

1124262



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

SECRETARIA DE SALUD
INSTITUTO NACIONAL DE NEUROLOGIA
Y NEUROCIRUGIA
"MANUEL VELASCO SUAREZ"

*CORRELACION ECOMORFOLOGICA DE LAS PLACAS
DE ATEROMA CON ANGIOTOMOGRAFIA POR
NAVEGACION VIRTUAL ENDOVASCULAR.*

TESIS DE POSTGRADO

PARA OBTENER EL TITULO EN LA
SUBESPECIALIDAD DE
NEURORRADIOLOGIA

PRESENTA:

DR. JORGE LUIS VELAZQUEZ CORONA

ASESOR:

DR. MANUEL SALVADOR LOPEZ MARTINEZ



MEXICO, D. F.

2002

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

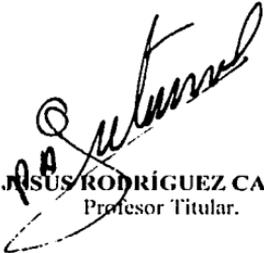
Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

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.

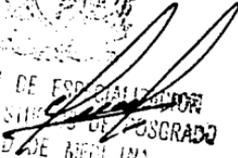

DRA. TERESA CORONA VAZQUEZ
Directora General de Enseñanza



**INSTITUTO NACIONAL
DE NEUROLOGIA Y
NEUROCIROGIA
DIRECCION DE ENSEÑANZA**


DR. JESUS RODRIGUEZ CARBAJAL.
Profesor Titular.


DR. MANUEL SALVADOR LÓPEZ MARTINEZ.
Tutor de Tesis.



SUBDIVISION DE ESPECIALIZACION
DIVISION DE ESTUDIOS DE POSGRADO
FACULTAD DE MEDICINA
U. N. A. M.

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

DEDICATORIA

A mi hija Michelle, por ser la personita más importante de mi vida.

A mis padres y a mi hermano Arturo.

A ti Laura por ser el amor de mi vida.

A mis amigos y en especial a Ángel y Joaquín, que fueron como mis hermanos, gracias por todo el apoyo y la tolerancia que me brindaron.

AGRADECIMIENTOS

A mis maestros del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía Manuel Velásco Suárez en especial a los doctores, Marisa Pacheco, Roger Carrillo, Ramón Gutiérrez Jorge Balderrama, Manuel López, Rubén Conde, Jesús Rodríguez Carvajal y Marco Zenteno por todas sus enseñanzas y consejos.

Al los doctores Manuel López, Marisa Pacheco, Roger Carrillo, y a las técnicas radiólogas Susana y Araceli por apoyarme incondicionalmente a la realización de mi tesis.

A mis compañeros residentes, al equipo de técnicos radiólogos, enfermeras y especialmente a las secretarías Carmelita, Eli, Adelaida y Diana del INNN por su amistad.

RESUMEN

CORRELACIÓN ECOMORFOLÓGICA DE LAS PLACAS DE ATEROMA CON ANGIOTOMOGRAFIA POR NAVEGACION VIRTUAL ENDOVASCULAR.

INTRODUCCIÓN. Dado el avance de la tecnología se tiene en la actualidad nuevos equipos de tomografía helicoidal, por lo que el propósito de este trabajo es comparar y tratar de establecer las características de las placas de ateroma reportadas por ultrasonido Doppler, utilizando la angiотомografía utilizando su diversidad de técnicas, pero principalmente con navegación virtual endovascular ya que no existe ningún informe en la literatura.

MATERIAL Y METODOS. Se trata de un estudio descriptivo, transversal y de método diagnóstico, el cual se realizó en el Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía, en el departamento de Neuroimagen, México DF., del mes de febrero del 2001 al mes septiembre del 2001. Se le utilizó un equipo General Hewlett Parkard Sonos 5500, con transductor de 7.5 Mhz., realizándoles US carotídeo estudio en tiempo real, en modo B, Doppler pulsado, codificado a color y angio Doppler. Se efectuó caracterización y clasificación de las placas de ateroma según criterio del Consenso Internacional para US. A estos pacientes se les solicitó angioTC de carótidas. Se utilizó un tomógrafo helicoidal (General Electric high speed), donde se realizaron reconstrucciones en 2 dimensiones, se removieron las estructuras todas las estructuras solo dejando las estructuras vasculares, para utilizar las técnicas de Proyección de Máxima Intensidad, Superficie para crear proyecciones angiográficas de los cortes helicoidales y por último Navegación Virtual Endovascular. Los criterios de inclusión de los pacientes fueron que el diagnóstico por ultrasonido fuera de aterosclerosis, sin importar la edad y el sexo, que todos los pacientes contaran con estudio de US y angioTC, con antecedente de que no fueran alérgicos al medio de contraste y que firmaran con autorización escrita para este último estudio. Los pacientes que se excluyeron fueron aquellos que no cooperaron para cualquier de los dos estudios, pacientes inestables, con movimientos que impidieran la realización de cualquier estudio, con daño renal crónico como insuficiencia renal.

Las imágenes fueron valoradas en forma ciega por 2 neurorradiólogos, en forma independiente, para analizar los hallazgos de angiотомografía computada y navegación endovascular mediante un cuestionario enfocado a los hallazgos que reporto en US, efectuándose posteriormente concordancia interobservador. La información fue capturada en Excell 5.0, y en el análisis descriptivo se resume en medias, desviaciones estándar, porcentajes y la parte comparativa se efectuó con programa SPSS 10.0. se evaluaron la correlación entre dos observadores y se obtuvo la sensibilidad y especificidad diagnóstica para las características que obtuvieron correlación significativa. La concordancia interobservador se utilizó la prueba de *kappa* con nivel de confianza del 95%.

RESULTADOS. Se estudiaron 25 pacientes de los cuales 16 fueron femeninos y 9 masculinos, con edad media de 66 años y un rango de 48 y 81 años. El coeficiente de correlación global, esto es considerando ambos observadores al comparar aterosclerosis por ultrasonido y aterosclerosis por angioTC fue de 0.471 con un valor de significancia *p*

= 0.001. Existió una buena correlación global, entre: extensión, textura, densidad de las placas, grado de estenosis, diagnóstico de oclusión carotídea, localización de las placas de ateroma y calcificación. Cuando se comparó la concordancia interobservador por separado para ambos métodos se encontró que dicha concordancia fue significativa para la extensión, textura, densidad, localización y calcificación de las placas de ateroma, así como el grado de estenosis y oclusión carotídea. También se analizaron los hallazgos encontrados por navegación endovascular por ambos observadores. En relación a la superficie de la pared se dividió en lisa e irregular se observó como depresiones que correspondieron a engrosamiento difuso o placas de ateroma. También se analizó las placas de ateroma por NE, las placas que no eran calcificadas se observaron como un abultamiento sobre la pared interna de la arteria. Se realizó medición de las unidades Hounsfield (U.H.) en los cortes axiales y con NE, y lo que se obtuvo fue que en las placas calcificadas menos de 400 U.H. no se observaron con color (rosado) en NE y por tomografía y ultrasonido fueron reportadas como placas calcificadas, las placas mayores de 500 U.H. se observaron con color (rosado). Otro hallazgo importante que se observó fue la solución de continuidad de la pared arterial cuando se encontró una estructura vascular adyacente, siendo la más frecuente la vena yugular, en un 76% de los pacientes, así como estructuras óseas en un 8 %, el llenado inadecuado del contraste produjo poca visualización de la luz del vaso en un 12 %, la presencia de artefacto por material metálico en un 16 % y por último el movimiento por respiratorio o por deglución en un 12 %. Hubo pacientes que presentaron 2 a 3 artefactos al mismo tiempo.

CONCLUSIONES. No existió correlación entre las características de las placas de ateroma observadas por angioTC / NE y las reportadas por ultrasonido, por tanto no es el método adecuado para efectuar esta caracterización. Aunque no es el objetivo principal de nuestro estudio, si encontramos que la angioTC en sus otras modalidades tiene una buena correlación para caracterizar la extensión, textura, densidad, localización y calcificación de las placas de ateroma, así como el grado de estenosis y oclusión carotídea. Podemos visualizar las placas de ateroma calcificadas en AngioTC / NE, que tengan más de 500 UH. y que nos proporcionan un color, menores a 500 UH, no se observan con color y pueden pasar desapercibidas por esta modalidad. En nuestro estudio se observó la presencia de artefactos en AngioTC / NE, principalmente cuando se encontró estructura vascular adyacente (Vena Yugular) o hueso, material, metálico, movimientos por deglución o respiratorio o inadecuado llenado de material de contraste.

ÍNDICE.

1. INTRODUCCIÓN.	1
MARCO HISTÓRICO.	1
ANTECEDENTES.	3
2. ATEROESCLEROSIS CAROTÍDEA.	5
3. EMBRIOLOGÍA.	7
4. ANATOMÍA.	9
5. ULTRASONIDO DOPPLER.	12
HISTORIA.	12
PRINCIPIOS FÍSICOS.	12
DOPPLER CONTINUO.	13
DOPPLER PULSADO.	14
DOPPLER CODIFICADO A COLOR.	14
DOPPLER DUPLEX .	15
7. PRINCIPIOS DE TOMOGRAFÍA.	16
8. ANGIOTOMOGRAFÍA.	17
9. HIPÓTESIS.	19
HIPOTESIS ALTERNA.	19
HIPOTESIS NULA.	19
10. OBJETIVOS.	19
OBJETIVO GENERAL.	19
OBJETIVOS ESPECÍFICOS.	19
11. MATERIAL Y MÉTODOS.	20
12. CONSIDERACIONES ÉTICAS.	23

13. RESULTADOS.	24
14. DISCUSIÓN	35
15. CONCLUSIONES.	37
16. REFERENCIAS.	38
17. CASOS DEMOSTRATIVOS.	41

INTRODUCCIÓN.

MARCO HISTORICO.

