



UNIVERSIDAD MAYOR

Facultad de Medicina

Escuela de Tecnología Médica

“Estandarización de Protocolos de Tomografía Computarizada de Cerebro en Pacientes Pediátricos, basado en la disminución de Dosis y la mantención de la Calidad de la Imagen”

Trabajo de Investigación para optar al
Título Profesional de Tecnólogo Médico en
Radiología y Física Médica

**Alumnas: Loreto Andrea Goye Appelgren
Andrea Paz Vásquez Martínez**

Tutor: T.M. Felipe Allende Núñez

Santiago

Chile

2014

“Estandarización de Protocolos de Tomografía Computarizada de Cerebro en Pacientes Pediátricos, basado en la disminución de Dosis y la mantención de la Calidad de la Imagen”

Nota Final Trabajo de Investigación: _____

Fecha Defensa Oral Trabajo de Investigación: _____

T.M. Felipe Allende Nuñez

Profesor Tutor

T.M. Daniel Pizarro Ruiz

Profesor Revisor

T.M. Pablo del Río López

Profesor Revisor

Representante

Escuela de Tecnología Médica

Dedicatoria

Nos gustaría expresar nuestro más sincero agradecimiento a todas las personas que han hecho posible la realización y finalización de este gran trabajo de investigación.

En especial queremos agradecer a nuestro Tutor, el Tecnólogo Médico Felipe Allende por habernos confiado este importante proyecto. Destacamos su dedicación, orientación, motivación y paciencia durante todo el largo trayecto de investigación.

Indistintamente, agradecemos de corazón a nuestros padres, hermanos y hermanas, por su comprensión, paciencia y por darnos el apoyo que necesitábamos en cada momento importante de nuestra vida universitaria.

También queremos dar las gracias a nuestras parejas, por darnos apoyo incondicional en los momentos más difíciles, por la paciencia y el ánimo brindado.

A todos ustedes está dedicado el presente proyecto de investigación, muchas gracias.

Loreto Andrea Goye Appelgren

Andrea Paz Vásquez Martínez

Noviembre, 2014

INDICE

	Página
1.- Resumen	7
2.- Introducción	8
3.- Hipótesis	23
4.- Objetivos	23
5.- Materiales y Métodos	24
6.- Resultados	30
7.- Discusión	45
8.- Conclusión	49
9.- Anexos	50
10. Referencias Bibliográficas	66

LISTADO DE TABLAS

	Página
Tabla 1: Protocolo Cerebro Equipo Siemens Sensation 16 Secuencial.	27
Tabla 2: Protocolo Cerebro Equipo Siemens Sensation 16 Volumétrico.	27
Tabla 3: Protocolo Cerebro Equipo Siemens Somatom Definition 64 Secuencial.	28
Tabla 4: Protocolo Cerebro Equipo Siemens Somatom Definition 64 Volumétrico.	28
Tabla 5: Cuantificación de Ruido en Protocolos Antiguos.	31
Tabla 6: Cuantificación de Ruido de Protocolos Propuestos.	34
Tabla 7: Comparación de Ruidos de Protocolos Antiguos y Propuestos.	37
Tabla 8: Test de Wilcoxon para Evaluación de Ruido.	38
Tabla 9: Evaluación Encuestas Protocolos Propuestos.	44
Tabla 10: Test de Wilcoxon para Evaluación de Encuesta.	44

LISTADO DE FIGURAS

	Página
Figura 1: Gráfico de Pitch.	15
Figura 2: Gráfico de Cuantificación de Ruido en Protocolos Antiguos de la Clinica Las Condes.	32
Figura 3: Gráfico de Cuantificación de Ruido en tres áreas específicas del cerebro.	33
Figura 4: Gráfico de Cuantificación de Ruido en Protocolos Propuestos de la Clinica Las Condes.	35
Figura 5: Cuantificación de Ruido en las tres áreas específicas del cerebro de los Protocolos Propuestos para la Clínica Las Condes.	36
Figura 6: Comparación de Ruidos entre Protocolos Antiguos y Propuestos.	37
Figura 7: Gráfico de frecuencia para la pregunta N°1 de la evaluación cualitativa.	40
Figura 8: Gráfico de frecuencia para la pregunta N°2 de la evaluación cualitativa.	41
Figura 9: Gráfico de frecuencia para la pregunta N°3 de la evaluación cualitativa.	42
Figura 10: Gráfico de frecuencia pregunta N°4 de la evaluación cualitativa.	43

LISTADO DE ANEXOS

	Página
Anexo 1: Valores de factores K para pacientes Pediátricos y Adultos.	50
Anexo 2: Valores promedio CTDI, DLP y Dosis Efectiva, correspondientes al equipo de CT de 16 y 64 canales de Clínica Las Condes.	50
Anexo 3: Referencia nacional en Reino Unido de dosis para CT en pacientes Pediátricos y la comparación con recomendaciones previas.	51
Anexo 4: Protocolos Antiguos de CT Cerebros Pediátricos y Adultos utilizados en el servicio de escáner de la Clínica Las Condes.	51
Anexo 5: Tabla con datos de exámenes de CT de Cerebros de Adultos y Pediátricos realizados en el CT de Urgencia Siemens Sensation 16.	52
Anexo 6: Tabla de revisión de Protocolos sugeridos de Cerebro Pediátricos.	53
Anexo 7: Instructivo y encuesta para evaluar la calidad de imágenes radiológicas.	54
Anexo 8: Evaluación cuantitativa de Ruido en exámenes de CT de Cerebros Pediátricos con Protocolo Antiguo de la Clínica Las Condes.	56
Anexo 9: Tabla con datos de exámenes de CT Cerebros Adultos realizados con Protocolos Actuales de la Clínica Las Condes	59
Anexo 10: Tabla con datos de exámenes de CT Cerebros Pediátricos realizados con Protocolos Actuales de la Clínica Las Condes.	60
Anexo 11: Evaluación cuantitativa de ruido en exámenes de CT de Cerebros Pediátricos con Protocolo Propuesto de la Clínica Las Condes.	62

1.- RESUMEN

La Tomografía Computarizada se basa en un haz de rayos X finamente colimado que va dirigido hacia el paciente, donde la radiación es atenuada a medida que pasa por los tejidos, para luego llegar a las unidades de detección donde se convierte en una señal. La señal se basa en el coeficiente de atenuación de cada región y es representada en un monitor mediante distintos niveles de grises que darán una imagen final, reconstruida a partir de múltiples proyecciones.

La introducción de los grandes avances en Tomografía Computarizada ha aumentado la utilización en pediatría, así como también la preocupación por los efectos de la radiación. Por esto es importante desarrollar protocolos con bajas dosis, disminuyendo parámetros de adquisición que influyen en la dosis, pero siempre permitiendo que la calidad de imagen se mantenga y sea aceptable.

Se realizó un estudio prospectivo, donde la población a estudiar fueron pacientes pediátricos menores de 15 años a los que se les realizaron exámenes de Tomografía Computarizada de cerebro. Los pacientes pediátricos se subdividieron en cuatro grupos dependiendo de sus edades y se crearon nuevos protocolos, modificando los parámetros de adquisición para cada subgrupo de edad. Se realizaron mediciones de ruido y también se aplicó una encuesta a los Médicos Radiólogos para evaluar la calidad de imagen diagnóstica.

Con los protocolos propuestos fue posible reducir las dosis de los exámenes de Tomografía Computarizada de Cerebro, sin afectar significativamente el Ruido, ni presentar problemas para el diagnóstico a los médicos radiólogos. Esto se ve reflejado estadísticamente en los exámenes de los pacientes menores a 1 año, con la reducción de un 47,58% del CTDI.

2.- INTRODUCCIÓN

Los rayos X fueron descubiertos en 1895 por el científico alemán Wilhelm Conrad Röntgen y corresponden a ondas electromagnéticas con una longitud de onda menor que la luz visible. Se producen en el interior de un tubo al vacío que se encuentra aislado por un blindaje plomado. El tubo está formado básicamente por el cátodo, un filamento incandescente y el ánodo. En el cátodo hay un filamento que emite electrones, los cuales son enfocados para incidir contra el ánodo, en una zona llamada foco, debido a la gran diferencia de potencial aplicada entre ambos, donde gran parte se transforma en calor y otra en fotones. Estas radiaciones ionizantes son ocupadas con fines diagnósticos para entregar imágenes del interior del organismo [1].

Todas las radiaciones ionizantes deben ser consideradas de importancia, ya que pueden dañar el tejido vivo en el cuerpo humano. La interacción de la radiación con las células produce alteraciones en el ADN, ARN y otros componentes biológicos, formando pares de iones y radicales libres que puedan dañar las estructuras celulares. La respuesta de las células del organismo al ser dañadas por la radiación, depende de su radiosensibilidad, que está asociada a la línea celular a la cual pertenecen [2]. “El cuerpo trata de reparar el daño, pero a veces la naturaleza de este no puede ser reparada por ser, o demasiado severa o muy extensa” [3].

Los efectos que producen las radiaciones se pueden clasificar en dos: efectos determinísticos y estocásticos. Los primeros suceden después de un cierto umbral, y es el efecto cuya gravedad depende de la dosis de radiación que se reciba. Bajo el umbral no se observará este efecto. A mayores dosis las lesiones serán más severas, llegando incluso a provocar la muerte. Por otro lado, los efectos estocásticos no se relacionan con un umbral, el daño a la salud se produce por un evento puramente probabilístico, esto significa que, dosis muy pequeñas pueden producir algún efecto biológico. De estos, los más importantes son la aparición de cáncer y las mutaciones genéticas [2,4].

Uno de los principales métodos de diagnóstico por imágenes que utiliza radiaciones ionizantes es la Tomografía Computarizada (CT), que hoy en día es muy solicitada en el área médica.

El CT es una técnica de imágenes que nos da información sobre la estructura interna del organismo, basado en el principio básico que indica que de múltiples proyecciones se puede reconstruir un objeto. Se utiliza un tubo de rayos X desde donde es emitido un haz de fotones, además de un complejo sistema de detectores. En la actualidad, los equipos más utilizados cuentan con un sistema en el que la fuente de rayos X y los detectores están enfrentados entre sí, de forma que tiene un movimiento sincrónico; cuando el conjunto tubo-detectores gira, este realiza un movimiento de rotación alrededor del paciente. Así el haz de fotones es atenuado por los distintos tejidos del paciente, de acuerdo a su densidad y su número atómico, llegando posteriormente a las unidades de detección, donde se transforma en una señal [5]. Pero una sola de estas proyecciones no basta para dar toda la información, se necesita que el conjunto tubo-detectores gire varias veces más para obtener una gran cantidad de proyecciones en distintas direcciones. Para obtener información sobre un segmento, estos datos se procesan y el equipo asigna a cada punto una posición en la imagen y una densidad, medida en Unidades Hounsfield (UH). Estas unidades están relacionadas directamente con los coeficientes de atenuación de cada tejido y se corresponden con un valor específico de cada sustancia usando como referencia el agua. Finalmente se entrega una imagen de la estructura interna del segmento estudiado.

Desde principios de los años 70, el CT ha ido evolucionando significativamente, logrando llegar a una tecnología Helicoidal que consiste en el giro continuo de detectores y tubo de rayos X, en coordinación con el avance de la mesa. El paciente va avanzando mientras el conjunto tubo-detectores hace el movimiento de rotación alrededor del él, por lo que al final se obtendrá un espiral o hélice de información. Este avance ha hecho que los tiempos de escaneos sean cada vez más cortos, además de proveer mejores imágenes de zonas que se ven afectadas por movimientos respiratorios, o por movimientos propios del paciente.

Con el CT Helicoidal se genera un nuevo concepto: el pitch; conocido como el factor de desplazamiento, definido como el cociente entre el avance de la camilla por giro y la colimación utilizada.

Posteriormente surge la idea de utilizar filas de detectores, lo que implica que el haz se ampliará en dirección del eje Z (grosor de corte). Con esto los datos que antes se obtenían en varios giros del tubo de rayos X, ahora pueden ser recolectados en una sola vuelta por las múltiples filas de detectores agregadas, lo que reduce en número total de rotaciones, por lo tanto ofrece mayor cobertura en menos tiempo. Lo anterior es lo que se conoce como CT Multicorte, que ha evolucionado a tal punto que hoy se pueden ver equipos con 128, 256, incluso más filas de detectores [6].

Todos los exámenes de CT están protocolizados, con la finalidad de estandarizar el estudio, que sea específico según la patología, y de lo que se quiere demostrar en el examen. Un protocolo de CT consiste en un conjunto de procedimientos destinados a estandarizar el modo en que se adquiere una serie de imágenes útiles para el diagnóstico clínico, y debe incluir la delimitación de la zona que se va a irradiar, la posición que el paciente debe adoptar para adquirir las imágenes, las indicaciones previas al examen, la cantidad de series incluidas en el examen, el uso o no de contraste endovenoso y una serie de parámetros de adquisición [7].

Un protocolo de CT, tiene que ser capaz de permitir la obtención de imágenes con una buena calidad que permitan el diagnóstico clínico. Los parámetros de los cuales depende la calidad de imagen son: *resolución de contraste*, *resolución espacial*, *ruido de la imagen*, *artefactos* y otros que en este estudio no serán abarcados.

La resolución de contraste se define como la capacidad de resolver como dos entidades separadas a dos objetos que atenúan casi la misma cantidad de fotones de rayos X. Para comprender la idea se debe tener claro el concepto de contraste, que está determinado por la atenuación diferencial, que es definido como la diferencia entre la atenuación de los rayos X, por absorción o por dispersión de los diferentes tejidos, que resulta en diferencias de intensidad que llegan a los detectores [8]. Esta atenuación está determinada por la ley de Lambert-Beer:

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x}$$

Fórmula Nº1

Donde $I(x)$ es la intensidad recibida tras atravesar un objeto finito de grosor x , I_0 es la intensidad de la radiación emitida y μ es el coeficiente de atenuación lineal.

Las propiedades de absorción de cualquier tejido están representadas por el coeficiente de atenuación lineal, que es la suma de tres probabilidades de los mecanismos de interacción con la radiación: el Efecto Fotoeléctrico, la Dispersión Compton y la Producción de Pares.

$$\mu = \tau + \sigma + \kappa$$

Fórmula Nº2

Donde τ es la probabilidad del Efecto Fotoeléctrico, σ representa la probabilidad del Compton y κ es la probabilidad de la Producción de Pares.

Entonces, a cada pixel que tiene un cierto coeficiente de atenuación lineal, se le asigna un número de CT (o también llamado Unidad Hounsfield), que ocupa la siguiente relación:

$$CT\# = \frac{\mu - \mu_{agua}}{\mu_{agua}} \times 1000 HU$$

Fórmula Nº3

Donde μ representa el coeficiente de atenuación lineal para un vóxel dado y μ_{agua} es el coeficiente de atenuación lineal para el agua.

El ruido se considera el factor más limitante de la calidad de imagen en CT y corresponde a la porción de una señal que tiene información pero que no aporta a la imagen diagnóstica, por lo tanto es un factor que degrada la imagen. El ruido está

asociado a la llegada de pocos fotones a los detectores producto de la atenuación del objeto. De acuerdo a lo anterior, esto se ve afectado por varios aspectos, como la *corriente del tubo (mA)*, *kilovoltaje (kV)*, *grosor del corte y tiempo de rotación*. Además de lo anterior, el ruido también se verá afectado por el tamaño de la estructura anatómica, la disminución de tamaño de píxel y el cambio del tamaño de campo (FOV), que se define como el diámetro máximo de la imagen. El ruido aparece como fluctuaciones en el número CT, entonces esto se puede medir seleccionando un área de interés, conocida como ROI, que indica la media y la desviación estándar (SD). La SD indica la magnitud de las fluctuaciones al azar en el número CT y está relacionada con el ruido; por lo tanto a mayor desviación estándar más ruido hay en la imagen [8].

La resolución espacial es la capacidad de resolver como dos estructuras diferentes dos objetos muy próximos entre sí. Los factores que afectan esta resolución son:

- Tamaño de píxel y matriz: El píxel es el elemento más pequeño de una matriz, que corresponde a una red que divide los datos de una imagen en columnas y filas. A cada píxel se le asigna un número CT. Cuando un objeto es más chico que el píxel, su número CT será promediado con los objetos vecinos, por lo tanto, la imagen es menos fidedigna. Con píxeles más pequeños la probabilidad de que pase esto se reduce, por lo tanto a menor tamaño de píxel se incrementa la resolución espacial.
- Field Of View (FOV): Es el tamaño de la región que se somete a estudio, determinado por el área necesaria a cubrir en un examen. Éste es seleccionado por el operador, pudiendo ser cuadrado o rectangular y se relaciona con el tamaño de píxel con la siguiente relación:

$$FOV = \text{TamañoPixel} \times \text{TamañoMatriz}$$

Fórmula Nº4

La elección de un FOV más pequeño incrementa la resolución espacial en la imagen, ya que todo el tamaño de la matriz se utiliza en solo una parte de la imagen, lo que resulta en una disminución del tamaño del píxel.

