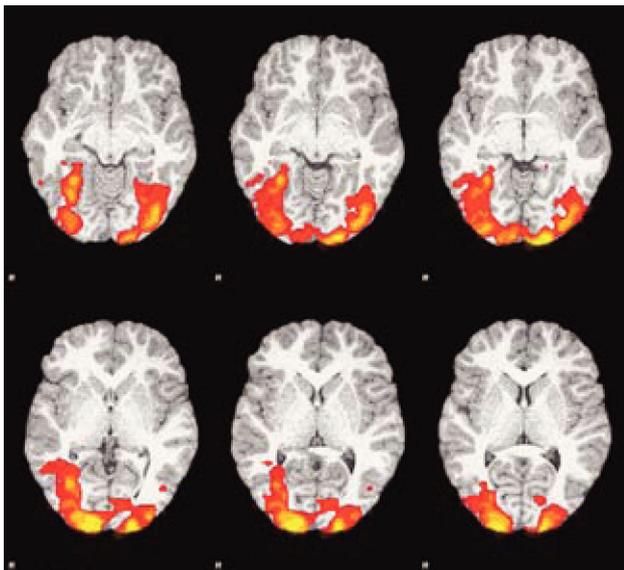


Figura 12. Cortes transversales potenciados en T1 a nivel de los lóbulos occipitales en los cuales se encuentra sobrepuesta la resonancia funcional obtenida con estímulo visual.

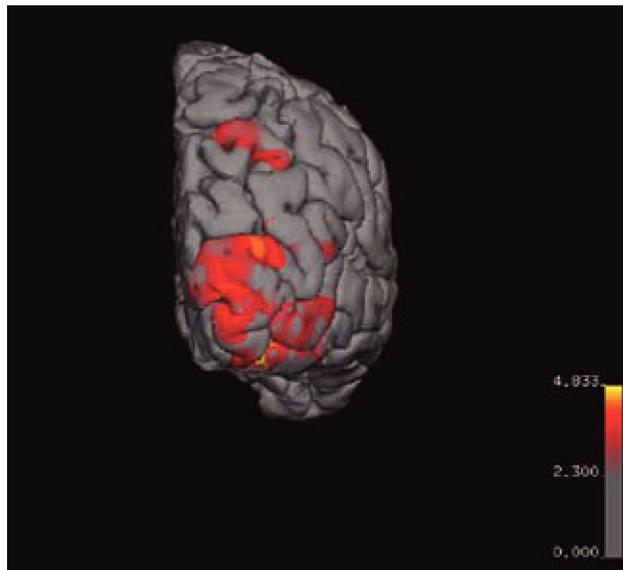


Figura 13. Imagen del polo occipital izquierdo que muestra sobreposición de la actividad de una resonancia funcional visual.

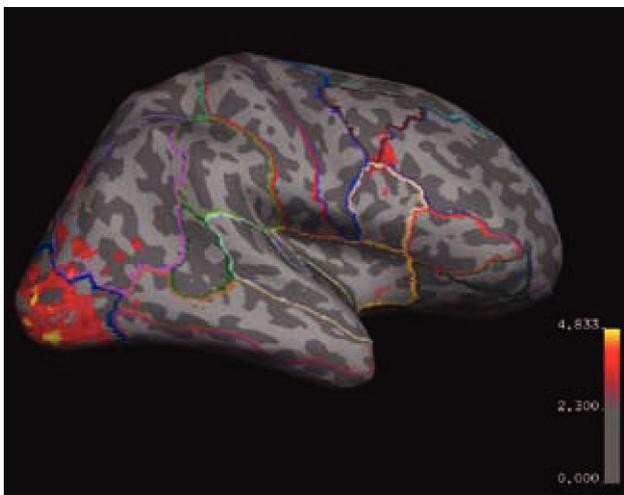


Figura 14. Imagen lateral del hemisferio cerebral derecho "inflada", con parcelación de los giros (líneas de colores) y sobreposición de la resonancia magnética funcional visual (paleta rojo-naranja).