Inventada en 1921 por Bocage, la tomografía convencional o enfocadas a una sección, eran radiografías que mostraban secciones muy delgadas del cuerpo. En 1939, Watson, un técnico radiólogo británico fue el primero que tuvo la idea teórica de un tomógrafo pero no la llevo a la práctica. En Italia en 1950, Vallebona, utilizó tomografía axial transversal con finalidad clínica. En 1858, tres investigadores en Kiev Instituto Politécnico de Ucrania describieron algoritmos eficientes y un sistema computarizado análogo a una televisión. Desde que Fisher en 1958 hizo notar la importancia de la enfermedad aterosclerótica que afecta en la génesis de la enfermedad vascular cerebral, se han cifrado grandes esperanzas en la prevención y tratamiento de esta enfermedad incapacitante. En 1961 Oldendorf, un neurólogo de Wadsworth desarrollo un método de reconstrucción por tomografía, obteniendo imágenes borrosas, recibiendo la patente en 1963, posteriormente se presentaron los trabajos de Takahashi en Japón, Cormack en South África y en 1965 Kulh, Hale and Eaton obtienen la primera tomografía computada axial del tórax, utilizando un equipo Mark II, sin embargo fue en 1971, Godfrey N. Hounsfield un ingeniero en computación que trabajaba en EMI, un laboratorio de la industria electrónica y de música, en Inglaterra, produciendo la primera tomografía computada (**TC**) con fines diagnósticos (1).

La primera referencia sobre las bases de la angiotomografía data de 1984, por Heinz y cols. que describió el uso de cortes tomográficos delgados dinámicos para permitir la visualización directa de ateromas carotídeos y trombos así como demostrar la posibilidad de realizar una reconstrucción en tercera dimensión de la arteria carótida, sin embargo debido a los equipos de tomografía de esa época que eran relativamente lentos no fue posible (2).

En 1989 surge el TC helicoidal como una modalidad nueva la cual provee un volumen interrumpido de información que puede ser reconstruido y reproducido en una representación tridimensional y las estructuras vasculares pueden ser seleccionadas utilizando un retardo de la aplicación del medio de contraste (3). El primer equipo fue Somaton Pluss scanners. Se requiere un software especial para el procesamiento de datos y

para la reconstrucción de las imágenes obtenidas de todos los segmentos en 360 grados del espiral **(4)**. La técnica helicoidal ha revolucionado la tomografía computada (TC), son equipos más rápidos que la TC estándar aunque la calidad es similar, la angiotomografía **(AngioTC)** es una nueva técnica relativamente no invasiva que con medio de contraste, se obtienen imágenes vasculares que se obtienen de cortes axiales como base, a la fecha existen muchas vías para realizar análisis de reconstrucción tridimensional y navegación virtual endovascular, en la cual se puede observar la superficie interna de la arteria. Con algoritmos como son la proyección de máxima intensidad **(MIP)** y demostración de superficie sombreada, esta última muestra las arterias en tercera dimensión demostrando la patología y su relación con otras estructuras. Una variante de demostración de la superficie sombreada es la configuración de poder explorar la superficie interna de la columna de contraste dentro de la arteria y poder observar una superficie sombreada llamada navegación virtual endovascular **(NE)**, la cual esta demostrando tener nuevas aplicaciones de las cuales se hablara posteriormente. Las imágenes de la luz el vaso pueden ser regeneradas e incluso es posible identificar placas de ateroma y sus complicaciones. Las imágenes de proyección de máxima intensidad delimitan la densidad del vaso en relación al contraste y la presencia de calcificaciones incluso con otras densidades del cuello **(5)(6)**.

ANTECEDENTES.

La enfermedad oclusiva de la arteria carótida interna extracraneal presenta un impacto significativo en los 500,000 nuevos infartos que ocurren en los Estados Unidos cada año. Puede ocurrir un poco más del 10% de nuevos ictus en estudios de población (South Alabama Study).(7) La enfermedad oclusiva carotídea representa solo un aspecto en la expresión general de la aterosclerosis, en estos pacientes generalmente se asocia a enfermedad vascular coronaria y periférica. Los hombres generalmente son más afectados que las mujeres y las diferencias raciales pueden influir en la distribución de la aterosclerosis cerebrovascular. La aterosclerosis es la patología más significativa que afecta a la arteria carótida común, origen de la carótida externa y en los primeros 2 cms. del origen de la arteria carótida interna. La aterosclerosis es una condición progresiva que esta fuertemente influenciada por factores genéticos y gran parte de la atención se ha enfocado en el tratamiento o en la modificación de factores de riesgo, como la hipertensión, tabaquismo, diabetes mellitus, y estados de hiperlipidemia. Todos los cuales aceleran la progresión de la enfermedad. Durante los últimos años los resultados de The North American symptomatic Carotid Endarectomy Trial (NASCET) (8) y el European Carotid Surgery Trial (9), han sido los indicadores para endarectomias carotídeas y colocación de Stent. La angiotomografía (angioTC), como una técnica nueva de mínima invasión, que al conjuntar cortes tomográficos helicoidales, con la aplicación de medio de contraste en forma mecánica, con inyector se obtienen imágenes vasculares semejantes a la angiografía por sustracción digital, con una alta sensibilidad y especificidad en el diagnóstico de estenosis carotídea, con rango de 70 a 99%, valorándose la región estenótica con y sin placa calcificada, siendo este método no susceptible de flujos dinámicos complejos ni de artefactos como en el caso de la literatura que la angioTC y el eco Doppler color, (2,6,10) existen reportes en la literatura que la angioTC es de utilidad en el seguimiento de pacientes ya conocidos con disecciones carotídeas (11) y provee una técnica excelente para el seguimiento de pacientes post colocación de Stent. Sin embargo dentro de las limitaciones descritas por este método se incluyen, artefactos por movimientos, ya sea por deglución o pulsación, los relacionados a aspectos técnicos, como son el grosor de corte, cantidad y velocidad de inyección del medio de contraste, efecto de volumen parcial de

placas circunferenciales, el uso de radiación ionizante y otra es que no valora la circulación colateral. (3).

ATEROESCLEROSIS CAROTÍDEA.

La aterosclerosis es la patología, más significativa que afecta la arteria carótida interna (ACI), existiendo una predilección por la bifurcación de la carótida común (ACC), el origen de la arteria carótida externa, los primeros 2 cm. (bulbo) del origen de la ACI y el sifón carotídeo. El único sitio de formación de placa es la bifurcación y ha sido atribuido a las condiciones hemodinámicas, como son la división del flujo y la estasis del mismo. La porción inicial de la carótida interna que corresponde al bulbo tiene un diámetro dos veces mayor la ACC, esta anatomía especial y las alteraciones hemodinámicas fisiológicas predisponen a la formación de placas de ateroma.(12) La aterosclerosis es un proceso degenerativo localizado en la íntima-media de los vasos y es caracterizado por la acumulación de lípidos, tejido fibroso y células circundantes focales, la formación de placas de ateroma puede producir disminución en el diámetro el lumen arterial y del flujo sanguíneo, así como las complicaciones de las propias placas, como es la ulceración, trombosis y embolización dentro de las arterias distales. La placa ateromatosa es caracterizada histológicamente por cinco factores 1) incremento en el colesterol particularmente esteres de colesterol, 2) aumento del tejido conectivo especialmente elastina y glicosaminoglicanos, 3) proliferación de músculo liso, 4) presencia de macrófagos, cargados de lípidos y 5) células inflamatorias. El principal hallazgo en la aterosclerosis es el depósito de lípidos plasmáticos en la túnica íntima (lesión inicial) esto es fácilmente hallado desde los 3 años de edad, sin embargo el riesgo se incrementa con la edad y es hasta la edad adulta cuando es de importancia clínica. Además existe reacción celular posteriormente existe depósitos grasos los cuales son muy evidentes ya sea en forma de parches o depósitos lineales, localizados en la superficie de la íntima.(13)

Sus principales componentes lípidos incluyen esteres de colesterol (77%), colesterol y fosfolípidos, estos pueden ser observados en cualquier edad o pueden estar adyacentes o sobrepuestos sobre placas ateroscleróticas. Las placas de ateroma son denominadas también fibrosas, fibrolípidicas, fibrograsas, son la lesión fundamental de la aterosclerosis, sin embargo estas lesiones pueden aparecer a la segunda década de la vida y generalmente no llegan a ser clínicamente significativos hasta la cuarta década. Las placas fibrosas son visibles a simple vista como lesiones blancas o blanco-amarillentas que protuyen sobre el lumen de la arteria, son generalmente excéntricas y la mayoría están cubiertas por

superficie endotelial intacta. Presenta 3 tipos de componentes A) células de músculo liso, monócitos o macrófagos, linfócitos, B) tejido conectivo que incluye colágeno, fibras elásticas y proteoglicanos y C) depósitos de lípidos intracelulares y extracelulares, en cada placa todos estos componentes le producen varias presentaciones, resultando un amplio espectro de lesiones. La mayoría de placas son lisas, no estenóticas y están cubiertas por un a capa de células musculares lisas compactas y bien organizadas y fibras de tejido conectivo denso denominada, capa fibrosa, esta provee un soporte mecánico a la placa y actúa como barrera, que secuestra los debris trombogénicas del centro necrótico, este es la porción más profunda de la placa, generalmente contiene una masa desorganizada de material lípido, colesterol, debris celulares y proteínas plasmáticas. Cuando esta sufre ruptura este puede ser una factor de oclusión trombótica, la fragmentación y la liberación dentro de la circulación del material ateromatoso pueden ocurrir que la porción inferior del centro necrótico seguido por una licuefacción de esteres de colesterol.

El resultado son debridaciones dentro de las placas frágiles ulceradas y que podrían ser liberadas dentro de la circulación cerebral, obstruyendo arterias dístales y resultar un ataque isquémico transitorio o una zona de infarto, las placas llegan a ser sintomáticas cuando causan una estenosis mayor del 70%. Son acompañadas por oclusión trombótica de la luz y llega a ser una fuente embolígena. Las calcificaciones son un hallazgo prominente en las placas complicadas y pueden ser extensas, involucrando regiones superficial y profunda de la placa (13) siendo estos hallazgos vistos claramente por ultrasonido. Se ha establecido que las características anatómo-morfológicas de la pared arterial carotídea son mejor visualizadas por ultrasonido que por Angiografía por Sustracción Digital (ASD). El ultrasonido para este fin es el "estándar de oro". (14).

