



FACULTAD DE TECNOLOGÍA MÉDICA

**VARIACION DE LA RELACION SEÑAL RUIDO POR EFECTO DE TÉCNICAS
DE ADQUISICION EN PARALELO, LIMA 2023**

Línea de investigación:

Salud pública

Tesis para optar el título de Especialista en Resonancia Magnética

Autor:

Prado Cardenas, Mauricio

Asesor:

Pinedo Solorzano, Juan Enrique
(ORCID: 0000-0001-7822-9962)

Jurado:

Montalvo Lamadrid, Rosa María

Sanchez Acostupa, Karim

Pachas Barbaran, Liliana Maribel

Lima - Perú

2023

“VARIACION DE LA RELACION SEÑAL RUIDO POR EFECTO DE TÉCNICAS DE ADQUISICION EN PARALELO, LIMA 2023”

INFORME DE ORIGINALIDAD

22%

INDICE DE SIMILITUD

21%

FUENTES DE INTERNET

2%

PUBLICACIONES

2%

TRABAJOS DEL ESTUDIANTE

FUENTES PRIMARIAS

1	myslide.es Fuente de Internet	5%
2	www.revistacubanadefisica.org Fuente de Internet	2%
3	revistas.usb.edu.co Fuente de Internet	2%
4	www.coursehero.com Fuente de Internet	1%
5	aprenderly.com Fuente de Internet	1%
6	oa.upm.es Fuente de Internet	1%
7	idoc.pub Fuente de Internet	1%
8	repositorio.unfv.edu.pe Fuente de Internet	1%
9	www.thefreelibrary.com Fuente de Internet	



Universidad Nacional
Federico Villarreal

VRIN | VICERRECTORADO
DE INVESTIGACIÓN

FACULTAD DE TECNOLOGÍA MÉDICA

**VARIACION DE LA RELACION SEÑAL RUIDO POR EFECTO DE
TÉCNICAS DE ADQUISICION EN PARALELO, LIMA 2023**

**LÍNEA DE INVESTIGACIÓN: SALUD
PÚBLICA**

**TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE ESPECIALISTA EN
RESONANCIA MAGNÉTICA**

AUTOR:

Prado Cardenas, Mauricio

ASESOR

**Pinedo Solorzano, Juan Enrique
ORCID: 0000-0001-7822-9962**

JURADO

**Montalvo Lamadrid, Rosa María
Sanchez Acostupa, Karim
Pachas Barbaran, Liliana Maribel**

Lima-Perú

2023

TÍTULO:

VARIACION DE LA RELACION SEÑAL RUIDO POR EFECTO DE TÉCNICAS DE ADQUISICION
EN PARALELO, LIMA 2023

AUTOR:

LIC. MAURICIO PRADO CARDENAS

ASESOR:

MG. PINEDO SOLORZANO, JUAN ENRIQUE

0000-0001-7822-9962

DEDICATORIA

A Dios por brindarme de salud y sabiduría.

A mi padre, que me ilumina desde el cielo.

A mi madre, por brindarme su amor, cariño y comprensión cada día.

A mis hermanos por su comprensión y apoyo.

A mis profesores por su tiempo y dedicación para realizar este trabajo.

AGRADECIMIENTO

Agradecer a todas las personas involucradas que me apoyaron en realizar y terminar esta tesis y así poder alcanzar una meta más en mi vida profesional.

A mi amiga Claudia por brindarme sus conocimientos y consejos.

ÍNDICE

RESUMEN	9
ABSTRACT.....	10
I. INTRODUCCIÓN.....	11
1.1. Descripción y formulación del problema.....	14
1.2 Antecedentes	16
1.3 Objetivos	24
1.3.1 Objetivo general	24
1.3.2 Objetivos específicos.....	24
1.4 Justificación.....	25
1.5 Hipótesis.....	26
II. MARCO TEÓRICO	27
2.1. Bases teóricas sobre el tema de investigación.....	27
III. MÉTODO	44
3.1 Tipo de investigación	44
3.2 Ámbito temporal y espacial.....	44
3.3 Variables.....	44
3.4 Población y muestra	45
3.5 Instrumentos	46
3.6 Procedimientos	47

3.7	Análisis de datos.....	48
3.8	Consideraciones éticas	48
IV.	RESULTADOS.....	49
V.	DISCUSIÓN DE RESULTADOS.....	55
VI.	CONCLUSIONES	57
VII.	RECOMENDACIONES.....	58
VIII.	REFERENCIAS.....	59
IX.	ANEXOS	65

ANEXO A: DEFINICIÓN Y OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES

ANEXO B: MATRIZ DE CONSISTENCIA

ANEXO C: FICHA DE RECOLECCIÓN DE DATOS

ANEXO D: AUTORIZACIÓN PARA LA RECOLECCIÓN DE DATOS

ANEXO E: CONSENTIMIENTO INFORMADO

ANEXO F: VALIDEZ DEL INSTRUMENTO

ANEXO G: FIGURAS

ANEXO H.1

ANEXO H.2

RESUMEN

Objetivo: Determinar la variación de la relación señal ruido según el efecto de las técnicas de adquisición en paralelo, en pacientes de la Clínica San Pablo sede Surco Lima, en el periodo de enero a marzo del 2023. **Método:** estudio cuantitativo observacional, descriptivo-comparativo, transversal. La población utilizada fue de 270 pacientes para este estudio, la muestra probabilística aleatorio simple, consta de 159 pacientes a los que se les realizó una resonancia magnética de cerebro. Se utilizó una ficha de recolección de datos diseñado con las medias de los diferentes tipos de adquisición en paralelo y sus factores de aceleración (R:2, R:4 y R:7). **Resultados:** La edad promedio fue de 46.24 años y la mayoría de pacientes evaluados fueron de sexo femenino (50.9%). Imágenes con técnicas de adquisición GRAPPA, R: 7 y en el medio líquido se observó mayor variación de relación señal ruido (11.57); y en el aire fue mínimo la variación (2.79). En adquisiciones MSENSE se observó mayor variación en el medio líquido con R:7 (2.82) y menor en aire con R:7 (3.37). **Conclusión:** Existe variación significativa de la relación señal ruido por efecto de las técnicas de adquisición en paralelo Grappa y Msense para los distintos factores de aceleración ($p < 0.05$).

Palabras claves: relación señal ruido, técnicas de adquisición en paralelo, GRAPPA, MSENSE

ABSTRACT

Objective: To determine the variation of the signal-to-noise ratio according to the effect of parallel acquisition techniques in patients of the San Pablo Clinic, Surco Lima branch, from January to March 2023. **Method:** quantitative observational, descriptive-comparative, cross-sectional study. The population used was 270 patients for this study, the simple random probabilistic sample consisted of 159 patients who underwent brain MRI. A data collection form designed with the averages of the different types of parallel acquisition and their acceleration factors (R:2, R:4 and R:7) was used. **Results:** The mean age was 46.24 years and most of the patients evaluated were female (50.9%). Images with GRAPPA acquisition techniques, R: 7 and in the liquid medium a greater variation of signal to noise ratio was observed (11.57); and in the air the variation was minimal (2.79). In MSENSE acquisitions, greater variation was observed in the liquid medium with R:7 (2.82) and less in air with R:7 (3.37). **Conclusion:** There is a significant variation of the signal to noise ratio due to the effect of the Grappa and Msense parallel acquisition techniques for the different acceleration factors ($p < 0.05$).

Keywords: signal to noise ratio, parallel acquisition techniques, GRAPPA, MSENSE.

I. INTRODUCCIÓN

La resonancia magnética nuclear es un método de diagnóstico por imagen que se basa en la división de los estados energéticos de los núcleos bajo influencia de un campo magnético externo. (Bloch, 1951)

Una imagen de calidad diagnóstica es un conjunto de criterios necesarios para identificar características normales y/o patológicas en una imagen, lo que permite un diagnóstico oportuno y eficaz durante la evaluación del paciente.

La resonancia magnética es una técnica por imágenes con mayor versatilidad, la que tiene fundamentos físicos más complejos y la que avanza más deprisa; este método diagnóstico tiene grandes ventajas para el paciente, entre las que podemos resaltar la seguridad de la radiación y de los medios de contraste endovenosos, así como una imagen de apreciación diagnóstica elevada y permitiendo repetir el estudio tantas veces como se necesite.

Esta posibilidad de repetir los estudios es importante en el cuidado de pacientes oncológicos, ya que la resonancia magnética a diferencia de las imágenes por tomografía no expone a los pacientes a altas dosis de radiación. (Marta, 2004)

Las imágenes por resonancia magnética tienen su punto débil en el tiempo de adquisición porque el paciente debe permanecer durante tiempos prolongados de 20 minutos a más dependiendo del tipo de estudio a realizar sin poder moverse dentro de una estructura demasiado estrecha. A fin de poder combatir este inconveniente se busca aumentar la velocidad de las técnicas de adquisición de datos con relación señal-ruido, reducir el tiempo de estudio y aumentar la cantidad de pacientes que puedan ser examinados.

Hoy en día la reconstrucción de imágenes de resonancia magnética se ha transformado en una herramienta crucial diagnóstica en el campo de la medicina. Tal cual se mencionó

anteriormente, una de sus principales debilidades era el largo tiempo de adquisición que es necesario para adquirir imágenes. Esto ha llevado a la búsqueda de métodos de reconstrucción que reduzcan esos tiempos de adquisición dando como resultado una familia de métodos de procesamiento compatibles para la creación de imágenes por resonancia magnética en paralelo.

Por esta razón los métodos en adquisición en paralelo han aumentado la rapidez en la adquisición, mejorando la apreciación diagnóstica en la imagen, reduciendo la incomodidad de los pacientes por el tiempo de estudio, reducción de artefactos como el movimiento; es importante manejar bien estos parámetros de las técnicas de adquisición en paralelo para poder obtener estudios de alta calidad.

Las técnicas de adquisición en paralelo se utilizan para acelerar la adquisición de datos para la formación de imágenes, de tal manera que han surgido muchas aplicaciones nuevas de imágenes de RM. Funcionan mediante la adquisición reducida de información del espacio k con una matriz de bobinas de receptoras. Se pueden utilizar varios algoritmos de imágenes en paralelo para poder reconstruir imágenes sin artefactos, este trabajo de investigación analizará la relación señal-ruido por efectos de técnicas de adquisición en paralelo.

Las técnicas en adquisición en paralelo comparten ciertas características en común las cuales son:

A. Los datos del espacio k se submuestran en la dirección de la codificación de fase para poder reducir el tiempo de estudio. El factor de aceleración (R) tiene como definición la relación entre la cantidad de información del espacio k necesarios para una imagen completamente muestreada y la cantidad recopilada en una adquisición acelerada. Debe cumplir con el criterio de Nyquist para obtener una imagen sin aliasing.

B. Utilizan bobinas receptoras que son más sensibles al volumen específico de tejido más

cercano a la bobina, la bobina proporciona una fuente adicional de información espacial para la reconstrucción de la imagen.

C. Utilizan un algoritmo especial que requiere cierto conocimiento de la bobina individual sensible.

Es importante conocer que las técnicas de adquisición en paralelo son técnicas de reconstrucción que son utilizados para datos que están submuestreados de casi cualquier tipo de secuencia de pulso, se debe tener en cuenta que factor de aceleración no puede ser mayor al número de bobinas de la matriz.

La relación señal-ruido (RSR) y contraste ruido (RCR), el contraste relativo entre dos tejidos A y B y la no uniformidad de la imagen son los parámetros indispensables que nos permiten comparar y calificar las instalaciones de resonancia magnética. (Noda et al., 2009)

La SNR es un parámetro clave, los factores relacionados con el equipo y que afectan a la SNR son los siguientes: intensidad del campo magnético, bobina de recepción y ancho de banda. Los factores relacionados con las secuencias y que afectan a la SNR son los siguientes: tamaño del vóxel, tipo de secuencia y temporizaciones. (Rea et al., 2009)

Una interacción muy provechosa ha sido la adquisición con Fourier parcial en combinación con secuencias turbo espín eco. Este trabajo de investigación aborda la posibilidad de unir las secuencias en adquisición en paralelo y su relación señal-ruido en la calidad de imagen; el cual es muy importante en el área clínica porque de esta manera podemos detectar patologías con gran precisión. Al poder determinar una buena relación señal-ruido en las imágenes daremos a conocer la presencia de ciertas patologías, identificar su localización y posible diagnóstico.

1.1.Descripción y formulación del problema

La resonancia magnética es un método no invasivo, el cual se utiliza para el diagnóstico, control, procedimiento de biopsia, entre otros. La resonancia magnética ha revolucionado nuestra capacidad para obtener imágenes, hoy en día hay diferentes técnicas de adquisición de imágenes que son empleadas para reducir el tiempo de estudio, evitar el movimiento del paciente, poder utilizarse en diferentes secuencias; el inconveniente es saber usarlas adecuadamente y poder obtener imágenes de buena calidad con óptimas condiciones de señal ruido.

En el área clínica, uno de los principales retos se centra en las formas de aumentar la calidad de las imágenes de diagnóstico para identificar enfermedades con mayor precisión. Es muy importante tener una adecuada relación señal ruido. (Mayorga et al., 2013)

Dado que crea secuencias que permiten conocer la estructura y función del cerebro, la resonancia magnética desempeña un papel crucial en la neuroimagen. El análisis de las imágenes en neuroimagen es de tipo cuantitativo, esto conlleva a obtener imágenes de apreciación diagnóstica elevada. (Araya y Falcon, 2015)

La resonancia magnética por difusión se usa ampliamente en investigación y clínica para examinar el sistema nervioso central, han evolucionado métodos y modelos de recopilación de datos sofisticados para obtener información valiosa sobre la microestructura que a menudo requiere de tiempos largos de escaneo; por tal motivo al prolongar el tiempo de escaneo, lo que a su vez aumenta la sensibilidad del movimiento, aumenta el costo, reduce el rendimiento y limita la práctica. Se están desarrollando técnicas con bobinas de cabeza de canal múltiple, gradientes de alto rendimiento y las imágenes en paralelo; han acertado significativamente el tiempo de adquisición en las imágenes.

Es importante saber utilizar las imágenes con las técnicas de aceleración en paralelo para

poder disminuir tiempos y mejorar la calidad de imagen que deseamos mostrar. Al no saber usar adecuadamente las técnicas de adquisición en paralelo sea GRAPPA o MSENSE pueden generar imágenes con un campo de visión reducido, aliasing y una relación señal ruido de muy pobre calidad que dificultaría la visualización de la anatomía y patologías que se requieran presentar en dicho estudio.

La falta de conocimiento de las técnicas de aceleración en paralelo pueden ocasionar tiempos más prolongados en las secuencias de resonancia magnética, trayendo como consecuencia imágenes con artefactos de movimiento, reprogramación de pacientes por no tolerar el tiempo de adquisición de los estudios, usar anestesia para dormir a los pacientes y evitar dichos movimientos; lo cual traería mayor gasto para los pacientes y riesgos potenciales que conllevaría el uso de los medicamentos de anestesia.

La formación de imágenes en paralelo ha sido la mayor innovación en la creación de imágenes por resonancia magnética durante la última década.

Este estudio dio a conocer la variación de la señal ruido por efecto de las técnicas de aceleración en paralelo y así se dio a conocer cuál fue la mejor opción a utilizar dando unas imágenes con una señal ruido adecuado para la valoración de patologías o lo que se desee evaluar con el estudio de resonancia magnética

1.1.1 *Formulación del problema*

Problema general

¿Cuál es la variación en la relación señal ruido por efecto de las técnicas de adquisición en paralelo, en pacientes de la clínica San Pablo sede Surco Lima, de enero a marzo del 2023?

