

DETERMINACIÓN DE NIVELES DIAGNÓSTICOS DE REFERENCIA PARA EXÁMENES DE TOMOGRAFÍA COMPUTADA CON OPTIMIZACIÓN DE DOSIS

Determination of diagnostic reference levels for exams of computed tomography with dose optimization

HUGO ARREY¹.

RESUMEN

La tomografía computada (TC) hoy en día representa una de las técnicas imagenológicas en radiodiagnóstico con mayor entrega de dosis al paciente, donde los niveles diagnósticos de referencia (DRL) son la principal herramienta de optimización dosimétrica relacionada con la calidad diagnóstica de las imágenes. El objetivo de este estudio fue establecer DRL para exámenes de TC con una reducción de un 25% del eff.mAs sobre los protocolos estándares establecidos por la guía A40 de Siemens. Se analizaron 169 pacientes sometidos a exámenes de cerebro, columna, abdomen, tórax y pirotac, determinando la calidad diagnóstica de las exploraciones por medio del nivel de ruido presente en las imágenes. Se utilizaron como herramientas de medición, la desviación estándar (DS) de las zonas de interés (ROI) y un criterio de aceptación visual. Se corrigió el nivel de ruido mediante filtrado de bajo contraste y se compararon los resultados con las imágenes a dosis completa. Se determinaron las magnitudes dosimétricas de índice de dosis volumétrico en tomografía computada (CTDIvol), producto dosis longitudinal (DLP) y dosis efectiva (E) para cada zona evaluada y se compararon con estudios internacionales. El uso de filtros post-proceso logró una mejora considerable en la calidad de las imágenes tanto a través de la medición de DS como el criterio de aceptación visual. Los CTDIvol y DLP obtenidos en el presente estudio, pueden ser considerados DRL válidos para determinar la calidad diagnóstica de las imágenes.

Palabras Claves: Tomografía computarizada multidetectora, dosificación de radiación, protección contra las radiaciones, mejora de la imagen.

ABSTRACT

Computed tomography (CT) today represents one of the imaging techniques in diagnostic radiology with highest dose delivery to the patient, where diagnostic reference levels (DRL) are the main tool of dosimetric optimization related quality diagnostic images. The aim of this study was to establish DRLs for CT examinations with a reduction of 25% eff.mAs on standard protocols established by the Siemens A40 guide. We analyzed 169 patients examined at brain, spine, abdomen, thorax and pirotac, and determined the quality of the scans diagnosed through the level of noise present in images. Were used as measuring tools, the standard deviation (SD) in areas of interest (ROI) and a visual acceptance criteria. The noise was corrected by filtering low contrast and the results were compared with the images at full dose. Dosimetric quantities were determined from, computed tomography dose index (CTDIvol), longitudinal dose product (DLP) and effective dose (E) for each area evaluated and compared with international studies. The use of post-processing filter achieving a considerable improvement in the quality of the images through measuring DS as the visual acceptance criterion. The CTDIvol and DLP obtained in this study can be considered valid DRL to determine the diagnostic quality of images.

Key words: Multidetector computed tomography, radiation dosage, radiation protection, image enhancement.

INTRODUCCIÓN

La tomografía computada junto con la radiología intervencionista es una de las técnicas imagenológicas con fuentes de rayos X que en la actualidad conforman las más altas dosis de radiación a pacientes, contribuyendo con más del 34% de la dosis colectiva de los exámenes en radiodiagnóstico a nivel mundial ⁽¹⁾.

Con el fin de mantener en perfecto y absoluto equilibrio la relación dosis - calidad de imagen se hace extremadamente necesaria la optimización tanto de las dosis emitidas en

cada una de las exploraciones así como la estandarización de protocolos y herramientas de mejoramiento de imágenes.

Los niveles diagnósticos de referencia (DRL siglas en inglés de Diagnostic Reference Level) constituyen una herramienta a disposición de los profesionales del área de la imagenología cuyo función es optimizar los procedimientos y las condiciones de irradiación de los pacientes a fin de lograr los objetivos propuestos para un correcto diagnóstico manifestado por un adecuado nivel

¹ Servicio de imagenología del centro médico Servimedica de la ciudad de San Felipe, Chile.

de calidad diagnóstica de las imágenes ⁽²⁾.