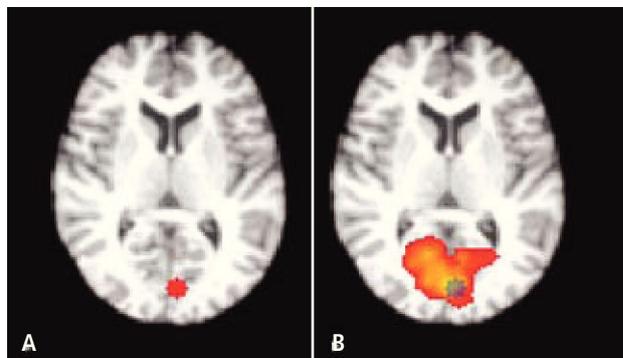


Figura 15. Imagen transversales potenciadas en T1 a nivel de los polos occipitales y sobreposición de la resonancia funcional "en descanso" (resting state). En la figura 15A se visualiza la "semilla" que permite encontrar las demás áreas que tienen correlación funcional visual (figura 15B).

Para la generación de las imágenes funcionales utilizamos el software FSL versión 4.0.1 (FMRIB's Software Library, FMRIB Centre, Department of Clinical Neurology, University of Oxford) (7).

2. Resonancia Funcional resting state ("en descanso")

Este es un nuevo tipo de imágenes funcionales en el cual se realiza la adquisición del paciente sin estímulo alguno. Se basan en el principio que el cerebro se encuentra permanentemente en funcio-

namiento o "encendido", por lo cual el software intenta localizar aquellas áreas cerebrales que se encuentran temporalmente sincronizadas, por lo cual nos entrega información de conectividad funcional (Figura 15).

Para la generación de estas imágenes funcionales "en descanso" utilizamos una aplicación desarrollada en el laboratorio NYU Child Study Center (8).

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Fischl B, Sereno MI, Dale AM. Cortical surface-based analysis. II: inflation, flattening, and a surface-based coordinate system. *Neuroimage* 1999; 9: 195-207.
2. Dale AM, Fischl B, Sereno MI. Cortical surface-based analysis. I. Segmentation and surface reconstruction. *Neuroimage* 1999; 9: 179-94
3. Fischl B, Dale AM. Measuring the thickness of the human cerebral cortex from magnetic resonance images. *Proc Natl Acad Sci U S A* 2000; 97: 11050-5.
4. Toussaint N., Souplet J.C., Fillard P. MedINRIA: Medical Image Navigation and Research Tool by INRIA. In Proc. of MICCAI'07 Workshop on Interaction in medical image analysis and visualization, Brisbane, Australia, 2007
5. Cisternas E., Asahi T., Galvez M., Rojas G., Bravo E. Desarrollo y puesta en marcha de software de Tractografía. *Revista Chilena de Radiología*. 2008; 14 (1): 31-35
6. Cisternas J, Gálvez M, Rojas G, Asahi T. Interpolation and Regularization of Diffusion Tensor Images along Geodesics, 16th ISMRM 2008 (Annual Conference of the International Society of Magnetic Resonance in Medicine), Toronto, Canadá, 3-9 de Mayo, 2008.
7. Smith SM, Jenkinson M, Woolrich MW, Beckmann CF, Behrens TEJ, Johansen-Berg H, et al. Advances in functional and structural MR image analysis and implementation as FSL. *NeuroImage*, 23 (S1): 208-219, 2004.
8. Margulies DS, Kelly AM, Uddin LQ, Biswal BB, Castellanos FX, Milham MP. Mapping the functional connectivity of anterior cingulate cortex. *Neuroimage*. 2007 Aug 15; 37 (2): 579-88.

Los autores declaran no tener conflictos de interés, en relación a este artículo.