



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE MEDICINA
DIVISION DE ESTUDIOS DE POSGRADO
CURSO DE ESPECIALIDAD UN NEURORRADIOLOGIA
INSTITUTO NACIONAL DE NEUROLOGIA Y NEUROCIROGIA
"MANUEL VELASCO SUAREZ"
DEPARTAMENTO DE NEUROIMAGEN

**MAPEO DE VIAS MEDULARES DE LA COLUMNA CERVICAL
POR TENSOR DE DIFUSION EN SUJETOS CONTROL,
PROTOCOLO DE IMAGEN**

TESIS

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE
ESPECIALISTA EN NEURORRADIOLOGIA

PRESENTA

DR. MIGUEL ANGEL BETANCOURT VELÁZQUEZ
RESIDENTE DE NEURORRADIOLOGÍA,
DEPARTAMENTO DE NEUROIMAGEN, INNN "MVS".

TUTOR:

M en C. ERICK HUMBERTO PASAYE ALCARÁZ



MEXICO, D.F.

ENERO 2011



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

DEDICATORIA

A mi esposa Juli y a mi hijo Miguelito

AGRADECIMIENTOS

A mis padres, hermanos y toda mi familia
Tere, Sigfrido, Ramona, Luis, Carlos

A mis amigos residentes del INNN
Juan Manuel, Gregorio, David, Adilia, Cristian, Rodolfo, Arturo

Médicos y maestros
Dr. Juan Nicasio Arriada Mendicoa, Dr. Eduardo Martínez del Campo
Hernández, Dr. Sergio Gómez Llata Andrade, Dr. Jesús Rodríguez Carbajal,
Dr. Roger A. Carrillo Mezo, Dr. Angel Romero Figueroa, Dra. Liliana Escobar,
Dr. Jesús Taboada Barajas, Dra. Josefina Sandoval, Dra. Rosa Delia Delgado,
Dra. Perla Salgado, Dra. Katiuzka Cásares

A mis amigos Técnicos
Super Paquito, Germán, Daniel, Luis, Laurita, Juan, Lupita, Miriam, Lorenzo,
Arturo, Alberto, Tulio, Patricia, Erika, Roberto, Fernando, Marcos, Israel, Toño,
Oscar, Alberto

Personal de enfermería
Yolita, Mary, Pureza, Adolfo

Servicio de Neurocómputo, Neuropsicología, Física
Xochitl, Victor, Ericka

Médicos y compañeros de todos los servicios del INN Y N

Personal administrativo
Carola, Margarita, Alicia, Adelina, Lupita, Cristina, Elizabeth, Claudia, Carlos,
Toño, Jerry

Al Instituto de Neurobiología de Juriquilla Querétaro-Querétaro

M en C. Físico Erick Humberto Pasaye Alcaráz
Dr. Héctor Manuel Barragán Campos
Dr. Fernando Alejandro Barrios Alvarez

Y

Gracias a Dios

**INSTITUTO NACIONAL DE NEUROLOGÍA Y NEUROCIRUGÍA
“MANUEL VELASCO SUÁREZ”**

**Dr. Ricardo Colín Piana.
Director de Enseñanza INNN “MVS”.**

**Dr. Jesús Rodríguez Carbajal.
Profesor titular de la especialidad de Neurorradiología INNN “MVS”.**

**M en C. Erick Pasaye Alcaráz.
INNN “MVS”
Tutor de Tesis.**

**Dr. Miguel Angel Betancourt Velázquez
Autor**

**INSTITUTO NACIONAL DE NEUROLOGÍA Y NEUROCIRUGÍA
MANUEL VELASCO SUAREZ**

Título:

MAPEO DE VIAS MEDULARES DE LA COLUMNA CERVICAL
POR TENSOR DE DIFUSION EN SUJETOS CONTROL,
PROTOCOLO DE IMAGEN

Autor:

Dr. Miguel Angel Betancourt Velázquez

Residente de Neurorradiología, Departamento de Neuroimagen, INNN "MVS".

Tutor:

M en C. Físico Erick Humberto Pasaye Alcaráz

Departamento de Neuroimagen, INNN "MVS".

Coautor:

Dr. Juan Nicasio Arriada Mendicoa

Dr. Jesús Rodríguez Carbajal

Neurocirujano, Subdirector de Enseñanza INNN "MVS"

México, D.F. Enero de 2011

INDICE

I RESUMEN	7
II INTRODUCCIÓN	8
III ANTECEDENTES	9
IV MARCO CONCEPTUAL	12
4.1 ANATOMÍA DE LA MEDULA ESPINAL	12
4.2 ENFERMEDADES QUE AFECTAN A LA MÉDULA ESPINAL	13
4.2.1 ENFERMEDAD NEOPLASICA DE LA COLUMNA VERTEBRAL Y DE LA MÉDULA ESPINAL	13
4.2.2 LESIÓN TRAUMÁTICA DE LA MÉDULA ESPINAL	13
4.2.3 ISQUEMIA DE LA MÉDULA ESPINAL	14
4.3 RESONANCIA MAGNÉTICA (RM)	14
4.4 PRINCIPIOS DE TENSOR DE DIFUSION	15
4.5 IMAGEN DEL TENSOR DE DIFUSION	15
4.6 METRICA DE LA IMAGEN DEL TENSOR DE DIFUSION	16
V PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	18
5.1 OBJETIVOS Y METAS	18
5.2 PREGUNTA DE INVESTIGACION	19
5.3 HIPÓTESIS	20
VI JUSTIFICACIÓN	21
VII MATERIAL Y METODOS	22
7.1 PROTOCOLO DE IMAGEN	23
VIII RESULTADOS	24
DISCUSIONES	34
IX CONCLUSIONES	36
X BIBLIOGRAFÍA	37
ANEXOS	39

I RESUMEN

En la literatura internacional reporta que en menos de dos décadas se han hecho investigaciones básicas en lesiones y patologías que afectan a la médula espinal. Algunos investigadores han publicado recientemente el uso de secuencias de imágenes específicas de la RM tales como la aplicación del DTI que han permitido la evaluación de las enfermedades que afectan a la médula espinal. La propuesta del trabajo es un protocolo, para la aplicación del DTI en la médula espinal cervical, para analizar y visualizar los tractos de sustancia blanca in vivo en sujetos control.

II INTRODUCCIÓN

Los importantes avances de los últimos años en el campo de la salud han permitido mejorar de manera considerable los niveles de bienestar en casi todo el mundo. En el caso de México el balance en materia de salud es positivo. Actualmente nuestro país cuenta con una panorama epidemiológico polarizado es decir se continua presentando las enfermedades transmisibles, los males relacionados con alimentación y los padecimientos ligados a la reproducción pero también tenemos la presencian de enfermedades emergentes no transmisibles de los cuales destacan la enfermedades cerebrales, de la médula espinal, cardiovasculares, tumores malignos, patología renales, enfermedades hepáticas, la diabetes y los trastornos mentales y por otro lado los accidentes y homicidios.

Como podemos apreciar estas enfermedades tiene un gran impacto sobre la salud del individuo debido a sus consecuencias tanto directas o indirectas sobre el organismo particularmente sobre la médula espinal.

Actualmente se cuenta con avances científicos y tecnológicos para poder diagnosticar oportunamente estos padecimientos que afectan directa o indirectamente sobre la anatomía y fisiología de la médula espinal.

La evaluación de los pacientes en los cuales se sospecha o se diagnostica afecciones espinales ya sea por tumores, procesos isquémicos, infecciosos, degenerativos así como los traumatológicos, en la actualidad son estudiados con nuevas técnicas no invasivas de imagen que han sido introducidas como herramienta para el clínicos con el fin de apoyar en el diagnóstico oportuno de estas patologías y brindar un adecuado tratamiento.

Este es el caso de la Resonancia Magnética que es la modalidad de elección no invasiva para la evaluación de la médula espinal. La ventaja de este estudio no invasivo es la capacidad de evaluar por medio de imágenes multiplanares las estructuras de la médula ósea del hueso y simultáneamente la visualización de estructuras neuronales.

A hora con el advenimiento del Tensor de Difusión, Fracción de Anisotropía y Coeficiente de difusión aparente, se puede visualizar y analizar in vivo los tractos de sustancia blanca, siendo los más estudiados los tractos de sustancia blanca del cerebro humano. Por lo que surge la necesidad de generar ahora un protocolo de investigación que nos arroje evidencia científica sobre la visualización y análisis de los tractos de la médula espinal en sujetos sanos para que en un futuro se pueda utilizar como herramienta para el diagnóstico, planeación y tratamiento oportuno de las afecciones de la médula espinal y disminuir las secuelas y el costo en salud.

III ANTECEDENTES

Existen distintas técnicas imagenológicas para diagnóstico y tratamiento de diversas patologías, la Resonancia Magnética es hoy en día una de las mejores técnicas de imagen para el diagnóstico y estudio del sistema nervioso central. En nuestro país no existen estudios de Resonancia Magnética (RM) para el diagnóstico oportuno de las lesiones espinales ocasionadas por distintas patologías tales como; traumáticas, tumorales, infecciosas y vasculares así como las desmielinizantes. Estas lesiones a veces son difíciles de detectar por secuencias convencionales de la RM en específico en T2 en donde no se muestra la lesión en su totalidad a lo largo del tracto espinal.^{1,2}

En la literatura internacional reporta que en menos de dos décadas se han hecho investigaciones básicas en lesiones y patologías que afectan a la médula espinal, se menciona que se han identificando factores de riesgo así como factores protectores que influyen en la reparación y regeneración de la misma.³ Se refiere que la evaluación para un tratamiento eficaz para determinar la integridad de las fibras del tracto de la médula espinal está limitada a un manejo sensorial y motor adecuado.⁴

Se han publicado recientemente el uso de secuencias de imágenes específicas de la RM tales como; imagen de difusión (DWI), imagen de tensor de difusión (DTI), anisotropía fraccional (FA) y coeficiente aparente de difusión (CDA) Con la finalidad de contar con un diagnóstico oportuno en las lesiones ocasionadas por patologías que afectan a la médula espinal.

La aplicación de estas secuencias principalmente DWI y DTI han permitido la evaluación y afección de las enfermedades que afectan a la médula espinal⁵: tales como la anatomía anormal de la médula espinal, esclerosis múltiple, Tumores y malformaciones arteriovenosas, mielopatía degenerativa, estenosis del canal, VIH asociado a anormalidades del cordón, mielitis transversa, lesiones traumáticas de la médula espinal e isquemia de la médula espinal.