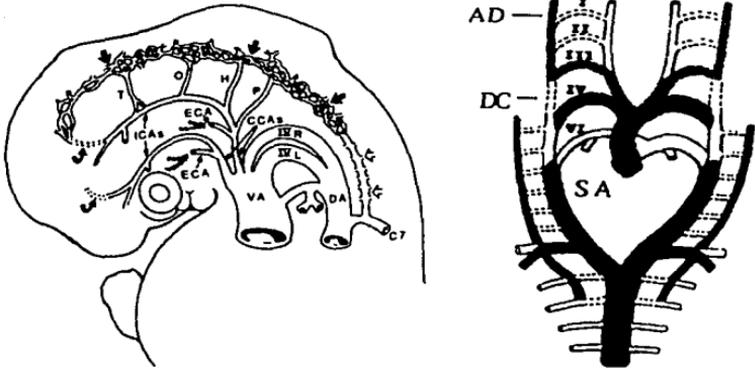
No existe ningún estudio en la literatura que establezca el aspecto por Angiotomografía computada por navegación endovascular (AngioTC/NE) de las placas de ateroma caracterizadas previamente por ultrasonido.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

EMBRIOLOGÍA.

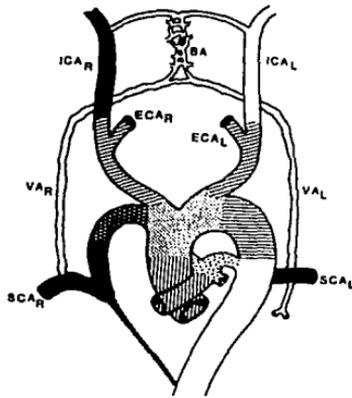
El sistema vascular del embrión humano aparece hacia la tercera semanas (19 días), cuando el embrión ya no es capaz de satisfacer su requerimiento nutritivo exclusivamente por difusión, En esta etapa, las células mesenquimatosas de la hoja esplácnica del mesodermo del embrión presómita en estado avanzado, proliferan y forman acúmulos celulares aislados denominados acúmulos angiogénos. El mesodermo esponjosos primitivo forma los canales vasculares. Un par de canales dirigidos longitudinalmente nacen en una situación paramedial para llegar a la aorta dorsal. De 21 a 25 días el tubo del corazón se fusiona dentro de un corazón primitivo y el saco aórtico ventral llega a conectarse a la aorta dorsal por el primer par de arcos aórticos. Alrededor de los 29 días la arteria carótida interna se divide en ramas craneales y caudales. La rama craneal es la arteria olfatoria, la cual subsecuentemente tiene múltiples ramas que van a irrigar al prosencéfalo incluyendo la arteria coroidea, anteriores, cerebrales medias y la arteria comunicante anterior. Las ramas caudales llegan a ser las arterias comunicantes posteriores y arterias cerebrales posteriores. Alrededor de los 32 días, seis pares de arcos aórticos son formados cursando alrededor de 5 arcos braquiales. Los primeros tres arcos están presentes alrededor de los 28 días pero los primeros 2 arcos involucionan antes del 5to y 6to. Los dos primeros pares de arcos aórticos involucionan sin ningún significante remanente en la vasculatura adulta. Los 3os. arcos son precursores al sistema carotídeo y los 4tos. arcos se desarrollan asimétricamente. El 4to. Arco aórtico izquierdo permanece en continuidad con el saco aórtico y la aorta dorsal izquierda, formando al arco aórtico izquierdo del adulto. El 4to arco aórtico derecho junto con la parte de la aorta dorsal derecha forman la arteria subclavia derecha proximal. Los 5tos. arcos aórticos son rudimentarios o no existen en los humanos. El 6to arco aórtico forma las arterias pulmonares y el tronco arterioso. La migración de la arteria carótida externa origina el sitio de la bifurcación carotídea. (15) (Fig. 1)

Figura 1



El sistema carotídeo se desarrolla como un resultado de una regresión de tres segmentos arteriales separados. Antes de la involución de los dos primeros arcos aórticos el flujo sanguíneo llega a la región craneal del saco aórtico ventral a la aorta dorsal a través de los primeros arcos. Sin embargo alrededor de los 29 días los primeros y segundos arcos tienden a involucionar, alrededor de las 6 semanas hay una regresión también de la aorta entre los 3ros. y 4tos arcos (ductus carotídeo). (16)(Fig. 2)

Figura 2



TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

ANATOMÍA.

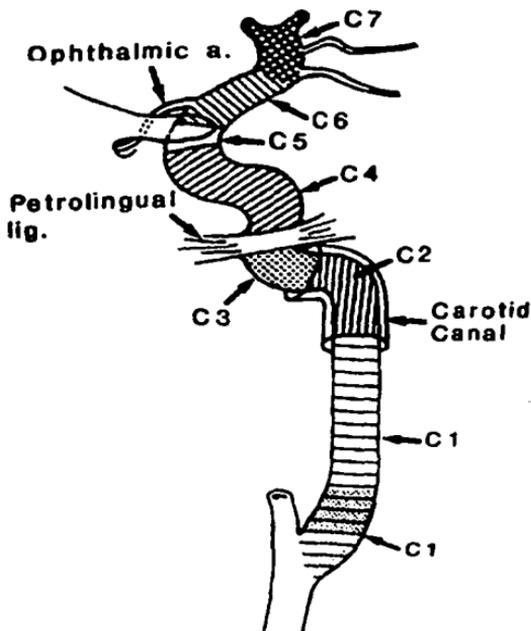
El término carótida deriva del griego *Kapelv* "dejar estupefacto". Esta arteria también denominada como la arteria soporal o apopléctica en reconocimiento al efecto de compresión de ambas arterias y a Aristóteles se le atribuye ser el primer observador. Galeno (129-199) fue el que derribó las antiguas creencias del flujo sanguíneo, estableciendo que estas arterias contenían sangre y no aire, sin embargo él considero que el hígado era el órgano primario del sistema vascular y creía que la sangre era entregada a los órganos finalmente por arterias y venas. La circulación de la sangre fue establecida por el médico William Harvey (1578-1657) que publicó este hallazgo revolucionario en 1628, en "Exercitation Anatomic de Motu Cardis et Sanguinis" (Ensayo anatómico del movimiento del corazón y sangre en animales) pero fue el anatomista Andreas Vesalius (1514-1564) el primero en observar sistemáticamente en detalle, el sistema vascular humano, "De Humani Corporis Fabrica" (1543), es considerado por muchos, la mayor contribución a la ciencia médica. Los detalles con respecto al flujo de las carótidas son debidos al trabajo del anatómista londinense Thomas Willis (1621-1675) publicado en "Cerebri Anatomie Nervorumque" (1664) y el médico y anatomista Antonio Scarpa (1752-1832) fue el primero en escribir el seno carotídeo. El rol en la variación del árbol vascular fue explorado por el cirujano y anatomista Richard Quain (1800-1887) y publicado en "The anatomy of the arteries of the human body with its applications to pathology and operative surgery in lithographic drawings with practical sommentaries" (1884). Todos estos investigadores y otros más establecieron las bases para la evaluación radiológica de las arterias carótidas en el paciente vivo gracias a las técnicas angiográficas de Egas Moniz en 1934. (16)

El arco aórtico normal se localiza en el mediastino superior y gradualmente cursa de derecha a izquierda enfrente de la tráquea. La primera rama que se origina del arco aórtico es llamada normalmente arteria innominada o tronco braquiocéfálico, en un segmento corto de su origen, se divide en dos ramas menores, la arteria subclavia y la común derecha la cual nace de la base del cuello posterior a la articulación esternoclavicular. La arteria vertebral derecha se origina de la arteria subclavia derecha, la cual cursa posteromedial y entra al foramen transverso de C6 (en 5% de los casos la arteria vertebral entra al foramen transverso de otro nivel cervical) la segunda rama mayor del tronco braquiocéfálico es la arteria carótida común derecha, la cual se bifurca en carótida interna y externa a nivel de

C3 o C4, sin embargo la bifurcación puede ser tan alta como C1 o tan baja como T2. La arteria carótida común izquierda es la 2da. rama del arco aórtico, nace de la parte más alta del arco aórtico, postero-lateral al tronco braquiocefálico. En el mediastino superior la carótida común izquierda asciende anterior y anterolateral a la tráquea para entrar para entrar al cuello entre la articulación esterno-clavicular. En la base del cuello, la arteria carótida común es profunda a los músculos esternohiideo, esternotiroideo y esternocleidomastoideo y anterior al cuarto y al sexto proceso transverso cervical. La arteria llega más superficial al nivel del cartílago cricoides, donde esta cruza posterolateral al tendón intermedio del músculo omohiideo para entrar al triángulo carotídeo. La última rama que se origina del arco aórtico es la arteria subclavia izquierda. La primera rama de esta arteria es la arteria vertebral izquierda que usualmente se origina cerca de la porción superior de la arteria subclavia izquierda y entra al foramen transverso de C6 ocasionalmente la arteria vertebral puede originarse de la porción proximal de la arteria subclavia. El 75 % de los casos la arteria subclavia es del mismo tamaño o más larga que la del lado derecho y el 75 % de los casos es dominante la del lado izquierdo. El segmento de la arteria cervical se extiende de la bifurcación de la arteria carótida común hasta la base del cráneo. Existen algunas ramas variantes de la arteria carótida interna cervical por ejemplo: arteria faríngea ascendente, tiroidea superior, occipital, meníngea posterior, hipoglosa persistente, intersegmentaria proatlantal y estapedial persistente. La arteria carótida interna se divide en 7 segmentos: segmento C1 de la bifurcación hasta su entrada al canal carotídeo en el hueso temporal petroso, segmento petroso C2, segmento lacerum C3, segmento cavernoso C4, segmento clínoideo C5, segmento oftálmico C6 y segmento comunicante C7. (17) (Fig3.) La arteria carótida común se divide en aproximadamente a la altura del borde superior del borde superior del cartilago tiroides en arteria carótida interna y externa. La arteria carótida común toma un curso similar al entrar al cuello. Harrison y Marshall encontraron que la arteria carótida común fue 7.6 mm., en diámetro a su entrada a la bifurcación, en el bulbo 8.3 mm., mientras que la carótida interna más allá del bulbo 5 mm. La arteria carótida común mide en promedio en longitud 9.4 cm. y la arteria carótida común izquierda tiene en promedio 8 mm, determinado por angiografía y por ultrasonido, El calibre de la arteria carótida cervical es usualmente simétrico con un promedio aproximadamente de 6.3 mm., a nivel medio cervical su diámetro es similar demostrado su

gradual incremento de acuerdo con la edad. El bulbo carotídeo o seno carotídeo representa una dilatación fusiforme de la bifurcación de la carótida. El tamaño del bulbo es variable, el diámetro máximo en promedio es de 9.3mm., con una desviación estándar de 1.6 cm. Usualmente la carótida interna se proyecta posterolateral a la carótida externa. El tamaño del segmento cervical del vaso es constante disminuye en su calibre cerca de la base del cráneo. El calibre de la pared de la arteria carótida tiene un promedio de 0.7 mm., cerca del 10 % del diámetro de la luz del vaso, evaluado con técnica de ultrasonido Doppler. El ultrasonido Doppler es un método de diagnóstico, no invasivo accesible, con ausencia de riesgo y con una exactitud diagnóstica. La ecografía se usa en la prevención de accidente vascular cerebral, en la vigilancia de la aterosclerosis que puede producir isquemia cerebral. (18)(19)

(Figura 3)



TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

ULTRASONIDO DOPPLER.