- **Tamaño del Vóxel:** La matriz de datos es un área cuadrada o rectangular compuesta por filas y columnas de píxeles. Un píxel representa el elemento más pequeño de una imagen bidimensional y cada uno almacena un nivel de gris individual que se ubica según sus coordenadas X e Y. Pero se trabaja con objetos que son tridimensionales, por lo tanto se tienen dimensiones X, Y, Z. Al tener en cuenta el grosor del corte, el vóxel representa un volumen de datos de los pacientes. La profundidad del vóxel está relacionada con el grosor de corte y está asociada con Z. Por lo tanto, vóxeles con las 3 dimensiones similares entregan mejor resolución espacial [9].

Los artefactos corresponden a densidades o estructuras falsas que aparecen en la imagen y que no corresponden a la distribución espacial de lo que se estudia. Se conocen varios artefactos como los de estrella, el de endurecimiento del haz y el de movimiento, entre otros. En primer lugar, el artefacto de estrella es causado por la presencia de algún objeto metálico, dentro o fuera del cuerpo, que entrega imágenes con líneas superpuestas en distintas direcciones. Por otro lado, el artefacto de endurecimiento del haz aparece como una falta de uniformidad en los números CT de un material homogéneo. Esto se produce mayoritariamente cuando se atraviesan estructuras muy densas, como el hueso, donde se encuentran números CT más bajos al centro que en la periferia. Esto se explica porque al pasar por una estructura muy densa, el haz de espectro continuo, se atenúa de forma que se pierden las zonas de baja energía del espectro, dejando avanzar solo los fotones de alta energía, dando como resultado una energía promedio más alta que el incidente. Así, esta energía será menos atenuada por los tejidos [10]. Por último los artefactos de movimiento, son causados por movimientos voluntarios e involuntarios del paciente y aparecen en las imágenes como un sombreado o una borrosidad de las estructuras vistas.

La calidad de imagen en CT, se puede describir en términos de contraste, resolución espacial, ruido de la imagen, y los artefactos, como se explicaron anteriormente. El CT es conocido por tener una muy alta resolución de contraste, no así como la resolución espacial, que es mayor en las radiografías. Pero para ver estructuras de bajo contraste necesitamos niveles de ruido bajos y la manera de limitar el ruido está asociada directamente con los parámetros de adquisición y estos a su vez están en directa relación con la dosis que reciben los pacientes [7].

Entonces para entender cómo afectan los parámetros de adquisición a la calidad de imagen, se deben analizar: *geometría del escaneo, kilovoltaje (kV), corriente del tubo (mA), colimación, longitud de escaneo, velocidad de mesa, pitch y tiempo de rotación de gantry* [7].

La geometría del escaneo se refiere a la distancia entre el punto focal y el isocentro (donde se posiciona la zona a estudiar del paciente). Por la ley del inverso del cuadrado de la distancia, la intensidad de la radiación cambia cuando la distancia entre la fuente de radiación y isocentro varía, por ejemplo si se considera una fuente de rayos X que se encuentra a una distancia del isocentro y se mide la intensidad a una distancia d y luego a otra distancia que es dos veces la anterior, en el primer caso la intensidad es cuatro veces mayor que en el segundo. Entonces cuanto más pequeña es la distancia entre estos dos, mayor será la interacción de la radiación con el paciente y menor ruido tendrá la imagen [7].

La energía del haz de rayos X (kV), está relacionada con la energía de los fotones que salen del tubo de rayos X. El aumento del kilovoltaje aumenta la dosis de radiación, debido al efecto Compton, ya que el haz tiene más energía, y esta se concentra en el isocentro. Así un incremento de éste, eleva significativamente la intensidad de los rayos X que penetran al paciente y que finalmente alcanzan los detectores: por consiguiente se necesitarán, menos mAs para lograr la misma calidad de imagen (el mAs se cambia en la dirección opuesta al cambio de energía de los rayos X, para reducir la dosis de radiación y el ruido en la imagen). Por lo anterior, un kV más elevado no significa necesariamente un aumento de la dosis al paciente, incluso puede permitir que las dosis se reduzcan si se

compensa con el *mAs*. Una reducción en el *kV* reducirá la radiación que sale del paciente, pero una reducción inadecuada puede causar que se aumente la atenuación del tejidos y el ruido en las imágenes [8,11,12].

Normalmente la corriente del tubo se relaciona con el tiempo de rotación y esto es conocido como miliamper por segundo (*mAs*). Una variación del *mAs* tiene directa relación con el ruido de la imagen, lo que puede afectar en el resultado del examen. A mayor *mAs*, menor ruido y mayor dosis por un aumento de exposición del paciente [13].

Con la aparición del CT Helicoidal se tiende a escanear más allá de los límites que se requieren en el examen, se muestrea más de lo necesario, lo que conlleva que el paciente reciba más dosis solo por el hecho de no limitar de manera correcta la cobertura. Esto explica que la dosis que recibe el paciente, no solo depende de los factores de exposición, sino que también del volumen del cuerpo que se escanea. A modo de ejemplo, en el estudio de Fefferman et al.[14] los autores limitan la longitud de escaneo para la visualización de apendicitis por debajo del polo inferior del riñón derecho, con el fin de reducir las dosis.

La colimación y la velocidad de la mesa se relacionan mediante el pitch. Como se dijo anteriormente, este concepto describe la relación entre el desplazamiento de la camilla por rotación del tubo de rayos X y la colimación del haz, expresado en milímetros. En otras palabras, el pitch determina la separación de las espirales de exploración del volumen a estudiar. Se definen así distintos valores de pitch, un factor menor a 1, indica que hay una hélice solapada de los cortes (A); un valor de igual a 1, es indicante de que existe una hélice de la mesa igual a la colimación por cada rotación del tubo (B); y un valor mayor a 1 indica que hay espacios entre las espiral de información (C) [Figura 1].

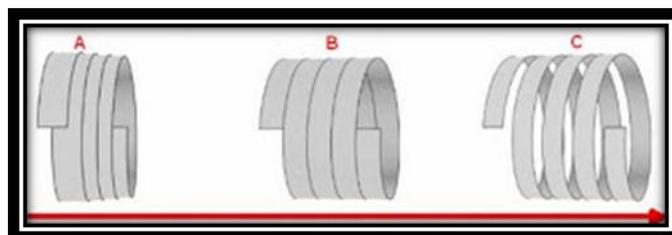


Figura 1: Distintos valores de Pitch.

Si tenemos una colimación dada y aumentamos la velocidad de la mesa, esto resultará en un pitch más alto, lo que se asocia a una dosis menor, ya que el volumen de anatomía se irradia durante un tiempo más corto (el tiempo de exposición se reduce). Así también, si la colimación es más pequeña y la velocidad de la mesa es reducida, se asocia a un tiempo de exposición mayor, lo que resulta en mayor dosis para el paciente; y es por este motivo que la utilización de pitch menores a uno, se reservan solo para exploraciones de estructuras de pequeño tamaño, en las cuales se necesita una alta resolución. El pitch se asocia más que nada a los artefactos, estos son reducidos al utilizar pitch bajos [12,13].

Tiempo de rotación de gantry: Con la tecnología Helicoidal y Multicorte, además de los constantes avances del CT, se han reducido de manera importante los tiempos de exploración en los exámenes, así como también los tiempos de rotación del gantry. Si se disminuye el tiempo de rotación del gantry, se disminuye el tiempo total de la adquisición, y así la exposición a la radiación disminuye, pero esto aumenta el ruido, por lo que los equipos generalmente compensan con aumento de la corriente del tubo para mantener los parámetros de ruido óptimos. Por otro lado, si se utiliza una colimación fina, una gran cantidad de la radiación dirigida a los detectores no va a ser ocupada para la obtención de la imagen, esto es explicado porque existe una colimación post paciente, que va a limitar los rayos X que llegan a los detectores, no utilizando el total de la radiación emitida. Aquí surge el concepto de eficiencia geométrica (EG), definida como la proporción del haz total de rayos X que se utiliza efectivamente para formar una imagen. Si la EG disminuye desde 100% a la mitad (como pasa en el caso de utilizar colimaciones de 1,25 mm), para mantener la misma calidad de imagen, es necesario duplicar la dosis; si esta dosis no es duplicada se tendrá una menor proporción de fotones que efectivamente llegan a los detectores lo que lleva a un aumento de ruido y a una menor calidad de la imagen [7].

Es de suma importancia hacer una selección adecuada de los parámetros de adquisición en un examen. Como se entiende, el hecho de trabajar con parámetros bajos o insuficientes, lleva a un aumento de ruido y en consecuencia a una menor calidad de imagen. Si se trabaja, por el contrario, con parámetros elevados, disminuye el ruido y aumenta la calidad de imagen, pero esto lleva a tener mayor dosis absorbida debido al

número de interacciones con el cuerpo del paciente, lo que puede ser perjudicial para el paciente.

Para poder evaluar las dosis impartidas por la Tomografía Computarizada, se ha establecido una serie de índices. Uno de los más utilizados es el “Índice de Dosis de Tomografía Computarizada” CTDI y se define como “la integral del perfil de dosis de un único corte, a lo largo de una dirección Z paralela al eje de simetría, dividida por el espesor nominal de corte T y corresponde una serie completa de cortes contiguos” [15]. Su unidad de medida es el Gray (Gy) [16].

$$\text{CTDI} = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z).dz$$

Fórmula Nº5

Con la definición de CTDI se pretende ajustar la dosis de un perfil real de radiación en un perfil ideal de forma rectangular, de base de igual espesor T. El valor de dicha magnitud se acercará al valor medio de la dosis a lo largo de esa dirección cuando se realizan muchos cortes contiguos de ese espesor T [15,16].

El índice CTDI_{10cm} se evalúa mediante límites de integración fijos (-5cm a +5cm) [15]. Con estos datos se pretende utilizar la información de la mayoría de las cámaras de ionización de tipo lápiz que poseen una longitud de 10cm, sus valores deben estar expresados en dosis absorbida en aire [15,16].

Las mediciones con las cámaras de ionización de tipo lápiz pueden obtener valores de CTDI_{aire}, que coincide con el CTDI_{10cm} si es que la medida de ambos CTDI se realizan en dicho medio. El valor del CTDI_{aire} se utiliza como un parámetro de entrada para estimar la dosis en órganos y dosis efectivas en pacientes.

Cuando se utilizan fantasmas de Polimetil-Metacrilato para medir el CTDI, la cámara de ionización debe evaluar las zonas del centro y periferia de este, surgiendo de esta manera los valores de CTDI_{10cm C} (centro) y CTDI_{10cm P} (Periferia) que al combinarse se podrá obtener una estimación del “Índice Ponderado de Dosis en Tomografía Computarizada” CTDI_w que se define de la siguiente manera [15,16]:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100(central)} + \frac{2}{3} CTDI_{100(peripheral)}$$

Fórmula Nº 6

Este índice es muy útil para estimar la dosis que entrega el CT, y si ésta es combinada con la longitud que es irradiada en un paciente durante un examen, sirve para obtener el Producto de Dosis por Longitud (DLP), que es muy importante para indicar el riesgo para las diferentes áreas anatómicas que son expuestas a la radiación [15,16].

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L$$

Fórmula Nº 7

El CTDI_{vol} “Índice de Dosis Volumétrica en Tomografía Computarizada” se definirá como el CTDI_w ponderado dividido por el Pitch (avance de la camilla), este índice es utilizado en Tomógrafos Helicoidales y es muy importante para el cálculo de la dosis recibida por el paciente [17].

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch}$$

Fórmula Nº 8

Sin embargo no se deben utilizar ni el CTDIvol, ni su producto derivado DLP para estimar las dosis efectivas o el riesgo potencial de cáncer inducido por radiación en los pacientes, ya que estos índices no toman en cuenta los factores de contextura del paciente, ni sus edades. Es por esto que existen los Factores K [18] [Anexo 1], que se utilizan para convertir el DLP en dosis efectiva. El factor K utilizado es referente a un paciente estándar adulto, que es relativamente delgado para los pacientes de hoy en día, ya que es de masa corporal de 70 kg. Para los pacientes pediátricos ocurre exactamente lo mismo, los factores K se refieren a un niño genérico de esa edad, aunque las dimensiones asignadas a una edad no siempre se correlacionan bien con los tamaños individuales de los pacientes.

Por lo tanto, los modelos de los pacientes utilizados para estimar dosis usando DLP no representan un paciente de dimensiones reales. Entonces la dosis efectiva se define como el producto entre el factor K, que es la dosis efectiva normalizada específica para cada órgano (EDLP) y el DLP que es el producto de dosis por longitud [19]:

$$E = E_{DLP} \cdot DLP$$

Fórmula Nº 9

En conclusión hay que dejar en claro el CTDI no se utiliza para la medición de la dosis, si no que contribuye para lograr una estimación de la dosis efectiva. Estos conceptos son de suma importancia, ya que así se tienen presente los principios fundamentales de la protección radiológica que recomiendan optimizar y justificar las dosis de la radiación.

Actualmente CT ha ido demostrando mejoras en cuanto a calidad de la imagen pero a costa de subir las dosis a los pacientes [20], lo que se contradice con lo que indica la Comisión Internacional sobre Protección Radiológica (ICRP), que recomienda que las magnitudes de dosis individuales sean mantenidas tan bajas como razonablemente sea

posible para minimizar los riesgos al paciente. Lo anterior es conocido como el principio ALARA (As Low As Reasonably Achievable).

En particular, se debe considerar a la población pediátrica como grupo de riesgo, debido a que los niños presentan una probabilidad mayor para desarrollar cáncer inducido por radiación, en comparación con la población adulta. Tal riesgo se explica por la presencia de una mayor población de células sometidas a la división en los diferentes órganos y tejidos en desarrollo [21].

En un estudio estadounidense realizado en el 2001, indica que aproximadamente se realizan 600.000 exámenes de CT de abdomen y cerebro en menores de edad. Se estima que 500 de estos menores podrían morir debido a un cáncer inducido por la radiación. Esto se explica, ya que en la actualidad las dosis han ido aumentando, sin tener en cuenta la radiación que acumula un paciente en su vida [22].

Otro estudio del año 2004 realizado en Suecia ha planteado que la radiación del CT en el cerebro en pacientes pediátricos puede provocar la disminución de la función cognitiva en la etapa adulta. Esto se comprobó, ya que se realizó un seguimiento a los pacientes que habrían sido irradiados en el cerebro cuando eran pequeños y al momento que cumplieron la edad de 18 años se les realizaron pruebas cognitivas (capacidad de aprendizaje, el razonamiento lógico, el reconocimiento espacial) y su asistencia a la escuela secundaria. Los resultados fueron que la proporción de niños que asistieron a la escuela secundaria disminuyó en relación a niños que recibieron dosis crecientes de radiación en el cerebro en comparación con los no expuestos. Una relación dosis-respuesta negativa también fue evidente para las tres pruebas cognitivas relacionadas con la capacidad de aprendizaje y el razonamiento lógico, pero no para la prueba de reconocimiento espacial [23]. Con estos estudios se puede comprobar que las radiaciones afectan en la calidad de vida de los niños, tanto en su salud como en sus capacidades intelectuales.

La radiación tiene un efecto acumulativo, esto quiere decir que cada examen de rayos X contribuye a la exposición de por vida del paciente y por lo tanto aumenta el

riesgo de inducir un cáncer. Según lo recomendado en un estudio de Keith J. Strauss et al, es necesario entonces que no se exponga pacientes pediátricos al CT a menos que la situación lo amerite. Se recomienda utilizar el CT cuando se trata con niños que presenten lesiones graves después de algo repentino, como un accidente automovilístico, ya que se ha demostrado que al utilizarlo disminuye la mortalidad. Pero en otros casos, como pacientes pediátricos con enfermedades crónicas se puede utilizar estrategias tales como ciertas técnicas de Resonancia Magnética, todo con el fin de disminuir la dosis que se va acumulando a lo largo de la vida [24].

Según lo expuesto, se propone este trabajo de investigación basado en los datos obtenidos en la Tesis “Estimación de dosis efectivas entregadas por equipos de Tomografía Computarizada, en una muestra de pacientes chilenos” publicada el año 2013, donde los datos proporcionados por los exámenes de cerebro de pacientes pediátricos de la Clínica Las Condes, revelan que hay un incremento de dosis en las imágenes obtenidas en CT [Anexo 2][25].