Es importante mencionar que los principios básicos de la difusión en la Resonancia Magnética (RM) fueron introducidos a mediados de 1980,⁶⁻⁷ a través de los efectos de la difusión molecular que se presentan en la señal de la RM usando gradientes de pulso en un campo magnético bipolar.⁸

El proceso de la difusión radica en el desplazamiento de las moléculas de agua en un tejido, en un tiempo aproximado de 50 msec., recorriendo distancia de alrededor de 10 μm e interactuando recíprocamente con muchos componentes del tejido tales como membranas celulares, fibras o macromoléculas.⁹

El efecto total observado de la difusión en un voxel de la imagen de la difusión de la RM de varios mm^3 , refleja una base estadística. La observación de la distribución de las moléculas de agua puede proporcionar información acerca de la estructura y de la organización geométrica de los tejidos. La RM es uno de los únicos medios que tenemos para observar la difusión in vivo de manera no invasiva, además. La difusión es un proceso físico intrínseco que es independiente del efecto del campo magnético.⁹

El primer uso de la difusión de la RM fue a principios del 1990 para el estudio de la isquemia cerebral en animales.¹⁰

La difusión en RM provee en algunos pacientes la oportunidad de seguir un tratamiento conveniente, además, la difusión es un proceso tridimensional, por lo tanto la movilidad molecular de los tejidos puede no estar en todas las direcciones, esta anisotropía puede resultar de un arreglo físico peculiar del medio, o de la presencia de obstáculos que limiten el movimiento molecular en algunas direcciones. Como la difusión es codificada en la señal de RM usando pulso del gradiente del campo magnético, solo las dislocaciones moleculares que ocurren a lo largo de la dirección del gradiente son visibles.¹¹

El efecto de la anisotropía de la difusión puede entonces ser detectado fácilmente observando variaciones de la medida de la difusión cuando la dirección de los pulsos del gradiente se cambia. Esto es una característica única de gran alcance que no se puede encontrar con secuencias convencionales de la RM, tales como T1 o T2.

La anisotropía de la difusión ha sido observada hace tiempo dentro del músculo, con la llegada de la difusión de la RM, también fue detectada in vivo a finales de los 80 en la médula espinal y sustancia blanca del cerebro, una utilización más reciente es en el estudio de la sustancia gris en el cerebro de las ratas y neonatos.¹²⁻¹³⁻¹⁴

La anisotropía de la sustancia blanca se origina de su organización específica en los paquetes de fibras axonales más o menos mielinizadas que funcionan paralelamente, aunque el mecanismo exacto no se entiende totalmente. La difusión en la dirección lineal de la fibra es más rápida que la dirección perpendicular, esta característica se podría utilizar para proyectar la orientación en el espacio de la sustancia blanca en el cerebro, usando una escala de colores, si se asume que la dirección de la difusión que es más rápida indicaría la orientación total de las fibras. Se ha publicado muchos estudios de la optimización de las secuencias de RM necesarias para acceder al tensor de la difusión en el proceso de la exhibición de los datos de DTI y sus usos potenciales. El uso más avanzado es ciertamente el de los tractos de sustancia blanca del cerebro que conjuntamente con la RM funcional puede abrirse una ventana sobre la aplicación de la conectividad neuronal.¹⁵

Algunos investigadores como Rossi C, et al., en 2006 realizaron un estudio comparativo entre equipos de 1.5 tesla y 3 tesla en pacientes control y pacientes con esclerosis amiotrófica donde encontraron que el equipo de 3Tesla fue superior en presentación de mapas de fracción de anisotropía y coeficiente de difusibilidad en un 95%, encontrándose valores de FA en la columna dorsal de 0.75 y valores de CDA 0.84. Se encontraron valores bajos de FA (3.8%) y valores incrementados de CDA (5.6%) en Esclerosis Lateral Amiotrófica (ELA). Concluyendo que el equipo de 3Tesla tiene un mayor campo magnético y por lo tanto provee una mayor calidad del Tensor de Difusión en la columna espinal comparado con el equipo de 1.5 tesla. Para la realización del DTI se realizó el siguiente protocolo en orientación transversa, con un Eco planar (EPI), con una secuencia de doble espín eco, con una anchura de banda de 955 Hz, TR/TE de 3000 ms/74ms con una matriz de 64 x24, voxel, 0.9 x1.2x5.0mm³. con 6 direcciones. También utilizaron bandas de saturación para eliminar artefactos.²³

Vargas Isabel et. al en 2008 demostraron que el Tensor de Difusión (DTI) puede visualizar la sustancia blanca in vivo y que tiene una gran utilidad clínica, esto es mediante la realización un protocolo de imagen en pacientes con lesiones traumáticas, tumores, lesiones isquémicas o inflamatorias que afectan a la médula espinal en equipo de 1.5 tesla con imágenes pesadas en T2, DTI con parámetros de 30 direcciones mapas de Coeficiente de Difusión Aparente (CDA) y Fracción de Anisotropía (FA) demostraron un claro desplazamiento y deformación de las fibras de la sustancia blanca a nivel de las lesiones patológicas en el cordón espinal, demostrándose que la aplicación del DTI tiene un gran potencial útil para la planeación del tratamiento.

Para el diagnóstico anatómico de la columna utilizaron proyección sagital en T2 FSE (FAST Espin Eco) con TR=3010 MS; TE= 110 ms; 15 cortes de 3 mm y cortes axiales T2 con TR= 1380;TE=27ms; 25 cortes de 3mm y también usaron cortes sagitales con TR= 460ms; TE=8.9 ms 15 cortes de 3mm. y un FSE en T1 con TR=600ms; TE=9.10; 20 cortes de 4mm de grosor, esto antes y después de la inyección de gadolinio.

Los parámetros que se utilizaron para el tensor de difusión en plano axial: TE= 92ms, TR=iPat=2, Nex 1; FOV 230; matriz de 128 x 128; grosor de cortes de 2mm; medida de vóxel 2x2x2mm en 30 direcciones; valores $b=0 \text{ s/mm}^2$; 900 s/mm^2 . La secuencia de DTI duró 5 min con 44 s. los valores de CDA fueron generados por imágenes de difusión con valores b mínimos y máximos.

Estos protocolos utilizaron modificación de esquemas de imágenes tales como línea-escaneo, aplicación de triggering para la eliminación de artefactos de flujo.

En 2010 Onu, M. et al., investigaron en ocho sujetos control acerca de la aplicación del tensor de difusión en los cordones cervicales en un equipo de 3 tesla en región de la columna cervical obteniéndose, valores de CDA y FA de los cordones, ventrales, dorsales y laterales. Encontrando diferencias en valores de FA significativas entre los cordones ventrales – dorsales, dorsal – lateral, lateral y ventral.

También se encontró que la difusibilidad transversa (CDA) es diferente en los cordones ventral – dorsal, ventral – lateral, concluyendo que el equipo de 3 tesla da la posibilidad de analizar los cordones cervicales con la aplicación de DTI.

El protocolo de DTI que utilizaron para realización del estudio fue el siguiente: realizando una secuencia de eco planar espín eco, axial con valores de 0.82msec, TE=109msec, TR= 5600msec; 30 cortes; sin espacio: banda ancha de 1396 Hz, voxel de 1.3 x 1.3 x 1.9mm, matriz de 128 x 128; NEX=4, valores b de 0 y 800 s/mm^2 , en 20 direcciones, T2* para generar un buen contraste de sustancia gris, tiempo de realización del estudio 8 minutos, se tomo en cuenta la eliminación de artefactos de flujo y respiración.²⁵

En algunos protocolos de imagen de DTI el artefacto por la diferencia de susceptibilidades magnéticas entre estructuras anatómicas, es un factor importante que genera una distorsión de la imagen de difusión que repercute directamente en la reconstrucción 3D de la tractografía.

IV MARCO CONCEPTUAL

4.1 ANATOMÍA DE LA MEDULA ESPINAL

La médula es una estructura larga y cilíndrica, revestida por meninges, que se encuentra en el conducto raquídeo o vertebral.

Se extiende desde el agujero occipital donde se continúa con el bulbo, hasta el borde inferior de la vértebra lumbar.

En la médula se conocen dos ensanchamientos el cervical y el lumbar cada uno relacionado con las raíces que inervan, respectivamente las extremidades superiores e inferiores.

Los diversos niveles de la médula espinal presentan variaciones en cuanto al tamaño, forma, cantidad relativa de sustancia gris y blanca así como la disposición y configuración de la sustancia gris.

Los segmentos medulares cervicales contienen el mayor número de fibras en la sustancia blanca esto se debe a que el paquete de fibras descendentes no han contribuido aún a los niveles segmentarios inferiores y el paquete de fibras ascendentes aumentan en cada segmento rostral sucesivo alcanzando su máxima dimensión.

Los segmentos cervicales se caracterizan por su tamaño relativamente grande y de forma oval conteniendo grandes cantidades de sustancia blanca. El diámetro transversal supera al diámetro anteroposterior en casi todos los niveles.

En los segmentos cervicales inferiores (C5 y sucesivos) las astas posteriores son más anchas y las astas anteriores bien desarrolladas, se extienden hasta los cordones laterales.¹⁷

El diámetro de la médula cervical es de $\approx 13\text{mm}$, En el corte transversal el cordón espinal es típicamente caracterizado por una forma de “mariposa” de sustancia gris rodeados de sustancia blanca. La sustancia gris de la médula espinal puede ser dividida en cordón dorsal, lateral y ventral los cuales llevan tractos somatosensoriales y motores, ascendentes así como descendentes.

El cordón dorsal de la médula espinal se encuentra entre el surco mediano dorsal y la raíz dorsal, de forma semejante el cordón ventral que descansa a un lado del surco mediano ventral y la raíz ventral y finalmente el cordón lateral entre las raíces dorsales y ventrales.

El cordón dorsal lleva tractos dorsales ascendentes llevando la información necesaria para la discriminación táctil fina, vibración y sentido de posición.

El cordón lateral lleva el tracto corticoespinal y espinotalámico los cuales llevan movimientos motores y transmisión del dolor. El cordón ventral contiene varios tractos incluyendo corticoespinal, reticuloespinal medial, vestibuloespinal, tectoespinal.

La función del tracto vestibulo espinal es el control de la postura y balance, el tracto tectoespinal está implicado en la flexión de la cabeza y estímulos visuales.

Estos tractos muestran una variación en las características morfométricas con respecto a la densidad del axón y diámetro¹⁸⁻¹⁹

La variación en el diámetro también es apoyado por la anatomía donde las fibras más pequeñas se encuentran en la unión del fascículo Gracilis, tracto de Lissauer (cordón dorsal) y parte interna del cordón lateral. Mientras que las fibras más grandes se sitúan en el cordón ventral y porción periférica del cordón lateral.²⁰

Existen diversos estudios para estudiar los segmentos de la médula espinal con el propósito de realizar un diagnóstico oportuno de la patología que afectan a esta uno de estos estudios es la Resonancia Magnética que a continuación se describirá

4.2 ENFERMEDADES QUE AFECTAN A LA MÉDULA ESPINAL

4.2.1 Enfermedad Neoplásica de la columna Vertebral y de la Médula Espinal

De todas las áreas de la patología de la columna vertebral, es donde la Resonancia Magnética (RM) ha tenido el mayor impacto. Casi inmediatamente después de su nacimiento, incluso con la pobre calidad de las primeras exploraciones, se reconoció el potencial de la RM para evaluar la sospecha de neoplasias en la médula espinal. Hoy día la RM se considera el procedimiento de elección para estudiar todos los tumores de la columna vertebral

A menudo, los tumores de la columna vertebral se clasifican según su localización: extradural, intradural extramedular o intramedular. Esta clasificación supone una excesiva generalización por dos razones. Primero una lesión dada puede residir de forma simultánea en dos compartimentos. Segunda en diferentes casos, dos lesiones con idéntica anatomía patológica puede darse en diferentes compartimentos.