HISTORIA.

En 1842, el austriaco Johan Doppler, presenta a la Royal Bohemia of Learning un trabajo en el cual se postulaba el posible cambio de la frecuencia óptica y la probable relación de este fenómeno con el cambio de la frecuencia óptica u otras ondas, dependiendo del movimiento del emisor con respecto al receptor y viceversa, sin embargo no pudo comprobarlo en forma experimental. La existencia del efecto Doppler fue comprobada por primera vez en 1844 por el científico holandés Buys Ballot. En 1965, Miyazaky y Kato señalaron que era posible medir el flujo circulatorio en los vasos del cuello mediante el desplazamiento del transductor. (20)

PRINCIPIOS FÍSICOS.

El ultrasonido se trata de ondas sonoras con frecuencias superiores a las del rango humano, el cual es de 20 Mhz., el rango con el cual operan los equipos de ultrasonido en la práctica es de 1.8 a 12 Mhz., el sistema Doppler utiliza para detectar los cambios de frecuencia producida por el movimiento del flujo sanguíneo, el cambio de frecuencia depende de la diferencia entre el transmisor y el efector y de la interacción del eco con la zona investigada (ángulo cero y la velocidad), si existe o no flujo y sus características.

EFECTO DOPPLER

El fenómeno llamado efecto Doppler es un cambio de frecuencia producido por el movimiento del receptor con respecto al emisor y viceversa. El efecto Doppler se utiliza en infinidad de las actividades y lo tenemos presente en la vida diaria ejemplo de ello son los radares que emplean la policía para detectar las velocidades a las cuales se desplazan los automóviles y los sonidos acústicos producidos por el silbato del tren o de las ambulancias que son eventos comunes. La frecuencia acústica se percibe más aguda al acercarse la ambulancia (el transmisor) al observador (el receptor), la longitud de las ondas acústicas se comprimen y hay aumento de la frecuencia de recepción. La misma fuente productora del sonido al alejarse del observador se percibe con un sonido más grave. Cuando ambos, fuente emisora y receptora están sin movimiento, el llamado efecto Doppler no se produce.

Para comprender mejor esto, necesitamos conocer ciertos valores matemáticos los cuales se expresan en la siguiente ecuación.

$$Df = \frac{2 F_0}{C} V \cos \theta$$

donde:

Df: Cambio de frecuencia (Khz).

V : Velocidad del sonido en la sangre (1560 mts/seg.).

C : Propagación de la velocidad del sonido.

Fo: Frecuencia del transductor (Mhz).

0 : Ángulo formado entre la dirección del haz de sonido y el flujo de sangre.

Cuando los valores numéricos son integrados en esta fórmula encontramos que los cambios de frecuencia caen dentro del rango audible de 0 a 20 Khz., y el cambio de frecuencia Doppler es directamente proporcional a la velocidad del flujo sanguíneo y al coseno del ángulo 0. Con el Doppler el cambio de frecuencia que se obtiene depende de la diferencia entre la frecuencia de transmisión y la de recepción y éste a su vez del movimiento del flujo sanguíneo y de la interacción del eco con la zona evaluada (ángulo 0). Existen varias modalidades de ultrasonido, cabe señalar que la sonografía Doppler se puede clasificar en cinco categorías: Modo B, Doppler continuo, pulsado, codificado en color y power Doppler.

Ecografía modo B, este método visualiza a las arterias en una escala de grises, en forma bidimensional. La imagen se genera a partir de la amplitud de las ondas reflejadas, que están modificadas por la impedancia acústica de los diversos tejidos, de tal forma, que el flujo sanguíneo refleja escaso ultrasonido, mientras que las paredes del vaso generan ecos que permiten ser visualizadas. Para este fin específico se recomiendan transductores que emiten frecuencias de ultrasonido de 7.5 a 12 Mhz. (21)

DOPPLER CONTINUO

El sonido es emitido en forma continua y generalmente consta de dos cristales, uno como transductor y otro como receptor, transmite y recibe simultáneamente las señales Doppler.

Debido a esto es posible detectar y cuantificar velocidades muy altas. Su mayor desventaja es que no tiene resolución espacial.

DOPPLER PULSADO.

El sonido es transmitido en forma intermitente, el transductor es excitado por pulsos intermitentes y no en forma continua; el tiempo de transmisión es muy pequeño comparado con el tiempo de emisión y el mismo cristal o transductor sirve como emisor y transmisor. La mayor ventaja del Doppler pulsado es que permite seleccionar el lugar exacto de la colocación de la muestra de flujo y la señal Doppler tiene resolución espacial. Las desventajas de este método es que a mayor profundidad el límite para detectar las señales Doppler es mayor y es incapaz de cuantificar flujos muy altos. Cuando las velocidades del flujo son muy altas se presenta el fenómeno conocido como "Aliasing", en el cual la porción del espectro amputado en la ventana espectral utilizada aparece en sentido contrario a la base de la ventana espectral dificultándose calcular la velocidad. Este límite de repetición del punto conocido como frecuencia Nyquist (NQ) nos indica el límite máximo para detectar velocidades con este método y es la mitad del siguiente pulso. (21)

DOPPLER CODIFICADO A COLOR.

Un adelanto más reciente es la adición del color a los métodos ultrasonográficos, lo cual proporciona una nueva dimensión en la evaluación neurovascular, el rango de frecuencia con el que operan estos sistemas van de 2 a 10 Mhz., El sistema de Doppler codificado a color es la combinación de la imagen bidimensional del tiempo real, con la superposición del color (mapeo), este método utiliza la técnica del Doppler pulsado. En este caso el cambio de frecuencia Doppler se representa en colores junto al espectro Doppler. La asignación del color depende de la dirección del flujo, en relación con la posición del transductor. Cuando el flujo se aleja se muestra en color rojo y cuando el flujo se acerca se muestra en azul, la designación del flujo es arbitraria y depende del operador, aunque convencionalmente el rojo se aplica al flujo arterial y el azul al venoso, por otra parte, el grado de saturación del color se correlaciona con la velocidad del flujo sanguíneo, de tal forma que la reducción de la saturación (desvanecimiento del color) indica incremento en la velocidad. En caso de turbulencia en el flujo, se produce una mezcla de colores conocida como "patrón de mosaico". Las principales ventajas de este método son las de recibir la

información en forma simultánea de diferentes muestras de volumen de flujo en un campo de exploración mayor, facilitando la orientación de flujos anormales. No obstante tener la misma limitación de la repetición de pulsos por la frecuencia Nyquist, el Doppler en color facilita la orientación en la colocación de la muestra de flujo cambiando a Doppler continuo cuando se requiere cuantificar velocidades altas.

DOPPLER DUPLEX

El sistema llamado Doppler Duplex es un término que ha creado mucha confusión, debido a lo generalizado del concepto. Es la combinación de la imagen en tiempo real o modo B con el análisis espectral Doppler. En la imagen bidimensional modo B, se guía la colocación de la señal Doppler y se obtiene el análisis espectral con Doppler pulsado o Doppler continuo. El termino Duplex se utiliza independientemente si la señal espectral se obtiene en forma simultánea, fija o con un determinado tiempo de actualización, es útil en detectar y caracterizar placas de ateroma en circulación carotídea y vertebral así como en la detección de disecciones carotídeas y vertebrales. (21)

Los métodos de imagen han presentado un rápido desarrollo, por ejemplo la angiografía convencional fue reemplazada por la angiografía con sustracción digital, siendo esta actualmente aceptada como "estándar de oro" para el diagnóstico de enfermedad carotídea (17)(22). Sin embargo su naturaleza invasiva y su costo relativamente alto, ha provocado el surgimiento de otros métodos prácticamente no invasivos como el ultrasonido Doppler, la angiotomografía y angioresonancia. Por más de una década el ultrasonido ha sido utilizado para la valoración de la enfermedad carotídea y actualmente la combinación simultánea de imágenes de alta resolución en escala de grises y con la modalidad Doppler pulsado y Doppler color cambiaron la evaluación diagnóstica en la sospecha de enfermedad carotídea. El ultrasonido ha cambiado dramáticamente la evaluación diagnóstica en la sospecha de la enfermedad carotídea, por ser un estudio rápido, no invasivo, relativamente barato, además se puede definir la anatomía normal de la pared de la arteria carótida así como las características de las placas de ateroma. De acuerdo al Consenso Internacional se determinaron los criterios para la caracterización de la estenosis de la arteria carótida extracraneal esto fue determinado en París el 13 y 15 de diciembre de 1996. (14)

PRINCIPIOS DE LA TOMOGRAFÍA.