Problemas específicos

¿Cuál será la variación de la relación señal ruido en el aire, sustancia blanca y líquida por efecto de las técnicas de adquisición en paralelo medida en pacientes de la clínica San Pablo sede Surco Lima, durante el periodo de enero a marzo del 2023?

¿Cuál será la variación en la relación señal ruido según los factores de aceleración en los intervalos 2, 4 y 7 en las técnicas de adquisición en paralelo, en pacientes de la clínica San Pablo sede Surco lima, durante el periodo de enero a marzo del 2023?

¿Qué técnica de adquisición en paralelo obtendrá mejor relación señal ruido, la técnica MSENSE O GRAPPA, en pacientes dela clínica San Pablo sede Surco lima, durante el periodo de enero a marzo del 2023?

1.2 Antecedentes

Maki et al. (2002), en su estudio, “Utilización de SENSE para lograr una resolución isotrópica submilimétrica de estación inferior y un realce venoso mínimo en la angiografía por RM periférica”. Tuvo como objetivo utilizar la técnica de aceleración en paralelo SENSE para aumentar la resolución espacial y poder disminuir la contaminación venosa en estudios angiográficos por resonancia magnética periférica (ARM). Material y método: se realizó el estudio de angiografía por resonancia magnética periférica en 9 pacientes utilizando contraste periférico de bolo único, al utilizar el movimiento de la mesa combinada con SENSE en la estación superior permitió una exploración general mucho más rápida, lo que permitió obtener una adquisición inferior después de 34 segundos de la llegada del contraste aórtico. Se pudo obtener una verdadera resolución isotrópica submilimétrica en la estación inferior. Resultados: el realce venoso no pudo confundir en la interpretación de ningún caso, se pudo obtener un excelente detalle vascular de

resolución submilimétrica de la parte inferior. Conclusiones: Al disminuir el tiempo de retardo entre la parte superior y la parte más baja en la adquisición en angiografía por resonancia magnética periférica de bolo único, se pueden realizar al utilizar técnicas de imágenes paralelas, combinadas con una resolución submilimétrica de estación más baja logra disminuir la contaminación producida por el realce venoso y aumentar de esta manera la interpretación general.

Ohno et al. (2003), en su estudio, “Angiografía pulmonar por resonancia magnética mejorada con contraste de resolución temporal mediante codificación de sensibilidad (SENSE)”. Tuvo como objetivo el evaluar la relación entre la relación señal-ruido y la concentración de gadolinio en imágenes de codificación de sensibilidad (SENSE) y determinar cuál sería el protocolo apropiado de inyección del medio de contraste para poder visualizar la circulación pulmonar. Tuvo como hipótesis que la relación entre la concentración de contraste de gadolinio y la SNR, y entre la concentración de contraste de gadolinio y la CNR, en la 3D-CE-MRA con resolución temporal utilizando SENSE se obtendría el mismo resultado sin utilizar SENSE. Material y método: se utilizó dieciocho fantomas de concentración de gadolinio diferente, era analizado para mostrar la relación entre la conglomeración de gadolinio y SNR en imágenes SENSE en un estudio de fantoma, en un estudio en vivo, 3 ml para el protocolo A o 6 ml para el protocolo B de Gd-DTPA BMA a 3ml/segundo, y se administró 5 ml de Gd-DTPA BMA a 5 ml/segundo al protocolo C, a 8 voluntarios de características normales para realizar las resonancias de angiografía pulmonar (ARM) con contraste (CE) con SENSE, entre la arteria pulmonar y vena en la SNR máxima en la arteria pulmonar se evaluaron estadísticamente. Resultados: la SNRS y la relación contraste-ruido (CNRS) al utilizar las imágenes SENSE fueron significativamente más bajas que las adquiridas con técnicas de imágenes no paralelas ($P < 0,05$), con el protocolo de

inyección en bolo de 5ml/segundo se produjo la máxima SNR en el parénquima pulmonar y las diferencias en la SNR entre la PA y la VP. Su conclusión fue al realizar la secuencia de 3D-CE-MRA con la resolución temporal combinada con SENSE demostró las mismas relaciones entre la concentración de gadolinio y la SNR/CNR que la obtenida sin SENSE, se obtuvo una alta resolución temporal y espacial con una inyección de bolo agudo con una dosis de 5ml y una inyección de 5ml/segundo.

Erdogmus et al. (2004), en su estudio, “Medición de la relación señal-ruido en imágenes de resonancia magnética: una advertencia”. Tuvo como objetivo de enfatizar el hecho que se debe tener precaución cuando la SNR medida de una imagen de RM se utiliza como medida de calidad, o como indicador de la mejora ofrecida por un algoritmo de procesamiento de señales que posiblemente emplea una operación no lineal en alguna etapa de procesamiento. El autor en el estudio asumió que ya se obtuvo una imagen de RM de valor real a partir de los datos del espacio k sin procesar y que las correcciones necesarias de las fases pueden haber sido aplicado. El autor propuso dos ejemplos el primero considero una señal constante simulada incrustada en ruido gaussiano de medida cero y el segundo ejemplo usaron datos reales de resonancia magnética de la medula espinal de un gato, se usó un escáner de resonancia magnética y los datos recopilados de una matriz e fase de cuatro bobinas se combinan usando la técnica de suma de cuadros (SoS) para producir una imagen reconstruida. Se obtuvo los siguientes resultados en el primer ejemplo se observó que la verdadera SNR en la señal transformada es aproximadamente 6 dB más bajo que el SNR en la señal original. En el segundo ejemplo se obtuvo como resultados que la imagen MF-SoS muestra una SNR mejorada en comparación con el SoS original, la imagen en realidad se observa peor. Conclusión, la SNR es una medida popular de calidad en la reconstrucción de

imágenes de resonancia magnética de matriz de fase. Sin embargo, es difícil de medir objetivamente en un contexto práctico. Las transformaciones no lineales pueden hacer que la SNR parezca más alta o baja de una manera que no esté correlacionada con la calidad de imagen percibida. Las operaciones no lineales generales en las imágenes podrían alterar la SNR medida experimentalmente y por último se observó que la SNR puede mejorarse a costa de una disminución de la calidad percibida.

Dietrich et al. (2007), en su estudio, “Medición de relaciones señal-ruido en RM Imágenes: Influencia de bobinas multicanal, paralelo de imágenes y filtros de reconstrucción”. tuvo como objetivo evaluar la validez de diferentes enfoques para determinar la relación señal-ruido (SNR) en experimentos de resonancia magnética con bobinas de superficie de elementos múltiples, imágenes paralelas, y diferentes filtros de reconstrucción. Material y método: Cuatro enfoques diferentes de SNR se calcularon y fueron comparados en fantomas mediciones en vivo basado en: 1) la desviación estándar píxel por píxel (SD) en múltiples adquisiciones repetidas; 2) las estadísticas de la señal en diferentes imágenes; y 3) las estadísticas en dos regiones separadas de una sola imagen empleando el valor medio o SD del ruido de fondo. 4) Diferentes sistemas de bobina receptora (con uno y ocho canales), adquisiciones con y sin imágenes en paralelo, y cinco diferentes filtros de reconstrucción fueron comparados. Los resultados fueron promediados sobre todas las mediciones en la fantoma, las desviaciones del valor de referencia proporcionado por el método de adquisiciones múltiples son 2,7% (SD 1,6%) para el método de diferencia, 37,7% (25,9%) para la evaluación de la media valor de ruido de fondo, y 34,0% (38,1%) para la evaluación de la SD de ruido de fondo. Llegó a la conclusión que la SNR determinada convencionalmente basada en regiones separadas de señal y ruido en una sola imagen en general no está de acuerdo con la verdadera SNR medida en imágenes

después de la aplicación de ciertos filtros de reconstrucción, reconstrucción multicanal o imagen en paralelo.

Bhagat et al. (2007), en su estudio titulado, “Comparación de Autocalibración Generalizada Adquisiciones Parcialmente Paralelas y Modificadas Codificación de sensibilidad para imágenes de tensor de difusión”. Cuyo objetivo fue demostrar que la adquisición de imágenes en paralelo puede reducir artefactos como pérdida de la señal localizada, distorsiones geométricas y borrosidad al disminuir la duración de adquisición del tren de ecos. Las técnicas de adquisición paralela de autocalibración, la codificación de sensibilidad modificada basada en el dominio de la imagen (mSENSE) y la adquisición parcialmente paralela autocalibrantes basadas en el espacio k (GRAPPA), se evaluaron con DTI del cerebro en 5 sujetos sanos. Método: GRAPPA y mSENSE con factor de aceleración más altos (R) hasta 4 se compararon con DTI convencional (con y sin Fourier parcial de fase, otro método para reducir la longitud de ecos) en un escáner Sonata 1.5T (Siemens, Erlang, Alemania). Las imágenes fueron evaluadas de manera cualitativa y cuantitativamente. El análisis cualitativo fue revisado por 3 revisores ciegos a la técnica utilizando la claridad de la imagen y el nivel de artefactos como características para calificar cada conjunto de imágenes. Las comparaciones cuantitativas abarcaron la medición de la relación señal-ruido, el coeficiente de difusión aparente (ADC) $\text{trace}/3$ y la anisotropía fraccional (FA) en 6 regiones de la materia blanca (WN) y materia gris (GM). Resultados: Los revisores calificaron las imágenes GRAPPA y mSENSE R=2 mejor que las imágenes adquiridas con técnicas convencionales. El contraste FA mejoró en la unión GM/WM en áreas cerebrales periféricas. Las mediciones de $\text{Trace}/3$ ADC y FA fueron consistentes para todos los métodos. Sin embargo, las imágenes R 3,4 sufrieron artefactos relacionados con la reconstrucción. Conclusiones: GRAPPA y mSENSE

(R=2) minimizaron la susceptibilidad y los efectos fuera de resonancia asociados con los métodos DTI convencionales, produciendo imágenes de alta calidad y mediciones de difusión cuantitativas reproducibles.

Noda et al. (2009), en su estudio, “Análisis de las relaciones señal-ruido y contraste-ruido en imágenes de resonancia magnética a tres intensidades de campo magnético”. Su objetivo fue examinar como afectan los factores físicos e instrumentales al análisis cuantitativo de los descriptores de calidad de las imágenes de resonancia magnética, así como a su formación intrínseca. La evaluación de la relación señal/ruido, la relación contraste/ruido, el contraste tisular y la no uniformidad de la imagen de estas características sirven como herramienta para comparar las imágenes y su potencial en campos magnéticos bajos y altos. Material y método: Es un estudio experimental de los RSR, RCR, contraste relativo (CAB) y el NUI se realizó ocho equipos de diferente marca y diferentes B_0 . Tres RM Panorama 0.23 T (philips), tres magnetomC 0.35 T (Siemens), un Symphony 1.5 T (Siemens) y un Sina Excite 1.5 T (General Electric). Se utilizaron dos fantomas, la primera fantoma (PH-01) para estimular la RSR y NUI y la segunda fantoma (PH-02) para realizar el estudio de RSR, RCR y CAB; en cada experimento se S es medida como el valor medio de la intensidad del pixel de una ROI sobre el área del fantoma y r como la desviación estándar de la intensidad de los pixeles de otra ROI tomada del fondo de la imagen, se midió 5 veces. Resultados: El ruido es el causante de las diferencias en la RSR entre equipos y en diferentes B_0 , en todos los sucesos, los considerables valores se obtienen para corte axial (16.3, RM Panorama 0.23 T plano central) proseguidos del coronal (13.1) y sagital (12.3). Con el aumento del B_0 , los valores de la RSR y la RCR es 5.4 y 1.7 veces mayor que los medidos a 0.23 y 0.35 T respectivamente. Al aumentar el B_0 el comportamiento teórico del CAB disminuye. Con la

corrección de intensidad, los valores experimentales de los descriptores se acercan más a la descripción teórica haciendo más semejantes las mediciones. Conclusiones: La metodología adoptada adquiere importancia, porque permite comparar el comportamiento de los descriptores (relación señal/ruido (RSR), relación contraste/ruido (RCR), contraste relativo entre dos tejidos y la no uniformidad de la imagen (NUI)) revelando problemas entre equipos del mismo fabricante, de diferentes fabricantes y B0. Se ha resuelto una parte de los problemas, el camino de solución es parcialmente visible y se necesitan funciones de transferencia de datos entre equipos para poder realizar mediciones e investigaciones comparables. El valor de los descriptores se incrementa cuando se aplica correctamente la corrección de intensidad, obteniéndose una mejora global que aproxima al máximo los resultados experimentales a los teóricos.

Cheng (2012), en su estudio, “Variación del ruido en resonancia magnética funcional de múltiples ejecuciones Usando Autocalibración Generalizada Parcialmente Adquisición Paralela (GRAPPA)”. Tuvo como objetivo investigar la variación del ruido en adquisiciones de MRI funcional de múltiples ejecuciones (fMRI) utilizando la adquisición en paralelo GRAPPA, con un enfoque en la causa de esta variación. Material y método: Se escaneó continuamente a un fantoma durante 10 ejecuciones utilizando imágenes ecoplanares (EPI) combinadas con GRAPPA para simular un examen de fMRI de varias exploraciones. Se examinó la variación del ruido entre ejecuciones para diferentes factores de aceleración GRAPPA. La variación de ruido también se evaluó en un experimento real de fMRI con sujetos humanos con un factor de aceleración de dos. La causa de la variación del ruido se exploró mediante la reconstrucción fuera de línea usando diferentes valores GRAPPA y simulación numérica de exploraciones de referencia GRAPPA. Resultados: Se encontró que la distribución del ruido en la imagen es estable dentro de una

ejecución, pero puede variar aleatoriamente de una ejecución a otra. La variación de ruido también se observó en experimentos de fMRI con sujetos humanos. La variación se puede reducir significativamente si todas las imágenes de las ejecuciones individuales se reconstruyen utilizando los mismos datos de escaneo de referencia. Conclusión: Tanto los experimentos con el fantoma como los datos humanos mostraron que el patrón de ruido puede cambiar en diferentes ejecuciones de fMRI. La variación se debe principalmente al ruido aleatorio en escaneos de referencia separados por GRAPPA en cada adquisición.

Mayorga et al. (2013), en su estudio, “Análisis físico-químico de la relación señal-ruido en imágenes de resonancia magnética nuclear, IRMN”. En este trabajo el autor tuvo como objetivo abordar el problema de la relación señal/ruido desde un punto de vista físico-químico, vinculando la señal y el ruido con las características magnéticas de núcleos específicos y examinando como afectaría el entorno físico-químico a la señal. La imagen de este estudio se mejoró utilizando un filtrado k-space, y su reconstrucción se llevó a cabo después matemáticamente mediante la transformada de Fourier. Resultados: utilizando un criterio de medida cuantitativa se calculó la relación señal/ruido, este resultado es la ganancia, es de 1/7 lo que indica un aumento de la relación de aproximadamente el 14 %,lo que también puede considerarse una reducción del ruido del 14%. La señal se filtró utilizando una función rectangular, que aumentaba la resolución de la imagen al tiempo que reducía los niveles de ruido. Conclusiones: Debido a su naturaleza no invasiva y al hecho de que el cuerpo humano contiene muchos núcleos de hidrógeno o protones, las imágenes por resonancia magnética son un pilar crucial en el diagnóstico; gracias al desarrollo de secuencias de señales de impulsos, protocolos prácticos y sofisticados de refinamiento de datos y procedimientos de adquisición de datos, en particular para el reconocimiento de núcleos distintos

del hidrógeno, la obtención de imágenes de RMN se ha convertido en una herramienta esencial en la investigación no invasiva de materiales. Los filtros se aplican a las señales mediante transformaciones matemáticas para producir algoritmos que, a través de la potencia de ruido estimada, consiguen diferenciar el nivel de ruido con respecto al nivel de señal, lo que se conoce como RSR, con el fin de aumentar la resolución de las imágenes mediante la reducción del ruido. Debido a la pérdida de características finas en la señal, el uso de estos filtros puede presentar un suavizamiento de picos en el espacio.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo general

Determinar la variación de la relación señal ruido según el efecto de las técnicas de adquisición en paralelo, en pacientes de la Clínica San Pablo sede Surco Lima, en el periodo de enero a marzo del 2023.

