

EVALUACIÓN DE CALIDAD DE IMAGEN EN RESONANCIA MAGNÉTICA MEDIANTE LA TÉCNICA COMPRESSED SENSING CON BOBINAS DE CEREBRO DE 20 CANALES

Helen Han Chen^{a*}

Andrés Cid Labraña^a

Camila Cárdenas Águila^a

David Villalobos Quintanilla^a

^aEstudiante de Tecnología Médica, Facultad de Medicina Clínica Alemana de Santiago - Universidad del Desarrollo.

Artículo recibido el 14 de octubre, 2022. Aceptado en versión corregida el 21 de diciembre, 2022.

RESUMEN

Introducción: La resonancia magnética es una técnica de diagnóstico que permite obtener imágenes detalladas de la anatomía y fisiología, sin embargo, su gran desventaja es el largo tiempo de adquisición. La técnica Compressed Sensing disminuye el tiempo de adquisición de imágenes mediante recuperación de señales con menor cantidad de muestras que métodos tradicionales. **Objetivo:** Demostrar que la técnica Compressed Sensing permite una disminución del tiempo de adquisición sin reducir la calidad de imagen en una secuencia Time of Flight. **Metodología:** Se adquirieron 5 volúmenes axiales con secuencia Time of Flight en total por cada voluntario, una inicial sin la aplicación de la técnica Compressed Sensing y las cuatro siguientes con factores de aceleración 4, 6, 8 y 10. Se midieron la relación señal ruido, relación de contraste y presencia de artefactos. **Resultado:** Al aumentar los factores de aceleración existe un aumento de la relación señal-ruido y resolución de contraste en los cortes a nivel de las carótidas internas y de las arterias silvianas. Al utilizar el factor de aceleración Compressed Sensing 8 existe la aparición constante de artefacto de movimiento. **Conclusión:** La técnica Compressed Sensing permite disminuir los tiempos de adquisición sin disminuir la relación señal-ruido ni relación de contraste de las imágenes, sin aparición de artefactos hasta el factor de aceleración Compressed Sensing 4. **Palabras clave:** Compressed Sensing, Tiempo de adquisición, Time of flight, Relación señal-ruido, Relación de contraste.

INTRODUCCIÓN

La Resonancia Magnética (RM) es una técnica de diagnóstico que permite obtener imágenes altamente detalladas de anatomía sin el uso de radiación ionizante¹.

La técnica Time of Flight (TOF), corresponde a una angiografía sin contraste que utiliza secuencias gradientes de eco con tiempos de eco y de repetición ultracortos, que dependen principalmente del flujo sanguíneo. La gran desventaja del uso de RM es que requiere de largos tiempos de adquisición, lo cual aumenta la probabilidad de artefactos relacionados con movimientos del paciente y la experiencia claustrofóbica que puede significar, considerando el prolongado tiempo de la adquisición y el estrecho espacio en el que se deben mantener durante la toma del examen, obteniendo como resultado un examen con artefactos o sin utilidad clínica, provocando que se tenga que repetir dicho examen, lo que puede parecer bastante tedioso para los pacientes y retrasar el flujo de trabajo del servicio².

A partir de esto nace la técnica Compressed Sensing (CS), con el objetivo de disminuir el tiempo de adquisición de las imágenes mediante la recuperación de señales con menores muestras de los que usan los métodos tradicionales. En Chile, el año 2020, la Clínica Alemana incorporó esta tecnología a su equipo Siemens Lumina de 3 Teslas, por lo que es necesario investigar a través de una experiencia local, la utilidad de la técnica luego de su implementación³.

Hay tres puntos importantes para respaldar el uso de CS en RM:

- En primer lugar, podría ser de gran utilidad poder reducir el número de muestras adquiridas por examen, ya que el tiempo de duración del examen es directamente proporcional al número de adquisiciones.
- En segundo lugar, con un número de muestras suficientes, la técnica de CS puede realizar una reconstrucción exacta y sin artefactos.
- En tercer lugar, el número de muestras adquiridas necesarias para poder reconstruir una imagen exacta depende del estudio, por lo tanto, puede que se reduzca el tiempo de manera significativa en exámenes donde se tomaban adquisiciones innecesarias.