Las magnitudes dosimétricas en tomografía computada que influyen en la determinación de estos niveles de referencia, se emplea principalmente el CTDIvol y el DLP, los cuales además de servir como indicadores dosimétricos, permiten estimar la dosis efectiva para cada una de las exploraciones evaluadas ⁽³⁾. En este contexto el objetivo de este estudio fue determinar DRL para protocolos exploratorios de rutina con optimización de dosis mediante tomografía computada de 4 canales, mejorando la calidad de las imágenes mediante el uso de filtros de bajo contraste.

MATERIAL Y MÉTODOS

El presente estudio tiene un diseño de corte transversal. Se seleccionaron 169 pacientes sometidos a tomografía computada de Cerebro, Columna Lumbosacra, Abdomen, Pielotac y Tórax durante un semestre en el servicio de imagenología del Centro Médico Servimedica de la ciudad de San Felipe, Chile. Los criterios de inclusión para esta selección fueron individuos de ambos sexos con edades entre 16 y 99 años y con un índice de masa corporal (IMC) entre delgadez aceptable y obeso tipo I.

Se utilizó un tomógrafo multicorte de 4 canales Siemens modelo Sensation 4, en el cual se definieron los protocolos para cada una de las exploraciones a evaluar. La optimización de la dosis se basó en una reducción de un 25% del miliampere segundo efectivo (Eff.mAs) para cada uno de estos protocolos, tomando como referencia los recomendados en la guía A40 establecida por el fabricante del equipo ⁽⁴⁾.

Para determinar el nivel de calidad diagnóstica de las imágenes se utilizó un criterio objetivo y otro subjetivo. El

primero se basó en el nivel de ruido presente en mediciones hechas en zonas anatómicas homogéneas para cada exploración. Para este efecto se utilizó la herramienta región de interés (ROI), con la cual es posible obtener de una zona determinada de la imagen los valores de unidades Hounsfield (UH) mínimos y máximos, la media, el tamaño de la región medida y la desviación estándar, esta última representa el ruido presente en la imagen o las fluctuaciones de la señal (UH) de un punto a otro para una zona uniforme ^(5,6). Las zonas de medición homogénea para cada exploración fueron:

- Cerebro: Región subcortical frontal derecha.
- Columna Lumbosacra: Musculo dorsal largo.
- Abdomen: Segmento VI del lóbulo hepático derecho.
- Pielotac: Segmento V del lóbulo hepático derecho.
- Tórax: Arteria aorta ascendente.

La valoración subjetiva se basó en el nivel de aceptación visual de las imágenes y fue realizado por dos médicos radiólogos del centro médico, encargados de los informes radiológicos, para lo cual se creó una escala de aceptación visual de 5 puntos relacionando la cantidad de energía utilizada con el nivel de calidad diagnóstica de las imágenes. Esta escala se creó mediante un fantoma de homogeneidad de polimetilmetacrilato (PMMA), utilizado en las pruebas de control de calidad para tomografía computada ⁽⁷⁾, y fueron obtenidas de acuerdo a las siguientes cantidades de Eff.mAs (Figura 1);

- Nivel 1 50 Eff.mAs
- Nivel 2 100 Eff.mAs
- Nivel 3 150 Eff.mAs
- Nivel 4 200 Eff.mAs
- Nivel 5 250 Eff.mAs

Con el fin de compensar el nivel de ruido y mejorar la calidad diagnóstica de las imágenes obtenidas con los