1.3.2 Objetivos específicos

1. Determinar la variación en la relación señal ruido por efectos de técnicas de adquisición en paralelo media en el aire, sustancia blanca y líquido, con técnicas GRAPPA o MSENSE en pacientes de la Clínica San Pablo sede Surco Lima, en el periodo de enero a marzo del 2023.

2. Describir la variación de la relación señal ruido al modificar los factores de aceleración en sus intervalos 2, 4 y 7 en técnicas en adquisición en paralelo, en pacientes de la Clínica San Pablo sede Surco Lima, en el periodo de enero a marzo del 2023.

3. Comparar la relación señal-ruido en técnicas de adquisición en GRAPPA o MSENSE, en pacientes de la clínica San Pablo sede Surco Lima, en el periodo de enero a marzo del 2023.

1.4 Justificación

Debido a la alta demanda de estudios de resonancia magnética y el elevado costo del estudio se quiere buscar formas de adquisición de imágenes que sean más rápidas y que puedan obtener una buena relación señal ruido.

Desde el 2001 se comercializan nuevos métodos de adquisición de imágenes de resonancia magnética que reducen los tiempos de adquisición al disminuir la cantidad de codificaciones de fase sin reducir la resolución espacial. (Gili, 2002, p.115).

Para comprender los aspectos funcionales y estructurales del cerebro, la resonancia magnética es crucial. Dado que el análisis de las imágenes es de naturaleza cuantitativa, es necesario un alto nivel de calidad de imagen. (Araya y Falcon, 2015)

A pesar de la penalización de SNR y el ruido no uniforme, la imagen en paralelo parcial es atractiva para la resonancia magnética funcional por un número de razones; en primer lugar, el tiempo de adquisición se acorta, a adquisiciones más cortas el tiempo también conduce a menos efectos de desenfoque $T2^*$ y artefacto de susceptibilidad, en segundo lugar, el aumento de ruido debido al factor g está restringido al ruido térmico. (Cheng, 2012)

Hoy en día se utilizan secuencias volumétricas que dan información muy importante el cual permite construir las imágenes en planos coronales, sagitales y axiales, obtener cortes milimétricos; un punto en contra es el tiempo de adquisición ya que es relativamente elevado; en la actualidad se utilizan bobinas receptoras múltiples en combinación con algoritmos de reconstrucción dedicados, como son MSENSE y GRAPPA muchas aplicaciones clínicas se benefician de adquisiciones aceleradas. Sin embargo, su desempeño está delimitado por el número de radiofrecuencia, bobinas en la matriz y la disminución de la relación señal ruido (SRN) debido al submuestreo. La SRN se reduce al menos en la raíz cuadrada de la aceleración del factor. La SRN es un factor limitante en las técnicas de adquisición en paralelo, si la SRN ya es

intrínsecamente baja son no aptos para utilizar técnicas de adquisición en paralelo. Por tal motivo, es importante el conocimiento y manejo de dichas técnicas de adquisición en paralelo para obtener imágenes médicas con contraste de tejido blando ajustable para poder dar una evaluación anatómica y funcional. Nosotros de esta manera vamos a disminuir los tiempos prolongados de adquisición que son incómodos para los pacientes lo cual puede ocasionar movimientos y provocar artefactos en las imágenes.

El propósito de este proyecto es comparar la variación de la relación señal ruido por efecto de técnicas de adquisición en paralelo para conseguir estudios rápidos y con una buena calidad de imagen, lo cual es necesario para poder acortar los tiempos de estudios y lograr la calidad deseada para poder evaluar la patología que se desea estudiar.

Este trabajo trata de dar a conocer las formas como se visualizan las imágenes al mover los factores de aceleración en las diferentes técnicas de reconstrucción de imágenes.

Este trabajo se realizó en la clínica San Pablo – sede Surco, considerando que se trata de una unidad de salud referencial, debidamente equipada, disponen de personal debidamente especializado.

1.5 Hipótesis

1.5.1 Hipótesis General

Existe variación significativa de la relación señal ruido según el efecto de las técnicas de adquisición en paralelo, en pacientes de la Clínica San Pablo sede Surco Lima, en el periodo de enero a marzo del 2023.

II. MARCO TEÓRICO

2.1. Bases teóricas sobre el tema de investigación

2.1.1 Resonancia magnética.

La resonancia magnética nuclear (RMN) se trata de un fenómeno físico que se basa en las características magnéticas de los núcleos atómicos, se utiliza el átomo de hidrogeno. El motivo por el cual se utiliza el átomo de hidrogeno es porque nuestro cuerpo está constituido por un 70 % de agua (H₂O). Una propiedad que poseen las partículas subatómicas es el espín, el cual describe el momento angular intrínseco con el que rotan las partículas sobre un eje. El espín posee un momento magnético que hace que se comporte como un pequeño imán. Cuando sometemos un protón a un campo magnético inducido, el protón realizará un movimiento de precesión (semejante al movimiento de una peonza) alrededor del eje del campo magnético, dicho movimiento se realizará en sentido del vector del campo como en el contrario de este. La frecuencia con la que gira el protón se rige por la ecuación de larmor: $\omega = \gamma B$

Donde γ es el constante giro magnética que depende del tipo de núcleo o partícula y B es la intensidad de campo magnético que está sometido la partícula. Estos términos son muy importantes ya que podemos controlar la frecuencia de resonancia del protón si se controla el campo magnético inducido.

El protón se comporta como un imán que realiza un movimiento de precesión, esto producirá una variación del flujo magnético que dependerá de la frecuencia de giro del protón. (Wald, 2006)

Dicho pulso que logra magnetizar el vector de magnetización longitudinal debe tener la misma frecuencia de precesión; el cual tendrá dos efectos. Los protones se comportarán de dos maneras: en primer lugar, algunos de ellos adoptan una postura antiparalela como resultado de la

entrega de energía, lo que reduce la magnetización longitudinal; en segundo lugar, los protones entran en sincronismo y comienzan a procesarse en fase, lo que crea una nueva magnetización transversal. El pulso de radiofrecuencia de 90 grados es el responsable de general el vector de magnetización transversal; existen otros pulsos de radiofrecuencia denominados según el grado de inclinación que originan, cabe destacar que los pulsos de radiofrecuencia más usados en generar secuencias de resonancia magnética son de 90 y 180 grados. (Lee et al.,1999)

La relajación nuclear se cuantifica en tiempos de relajación (T1, T2), y estas variables afectan a la creación de imágenes.

Relajación t1: la magnetización longitudinal volvería al estado estacionario (equilibrio) en una constante de tiempo específica del tejido que sería el 63% de su valor máximo.

Relajación t2: La pérdida de magnetización transversal, que sería del 37% de su valor máximo, se describe mediante una constante de tiempo específica del tejido. (Gálvez et al., 2005)

Tiempo de relajación longitudinal T1

Dicho termino se encuentra relacionado con la relajación longitudinal por lo que el grupo de espines nucleares recuperan su armonía térmica mediante los cambios entre los niveles de energía de espín $-1/2$ (estado de máxima energía) y $+1/2$ (estado de mínima energía), regresando a la magnetización longitudinal en el plano del eje z. dicho equilibrio térmico se alcanza debido al intercambio de energías asociadas a dichas transiciones. Este efecto, conocido como relajación espín-red, está causado por la conexión entre los espines nucleares y su entorno molecular. (Mengana y Lores, 2016)

Tiempo de relajación transversal T2

Los espines dejan de procesarse en este momento, perdiendo su magnetización transversal (en el plano xy), y esto está relacionado con la relajación transversal. Este desfase es producido por tres fenómenos: relajación espín-espín: que es la causa fundamental, se debe a la interacción directa entre pares de espines; desplazamiento químico: debido a que los núcleos tienen diferentes desplazamientos químicos precisan a diferentes frecuencias; e inhomogeneidades en el campo magnético externo: Los núcleos giran a distintas frecuencias cuando se exponen a distintos niveles del campo magnético externo. Se desarrollará un nuevo valor de t_2^* ya que la caída de la magnetización transversal producida por las heterogeneidades del campo magnético es distinta de la inducida por el propio t_2 del sistema. (Perlo y Anorado, 2006)

2.1.1.1 Secuencias en resonancia magnética. Esta información se refiere a su T1 o a su T2 porque hay una serie de criterios técnicos utilizados para ordenar las secuencias que pueden modificarse para generar un contraste distinto entre los tejidos. Los parámetros que se modifican con más frecuencia son el ángulo de inclinación de la magnetización, la duración de la repetición y el tiempo de eco.

Todas las secuencias de resonancia magnética se basan en dos secuencias fundamentales que se han modificado para producir la variedad de secuencias disponibles en la actualidad. Se llaman secuencias spin echo y secuencia gradiente de echo. Lo fundamental es comprender que, independientemente de si se utiliza uno u otro, las imágenes que se puedan obtener son potencializadas en T1, en T2 o en densidad de protones. (Jacobs et al., 2007)

A. Secuencia spin echo. Es la más utilizada, cuyo nombre es conocido como eco de spin. Esta secuencia se reconoce por la aplicación inicial de un pulso de radiofrecuencia con un ángulo de inclinación de 90 grados, subsecuente por un pulso de radio frecuencia de 180 grados,

transcurrido el doble de tiempo entre estos dos pulsos se genera un eco (señal) proveniente de la zona o tejido estimulado. Se aplicarán de manera consecutiva varias veces los pulsos de 90 y 180 grados, dando como resultado varios ecos que formarán la señal de radiofrecuencia que provee la información molecular. (Bitar et al., 2006)

B. Secuencia turbo spin eco (tse). También llamada fast spin-echo (FSE) es una secuencia rápida que fue desarrollada a partir de la secuencia RARE, es una modificación de la secuencia SE multieco. Se caracteriza por la aplicación de un pulso de 90, igual que en SE, y la subsiguiente formación de dos o más ecos de espín por pulsos de refase de 180. El número de ecos se denomina longitud del tren de ecos, echo train length, ETL, factor turbo o TF. Cada eco de esta secuencia lleva impresa una fase distinta, que es su característica fundamental. De esta manera en cada TR se rellenarán tantas líneas del espacio -k como ecos, por lo tanto, habrá una drástica disminución del tiempo de adquisición. Existe un incremento de brillo de la grasa aun en las imágenes potenciadas en T2 por la aplicación de múltiples pulsos de refase de 180 denominado acoplamiento J. Te efectivo (TEef) se denomina al tiempo de eco, esto es debido a que existen tantos ecos como tiempos de eco, el contraste de la imagen está determinada por el tiempo de ecos de los centrales en el espacio k. (Listerud et al., 1992)

C. Secuencia gradiente de echo. Esta secuencia utiliza un ángulo inicial de giro del pulso de radiofrecuencia menor a 90° (20° o 30°) y no hay un pulso de radiofrecuencia de 180°, por tal motivo el TR es mucho más corto, dando como resultado tiempos de adquisición de imágenes muy rápidos. Se utiliza pulsos de gradiente para desfasar y cambiar la fase de la señal en el plano transversal para formar ecos de gradiente. Debido a lo expuesto no se puede producir el contraste en la imagen ponderada en T2, pero si se puede producir contraste de imagen T1 y T2*. La imagen potenciada en T2*, también conocidas como de susceptibilidad magnética, es una

secuencia muy eficaz para detectar hemorragias y transformaciones hemorrágicas de las lesiones. Es sensible a las heterogeneidades del campo magnético generadas por diversas variables, incluida la degradación de la hemoglobina. (Pooley, 2005)

2.1.2. Localización espacial

Para lograr generar imágenes en resonancia magnética es necesario localizar la señal, esto se logra al superponer un pequeño gradiente magnético al campo magnético principal B° de esta manera la frecuencia de resonancia sea una función de la posición en el espacio. Está equipado por tres bobinas de gradientes ortogonales entre sí, estas bobinas de gradientes están diseñadas para generar un gradiente de campo magnético G_x , G_y y G_z que varía a lo largo de su eje y en un área limitada. Se utiliza una gradiente de selección de corte de la región a estudiar y luego la señal que se origina es codificada espacialmente. (Kriegl, 2014)

Gradiente de selección de corte (G_z).

Los núcleos en cuestión deben elegirse cuidadosamente, y todos deben percibir el mismo campo magnético para que esto funcione. Si queremos restringir una región espacial de la que se quiere obtener señal, es necesario combinar una excitación selectiva en frecuencia y el gradiente de selección de corte G_z actuando al mismo tiempo. La orientación del corte está determinada por la dirección de la gradiente, la amplitud y junto con las características del pulso de radiofrecuencia determinan la localización como el grosor de corte. Al usar un pulso de RF tiene dos partes asociadas: la frecuencia central y un ancho de banda de frecuencia. Cuando se utiliza la gradiente de selección de corte y lanzamos un pulso de RF solo una fracción de tejido alcanza la frecuencia de resonancia y absorbe la energía RF. La duración y amplitud está determinada según el

ángulo de rotación de los protones (90° , 180° , etc.). La frecuencia central determina el lugar o localización particular a excitar y el grosor de corte está dado por la amplitud de la gradiente y el ancho de banda de las frecuencias del pulso de RF. (Brown et al., 2004)

Gradiente de codificación de frecuencia o de lectura (G_x).

También denominada G_{RO} esta gradiente produce una de las dos dimensiones de la imagen. Como se había mencionado antes se utiliza un pulso de radiofrecuencia de excitación simultánea a una gradiente de selección de corte; luego de la excitación, la magnetización neta en el interior del corte este orientado de forma transversal a B_0 y procesará con una determinada frecuencia ω_0 . En ese momento se dará inicio a los procesos de relajación T_1 y T_2 . Los procesos T_2^* inducen un desfase de la magnetización transversal que se puede revertir para formar un eco al aplicar un pulso de RF 180° o una gradiente o ambos. Cuando se forma el eco la gradiente de lectura se aplica de forma perpendicular a la dirección de la gradiente de corte. Luego de un tiempo determinado la bobina receptora mide la señal de eco y se digitaliza para llevar a cabo la transformada de Fourier. (Rea et al., 2009)

Gradiente de codificación de fase (G_y).