El trabajo de investigación que se propone, se basa en valores CTDI_{vol} obtenidos de los últimos estudios de dosis en Europa. Se realizó una revisión en el Reino Unido, en el año 2003 acerca de las dosis en los exámenes de CT, incluyendo doce de los exámenes más comunes realizados tanto en adultos como en niños, tomando en cuenta 126 escáneres a través de todo el país (equipos Helicoidales y Secuenciales). Se utilizaron métodos para el cálculo de dosis, como el CTDI_w, CTDI_{vol}, DLP y dosis efectiva, que actualmente siguen siendo utilizados.

El estudio buscó revelar antecedentes de las prácticas clínicas, aportando datos fidedignos acerca de las dosis utilizadas en el 2003, donde se confirma que todavía existen grandes diferencias entre los distintos escáneres medidos, aunque en términos generales, los pacientes adultos expuestos a los diversos exámenes incluidos, recibieron una menor exposición, entre un 10% y un 40 %, comparado con niveles medidos el año 1991.

En cuanto a valores más específicos: Los valores de CTDI_{vol} para pacientes adultos son similares a los obtenidos en el estudio de 1991 para exámenes de cerebros. En

todos los escáneres estudiados, el CTDIvol entrega valores similares a los obtenidos en los estudios realizados anteriormente en el 2001 en Europa [18].

Los valores de DLP obtenidos fueron inferiores, para Tomografía Secuencial los valores bajaron entre un 70% - 30% y para Tomografía Volumétrica entre un 50% - 10%, en comparación con los valores en el estudio realizado en el año 1991.

Las dosis efectivas para niños de 0 a 1 año de edad, en exámenes de cerebro eran más altas que los adultos, lo que es tremendamente preocupante. Por lo anterior proponemos nuevas iniciativas que vayan en post de la protección de los más pequeños.

Los datos obtenidos para los pacientes pediátricos se resumen en la tabla anexa [Anexo 3], donde se aprecia la comparación entre datos de las encuestas europeas en el 2003 y las realizadas en el 2000 por Shrimpton y Wall, en cuanto a valores de CTDIw, CTDIvol y DLP, para cada uno de los exámenes. Cabe destacar que en este estudio para medir el CTDIvol y el CTDIw, el examen de cerebro se divide en dos partes: Fosa Posterior y Cerebro [18].

Por el estudio resumido anteriormente, es importante implementar protocolos con bajas dosis en CT para cerebros pediátricos siguiendo el principio ALARA, disminuyendo parámetros de adquisición que influyen en la dosis, siempre y cuando la calidad de imagen se mantenga y sea aceptable.

3.- HIPÓTESIS

La estandarización de parámetros de adquisición en protocolos de Tomografía Computarizada de cerebros pediátricos permite disminuir la dosis manteniendo la calidad de la imagen diagnóstica.

4.- OBJETIVOS

4.1.- OBJETIVO GENERAL

Establecer protocolos de Tomografía Computarizada de cerebro pediátrico, variando los parámetros de adquisición de modo que permita disminuir la dosis sin afectar la calidad de la imagen diagnóstica.

4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1.- Comparar la calidad de las imágenes obtenidas usando el protocolo antiguo de Tomografía Computarizada de Cerebro y el protocolo propuesto, en base a una medición cuantitativa del ruido, tanto en pacientes adultos como pediátricos de la Clínica las Condes.

2.- Efectuar una encuesta a los Médicos Radiólogos para obtener una medición cualitativa de la calidad de la imagen en los exámenes realizados con el protocolo propuesto.

3.- Correlacionar parámetros de adquisición, dosis y calidad de imagen del protocolo de Tomografía Computarizada de cerebros pediátricos utilizado actualmente en la Clínica Las Condes y el protocolo propuesto.

4.- Implementar el nuevo protocolo de Tomografía Computarizada en los dos equipos del servicio de escáner de la Clínica Las Condes.

5.- MATERIALES Y MÉTODOS

En el siguiente estudio prospectivo se utilizaron los dos equipos de Tomografía Computarizada, que están en funcionamiento en el área de radiología en la Clínica las Condes, Santiago:

- CT Siemens Sensation 16 canales
- CT Siemens Somatom Definition AS 64 cortes

La población estudiada incluyó pacientes pediátricos menores a 15 años que se presentaron en el servicio de escáner de la Clínica Las Condes para realizarse una Tomografía Computarizada de cerebro, sin descartar ninguna patología específica. El periodo de la recolección de datos fue desde Marzo a Julio del año 2014.

Los pacientes pediátricos se dividieron en subgrupos según las edades de estos:

- Menores de 1 años
- Entre 1 -5 años
- Entre 5 – 10 años
- Entre 10-15 años

A cada uno de estos subgrupos se le asignó un protocolo específico en cada equipo de CT, con parámetros fijos de exposición adecuados a cada grupo de edad que fueron determinados basándose en las recomendaciones de la European Guidelines. Estos parámetros al modificarse en los equipos, nos dieron el CTDI acorde al protocolo Europeo en el que nos basamos, obteniendo técnicas diferentes para cada uno de los equipos.

5.1 Análisis de protocolos antiguos de CT de cerebros pediátricos

Se observaron los protocolos antiguos con los que trabaja la Clínica Las Condes, apreciando que no existían subdivisiones por edad para realizar los exámenes de cerebros en pacientes pediátricos, existiendo solamente dos divisiones, las cuales eran Secuenciales y Volumétricas [Anexo 4].

Además, se realizó una revisión los exámenes obtenidos entre el 01/05/2014 y el 23/05/2014, considerando sólo las exploraciones de cerebro realizadas en el CT Siemens Sensation 16 canales de la Clínica, abarcando exámenes de adultos y niños de todas las edades [Anexo 5].

5.2 Evaluación cuantitativa de ruido en protocolos antiguos

A cada examen se le evaluó la cantidad de ruido que presentó, que es un indicador cuantitativo de la calidad de la imagen. El Ruido de la imagen se evaluó mediante el uso de la desviación estándar de los números de CT en regiones de interés ovalados (ROI's) de aproximadamente 100 mm^2 (1 cm^2), en las series de imágenes obtenidas.

Primero se seleccionaron exámenes de cerebro de pacientes pediátricos anónimos realizados en el año 2012 para luego clasificarlos según los subgrupos de edades. Se tomó en cuenta la fecha de nacimiento del paciente, la fecha en que se realizó el examen, el Escaner que se utilizó y tipo de ingreso. Luego de tener todos los datos obtenidos, se solicitaron las imágenes de cada examen para poder realizar las mediciones de ruido. Se verificaron que las series de imágenes debían estar reconstruidas de un grosor de corte de 3mm; los que tenían un grosor de corte menor fueron reconstruidos al valor que se requería, y los de mayor grosor de corte fueron excluidos.

Con el programa Osirix [26] se visualizaron cada una de las series, primero se seleccionó el corte más adecuado que nos permitió ver tanto la sustancia gris como la sustancia blanca y los núcleos basales. Esta selección de corte se efectuó dibujando tres ROI's circulares de 100 mm^2 , el primero de ellos ubicado en los Núcleos Caudados, el segundo en un sitio donde se visualizara de mejor forma la Sustancia Gris y el último en la

Sustancia Blanca. Esto fue realizado en base al estudio de Wintermark y cols.[27]., que también realizó estudios de medición de ruido en estas tres áreas del cerebro.

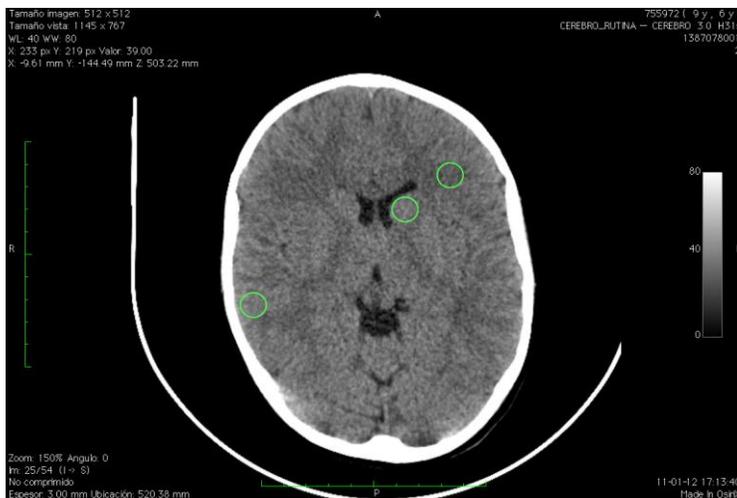
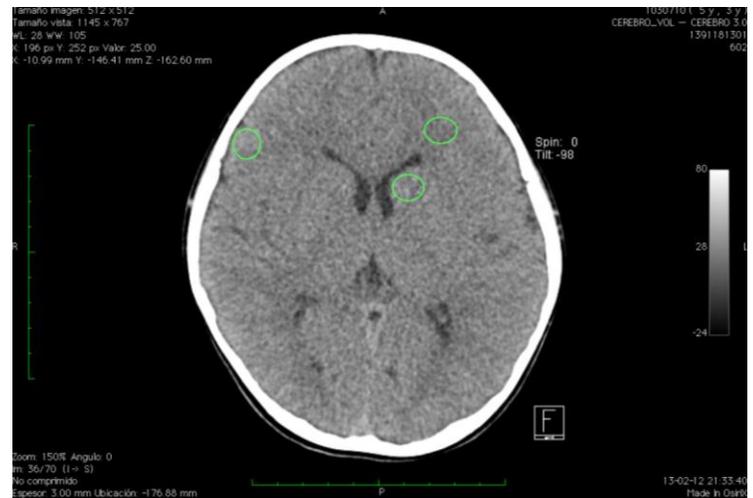
Luego de obtener estos datos se realizó un promedio de los tres ROI's de cada paciente obteniendo un promedio general de Ruido.

En la siguiente imagen se observa el lugar donde se posicionaron los ROI's en cada uno de los exámenes.

Menor de 1 año



Entre 1 a 5 años



Entre 5 y 10 años



Entre 10 y 15 años

5.3 Implementación de protocolos de CT en cerebros pediátricos

Para implementar los protocolos nos basamos en el estudio de Shrimpton et al [18], que hace referencia a una revisión de dosis en Tomografía Computarizada de Reino Unido, en el cual se destaca los valores de CTDIvol, CTDIw y DLP en distintos exámenes de CT.

Se seleccionaron CTDIvol para los distintos subgrupos pediátricos en exámenes de cerebros. Lo que se realizó fue variar los factores de exposición (kV y mAs) para que el equipo nos entregara un CTDIvol equivalente a los valores del estudio nombrado.

Por lo que se implementaron los siguientes protocolos de cerebros pediátricos, los cuales se dividirán en protocolos volumétricos y seccionales para cada subgrupo de edad y equipos correspondientes:

Tabla 1:

Protocolo Cerebro Equipo Siemens Sensation 16 Secuencial					
Subgrupos	mAs	kV	CTDIvol (mGy)	Corte (mm)	Colimación
Menores de 1 año	180	100	23,22	3,0	12x1,5
De 1 a 5 años	180	120	34,56	3,0	12x1,5
De 5 a 10 años	200	120	38,4	3,0	12x1,5
De 10 a 15 años	220	120	42,24	3,0	12x1,5

Tabla 2:

Protocolo Cerebro Equipo Siemens Sensation 16 Volumétrico					
Subgrupos	mAs	kV	CTDIvol (mGy)	Corte (mm)	Colimación
Menores de 1 año	180	100	22,68	2,0	16x1,5
De 1 a 5 años	180	120	34,20	2,0	16x1,5
De 5 a 10 años	200	120	38,00	2,0	16x1,5
De 10 a 15 años	220	120	41,8	2,0	16x1,5

Tabla 3:

Protocolo Cerebro Equipo Siemens Somatom Definition 64 Secuencial					
Subgrupos	mAs	kV	CTDIvol (mGy)	Corte (mm)	Colimación
Menores de 1 año	205	100	23,01	3,0	16x1,2
De 1 a 5 años	185	120	34,67	3,0	16x1,2
De 5 a 10 años	205	120	38,42	3,0	16x1,2
De 10 a 15 años	225	120	42,16	3,0	16x1,2

Tabla 4:

Protocolo Cerebro Equipo Siemens Somatom Definition 64 Volumétrico					
Subgrupos	mAs	kV	CTDIvol (mGy)	Corte (mm)	Colimación
Menores de 1 año	217	100	22,12	1,0	64x0,6
De 1 a 5 años	200	120	34,00	1,0	64x0,6
De 5 a 10 años	225	120	38,25	1,0	64x0,6
De 10 a 15 años	245	120	41,6	1,0	64x0,6

5.4 Evaluación cualitativa de la calidad de imagen en protocolos propuestos.

La recolección de datos fue 74 exámenes, abarcando los cuatro subgrupo de edades. A medida que se realizó un examen este fue evaluado por un Médico Radiólogo especialista en Neuro-radiología, al cual se le entregó una encuesta para la evaluación subjetiva de la calidad de la imagen, indicándole valores a cada ítems que fue utilizada por Smith y cols. [28][Anexo 6]. La encuesta consistió en una escala de cinco puntos, en la que la puntuación 1 indica que es inaceptable; la 3, que es normal, pero de diagnóstico, y una puntuación de 5, que el estudio es excelente [Anexo 7]. La graduación se basó en la nitidez de los tejidos, la capacidad de definir estructuras, la posibilidad de distinguir rasgos de fracturas, entre otras. Este sistema de clasificación ha sido utilizado en otros estudios como el de Namasivayam y cols. [29]

6.- RESULTADOS

6.1 Tamaño de muestra

En el presente estudio se alcanzó un número total 126 pacientes: 37 pacientes pediátricos y 15 pacientes adultos para la evaluación de protocolos antiguos de la Clínica Las Condes y 74 pacientes para la evaluación de los protocolos propuestos.

PROTOCOLOS ANTIGUOS	
PACIENTES	N
Menores de 1 año	9
Entre 1 a 5 años	9
Entre 5 a 10 años	11
Entre 10 a 15 años	8
Mayores de 18 años	15
TOTAL	52

PROTOCOLOS PROPUESTOS	
PACIENTES	N
Menores de 1 año	12
Entre 1 a 5 años	18
Entre 5 a 10 años	21
Entre 10 a 15 años	23
TOTAL	74

6.2 Reducción de Dosis

En los dos equipos de CT, el CTDivol se redujo en un 47,58% para los exámenes de CT de cerebro en pacientes pediátricos menores a 1 año. Para los pacientes entre 1 y 5 años de edad la reducción de CTDivol fue de un 19,43%. En los pacientes entre 5 a 10 años la reducción fue de un 9,36% y en el caso de los pacientes de entre 10 y 15 años la reducción fue de 1,42%. Se puede apreciar en general que las reducciones de CTDivol fueron disminuyendo en porcentaje a medida que la edad de los pacientes fue avanzando.

PACIENTES	REDUCCIÓN CTDivol%
Menores de 1 año	47,58
De 1 a 5 años	19,43
De 5 a 10 años	9,36
De 10 a 15 años	1,42

6.3 Cuantificación de ruido de protocolos antiguos.

En la siguiente tabla se resumen los datos obtenidos en la evaluación cuantitativa del ruido en los exámenes realizados con los protocolos antiguos de la Clínica Las Condes. Se puede apreciar que en el subgrupo de menores de un año presentan un ruido menor en comparación con el de los adultos mayores de 18 años. Los datos brutos de esta evaluación se presentan en la Tabla anexa [Anexo 8,9 y 10].

Tabla 5:

CUANTIFICACIÓN DE RUIDO EN PROTOCOLOS ANTIGUOS				
Subgrupos	Media ROI NB	Media ROI SG	Media ROI SB	Media RUIDO
Menores de 1 año	2,608	3,179	2,868	2,885
De 1 a 5 años	4,262	3,614	3,539	3,805
De 5 a 10 años	4,309	4,214	3,777	4,100
De 10 a 15 años	4,758	4,472	4,238	4,489
Mayores de 18 años	5,540	4,920	4,976	5,145

En el siguiente gráfico se puede visualizar de mejor manera que el ruido en los pacientes pediátricos es significativamente menor que en los pacientes adultos.