En el espacio extradural se puede presentar numerosos tumores óseos primarios. Sin embargo, con pocas excepciones, como el hemangioma, la mayoría de los tumores óseos primarios son relativamente raros. En el espacio extradural son mucho más frecuentes los tumores secundarios o las metástasis.

En el espacio intradural extramedular, los tumores primarios como el neurofibroma y el meningioma, son relativamente frecuentes. Los tumores secundarios o las metástasis leptomenígeas antiguamente fueron considerados muy raros. Sin embargo, esta entidad se ve ahora con una mayor frecuencia.

4.2.2 LESIÓN TRAUMÁTICA DE LA MÉDULA ESPINAL

La Resonancia Magnética ha revolucionado la evaluación diagnóstica de las lesiones vertebrales. Muchos de los tratamientos establecidos para las lesiones de médula espinal (LME) se basan en las clasificaciones radiológicas de las lesiones óseas de la columna vertebral.

Las LME es una causa significativa de incapacidad en los Estados Unidos. Aunque el número anual de individuos con parálisis mantenida es sustancialmente menor que el número de población con una lesión cerebral traumática (LCT) de moderada a severa (10 000 a 20 000 LME por año frente a 70,000 a 90,000 LCT por año) el costo económico para las sociedad de la LME es significativo. Casi el 55% de todas las LME se producen en adultos jóvenes con una edad entre 16 y 30 años. La mayoría de las víctimas de una LME son varones blancos (81.7%). La etiología de las LME son accidentes de tráfico (37.4%) actos de violencia (25.9%), caídas (21.5%) y lesiones deportivas (7.1%). Como la LME afectan primariamente a adultos jóvenes con trabajo

(60.5%), hay una gran pérdida económica para la sociedad en términos de productiva por vida

Las lesiones del eje espinal se pueden subdividir en lesiones vertebrales (daño al eje vertebral sin lesión neurológica) y LME (daño a la médula espinal con o sin alteración del eje espinal). Una estimación exacta de la prevalencia de la LME es difícil de determinar por que los pacientes que fallecen es el contexto de una LME fatal (por ejemplo, médula cervical alta) o con lesiones residuales no se incluyen en las estadísticas.

De aquellas personas con la médula espinal lesionada que sobreviven hasta recibir atención médica, el déficit neurológico más frecuente es la tetraplejía incompleta (29.5%), seguida de la paraplejía completa (27.9%), paraplejía incompleta (21.3%) y tetraplejía completa (18.5%). Menos del 1% de los pacientes con LME se recuperan completamente durante la hospitalización inicial.

4.2.3 ISQUEMIA DE LA MÉDULA ESPINAL

La enfermedad vascular de la columna y de la médula espinal comprende un importante grupo de dolencias que afectan esta parte crucial del sistema nervioso central (SNC). La evaluación completa de los pacientes con potencial enfermedad vascular vertebral en una prueba significativa y a menudo difícil para todos los médicos implica en el diagnóstico y tratamiento de la patología de la columna. Las imágenes de RM representan la fuente única más importante de información diagnóstica respecto a la anatomía y patología vertebral y es particularmente importante para evaluar a los pacientes con una posible enfermedad vascular vertebral.

Existen diversos estudios para estudiar los segmentos de la médula espinal con el propósito de realizar un diagnóstico oportuno de la patología que afectan a esta uno de estos estudios es la Resonancia Magnética que a continuación se describirá.

4.3 RESONANCIA MAGNÉTICA (RM)

La Resonancia Magnética (RM) es un fenómeno físico por el cual ciertas partículas como los electrones, protones los núcleos atómicos con un número impar de protones Y / O un número impar de neutrones pueden absorber selectivamente energía de radiofrecuencia al ser colocados bajo un campo magnético.

Las imágenes RM utilizadas en el diagnóstico clínico aprovechan la resonancia magnética del núcleo de Hidrógeno.

Una vez que los núcleos han absorbido la energía de radiofrecuencia (RESONANCIA), devuelven el exceso energético mediante una liberación de ondas de radiofrecuencia (RELAJACION). Esta liberación energética induce una señal eléctrica en una antena receptora con la que se puede obtener una imagen (RM), hacer un análisis espectrométrico, Difusión (DWI), Imagen de Tensor de Difusión (DTI) ²¹

Una de las secuencias especiales que se utilizan en resonancia magnética es la Difusión, imagen que se utilizó por primera vez en 1990 para la evaluación de ataques isquémicos agudos, posteriormente han existido muchos avances brindando nuevas aplicaciones para la difusión, estas incluyen infecciones,

tumores, trauma, diferenciación entre edema vasogénico y citotóxico. ²² La difusión se refiere al resultado de la agitación térmica de las moléculas presenta un movimiento de traslación al azar conocido como movimiento Browniano o de difusión molecular. La RM es sensible a la difusión molecular y es la única técnica que permite la visualización y el cálculo de la difusión molecular “in vivo” directamente a partir de los movimientos moleculares de traslación de agua libre.

4.4 PRINCIPIOS DE TENSOR DE DIFUSION

Las moléculas de agua experimentan la difusión al azar en un cierto plazo según la ley de Fick. La difusión en un volumen dado de tejido se puede cuantificar como el coeficiente de difusión que es normalizada para la observación en el tiempo según la ecuación de Einstein expresado en milímetro por segundo.

La difusión de las moléculas de agua también puede ocurrir en respuesta a diferencias en la presión o la temperatura, causada por interacciones ión-ión o en respuesta a otros factores.

La difusión aparente de los protones de las moléculas de agua es detectada como una combinación de la difusión verdadera y otros mecanismos y cuantificada con el coeficiente de difusión aparente (ADC).

Aunque la difusión sea un proceso al azar, la preferencia direccional puede resultar de barreras locales, por ejemplo las barreras a la difusión en zonas de la sustancia blanca incluyen las proteínas y mielina axonal. La difusión se considera isotrópica si no demuestra ninguna dependencia direccional (ejemplo; sustancia gris) o anisotrópico si la dependencia direccional está presente (ejemplo; sustancia blanca).

Obtención de la Imagen de Difusión

Una imagen de difusión es generada por aplicación de pulsos de gradientes pareados de difusión antes y después de un pulso 180° enfocado en secuencia de T2 espín eco. Utilizando esta secuencia, ocurre pérdida de señal comparada con una línea base del T2-weighted (no (DWI) imagen acorde a

$$SI = SI_0 \exp(-b \times ADC)$$

Donde SI_0 representa la línea basal de intensidad de señal b representa el factor de la sensibilidad de la difusión el cual depende del radio giromagnético, magnitud y anchura de los pulsos de difusión-pesada, de gradiente y del tiempo entre los dos pulsos de la difusión-pesada.

Si la difusión anisotrópica está presente, el grado de pérdida de señal es dependiente sobre la dirección de los gradientes de pulso de la difusión-pesada.

4.5 IMAGEN DEL TENSOR DE DIFUSION

Obtención del Tensor de Difusión

La difusión anisotrópica es descrita en términos de un tensor elipsoide. El tensor consiste en tres vectores, un eigenvector mayor (o principio del eigenvector) y dos vectores menores con las magnitudes siendo el mayor

eigenvalue y menor eigenvalue respectivamente. Porque los vectores son por definición ortogonales el uno al otro, el tensor de la difusión tiene seis grados de libertad y se puede expresar en términos de matriz simétrica 3 X 3.

$$\mathbf{ADC} = \begin{bmatrix} ADC_{xx} & ADC_{xy} & ADC_{xz} \\ ADC_{yx} & ADC_{yy} & ADC_{yz} \\ ADC_{zx} & ADC_{zy} & ADC_{zz} \end{bmatrix}$$

Donde $ADC_{xy} = ADC_{yx}$, $ADC_{xz} = ADC_{zx}$, $ADC_{yz} = ADC_{zy}$. En el DTI los elementos escalares de la matriz del tensor de difusión pueden ser calculados voxel por voxel obtenidos de datos obtenidos de múltiples secuencias de difusión aplicando el gradiente a lo largo de seis o más direcciones, con una adicional, secuencia de no difusión- pesada ($b=0$).

Los elementos a lo largo de la diagonal de la matriz del tensor de difusión corresponden al ADC direccional a lo largo de los ejes x, y y, z respectivamente. Los elementos diagonales apagados dan información en cuanto a la correlación de los pares de ejes del ADC direccional.

Usando el teorema de la descomposición de eigen la matriz del tensor de la difusión se puede expresar como:

$$\mathbf{ADC} = \mathbf{E} \begin{bmatrix} \lambda_1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3 \end{bmatrix} \mathbf{E}^{-1}$$

Donde λ_1 es el mayor eigenvalue, y λ_2 y λ_3 son los valores menores; por definición $\lambda_1 \geq \lambda_2 \geq \lambda_3$. La matriz 3 X 3 contiene los 3 eigenvectores.

4.6 METRICA DE LA IMAGEN DEL TENSOR DE DIFUSION

De la matriz del tensor de difusión se pueden obtener varias medidas. Estas comúnmente se incluyen anisotropía fraccional (FA) y difusibilidad significativa (DS o ADC). El FA es una medida del grado de anisotropía calculado como:

$$FA = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{\frac{(\lambda_1 - \lambda_2)^2 + (\lambda_2 - \lambda_3)^2 + (\lambda_1 - \lambda_3)^2}{\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2}}$$

La FA varia de 0 a 1, con $FA= 0$ representando la difusión isotrópica ($\lambda_1=\lambda_2=\lambda_3$) y $FA = 1$ ($\lambda_1, \lambda_2=\lambda_3= 0$) representando 100% direccional a lo largo del eigenvector mayor.

La DS es un trazo de la matriz del tensor difusión que puede ser calculada como:

$$MD = (\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3)/3$$

Donde DS es el análogo de la medida escalar ADC usado como rutina en la DWI.

4.7 IMAGEN DE TENSOR DE DIFUSIÓN APLICADO A COLUMNA CERVICAL

En menos de dos décadas se han hecho investigaciones básicas en lesiones y patología de médula espinal, identificando factores que benefician o influyen en la reparación y regeneración de la médula espinal.

La Imagen de Tensor de Difusión (DTI) es una técnica de resonancia magnética no invasiva que es sensible a la difusión de las moléculas de agua entre los espacios extracelulares de los tejidos.

La difusión anisotrópica en el sistema nervioso central es causada por barreras para la difusión, tales como las membranas celulares y mielina encontrada en el Sistema Nervioso Central (SNC) en la sustancia blanca (SB).

La alta anisotropía en la sustancia blanca comparada a la gris ha sido demostrada in vivo en animales y humanos debido a que la sustancia blanca se encuentra empaquetada en varios axones. Aunque la delineación de la sustancia blanca con DTI está bien establecida en el cerebro, la aplicación del DTI en la médula espinal es más difícil por pequeños cortes seccionales, susceptibles a artefacto, principalmente de movimiento del líquido cefalorraquídeo (LCR), artefacto de pulsación y respiración.²³

Aunque hay un gran número de estudios que examinan la médula espinal por DTI, estos estudios son generalmente enfocados para el desarrollo técnico para el uso de la secuencia óptima, procesamiento de los datos y uso clínico.