Esta gradiente se visualiza junto con la dirección de lectura en una imagen, el gradiente codificación de fase G_y , también se le conoce como G_{PE} , es perpendicular a las gradientes G_z y G_{RO} , esta gradiente tiene como característica que cambia de amplitud durante el ciclo de adquisición de una secuencia para poder generar una imagen en 2D. en un corte un protón precesa a frecuencia base, ω_0 . Cuando activamos la gradiente G_{PE} la frecuencia de precesión aumenta o disminuye y cuando desactivamos la gradiente G_{PE} , el protón retorna a su frecuencia inicial; dando

como resultado en su fase un adelanto o retraso en función a su estado previo. Este desfase depende de la magnitud y duración de G_{PE} , si los protones están localizados en diferentes posiciones en la dirección de codificación de fase estos protones experimentarían diferentes cantidades de desfase por un mismo pulso de G_{PE} . La máxima cantidad de desfase se origina en los protones localizados en el borde del FOV. Para conseguir la información de la imagen se repite la excitación de corte y detección de la señal múltiples veces, con amplitudes diferentes de G_{PE} . (Gili, 2002)

2.1.3. Espacio k

Los valores de los ecos digitalizados se guardan formando una línea (fila, vista) de un espacio en el cual se guardarán todos los ecos con la finalidad de formar la imagen. Este grupo de datos ordenados constituyen el denominado K-SPACE o ESPACIO DE FOURIER. El conjunto de datos almacenados recibe el nombre de RAW DATA. Podemos visualizar el K-SPACE formado por filas y columnas. El número de filas es tomado como el número de codificaciones del gradiente de fase (DIM-FASE). Por lo tanto, en cada codificación de fase se llena una fila (K_y). el número de columnas está determinado por el número de valores en que se digitaliza el eco (DIM-FREC). Los valores que se encuentran en cada fila y columna esta denominado por K_x . Los valores del espacio k dan lugar a la formación de la imagen final después de haberse realizado una doble transformada inversa de Fourier; al utilizar las transformadas de Fourier se puede convertir la imagen final a los valores del espacio k y viceversa. (Gili, 2002)

En lo referente al llenado del espacio k se pone como ejemplo, lo siguiente:

Tomemos como ejemplo una secuencia SE con un solo eco. Supongamos que utilizamos una matriz de adquisición de 256 (fase) x 256 (frecuencia). Esto significa que el muestreo de cada

eco producirá 256 valores, y la imagen se obtendrá por 256 valores en el gradiente de fase (G_y oscilará, por ejemplo, entre el valor correspondiente a $G_y = +128$ y el valor correspondiente a $G_y = -128$). Como podemos ver en la Figura 1, en el primer TR, añadiremos $G_y = +128$ al gradiente de fase, lo que dará lugar a la generación de una señal de eco (ECO +128). Tras ser digitalizado, este eco proporcionará 256 valores, que serán depositados de forma sistemática para rellenar la línea del espacio K que será la más externa (línea $K_y = +128$). Una vez finalizado el TR, se modifica el valor del gradiente de codificación de fase ($G_y = +127$), se obtiene el eco coincidente (ECO +127) y se rellena la siguiente línea del espacio K ($K_y = +127$). Al alterar los valores del gradiente de fase en cada TR, éste se perpetúa. Por ejemplo, en la Figura 2, la ECO = +3 se recoge cuando el gradiente $G_y = +3$, rellenando la línea $K_y = +3$. A continuación, el gradiente de fase seguiría tomando valores correspondientes a $G_y = +2, +1, -1, -2, \dots$ hasta que en la Figura 3 los 256 valores finales correspondientes a $G_y = -128$ dieran lugar al ECO -128 y, una vez digitalizado, llenaran la última línea del espacio K ($K_y = -128$) en el otro extremo del espacio K. El conjunto de los K_y (256). K_x (256) valores depositados ordenadamente en el ESPACIO K constituyen los RAW DATA con los que se originará la imagen final mediante las TRANSFORMACIONES DE FOURIER, estos valores finales se observan en la Figura 4. (Gili, 2002)

2.1.3.1. Organización del espacio k. En la forma secuencial de llenado del espacio k, los ecos de frecuencia baja llenan el centro de la imagen y la región central del espacio k contiene la resolución de contraste, mientras que los ecos de frecuencia alta llenan la periferia y se encargan de la resolución espacial. (Gili, 2002)

2.1.3.2. Propiedades del espacio k. Presenta un tipo específico de simetría debido a cómo se generan los ecos y se organizan los datos en el espacio K, donde la intensidad de la señal de un

punto dado corresponde a la porción creciente del eco producido por un gradiente de fase positivo, y este valor especular (simetría con respecto al origen) del eco se produce en la porción decreciente del eco producido por el mismo valor de gradiente de fase por una codificación negativa. A esta forma de simetría se le denomina SIMETRIA CONJUGADA o SIMETRIA HERMITIANA o SIMETRIA ESPECULAR. Dicha simetría nos permite poder llenar el espacio k con solo obtener realmente la mitad del espacio k y llenar el resto del espacio k mediante cálculos. Algo más de la mitad del espacio k se obtiene directamente para una mejor aproximación; cuantas más líneas se obtengan directamente, más precisos serán los datos estimados. Es utilizada para disminuir el tiempo de adquisición en las imágenes, bien llenando menos cantidad de líneas (NEX FRACCIONADO), o digitalizando menos cantidad de valores en el eco (ECO FRACCIONADO). (Gili, 2002)

A. *Nex fraccionado.* Se llena primero la mitad superior, luego se deducen de estos valores la mitad inferior del espacio k (llenado de forma secuencial), se reduce tiempo debido ya que se codifican menos valores de gradiente, pero pierde en la relación señal-ruido. Esta técnica tiene el nombre de NUMERO DE EXITACIONES VARIABLES (VARIABLE-NEX, NEX FRACCIONADO, HALF-NEX, HALFFOURIER, ...). (Gili, 2002)

B. *Eco fraccionado.* Se digitaliza una señal de eco para cada fila del espacio k, que muestre cierta simetría derecha-izquierda a lo amplio de las filas, esto se le denomina como simetría de lectura; lo cual nos permite aprovechar la simetría Hermitiana del espacio k, se podrá calcular los valores de la mitad izquierda al poder conocer los valores de la mitad derecha; la imagen se obtendrá muestreando no toda la señal de eco, esta opción se conoce como ECO FRACCIONADO, PARTIAL FOURIER, FREQUENCY ENCODING.... Las ventajas que presenta son un TE más cortos ya que no leen toda la señal, debido que se disminuye el TE implica

menos potenciación del T2 y menos contraste en T2; otra ventaja es la menos presencia de artefactos de susceptibilidad y de flujo. El coeficiente señal-ruido baja debido a que se muestrea menos, y se puede obtener secuencias más rápidas. (Gili, 2002)

2.1.4. Técnicas de adquisición en paralelo

Recientemente se han comercializado nuevos métodos de adquisición de imágenes de RM que reducen el tiempo de adquisición al disminuir el número de codificaciones de fase sin reducir la resolución espacial. Estos nuevos métodos de adquisición están relacionados con las antenas para captar simultáneamente la señal relajación. La señal que transmiten las antenas se utiliza para rellenar numerosas líneas del espacio k. Alteran las codificaciones de fase que se utilizaron para rellenar el espacio k por algoritmos matemáticos sobre las señales producidas por distintas antenas. De ahí surge el nombre de SECUENCIA EN PARALELO. (Gili, 2002)

Todas las imágenes que son adquiridas por técnicas de adquisición en paralelo comparten algunas características comunes, las cuales son:

- Los datos del espacio k se submuestran en dirección de codificación de fase para poder reducir el periodo de la adquisición. El factor de aceleración (o factor de reducción), R, se puede definir como la relación entre la cantidad de datos del espacio k necesarios para una imagen completamente muestreada y la cantidad recopilada en una adquisición acelerada. Si no se cumple el criterio de Nyquist (y el FOV se vuelve más pequeño que el objeto), el resultado es una imagen con aliasing.
- Los datos son adquiridos utilizando una matriz de canales, cada bobina receptora es más sensible al volumen específico de tejido más cercano a la bobina, esto quiere decir que las bobinas proporcionan una fuente adicional de información espacial para la

reconstrucción de imágenes.

- Requiere de un algoritmo especial, se requiere un conocimiento de la bobina individual sensible, se utiliza para combinar los datos submuestreados de cada una de las bobinas del receptor en una imagen reconstruida sin solapamiento con el FOV completo. (Deshmane et al., 2012)

Anteriormente sabíamos que existían conceptos de bobinas múltiples o multirreceptor para lograr este objetivo; estos conceptos se agrupan en función de los requisitos del examen, y cada receptor recibe un conjunto específico de datos que contribuyen a la imagen global, depende de la empresa comercial son llamados bobinas phased array o Sinergy. (Van Den Brink et al., 2003)

Al utilizar estas técnicas de adquisición en paralelo implica menos tiempo porque se utilizará menos codificaciones de fase, implica tener varias antenas conectadas para formar una estructura en array en antenas que tiene como finalidad captar la relajación del voxel y recepción multicanal que traslade las señales para su posterior desarrollo matemático. Se necesita conocer la proporción de la antena que generara la señal, se debe conocer EL PERFIL DE SENSIBILIDAD DE LA ESTRUCTURA DE LA ANTENA que depende del modelo de antena y de la disposición geométrica. Los tiempos de adquisición se disminuyen y se cuantifican mediante un “factor de aceleración o factor PAT” depende de la cantidad de líneas que no son adquiridas en el espacio k, es decir la cantidad de codificaciones de fase que no se utilizan; el factor de aceleración está limitado por la cantidad de canales de los montajes de array. Un método matemático conocido como tecnología paralela se basa en la detección multicanal de conjuntos de antenas y sus perfiles de sensibilidad. Todas estas técnicas requieren conocer los perfiles de sensibilidad de las antenas. (Gili, 2002)

La entrega de datos previos al sistema es importante para obtener los procedimientos

matemáticos necesarios para reemplazar las líneas del espacio k que faltan adquirir; estos datos previos se derivan de los perfiles de sensibilidad de los receptores. Estos perfiles de sensibilidad, a veces denominados escaneos de referencia o calibraciones pueden obtenerse antes o durante la secuencia de adquisición. (Glockner et al., 2005)

La finalidad principal con la que fueron creados las técnicas de adquisición en paralelo fue para acortar el periodo de adquisición en IRM, favoreciendo al diagnóstico de la imagen en el examen, la resolución espacial o temporal. Es importante recordar que la utilización de la adquisición paralela provoca una disminución de la relación señal-ruido del 30% al 40%. En consecuencia, no todas las secuencias de adquisición en paralelo pueden producir las mejores imágenes, lo que obliga a utilizar bobinas con más receptores para compensar la señal perdida y preservar el corto tiempo ya alcanzado. Se produce un "enrollamiento" de la imagen, ya que se obtienen menos líneas del espacio k. Utilizamos los perfiles de sensibilidad de los receptores como último recurso porque ya disponen de los datos necesarios para "desenrollar" y restaurar estas líneas preservando la resolución espacial.

Los tiempos de adquisición disminuyen cuando se llenan menos espacios k. Actualmente, las cualidades únicas de cada marca determinan la rapidez con que puede adquirirse una secuencia. Esta capacidad de acelerar las secuencias se especifica en la estación de trabajo del operador como **FACTOR DE ACELERACION O "R"**. Si el factor de aceleración es mayor, por consecuencia será más rápida la secuencia y menos líneas del espacio k serán procesadas, esto genera mayor caída en la relación señal-ruido y una mayor probabilidad de artefactos producidos por adquisiciones en paralela. (Soza, 2009)

Hay varias técnicas basadas en PAT, las agruparemos según el proceso matemático:

- Antes del llenado del espacio k (técnicas PAT en el dominio del espacio k)
- Después del llenado del espacio k antes de la imagen final (técnicas PAT en el dominio del espacio imagen) (Gili, 2002)

2.1.4.1. Técnicas PAT en el dominio del espacio K (o en el dominio de frecuencias).

Estas técnicas se basan utilizando la información que se tiene de los perfiles de sensibilidad del array antes de realizar las transformadas de Fourier mediante cálculos matemáticos llenan líneas del espacio K. En este grupo están estas técnicas SMASH, AUTO-SMASH, DV AUTO-SMASH Y GRAPPA.

A. Adquisición automática generalizada de calibración parcialmente paralela (GRAPPA). Introducido por Griswold et al. (2002) mientras que es un método de espacio k puro como generalizado SMASH adopta un enfoque bastante diferente que conduce a un método de reconstrucción rápida permitiendo la reconstrucción del espacio k a un pequeño costo computacional.

Usualmente para un factor de aceleración 2, solo una línea de espacio k se requiere, pero en la práctica se requiere muchos más para obtener una mejor reconstrucción. estos espacios-k las líneas se pueden recoger separados o integrados a la adquisición. Una característica es que reconstruyen imágenes separadas para cada bobina. La adquisición GRAPPA recupera los datos faltantes en el espacio k usando una interpolación lineal. Dicho modelo de interpolación GRAPPA utiliza líneas y canales de codificación de fase del espacio k. Los coeficientes de interpolación se pueden determinar a partir de un grupo de líneas de señal de autocalibración y en la central utilizada ajustes de mínimo de cuadrados. (Griswold et al., 2002)

La adquisición GRAPPA tiene su principal ventaja sobre el resto de técnicas espectrales en que la combinación se hace por medio de una suma de cuadrados y no como sus predecesoras que usaban una suma compleja. Da como resultado imágenes de mayor SNR por ser un método de reconstrucción más óptimo; además con esta técnica se suprimen completamente las pérdidas de señal por problemas de cancelación de fase que se podrían dar. Se podría decir que cuando los perfiles de sensibilidad son bien conocidos SENSE se obtienen resultados ligeramente superiores ya que GRAPPA es un método aproximado. (García, 2011)

2.1.4.2. Técnicas PPA en el dominio del espacio imagen. Partiendo de las imágenes recogidas por las distintas antenas, emplean los datos de los perfiles de sensibilidad para obtener la imagen final. Debido a que utilizan llenados parciales del espacio k las imágenes producidas aparecerán con FOV rectangulares y artefacto de doblamiento; pero si conocemos los perfiles de sensibilidad de la estructura de la antena utilizada, podemos reconstruir la imagen final sin la presencia del artefacto.

Designemos dentro de esta clase las técnicas: SENSE (SENSitivity Encoding) mSENSE (modified SENSE) ASSET (Array Spatial Sensitivity Encoding Technique) PILS (Partial Parallel Imaging with Localized Sensitivities) SPACE RIP (Sensitivity Profiles from an Array of coil for Encoding and Reconstruction in Parallel). (Gili, 2002)

En 1997 por Prussmann y col., fue insertada la técnica SENSE (Prussman et al.,1999)

La técnica mSENSE es una variación de la técnica SENSE cuya utilización es más fuerte en secuencias de apnea sostenida y en tipo de bobinas flexibles, así como una mejora en el coeficiente S/R. Se generará una ganancia de resolución temporal manifestada por el factor de aceleración que se emplea, la S/R depende inversamente de la raíz cuadrada del factor de

aceleración (R); también se reduce por un factor de la geometría de la configuración de la antena (factor g). (Weiger et al., 2000)

Esta técnica acelera la captura de imágenes al submuestrear el espacio k y generar imágenes con campo de visión reducido; mediante el uso de la información espacial inherente a cada bobina receptora en forma de mapas de sensibilidad de la bobina, el proceso de reconstrucción de la imagen despliega efectivamente la imagen con aliasing. La calibración del mapa de sensibilidad se realiza mediante la adquisición de líneas adicionales dentro de la propia adquisición acelerada que no son incluida en la reconstrucción de la imagen final, una propiedad definida como autocalibración. (Wang et al., 2001)

2.1.5 Relación señal ruido

2.1.5.1 La señal intrínseca de RM. La fluctuación periódica de la magnetización hace que se induzca en una antena una fuerza electromotriz conocida como señal de RM. Por lo tanto, la señal aumenta a medida que aumenta la magnetización de la muestra. (Abragam, 1961)

2.1.5.2 La señal en imagen de RM. En la señal influyen diversas variables. La dividiremos en intrínsecos y extrínsecos.

Los intrínsecos dependen de las características de las sustancias o tejidos que se excitan.