Fueron dos los principios que guiaron el desarrollo de la tomografía, primero la examinación radiográfica que incluía un tubo de rayos X que rotaba alrededor del paciente en sentido axial, mientras que una serie de detectores se localizaban en sentido opuesto registrando las radiaciones transmitidas a través del paciente y el segundo principio fueron los algoritmos de la computadora, que consisten en una serie de instrucciones o sets matemáticos que digitalizan los datos obtenidos por los detectores para crear imágenes axiales tomográficas del cuerpo. Inicialmente denominada "Computed Assisted Tomographic Scanning" o CAT, abreviada como Tomografía Computada o TC.

La visualización con todo detalle anatómico de los cortes tomográficos delgados dependen de los rayos X, que permiten ver la imagen bien definida, la cual es reconstruida matemáticamente. Lo que actualmente sucede es que durante la adquisición de la imagen la atenuación del rayo axial sobre las diferentes estructuras anatómicas y en múltiples direcciones es medida, de la que se reconstruyen los cortes tomográficos axiales. Todos los algoritmos difieren significativamente unos de otros y muchos de estos empleaban la transformación de Fourier, que se tomó del nombre del físico matemático francés, quien fue el primero que formuló esta técnica en 1811. Esta consiste en el mapeo de una función del espacio o tiempo en una función de frecuencia espacial o temporal. Es un teorema que postula que los estados de cualquier función pueden ser descompuestas en una sumatoria del seno y coseno de sus funciones. Directamente la transformación de Fourier rápida bidimensional fue usada inicialmente como un método conveniente para implementar el algoritmo de reconstrucción paralela a la proyección de rayos X, pero se abandonó este tipo de transformación, hoy casi todas las imágenes de tomografía se reconstruyen a partir de proyecciones paralelas de los rayos X y son obtenidas usando una técnica llamada proyección filtrada con esta técnica, sin embargo la transformación de Fourier sigue siendo importante porque esta operación de filtrado es más eficiente si se acompaña de una transformación de Fourier.

ANGIOTOMOGRAFÍA.

Con el advenimiento de la TC helicoidal como una modalidad nueva, en la cual, la adquisición continua de datos, cuando el paciente es desplazado a través del "gantry" del tomógrafo, nos provee un volumen ininterrumpido de información que puede ser reconstruida y reproducida en una representación tridimensional y las estructuras vasculares se pueden observar selectivamente, utilizando un retardo en la aplicación mecánica del medio de contraste. Se requiere un software especial para el procesamiento de datos y para la reconstrucción directa de imágenes de la información obtenida de todos los segmentos en los 360 grados del espiral, la calidad de imagen de la tomografía helicoidal es semejante a una tomografía estándar. (4)

La técnica de angiortomografía (AngioTC), usando tomógrafos tradicionales de tercera generación ha sido ampliamente aplicada para la evaluación de la circulación intracraneal en pacientes con sospecha de aneurismas, pero limitaciones significativas en la habilidad de adquirir información completa necesaria para diagnosticar, planear y ejecutar el tratamiento de esta patología han hecho que la angiografía convencional se mantenga como el estudio de elección en el diagnóstico de aneurismas intracraneales. Con el advenimiento de los tomógrafos espirales o helicoidales, luego multicortes y los inyectores de alta velocidad se ha posibilitado la detección de información durante el movimiento rápido de bolos de contraste. La mejoría en rapidez y calidad de información de los programas de reconstrucciones en tercera dimensión (3D) (de superficie y máxima intensidad de proyección (MIP), así como la adaptación de nuevos programas como navegación endovascular (NE), a las estaciones de trabajo, permiten maximizar la información obtenida de los estudios de Angio-TC, una mejor evaluación de la lesión y su relación con las estructuras circundantes, además la manipulación de las imágenes bajo diferentes orientaciones permiten simular el acceso quirúrgico para el cirujano quien puede virtualmente reproducir la operación en la consola. Los estudios de TC, Resonancia Magnética (RM) o 3D son representaciones en forma digital de un volumen tridimensional que puede ser cargado en la memoria de un computadora. Con los nuevos programas varias técnicas de procesamiento 3D, ahora pueden ser usadas para mostrar este volumen tridimensional, a la fecha existen muchas vías para realizar análisis de reconstrucción tridimensional y navegación virtual endovascular, en la cual se puede observar la superficie

interna de la arteria. Con algoritmos como son la Proyección de Máxima Intensidad (MIP) esta técnica delimitan la densidad del vaso en relación al contraste y la presencia de calcificaciones incluso con otras densidades del cuello y demostración de superficie sombreada, esta última muestra las arterias en tercera dimensión demostrando la patología y su relación con otras estructuras, permite visualizar rotando el objeto en 3D en la pantalla, fragmentar una región anatómica de interés, para una mejor caracterización de la misma. En esta se observa el flujo del material de contraste visto desde el exterior y es útil para ver las placas de ateroma estén o no calcificadas, las cuales se observan como deformidades de la pared de las estructuras vasculares así mismo para determinar con más precisión el grado de estenosis. Una variante de demostración de la superficie sombreada es la configuración de poder explorar la superficie interna de la columna de contraste dentro de la arteria y poder observar una superficie sombreada (Navegación Virtual Endovascular). El navegador endovascular (NE) Permite un análisis por dentro las estructuras hísticas, aportando en tiempo real una vista intraluminal no diferente a la endoscopia virtual. En la cual se observa desde el interior de las estructuras vasculares, las imágenes de la luz el vaso pueden ser regeneradas e incluso es posible identificar placas de ateroma y sus complicaciones. Existe otra nueva técnica que se llama Volumen Rendering (Superficie) Permite en un volumen de 3D la caracterización anatómica, utilizando diferentes grados de opacificación para mostrar varias capas de tejido y poder valorar la superficie interna de la pared de las estructuras vasculares.(23)

HIPÓTESIS.

HIPÓTESIS ALTERNA.

Es posible determinar las características imagenológicas por angioTC-NE de las placas de ateroma de arterias carótidas determinadas por ultrasonido Doppler.

HIPÓTESIS NULA.

No es posible determinar las características imagenológicas por angioTC-NE de las placas de ateroma arterias carótidas determinadas por ultrasonido Doppler.

OBJETIVO GENERAL.

Determinar las características imagenológicas por angioTC-NE de las placas de ateroma determinadas por ultrasonido Doppler y determinar la eficacia de la angioTC para el diagnóstico de las placas de ateroma demostrado por US.

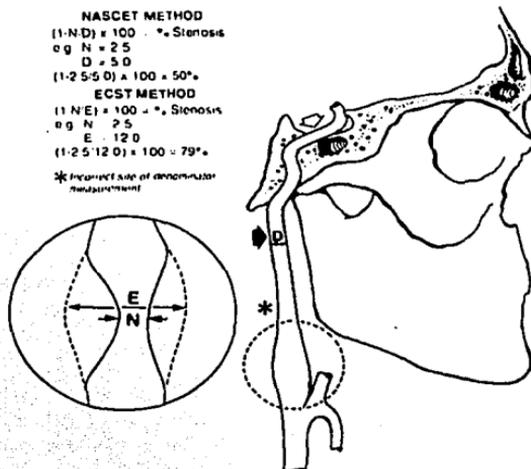
OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. -Determinar las características ecomorfológicas de la pared y placas de ateroma de las arterias carótidas.
2. -Determinar las características imagenológicas de la pared y placas de ateroma de las arterias carótidas por medio de AngioTC-NE.
4. -Determinar la correlación entre las imágenes obtenidas por US Doppler y AngioTC-NE y establecer los parámetros de eficacia diagnóstica de la angioTC / NE para el diagnóstico de placas de ateroma.
5. -Valorar la concordancia interobservador
- 6.-Describir las características de la pared y placas de ateroma por navegación endovascular.

MATERIAL Y METODOS.

Se trata de un estudio descriptivo, transversal y de método diagnóstico, el cual se realizó en el Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía, en el departamento de Neuroimagen, México DF., del mes de febrero del 2001 al mes septiembre del 2001. Se le utilizó un equipo General Hewlet Parkard Sonos 5500, con transductor de 7.5 Mhz., realizándoles US carotídeo estudio en tiempo real, en modo B, Doppler pulsado, codificado a color y angio Doppler, se les colocó en decúbito supino en reposo, se realizaron cortes longitudinales y transversales de ambas carótidas, con la modalidad Doppler pulsado y Doppler color y angio Doppler Power. Se efectuó caracterización y clasificación de las placas de ateroma según criterio del Consenso Internacional para US (14). Se analizaron las características de las placas de ateroma, A todos los pacientes estudiados se les midió el complejo intima media el cual es de aproximadamente 0.8 mm., cuando aumenta su calibre de 0.8 a 2 mm., se considera engrosamiento difuso y por arriba de esta cifra, se considera como placa (24). Se puede determinó la extensión de las placas, se clasificó en focal o extendida y cuando se extendía en todas las paredes se clasifico como concéntrica. Su superficie se dividió en lisa, irregular (menor de 2 mm. de ancho y 2 mm. profundidad) y cuando sobrepasaba más de 2 mm., se clasificó como úlcera; el número de placas en única y múltiple; también se midió el grado de estenosis dividiéndolas en cuatro grupos: menor de 30 %, de 30 a 50% y más de 70%, utilizando el método de NASCET. La ecogenicidad se dividió en anecoica, predominantemente hipoeicoica con mas de 50% de área hipoeicoica, predominantemente ecogénica con más del 50% de área ecogénica, uniformemente ecogénica y no clasificada o calcificadas esta última proyecta sombra sónica posterior (14)(25)(26). Se busco Hemorragia intraplaca y calificamos como placa ulceradas cuando existe una depresión de más de 2 mm de ancho que se extiende hacia dentro de la media (27)(28)(29). La textura se divide en homogénea y heterogénea (18). Para la medición de la estenosis se va utilizar el criterio de NASCET, el cual consiste en medir el radio en el diámetro del punto de estrechamiento máximo por el diámetro de la arteria carótida interna distal (ver fórmula de figura 4) por lo menos 2 cm. más allá del bulbo y el ECST el cual mide el diámetro residual y el diámetro real en el lugar de la estenosis, (Fig. 4) si existió o no oclusión carotídea. (30)(31)