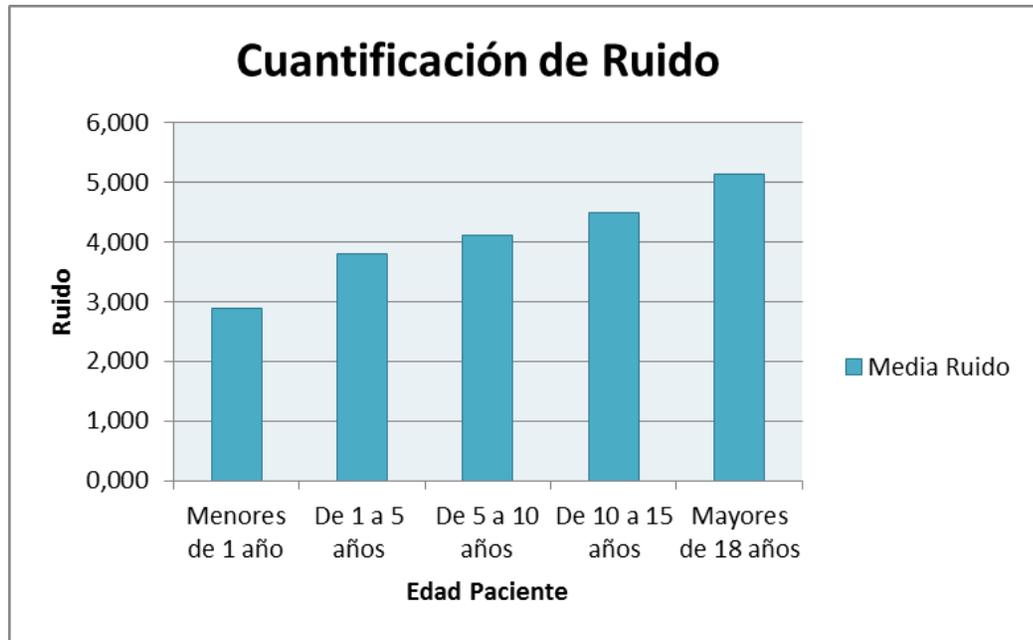


Figura 2: Gráfico de cuantificación de ruido en protocolos antiguos de la Clínica Las Condes.

El siguiente gráfico resume los niveles de ruido de las tres áreas que fueron evaluadas en cada uno de los exámenes de cerebro: Nucleos Basales, Sustancia Gris y Sustancia Blanca.

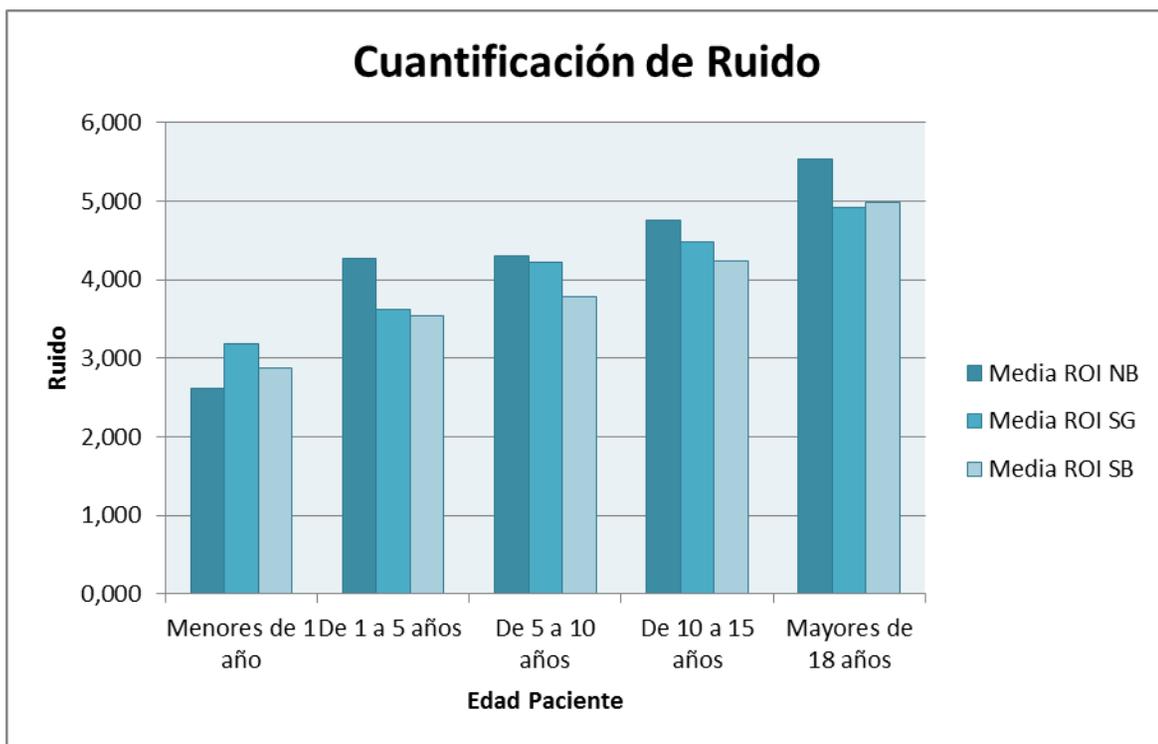


Figura 3: Gráfico de cuantificación de ruido en tres áreas específicas del cerebro.

6.4 Cuantificación de ruido de protocolos propuestos.

En la siguiente tabla se resumen los datos obtenidos en la evaluación cuantitativa del ruido en los exámenes realizados con los protocolos propuestos de la Clínica Las Condes. Se puede apreciar que en el subgrupo de menores de un año presentan un ruido menor en comparación con los pacientes pediátricos entre 10 a 15 años. Los datos brutos de esta evaluación se presentan en la tabla anexa [Anexo 11].

Tabla 6:

CUANTIFICACIÓN DE RUIDO EN PROTOCOLOS PROPUESTOS				
Subgrupos	Media ROI NB	Media ROI SG	Media ROI SB	Media RUIDO
Menores de 1 año	3,370	3,924	3,413	3,569
De 1 a 5 años	4,256	4,277	4,077	4,203
De 5 a 10 años	4,519	4,237	4,038	4,265
De 10 a 15 años	5,129	4,812	4,441	4,794

El siguiente gráfico se puede apreciar de mejor manera que el ruido realizado con protocolo propuesto fue aumentando a medida que la edad de los pacientes pediátricos avanzaba.

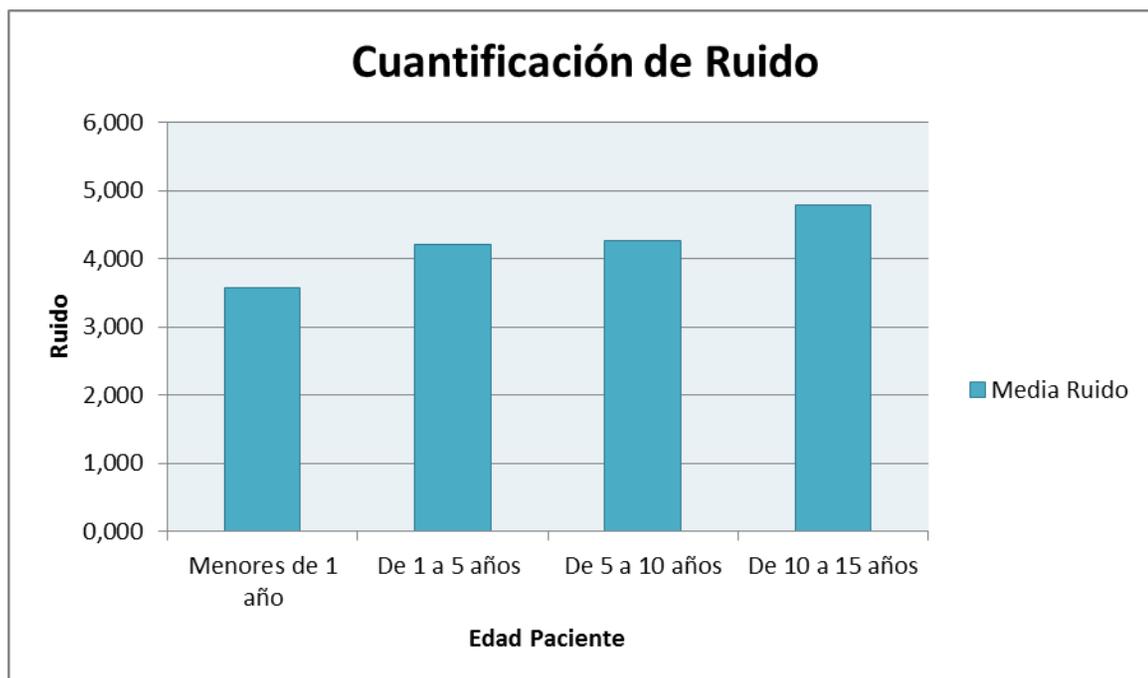


Figura 4: Gráfico de cuantificación de ruido en protocolos propuestos de la Clínica Las Condes.

El siguiente gráfico se resume los niveles de ruido de las tres áreas que fueron evaluadas en cada uno de los exámenes de cerebro pediátricos realizados con los protocolos propuestos: Nucleos Basales, Sustancia Gris y Sustancia Blanca.

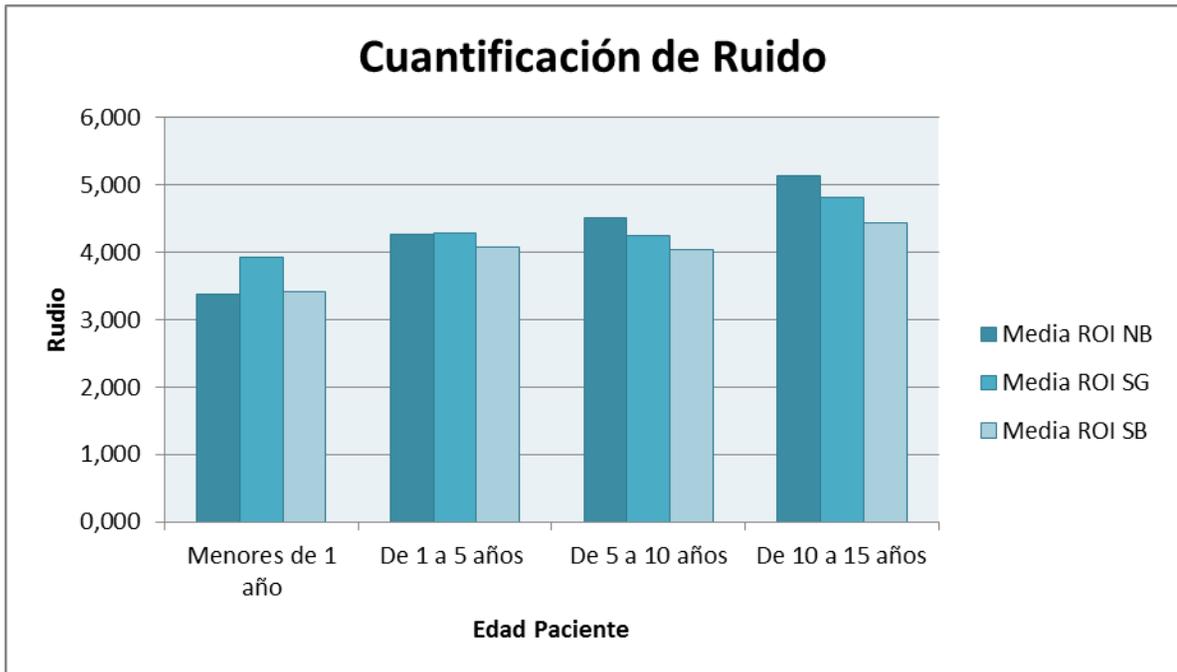


Figura 5: Cuantificación de ruido en las tres áreas específicas del cerebro de los protocolos propuestos para la Clínica Las Condes.

6.5 Comparación de ruido de protocolos antiguos y protocolos propuestos.

Se realizó la comparación de ruidos entre los dos protocolos y se apreciaron los siguientes resultados: En la tabla y gráfico se puede observar que los ruidos en el protocolo propuesto aumentaron en cada uno de los subgrupos, en comparación con el protocolo antiguo.

Tabla 7:

COMPARACIÓN RUIDOS DE PROTOCOLOS		
Subgrupos	RUIDO PROT. ANTIGUO	RUIDO PROT. PROPUESTO
Menores de 1 año	2,885	3,569
De 1 a 5 años	3,805	4,203
De 5 a 10 años	4,100	4,265
De 10 a 15 años	4,489	4,794

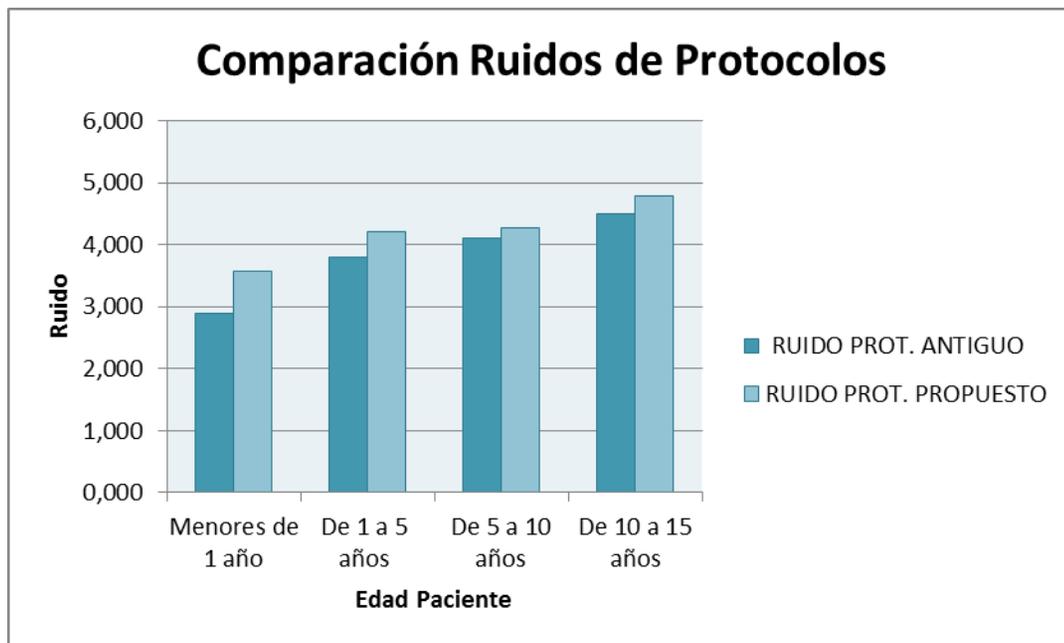


Figura 6: Comparación de Ruidos entre Protocolos Antiguos y Propuestos.

6.6 Calidad de imagen objetiva.

El análisis objetivo de la calidad de imagen, que se realizó con la medición de ruido en cada examen, fue evaluado estadísticamente, a través del test de Wilcoxon y prueba de Kolmogorov-Smirnov, dando un P valor > 0,05, por lo que esto nos indica que al comparar los ruidos actuales con los propuestos no existen cambios significativos.

Tabla 8 :

TEST	PROMEDIO RUIDO
U de Mann-Whitney	1812,500
W de Wilcoxon	3190,500
Z	-,553
Sig. asintót. (bilateral)	,580

6.7 Evaluación de encuestas de protocolos propuestos.

En los siguientes gráficos circulares se resumen los datos obtenidos en la evaluación cualitativa, realizada a través de las encuestas hechas a los médicos radiólogos. Se evaluó la frecuencia de los puntajes obtenidos por cada pregunta, en todos los subgrupos.

I.- Grado de aceptabilidad diagnóstica.

- 1.- Inaceptable, estructuras no definidas.
- 2.- Calidad severamente limitada, se puede observar mínimas evidencias de algunas estructuras.
- 3.- Aceptable, pero limitado por poca resolución de bordes de estructuras.
- 4.- Buena calidad de imagen con mínima falta de resolución.
- 5.- Estructuras claramente definidas, excelente calidad de imagen.

En la primera pregunta de la encuesta que se refería al grado de aceptabilidad diagnóstica de la imagen, se destaca que la respuesta con más aprobación fue la número 4 con un 50% de aprobación, que indica que la imagen es de buena calidad con una mínima falta de resolución. Cabe destacar que la segunda respuesta más aceptada fue la número 5 con un 38% de aprobación.