Los más importantes son:

- Relajación longitudinal o espín-red (T1)
- Relajación transversal o espín-espín (T2)
- Densidad protónica

- Desplazamiento químico

Los factores extrínsecos están dados por la secuencia de pulsos y de las características propias (técnicas) del sistema de RM, se divide de la siguiente manera en controlables o no controlables. Los controlables más relevantes son:

- Tipo de secuencia
- Parámetros de adquisición: TR y TE
- Angulo de inclinación (flip angle)
- Grosor de corte
- Tamaño de la matriz
- Numero de excitaciones
- Tipo de antena: cuadratura o superficie
- Dirección de la codificación de fase
- Reducciones en el espacio k

Y entre los no controlables por el usuario tenemos:

- Campo magnético principal: valor y homogeneidad.
- Características de RF
- Ajustes en frecuencia de la portadora (Wehrli et al., 1988)

2.1.6 Ruido.

Cualquier desviación del valor verdadero (medido) constituye ruido. Este ruido se trata como un proceso aleatorio; es una función cuyos valores se emiten como una función aleatoria $N_t=N(t)$ con respecto al tiempo. El ruido gaussiano es el que contamina las señales. Se habla del ruido como un proceso estacionario cuando las estadísticas del primer $N(t_1)$ y el segundo $N(t_2)$ no cambian en el tiempo. (Marta, 2004)

El ruido blanco, blanco y rosa gaussiano son tres modelos de ruido que destacan entre los procesos estacionarios. Schwartz y Shaw (1975) describen el ruido blanco como totalmente aleatorio y con una densidad espectral constante. El ruido rosa gaussiano tiene una frecuencia limitada, mientras que el ruido blanco gaussiano es ruido blanco con una distribución de probabilidad gaussiana.

Relación señal ruido (S/R).

En resonancia magnética la relación señal/ruido está vinculado directamente con el tamaño del vóxel. Por tal motivo debemos saber cuáles son los parámetros que afectan al tamaño del vóxel son field of view (FOV), numero de codificaciones de fase y frecuencia, espesor de corte, el número de excitaciones y por último el ancho de banda. La integridad en el funcionamiento de la bobina receptora que se utilizará en el momento de la adquisición es una condición para obtener una elevada relación señal/ruido tras mencionar estas variables que pueden modificarse en el momento de planificar una secuencia de adquisición a utilizar. Por último, la intensidad y homogeneidad del campo magnético principal desempeñan un papel crucial en la obtención de una buena relación señal/ruido. (Araya y Falcon, 2015)

III. MÉTODO

3.1 Tipo de investigación

3.1.1 *Diseño de la investigación*

El presente estudio fue de tipo cuantitativo ya que los datos obtenidos son evaluados de manera estadística, el diseño de investigación es transversal porque se recolectaron datos en un solo momento en los meses de enero a marzo del 2023 y es descriptiva-comparativa porque se recogió información de manera independiente de la relación señal/ ruido generados por las técnicas de adquisición en paralelo GRAPPA y MSENSE.

3.2 *Ámbito temporal y espacial*

3.2.1 *Delimitación espacial*

La investigación se realizó en el servicio de resonancia magnética de la clínica San Pablo sede Surco, ubicado en el Polo 789, Santiago de Surco 15023, el cual es un establecimiento de salud privada de primer nivel.

3.2.2 *Delimitación temporal*

Los datos tomados en consideración para el presente trabajo de investigación se enmarcarán entre los meses de enero a marzo del 2023.

3.3 Variables

Técnicas de adquisición en paralelo (Grappa y mSENSE)

Medición de la variación de la relación señal ruido (ROI)

3.4 Población y muestra

3.4.1 Población

Constituido por 270 resonancias de cerebro que no tengan compromiso del sistema nervioso central, en el periodo de enero a marzo del 2023 en la clínica San Pablo sede surco.

Criterio de inclusión:

- Pacientes con estudios de resonancia magnética de cerebro sin compromiso patológico del sistema nervioso central.
- Pacientes mayores de 18 años.
- Pacientes de sexo femenino y masculino.

Criterios de Exclusión:

- Pacientes con antecedentes oncológicos que afecten el sistema nervioso central.
- Pacientes con movimientos involuntarios.
- Pacientes con operaciones previas al cerebro.

3.4.2 Muestra

Se empleo la fórmula de población finita para realizar el cálculo del tamaño de la muestra. De acuerdo con la producción estadística de la Clínica San Pablo sede Surco, se realizan durante el turno aproximadamente 270 resonancias de cerebro durante tres meses. Considerando un nivel de confianza del 95% y error de precisión del 5%. La fórmula se detalla a continuación:

$$n = \frac{N \times Z_{\alpha}^2 \times p \times q}{d^2 \times (N - 1) + Z_{\alpha}^2 \times p \times q}$$

Dónde:

Tamaño de Población:	N=270
Nivel de Confianza (95%):	$Z\alpha=1.96$
Probabilidad a favor:	$p=0.5$
Probabilidad en contra:	$q=0.5$
Margen de error deseado:	$d=0.05$
Tamaño de la Muestra	$n =159$

Se empleó el muestreo aleatorio simple para seleccionar la muestra.

3.5 Instrumentos

Se utilizó una ficha elaborada por el tesista para la recolección de datos constituida por las variables de investigación como: las técnicas de adquisición GRAPPA Y MSENSE, factores de aceleración y el medio donde se realizarán los ROI respectivos para evaluar la relación señal/ruido.

Se notificó y solicitó el consentimiento de los pacientes, informando que los datos recolectados y los resultados finales obtenidos mediante su participación son estrictamente confidenciales, se le informó que el estudio demoraría unos minutos más debido a que se adicionó unas secuencias al protocolo base de la institución y que no le causaría ningún daño. (Ver Anexo E)

Se validó el instrumento por la prueba piloto con el 10% de la muestra y presentación de la tesis. Se utilizó la prueba V de Aiken para cuatro profesionales especializados en el tema, los cuales emitieron sus opiniones y respuestas considerando la ficha de recolección aceptable. (Ver Anexo F).

Se recogieron dichos datos de la secuencia TSE coronal de cerebro colocando los ROI en los medios líquido, sustancia blanca (grasa) y aire respectivamente. Los exámenes fueron realizados

en el área de resonancia magnética por un resonador Magnetom Aera de Siemens, de 1.5 tesla, usando la antena de cerebro de 16 canales.

3.6 Procedimientos

Previo a la recolección de datos, fue aprobado el proyecto de investigación por parte de la Facultad de Tecnología Médica de la UNFV y se solicitó la autorización mediante oficios a la Gerencia General del departamento de imágenes de la Clínica San Pablo, con el propósito de obtener la autorización y las facilidades para realizar el estudio.

El resonador el cual se utilizó para realizar esta investigación es de marca Siemens modelo Magnetom Aera de 1.5 tesla.

El protocolo para realizar un estudio de cerebro por resonancia magnética es de la siguiente manera:

El paciente una vez listo ingresara al resonador y se colocado en decúbito supino, luego se procede a usar la antena específica de cerebro de 16 canales, se realizó las secuencias preestablecidas del protocolo de la institución y se adicionó las adquisiciones en paralelo (GRAPPA y MSENSE) con sus factores de aceleración 2, 4 y 7 en la secuencia T2_TSE_CORONAL_384.

Al finalizar los estudios de resonancia magnética de cerebro, para quienes cumplieran con los requisitos se evaluó la relación señal ruido mediante 3 ROI en la imagen t2_tse _coronal_ 384 de cerebro sin adquisición en paralelo como en las de adquisición en paralelo (GRAPPA y MSENSE).

El área de medición fue de 0.01 cm^2 , se colocó las 3 ROI en la imagen potencia en t2_tse_coronal_384 sin utilizar las adquisiciones en paralelo en el aire, sustancia blanca y agua; y

al utilizar las adquisiciones en paralelo (GRAPPA Y MSENSE) en sus factores de aceleración 2, 4 y 7 respectivamente, se colocó al mismo nivel los ROI, posteriormente se obtuvieron las medidas de tendencia central y se procedió a registrar la información en la hoja de recolección de datos.

3.7 Análisis de datos

Se registraron los datos en el programa Excel 2020, dichos datos fueron utilizados para el análisis estadístico por medio del programa Statistical Package for the Social Science (SPSS) versión 26.0.

Tomando en cuenta dos análisis: un análisis descriptivo que se trabajó las dimensiones cuantitativas, se trabajó con medidas de tendencia central(media) y medidas de dispersión (desviación estándar); indicadores cualitativos frecuencias absolutas y relativas (porcentajes) y un análisis comparativo se empleó la prueba F (ANOVA de un factor) que utiliza una muestra relacionada y su nivel de significancia para poder dar respuesta a la hipótesis.

Los resultados fueron presentados mediante frecuencias absolutas y porcentajes, según el tipo de datos; estos resultados se muestran en tablas.

3.8 Consideraciones éticas

La universidad y la clínica donde se tomó la muestra dieron su aprobación a las consideraciones éticas del proyecto de investigación. Además, se tuvieron en cuenta los principios éticos en todas las fases del proceso de investigación, y se mantuvieron la confidencialidad y el anonimato de los datos, utilizándose únicamente con fines del presente estudio de investigación.

IV. RESULTADOS

Tabla 1

Datos generales de pacientes de la Clínica San Pablo sede Surco Lima, en el periodo de enero a marzo del 2023

Edad del paciente	N	%
		46.24 ±16.46
De 20 A 40 años	72	45.2
De 41 A 60 años	53	33.3
De 61 A 80 años	31	19.5
Mayor A 80 años	3	2.0
Sexo del paciente	N	%
Femenino	81	50.9
Masculino	78	49.1
Total	159	100.0

Nota. En la tabla 1 se muestran las características generales de los pacientes de la Clínica San Pablo, donde la edad promedio fue de 46.24 años, encontrándose la mayor frecuencia en edades comprendidas entre 20 a 40 años (45.2%); y la mayoría de los pacientes evaluados fueron de sexo femenino (50.9%)

Tabla 2

Variación de la relación señal ruido en el aire, sustancia blanca y líquido, con técnicas GRAPPA o MSENSE en pacientes de la Clínica San Pablo sede Surco Lima

Variación Señal Ruido		N	Media	Desv. Desviación	Mínimo	Máximo
Relación Señal - Ruido Estándar SF	Agua	159	73.71	59.82	22.54	651.50
	Grasa	159	19.79	13.52	2.00	116.36
	Aire	159	3.05	1.34	1.25	8.21
Relación Señal - Ruido GRAPPA (G2)	Agua	159	55.24	35.45	18.59	267.13
	Grasa	159	14.39	8.11	4.91	51.38
	Aire	159	3.06	1.29	1.34	8.36
Relación Señal - Ruido MSENSE (M2)	Agua	159	47.96	26.39	13.65	180.22
	Grasa	159	14.22	6.79	5.05	40.53
	Aire	159	2.98	1.32	1.38	12.06

Nota. De la tabla 2 se observa la variación señal ruido por efectos de técnicas de adquisición en paralelo según distintos medios, donde: el promedio de la relación señal – ruido en el medio agua según Grappa fue 55.24 y según Msense fue 47.96, el promedio para el medio sustancia blanca (grasa) para la adquisición Grappa fue 14.39 y para Msense fue 14.22; y desde el medio aire se tuvo que el promedio para Grappa fue 3.06 y según Msense fue 2.98, observándose variaciones en los promedios de los distintos medios.

Tabla 3a

Variación de la relación señal ruido según factores de aceleración en intervalos 2, 4 y 7 en técnicas en adquisición en paralelo Grappa, en pacientes de la Clínica San Pablo sede Surco Lima

Variación Señal - Ruido según factores de aceleración en GRAPPA		N	Media	Desv. Desviación	Mínimo	Máximo
Relación Señal - Ruido Estándar SF	AGUA	159	73.71	59.82	22.54	651.50
	GRASA	159	19.80	13.52	2.00	116.36
	AIRE	159	3.05	1.34	1.25	8.21
Relación Señal - Ruido GRAPPA (G2)	AGUA	159	55.24	35.46	18.59	267.13
	GRASA	159	14.40	8.12	4.91	51.38
	AIRE	159	3.07	1.30	1.34	8.36
Relación Señal - Ruido GRAPPA G4	AGUA	159	16.64	6.76	1.14	40.30
	GRASA	159	4.33	2.51	1.26	14.67
	AIRE	159	2.98	1.54	1.39	12.23
Relación Señal - Ruido GRAPPA G7	AGUA	159	11.57	6.72	4.26	44.81
	GRASA	159	2.71	1.31	0.97	9.93
	AIRE	159	2.79	1.55	0.97	13.11

Nota. En la tabla 3a se analiza la variación señal ruido por efectos de técnicas de adquisición en paralelo Grappa según distintos medios teniendo en cuenta los factores de aceleración en los distintos intervalos (G2, G4, G7) donde: el promedio de la relación señal – ruido en el medio agua en el factor G2 fue de 55.24, en el factor G4 fue 16.64 y en el factor G7 fue 11.57, evidenciándose variaciones del promedio según el medio agua en los distintos factores. Analizando el medio sustancia blanca (grasa) para el factor G2 fue 14.40, para el factor G4 fue 4.33 y para el factor G7 fue 2.71, mostrándose variaciones para este medio de sustancia blanca según los tres factores de aceleración. Desde el medio aire se tuvo que el promedio para el factor G2 fue 3.07, para el factor G4 fue 2.98 y según el factor G7 fue 2.79, observándose variaciones en los promedios en este medio según los distintos factores de aceleración.

Tabla 3b

Variación de la relación señal ruido según factores de aceleración en intervalos 2, 4 y 7 en técnicas en adquisición en paralelo Msense, en pacientes de la Clínica San Pablo sede Surco Lima

Variación Señal - Ruido según factores de aceleración en MSENSE		N	Media	Desv. Desviación	Mínimo	Máximo
Relación Señal - Ruido SF	AGUA	159	73.71	59.82	22.54	651.50
	GRASA	159	19.80	13.52	2.00	116.36
	AIRE	159	3.05	1.34	1.25	8.21
Relación Señal - Ruido MSENSE M2	AGUA	159	47.96	26.39	13.65	180.22
	GRASA	159	14.22	6.80	5.05	40.53
	AIRE	159	2.99	1.33	1.38	12.06
Relación Señal - Ruido MSENSE M4	AGUA	159	17.82	9.74	5.98	59.47
	GRASA	159	4.72	2.51	1.30	13.88
	AIRE	159	3.01	1.16	1.18	6.67
Relación Señal - Ruido MSENSE M7	AGUA	159	2.82	1.28	1.05	7.16
	GRASA	159	2.27	1.05	0.69	6.76
	AIRE	159	3.37	1.93	1.32	13.36

Nota. De la tabla 3b se desprende lo siguiente la variación señal ruido por efectos de técnicas de adquisición en paralelo Msense según distintos medios teniendo en cuenta los factores de aceleración en los distintos intervalos (M2, M4, M7) donde: el promedio de la relación señal – ruido en el medio agua en el factor M2 fue de 47.96, en el factor M4 fue 17.82 y en el factor M7 fue 2.82, evidenciándose variaciones del promedio según el medio agua en los distintos factores. Analizando el medio sustancia blanca (grasa) para el factor M2 fue 14.22, para el factor M4 fue 4.42 y para el factor M7 fue 2.27, mostrándose variaciones para este medio de sustancia blanca según los tres factores de aceleración. Desde el medio aire se tuvo que el promedio para el factor M2 fue 2.99, para el factor M4 fue 3.01 y según el factor M7 fue 3.37, observándose variaciones en los promedios en este medio según los distintos factores de aceleración.