La mayoría de estos estudios son realizados en un equipo de 1.5 Tesla (T). El trabajo de este estudio del DTI es precisar y caracterizar con detalle las estructuras los tractos de la médula cervical. Este estudio proporciona tractografía y método para cuantificar el DTI en diferentes cordones de la médula espinal.

V PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

5.1 OBJETIVOS Y METAS

- 1.- Describir mediante un apropiado protocolo de imágenes del tensor de difusión, los cordones posteriores, laterales y ventrales de la médula cervical en una muestra de sujetos control.
- 2.- Observar los patrones de fracción de anisotropía de la médula cervical en una muestra de sujetos control
- 3.- Describir las diferencias de los valores de coeficiente de difusión aparente entre los cordones ventral, dorsal y lateral.

5.2 PREGUNTA DE INVESTIGACION

¿Si podemos generar un protocolo de imagen de Tensor de Difusión adecuado para el quipo 3T que nos permita realizar tractografía y observar los valores de CDA y FA de los cordones de la médula cervical?

5.3 HIPÓTESIS

Existe un protocolo imagenológico adecuado para obtener imágenes provenientes del tensor de difusión para el equipo de 3.0Teslas del INN y N con el que se puede obtener mediciones confiables de Fracción de Anisotropía y Coeficiente de Difusión Aparente así como la reconstrucción Tridimensional de la Tractografía de los cordones posteriores, ventrales, dorsales y laterales de la médula cervical.

VI JUSTIFICACIÓN

En nuestro país existen pocas investigaciones para el estudio de la sustancia blanca de la médula espinal por métodos no invasivos como, es la Resonancia Magnética a través de la tractografía y que nos puedan arrojar evidencia científica para el diagnóstico, tratamiento y rehabilitación oportuna de las afecciones de la misma.

La esclerosis múltiple, tumores, malformaciones arteriovenosas, mielopatía degenerativa, estenosis del canal cervical, virus de inmunodeficiencia humana (HIV) asociado a anomalías del cordón, mielitis transversa, lesión traumática de la médula espinal y la isquemia de la médula espinal se han convertido en problemas de salud emergentes ya que con el paso del tiempo han incrementado su magnitud y en consecuencia superan otras patologías que ocupaban los primeros sitios dentro de las causas de muerte o discapacidad.

Estas enfermedades generan gastos importantes en el sistema de salud, así como años de vida saludables que se pierden (AVISA) debido a la muerte prematura y a la discapacidad por las patologías ya mencionadas. Un ejemplo es la rehabilitación de lesiones de médula espinal que tiene un costo por beneficiario por año de 57,644 siendo este el costo en salud más alto comparado con diálisis por insuficiencia renal crónica (costo por beneficiario por año de 40,579).

Por lo que surge la necesidad de contar con un estudio de investigación que nos permita mostrar a través de evidencia científica las características de la anatomía normal sustancia blanca de la médula espinal para coadyuvar al diagnóstico, tratamiento, control y caracterización oportuna de los procesos patológicos que se presenta en esta.

VII MATERIAL Y METODOS

Se realizó un estudio transversal, descriptivo, comparativo en el cual se estudiaron 10 personas en forma aleatorizada, que estarán previamente informados a través de una carta de consentimiento informado. Anexo³

Se les aplicó un cuestionario antes de iniciar el estudio para confirmar si los candidatos fueron aptos para la realización del estudio. Anexo⁴

Para la descripción de los resultados se utilizó el análisis de las medidas de frecuencia centrales (media, mediana, moda), medidas de variabilidad (desviación estándar) se utilizó la prueba de coeficiente de correlación por jerarquías de Sperman, para determinar la significancia estadística. Donde el investigador cuenta con varias medidas no paramétricas de correlación. Un procedimiento utilizado con frecuencia y que resulta interesante por la sencillez de los cálculos que implica. A la medida de correlación que se calcula mediante este método se le conoce como coeficiente de correlación por jerarquías de Sperman, y se designa por r_s . Este procedimiento utiliza los dos conjuntos de jerarquías que pueden asignarse a los valores de las muestras de X y Y, que representan a las variables independiente y continua, respectivamente, de una distribución bivariada.

Se utilizaron los siguientes criterios de inclusión y exclusión

Criterios de Inclusión:

Personas de ambos sexos

Edad entre 20 y 40 años de edad

Sin enfermedad o disfunción neurológica

Criterios de Exclusión;

Personas con Esclerosis Múltiple con afección a médula cervical

Personas con eventos vasculares en médula cervical

Personas con otras enfermedades autoinmunes que afecten a la médula cervical

Personas con tumores de la médula cervical

Personas con enfermedades congénitas de la médula cervical

Personas con enfermedades infectocontagiosas (VIH-SIDA, tuberculosis, abscesos, infecciones bacterianas y virales) que afectan a la médula espinal

Sujetos con trauma cervical

Sujetos con cirugías de la médula cervical

Personas con claustrofobia

Personas con marcapasos

Personas con material ferromagnético

Esta investigación se realizó en el Instituto de Neurobiología en Juriquilla en Querétaro – Querétaro y en el INN y N utilizando un instrumento de resonancia magnética de 3.0T GE Signa Exite HDx. con una antena neurovascular de 16 canales y 8 canales. Anexo^{1,2}

7.1 PROTOCOLO DE IMAGEN

Se obtuvieron imágenes pesadas a difusión de 10 sujetos control de 20-40 años de edad, utilizando 2 protocolos de imagen en orientación axial, sagital.

Se realizó la calibración y localizador correspondiente con un tiempo aproximado de 10 segundos.

El DTI sagital se obtuvo con los siguientes valores secuencia de EPI con EC: 1/1250 kHz. HDNV Array, FOV: 24 X 24, Flip (deg) 90, TE: 74.8 (ms), TR: 9000 (ms), corte de 3.0 (mm), espacio de 0, matriz de 64 X 64, NEX 2.00, valor b de 750, 21 direcciones, tiempo de adquisición de 7 minutos con 21 segundos.

El DTI axial se obtuvo con los siguientes valores secuencia de EPI con EC: 1/1250 kHz. HDNV Array, FOV: 24 X 24, Flip (deg) 90, TE: 80.1 (ms), TR: 8000 (ms), corte de 3.0 (mm), espacio de 0, matriz de 96 X 96, NEX 2.00, valor b de 750, 21 direcciones, tiempo de adquisición de 6 minutos con 32 segundos.

En el protocolo se incluyó un T2 sagital con los siguientes parámetros secuencia FSE – XL / 90, con EC: 1/150 kHz. HDNV Array, FOV: 24 X 24, Flip (deg) 90, TE: 102.1 (ms), TR: 4000 (ms), corte de 3.0 (mm), espacio de 0, matriz de 416 X 224, NEX 4.00, tiempo de adquisición de 2 minutos con 48 segundos.

Además se obtuvieron imágenes de alta resolución pero con la misma localización espacial que el tensor de difusión con las siguientes características 3D MERGE (Eco de gradiente Recuperado de Ecos Múltiples) La aplicación de eco de gradiente tridimensional recombinado con eco múltiple tridimensional emplea diversos ecos para generar imágenes de alta resolución de la columna cervical con una excelente diferenciación de la sustancia gris y blanca. Al combinar ecos tempranos con una relación señal – ruido elevado y ecos tardíos con contraste mejorado, el resultado es un mayor contraste de la médula espinal. Los parámetros que utiliza esta secuencia son los siguientes: T2* MERGE con EC: 1/141.7 kHz. HDNV Array, FOV: 24 X 24, Flip (deg) 20, TE: 12.2 (ms), TR: 702 (ms), corte de 3.0 (mm), espacio de 0, matriz de 288 X 192, NEX 2.00, tiempo de adquisición de 4 minutos con 35 segundos.

El DTI se analizó con el programa de reconstrucción para tractos nerviosos Fiber Track de Func Tool v3.1.23 (estación de trabajo GE ADW4.2) realizando primero el procesamiento del DTI sagital y axial para posteriormente la colocación del ROI en sagital y axial, al finalizar el procesamiento y la colocación del ROI se procedió a la obtención de valores de FA y CDA de forma general (FA sagital y transversal y CDA sagital y transversal). Con el mapa de color estructural anisotropico se procedió a la realización de la tractografía de la médula espinal.

Con la fusión del corte anatómico (MERGE) con el DTI se procedió a la colocación de una semilla (ROI) DE 5 mm de diámetro en los cordones anteriores, posteriores y laterales, se obtuvieron los valores correspondientes de FA y CDA de cada cordón derecho e izquierdo, para posteriormente con el mapa de color estructural anisotropico se realizaron los tractos correspondientes a cada cordón. Anexo⁵

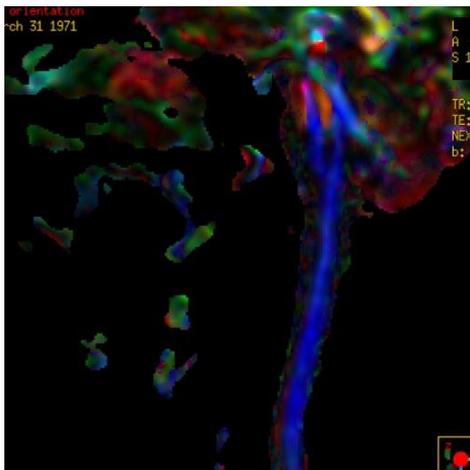
VIII RESULTADOS

Participaron 10 personas a las cuales se les realizó imágenes de tensor de difusión de los cuales se les estudio los haces de fibras de sustancia blanca de la columna cervical a nivel de C5 y C6. La media de edad fue de 30 años, la edad máxima fue de 39 años y la mínima de 23 años. El 50% eran del sexo masculino y el 50% del sexo femenino. (Cuadro 1)

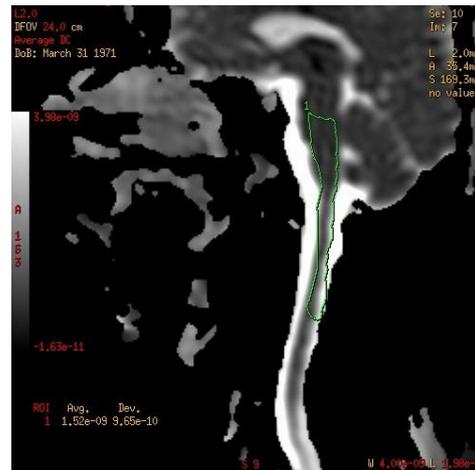
Cuadro 1. Características sociodemográficas de los 10 participantes

	N	Mínimo	Máximo	Media
EDAD	10	23	39	30.5
	N	%		
Masculino	5	50		

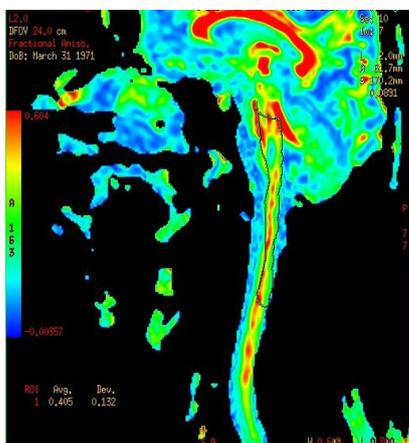
Se realizó la tractografía del corte sagital mediante el mapa anisotropico, con fusión de la imagen anatómica de T2 para el análisis de la microestructura de la sustancia blanca de la medula cervical a nivel de C5-C6 la cual se puede apreciar en la figura 1. a) mapa anisotropico, b) colocación de semilla ROI con obtención del CDA, c) colocación de semilla ROI con obtención del FA, d) realización de la tractografía de la columna cervical en corte sagital.