Pregunta de investigación

¿Disminuye la calidad de imagen al aplicar distintos factores de aceleración mediante la técnica CS en secuencia TOF en voluntarios entre 20 y 50 años?

Planteamiento de la hipótesis

El CS es una técnica de aceleración que permite reducir los tiempos de adquisición sin perder calidad en las imágenes de resonancia magnética obtenidas mediante la secuencia TOF, en voluntarios entre 20 y 50 años.

Objetivo general

Demostrar que el CS es una técnica que no

*Correspondencia: hhanc@udd.cl
2022, Revista Confluencia, 5(2), 35-38



reduce la calidad de imagen de voluntarios entre 20 y 50 años utilizando la secuencia TOF en bobinas de 20 canales en equipo Siemens Lumina de 3 Teslas de la Clínica Alemana.

Objetivos específicos

- Adquirir una imagen inicial de referencia para obtener los valores de la imagen sin la aplicación de la técnica CS.
- Adquirir 4 imágenes por cada paciente voluntario aplicando la técnica de CS con diferentes factores de aceleración y aplicando la secuencia TOF para obtener los valores de la imagen de cada voluntario.
- Obtener los parámetros de calidad de imagen para cada una de las imágenes adquiridas.
- Comparar los resultados de calidad de imagen y factores de aceleración entre las imágenes obtenidas en un mismo paciente y la totalidad de los datos.

METODOLOGÍA

El estudio fue de tipo cuantitativo, experimental, transversal, prospectivo y exploratorio.

El método de esta investigación comenzó con la difusión por redes sociales de una encuesta con los criterios de inclusión para participar del estudio, los cuales correspondieron a pertenecer a un rango entre 20-50 años. Mientras que los criterios de exclusión consideraron a voluntarios con patologías cerebrales, embarazadas y con implantes metálicos que puedan afectar la calidad de imagen.

Una vez seleccionados los participantes, se llevó a cabo el estudio en Resonador Magnético Lumina de 3 Teslas con la utilización de una bobina Head Neck de 20 canales. Para comenzar el examen se le solicitó al voluntario ubicarse en la camilla en decúbito supino y se le hizo entrega de tapones y alarma de emergencia, iniciando por la adquisición de una primera imagen axial de cerebro TOF sin la aplicación de la técnica CS que fue utilizada como referencia. Posterior a esta adquisición, se obtuvieron 4 imágenes TOF de reconstrucción axial de cerebro por cada paciente voluntario utilizando la técnica CS. En la primera imagen con factor de aceleración, se aplicó un factor de aceleración de 4, en la segunda de 6, en la tercera de 8 y en la última imagen de 10.

En cada volumen axial de imágenes adquiridas, se seleccionaron 2 cortes para ubicar los ROI correspondientes. El primer corte fue seleccionado a la altura de la porción proximal de las arterias carótidas internas, y el segundo corte fue seleccionado a nivel de arterias silvianas.

En el corte de la porción proximal de las arterias carótidas se ubicaron un total de 8 Region of Interest (ROI), en donde 5 se ubicaron en el fondo de la imagen, 1 ROI en arteria basilar, 1 ROI en arteria carótida interna derecha y 1 ROI en arteria carótida interna izquierda.

En el corte a nivel de las arterias silvianas se ubicaron un total de 7 ROI, en donde 5 se ubicaron en el fondo de la imagen, y 2 en las arterias silvianas de cada lado respectivamente.

Implicancias éticas

Esta investigación contó con la aprobación del Comité de Ética de Pregrado de la Universidad del Desarrollo y de Clínica Alemana Santiago (PG_118-2021).

RESULTADO

Para esta investigación se estudió a un total de 20 voluntarios, de los cuales 9 fueron hombres y 11 fueron mujeres, con una media de edad de 24,6 años de edad. Con los diferentes factores de aceleración aplicados en las imágenes, se obtuvieron distintos tiempos de adquisición los cuales están representados en la Tabla 1.