Tabla 4

Comparación de la relación señal-ruido en técnicas de adquisición en GRAPPA o MSENSE, en pacientes de la clínica San Pablo sede Surco Lima, en el periodo de enero a marzo del 2023

Relación Señal Ruido	Relación Señal - Ruido SF	Relación Señal - Ruido G2	Relación Señal - Ruido G4	Relación Señal - Ruido G7	Relación Señal - Ruido M2	Relación Señal - Ruido M4	Relación Señal - Ruido M7
Media	32.9085	24.5106	7.9526	5.7278	22.0780	8.5400	2.7925
Mínimo	1.25	1.34	1.14	0.97	1.38	1.18	0.69
Máximo	651.50	267.13	40.30	44.81	180.22	59.47	13.36

Nota. Respecto a la evaluación de la relación señal – ruido según las distintas técnicas de adquisición (Grappa y Msense) de forma global se tiene lo siguiente:

El promedio de la relación señal ruido estándar fue 32.9, según Grappa G2 fue 24.5, G7 fue 7.95 y según G7 fue 5.7; mientras que, en Msense se tuvo que el promedio de la relación señal ruido según M2 fue 22.07, según M4 fue 8.54 y según M7 fue 2.79.

Prueba de hipótesis

Hipótesis de investigación (H_a)

Existe variación significativa de la relación señal ruido según el efecto de las técnicas de adquisición en paralelo, en pacientes de la Clínica San Pablo sede Surco Lima, en el periodo de enero a marzo del 2023.

Hipótesis nula (H₀)

No existe variación significativa de la relación señal ruido según el efecto de las técnicas de adquisición en paralelo, en pacientes de la Clínica San Pablo sede Surco Lima, en el periodo de enero a marzo del 2023.

Nivel de significancia: $\alpha=5\% = 0.05$

Prueba estadística: Prueba de Anova de 1 factor

Regla de decisión:

p valor < 0.05 se rechaza H0

p valor ≥ 0.05 se acepta H0

Tabla 5

Análisis de la variación significativa de la relación señal ruido según el efecto de las técnicas de adquisición en paralelo

Variación Relación Señal - Ruido		Sig.
Relación SF	32.9	0.000
Relación G2	24.51	0.000
Relación G4	7.95	0.000
Relación G 7	5.72	0.000
Relación M2	22.07	0.000
Relación M4	8.54	0.000
Relación M7	2.79	0.000

Nota. En la tabla 5 se muestra que, el p valor (sig.) es menor a 0.05, lo que señala a rechazar la hipótesis nula y se acepta que existe variación significativa de la relación señal ruido según el efecto de las técnicas de adquisición en paralelo Grappa y Msense en los distintos factores de aceleración 2, 4, 7, en pacientes de la Clínica San Pablo sede Surco Lima, en el periodo de enero a marzo del 2023.

V. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

La relación señal ruido es un parámetro muy importante que nos permite obtener imágenes de muy buena calidad que nos facilitan la interpretación anatómica y funcional.

Las técnicas en adquisición en paralelo nos ayudan a mejorar el tiempo de adquisición en el estudio, teniendo como inconveniente la reducción de la relación señal ruido y posterior degradación de la imagen.

Se encontró en este estudio que hay más variación de la relación señal ruido en técnicas de adquisición con MSENSE con el factor de aceleración 7 (2.7925); este resultado se contrasta con el estudio de Ohno et al. (2003), quienes mencionan que la SNRS y la relación contraste-ruido (CNRS) al utilizar las imágenes SENSE son significativamente más bajas que las adquiridas con técnicas de imágenes no paralelas ($P < 0,05$).

Se obtuvo menos variación de la relación señal ruido con técnicas de adquisición GRAPPA con factor de aceleración 2 (24.5106). Contrastándose con los hallazgos de Bhagat et al. (2007), dicho estudio menciona que GRAPPA y MSENSE con un factor de aceleración 2 minimizaron la susceptibilidad y sus efectos, produciendo imágenes de alta calidad y mediciones de difusión cuantitativas reproducibles.

Al aumentar los factores de aceleración en sus intervalos G4(7.95), G7(5.72) y M4(8.54%), M7(2.79%) se observó una mayor variación de la relación señal ruido; este resultado tiene similitudes con el estudio de Bhagat et al. (2007), donde mencionan que las imágenes con un factor de aceleración de 3 y 4 sufrieron artefactos relacionados con la reconstrucción y reducción de la relación señal ruido.

Se observo que la técnica de adquisición GRAPPA en los diferentes medios como son aire (3.06), sustancia blanca (14.39) y agua (55.24) se obtuvo menos variación de la relación señal ruido, dichos hallazgos se contrastaron con el estudio de Cheng (2012), se encuentra que la distribución del ruido en la imagen es estable dentro de una ejecución, pero puede variar aleatoriamente de una ejecución a otra y concluyo que el factor de ruido puede cambiar en diferentes ejecuciones.

Se presento mayor variación de la señal ruido en el medio líquido para la adquisición GRAPPA G2(55.24), G4(16.64) y G7(6.72); para la adquisición MSENSE M2(47.96), M4(17.82) y M7(2.82); se encontró un grado de similitud con el estudio de Mayorga et al. (2013), donde mencionan que el diagnóstico médico por resonancia magnética es una base fundamental por su calidad no invasiva, debido a los núcleos de hidrogeno o protones son muy abundantes. Por este motivo al usar los ROI en el medio liquido al contar con mayor cantidad de núcleos de hidrogeno se observó mayor variación de la relación señal ruido.

VI. CONCLUSIONES

6.1. Existe variación significativa de la relación señal ruido según el efecto de las técnicas de adquisición en paralelo Grappa y Msense para los distintos factores de aceleración (estándar: $p=0.000$, Grappa G2: $p=0.000$, G4: $p=0.000$, G7: $p=0.000$; Msense M2: $p=0.000$, M4: $p=0.000$, M7: $p=0.000$) en pacientes de la Clínica San Pablo sede Surco Lima, en el periodo de enero a marzo del 2023.

6.2. Hay variación del promedio de la relación señal ruido por efectos de técnicas de adquisición en paralelo Grappa según el medio líquido (55.24), sustancia blanca (14.39) y aire (3.05); y según MSENSE medio líquido (47.96), sustancia blanca (14.22) y aire (2.98) en pacientes de la Clínica San Pablo sede Surco Lima, en el periodo de enero a marzo del 2023.

6.3. Hay variación de la relación señal ruido al modificar los parámetros de aceleración según Grappa en sus intervalos G2 (líquido: 55.24, sustancia blanca: 14.40, aire: 3.07), G4 (líquido: 16.64, sustancia blanca: 4.33, aire: 2.98) y G7 (líquido: 11.57, sustancia blanca: 2.71, aire: 2.79); y según Msense en sus intervalos M2 (líquido: 47.96, sustancia blanca: 14.22, aire: 2.99), M4 (líquido: 17.82, sustancia blanca: 4.72, aire: 3.01) y M7 (líquido: 2.82, sustancia blanca: 2.27, aire: 3.37), en técnicas de adquisición en paralelo, en pacientes de la Clínica San Pablo sede Surco Lima, en el periodo de enero a marzo del 2023.

6.4. Hay diferencias en los promedios de la relación señal-ruido en técnicas de adquisición en GRAPPA (G2:24.5106, G4:7.9526 y G7:5.7278) y MSENSE (M2:22.078, M4:8.5400 y M7:2.7925), en pacientes de la clínica San Pablo sede Surco Lima, en el periodo de enero a marzo del 2023.

VII. RECOMENDACIONES

7.1. Implementar en el protocolo de adquisición la secuencia t2_tse_cor_384 con adquisición en paralelo modo GRAPPA factor de aceleración 2, debido que obtuvo menos variación de la relación señal ruido y menor tiempo de adquisición comparado con la secuencia base (protocolo original de la institución).

7.2. Al encontrar que existe una variación significativa de la relación señal ruido según efectos de las técnicas en adquisición en paralelo GRAPPA y MSENSE para sus distintos factores de aceleración, se recomienda realizar estudios posteriores con mayor muestra y realizarlo en diferentes secuencias.

7.3. Al realizar imágenes en paralelo se observó menor tiempo de adquisición y se recomienda usarlo con el factor de aceleración adecuado para la toma de imágenes en pacientes pediátricos y pacientes que requieran realizarse la resonancia con sedación.

7.4. Capacitación continua del tecnólogo medico quien es el encargado de realizar las secuencias y es responsable de los parámetros físicos al realizar los estudios para obtener las imágenes de alta calidad diagnostica, una buena relación señal ruido y tiempo de adquisición apropiada.

VIII. REFERENCIAS

- Abragam, A. (1961). *The principles of nuclear magnetism*. Clarendon Press.
- Araya R, G. y Falcon F, C. (2015). Control de calidad en imagen por resonancia magnética: Evaluación de parámetros de calidad en protocolos de neuroimagen. *Revista chilena de radiología*, 21(1), 10–17. <https://doi.org/10.4067/s0717-93082015000100004>
- Bhagat, Y. A., Emery, D. J., Naik, S., Yeo, T., & Beaulieu, C. (2007). Comparison of generalized autocalibrating partially parallel acquisitions and modified sensitivity encoding for diffusion tensor imaging. *AJNR. American Journal of Neuroradiology*, 28(2), 293–298. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17296998/>
- Bitar, R., Leung, G., Perng, R., Tadros, S., Moody, A. R., Sarrazin, J., McGregor, C., Christakis, M., Symons, S., Nelson, A., y Roberts, T. P. (2006). MR pulse sequences: what every radiologist wants to know but is afraid to ask. *Radiographics: a review publication of the Radiological Society of North America, Inc*, 26(2), 513–537. <https://doi.org/10.1148/rg.262055063>
- Bloch, F. (1951). Nuclear induction. *Physica*, 17(3-4), 272–281. [https://doi.org/10.1016/0031-8914\(51\)90068-7](https://doi.org/10.1016/0031-8914(51)90068-7)
- Brown, M., Semelka, R., & Nishino, T. K. (2004). *MRI: Basic principles and applications*, 3rd edition. *Medical Physics*, 31(1), 170–170. <https://doi.org/10.1118/1.1636163>
- Cheng H. (2012). Variation of noise in multi-run functional MRI using generalized autocalibrating partially parallel acquisition (GRAPPA). *Journal of magnetic resonance imaging : JMRI*, 35(2), 462–470. <https://doi.org/10.1002/jmri.22891>

- Deshmane, A., Gulani, V., Griswold, M. A., y Seiberlich, N. (2012). Parallel MR imaging. *Journal of magnetic resonance imaging : JMRI*, 36(1), 55–72. <https://doi.org/10.1002/jmri.23639>
- Dietrich, O., Raya, J. G., Reeder, S. B., Reiser, M. F. y Schoenberg, S. O. (2007). Measurement of signal-to-noise ratios in MR images: Influence of multichannel coils, parallel imaging, and reconstruction filters. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 26(2), 375–385. <https://doi.org/10.1002/jmri.20969>
- Erdogmus, D., G. Larsson, E., Yan, R., C. Principe, J. y R. Fitzsimmons, J. (2004). Measuring the signal-to-noise ratio in magnetic resonance imaging: A caveat. *Signal Processing*, 84(6), 1035–1040. <https://doi.org/10.1016/j.sigpro.2004.03.006>
- Fullerton G. (1992). Physiologic basis of magnetic relaxation. *Magnetic resonance imaging*, Mosby-Year Book (Ed.), St. Louis, pp. 88-108
- Gálvez M, Marcelo, Farías A, Mauricio, Asahi K, Takeshi, y Bravo C, Eduardo. (2005). CALCULO DE TIEMPOS T1 Y T2 IN VITRO. *Revista chilena de radiología*, 11(3), 109-115. <https://dx.doi.org/10.4067/S0717-93082005000300003>
- García, D. (2011). *Métodos Autocalibrados de Reconstrucción de Resonancia Magnética*. (Tesis de Máster, Universidad de Valladolid, España). <https://www.lpi.tel.uva.es/node/316>
- Gili, J. (2002). *Curso de Introducción Biofísica a la Resonancia Magnética*. Barcelona. <https://www.vetcomunicaciones.com.ar/uploadsarchivos/libro.gili.pdf>
- Glockner, J. F., Hu, H. H., Stanley, D. W., Angelos, L. y King, K. (2005). Parallel MR Imaging:

- A User's Guide. *RadioGraphics*, 25(5), 1279–1297. <https://doi.org/10.1148/rg.255045202>
- Griswold, M. A., Jakob, P. M., Heidemann, R. M., Nittka, M., Jellus, V., Wang, J., ... Haase, A. (2002). Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA). *Magnetic Resonance in Medicine*, 47(6), 1202–1210. <https://doi.org/10.1002/mrm.10171>
- Huerta, A. (2022). *Uso del filtro de reconstrucción iterativa AIDR 3D para la reducción de ruido de imagen en tomografía de tórax* [Tesis de Licenciatura]. Universidad Nacional Mayor de San Marcos.
- Jacobs, M. A., Ibrahim, T. S. y Ouwerkerk, R. (2007). MR Imaging: Brief Overview and Emerging Applications. *RadioGraphics*, 27(4), 1213–1229. <https://doi.org/10.1148/rg.274065115>
- Kriegel, R. (2014). *A flexible coil array for high resolution magnetic resonance at 7 Tesla*. (Thesede Doctorat; Universite Paris-SUD). <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-01127308/file/2014PA112425.pdf>
- Lee, H., & Zimmerman, R. A. (1999). *Cranial MRI and CT* (4th ed.). McGraw-Hill Publishing.
- Listerud, J., Einstein, S., Outwater, E., & Kressel, H. Y. (1992). First principles of fast spin echo. *Magnetic resonance quarterly*, 8(4), 199–244. [First principles of fast spin echo - PubMed \(nih.gov\)](#)
- Maki, J. H., Wilson, G. J., Eubank, W. B., & Hoogeveen, R. M. (2002). Utilizing SENSE to achieve lower station sub-millimeter isotropic resolution and minimal venous enhancement in peripheral MR angiography. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 15(4), 484–491. <https://doi.org/10.1002/jmri.10079>

- Marta, C. (2004). *Secuencias rápidas de eco de espín en imagen por resonancia magnética*. [Tesis doctoral]. Universidad Politécnica de Madrid. https://www.researchgate.net/publication/39425317_Secuencias_rapidas_de_Eco_de_Espin_en_imagen_por_resonancia_magnetica
- Mayorga, M. A., Vega, L. y Cruz Salazar, E. (2013). Análisis físico-químico de la relación señal-ruido en imágenes de resonancia magnética nuclear, IRMN. *Ingenium Revista de la facultad de ingeniería*, 14(27), 88-96. doi:10.21500/01247492.1322
- Mengana-Torres, Y., & Lores-Guevara, M. (2016). Determinación de los tiempos de relajación T1 y T2 en disoluciones de caña de azúcar. *Revista Cubana de Química*, 28(1), pp. 364-377. http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S222454212016000100003&lng=es&tlng=es.
- Noda, M., González, E., & Cabal, C. (2009). Análisis de las Relaciones Señal-Ruido y Contraste-Ruido en Imágenes de Resonancia Magnética a Tres Intensidades de Campo Magnético. *Revista Cubana de Física*, 26(2A), pp. 144-149. http://www.revistacubanadefisica.org/index.php/rcf/article/view/RCF_26-2A_144_2009
- Ohno, Y., Kawamitsu, H., Higashino, T., Takenaka, D., Watanabe, H., van Cauteren, M., Fujii, M., Hatabu, H., & Sugimura, K. (2003). Time-resolved contrast-enhanced pulmonary MR angiography using sensitivity encoding (SENSE). *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 17(3), 330–336. <https://doi.org/10.1002/jmri.10261>
- Perlo, J., & Anardo, E. (2006). Estudio de campos locales residuales mediante relaxometría magnética nuclear en el sistema rotante. *Revista mexicana de física*, 52(3), 230-237. http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0035-