1a



1b

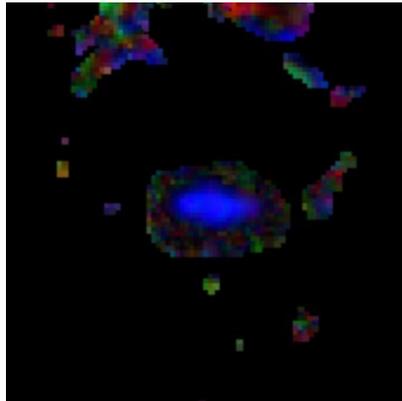


1c

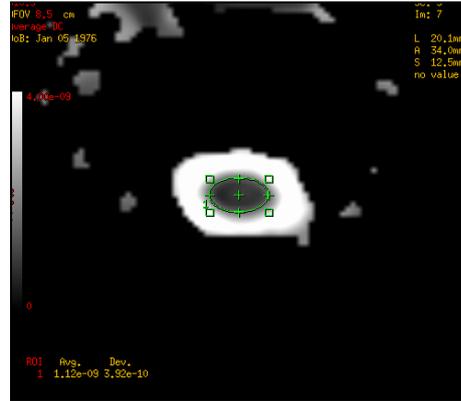


1d

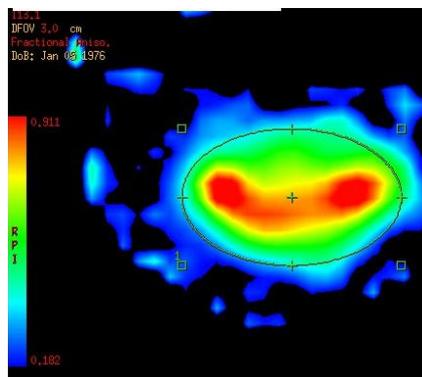
También se realizó un corte transversal, mediante el mapa anisotropico, con fusión de la imagen anatómica MERGE la cual se puede observar en la figura 2. a) mapa anisotropico, b) colocación de semilla ROI con obtención del CDA, c) colocación de semilla ROI con obtención del FA, d) realización de la tractografía de la columna cervical con representación de las fibras anisotrópicas.



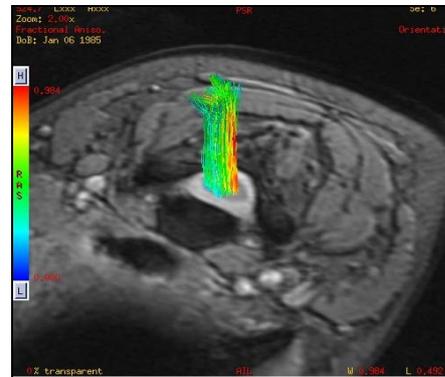
2a



2b



3c



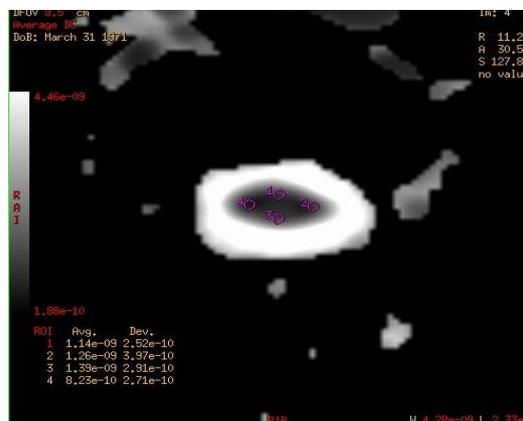
4d

A través de la técnica de medición por ROI se observó que el coeficiente de difusión aparente (CDA) en corte sagital presentó una media de $1.66E-09$ (valor máximo de $1.84E-09\text{mm}^2$ y un valor mínimo de $1.44E-09\text{mm}^2$) con una desviación estándar de $1.2561E-10$, y cuando se realizó el corte transversal para esta misma se observó una media de $1.3311E-09\text{mm}^2$ (valor máximo de $1.534E-09\text{mm}^2$ y un valor mínimo de $1.1E-09\text{mm}^2$) y una desviación estándar de $1.3617E-10$. Cuadro 2.

Cuadro 2. Coeficiente de difusión aparente de los tractos de sustancia blanca de la médula cervical a nivel de C5 y C6 unidades en mm² / seg.

No paciente	CDA. Sagital	CDA. Transverso
1	1.63E-09	1.27E-09
2	1.70E-09	1.32E-09
3	1.84E-09	1.52E-09
4	1.70E-09	1.53E-09
5	1.80E-09	1.20E-09
6	1.68E-09	1.26E-09
7	1.44E-09	1.33E-09
8	1.47E-09	1.10E-09
9	1.69E-09	1.37E-09
10	1.65E-09	1.21E-09
Media	1.66E-09	1.311E-09
Desviación Estándar	1.2561E-10	1.36174E-10

Se obtuvo el CDA de los cordones anteriores, posteriores y laterales de la médula cervical a nivel de C5 y C6 observándose los siguientes resultados. Figura 3



a) Colocación del ROI DE 5mm en sitio anatómico de los cordones anteriores, posteriores y laterales para la obtención del CDA.

El CDA del cordón anterior del lado derecho registro una media de 1.366E-09 mm² (valor máximo de 1.43E-09 mm² y un valor mínimo de 1.3E-09 mm²) con una desviación estándar de 4.94862E-11 y en el caso del lado izquierdo del mismo cordón se observó una media de 1.435E-09 mm² (valor máximo de 1.61E-09 y un valor mínimo de 1.3E-09 mm²) su desviación estándar de 8.98455E-11. Los valores que se obtuvieron del CDA del cordón lateral del lado derecho fueron; una media de 9.227E-10 mm² (valor máximo de 9.61E-10 mm² y un valor mínimo de 8.56E-10 mm²) con una desviación estándar de 3.92062E-11 y del lado izquierdo se registro un media de 9.348E-10 mm² (valor máximo de 9.77E-10 mm² y un valor mínimo de 9.05E-10 mm²) y su desviación estándar fue de 2.48944E-11. Para el cordón posterior se obtuvieron los siguiente valores del CDA; para el lado derecho la media fue de 1.219E-09

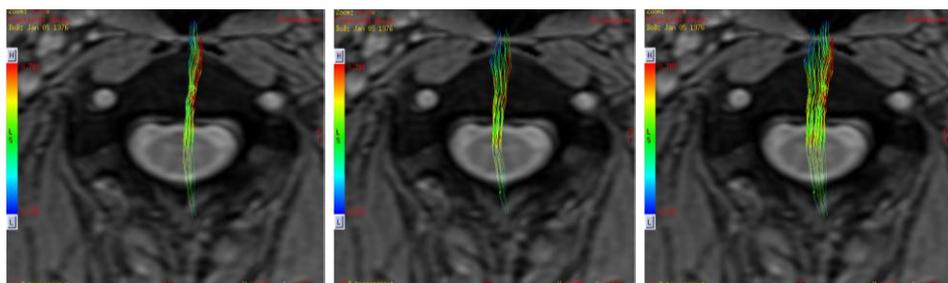
mm² (valor máximo de 1.08E-09 mm² y un valor mínimo de 1.38E-09 mm²), desviación estándar de 9.562083-11 y en izquierdo la media fue de 1.197E-09 (valor máximo de 1.323-09 y un valor mínimo de 1.05E-09) con una desviación estándar de 1.04568E-11. Cuadro 3

Cuadro 3. Coeficiente de difusión aparente de los tractos de sustancia blanca de los cordones anteriores, posteriores y laterales de la médula cervical a nivel de C5 y C6, unidades 3 en mm² / seg.

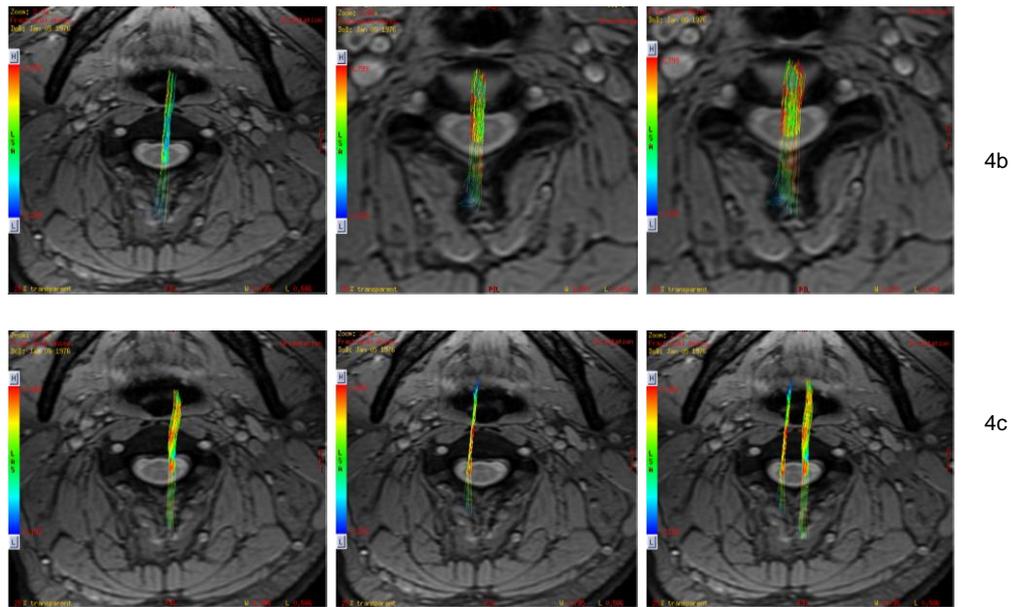
No paciente	¹ CDA.COR.ANT.DER	² CDA.COR.A.NT.IZQ	³ CDA.COR.LAT.DER	⁴ CDA.COR.LAT.IZQ	⁵ CDA.COR.POS.DER	⁶ CDA.COR.POS.IZQ
1	1.42E-09	1.61E-09	9.03E-10	9.13E-10	1.08E-09	1.05E-09
2	1.33E-09	1.44E-09	9.54E-10	9.22E-10	1.38E-09	1.32E-09
3	1.34E-09	1.44E-09	9.61E-10	9.77E-10	1.23E-09	1.25E-09
4	1.42E-09	1.49E-09	9.20E-10	9.70E-10	1.29E-09	1.31E-09
5	1.43E-09	1.44E-09	9.60E-10	9.11E-10	1.19E-09	1.14E-09
6	1.40E-09	1.49E-09	8.56E-10	9.22E-10	1.10E-09	1.21E-09
7	1.30E-09	1.30E-09	8.67E-10	9.48E-10	1.20E-09	1.30E-09
8	1.31E-09	1.44E-09	9.44E-10	9.34E-10	1.34E-09	1.24E-09
9	1.38E-09	1.39E-09	9.58E-10	9.05E-10	1.18E-09	1.09E-09
10	1.33E-09	1.31E-09	9.04E-10	9.46E-10	1.20E-09	1.06E-09
Media	1.366E-09	1.435E-09	9.227E-10	9.348E-10	1.219E-09	1.197E-09
Desviación estándar	4.94862E-11	8.98455E-11	3.92062E-11	2.48944E-11	9.56208E-11	1.04568E-10

1/CDA.COR.ANT.DER= Coeficiente de difusión aparten del cordón anterior derecho
 2/CDA.COR.ANT.IZQ= Coeficiente de difusión aparten del cordón anterior izquierdo
 3/CDA.COR.LAT.DER= Coeficiente de difusión aparten del cordón lateral derecho
 4/CDA.COR.LAT.IZQ= Coeficiente de difusión aparten del cordón lateral izquierdo
 5/CDA.COR.POS.DER= Coeficiente de difusión aparten del cordón posterior derecho
 6/CDA.COR.POS.DER= Coeficiente de difusión aparten del cordón posterior izquierdo

Se realizó la tractografía del corte transversal de cada uno de los cordones de la médula cervical mediante el mapa anisotropico, con fusión de la imagen anatómica MERGE apreciándose las siguientes imágenes en la figura 4. a) Cordones anteriores derecho e izquierdo, b) cordones posteriores derecho e izquierdo, c) cordones laterales derecho e izquierdo.