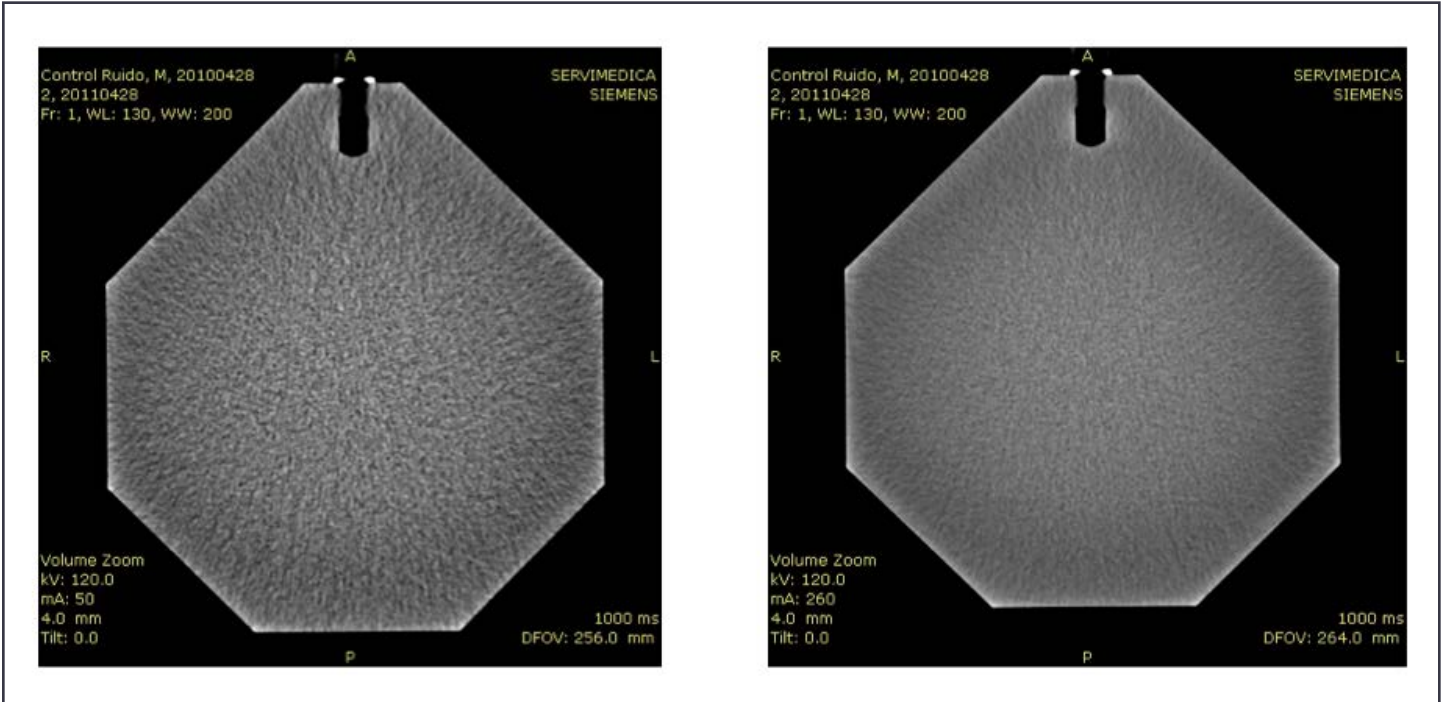


Figura 1: La imagen de la izquierda muestra el nivel 1 de aceptación imagenológica obtenida con 50 Eff.mAs y la imagen de la derecha muestra el nivel 5 de aceptación imagenológica con 260 Eff.mAs.

protocolos a dosis reducida, a todas las imágenes se les aplicó un filtrado de bajo contraste basado en 4 niveles de filtros disponible en el equipo. Los resultados fueron comparados con las imágenes obtenidas a dosis completa determinando el nivel de ruido presente en las imágenes post procesadas así como el nivel de aceptación visual alcanzado.

Una vez finalizada la etapa de filtración de imágenes, se procedió al cálculo de las magnitudes dosimétricas de CTDIvol, DLP y E, tanto para las imágenes a dosis completa, las reducidas y las reducidas con filtrado.

Los datos recolectados fueron ingresados a una planilla Excel y se analizaron mediante el uso análisis estadístico de tipo descriptivo cuantitativo, para lo cual se utilizó el software computacional G-Stat versión 2.0. La estadística descriptiva se realizó a través de mediana, DS, frecuencia, intervalos de confianza y porcentaje.

RESULTADOS

El análisis estadístico para la mediana de las UH del protocolo a dosis completa, con reducción de dosis y con uso de filtración de bajo contraste para todas las áreas anatómicas evaluadas, arrojó valores similares para cada medición en todas las exploraciones. (Tabla 1).

Tabla 1. Análisis estadístico para la mediana de las UH, a dosis completa, con reducción de dosis y uso de filtración de bajo contraste.