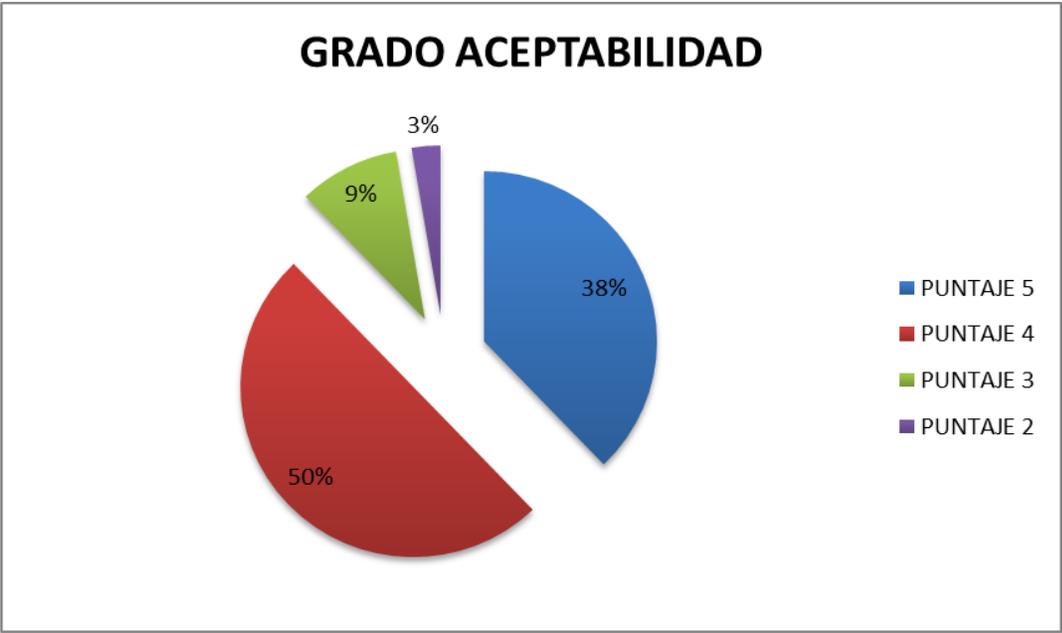


Figura 7: Gráfico de frecuencia para la pregunta N°1 de la evaluación cualitativa realizada a los médicos radiólogos para la valorización de la calidad de imagen.

II.- Grado de diferenciación de materia gris/blanca y ganglios basales.

- 1.- Imposible de diferenciar.
- 2.- Sustancia Gris y Blanca apenas diferenciable, inadecuado para la interpretación.
- 3.- Sustancia Gris y Blanca visible, posibilita la derivación de información clínica.
- 4.- Sustancia Gris y Blanca visible en buena calidad con leve pérdida de definición.
- 5.- Sustancia Gris y Blanca bien diferenciada con buena definición de márgenes.

En la segunda pregunta de la encuesta que hace referencia al grado de diferenciación entre Materia gris/blanca y los ganglios basales, la respuesta con más aprobación fue la respuesta número 5 con un 50%. Además podemos destacar que la segunda respuesta con mayor aprobación fue la numero 4 con un 38%.

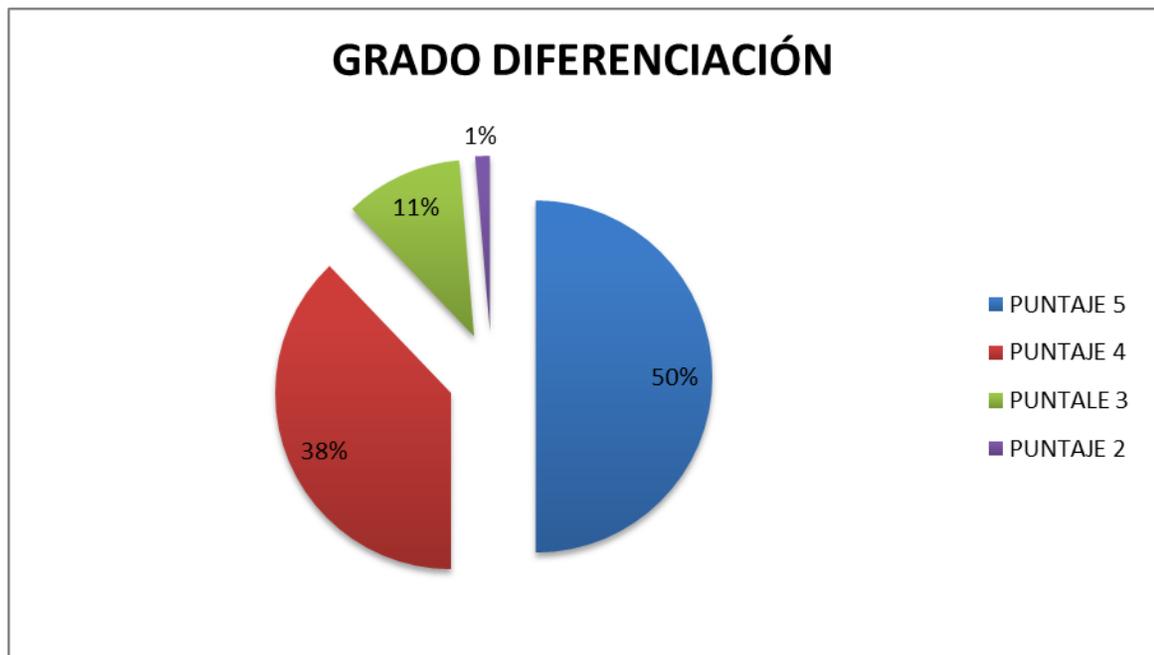


Figura 8: Gráfico de frecuencia para la pregunta N°2 de la evaluación cualitativa realizada a los médicos radiólogos para la valorización de la calidad de imagen.

III.- Grado de visibilidad del puente.

- 1.- No visible.
- 2.- Visible, pero imposible de obtener información imagenológica relevante.
- 3.- Visible en forma incompleta, grandes defectos presentes.
- 4.- Visible con definición para informar anomalías, pero no completamente definido.
- 5.- Bien visualizado, las patologías pueden verse en forma adecuada.

En la pregunta de grado de visibilidad del puente la respuesta con mayor aprobación fue la número 4 con 65% de aceptabilidad que hace referencia a que es visible para informar anomalías en el puente y la segunda con mayor aprobación es la número 5 con un 22% de aceptabilidad.

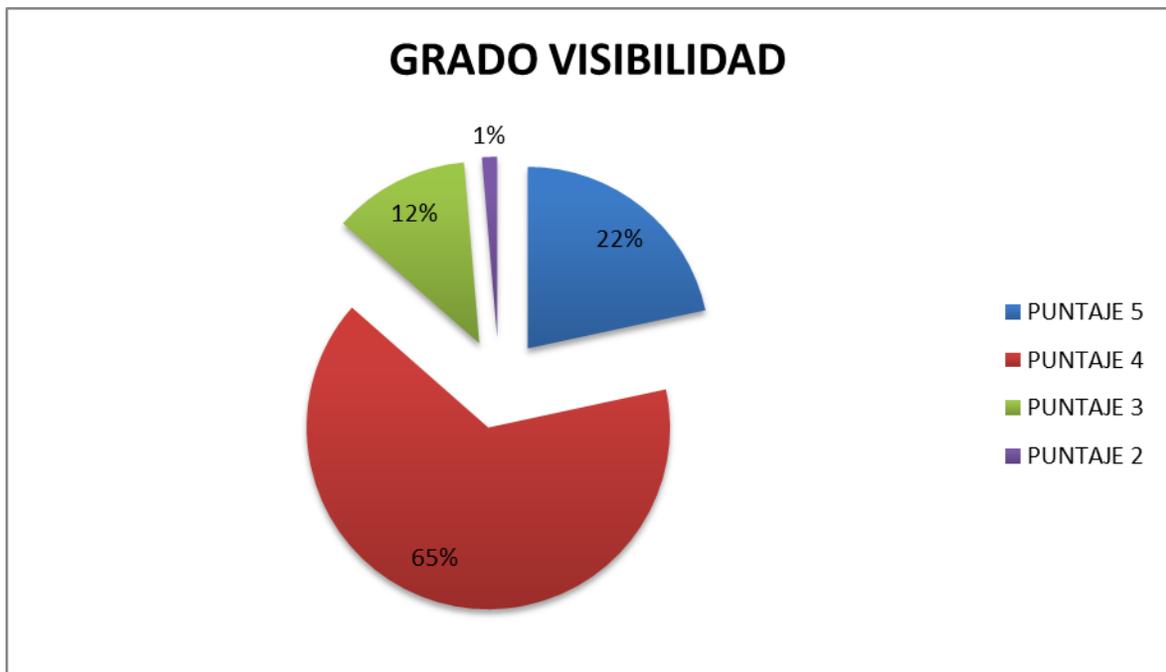


Figura 9: Gráfico de frecuencia para la pregunta N°3 de la evaluación cualitativa realizada a los médicos radiólogos para la valorización de la calidad de imagen.

IV.- Grado de definición del hueso cortical.

- 1.- Imposible de interpretar.
- 2.- Visible pero con amplios sectores defectuosos presentes, imposible de definir.
- 3.- Visibilidad mejorada, pueden visualizarse fracturas mínimamente desplazadas.
- 4.- Se define la mayoría de las lesiones, pero bordes y rasgos más sutiles no están bien definidos.
- 5.- Buena visualización de cualquier rasgo de fractura, fracturas se ven bien definidas.

En la pregunta del grado de definición del hueso cortical podemos destacar que la pregunta que mayor aprobación tuvo por los radiólogos fue la número 5 con un 74% de aceptabilidad, la segunda respuesta con mayor aprobación fue la número 4 con un 22%.

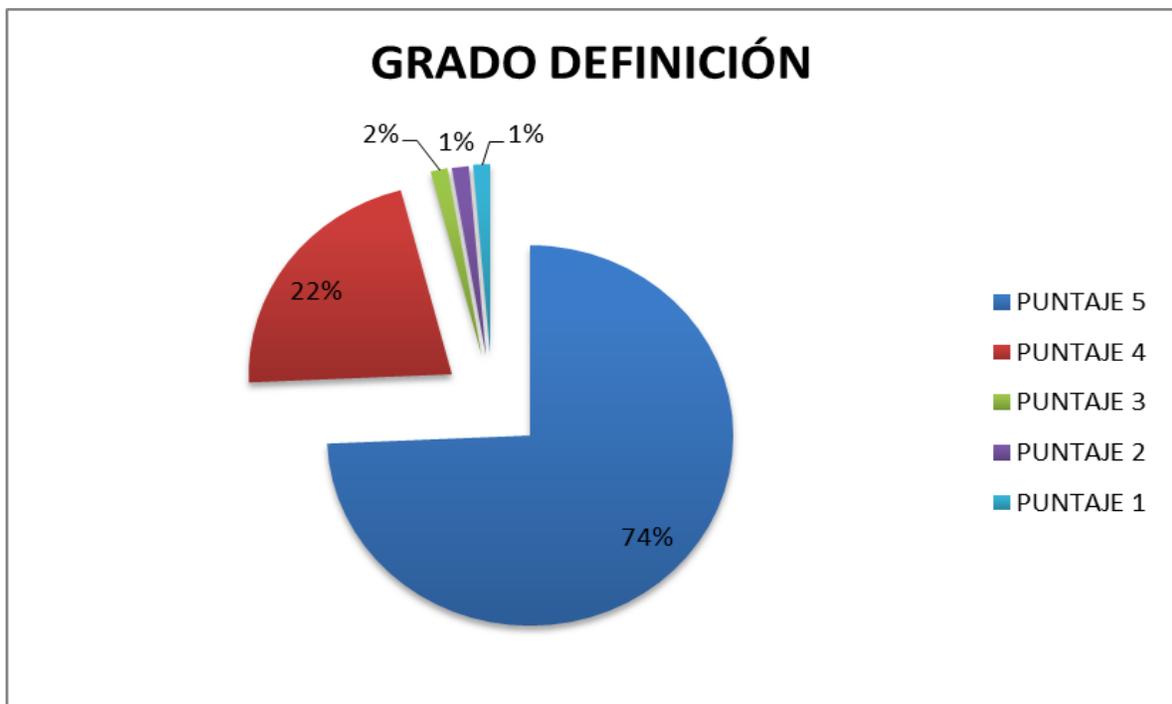


Figura 10: Gráfico de frecuencia pregunta N°4 de la evaluación cualitativa realizada a los médicos radiólogos para la valorización de la calidad de imagen.

En la siguiente tabla podemos apreciar el promedio de cada pregunta en base a sus respuestas y la desviación estándar de cada una de ellas.

Tabla 9 :

EVALUACIÓN ENCUESTAS PROTOCOLOS PROPUESTOS						
SUBGRUPOS	GRADO ACEPTABILIDAD	GRADO DIFERENCIACIÓN	GRADO VISIBILIDAD	GRADO DEFINICIÓN	PROMEDIO	SUMA
Menores de 1 año	3,333 ± 0,2	3,667 ± 0,04	3,667 ± 0,04	4,333 ± 0,29	3,750	15,000
De 1 a 5 años	4,556 ± 0,04	4,611 ± 0,01	4,444 ± 0,09	4,944 ± 0,15	4,638	18,555
De 5 a 10 años	4,381 ± 0,02	4,381 ± 0,02	4,048 ± 0,09	4,524 ± 0,09	4,333	17,334
De 10 a 15 años	4,304 ± 0,04	4,522 ± 0,06	4,000 ± 0,36	4,739 ± 0,17	4,391	17,565

6.8 Calidad de imagen subjetiva

El análisis subjetivo de la calidad de imagen, que se realizó con la evaluación de la encuesta a los médicos radiólogos, fue evaluado estadísticamente a través del test de Wilcoxon y prueba de Kolmogorov-Smirnov, dando un P valor < 0,05 , indicando que existe una diferencia significativa entre el valor esperado, que fue de 17, el cual esta en base a una investigación anterior que plantea una estudio similar [28], y el promedio obtenido en las encuestas.

Tabla 10:

TEST	PUNTAJE OBTENIDO
U de Mann-Whitney	2146,000
W de Wilcoxon	4921,000
Z	-2,636
Sig. asintót. (bilateral)	,008

7.- DISCUSIÓN

Todo examen que conlleve la utilización de radiación ionizante debe estar apropiadamente justificado y optimizado, de manera que se permita obtener una imagen de calidad diagnóstica, pero con la impartición de la mínima dosis al paciente. En este contexto, es responsabilidad de tecnólogos y médicos el velar porque esto se cumpla.

Si bien es cierto que la tomografía computarizada ha hecho avances a pasos agigantados, en cuanto a la tecnología utilizada y su aplicación, por otro lado, estos progresos han llevado consigo el hecho de aumentar las dosis de radiación a los pacientes. Además, debemos tener en cuenta que actualmente los exámenes de CT, son uno de los procedimientos que más entregan dosis individuales [30]. Por esto es imprescindible cuidar que las dosis sean apropiadas, observando siempre que el beneficio para el paciente sea un diagnóstico preciso.

Los resultados de nuestro estudio indican que fue posible reducir las dosis, cambiando los parámetros establecidos en la Clínica Las Condes, obteniendo un porcentaje amplio de reducción de CTDI como es el caso de los pacientes menores de un año, con un valor de 47,58% (en comparación con el CTDI entregado por el protocolo volumétrico actual). Esto es muy importante, ya que como anteriormente destacamos, a esta edad los daños producidos por la radiación pueden ser más significativos.

En los pacientes del subgrupo entre 10 y 15 años hubo una disminución del CTDI de 1,42%, lo que en términos generales no aparenta ser una disminución significativa, pero esto se justifica debido a que estos pacientes, por sus dimensiones craneales y textura corporales son considerados como adultos.

Como hemos mencionado antes, para reducir las dosis en los exámenes de CT el ajuste de los parámetros de adquisición es fundamental, los cuales deben ser optimizados de acuerdo a los equipos, y a la nuevas tecnologías que surgen cada día; cuidando siempre que la calidad de imagen sea óptima para el diagnóstico. Con lo anterior, inevitablemente surge la complicación de que no es posible bajar los parámetros de adquisición sin alterar la relación señal/ruido de las imágenes. Entonces si modificamos los protocolos, es

necesario controlar que los niveles de ruidos de los exámenes de cerebro de los pacientes pediátricos no aumenten de manera excesiva.

Los índices de ruido en los exámenes de CT de cerebro de pacientes pediátricos realizados con los protocolos antiguos, resultaron ser menores que los adultos, de hecho los pacientes menores de 1 año de edad presentan casi la mitad de ruido en comparación con adultos. Esto implica, que posiblemente los menores estaban siendo irradiados con dosis similares a las de los adultos, no regulando de manera óptima los parámetros de adquisición de acuerdo a cada paciente. Esto es tremendamente preocupante, ya que tiene que existir un adecuado cuidado por parte de los tecnólogos médicos, al tratar con pacientes que están en pleno desarrollo, dado que los niños son potencialmente más susceptibles a los efectos de la radiación.