Figura 4. Esquema de medición del NASCET Y ECST



A estos pacientes se les solicitó angioTC de carótidas, Se utilizó un tomógrafo helicoidal (General Electric high speed), se aplicó medio de contraste endovenoso no iónico a través de vena periférica y a una velocidad promedio de 2,5 ml / seg., un volumen de 2 ml x Kg de peso (120 a 140 cc) y tiempo de retardo de aproximadamente 15 segundos realizándose cortes cada 2 mm., se utilizó una matriz de 512x512 con un tiempo de procesado de 30 minutos, se realizaron con un tiempo de adquisición de 30 segundos aproximadamente, solicitando al paciente que no mantenerse inmóvil y no tragar saliva para evitar artefactos por movimiento, se realizaron cortes axiales y posteriormente se enviaron a la estación de trabajo, donde se realizaron reconstrucciones en 2 dimensiones, se removieron las estructuras todas las estructuras solo dejando las estructuras vasculares, para utilizar las técnicas de Proyección de Máxima Intensidad, Superficie para crear proyecciones angiográficas de los cortes helicoidales y por último Navegación Virtual Endovascular. Las características que se reportaron en US fueron realizadas por angioTC realizándose medición de la pared y de la placa, (< de 0.8 mm., de 0.8 a 2mm., y más de 2 mm.), se analizó si la placa era focal, extendida o concéntrica, la textura como homogénea o

**TESIS CON
 FALLA DE ORIGEN**

heterogénea, la superficie en lisa, irregular o ulcerada, todas estas características en relación a lo reportado con US. La densidad se dividió en hipodensa, hiperdensa o mixta; la estenosis en < de 30%, de 30 a 50 %, > de 50 % o > de 70%, por NASCET, también se estudio si había o no oclusión. En los cortes axiales se realizo, medición de las unidades Hounsfiel, en las placas no calcificadas o calcificadas, estas últimas se corroboraron con las encontradas en la navegación endovascular. En relación a AngioTC/NE se analizó las características de la pared arterial, en lisa o irregular, se trató de valorar el grado de estenosis, si existia oclusión o no, si había placas calcificadas o no.

Los criterios de inclusión de los pacientes fueron que el diagnóstico por ultrasonido fuera de aterosclerosis, sin importan la edad y el sexo, que todos los pacientes contaran con estudio de US y angioTC, con antecedente de que no fueran alérgicos al medio de contraste y que firmaran con autorización escrita para este último estudio. Los pacientes que se excluyeron fueron aquellos que no cooperaron para cualquier de los dos estudios, pacientes inestables, con movimientos que impidieran la realización de cualquier estudio, con daño renal crónico como insuficiencia renal. Posteriormente se revisaron sus expedientes para corroborar sus antecedentes como el tabaquismo, alcoholismo, hipertensión arterial, diabetes mellitus, hipercolesterolemia, antecedente de cardiopatía, enfermedad vascular cerebral (EVC) previo o infarto agudo del miocardio.

Los estudios de ultrasonido fueron realizados por el Dr. Manuel López y los de Angiotomografía computada por el Dr. Jorge Luis Velázquez Corona, para evitar la variabilidad interobservador y evitar el sesgo de entrenamiento.

Las imágenes fueron valoradas en forma ciega por 2 neurorradiólogos, en forma independiente, para analizar los hallazgos de angiotomografía computada y navegación endovascular mediante un cuestionario enfocado a los hallazgos que reporto en US, efectuándose posteriormente concordancia interobservador. La información fue capturada en Excell 5.0, y en el análisis descriptivo se resume en medias, desviaciones estándar, porcentajes y la parte comparativa se efectuó con programa SPSS 10.0, se evaluaron la correlación entre dos observadores y se obtuvo la sensibilidad y especificidad diagnóstica para las características que obtuvieron correlación significativa. La concordancia interobservador se utilizó la prueba de *kappa* con nivel de confianza del 95%.

CONSIDERACIONES ÉTICAS.

Este protocolo se apega estrictamente al Manual de Bioética en la Investigación de Helsinki, siguiendo la legislación para estudios en humanos de la Secretaría de Salubridad y Asistencia (SSA) y del comité de investigación del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía "Manuel Velasco Suarez" (INNN MVS). Se realizó, contando con el consentimiento informado y firmado de los pacientes sometidos al estudio o de la persona responsable del mismo.

RESULTADOS.

Se estudiaron 25 pacientes de los cuales 16 fueron femeninos y 9 masculinos, (Tabla 1.) (Fig. 5) con edad media de 66 años y un rango de 48 y 81 años con una desviación estándar de 8.6 (Tabla 2.)

TABLA 1. Género

GENERO	FRECUENCIA	%
Masculino	16	64
Femenino	9	36
Total	25	100

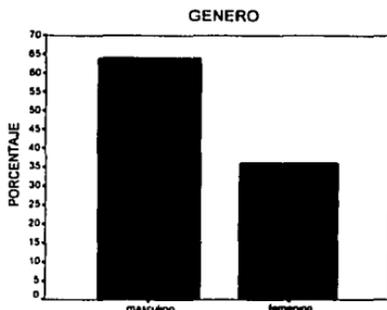


TABLA 2 EDAD

EDAD	FRECUENCIA	PORCENTAJE
48	2	4.0
53	2	4.0
56	4	8.0
57	2	4.0
59	2	4.0
60	4	8.0
61	2	4.0
62	4	8.0
67	2	4.0
68	6	12.0
70	2	4.0
71	2	4.0
72	2	4.0
73	4	8.0
74	2	4.0
77	4	8.0
78	2	4.0
81	2	4.0
Total	50	100.0

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Los antecedentes de los pacientes fueron los siguientes, alcoholismo (60 %), tabaquismo (60 %), hipertensión arterial (68 %), diabetes (32%), colesterol (32 %), antecedentes de cardiopatía (24 %), enfermedad vascular cerebral (EVC) previa (24 %) y el infarto agudo del miocardio (0 %). (Tabla 3.) (Figura 6 a la 11.)

TABLA 3. Antecedentes

ANTECEDENTE	FRECUENCIA	%
TABAQUISMO	15	60
ALCOHOLISMO	10	40
HIPERTENSIÓN ARTERIAL	17	68
DIABETES	8	32
COLESTEROL	8	32
CARDIOPATIA	6	24
EVC PREVIO	6	24
IAM	0	0

Figura 6. Porcentaje de pacientes con tabaquismo.

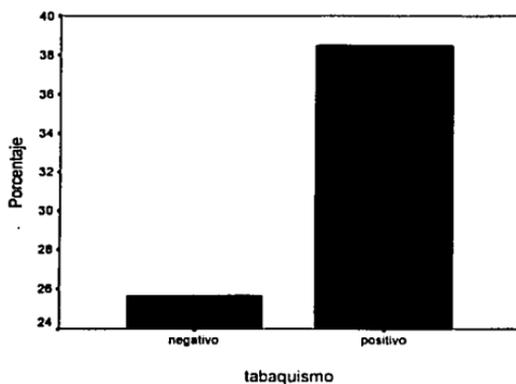
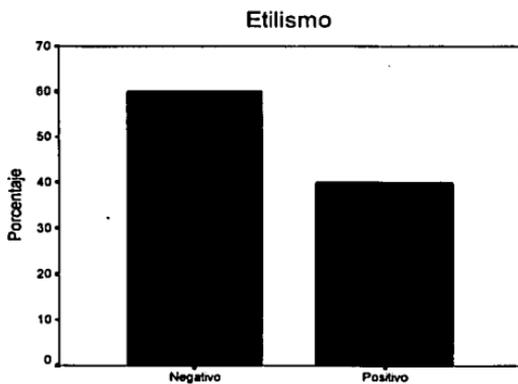


Figura 7. Porcentaje de pacientes con etilismo.



**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

Figura 8. Porcentaje de pacientes con hipertensión arterial.

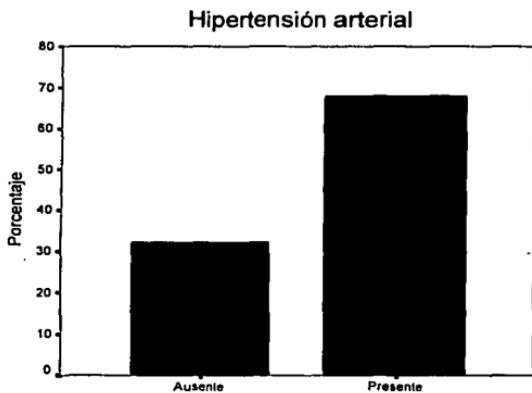
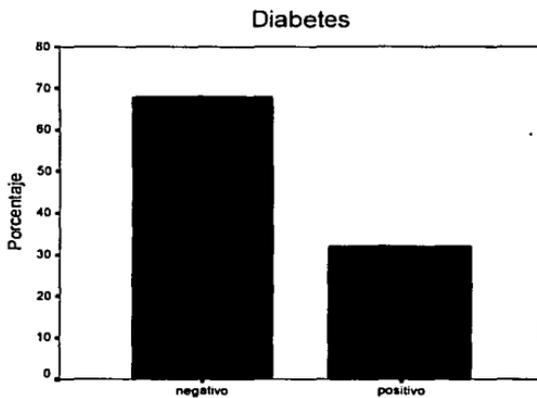


Figura 9. Porcentaje de pacientes con diabetes.



**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

Figura 10. Porcentaje de pacientes con cardiopatía.

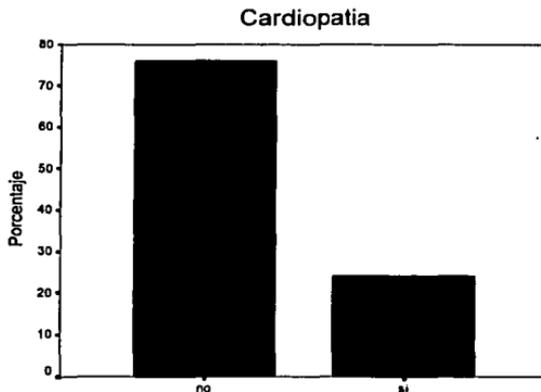
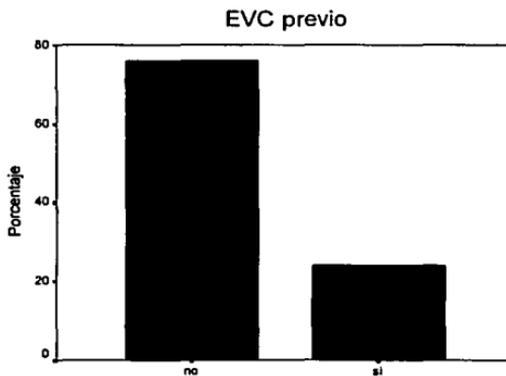


Figura 11. Porcentaje de pacientes con EVC previo.