Zona anatómica	UH Protocolo normal (M _e de la DS)	UH Protocolo reducido (M _e de la DS)	UH Protocolo reducido/filtro (M _e de la DS)
Cerebro	14,5	14,1	13,4
CLS	48,6	49,4	49,6
Abdomen	51,8	52,1	53,1
Pielotac	49,4	51,7	52,1
Tórax	33,1	34,3	33,2

La determinación del ruido cuántico medido mediante calculo de DS del ROI de las imágenes, aumentó entre 11% y 16,5% aproximadamente para las exploraciones evaluadas. (Tabla 2).

Tabla 2. Determinación del ruido cuántico mediante calculo de DS del ROI .

Zona anatómica	DS ROI Protocolo normal (M _e)	DS ROI Protocolo Reducido (M _e)	% Aumento de Ruido (DS)
Cerebro	14,5	14,1	13,4
CLS	48,6	49,4	49,6
Abdomen	51,8	52,1	53,1
Pielotac	49,4	51,7	52,1
Tórax	33,1	34,3	33,2

El uso post proceso de filtros de bajo contraste para las imágenes con reducción de dosis, mostró valores de DS del ROI (ruido) relativamente iguales e incluso menores que las imágenes obtenidas a dosis completa (Tabla 3).

La Figura 2 muestra imágenes de cortes obtenidos a dosis completa, reducción de Eff.mAs y uso de filtrado de bajo contraste.

Tabla 3. Valores de DS del ROI (ruido).

Zona anatómica	DS ROI Protocolo normal (M _e)	DS ROI Protocolo Reducido / Filtrado (M _e)
Cerebro	3,6	3,4
CLS	7,0	6,2
Abdomen	12,4	10,8
Pielotac	14,2	11,6
Tórax	9,6	9,7

Los valores de CTDI_{vol} para protocolos de dosis reducida con uso de filtrado, arrojaron reducciones de dosis en un rango de entre 23% y 36%, en comparación con las exploraciones a dosis completa (Tabla 4).

Tabla 4. Los valores de CTDI_{vol} .

Zona anatómica	CTDI _{vol} (mGy) Protocolo normal	CTDI _{vol} (mGy) Protocolo reducido	% Diferencia
Cerebro	62,40	48,00	23,1
CLS	29,70	22,57	24,0
Abdomen	14,85	9,50	36,0
Pielotac	14,85	9,48	36,2
Tórax	8,10	5,32	34,0



Figura 2: La imagen de la izquierda muestra una imagen de cerebro realizada con dosis completa, la del centro con dosis reducida y la de la derecha la misma imagen a dosis reducida con adición de filtrado de bajo contraste..

Los valores obtenidos de DLP y E arrojaron valores directamente proporcional a los valores de CTDIvol obtenidos en el cuadro anterior ya que estos parámetros dosimétricos están estrechamente relacionados con el índice de dosis volumétrico respecto a la longitud de escaneo para cada exploración, así como con los factores de conversión utilizados para el cálculo de dosis efectiva expresada en mSv ^(8, 9).

Al evaluar la frecuencia y el porcentaje de las notas encontradas para cada zona se determinó que a nivel cerebral el 53,7% de las notas correspondió al nivel 5 y un 46,2 al nivel 4. A nivel de CLS el 42,3% estuvo en el nivel de aceptación 5 y el 53,8% en el nivel 4, sólo se reporto un caso con nivel 3 o aceptable. En el caso de la región abdominal el 89,6% representó una puntuación de 5 y sólo el 10,3% una puntuación 4; resultados similares se encontraron en el estudio de pielotac con un 75% con valoración 5 y 25% con puntuación 4, finalmente, para

tomografía de tórax se encontraron valores de 94,4% para el nivel de aceptación 5 y sólo 5,5% para un valor de 4.

DISCUSIÓN

Al optimizar los protocolos de exploración para las áreas de cerebro, columna lumbosacra, abdomen, pielotac y tórax con una reducción de un 25% del eff.mAs en los protocolos originales recomendados por la guía A40 de Siemens, se obtienen valores de CTDIvol reducidos entre un 23% y un 36 % de la dosis media entregada por corte, siendo estos valores más bajos que los encontrados en la mayoría de los estudios internacionales comparados (Figura 3).