[001X2006000300006&lng=es&tlng=es.](#)

Pooley, R. A. (2005). Fundamental Physics of MR Imaging. *RadioGraphics*, 25(4), 1087–1099. <https://doi.org/10.1148/rg.254055027>

Pruessmann, K. P., Weiger, M., Scheidegger, M. B., & Boesiger, P. (1999). SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. *Magnetic resonance in medicine*, 42(5), 952–962. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10542355/>

Rea, M., McRobbie, D., Elhawary, H., Tse, Z. T. H., Lamperth, M., & Young, I. (2009). Sub-pixel localisation of passive micro-coil fiducial markers in interventional MRI. *Magma* (New York, N.Y.), 22(2), 71–76. <https://doi.org/10.1007/s10334-008-0143-1>

Rodríguez Peña, F. J. (2019). *Control de calidad automático para los sistemas de Resonancia Magnética mediante el uso del Fantoma de Fluke 76-903* (Master Thesis, Universidad Nacional de Educación a Distancia). <http://e-spacio.uned.es/fez/view/bibliuned:master-Ciencias-FMed-Fjrodriguez>

Schwartz, M. y Shaw, L. (1975). *Signal Processing: discrete spectral análisis, detection and estimation*. McGraw-Hill, Inc. <https://www.abebooks.com/9780070856509/Signal-Processing-Discrete-Spectral-Analysis-0070856508/plp>

Soza, I. (2009). RESONANCIA MAGNÉTICA, HACIA LA CAPTURA DE LOS TIEMPOS FISIOLÓGICOS. *Revista chilena de radiología*, 15(Supl. 1), 4-9. <https://dx.doi.org/10.4067/S0717-93082009000400002>

Van Den Brink, J. S., Watanabe, Y., Kuhl, C. K., Chung, T., Muthupillai, R., Van Cauteren, M., Yamada, K., Dymarkowski, S., Bogaert, J., Maki, J. H., Matos, C., Casselman, J. W. y Hoogeveen, R. M. (2003). Implications of SENSE MR in

routine clinical practice. *European Journal of Radiology*, 46(1), 3–27. [https://doi.org/10.1016/s0720-048x\(02\)00333-9](https://doi.org/10.1016/s0720-048x(02)00333-9)

Wald, L. (2006). *MR Imagen Encoding*. MIT OpenCourseWare | Free Online Course Materials. https://ocw.mit.edu/courses/hst-584j-magnetic-resonance-analytic-biochemical-and-imaging-techniques-spring-2006/48c03af16122e89ee22fa7a4a8820056_imageencoding.pdf

Wang, J., Kluge, T. y Nittka, M. (2001). Parallel acquisition techniques with modified SENSE reconstruction mSENSE. Proceedings of the first Wurzburg workshop on parallel imaging basics and clinical applications. *Wurzburg, Germany*, pp. 89.

Wehrli, F., Shaw, D. y Kneeland, J. (1988). *Biomedical magnetic resonance imaging. Principales, methodology and applications*. VCH publishers, Inc.

Weiger, M., Pruessmann, K. P. y Boesiger, P. (2000). Cardiac real-time imaging using SENSE. *Magnetic Resonance in Medicine*, 43(2), 177–184. [https://doi.org/10.1002/\(sici\)1522-2594\(200002\)43:2%3C177::aid-mrm3%3E3.0.co;2-1](https://doi.org/10.1002/(sici)1522-2594(200002)43:2%3C177::aid-mrm3%3E3.0.co;2-1)

IX. ANEXOS

ANEXO A: DEFINICIÓN Y OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES

Variable	Definición conceptual	Tipo	Escala de Medición	Dimensiones	Indicador	Valor
Variación de la relación señal ruido	Constituye un parámetro fundamental para la calidad de las imágenes.	Cuantitativa	Nominal	Señal Ruido	Valor de la media y SD (desviación estándar) expresado en números Valor de la media y SD (desviación estándar) expresado en números	Valor numérico de la media expresado en porcentaje
Técnicas de adquisición en paralelo	Acorta los tiempos de adquisición en RM, favoreciendo de acuerdo a las necesidades diagnósticas del examen, la resolución temporal o espacial.	Cuantitativa	Nominal	Grappa o Msense	Valor de la media y SD (desviación estándar) expresado en números	1. Factor de aceleración 2 2. Factor de aceleración 4 3. Factor de aceleración 7

ANEXO B: MATRIZ DE CONSISTENCIA

PROBLEMA	FORMULACIÓN DEL PROBLEMA	OBJETIVOS	VARIABLES	DIMENSIONES	METODOLOGÍA
Optimización de la relación señal ruido al utilizar las técnicas en adquisición en paralelo en imágenes por resonancia magnética.	¿Cuál es la variación en la relación señal ruido por efecto de las técnicas de adquisición en paralelo, en pacientes de la Clínica San Pablo sede Surco Lima, de enero a marzo del 2023?	<p>Objetivo General: Determinar la variación de la relación señal ruido según el efecto de las técnicas de adquisición en paralelo, en pacientes de la Clínica San Pablo sede Surco Lima, en el periodo de enero a marzo del 2023.</p> <p>Objetivos Específicos:</p> <ol style="list-style-type: none"> Determinar la variación en la relación señal ruido por efectos de técnicas de adquisición en paralelo media en el aire, sustancia blanca y líquido, con técnicas GRAPPA o MSENSE en pacientes de la Clínica San Pablo sede surco Lima, en el periodo de enero a marzo del 2023. Describir la variación de la relación 	<p>Técnicas de adquisición en paralelo.</p> <p>Variación de la relación señal ruido</p>	<p>GRAPPA</p> <p>MSENSE</p> <p>Señal ruido</p>	<p>DISEÑO DE LA POBLACIÓN</p> <p>Estudio observacional, descriptiva-comparativa, cuantitativo, transversal</p> <p>POBLACIÓN Y MUESTRA</p> <p>Constituido por 270 resonancias de cerebro que no tengan compromiso del sistema nervioso central en el periodo de enero a marzo del 2023 en la clínica San Pablo sede Surco. Se utilizo la fórmula de población finita para calcular la muestra.</p>

señal ruido al modificar los factores de aceleración en sus intervalos 2, 4 y 7 en técnicas en adquisición en paralelo, en pacientes de la Clínica San Pablo sede Surco Lima, en el periodo de enero a marzo del 2023.

3. Comparar la relación señal ruido en técnicas de adquisición en GRAPPA o MSENSE, en pacientes de la Clínica San Pablo sede Surco Lima, en el periodo de enero a marzo del 2023.

ANEXO C: FICHA DE RECOLECCIÓN DE DATOS

FICHA DE RECOLECCION DE DATOS

Imágenes de resonancia magnética sin técnicas de adquisición en paralelo

Nombre:

sexo:

Edad:

Variación de la señal ruido	Lugar de medición ROI en la secuencia T2 coronal de cerebro		
	aire	sustancia blanca	liquido
Factor de aceleración (R = 0)			
valor de la media (%)			

Imágenes de resonancia magnética con técnicas de adquisición en paralelo modo GRAPPA

variación de la señal ruido	lugar de Medición ROI en la secuencia T2 coronal de cerebro			valor de la media (%)		
	aire	sustancia blanca	liquido	aire	sustancia blanca	liquido
Factor de aceleración (R = 2)						
Factor de aceleración (R = 4)						
Factor de aceleración (R = 7)						
Factor de aceleración (R = 2)						
Factor de aceleración (R = 4)						
Factor de aceleración (R = 7)						
Factor de aceleración (R = 2)						
Factor de aceleración (R = 4)						
Factor de aceleración (R = 7)						

Imágenes de resonancia Magnética con Técnicas de Adquisición en paralelo modo MSENSE

Variación de la señal ruido	Lugar de medición ROI en la secuencia T2 coronal de cerebro			valor de la media (%)		
	aire	sustancia blanca	liquido	aire	sustancia blanca	liquido
Factor de aceleración (R = 2)						
Factor de aceleración (R = 4)						
Factor de aceleración (R = 7)						
Factor de aceleración (R = 2)						
Factor de aceleración (R = 4)						
Factor de aceleración (R = 7)						
Factor de aceleración (R = 2)						
Factor de aceleración (R = 4)						
Factor de aceleración (R = 7)						

ANEXO D: AUTORIZACIÓN PARA LA RECOLECCIÓN DE DATOS



Santiago de Surco, 26 de abril de 2023

CARTA N° 014/UID/CHSP-2023

Licenciado:
Mauricio Prado Cárdenas
Investigador Principal
Clínica San Pablo
Presente.-

De mi mayor consideración:

El Comité Corporativo de Ética para la Investigación Clínica en Sesión N° 99, realizada el 26 de abril de 2023, resolvió aprobar el trabajo de investigación "Variación de la relación señal ruido por efecto de técnicas de adquisición en paralelo, Lima 2023", a realizarse en Clínica San Pablo.

Agradeceremos mantener informado al Comité del avance de ejecución.

Los miembros que conforman el Comité son:

- Dr. Jesús Briceño Vicuña - Presidente
- Dr. Abel García Villafuerte - Vice presidente
- Lic. Enf. Jessica Arévalo Mendoza - Vocal
- Abg. Anna Diatchenka - Vocal

Atentamente,

Dr. Jesús Américo Briceño Vicuña
CMP 34535 RNE 20103 RNA 03263
Presidente del Comité Corporativo de
Ética para la Investigación Clínica

ANEXO E: CONSENTIMIENTO INFORMADO

Consentimiento Informado

“Variación de la relación señal ruido por efecto de técnicas en adquisición en paralelo, Lima 2023”

Propósito del Estudio: Lo estamos invitando a participar en un estudio con la finalidad de determinar la variación de la relación señal ruido según el efecto de las técnicas de adquisición en paralelo, en pacientes de la Clínica San Pablo sede Surco Lima, en el periodo de enero a marzo del 2023.

Procedimientos: Si usted acepta participar en este estudio se solicitará que llenen el consentimiento informado.

Riesgos y Beneficios: No existe probabilidad de algún riesgo que pueda alterar su estado de salud o su recuperación. Así mismo el beneficio que usted tendrá será mayor pues se espera que con los hallazgos encontrados ayuden en la implementación de medidas que mejoren la atención. Finalmente es necesario manifestarle que no habrá remuneración y/o pago de ningún tipo por su participación en este estudio.

Confidencialidad: No se divulgará su identidad en ninguna etapa de la investigación, pues toda la información que Ud. brinde será usada solo con fines estrictos de estudio. En caso este estudio fuese publicado se seguirá salvaguardando su confidencialidad, ya que no se le pedirá en ningún momento sus nombres ni apellidos.

Se pone en conocimiento que Ud. puede decidir retirarse de este estudio en cualquier momento del mismo, sin perjuicio alguno.

Consentimiento

Yo, _____ he leído y comprendido la información anterior y mis preguntas han sido respondidas de manera satisfactoria. He sido informado(a) y entiendo que los datos obtenidos en la investigación pueden ser publicados o difundidos con fines científicos. Convengo en participar en este estudio de investigación. Sé que si presento dudas puedo comunicarme con el investigador.

Firma del participante: _____

Firma del investigador: _____

Fecha: _____

REVOCATORIA DEL CONSENTIMIENTO

Yo, _____
de _____ años de edad, identificado con DNI/CE N.º _____ Revoco el
consentimiento prestado y no deseo proseguir con el estudio **“Variación de la relación señal
ruido por efecto de técnicas en adquisición en paralelo, Lima 2023”** que desarrollará la lic.
Mauricio Prado Cardenas de la Universidad Federico Villarreal.

_____/_____/_____
Fecha

Firma del Participante

ANEXO F: VALIDEZ DEL INSTRUMENTO

Prueba V de Aiken

Preguntas	JUECES				S	V de Aiken	Valor de p*	Resultado
	1	2	3	4				
1. La formulación del problema es adecuada	1	1	1	1	4	0.800	0.010	Valido
2. Los instrumentos facilitaran el logro de los objetivos e investigación.	1	1	1	1	4	0.800	0.010	Valido
3. Los instrumentos están relacionados con la variable de estudio	1	1	1	1	4	0.800	0.010	Valido
4. El número de ítems del instrumento es adecuado	1	1	1	1	4	0.800	0.010	Valido
5. La redacción de los ítems del instrumento es correcta	1	1	1	1	4	0.800	0.010	Valido
6. El diseño del instrumento facilitará el análisis y procesamiento de datos	1	1	1	1	4	0.800	0.010	Valido
7. Eliminaría algún ítem en el instrumento	1	0	0	0	1	0.200	0.050	No Valido
8. Agregaría algún ítem en el instrumento	0	0	0	1	1	0.200	0.050	No Valido
9. El diseño del instrumento será accesible a la población	1	1	1	1	4	0.800	0.010	Valido
10. La redacción es clara, sencilla y precisa	1	1	1	1	4	0.800	0.010	Valido

Se ha considerado lo siguiente:

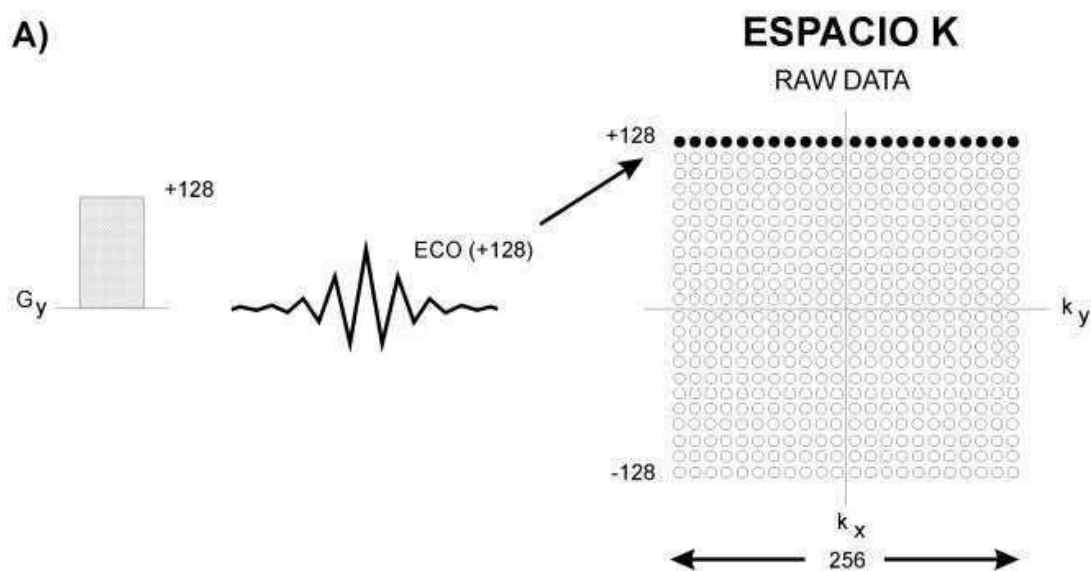
1 (SI) = De acuerdo

0 (NO) = En desacuerdo

ANEXO G: FIGURAS

Figura 1

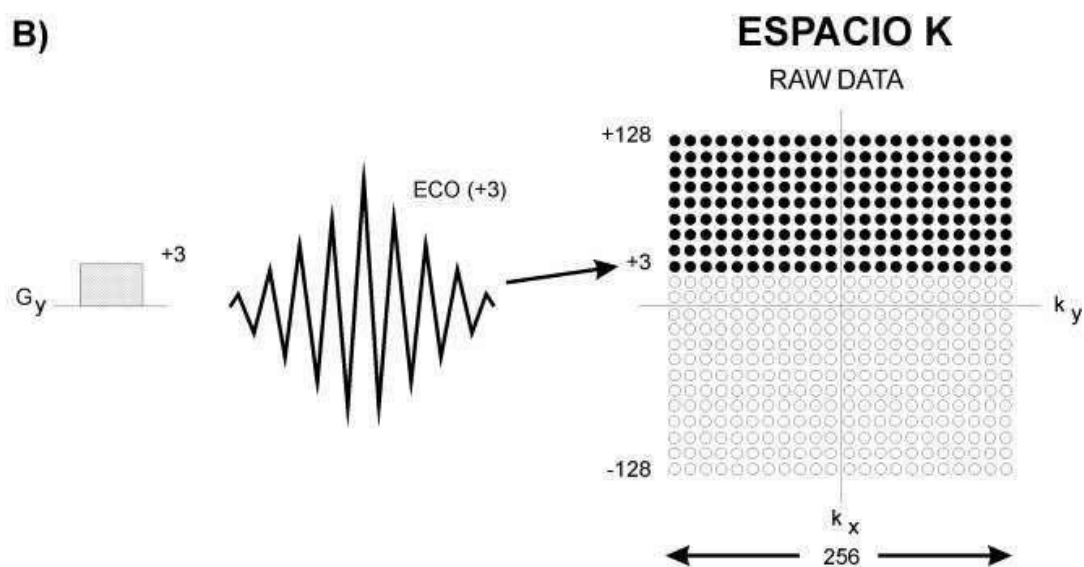
Completando la primera línea del espacio k ($k_y=+128$)



Nota. En el primer TR de la secuencia se aplica el valor $G_y=+128$ en el gradiente de codificación de fase. El primer eco obtenido (ECO $+128$) se digitaliza en 256 valores y se deposita ordenadamente en la línea más externa del espacio K. Tomado de llenado de la primera línea del espacio K, por Gili,2002, Curso de Introducción Biofísica a la Resonancia Magnética.