En cuanto a la recopilación de 23 días en el mes de mayo del 2014 de los exámenes en el escáner de urgencias de la Clínica Las Condes se encontró un total de 37 exámenes de cerebro, los cuales 27 correspondían a adultos y 10 a niños. En cuanto a los niños, sólo 2 de las exploraciones revelaron un CTD_{ivol} que corresponde con lo que se recomienda internacionalmente, y los restantes tenían valores elevados por sobre lo que se espera. Incluso, se observa que casi todas las exploraciones de los pacientes pediátricos indican un CTD_{ivol} y DLP similar a la de los adultos. Por otra parte la mayoría los exámenes fueron hechos con aproximadamente 250 *mAs*, lo que se traduce en que los parámetros de adquisición no eran adaptados a las diferentes edades y contexturas de los pacientes más pequeños.

Al evaluar el ruido de los protocolos antiguos y los propuestos, se realizó una comparación descriptiva demostrando que al utilizar el protocolo propuesto, el ruido efectivamente aumentó, pero al evaluarlo estadísticamente, se demostró que este aumento no fue significativo. Según lo expuesto anteriormente, este aumento en el ruido se explica debido a la disminución de los parámetros de adquisición (*mA* y *kV*).

Así como es muy importante disminuir las dosis de radiación, es igualmente importante lograr obtener imágenes finales que sean aceptadas por el grupo de médicos que posteriormente trabajará en el diagnóstico de cada uno de los pacientes. Es por esto

que se evaluó la calidad de las imágenes de manera subjetiva a través de la encuesta, en la cual se destaca que en cada pregunta, las respuestas de los médicos radiólogos en la mayoría de los casos, apuntaba hacia los valores máximos (4 y 5), lo que indica que en general la calidad de las imágenes eran aceptadas diagnósticamente. Además, el promedio del puntaje obtenido de entre todas las encuestas fue de 17,32; lo que consideramos bastante elevado, tomando en cuenta que el valor esperado era de 17. Este valor, fue obtenido en base a una investigación que también pretendía disminuir las dosis manteniendo la calidad de las imágenes [28]. Al evaluar la encuesta estadísticamente, con el test de Wilcoxon, se evidencia que el cambio fue significativo, ya que este test no se ajusta al valor promedio, si no que a las mayores diferencias entre el valor esperado y los valores obtenidos por cada encuesta.

Por otra parte, es importante enfatizar que no recibimos ningún tipo de queja en base a los exámenes realizados con los protocolos propuestos, evidenciando que los cambios que se realizaron en los protocolos fueron bastante acertados y adecuados.

Aunque los exámenes realizados con los protocolos propuestos nos entregaron imágenes con calidad de imagen menor en comparación con los exámenes realizados con el protocolo actual, los médicos calificaron las imágenes con diagnóstico aceptable, correlacionándose con los resultados estadísticos que obtuvimos al medir los ruidos de cada examen, reflejando en un incremento moderado del ruido. Los resultados obtenidos coinciden con los de un estudio anterior realizado por Smith y cols [28], que utilizó técnicas de modulación de dosis para exámenes de CT de neurología para reducir las dosis, obteniendo como resultado exámenes con bajas dosis y con calidad de imagen aceptable.

En este estudio existieron limitaciones, como en todos los trabajos de investigación. En primer lugar fue imposible adquirir simultáneamente exámenes con el protocolo actual y el protocolo propuesto para posteriormente compararlos, ya que trabajamos con radiaciones ionizantes y no podemos someter a un mismo paciente a dos exposiciones seguidas. El hecho de tener exámenes de un paciente realizados con los dos

protocolos hubiese sido lo ideal para poder comparar de mejor manera los hallazgos patológicos, el ruido y la calidad de la imagen en sí.

La segunda limitación con la cual nos encontramos fue que al ingresar los protocolos propuestos a los dos equipos de CT, estandarizados en los cuatro grupos diferentes de edades, nos encontramos que no todos los tecnólogos médicos realizaban los exámenes con estos nuevos protocolos. Es por esto que resultó más difícil llegar al número de muestra indicada inicialmente. De 122 exámenes realizados a pacientes pediátricos entre los meses de mayo a julio del año 2014, sólo 74 exámenes fueron realizados con los protocolos propuestos, los demás exámenes se realizaron con los protocolos antiguos pediátricos e incluso algunos con protocolos de cerebros para pacientes adultos, los cuales poseen parámetros de dosis mayores que no son justificados con fundamentos válidos. Esto es un tema muy preocupante, ya que estos protocolos estaban establecidos en los equipos y fueron informados en el servicio de radiología para que fuesen utilizados al realizar los exámenes de cerebro de los pacientes pediátricos.

Los principios de la protección radiológica deben ser aplicados y realizados por cada profesional en su lugar de trabajo, ya que todos los trabajadores en el área de radiología tenemos los conocimientos de los efectos que producen las radiaciones ionizantes sobre los pacientes más pequeños, los cuales son los más importantes en nuestra sociedad, ya que están recién creciendo, desarrollándose y educando; y tenemos la responsabilidad de velar por su cuidado y seguridad.

Con todos los resultados explicados anteriormente, se puede concluir que con los protocolos propuestos fue posible reducir las dosis de los exámenes de CT de cerebro, sin afectar significativamente el ruido, ni presentar problemas para el diagnóstico a los médicos radiólogos.

8.- CONCLUSIONES

El tema de las dosis en CT es bastante controversial, y creemos que se debería promover un debate por parte de los profesionales de la salud que trabajan con pacientes pediátricos, a través de reuniones donde se cree conciencia sobre este tema y donde se puedan expresar ideas para tratarlo.

La optimización de la dosis de radiación CT es un tema que debe ser abordado por todo el equipo médico, para lograr exámenes de calidad que entreguen un beneficio al paciente, un diagnóstico fiel. Por lo tanto, se debe hacer una revisión periódica para asegurar que la calidad de imagen y las dosis se correspondan de manera adecuada.

Algunas recomendaciones que se podrían realizar serían que en cada servicio de radiología del país existiera un encargado de la protección radiológica del lugar, el cual tendría la obligación de asegurarse que se estén cumpliendo todos los principios que este tema implica, tanto para la seguridad de los pacientes que acuden al servicio de salud, como para el operador potencialmente expuesto (POE). Otra recomendación que se podría implementar es que este mismo encargado de protección, efectuara una supervisión mensual de los equipos, y de los protocolos utilizados, de manera que se asegure que se realicen los exámenes con las dosis adecuadas a cada paciente según su edad.

Al trabajar juntos en el tema de protección radiológica podemos realizar exámenes con una calidad diagnóstica óptima junto con disminuir las dosis tan bajo como sea posible.

En conclusión, recomendamos el uso de protocolos de CT de cerebros dirigidos a los diferentes grupos de edades en pacientes pediátricos, ya que la utilización de estos permite una reducción significativa de las dosis aplicadas a los pacientes, mientras la calidad de imagen se mantiene.

9.- ANEXOS

Anexo 1: Valores de factores K para pacientes pediátricos y adultos [18].

Region of body	Effective dose per DLP (mSv (mGy cm)^{-1}) by age				
	0 y old ^a	1 y old ^a	5 y old ^a	10 y old ^a	Adult ^b
Head & neck	0.013	0.0085	0.0057	0.0042	0.0031
Head	0.011	0.0067	0.0040	0.0032	0.0021
Neck	0.017	0.012	0.011	0.0079	0.0059
Chest	0.039	0.026	0.018	0.013	0.014
Abdomen & pelvis	0.049	0.030	0.020	0.015	0.015
Trunk	0.044	0.028	0.019	0.014	0.015

Notes:

^aAll data normalised to CTDI_w measured in the 16 cm diameter CT dosimetry phantom.

^bData for the head & neck regions normalised to CTDI_w in the 16 cm diameter CT dosimetry phantom; data for other regions normalised to CTDI_w in the 32 cm diameter CT dosimetry phantom.

Anexo 2: Valores promedio CTDI, DLP y Dosis Efectiva, correspondientes al equipo de CT de 16 y 64 canales de Clínica Las Condes [25].

Equipo Siemens Sensation 16 Canales

Procedimiento	Edad	Valores CTDI	Valores DLP	Valores dosis Efectiva (mSv)
Cerebro simple	< 1 años	31.65	454	4.994
	< 5 años	38.96	719	4.821
	< 10 años	48.37	792	3.166
	< 15 años	46.81	779	2.438
	Adultos	50.55	860	1.808

Equipo Siemens Somatom Definition 64 Canales

Procedimiento	Edad	Valores CTDI	Valores DLP	Valores dosis Efectiva (mSv)
Cerebro sin contraste	< 1 años	22.82	400	4.45
	< 5 años	31.83	541	2.96
	< 10 años	31.95	536	2.14
	< 15 años	36.67	634	2.02
	Adultos	35.80	622	1.30

Anexo 3: Referencia nacional en Reino Unido de dosis para CT en pacientes pediátricos (revisión 2003) y la comparación con recomendaciones previas (revisión 2000) [18].

Examination (clinical indication)	Region	National reference doses				
		CTDI _w (mGy) ^{a, b}		CTDI _{vol} (mGy) ^a		DLP (mGy cm) ^a
		UK 2003 ^c	Europe 2000 ^d	UK 2003 ^c	UK 2003 ^c	Europe 2000 ^d
Chest (detection of malignancy): 0-1 y old	Whole exam	23	20	12	200	200
Chest (detection of malignancy): 5 y old	Whole exam	20	30	13	230	400
Chest (detection of malignancy): 10 y old	Whole exam	26	30	20	370	600
Head (trauma including non-accidental injury): 0-1 y old	Post Fossa	35	-	35	-	-
	Cerebrum	30	-	30	-	-
	Whole exam	-	40	-	270	300 ^e
Head (trauma including non-accidental injury): 5y old	Post Fossa	50	-	50	-	-
	Cerebrum	45	-	45	-	-
	Whole exam	-	60	-	470	600 ^e
Head (trauma including non-accidental injury): 10 y old	Post Fossa	65	-	65	-	-
	Cerebrum	50	-	50	-	-
	Whole exam	-	70	-	620	750 ^e

Notes:

^aCalculated values of CTDI_w, CTDI_{vol} and DLP for CT on children relate to the 16 cm diameter CT dosimetry phantom.

^bValues of CTDI_w are included here primarily for comparison with historical data, since this dose descriptor has in practice been superseded as a (primary) reference dose quantity by CTDI_{vol}.

^cBased on rounded third quartile values observed in the present survey for standard examination protocols, including only *Routine* sequences, for all scanners.

^dShrimpton and Wall (2000).

^eDLP values from *Europe 2000* for head examinations refer to single phase procedures (with or without contrast).

Anexo 4: Protocolos Antiguos de CT Cerebros Pediátricos y Adultos utilizados en el servicio de escáner de la Clínica Las Condes.

Protocolo Cerebro Equipo Siemens Somatom Definition 64 Canales					
Exámenes	mAs	kV	CTDI _{vol} (mGy)	Corte (mm)	Colimación
Cerebro Urgencia Niño	220	120	42,24	3,0	12x1,5
Cerebro Volumétrico Niño	200	120	42,20	1,0	16x0,75
Cerebro Rutina Niño	250	120	46,85	3,0	16x1,2
Cerebro Secuencial Urgencia Adulto	250	120	47,95	3,0	12x1,5

Anexo 5: Tabla con datos de exámenes de CT de Cerebros de Adultos y Pediátricos realizados en el CT de Urgencia Siemens Sensation 16.

Paciente	Edad	kV	mAs	CTDIvol	DLP
1	5	120	253	48,67	788
2	5	120	250	48,1	779
3	5	120	197	37,92	546
4	6	120	220	42,43	687
5	11	120	216	41,57	748
6	12	120	252	47,23	765
7	13	120	252	48,53	786
8	13	120	250	48,24	781
9	13	120	252	48,53	786
10	15	120	254	48,82	791
11	17	120	252	48,53	874
12	18	120	250	48,24	868
13	20	120	243	44,2	840
14	20	120	244	46,94	760
15	21	120	246	47,23	850
16	22	120	248	47,66	772
17	22	120	243	46,8	758
18	27	120	243	46,8	758
19	30	120	244	46,94	845
20	30	120	246	47,23	765
21	33	120	250	46,66	863
22	34	120	250	48,24	868
23	34	120	247	47,52	855
24	34	120	250	47,81	774
25	37	120	250	47,95	777
26	38	120	243	46,66	672
27	40	120	252	48,53	786
28	40	120	245	47,09	848
29	40	120	253	48,67	788
30	44	120	245	47,09	932
31	47	120	250	48,1	866
32	50	120	255	48,96	793
33	55	120	253	48,67	876
34	58	120	250	55,94	957
35	66	120	252	48,53	786
36	71	120	254	48,82	791
37	74	120	252	48,38	871

Anexo 6: Tabla de revisión de protocolos sugeridos de Cerebro Pediátricos[28].

GRADO	ACEPTABILIDAD DIAGNÓSTICA	DIFERENCIACIÓN DE MATERIA GRIS/BLANCA Y GANGLIOS BASALES	VISIBILIDAD DEL PUENTE	DEFINICIÓN DEL HUESO CORTICAL
1	INACEPTABLE, ESTRUCTURAS NO DEFINIDAS	IMPOSIBLE DE DIFERENCIAR	NO VISIBLE	IMPOSIBLE DE INTERPRETAR
2	CALIDAD SEVERAMENTE LIMITADA, SE PUEDE OBSERVAR MINIMAS EVIDENCIAS DE ALGUNAS ESTRUCTURAS	SUSTANCIA GRIS Y BLANCA APENAS DIFERENCIABLE, INADECUADO PARA LA INTERPRETACIÓN.	VISIBLE PERO IMPOSIBLE DE OBTENER INFORMACIÓN IMAGENOLÓGICA RELEVANTE	VISIBLE PERO CON AMPLIOS SECTORES DEFECTUOSOS PRESENTES, IMPOSIBLE DE DEFINIR.
3	ACEPTABLE PERO LIMITADO POR POCA RESOLUCIÓN DE BORDES DE ESTRUCTURAS	SUSTANCIA GRIS Y BLANCA VISIBLE, POSIBILITA LA DERIVACIÓN DE INFORMACIÓN CLÍNICA	VISIBLE EN FORMA INCOMPLETA, GRANDES DEFECTOS PRESENTES	VISIBILIDAD MEJORADA, FRACTURAS MÍNIMAMENTE DESPLAZADAS PUEDEN VERSE
4	BUENA CALIDAD DE IMAGEN CON MÍNIMA FALTA DE RESOLUCIÓN.	SUSTANCIA GRIS Y BLANCA VISIBLE EN BUENA CALIDAD CON LEVE PERDIDA DE DEFINICIÓN	VISIBLE CON DEFINICIÓN PARA INFORMAR ANORMALIDADES PERO NO COMPLETAMENTE BIEN DEFINIDO	SE DEFINEN LA MAYORÍA DE LAS LESIONES, PERO BORDES Y RASGOS MÁS SUTILES NO ESTAN BIEN DEFINIDOS
5	ESTRUCTURAS CLARAMENTE DEFINIDAS, EXCELENTE CALIDAD DE IMAGEN.	SUSTANCIA GRIS Y BLANCA BIEN DIFERENCIADA CON BUENA DEFINICIÓN DE MÁRGENES	BIEN VISUALIZADO, LAS PATOLOGÍAS PUEDEN VERSE EN FORMA ADECUADA.	BUENA VISUALIZACIÓN DE CUALQUIER RASGO DE FRACTURA, FRACTURAS SE VEN BIEN DEFINIDAS

Anexo 7: Instructivo y encuesta para evaluar la calidad de imágenes radiológicas.

**INSTRUCTIVO ENCUESTA PARA TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA CEREBROS
PEDIÁTRICOS.**

Se pide evaluar los siguientes exámenes de cerebros pediátricos por medio de la siguiente encuesta con el fin de disminuir las dosis, manteniendo la calidad de imagen.

Se presentan cuatro preguntas que refieren a la calidad de la imagen y a las posibilidades de observar ciertas estructuras del cerebro.

Cada pregunta cuenta con cinco posibles opciones de visualización de las estructuras, las cuales van del uno al cinco, siendo el número uno la de menor calidad y puntuación, así como el número cinco será la de mayor calidad.

De estas cinco opciones sólo debe elegir una, marcando con una X en el recuadro correspondiente al final de cada pregunta.

ENCUESTA EXAMEN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA CEREBROS

PEDIÁTRICOS

Nombre Radiólogo:	
Fecha:	
Nombre Paciente:	
Iniciales Paciente:	
Edad Paciente:	
ID:	

Grado de Aceptabilidad Diagnóstica.	
1	Inaceptable, estructuras no definidas.
2	Calidad severamente limitada, se puede observar mínimas evidencias de algunas estructuras.
3	Aceptable, pero limitado por poca resolución de bordes de estructuras.
4	Buena calidad imagen con mínima falta de resolución.
5	Estructuras claramente definidas, excelente calidad de imagen.