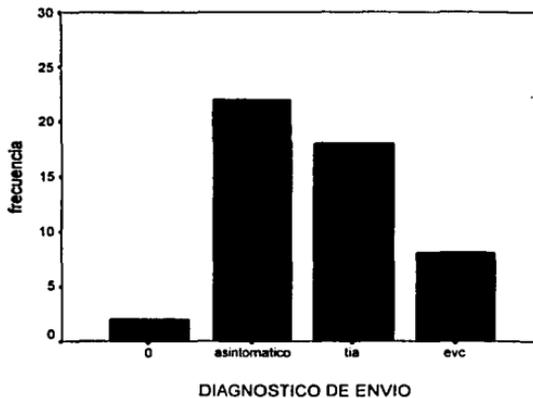
Los diagnósticos de envío fueron los siguientes: enfermedad vascular cerebral (EVC), ataque isquémico transitorio (TIA) pacientes asintomáticos y otros diagnósticos que no fueron EVC. (Tabla 4.) (Figura 12)

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

TABLA 4.
DIAGNOSTICO DE ENVIO.

	FRECUENCIA	%
Asintomático	2	8
TIA	2	8
EVC	17	68
Otros no EVC	4	16
Total	25	100

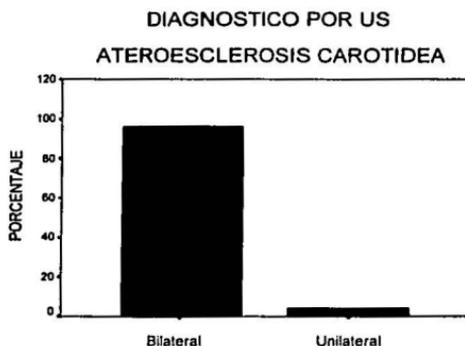
Figura 12. Frecuencia de diagnósticos de envío.



Los diagnósticos por ultrasonido fueron los siguientes: aterosclerosis unilateral derecha solo 1 paciente (4%) y aterosclerosis carotídea bilateral 24 pacientes (96%) (**Figura 13.**)

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

Figura 13. Porcentaje de diagnóstico por US.



Los diagnósticos por angiotomografía (angioTC) de ambos observadores fueron 3 pacientes diagnosticados sin evidencia de alteración o normales (12%), 4 con aterosclerosis unilateral (16%) y 18 con aterosclerosis bilateral (72 %). (Tabla 5). Con una sensibilidad de la angioTC para el diagnóstico de aterosclerosis carotídea de 80 %, una especificidad de 24 %, con un valor predictivo positivo de 96 % y con un valor negativo predictivo de 24 %.

Tabla 5. Diagnóstico por angioTC.

	FRECUENCIA	%
Normal	3	12
Unilateral	4	16
Bilateral	18	72
Total	25	100

El coeficiente de correlación global, esto es considerando ambos observadores al comparar aterosclerosis por ultrasonido y aterosclerosis por angioTC fue de 0.471 con un valor de significancia $p = 0.001$. Ambos observadores con el método de AngioTC analizaron las siguientes características de las placas de ateroma que fueron reportadas por US: grosor, superficie, textura, densidad, número de placas, estenosis, placas calcificadas y la localización de las mismas, así como su porcentaje correspondiente. (Tabla 6.)

**Tabla 6. Porcentaje de las características estudiadas por US y AngioTC
por ambos observadores.**

VARIABLE	VALOR	OBSERVADOR 1	%	OBSERVADOR 2	%	
Grosor de pared	< De .8 mm.	3	12	4	16	
	0.8 a 2 mm.	4	16	8	32	
	> de 2 mm.	18	72	13	52	
Extensión	Sin placa	2	8	5	20	
	focal	10	40	14	56	
	Extendida	13	52	5	20	
	Concéntrica	0	0	1	4	
Textura	Normal	5	20	4	16	
	Homogénea	4	16	8	32	
	Heterogénea	16	64	13	52	
Densidad	Normal	4	16	5	20	
	Hipodensa	4	16	3	12	
	Hiperdensa	1	4	3	12	
	Mixta	16	64	14	56	
Número	No hay	3	12	3	12	
	Única	12	48	16	64	
	Múltiple	10	40	6	24	
Estenosis	Sin estenosis	1	4	1	4	
	< de 30%	12	48	10	40	
	30 a 50 %	6	24	10	40	
	> de 50 %	3	12	1	4	
	> de 70 %	3	12	3	12	
Oclusión	Ausente	23	92	23	92	
	Presente	2	8	2	8	
Superficie	Normal sin placa	5	20	4	16	
	Lisa	6	24	8	32	
	Irregular	13	52	12	48	
	ulcerada	1	4	1	4	
Placa calcificada	No	17	68	18	72	
	Si	8	32	7	28	
Localización	ACC	No	10	40	9	36
		Si	15	60	16	64
	ACI	No	6	24	4	16
		Si	19	76	21	84

No existió correlación entre los datos obtenidos por angioTC al compararse con los obtenidos por US en forma global al considerar la opinión de ambos observadores, en relación a las siguientes características: grosor de la pared, número de placas y superficie de las placas de ateroma. Existió una buena correlación global, entre: extensión, textura, densidad de las placas, grado de estenosis, diagnóstico de oclusión carotídea, localización de las placas de ateroma y calcificación. (Tabla 7.)

Tabla 7.

Correlación global de las características por US y AngioTC tomando en cuenta ambos observadores.

VARIABLE	SIGNIFICANCIA
Grosor de la pared	NS
Número	NS
Superficie	NS
Extensión	0.050
Textura	0.004
Densidad	0.002
Placas calcificadas	< 0.000
Grado de estenosis	< 0.000
Oclusión	< 0.000
Localización	0.001

Cuando se comparó la concordancia interobservador por separado para ambos métodos se encontró que dicha concordancia fue significativa para la extensión, textura, densidad, localización y calcificación de las placas de ateroma, así como el grado de estenosis y oclusión carotídea. (Tabla 8.)

(Tabla 8). Correlación interobservador por métodos de angioTC y US.

VARIABLE	CORRELACION
Extensión	0.050
Textura	0.005
Densidad	0.001
Estenosis	0.004
Calcificación	0.001
Oclusión	< 0.000
Localización	0.006

También se analizaron los hallazgos encontrados por navegación endovascular por ambos observadores. En relación a la superficie de la pared se dividió en lisa e irregular, se observó como depresiones que correspondieron a engrosamiento difuso o úlceras; o abultamientos que correspondieron a engrosamiento difuso o placas de ateromas. El observador uno reportó el (44 %) en superficie lisa y el 56 % en irregular; en el observador dos reportó en superficie lisa (48%) e irregular (52%), en la superficie irregular, 2 pacientes fueron reportadas por el observador uno como úlceras, las cuales se corroboraron con los 2 pacientes diagnosticadas por US. El observador 2 no las reporto como úlceras. También se analizó las placas de ateroma por NE, las placas se observaron como un abultamiento sobre la pared interna de la arteria independientemente fueran o no calcificadas, encontrándose que algunas placas se observaron con color (rosa) y algunas no presentaban esta característica, por lo que se realizó medición de las unidades Hounsfield (U.H.) en los cortes axiales y con NE, y lo que se obtuvo fue que en las placas calcificadas menos de 500 U.H. no se observaron con color (rosado) en NE y por tomografía y ultrasonido fueron reportadas como placas calcificadas, las placas mayores de 500 U.H. se observaron con color (rosado).

La estenosis no se pudo medir por medio de la AngioTC/NE, porque no existe un punto exacto para las mediciones, sin embargo con las técnicas de reconstrucciones en 2 dimensiones, principalmente por Proyección de Máxima Intensidad (MIP), si fue posible corroborarlas por US.

No existió correlación interobservador de la superficie de la pared y placas calcificadas, sin embargo, ambos observadores diagnosticaron el 44% (11 pacientes) cada uno con una correlación entre ambos observadores significativa, con p de <0.001 . (Tabla 9.)

(Tabla 9.) Hallazgos encontrados por AngioTC por Navegación Endovascular y correlación interobservador.

Variable angioTC /NE	Observador uno	%	Observador dos	%	Correlación		
					Pearson	P	
Superficie de la pared	Lisa	9	36	12	48	0.081	0.777
	Irregular	14	56	13	52		
	Ulcerada	2	8	0			
Placa calcificada	No	17	68	18	72	0.095	0.758
	Si	8	32	7	28		
Color placa NE	No	14	56	14	56	1.000	0.000
	Si	11	44	11	11		

Otro hallazgo importante que se observó fue la solución de continuidad de la pared arterial cuando se encontró una estructura vascular adyacente, siendo la más frecuente la vena yugular, en un 76% de los pacientes, así como estructuras óseas en un 8 %, el llenado inadecuado del contraste produjo poca visualización de la luz del vaso en un 12 %, la presencia de artefacto por material metálico en un 16 % y por último el movimiento por respiratorio o por deglución en un 12 %. Hubo pacientes que presentaron 2 a 3 artefactos al mismo tiempo. (Tabla 10.)

Tabla 10. Porcentaje de artefactos visualizados por Navegación Endovascular.

ARTEFACTOS	FRECUENCIA	PORCENTAJE
Estructura vascular	19	76
Movimiento deglución o movimiento	3	12
Material metálico	4	16
Mal llenado de contraste	2	8

DISCUSIÓN.

Existen múltiples factores de riesgo establecidos como son la hipertensión arterial, diabetes mellitus, tabaquismo y cardiopatías que son condicionantes para eventos vasculares cerebrales o ataques isquémicos transitorios cerebrales como lo reporta Poulías y Skutas (32,33). En nuestro estudio los antecedentes de tabaquismo, alcoholismo, hipertensión arterial, diabetes mellitus, cardiopatía y la hipercolesterolemia también estuvieron presentes.