Tabla 1: Tiempo de adquisición con cada factor de aceleración (CS).

Factor de aceleración	Tiempo de adquisición (min)	Disminución del tiempo de adquisición (%)
Sin CS	8 minutos	0%
CS 4	6 minutos y 47 segundos	15%
CS 6	5 minutos y 2 segundos	37%
CS 8	4 minutos y 11 segundos	48%
CS 10	3 minutos y 41 segundos	54%

Posterior a esto, se aplicó un análisis estadístico mediante el Test de Friedman y posteriormente un Test de Dunn para evaluar si existe diferencia estadísticamente significativa entre las imágenes sin CS y las imágenes con distintos factores de aceleración en base a los valores de Relación Señal-Ruido (SNR) y Relación de Contraste (CNR) calculados previamente.

A partir del análisis, se obtuvieron diversos gráficos. En primera instancia se realizó la comparación de la imagen de referencia con los distintos factores de aceleración y se representaron los valores de SNR obtenidos en las imágenes de control y con los distintos factores de aceleración en el corte de las arterias carótidas internas (Figura 1).

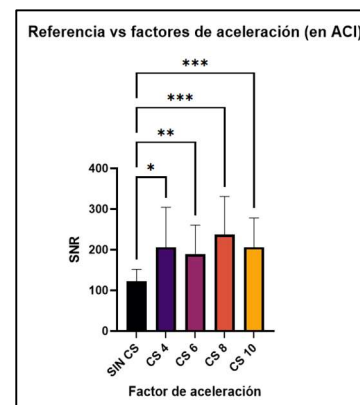


Figura 1. Gráfico de relación señal-ruido (SNR) en corte de arterias carótidas internas donde se realiza una comparación entre el grupo de referencia (Sin CS) y la aplicación de este con sus distintos factores de aceleración (CS).

Se pudo apreciar una diferencia estadísticamente significativa entre la referencia y los distintos factores de aceleración, lo que se representa por asteriscos en la parte superior de la barra que indican el valor p del análisis (*: $P < 0,05$; **: $P < 0,01$; ***: $P < 0,001$; ns = no significativo).

Por otro lado, se pudo determinar que existe diferencia estadísticamente significativa entre los valores de la CNR de las imágenes con factores de aceleración obtenidas a nivel de las arterias carótidas internas (ACI) cuando fueron comparadas con el valor de las imágenes de referencia (Figura 2).

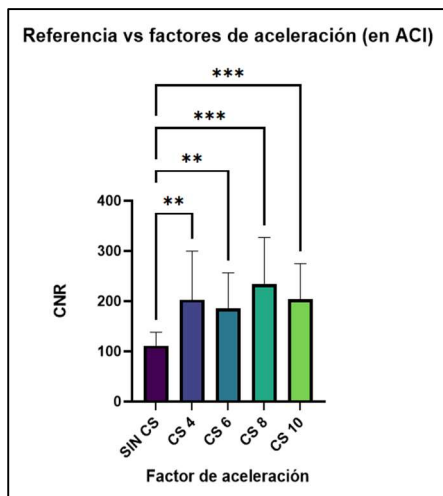


Figura 2. Gráfico de relación contraste-ruido (CNR) en corte de arterias carótidas internas (ACI) donde se compara la CNR y los factores de aceleración (CS).

Además, se compararon los valores de SNR y CNR obtenidos a nivel de las arterias carótidas internas entre las imágenes que fueron aceleradas con CS, obteniendo que no existe diferencia estadísticamente significativa entre ellas. Por otro lado, se analizaron los valores de SNR y CNR obtenidos a partir del corte a nivel de las arterias silvianas, donde se pudo observar que en ambos casos existe una diferencia estadísticamente significativa entre la referencia y los valores de las imágenes con CS 4, CS 6 y CS 8, pero no así en CS 10. Por último, al comparar los valores obtenidos de las imágenes con cada factor de aceleración, se obtuvo que no existe diferencia estadísticamente significativa entre los valores de SNR y tampoco entre los valores de CNR. Cabe mencionar que al momento de visualizar las imágenes adquiridas se pudo notar la presencia del artefacto de movimiento, que se manifestó en la totalidad de los volúmenes axiales con un factor de aceleración de CS 8 y CS 10, y con una menor frecuencia (4 voluntarios) en el volumen axial con factor de aceleración de CS 6 (Tabla 2).