Grado de Diferenciación de Materia Gris/Blanca y Ganglios Basales.	
1	Imposible de diferenciar.
2	Sustancia Gris y Blanca apenas diferenciable, inadecuado para la interpretación.
3	Sustancia Gris y Blanca visible, posibilita la derivación de información clínica.
4	Sustancia Gris y Blanca visible en buena calidad con leve pérdida de definición.
5	Sustancia Gris y Blanca bien diferenciada con buena definición de márgenes.

Grado de Visibilidad del Puente.	
1	No visible.
2	Visible, pero imposible de obtener información imagenológica relevante.
3	Visible en forma incompleta, grandes defectos presentes.
4	Visible con definición para informar anomalías, pero no completamente definido.
5	Bien visualizado, las patologías pueden verse en forma adecuada.

Grado de Definición del Hueso Cortical.	
1	Imposible de interpretar.
2	Visible pero con amplios sectores defectuosos presentes, imposible de definir.
3	Visibilidad mejorada, pueden visualizarse fracturas mínimamente desplazadas.
4	Se define la mayoría de las lesiones, pero bordes y rasgos más sutiles no están bien definidos.
5	Buena visualización de cualquier rasgo de fractura, fracturas se ven bien definidas.

TOTAL PUNTAJE	
----------------------	--

Anexo 8: Evaluación cuantitativa de ruido en exámenes de CT de Cerebros Pediátricos con Protocolo antiguo de la Clínica Las Condes. Las mediciones se realizaron en tres lugares específicos del cerebro: núcleos basales, sustancia gris y blanca.

Pacientes Menores de 1 año

Nº	INICIALES	EDAD	EQUIPO	SECCION	ROI NB	ROI SG	ROI SB	PROMEDIO RUIDO
1	CQ	0M	URGENCIA	17/33	2,179	3,100	1,900	2,393
2	CV	1M	URGENCIA	13/33	2,100	2,900	3,100	2,700
3	UF	1M	URGENCIA	17/33	1,700	1,500	1,900	1,700
4	AF	2M	URGENCIA	15/33	2,535	3,803	3,358	3,232
5	BH	2M	URGENCIA	19/37	3,550	4,334	3,527	3,804
6	WS	2M	URGENCIA	17/37	2,627	2,976	3,377	2,993
7	BH	3M	URGENCIA	14/31	2,855	2,915	2,613	2,794
8	LC	3M	URGENCIA	21/48	3,591	3,614	3,371	3,525
9	GS	4M	URGENCIA	25/43	2,337	3,471	2,670	2,826
PROMEDIOS TOTALES					2,608	3,179	2,868	2,885

Pacientes de 1 a 5 años

Nº	INICIALES	EDAD	EQUIPO	SECCION	ROI NB	ROI SG	ROI SB	PROMEDIO RUIDO
1	BP	1	URGENCIA	16/31	3,725	2,515	2,901	3,047
2	CM	1	URGENCIA	19/42	4,021	3,304	3,144	3,490
3	PV	1	URGENCIA	19/41	4,678	4,146	3,668	4,164
4	CM	3	URGENCIA	23/48	3,248	3,692	2,819	3,253
5	CA	3	URGENCIA	18/44	3,829	2,956	2,863	3,216
6	LS	3	URGENCIA	22/51	3,704	3,312	3,977	3,664
7	LA	3	URGENCIA	36/70	6,696	5,329	5,132	5,719
8	CG	4	URGENCIA	22/54	3,953	4,052	3,676	3,894
9	TM	4	URGENCIA	21/51	4,501	3,216	3,671	3,796
PROMEDIOS TOTALES					4,262	3,614	3,539	3,805

Pacientes de 5 a 10 años

Nº	INICIALES	EDAD	EQUIPO	SECCION	ROI NB	ROI SG	ROI SB	PROMEDIO RUIDO
1	SA	5	URGENCIA	16/31	3,616	3,492	2,806	3,305
2	ST	5	URGENCIA	30/67	4,529	3,716	4,566	4,270
3	CJ	6	URGENCIA	22/54	4,065	5,138	3,823	4,342
4	FH	6	URGENCIA	26/54	4,642	4,934	4,243	4,606
5	UL	6	URGENCIA	22/54	4,721	4,654	3,78	4,385
6	VG	6	URGENCIA	25/54	4,326	3,297	3,855	3,826
7	KL	7	URGENCIA	19/45	3,8	3,589	3,209	3,533
8	MC	7	URGENCIA	23/54	4,644	3,662	3,696	4,001
9	TM	7	URGENCIA	25/54	3,769	3,947	3,278	3,665
10	EP	8	URGENCIA	22/54	4,844	5,64	4,041	4,842
11	MR	8	URGENCIA	25/54	4,443	4,286	4,249	4,326
PROMEDIOS TOTALES					4,309	4,214	3,777	4,100

Pacientes de 10 a 14 años

Nº	INICIALES	EDAD	EQUIPO	SECCION	ROI NB	ROI SG	ROI SB	PROMEDIO RUIDO
1	FS	10	URGENCIA	24/54	4,225	4,364	3,739	4,109
2	AT	11	URGENCIA	27/54	5,765	4,287	4,72	4,924
3	BP	11	URGENCIA	26/51	4,466	5,232	3,832	4,510
4	CB	11	URGENCIA	23/54	5,229	4,629	4,332	4,730
5	BC	12	URGENCIA	23/54	4,986	4,575	4,2345	4,599
6	DV	12	URGENCIA	28/60	4,768	3,609	4,099	4,159
7	CG	14	URGENCIA	27/49	3,757	4,823	3,927	4,169
8	TC	14	URGENCIA	28/60	4,866	4,258	5,024	4,716
PROMEDIOS TOTALES					4,758	4,472	4,238	4,489

Pacientes Mayores de 18 años

Nº	INICIALES	EDAD	EQUIPO	SECCION	ROI NB	ROI SG	ROI SB	PROMEDIO RUIDO
1	ZL	18	URGENCIA	24/51	5,429	4,45	4,992	4,957
2	UF	21	URGENCIA	20/54	5,196	6,015	5,242	5,484
3	MM	24	URGENCIA	23/54	5,603	4,924	4,694	5,074
4	MM	26	URGENCIA	24/54	5,439	4,888	4,906	5,078
5	LC	29	URGENCIA	24/54	6,014	4,539	5,36	5,304
6	MB	30	URGENCIA	23/54	5,179	5,98	4,88	5,346
7	AD	33	URGENCIA	27/54	5,368	4,4411	4,17	4,660
8	RT	36	URGENCIA	22/48	6,296	5,332	5,304	5,644
9	QF	37	URGENCIA	22/54	4,966	4,768	4,35	4,695
10	RG	40	URGENCIA	24/54	5,938	5,221	5,422	5,527
11	FA	42	URGENCIA	24/54	4,977	4,621	4,368	4,655
12	AR	46	URGENCIA	25/54	5,823	5,355	5,11	5,429
13	QM	47	URGENCIA	21/54	6,515	5,088	5,35	5,651
14	GM	48	URGENCIA	23/54	5,274	4,408	5,832	5,171
15	RS	49	URGENCIA	24/54	5,077	3,763	4,664	4,501
PROMEDIOS TOTALES					5,540	4,920	4,976	5,145

Anexo 9: Tabla con datos de exámenes de CT Cerebros Adultos realizados con Protocolos Antiguos de la Clínica Las Condes

Pacientes Mayores de 18 años

Nº	Sigla	Nº ficha	Equipo TAC	Fecha Examen	Tipo Paciente	Fecha de Nacimiento	Edad
1	ZL	807046	TAC URGENCIA	31/01/2012	EMERGENCIA	10/06/1993	18
2	UF	636108	TAC URGENCIA	01/01/2012	EMERGENCIA	10/05/1990	21
3	MM	224491	TAC URGENCIA	01/01/2012	EMERGENCIA	22/08/1987	24
4	MM	1236447	TAC URGENCIA	04/01/2012	EMERGENCIA	05/06/1985	26
5	LC	1034290	TAC URGENCIA	02/01/2012	EMERGENCIA	03/12/1982	29
6	MC	1237162	TAC URGENCIA	26/01/2012	EMERGENCIA	28/11/1981	30
7	AD	32235	TAC URGENCIA	03/02/2012	EMERGENCIA	22/03/1978	33
8	RV	1242588	TAC URGENCIA	05/02/2012	EMERGENCIA	15/06/1975	36
9	QF	1028263	TAC URGENCIA	06/02/2012	EMERGENCIA	08/09/1974	37
10	RG	117382	TAC URGENCIA	15/02/2012	EMERGENCIA	02/09/1971	40
11	FA	508597	TAC URGENCIA	26/01/2012	EMERGENCIA	07/06/1969	42
14	AR	104565	TAC URGENCIA	02/02/2012	EMERGENCIA	09/08/1965	46
13	QM	294681	TAC URGENCIA	29/01/2012	EMERGENCIA	27/03/1964	47
12	GM	748968	TAC URGENCIA	27/01/2012	EMERGENCIA	26/07/1963	48
13	RS	259126	TAC URGENCIA	03/02/2012	EMERGENCIA	25/02/1962	49

Anexo 10: Tabla con datos de exámenes de CT Cerebros Pediátricos realizados con Protocolos Antiguos de la Clínica Las Condes.

Pacientes Menores de 18 años

Nº	Sigla	Nº ficha	Equipo TAC	Fecha Examen	Tipo Paciente	Fecha de Nacimiento	Edad
1	SC	1290080	TAC URGENCIA	06/09/2012	EMERGENCIA	23/08/2012	0M
2	CQ	1252743	TAC URGENCIA	18/04/2012	EMERGENCIA	24/03/2012	0M
3	CV	1269893	TAC URGENCIA	21/07/2012	EMERGENCIA	11/06/2012	1M
4	UF	1277692	TAC URGENCIA	09/09/2012	EMERGENCIA	17/07/2012	1M
5	BA	1256298	TAC URGENCIA	15/06/2012	EMERGENCIA	08/04/2012	2M
6	AF	1282284	TAC URGENCIA	15/10/2012	EMERGENCIA	06/08/2012	2M
8	WS	1260349	TAC URGENCIA	17/07/2012	EMERGENCIA	24/04/2012	2M
9	KT	1273306	TAC URGENCIA	19/09/2012	EMERGENCIA	26/06/2012	2M
10	BH	1267778	TAC URGENCIA	30/08/2012	EMERGENCIA	31/05/2012	3M
11	LC	1262488	TAC URGENCIA	11/08/2012	EMERGENCIA	16/04/2012	3M
12	GS	1257889	TAC URGENCIA	10/08/2012	EMERGENCIA	04/04/2012	4M
13	BP	1144456	TAC URGENCIA	13/01/2012	EMERGENCIA	22/09/2010	1A
14	CM	1121902	TAC URGENCIA	22/09/2011	EMERGENCIA	27/05/2010	1A
15	PV	1150150	TAC URGENCIA	14/01/2012	EMERGENCIA	24/07/2010	1A
16	RA	1090020	TAC URGENCIA	04/02/2012	EMERGENCIA	09/12/2009	2A
17	CA	1052216	TAC URGENCIA	04/02/2012	EMERGENCIA	22/05/2009	3A
18	LS	1035019	TAC URGENCIA	12/01/2012	EMERGENCIA	16/03/2009	3A
19	SB	1024614	TAC URGENCIA	08/01/2012	EMERGENCIA	04/01/2009	3A
20	LA	1030710	TAC URGENCIA	13/02/2012	EMERGENCIA	23/10/2008	3A
21	CM	1056830	TAC URGENCIA	22/01/2012	EMERGENCIA	24/03/2008	3A
22	TM	943976	TAC URGENCIA	05/01/2012	EMERGENCIA	31/10/2007	4A

Nº	Sigla	Nº ficha	Equipo TAC	Fecha Examen	Tipo Paciente	Fecha de Nacimiento	Edad
23	CG	1140782	TAC URGENCIA	13/01/2012	EMERGENCIA	25/07/2007	4A
24	ST	866980	TAC URGENCIA	15/01/2012	EMERGENCIA	24/07/2006	5A
25	SA	1040829	TAC URGENCIA	05/02/2012	EMERGENCIA	16/05/2006	5A
26	FH	853031	TAC URGENCIA	20/01/2012	EMERGENCIA	04/11/2005	6A
27	CJ	805926	TAC URGENCIA	27/01/2012	EMERGENCIA	02/10/2005	6A
28	UL	774427	TAC URGENCIA	01/02/2012	EMERGENCIA	12/04/2005	6A
29	VG	755972	TAC URGENCIA	11/01/2012	EMERGENCIA	13/01/2005	6A
30	KL	758575	TAC URGENCIA	30/01/2012	EMERGENCIA	30/11/2004	7A
31	TM	838843	TAC URGENCIA	17/01/2012	EMERGENCIA	05/10/2004	7A
32	MC	742556	TAC URGENCIA	26/01/2012	EMERGENCIA	06/09/2004	7A
33	EP	920925	TAC URGENCIA	16/01/2012	EMERGENCIA	16/12/2003	8A
34	MR	836903	TAC URGENCIA	05/01/2012	EMERGENCIA	18/09/2003	8A
35	BN	1111389	TAC URGENCIA	22/01/2012	EMERGENCIA	21/12/2001	10A
36	FS	567293	TAC URGENCIA	08/02/2012	EMERGENCIA	07/06/2001	10A
37	FT	1242671	TAC URGENCIA	10/02/2012	AMBULATORIO	19/04/2001	10A
38	AT	644356	TAC URGENCIA	03/01/2012	EMERGENCIA	13/11/2000	11A
39	CB	756628	TAC URGENCIA	05/12/2012	EMERGENCIA	11/06/2001	11A
40	BP	807042	TAC URGENCIA	06/01/2012	EMERGENCIA	04/07/2000	11A
41	BC	508221	TAC URGENCIA	14/02/2012	EMERGENCIA	08/10/1999	12A
42	DV	970944	TAC URGENCIA	25/01/2012	EMERGENCIA	02/09/1999	12A
43	CG	382319	TAC URGENCIA	11/01/2012	AMBULATORIO	28/06/1997	14A
44	TC	540653	TAC URGENCIA	05/01/2012	EMERGENCIA	04/03/1997	14A

Anexo 11: Evaluación cuantitativa de ruido en exámenes de CT de Cerebros Pediátricos con Protocolo Propuesto de la Clínica Las Condes. Las mediciones se realizaron en tres lugares específicos del cerebro: núcleos basales, sustancia gris y blanca.