Los niveles de ruido determinados por la desviación estándar calculada en las medidas de UH de las imágenes, no aumentan significativamente al utilizar los protocolos optimizados, siendo los filtros de bajo contraste la mejor

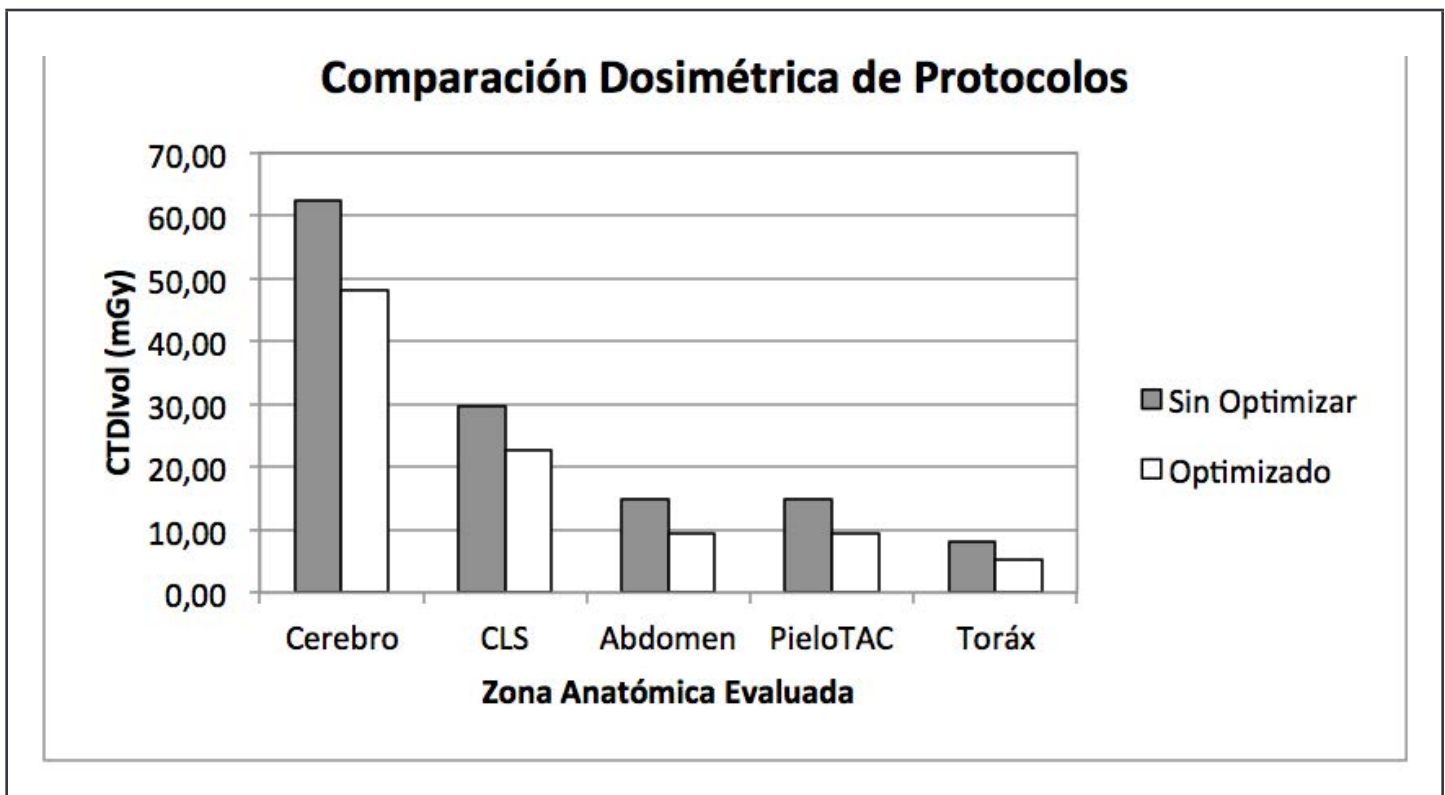


Figura 3: Gráfico de comparación dosimétrica para protocolo con dosis completa (sin optimizar) y con reducción de dosis (optimizado).

herramienta de post proceso utilizada para disminuir estos niveles de ruido en las imágenes, en donde existe una relación directa entre las mejoras hechas mediante esta filtración y el aumento del nivel visual de aceptación imagenológica, lo cual permite obtener imágenes con una óptima calidad diagnóstica sin mayor aumento de la dosis⁽¹⁰⁾.