DISCUSIÓN

Lo primero que se pudo observar en el estudio luego del análisis de datos, es que a medida que se aumenta el factor de aceleración, el tiempo de adquisición disminuye considerablemente⁴ (Tabla 1), lo cual es beneficioso para pacientes claustrofóbicos o, incluso, pacientes pediátricos inquietos. Es importante

Tabla 2: Presencia de artefactos, tipo y factor de aceleración donde se visualizó.

Imagen	Nº de apariciones	Tipo
Sin CS	0	N/A
CS 4	0	N/A
CS 6	4	Movimiento
CS 8	20	Movimiento
CS 10	20	Movimiento

mencionar que al utilizar un factor de aceleración de CS 8 y CS 10, se observa la presencia del artefacto de movimiento en la imagen, lo cual puede llevar a que no tenga utilidad diagnóstica⁵. Sin embargo, para definir esto es necesario una evaluación cualitativa de las imágenes por médicos radiólogos, lo que no fue objetivo de esta investigación.

A partir de los resultados obtenidos en la comparación entre la referencia y los factores de aceleración, se pudo observar en los cortes a nivel de ACI que existe una diferencia estadísticamente significativa tanto para SNR (Figura 1) como para CNR (Figura 2). Se consideró que estos resultados se relacionan directamente con el proceso de reconstrucción de la imagen utilizando el CS, específicamente en el segundo paso de este, la transformada de Sparsity. Esta plantea la utilización exclusiva de la información relevante de una imagen que presenta demasiado ruido, por medio de la definición de un umbral que elimina la señal del ruido presente en esta³.

En cuanto al análisis que compara los diferentes factores de aceleración entre sí, se obtuvo que no existe diferencia estadísticamente significativa para los valores de SNR y CNR, ya sea en el corte de la ACI como en el de las arterias silvianas. De acuerdo a esto, los valores de SNR y CNR se mantuvieron a medida que se aumentó el factor de aceleración en las imágenes. A partir de esto se puede determinar el parámetro de calidad de imagen que va a determinar el factor de aceleración óptimo, y la presencia o no de artefacto. Esto podría estar relacionado a que todas las imágenes fueron sometidas a las mismas transformaciones.

Se pudo visualizar la presencia de artefactos a partir del factor de aceleración 6, con preponderancia en CS 8 y CS 10. Esto tiene relación a un submuestreo excesivo, lo que conlleva a una formación de artefactos por la disminución de la señal en la reconstrucción de la imagen. A partir de esto, se recomienda utilizar un factor de aceleración no mayor a 4⁶⁻⁸.

Por otro lado, a partir de los resultados obtenidos en el corte a nivel de las arterias silvianas, se pudo observar que existe diferencia estadísticamente significativa entre los valores de SNR y CNR si se compara la referencia con las imágenes sometidas a los factores de aceleración CS 4, CS 6 y CS 8, pero no así con CS 10.

Con respecto a las limitaciones de esta investigación, una de las mayores dificultades presentadas fue la reproducibilidad de los ROI, debido a que este análisis fue hecho en un sistema operador dependiente y el trabajo fue realizado por distintos investigadores, por lo cual es necesario aplicar el Test de Bland-Altman, con el fin de evaluar la reproducibilidad del tamaño y ubicación anatómica de los ROI⁹. Por otra parte, una segunda limitación del estudio corresponde a la falta de un análisis estadístico que nos permita demostrar la presencia del artefacto de movimiento en base a la percepción de distintos sujetos, como lo es el Test de Kappa.