Pacientes Menores de 1 año

CUANTIFICACIÓN DE RUIDOS PROTOCOLOS PROPUESTOS												
Nº	PACIENTE	FECHA NACIMIENTO	FECHA EXAMEN	ID	EDAD	TAC	MM	SEC	ROI NB	ROI SG	ROI SB	PROM RUIDO
1	SOO	29/06/2013	15/05/2014	1362189	0A 10M	URGENCIA	3MM	14/31	3,157	3,605	3,200	3,321
2	ADS	20/06/2014	26/06/2014	1450890	0A 1M	S18	3MM	14/31	2,922	3,935	3,340	3,399
3	NCU	10/02/2014	23/05/2014	1436639	0A 2M	S18	3MM	14/31	3,027	3,847	4,239	3,704
4	MPG	07/02/2014	10/05/2014	1417169	0A 3M	S18	3MM	20/34	3,012	3,820	2,997	3,276
5	LOS	06/02/2014	13/05/2014	1218199	0A 3M	S18	3MM	23/40	5,821	5,702	4,618	5,380
6	LOS	25/02/2014	14/05/2014	1420548	0A 3M	URGENCIA	3MM	15/31	2,761	3,024	3,095	2,960
7	PCL	13/01/2014	02/06/2014	1411179	0A 4M	URGENCIA	3MM	19/31	3,198	3,905	3,166	3,423
8	SYV	14/02/2014	15/06/2014	1418588	0A 4M	URGENCIA	3MM	16/32	3,134	3,576	3,078	3,263
9	KGO	30/01/2014	11/06/2014	1415292	0A 5M	S18	3MM	21/47	3,730	4,093	3,538	3,787
10	EEA	28/08/2013	27/05/2014	1440922	0A 8M	S18	3MM		3,550	3,900	3,566	3,672
11	FBS	18/10/2013	03/07/2014	1395276	0A 8M	URGENCIA	3MM	24/47	2,902	3,695	3,339	3,312
12	MLV	22/07/2013	17/05/2014	1367547	0A 9M	URGENCIA	3MM	14/31	3,230	3,987	2,784	3,334
PROMEDIOS TOTALES									3,370	3,924	3,413	3,569

Pacientes entre 1 a 5 años

CUANTIFICACIÓN DE RUIDOS PROTOCOLOS PROPUESTOS

Nº	PACIENTE	FECHA NACIMIENTO	FECHA EXAMEN	ID	EDAD	TAC	MM	SEC	ROI NB	ROI SG	ROI SB	PROM RUIDO
1	LCC	26/10/2012	02/06/2014	1302597	1A	S18	3MM	21/46	4,324	5,465	3,929	4,573
2	FBZ	15/02/2013	16/06/2014	1449879	1A	S18	3MM	17/47	3,727	3,201	3,172	3,367
3	TEP	16/06/2013	30/06/2014	1359180	1A	URGENCIA	3MM	26/54	4,343	4,238	4,198	4,260
4	MSC	06/03/2012	19/05/2014	1248660	2A	URGENCIA	3MM	14/31	3,376	4,438	3,911	3,908
5	FLLO	21/10/2011	02/06/2014	1223485	2A	FINDE	3MM	20/45	3,787	3,641	3,833	3,754
6	RSQ	06/10/2011	09/06/2014	1327137	2A	S18	3MM	30/62	4,168	4,192	4,619	4,326
7	ACA	22/03/2012	01/07/2014	1252274	2A	S18	3MM	28/58	4,011	4,942	4,126	4,360
8	PMV	03/05/2012	18/06/2014	1261956	2A	URGENCIA	3MM	30/60	4,692	4,296	4,381	4,456
9	MAE	22/06/2011	09/06/2014	1201386	3A	URGENCIA	3MM	29/52	3,716	4,166	4,464	4,115
10	ASG	15/06/2011	10/06/2014	1200232	3A	URGENCIA	3MM	23/54	4,999	4,540	4,836	4,792
11	BCA	13/08/2010	03/07/2014	1137214	3A	URGENCIA	3MM	25/54	4,665	4,845	4,166	4,559
12	VRM	01/08/2009	13/05/2014	1235654	4A	URGENCIA	3MM	19/45	4,072	3,635	3,348	3,685
13	DCF	10/11/2009	15/05/2014	1086529	4A	URGENCIA	3MM	24/54	4,618	3,475	3,960	4,018
14	AEI	13/10/2009	17/05/2014	1076857	4A	URGENCIA	3MM	20/48	4,994	4,795	4,463	4,751
15	MIC	16/06/2009	22/05/2014	1183649	4A	URGENCIA	3MM	22/54	4,602	4,761	4,456	4,606
16	MOQ	16/12/2009	25/05/2014	1091266	4A	S18	3MM	26/56	3,117	3,076	2,685	2,959
17	VMJ	06/02/2010	12/06/2014	1440574	4A	URGENCIA	3MM	23/54	4,331	4,651	4,610	4,531
18	ZBB	06/10/2009	20/06/2014	1075672	4A	URGENCIA	3MM	26/54	5,072	4,625	4,236	4,644
PROMEDIOS TOTALES									4,256	4,277	4,077	4,204

Pacientes entre 5 a 10 años

CUANTIFICACIÓN DE RUIDOS PROTOCOLOS PROPUESTOS

Nº	PACIENTE	FECHA NACIMIENTO	FECHA EXAMEN	ID	EDAD	TAC	MM	SEC	ROI NB	ROI SG	ROI SB	PROM RUIDO
1	LIN	27/11/2008	18/05/2014	1018907	5A	URGENCIA	3MM	21/46	3,444	2,155	2,637	2,745
2	AVV	12/05/2008	13/05/2014	981478	6A	URGENCIA	3MM	25/54	4,632	4,003	3,888	4,174
3	GMC	02/09/2007	28/05/2014	1005426	6A	URGENCIA	3MM	25/54	4,759	4,432	4,371	4,521
4	CTB	20/06/2007	30/05/2014	916013	6A	URGENCIA	3MM	22/48	4,132	3,464	3,800	3,799
5	SCC	08/10/2007	02/06/2014	1395220	6A	S18	3MM	27/56	4,371	3,355	4,597	4,108
6	MHP	11/02/2008	05/06/2014	964649	6A	URGENCIA	3MM	24/54	4,610	4,210	4,235	4,352
7	MBM	05/10/2007	09/05/2014	938354	6A	S18	3MM	18/45	4,679	3,924	3,720	4,108
8	FAC	02/01/2007	17/05/2014	949107	7A	URGENCIA	3MM	19/54	4,603	4,663	5,193	4,820
9	APL	05/03/2007	20/05/2014	892737	7A	FINDE	3MM	22/54	4,336	4,914	3,696	4,315
10	VSL	10/11/2006	20/05/2014	883939	7A	URGENCIA	3MM	24/54	4,905	4,437	3,894	4,412
11	CWE	23/11/2006	23/05/2014	966552	7A	URGENCIA	3MM	26/54	4,176	4,983	4,015	4,391
12	SQO	04/12/2006	24/05/2014	879236	7A	URGENCIA	3MM	26/54	3,724	2,800	3,047	3,190
13	LRCH	28/08/2006	04/06/2014	1349280	7A	URGENCIA	3MM	27/60	4,806	4,438	4,750	4,665
14	CSD	15/05/2006	11/05/2014	1127404	8A	FINDE	3MM	25/54	5,336	4,729	3,922	4,662
15	RGU	28/07/2005	27/05/2012	794401	8A	URGENCIA	3MM	24/54	3,991	4,856	4,094	4,314
16	EFL	22/06/2004	09/05/2014	1037549	9A	URGENCIA	3MM	26/54	4,909	5,142	4,242	4,764
17	YKJ	05/11/2004	16/05/2014	1014989	9A	URGENCIA	3MM	26/54	5,095	5,487	4,653	5,078
18	BFJ	21/03/2005	22/05/2014	1035428	9A	FINDE	3MM	24/54	4,938	4,537	4,260	4,578
19	JVA	19/08/2004	27/05/2014	732690	9A	URGENCIA	3MM	27/54	4,736	4,618	4,149	4,501
20	VHM	13/08/2004	30/05/2014	865241	9A	URGENCIA	3MM	19/48	4,016	3,517	3,406	3,646
21	DSC	15/03/2005	15/05/2014	948651	9A	URGENCIA	3MM	30/60	4,692	4,306	4,228	4,409
PROMEDIOS TOTALES									4,519	4,237	4,038	4,264

Pacientes entre 10 a 15 años

CUANTIFICACIÓN DE RUIDOS PROTOCOLOS PROPUESTOS

Nº	PACIENTE	FECHA NACIMIENTO	FECHA EXAMEN	ID	EDAD	TAC	MM	SEC	ROI NB	ROI SG	ROI SB	PROM RUIDO
13	CBP	11/02/2004	09/05/2014	693263	10A	URGENCIA	3MM	25/53	3,754	3,822	3,784	3,787
14	EFO	22/07/2003	28/05/2014	1185838	10A	URGENCIA	3MM	28/60	4,448	4,844	4,198	4,497
15	VNM	10/09/2003	04/06/2014	654830	10A	URGENCIA	3MM	26/54	4,654	4,739	4,675	4,689
16	MDU	03/01/2004	15/05/2014	751094	10A	URGENCIA	3MM	26/54	5,508	4,065	4,311	4,628
17	JRM	24/06/2002	18/05/2014	833262	11A	URGENCIA	3MM	26/54	4,922	5,253	5,422	5,199
18	FSM	28/01/2003	21/05/2014	653856	11A	URGENCIA	3MM	22/54	5,302	5,821	4,357	5,160
19	AMR	26/02/2003	29/05/2014	1395502	11A	URGENCIA	3MM	23/54	4,686	3,701	4,119	4,169
20	NBA	10/01/2003	30/05/2014	878476	11A	URGENCIA	3MM	27/54	5,348	4,306	4,471	4,708
21	JMP	03/06/2003	06/06/2014	936493	11A	URGENCIA	3MM	25/57	5,188	4,716	4,17	4,691
22	IPCH	10/01/2003	16/05/2014	650962	11A	URGENCIA	3MM	24/54	4,774	4,437	4,166	4,459
23	DVD	15/05/2001	10/05/2014	969194	12A	FINDE	3MM	22/54	5,117	5,646	4,773	5,179
24	MAH	30/11/2001	16/05/2014	597609	12A	URGENCIA	3MM	25/54	5,384	4,789	4,724	4,966
25	BWA	17/07/2001	22/05/2014	830791	12A	FINDE	3MM	24/54	5,043	4,62	4,804	4,822
26	JMC	26/03/2002	23/05/2014	595742	12A	URGENCIA	3MM	27/54	5,096	4,877	5,096	5,023
27	SBC	31/10/2001	30/05/2014	884759	12A	URGENCIA	3MM	24/54	5,278	4,009	4,618	4,635
28	ICP	02/05/2002	06/06/2014	896418	12A	URGENCIA	3MM	22/50	4,006	4,437	3,337	3,927
29	NCP	06/03/2001	15/05/2014	852009	13A	URGENCIA	3MM	25/54	5,145	4,830	4,180	4,718
30	MHM	28/07/2000	26/05/2014	1303661	13A	URGENCIA	3MM	25/54	6,489	5,093	4,284	5,289
31	CCS	22/08/2000	31/05/2014	540781	13A	URGENCIA	3MM	24/54	5,618	5,626	4,470	5,238
32	VPD	20/11/2000	31/05/2014	1179330	13A	URGENCIA	3MM	24/54	6,535	5,247	5,093	5,625
34	IJS	06/09/1999	22/05/2014	834641	14A	URGENCIA	3MM	28/60	5,543	4,710	4,633	4,962
35	MAD	13/12/1999	28/05/2014	529064	14A	URGENCIA	3MM	19/35	4,563	4,406	4,188	4,386
36	VPB	04/03/1999	27/05/2014	1043141	15A	URGENCIA	3MM	26/54	5,588	6,522	4,293	5,468
PROMEDIOS TOTALES									5,130	4,805	4,442	4,792

11.- REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. González A. Los rayos x: Unas ondas centenarias en el diagnóstico médico. *J. Univ. Barcelona*.2002;5:1–16.
2. Vivallo L. ;Villanueva L. ; Sanhueza S. Efectos de las Radiaciones Ionizantes en el Ser Humano. *Com. Chil. Energía Nucl.* 2010;4:1–38.
3. US EPA OORPD. Health Effects. 1997 [cited 2014 May 18]. Available from: http://www.epa.gov/radiation/understand/health_effects.html
4. IAEA. Protección Radiológica de los Pacientes: Expresiones utilizadas comúnmente. Vienna, Austria; 2013. Available from: <https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content-es/InformationFor/Patients/radiation-terms.htm>
5. Bushong SC. Principios de La Tomografía Computarizada. *Rev. Digit. para Prof. la Enseñanza*. 2009;4:1–15.
6. Goldman LW. Principles of CT: Multislice CT. *J. Nucl. Med. Technol.* 2008;36:57–68; quiz 75–6.
7. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Hamberg LM, Blake MA, Shepard J-A, et al. Strategies for CT Radiation Dose Optimization. *Radiology*. 2004;230:619–28.
8. Goldman LW. Principles of CT: radiation dose and image quality. *J. Nucl. Med. Technol.* 2007;35:213–25; quiz 226–8.
9. Romans L. CT Image Quality. CEwEbsourCE. 2013;26:2–8. Available from: <http://www.cewebsource.com/coursePDFs/CTimageQuality.pdf>
10. Ketcham RA. CW. Acquisition, optimization and interpretation of X-ray computed tomographic imagery: applications to the geosciences. Univ. Texas Austin. 2001;27:381–400.
11. Gevenois PA. TD. Radiation dose in computed tomography of the chest. *JBR–BTR*. 2004;87:281–8.
12. Kyongtae T. Bae CH and BRW. Radiation Dose in Multidetector Row Computed Tomography Cardiac Imaging. *J. Magn. Reson. IMAGING*. 2004;19:859 –863.
13. Dieter H. 3 CT Parameters that Influence the Radiation Dose. Philips Med. Syst. Hamburg, Germany; 2000 p. 24.

14. Fefferman NR, Roche KJ, Pinkney LP, Ambrosino MM, Genieser NB. Suspected appendicitis in children: focused CT technique for evaluation. *Radiology. Radiological Society of North America*; 2001;220:691–5.
15. Calzado A. El índice de dosis de tomografía computarizada Definiciones, medida y magnitudes asociadas. *Rev. Fis. Médica*. Madrid; 1997;6:1–4.
16. Rodríguez R. CA y MR. Glosario de términos más usados en Tomografía Computarizada (TC). *Sociedad Española Diagnostico Por Imagen del Abdomen*. 2012. p. 200–3.
17. IAEA. Protección Radiológica en Radiodiagnóstico y en Radiología Intervencionista. *Int. At. Energy Agency*. 2004. p. 1–40. Available from: <http://www.iaea.org/>
18. Shrimpton PC, Hillier MC, Lewis MA MD. Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK – 2003 Review. *Natl. Radiol. Prot. Board. Londres*; 2003;57:1–107.
19. McCollough CH, Leng S, Yu L, Cody DD, Boone JM, McNitt-Gray MF. CT dose index and patient dose: they are not the same thing. *Radiology. Radiological Society of North America, Inc.*; 2011;259:311–6.
20. Singh S, Kalra MK, Moore MA, Shailam R, Liu B, Toth TL, et al. Dose reduction and compliance with pediatric CT protocols adapted to patient size, clinical indication, and number of prior studies. *Radiology*. 2009;252:200–8.
21. Dalmazo J, Elias Júnior J, Brocchi MAC, Costa PR, Azevedo-Marques PM de. Radiation dose optimization in routine computed tomography: a study of feasibility in a University Hospital. *Radiol. Bras.. Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem*; 2010;43:241–8.
22. Brenner D, Elliston C, Hall E, Berdon W. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. *AJR. Am. J. Roentgenol. American Roentgen Ray Society*; 2001;176:289–96.
23. Hall P, Adami H-O, Trichopoulos D, Pedersen NL, Lagiou P, Ekbom A, et al. Effect of low doses of ionising radiation in infancy on cognitive function in adulthood: Swedish population based cohort study. *BMJ*. 2004;328:19.
24. Strauss KJ, Goske MJ, Kaste SC, Bulas D, Frush DP, Butler P, et al. Image gently: Ten steps you can take to optimize image quality and lower CT dose for pediatric patients. *AJR. Am. J. Roentgenol. American Roentgen Ray Society*; 2010;194:868–73.
25. Leiva P, Soto Ks. "Estimación de Dosis Efectivas entregadas por equipos de Tomografía Computarizada, en una muestra de pacientes chilenos". Tesis. Universidad Mayor; 2013. p. 1– 58.

26. Rosset A. OsiriX - DICOM Viewer. OsiriX. 2003. Available from: <http://www.osirix-viewer.com/index-m.html>
27. Wintermark M, Maeder P, Verdun FR, Thiran J-P, Valley J-F, Schnyder P, et al. Using 80 kVp versus 120 kVp in Perfusion CT Measurement of Regional Cerebral Blood Flow. *AJNR Am. J. Neuroradiol.* 2000;21:1881-4.
28. Smith AB, Dillon WP, Lau BC, Gould R, Verdun FR, Lopez EB, et al. Radiation dose reduction strategy for CT protocols: successful implementation in neuroradiology section. *Radiology* . 2008;247:499-506.
29. Namasivayam S, Kalra MK, Pottala KM, Waldrop SM, Hudgins PA. Optimization of Z-Axis Automatic Exposure Control for Multidetector Row CT Evaluation of Neck and Comparison with Fixed Tube Current Technique for Image Quality and Radiation Dose. *AJNR Am. J. Neuroradiol.* 2006;27:2221-5.
30. IAEA. Children. Int. At. Energy Agency. 2013. Available from:https://rpop.iaea.org/RPoP/RPoP/Content/SpecialGroups/2_Children/#Child_FAQ01

CARTA DE AUTORIZACIÓN PARA ENTREGA DE PROYECTO
TRABAJO DE INVESTIGACIÓN

Yo, **T.M. Felipe Allende** (Rut: 12.486.694-4), dejo constancia de la aprobación del Proyecto del Trabajo de investigación titulado ***“Estandarización de Protocolos de Tomografía Computarizada de Cerebro en Pacientes Pediátricos, basado en la Disminución de Dosis y La Mantención de la Calidad de la Imagen”*** realizado por los alumnos ***Loreto Goye Apelgreen y Andrea Vásquez***, la que incluye las correcciones finales. Ante esto, autorizo el envío de este Proyecto a evaluación por parte de Revisores.-

Firma

Santiago, 06 de Noviembre de 2014