4a

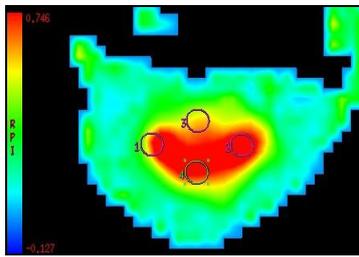


Por otro lado también se calculó la Fracción de Anisotropía (FA) a través de la colocación del ROI en cada cordón en el sitio anatómico correspondiente obteniendo la siguiente información: El FA en corte sagital presento una media de 0.4318 (valor máximo de 0.484 y un valor mínimo de 0.401) con una desviación estándar de 0.027679917 y cuando se realizó el corte transversal para esta misma se observó una media de 0.6115 (valor máximo de 0.547 y un valor mínimo de 0.687) y una desviación estándar de 0.045869985. Cuadro 4.

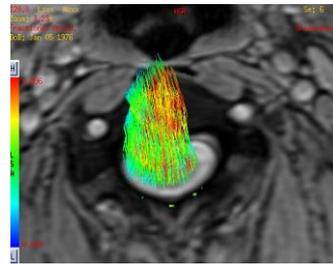
Cuadro 4. Fracción de Anisotropía de los tractos de sustancia blanca de la médula cervical a nivel de C5 y C6

No paciente	FA. Sagital	FA. Transverso
1	0.41	0.687
2	0.409	0.608
3	0.414	0.569
4	0.484	0.553
5	0.401	0.637
6	0.452	0.547
7	0.44	0.638
8	0.466	0.607
9	0.417	0.661
10	0.425	0.608
Media	0.4318	0.6115
Desviación Estándar	0.027679917	0.045869985

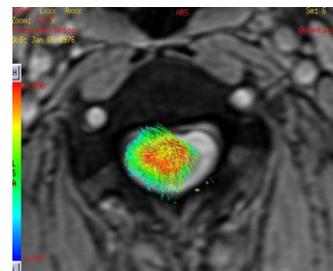
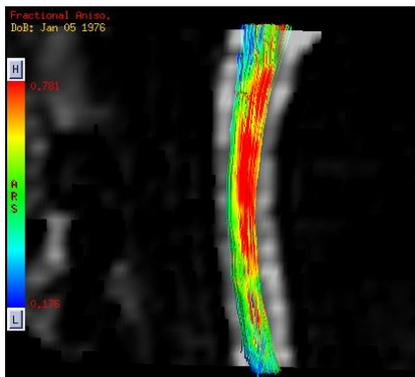
También se obtuvo el FA de los cordones anteriores, posteriores y laterales de la médula cervical a nivel de C5 y C6 registrando los siguientes resultados. Figura 5



5a) Colocación del ROI DE 5mm en sitio anatómico de los cordones anteriores, posteriores y laterales para la obtención de la FA.



5b) Cortes sagital y transversal mapa en color de las fibras anisotrópicas de los tractos de sustancia blanca, el color rojo muestra la mayor anisotropía en los cordones en este caso el posterior y lateral, en menor proporción el cordón anterior, las fibras amarillas y azules, verdes muestran menor anisotropía



El FA del cordón anterior del lado derecho registro una media de 0.5116 (valor máximo de 0.589 y un valor mínimo de 0.416) con una desviación estándar de 0.054518498 y en el caso del lado izquierdo del mismo se observo una media de 0.4796 (valor máximo de 0.552 y un valor mínimo de 0.4) su desviación estándar de 0.049603315. Los valores que se obtuvieron del FA del cordón lateral del lado derecho fueron; una media de 0.7321 (valor máximo de 0.797 y un valor mínimo de 0.667) con una desviación estándar de 0.042296441 y del lado izquierdo se registro un media de 0.759 (valor máximo de 0.839 y un valor mínimo de 0.65) y su desviación estándar fue de 0.062499778. Para el cordón posterior se obtuvieron los siguiente valores del FA; para el lado izquierdo la media fue de 0.6642 (valor máximo de 0.781 y un valor mínimo de 0.549), desviación estándar de 0.077337356 y del lado derecho la media fue de 0.6642 (valor máximo de 0.787 y un valor mínimo de 0.581) con una desviación estándar de 0.073146428. Cuadro 5.

Cuadro 5. Fracción de Anisotropía Aparente de los tractos de sustancia blanca de los cordones anteriores, posteriores y laterales de la médula cervical a nivel de C5 y C6

No Paciente	¹ FA.COR.ANT.DER	² FA.COR.ANT.I.ZQ	³ FA.COR.LAT.DER	⁴ FA.COR.LAT.IZQ	⁵ FA.COR.POS.DER	⁶ FA.COR.POS.IZQ
1	0.589	0.491	0.688	0.685	0.744	0.641
2	0.461	0.428	0.695	0.839	0.597	0.606
3	0.549	0.517	0.756	0.764	0.743	0.734
4	0.494	0.491	0.667	0.731	0.745	0.729
5	0.539	0.517	0.756	0.801	0.675	0.698
6	0.488	0.458	0.731	0.771	0.616	0.579
7	0.566	0.517	0.774	0.716	0.73	0.715
8	0.468	0.4	0.755	0.827	0.581	0.549
9	0.546	0.552	0.797	0.806	0.787	0.781
10	0.416	0.425	0.702	0.65	0.74	0.61
Media	0.5116	0.4796	0.7321	0.759	0.6958	0.6642
Desviación estándar	0.054518498	0.049603315	0.042296441	0.062499778	0.073146428	0.077337356

1/FA.COR.ANT.DER=Fracción de Anisotropía del cordón anterior derecho
2/FA.COR.ANT.IZQ= Fracción de Anisotropía del cordón anterior izquierdo
3/FA.COR.LAT.DER Fracción de Anisotropía del cordón lateral derecho
4/FA.COR.LAT.IZQ= Fracción de Anisotropía del cordón lateral izquierdo
5/FA.COR.POS.DER= Fracción de Anisotropía del cordón posterior derecho
6/FA.COR.POS.DER= Fracción de Anisotropía del cordón posterior izquierdo

Se realizó la prueba de Spermán para determina si existe diferencia estadística del CDA de los cordones anterior, posterior y lateral así como del FA de los cordones anterior, posterior y lateral. Se observó que existe diferencia estadística entre del CDA del cordón anterior derecho con el CDA del cordón anterior izquierdo ya que se presento una coeficiente de correlación de .669 con una $p < 0.05$ también se presentó una diferencia estadística entre el CDA del cordón posterior derecho con el izquierdo ya que el coeficiente de correlación fue de .772 con una $p < 0.01$ (Cuadro 6)

Cuadro 6 Comparación estadística de Coeficiente de Difusión Aparente de los tractos de sustancia blanca de los cordones anteriores, posteriores y laterales de la médula cervical a nivel de C5 y C6, mm²/seg

	COR.ANT.DER & COR.ANT.IZQ	COR.LAT.DER&COR. ANT.DER	COR.LAT.IZQ&COR. ANT.DER	COR.POS.IZQ&CO R.ANT.DER	COR.POS.DER&COR. ANT.DER
Coeficiente de correlación	*0.66903941	0.15853953	-0.40061349	-0.33537209	-0.50458952
P	0.0343828	0.66178098	0.25127728	0.34346845	0.13691668
	COR.ANT.DER&C OR.ANT.IZQ	COR.LAT.DER&COR. ANT.IZQ	COR.LAT.IZQ&COR. ANT.IZQ	COR.POS.IZQ&CO R.ANT.IZQ	COR.POS.DER&COR. ANT.IZQ
Coeficiente de correlación	*0.66903941	-0.14428644	-0.11326356	-0.05018659	-0.21394229
P	0.0343828	0.69086265	0.75539004	0.89049294	0.55284029
	COR.ANT.DER&C OR.LAT.DER	COR.ANT.IZQ&COR. LAT.DER	COR.LAT.IZQ&COR.L AT.DER	COR.POS.IZQ&CO R.LAT.DER	COR.POS.DER&COR. LAT.DER
Coeficiente de correlación	0.15853953	-0.14428644	-0.07902772	0.12727273	0.35866427
P	0.66178098	0.69086265	0.82820248	0.72605701	0.30879863
	COR.ANT.DER&C OR.LAT.IZQ	COR.ANT.IZQ&COR. LAT.IZQ	COR.LAT.DER&COR. LAT.IZQ	COR.POS.IZQ&CO R.LAT.IZQ	COR.POS.DER&COR. LAT.IZQ
Coeficiente de correlación	-0.40061349	-0.11326356	-0.07902772	0.53495688	0.53658537
P	0.25127728	0.75539004	0.82820248	0.11108833	0.10979738
	COR.ANT.DER&C OR.POS.IZQ	COR.ANT.IZQ&COR. POS.IZQ	COR.LAT.DER&COR. POS.IZQ	COR.LAT.IZQ&COR .POS.IZQ	COR.POS.DER&COR. POS.IZQ
Coeficiente de correlación	-0.33537209	-0.05018659	0.12727273	0.53495688	**0.77204004
P	0.34346845	0.89049294	0.72605701	0.11108833	0.00887954
	COR.ANT.DER&C OR.POS.DER	COR.ANT.IZQ&COR. POS.DER	COR.LAT.DER&COR. POS.DER	COR.LAT.IZQ&COR .POS.DER	COR.POS.IZQ&COR. POS.DER
Coeficiente de correlación	-0.50458952	-0.21394229	0.35866427	0.53658537	**0.77204004
P	0.13691668	0.55284029	0.30879863	0.10979738	0.00887954

- 1/COR.ANT.DER= cordón anterior derecho
- 2/COR.ANT.IZQ= cordón anterior izquierdo
- 3/COR.LAT.DER= cordón lateral derecho
- 4/COR.LAT.IZQ= cordón lateral izquierdo
- 5/COR.POS.DER= cordón posterior derecho
- 6/COR.POS.DER= cordón posterior izquierdo

*La correlación es significativa al nivel 0,05 (bilateral).