CONCLUSIÓN

Este estudio ha permitido demostrar que la técnica CS es capaz de disminuir los tiempos de adquisición mientras que los valores de SNR y CNR no disminuyen de manera estadísticamente significativa, lo cual está directamente relacionado con las tres reglas de oro que plantea la técnica de aceleración, específicamente con la transformada de Sparsity, la cual disminuye el ruido en la imagen. Por otra parte, es importante recalcar que desde la aplicación del factor CS 6 existe la aparición del artefacto de movimiento, el cual disminuye la calidad de la imagen. De acuerdo a esto se puede concluir que la utilización del CS es válida en relación a parámetros de calidad de imagen hasta un factor de CS 4.

Se propone a futuro realizar un análisis cualitativo para determinar la presencia de artefactos en las imágenes, con el fin de evaluar la utilidad diagnóstica de las imágenes con médicos radiólogos. Cabe destacar que esta investigación significó un desarrollo de habilidades organizacionales y metódicas para el grupo de trabajo, lo cual es un aporte fundamental para nuestra formación profesional. Por otro lado, esta investigación logra demostrar la capacidad de mantener los parámetros de calidad de las imágenes al aplicar una técnica de aceleración con distintos factores de aceleración, lo cual significa un gran aporte a la modalidad de resonancia magnética, que se caracteriza por altos tiempos de adquisición, lo que permitirá, entre otras cosas, aumentar el flujo de pacientes en los servicios.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Subias JC, Jerez JAS. Fundamentos de la RM. En: Resonancia magnética dirigida a técnicos superiores en imagen para el diagnóstico. España: Elsevier; 2015. p. 6-10.
2. Wheaton AJ, Miyazaki M. Non-contrast enhanced MR angiography: physical principles. J Magn Reson Imaging [Internet]. 2012 [citado el 23 de junio 2022];36(2):286-304. Disponible en: <https://doi.org/10.1002/jmri.23641>
3. Siemens Healthineers. Compressed Sensing for Magnetic Resonance - Understand the technology [Internet]. 2019 [citado el 23 de junio 2022]. Disponible en: <https://www.siemens-healthineers.com/magnetic-resonance-imaging/clinical-specialities/compressed-sensing>
4. Gili J. Introducción biofísica a la resonancia magnética en neuroimagen. España: 2009.
5. Araya R G, Falcon F C. Control de calidad en imagen por resonancia magnética: Evaluación de parámetros de calidad en protocolos de neuroimagen. Rev chil radiol [Internet]. 2015 [citado el 23 de junio 2022];21(1):10-7. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.4067/S0717-93082015000100004>
6. Feng L, Benkert T, Block KT, Sodickson DK, Otazo R, Chandarana H. Compressed sensing for body MRI. J Magn Reson Imaging [Internet]. 2017 [citado el 23 de junio 2022];45(4):966-87. Disponible en: <https://doi.org/10.1002/jmri.25547>
7. Zufiría LO, Martínez JL. Monografía SERAM: Aprendiendo los fundamentos de la resonancia magnética. Editorial Médica Panamericana, S. A; 2007.
8. Vianney KJM. Modelaje del ruido de la resonancia magnética. REIA [Internet]. 2018 [citado el 23 de junio 2022];4:16-24. Disponible en: https://www.researchgate.net/profile/Dante-Mujica-Vargas/publication/328063851_MODELAJE_DEL_RUIDO_DE_LA_RESONANCIA_MAGNETICA/links/5bb58a6e92851ca9ed37a4fa/MODELAJE-DEL-RUIDO-DE-LA-RESONANCIA-MAGNETICA.pdf
9. González E. Análisis de las relaciones señal-ruido y contraste-ruido en imágenes de resonancia magnética a tres intensidades de campo magnético. Rev. Cub. Física [Internet]. 2009 [citado el 23 de junio 2022];26(2A):144-9. Disponible en: <http://www.revistacubanadefisica.org/RCFextradata/OIFiles/2009/vol.26-No.2A/RCF-26-2A-2009-144.pdf>