Las magnitudes dosimétricas de DLP y E obtenidas con los protocolos optimizados, presentaron una reducción dosimétrica cercana a los porcentajes de reducción del $CTDI_{vol}$ en comparación con los protocolos a dosis completa. Tanto el DLP como la E para los protocolos optimizados de abdomen, pielotac y tórax, presentaron también valores considerablemente más bajos al ser comparados con estudios internacionales, mientras que para columna lumbosacra y cerebro, fueron ligeramente más elevados, a pesar de presentar valores de $CTDI_{vol}$ menores, esto debido principalmente a la diferencia de criterio utilizado en las longitudes de escaneo para estas exploraciones.

La necesidad de un protocolo optimizado representa una tarea básica en la práctica diaria, siendo crucial establecer parámetros apropiados para asegurar la calidad de la imagen con la menor dosis posible. Los protocolos creados y recomendados por el fabricante del equipo tienden a asegurar un alto nivel de calidad en la imagen, pero normalmente estos protocolos se encuentran asociados a niveles energéticos más altos de lo necesario, de ahí la necesidad de optimizar los parámetros más determinantes en la entrega de dosis como lo es el $eff.mAs$, responsable en forma absoluta de la entrega de fotones por parte del tubo generador de rayos X.

En conclusión los valores de $CTDI_{vol}$ y DLP determinados en los protocolos optimizados para el presente estudio, representan indicadores de dosis válidos para ser considerados como DRL en cada una de las tomografías

evaluadas. Se hace necesario el uso de la filtración de bajo contraste para que estos niveles diagnósticos de referencia sean considerados como una herramienta de control de calidad para el diagnóstico por imagen en CT. (Tabla 5).

Tabla 5. Control de calidad para el diagnóstico por imagen en CT.

Región	$CTDI_{vol}$	DLP	E
Cerebro	48,00	725	1,7
CLS	22,57	378	6,3
Abdomen	9,50	257	3,9
Pielotac	9,48	383	5,7
Tórax	5,32	187	3,1

REFERENCIAS

1. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Sources and effects of ionizing radiation. Medical radiation exposures, annex D. 2000 Report to the General Assembly with annexes. New York, NY: United Nations. 2000.
2. International Commission on Radiological Protection. 1990 recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Publication 60. Annals of the ICRP 21 (1–3), Pergamon Press, Oxford. 1991.
3. Commission of the European Communities. 1999. European Guidelines on quality criteria for computed tomography, EUR 16262. Brussels: Office for Official Publications of the European Communities. Disponible en: <http://www.dr.dk/guidelines/ct/quality/index.htm> (Consultado el 01 de abril de 2017).
4. Siemens 2011. Application Guide Somatom Sensation 4. Disponible en: <https://www.healthcare.siemens.cl/computed-tomography/ct-customer-information-portal/somatom-sensation-application-guides/somatom-sensation> (Consultado el 01 de abril de 2017).
5. Boedeker K, Cooper V, McNitt-Gray M. Application of the noise power spectrum in modern diagnostic

- MDCT: part I. Measurement of noise power spectra and noise equivalent quanta. *Phys. Med. Biol.* 2007; 52: 4027–4046.
6. Perry S. 1993. *The Physical Principles of Medical Imaging*. Second edition. Disponible en: <http://www.sprawls.org/ppmi2/IMGCHAR/>. (Consultado el 01 de abril de 2017).
7. Real Decreto 1976/1999, de 23 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico. BOE de 29/12/1999.
8. Leitz W, Szendro G, Axelsson B. Computed Tomography Practice in Sweden -Quality Control, Techniques and Patient Dose. *Radiat. Prot. Dosim.* 1995; 57: 469-473.
9. Dieter H. CT Parameters that Influence the Radiation Dose In: Baert, A.L. Knauth M. Sartor K. Editions. Radiation dose from adult and pediatric multidetector computed tomography. Munich: Springer; 2007. p. 51-56.
10. Christner J, Kofler J, McCollough C. Estimating Effective Dose for CT Using Dose–Length Product Compared With Using Organ Doses: Consequences of Adopting International Commission on Radiological Protection Publication 103 or Dual-Energy Scanning. *AJR Am J Roentgenol.* 2010;194: 881-889.

ACEPTACIÓN Y CORRESPONDENCIA

Correo Autor:

arreypalacios@hotmail.com

Fecha de Aceptación: 10 de Enero del 2017

Fecha de Publicación: 31 de Mayo del 2017