Figura 2

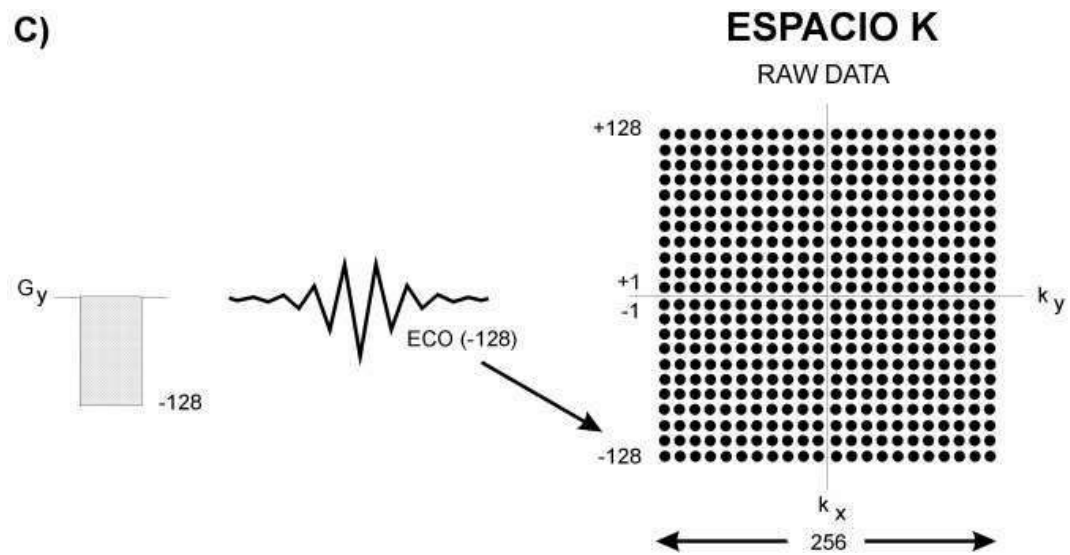
Completando la línea $ky=+3$



Nota. Por cada tiempo de repetición (TR) se va modificando el valor de G_y obteniéndose el eco yllenándose secuencialmente las líneas del espacio K en esta figura se muestra el llenado del espaciok cuando se deposita el ECO $+3$. Tomado de llenado de la línea $ky=+3$, por Gili,2002, Curso de Introducción Biofísica a la Resonancia Magnética.

Figura 3

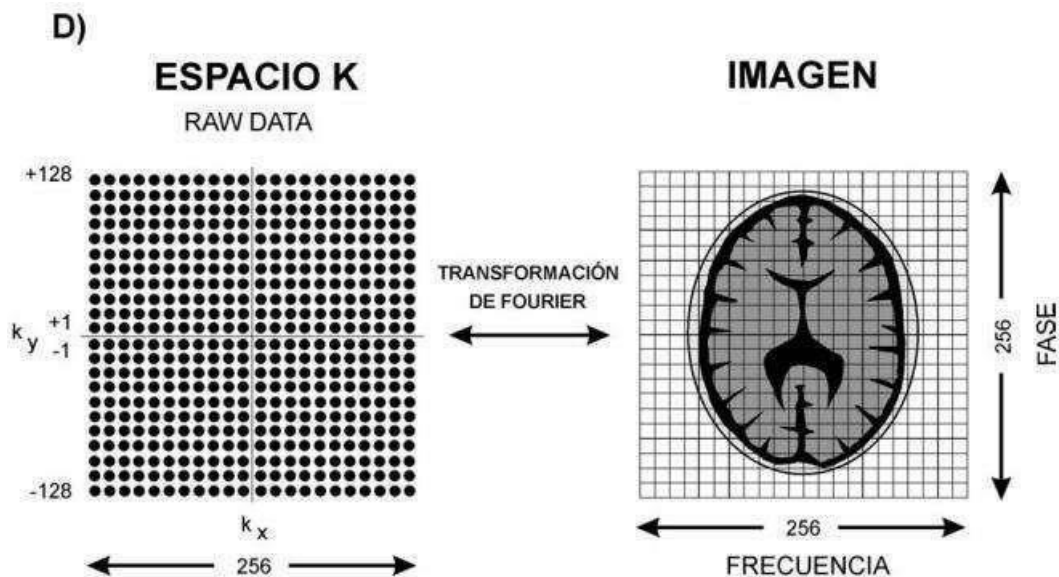
Completando la última línea del espacio k ($k_y = -128$)



Nota. La obtención de datos finaliza cuando se llena el espacio k . Tomado de llenado de la última línea del espacio K ($k_y = -128$), por Gili, 2002, Curso de Introducción Biofísica a la Resonancia Magnética.

Figura 4

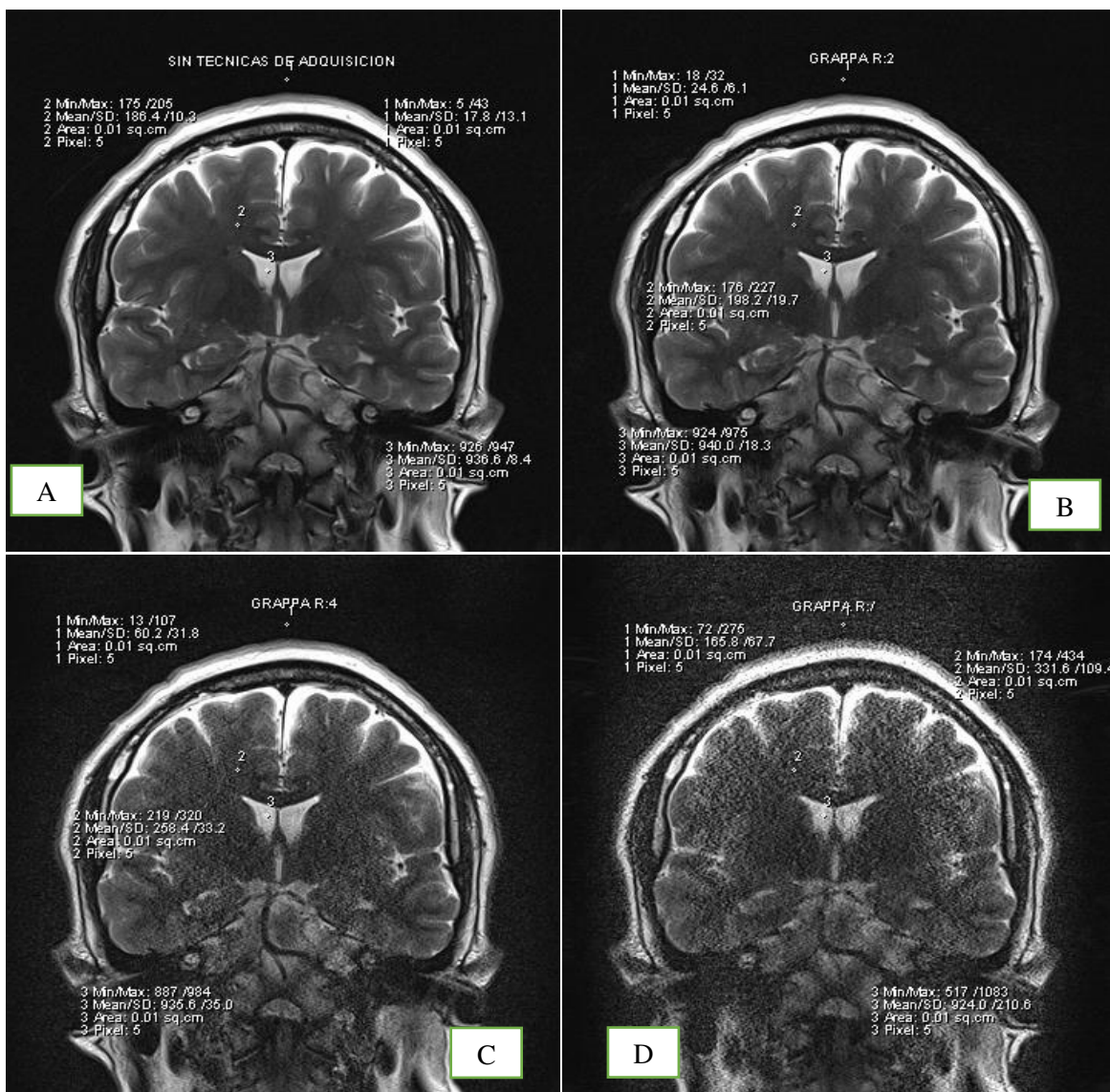
Correspondencia ESPACIO K – IMAGEN



Nota. Al completar de llenar el espacio K, contiene un conjunto de valores que generan los RAW DATA de la imagen. Tomando estos valores y aplicando la transformada de Fourier que convierte el espacio k en imagen y viceversa Tomado de equivalencia ESPACIO K, por Gili,2002, Curso de Introducción Biofísica a la Resonancia Magnética.

ANEXO H.1

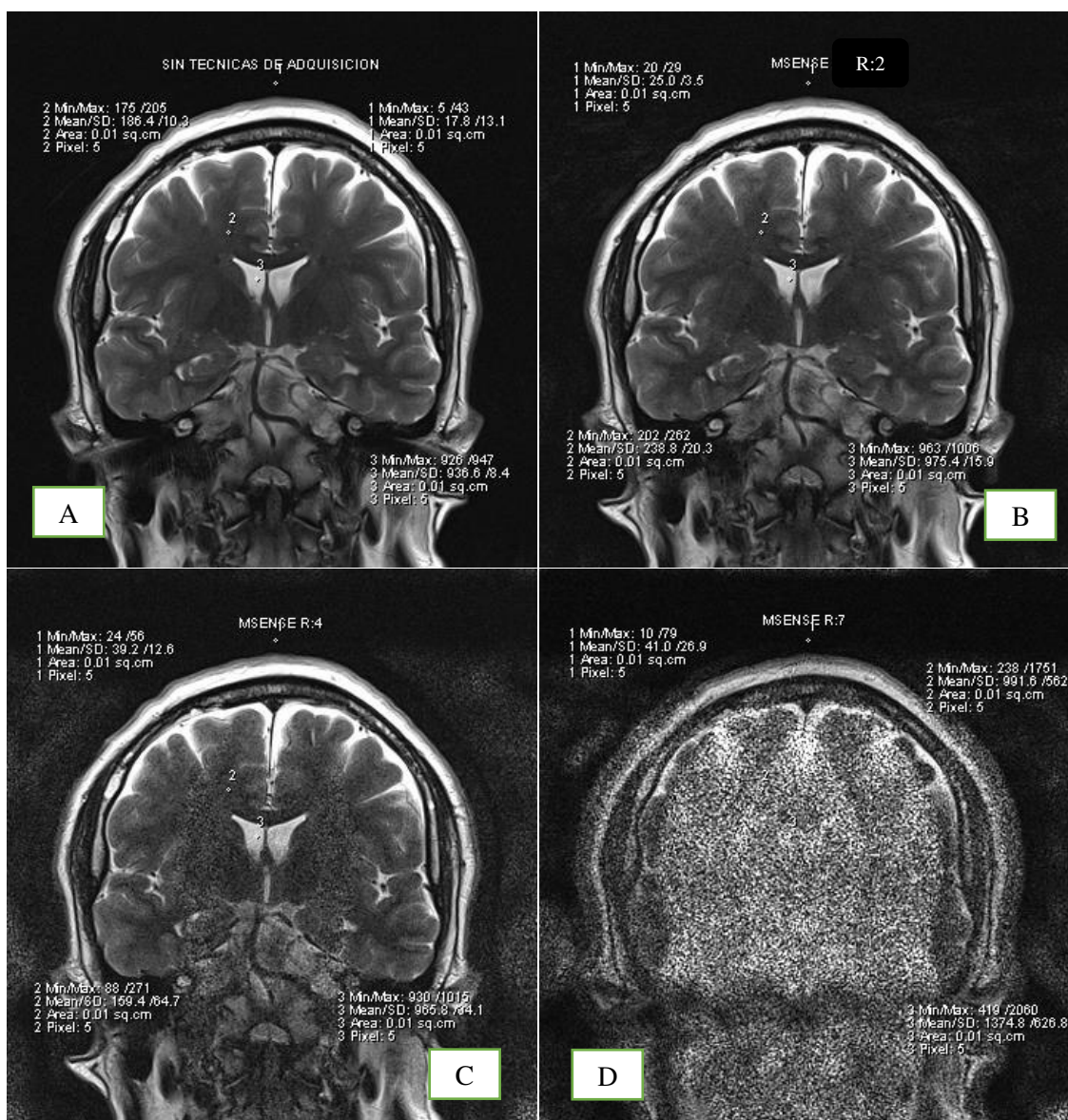
IMAGEN EN GRAPPA CON SUS DIFERENTES FACTORES DE ACELERACION (R:2, R4 y R:7)



Nota: Se muestra en la imagen A la técnica de adquisición normal sin usar ninguna técnica de adquisición en paralelo, luego se muestran las imágenes con técnicas de adquisición GRAPPA (B, C y D) y sus factores de aceleración (R:2, R:4 y R7) respectivamente; con sus ROI en los medios de aire, sustancia blanca y líquido.

ANEXO H.2

IMAGEN EN MSENSE CON SUS DIFERENTES FACTORES DE ACCELERACION (R:2, R:4 y R:7)



Nota: Se muestra en la imagen A la técnica de adquisición normal sin usar ninguna técnica de adquisición en paralelo, luego se muestran las imágenes con técnicas de adquisición MSENSE (B, C y D) y sus factores de aceleración (R:2, R:4 y R7) respectivamente; con sus ROI en los medios de aire, sustancia blanca y líquido.