**La correlación es significativa al nivel 0,01 (bilateral).

En el caso de la FA se registro una diferencia entre el FA del cordón anterior derecho con el izquierdo ya que el coeficiente de correlación fue de 0.751 con $p < 0.05$ y el FA del cordón anterior izquierdo presento diferencia estadística con el FA del cordón posterior izquierdo con un coeficiente de correlación de 0.874 con una $p < 0.01$, se observó también diferencia estadística entre el FA del cordón posterior derecho con el FA del cordón posterior izquierdo con un coeficiente de correlación de 0.830 con una $p < 0.01$ (Cuadro 7)

Cuadro 7 Fracción de Anisotropía de los tractos de sustancia blanca de los cordones anteriores, posteriores y laterales de la medula cervical a nivel de C5 y C6

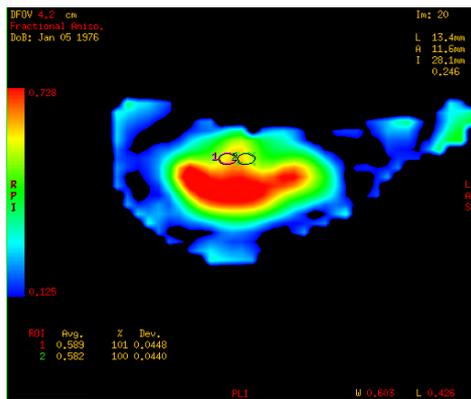
	COR.ANT.IZQ & COR.ANT.DER	COR.LAT.DER & COR.ANT.DER	COR.LAT.IZQ & COR.ANT.DER	COR.POS.DER & COR.ANT.DER	COR.POS.IZQ & COR.ANT.DER
Coefficiente de correlación	*0.75085809	0.32218994	-0.30909091	0.51515152	0.6
P	0.01232138	0.36392708	0.38484123	0.12755287	0.066688
	COR.ANT.DER & COR.ANT.IZQ	COR.LAT.DER & COR.ANT.IZQ	COR.LAT.IZQ & COR.ANT.IZQ	COR.POS.DER & COR.ANT.IZQ	COR.POS.IZQ & COR.ANT.IZQ
Coefficiente de correlación	*0.75085809	0.60498438	-0.05539117	0.61545745	**0.87394959
P	0.01232138	0.06386969	0.8792029	0.0582052	0.00094603
	COR.ANT.DER & COR.LAT.DER	COR.ANT.IZQ & COR.LAT.DER	COR.LAT.IZQ & COR.LAT.DER	COR.POS.DER & COR.LAT.DER	COR.POS.IZQ & COR.LAT.DER
Coefficiente de correlación	0.32218994	0.60498438	0.24924127	0.01215811	0.38905955
P	0.36392708	0.06386969	0.48741042	0.97340806	0.26647792
	COR.ANT.DER & COR.LAT.IZQ	COR.ANT.IZQ & COR.LAT.IZQ	COR.LAT.DER & COR.LAT.IZQ	COR.POS.DER & COR.LAT.IZQ	COR.POS.IZQ & COR.LAT.IZQ
Coefficiente de correlación	-0.30909091	-0.05539117	0.24924127	-0.47878788	-0.21212121
P	0.38484123	0.8792029	0.48741042	0.16152293	0.55630578
	COR.ANT.DER & COR.POS.DER	COR.ANT.IZQ & COR.POS.DER	COR.LAT.DER & COR.POS.DER	COR.LAT.IZQ & COR.POS.DER	FA.COR.POS.IZQ & & COR.POS.DER
Coefficiente de correlación	0.51515152	0.61545745	0.01215811	-0.47878788	**0.83030303
P	0.12755287	0.0582052	0.97340806	0.16152293	0.00294023
	COR.ANT.DER & COR.POS.IZQ	COR.ANT.IZQ & COR.POS.IZQ	COR.LAT.DER & COR.POS.IZQ	COR.LAT.IZQ & COR.POS.IZQ	COR.POS.DER & COR.POS.IZQ
Coefficiente de correlación	0.6	**0.87394959	0.38905955	-0.21212121	**0.83030303
P	0.066688	0.00094603	0.26647792	0.55630578	0.00294023

- 1/COR.ANT.DER= cordón anterior derecho
 2/COR.ANT.IZQ= cordón anterior izquierdo
 3/COR.LAT.DER= cordón lateral derecho
 4/COR.LAT.IZQ= cordón lateral izquierdo
 5/COR.POS.DER= cordón posterior derecho
 6/COR.POS.DER= cordón posterior izquierdo

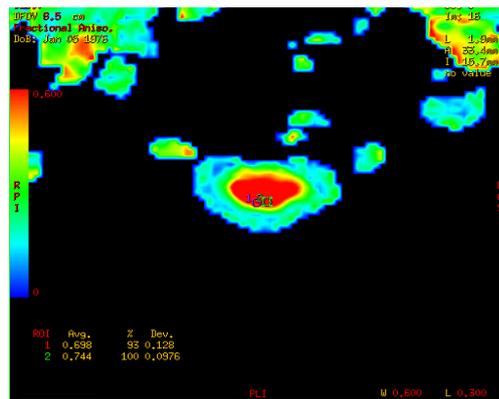
*La correlación es significativa al nivel 0,05 (bilateral)

**La correlación es significativa al nivel 0,01 (bilateral).

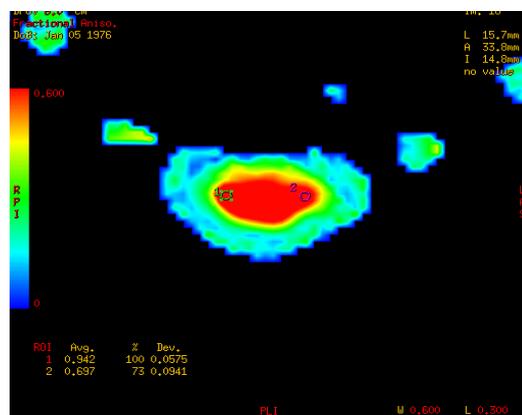
Figura 7 se puede observar las siguientes imágenes relacionadas en la obtención de los valores de FA mediante la técnica ROI con colocación en cada cordón específico de los a) cordones anteriores derecho izquierdo, b) posteriores derecho e izquierdo y c) laterales derecho e izquierdo con la colocación del ROI de 5mm. de diámetro en cada punto anatómico correspondiente a cada cordón.



6a



6b



6c

IX DISCUSIONES

En nuestro país hasta el momento no se tienen reportes para la aplicación del DTI para el estudio de los cordones de la médula cervical, en el cual se pueden obtener medidas paramétricas tales como el FA y CDA así como la realización de la tractografía a nivel cervical. A nivel internacional se han realizado pocas investigaciones para diferenciar los valores del FA de los cordones de la médula espinal. Algunos investigadores tales como, Wheeler- Kinston et al.²⁴ donde han reportado cuantificaciones de FA a nivel de C2 / C3 y C5/C6, Van Hecke et al.²⁵ hicieron similares estudios, observando un incremento de la FA la cual es independiente de la edad, otros estudios han reportado mayor FA en la sustancia blanca que en la sustancia gris.^{26, 27}

En publicaciones más recientes se tiene registrado que existe diferencias significativas del FA de los cordones dorsal y lateral de la médula cervical en el humano, como se menciona en la investigación de Onu et al. refiere que existe una diferencia del FA entre los cordones dorsal, ventral y lateral, en esta misma investigación también se realizó la cuantificación del CDA encontrando diferencias significativas entre estos mismos, sin embargo estos valores aun están en discusión, es importante mencionar que en este estudio no se compararon los valores del lado izquierdo y derecho de cada cordón.

En nuestra investigación se realizó el análisis de la microarquitectura de sustancia blanca de la médula espinal, tal como se realizó en la investigación de Onu et al. En nuestro estudio se obtuvieron los valores del FA y de CDA del los lado derecho e izquierdo de los cordones dorsal, ventral y lateral obteniendo diferencias significativas.

Es importante mencionar que en nuestra investigación los valores que se obtuvieron de los cordones posteriores para el lado izquierdo con una media 0.6642 (valor máximo de 0.781 y un valor mínimo de 0.549), desviación estándar de 0.077337356 y del lado derecho con una media de 0.6958 (valor máximo de 0.787 y un valor mínimo de 0.581) con una desviación estándar de 0.073146428, son valores similares a los reportados en la investigación realizada por Onu et al. donde se obtuvieron valores del FA del cordón posterior de 0.64 +- 0.13 a 0.74+- 0.09 y en el estudio realizado por Rossi en donde se observo un rango de 0.71+- 0.06 a 0.88+- 0.05 para los cordones posteriores. También observamos que los valores del FA son menores en los cordones anteriores comparados con los cordones posteriores y laterales lo observado en el mapa de color anisotropico de las fibras de sustancia blanca de la columna cervical.

En el estudio de Rossi et al. y Onu et al. revelaron diferencias entre los valores de FA y CDA de la sustancia blanca de los cordones anterior, dorsal, lateral, demostrando que si hay diferencias significativas principalmente en los valores de FA entre cada cordón. En nuestro estudio únicamente se observó que existe diferencia estadística entre del CDA del cordón anterior derecho con el CDA del cordón anterior izquierdo ya que se presentó mediante la prueba de Sperman un coeficiente de correlación de .669 con una $p < 0.05$ también se presentó una diferencia estadística entre el CDA del cordón posterior derecho con el izquierdo ya que el coeficiente de correlación fue de .772 con una $p < 0.01$. Es importante resaltar que estas mediciones no fueron realizadas por estos dos autores en sus investigaciones.

En el caso de la FA se registro únicamente una diferencia entre el FA del cordón anterior derecho con el izquierdo ya que el coeficiente de correlación mediante la prueba de Sperman fue de 0.751 con $p < 0.05$ y el FA del cordón anterior izquierdo presento diferencia estadística con el FA del cordón posterior izquierdo con un coeficiente de correlación de 0.874 con una $p < 0.01$, se observó también diferencia estadística entre el FA del cordón posterior derecho con el FA del cordón posterior izquierdo con un coeficiente de correlación de 0.830 con una $p < 0.01$.

No hubo significancia estadística entre los cordones anteriores, posteriores y laterales como lo muestran otros estudios.

Por otra parte no implementamos el cardiac gating para eliminar artefactos por movimiento del corazón no alterando nuestros resultados, en nuestro estudio solamente se realizo un correcto posicionamiento del sujeto control y se le dio instrucciones simples para evitar los movimientos dentro del gantry durante el estudio.

Se modificó en distintas ocasiones el protocolo de imagen para la adquisición del DTI utilizando en un principio algunos parámetros mencionados por investigaciones anteriores no obteniendo resultados óptimos por lo que se realizaron numerosas pruebas modificando factores técnicos, de manera que, se obtuvo el mejor protocolo para la realización de esta investigación.

En algunos casos se solucionó el artefacto de “doblamiento” de imagen únicamente ampliando más el FOV, también se rectificó el posicionamiento del paciente y la aplicación de almohadilla cervical para la eliminación del artefacto de “sombreado” en algún segmento de la médula cervical.

Finalmente es importante contar con una antena neurovascular de 16 canales ya que se obtienen mejores resultados en la adquisición de la imagen DTI y por lo tanto se pueden hacer mejores procesamientos para la obtención de valores de FA y CDA.

X CONCLUSIONES

1.- Si es posible diseñar un protocolo apropiado de imágenes de DTI para el mapeo de las vías medulares de la columna cervical para el equipo de 3Tesla, así como, también es posible obtener valores de FA y CDA que permitan establecer rangos en sujetos control de la sustancia blanca de cada cordón de la médula cervical.

2.- Se apreció que tanto el FA y como el CDA registraron, diferencias estadísticas entre los cordones anterior derecho con el izquierdo y los cordones posterior derecho con el izquierdo, esto puede estar relacionado a que existe una lateralidad relacionada a una área más dominante en cuanto a funcionalidad ya que todo los sujeto en el estudio son diestros.

3.- Se observó que solo el FA del cordón anterior izquierdo presento una diferencia con el cordón posterior de mismo lado esto puede ser, a que exista una variación en las características morfométricas con respecto a la densidad del axón, diámetro del axón y espacio del axón de estos cordones.

4.-En el caso del procesamiento de la tractografía a nivel cervical si se obtuvieron buenos resultados, sin embargo aun hay que trabajar más en la imagen anatómica del corte sagital y transversal, así como, tratar de implementar una mejor técnica para la eliminación de artefactos de flujo de LCR, respiración, movimiento cardíaco, sombreado, doblamiento de imagen.

6.-El DTI es una herramienta valiosa que podría ser prometedora para el apoyo diagnóstico de patología que afecte la médula cervical, aun más, podría abrirse un horizonte más amplio a neurólogos, neurocirujanos y por supuesto a neurorradiólogos para evaluar, abordar y tratar con mayor exactitud la patología de la médula cervical que afecte a un paciente.

XI BIBLIOGRAFÍA

- 1.- Thurnher MM, Bammer R (2006) Diffusion-weighted magnetic resonance imaging of the spine and spinal cord. *Semin Roentgenol* 41(4):294–311
- 2.- Stepper F, Lovblad KO (2001) Anterior spinal artery stroke demonstrated by echo-planar DWI. *Eur Radiol* 11(12):2607–2610
- 3.- Bareyre FM, Kerschensteiner M, Raineteau O, Mettenleiter TC, Weinmann O, Schwab ME. The injured spinal cord spontaneously forms a new intraspinal circuit in adult rats. *Nat Neurosci* 2004; 7:269–277.
- 4.- Rossignol S. Plasticity of connections underlying locomotor recovery after central and/or peripheral lesions in the adult mammals. *Philos Trans R Soc Lond* 2006;36:1647–1671.
- 5.- Majda M, Thurnher MM, Meng L, Law M, et al. Diffusion-Weighted Imaging, Diffusion-Tensor Imaging and Fiber Tractography of the Spinal Cord. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 17 (2009) 225–244
- 6.- Le Bihan D, Breton E. Imagerie de diffusion in vivo par résonance magnétique nucléaire. *CR Acad Sci Paris* 1985;301:1109–1112.
- 7.- Taylor DG, Bushell MC. The spatial mapping of translational diffusion coefficients by the NMR imaging technique. *Phys Med Biol* 1985;30:345–349.
- 8.- Stejskal EO, Tanner JE. Spin diffusion measurements: spin echoes in the presence of a time-dependent field gradient. *J Chem Phys* 1965;42:288–292.
- 9.- Le Bihan D, Mangin J-F, Poupon C, Clark C, Pappata S, Molko N, Chabriat H. Diffusion Tensor Imaging: Concepts and Applications. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 13:534–546 (2001)
- 10.- Warach S, Chien D, Li W, Ronthal M, Edelman RR. Fast magnetic resonance diffusion-weighted imaging of acute human stroke. *Neurology* 1992;42:1717–1723.
- 11.- Le Bihan D. Molecular diffusion nuclear magnetic resonance imaging. *Magn Reson Q* 1991;7:1–30
- 12.- Moseley ME, Cohen Y, Kucharczyk J. Diffusion-weighted MR imaging of anisotropic water diffusion in cat central nervous system. *Radiology* 1990;176:439–446.
- 13.- Chenevert TL, Brunberg JA, Pipe JG. Anisotropic diffusion within human white matter: demonstration with NMR techniques in vivo. *Radiology* 1990;177:401–405.
- 14.- Turner R, Le Bihan D, Maier J, et al. Echo-planar imaging of intravoxel incoherent motions. *Radiology* 1990;177:407–414.
- 15.- Douek P, Turner R, Pekar J, Patronas NJ, Le Bihan D. MR color mapping of myelin fiber orientation. *J Comput Assist Tomogr* 1991;15:923–929.
- 16.- Vasquez R. Comparación de los valores de coeficiente de difusión aparente entre el linfoma y el glioblastoma multiforme. 2009; 1-28
- 17.- Carpenter M. *Neuroanatomía Fundamentos*. 1991. Ed. 4ta. Edit. Panamericana. 1-475 pag.
- 18.- Assaf Y, Blumenfeld-Katzir T, Yovel Y, Basser PJ. AxCaliber: a method for measuring axon diameter distribution from diffusion MRI. *Magn Reson Med* 2008;59:1347–1354.
- 19.- Takahashi M, Hackney DB, Zhang G, et al. Magnetic resonance microimaging of intraaxonal water diffusion in live excised lamprey spinal cord. *Proc Natl Acad Sci U S A* 2002;99:16192–16196.

20. Gray H. Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice. London: Churchill-Livingstone, Elsevier; 2008.
- 21.-SILAN 2002.BIOFISICA DE LA IRM.
22. Le Bihan D, Mangin J-F, Poupon C, et al. Diffusion Tensor imaging: concepts and applications. *J Magn Reson Imaging* 2001;13:534-46
- 23.- Mihaela O, et al. Human Cervical Spinal Cord Funiculi: Investigation with Magnetic Resonance Diffusion Tensor Imaging. *JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING* 31:829–837 (2010)
24. Wheeler-Kingshott CAM, Hickman SJ, Parker GJM, et al. Investigating cervical spinal cord structure using axial diffusion tensor imaging. *Neuroimage* 2002;16:93–102.
25. Van Hecke W, Leemans A, Sijbers J, Vandervliet E, Van Goethem J, Parizel PM. A tracking-based diffusion tensor imaging segmentation method for the detection of diffusion-related changes of the cervical spinal cord with aging. *J Magn Reson Imaging* 2008;27: 978–991.
26. Fenyves DA, Narayana PA. In vivo diffusion characteristics of rat spinal cord. *Magn Reson Imaging* 1999;17:717–722.
27. Moseley ME, Cohen Y, Kucharczyk J, et al. Diffusion-weighted MR imaging of anisotropic water diffusion in cat central nervous system. *Radiology* 1990;176:439–445.

ANEXOS



ANEXO 1
3.0T GE Signa Exite HDx



ANEXO 2
ANTENA NEUROVASCULAR
DE 16 CANALES GE

CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

TITULO DEL PROTOCOLO:
MAPEO DE VIAS MEDULARES DE LA COLUMNA CERVICAL POR
TENSOR DE DIFUSION EN SUJETOS CONTROL, PROTOCOLO DE
IMAGEN
YO

— (Nombre y apellidos del sujeto control)
He leído la hoja de información que me han entregado.
He podido hacer preguntas sobre el estudio.
He recibido suficiente información sobre el estudio.
He hablado con el Dr. Miguel Angel Betancourt Velázquez y/o Físico Erick Humberto Pasaye Alcaráz
Comprendo que mi participación es voluntaria.
Comprendo que puedo retirarme del estudio:
1. Cuando quiera.
2. Sin tener que dar explicaciones.
3. Sin que esto repercuta en mis cuidados médicos.
NO () SI () ACEPTO PARTICIPAR EN EL ESTUDIO:

Firma del sujeto control o su familiar responsable en caso
de no estar legalmente habilitado

HOJA DE INFORMACION

Del trabajo de investigación para tesis titulado,
MAPEO DE VIAS MEDULARES DE LA COLUMNA CERVICAL POR
TENSOR DE DIFUSION EN SUJETOS CONTROL, PROTOCOLO DE
IMAGEN de la especialidad de Neuroimagen, del Dr. Miguel Angel
Betancourt Velázquez/o Físico Erick Pasaye Alcaraz.

El mapeo de vías medulares por resonancia magnética es un estudio no
invasivo que consiste en la elaboración de tractografía en la médula cervical
y obtención de valores de Fracción de Anisotropía, Coeficiente de difusión
Aparente de la médula, con el fin de establecer u obtener valores estándar
para posterior uso de herramienta de apoyo diagnóstico, plan de tratamiento
u abordaje quirúrgico, de padecimientos que afectan a la médula cervical.
Los resultados de esta investigación serán publicados en revistas médicas y
su identidad será respetada.

Si usted no quiere participar en este estudio de investigación no repercutirá
en la atención médica que se le esté dando en este departamento ni en esta
institución.

Si está de acuerdo en participar le pido de favor firmar la hoja de
autorización.

ANEXO 4

CUESTIONARIO APLICADO AL SUJETO CONTROL

ESTUDIO DE RESONANCIA.

NOMBRE:

EDAD:

FECHA:

- 1.- ¿ALGUNA VEZ HA SIDO OPERADO DEL CUELLO Y/O COLUMNA?
SI NO
- 2.- ¿HA SUFRIDO TRAUMATISMO CRANEOENCIFALICO ALGUNA VEZ EN SU VIDA?
SI NO
- 3.- ¿HA SUFRIDO LATIGAZO O CHOQUE POR ALCANCE EN ALGÚN VEHÍCULO?
SI NO
- 4.- ¿SE LE ADORMECE ALGUNA PARTE DEL CUERPO?
SI NO
- 5.- ¿SUFRE USTED DE PROBLEMAS DE COLUMNA CERVICAL?
SI NO
- 6.- ¿SIENTE HORMIGUEO EN SUS MANOS?
SI NO
- 7.- ¿LE HAN DIAGNOSTICADO CANAL CERVICAL ESTRECHO?
SI NO
- 8.- ¿LE HAN DIAGNOSTICADO ESCLEROSIS MÚLTIPLE?
SI NO
- 9.- ¿LE HAN DIAGNOSTICADO HERNIA DE DISCO CERVICAL?
SI NO
- 10.- ¿LE HAN DIAGNOSTICADO TUMORES EN LA COLUMNA?
SI NO
- 11.- ¿LE HAN DIAGNOSTICADO PROBLEMAS ISQUÉMICOS EN LA COLUMNA?
SI NO
- 12.- ¿PADECE USTED MIELOMENINGOCELE, MENINGOCELE O ESPINA BÍFIDA?
SI NO
- 13.- ¿TIENE USTED MARCAPASOS?
SI NO
- 14.- ¿LE HAN PUESTO ALGUNA PRÓTESIS DE METAL?
SI NO
- 15.- ¿LE DA MIEDO LOS LUGARES CERRADOS O ESTRECHOS?
SI NO
- 16.- ¿PADECE USTED ALGUNA ENFERMEDAD INFECTO-CONTAGIOSA COMO VIH, TUBERCULOSIS O ABSCESOS?
SI NO

ANEXO 5
ALGORITMO DE PROTOCOLO DE
IMAGEN DE ADQUISICION DE DTI