En nuestro estudio encontramos que la angioTC presenta limitaciones para valorar todas las características en la evaluación de placas de ateromas detectadas por US ya que no existió correlación entre nuestros 2 observadores en su comparación. El ultrasonido aportó más información para valorar las características de las placas de ateroma.

Determinamos una correlación significativa en las siguientes características estudiadas por ambos métodos en extensión, densidad, calcificaciones, localización de las placas de ateroma y el grado de estenosis, así como oclusión total de la arteria carótida en comparación con otros estudios como los de ya reportados previamente por Schwartz y cols. (3) y con estos resultados preliminares sugerimos que la angioTC es un método complementario para valorar la aterosclerosis carotídea.

Siendo la angioTC / NE nuestro objetivo principal, nos dedicamos a navegar sobre toda la arteria carótida donde observamos que si se puede distinguir cuando la pared es lisa o normal o cuando es irregular pueden existir datos de engrosamiento difuso o placas de ateroma lisas o ulceradas. Sin embargo las úlceras no se pudieron distinguir en forma consistente ya que su apreciación fue diferente en ambos observadores. La técnica el volumen rendering en estudios recientes parece ser mejor para valorar la superficie interna con cual no contábamos en nuestro servicio al momento del estudio. Solamente en las placas calcificadas hubo correlación y concordancia significativa, ya que quien realizó los estudios de navegación endovascular, señaló las placas calcificadas, siendo esto muy importante ya la valoración del estudio es operado-dependiente. La técnica de MIP fue mejor para visualizar las placas calcificadas y para medir las estenosis como lo reporta Marks y Schwartz en sus estudios sobre angioTC. (3,6)

El tamaño de la placa y la estenosis no se pudo medir por medio de la navegación endovascular, ya que no se puede tomar un punto exacto de donde empieza o donde termina

navega por dentro de la arteria y las mediciones dependen nuevamente del operador. La oclusión total tuvo una correlación de < 0.000 con el US. En la cual, se pudo observar con las técnicas de 2D, MIP, Superficie sombreada. En la NE solo se observó como ausencia de la luz del vaso ocluido.

Algo interesante fue encontrar artefactos que simulaban solución de continuidad o alteraciones a nivel de la pared arterial, ocasionada por la presencia de estructuras vasculares (principalmente la vena yugular) que se encontraban adyacentes o hacían contacto con la arteria carótida, fue la que ocasiono la imagen de solución de continuidad, por la suma de densidades del medio de contraste, en nuestro estudio encontraron este hallazgo el cual fue visto por ambos observadores en un 76 %, dato que el US no confirmo alguna alteración en la pared arterial de ambas carótidas, siendo esto no reportado en la literatura.

Cuando por alguna razón ya sea por arterias carótidas tortuosas o que simplemente que estén adyacentes a estructuras óseas como por ejemplo el hueso hioides o el temporal, se observaron imágenes similares a lo anteriormente mencionado; el material metálico a nivel dentario, el movimiento por deglución o por respiración principalmente, también provocaron distorsión de la imagen; el llenado adecuado del material de contraste por mayor o menor tiempo de retardo, presento limitaciones para navegar por dentro de la carótida como Takahashi y cols.,(2) lo reportan en las diferentes técnicas de angioTC, sin embargo no hay datos en la literatura sobre navegación endovascular sobre esta estos hallazgos.

Otro hallazgo importante en nuestro estudio fue que pudimos establecer que las placas de ateroma calcificadas que tuvieron más de 500 U.H. las cuales fueron medidas previamente en los cortes axiales, en la angioTC / NE, se observaron de color rosa y las menores de 500 U.H. no mostraron color, solo se presentaron como abultamientos sobre la pared interna de la arteria, se incluyeron en este grupo a las placas heterogéneas parcialmente calcificadas y no calcificadas, las cuales fueron vistas por las otras modalidades de la angioTC (cortes axiales, 2D, MIP), sobre este hallazgo no encontramos antecedentes en la literatura.

CONCLUSIONES.

1. No existió correlación entre las características de las placas de ateroma observadas por angioTC / NE y las reportadas por ultrasonido, por tanto no es el método adecuado para efectuar esta caracterización.
2. -Aunque no es el objetivo principal de nuestro estudio, si encontramos que la angioTC en sus otras modalidades tiene una buena correlación para caracterizar la extensión, textura, densidad, localización y calcificación de las placas de ateroma, así como el grado de estenosis y oclusión carotídea.
3. -Podemos visualizar las placas de ateroma calcificadas en AngioTC / NE, que tengan más de 500 UH. y que nos proporcionan un color, menores a 500 UH, no se observan con color y pueden pasar desapercibidas por esta modalidad.
4. -En nuestro estudio se observó la presencia de artefactos en AngioTC / NE, principalmente cuando se encontró estructura vascular adyacente (Vena Yugular) o hueso, material, metálico, movimientos por deglución o respiratorio o inadecuado llenado de material de contraste.

REFERENCIAS.

1. - Friedland GW, Thurber B. Birth of CT. *AJR Am J Neuroradiol* 1996;167:1365-1370.
2. -Takahashi M, Ashtari M, Papp Z. CT Angiography of carotid bifurcation: Artifacts and pitfalls in shaded-surface display. *AJR* 1997;168:813-817.
3. -Schwartz RB, Jones KM, Hernoff DM.. Common carotid artery bifurcation: Evaluation with spiral CT. *Radiology* 1992;185:513-519.
4. -Langer FR. Advances In CT. II European Scientific User Conference Somathon Plus Berlin, Springer-Verlag 1992;87-93.
5. -Vieco PT. CT Angiography of the Carotid Artery. *Neuroimaging Clinics of North America*. 1998;8:593-605.
6. -Marks MP. Computed Tomography Angiography. *Neuroimaging Clinics of North America*. 1996; 6:899-909.
7. -Fisher M.Chief of neurology the medical center of central Massachusetts. *Clinical atlas of cerebrovascular disorders*. 1994;5:230-237.
8. -North American Symptomatic Carotid Endarectomy Trial Colaborators. Beneficial effect of carotid endarectomy in symptomatic patients with high grade carotid stenosis. *N Engl J Med*. 1991;325:445-453.
9. -European Carotid Surgery Trials Collaborative Group. MRC European carotid surgery trial: interim results for syntomatic patients with severe (70-99%) or with mild (0-29) carotid stenosis. *Lancet* 1991;337:1235-1243.
10. -Link J, Brossman J, Grabener M, Mueller-Huelsbeeck S. Spiral CT angyography and selective digital sustracción angiography of internal carotid artery stenosis. *AJNR*. 1995;6:1875-1883.
11. -Dillon Evan H, Lecuwen V, Fernandez M. CT angiography: Application to the evaluation of carotid aretry stenosis. *Radiology* 1993;168:813-817.
12. -Hennerici M, Steinke W. Carotid plaque developments: Aspect of hemodynamic and vessel wall platelet interaction. *Cerebrovasc Dis* 1991;1:142-146.
13. -Garcia JH, Khang H. Carotid atherosclerosis. Definition, Pathogenesis and Clinical significance. *Neuroimaging Clinics of North America* 1996;6: 801-809. .

14. -De Bray JM, Baud JM, Dauzat M. Consensus Concerning the Morphology and the risk of carotid plaques. *Cerebrovasc Dis* 1997;7:289-296.
15. -Langman Sadler TW. *Embriología Médica*. Editorial Médica Panamericana S.A. 1986:173-174.
16. -Dungan DH, Heiserman M. The carotid artery. *Embriology Normal anatomy and physiology*. *Neuroimaging Clinics of North América*. 1996;6:789-799.
17. -Heiserman JE. The role of Magnetic Resonance Angiography in the evaluation of cerebrovascular ischemic disease. *Neuroimaging Clinics Of North America* 1992;11:753-767.
18. -Polak JF, O'early DH, Kronmal RA, Wolfson SK, Bond MG. Sonographic evaluation of carotid artery atherosclerosis in the elderly: Relationship of disease severity to Stroke and transient ischemic Attack. *Radiology* 1993;186:363-370.
19. -Kenneth UW, Taylor. *Aplicaciones del ultrasonido Doppler cerebro vascular*. 1998;6:109-131.
20. -Zwibel W. *Introduction to vascular ultrasonography*. Third ed. Philadelphia, Pensilvania. 1992.
21. -Morando ME. *Ultrasonido Doppler Física e instrumentación*. *Rev Mex Radiol*. 1990;44:99-107.
22. -Bruce LD, Neil B. *Conventional Angiography*. *Neuroimaging Clinics Of North America* 1996;6:843-851.
23. -Donatella, T.; Denis, M.; Romeo, E. The Role of Compute Tomographic Angiography in the assessment of intracranial vascular disease. *Neuroimaging Clinics of North America*, 1996; 6; 759-767.
24. -Pignoli PP, Tremoli E. Intimal plus median thickness of the arterial wall: A direct measurement with Ultrasound imaging. *Circulation*. 1986; 74:1399.
25. -Goes E, Jansenn W, Maillettb. Tissue Characterization of atheromatous plaques: Correlation between ultrasound image And histological findings. *J Clin Ultrasound* 1990;18: 611-617.
26. -De Bray JM, Baud JM, et al. Reproducibility in ultrasonic characterization of carotid plaques. *Cerebrovascular dis* 1998;8:273-277.

27. -Bluth EI, Kay D, Merritt CR.. Sonographic characterization of carotid plaque. detection of hemorrhage. AJR Am J Roentgenol 1986;146:1061-1065.
28. -O'leary DH, Holen J, Ricotta JJ. Duplex sonography of the carotid bifurcation disease: Prediction of ulceration with B-Mode US. Radiology 1987,162: 523.
29. -Fürst HH, Jansen I. Color-flow Doppler sonography in the identification of ulcerative plaques in patients with high-grade carotid artery stenosis. AJR Am J Roentgenol 1992;13:1581-1587.
30. -Barbara AC. Carotid ultrasound. Neuroimaging Clinics of North America 1996;6:875-897.
31. -Fox AJ. How to measure carotid stenosis. Radiology. 1993; 186:316-318.
32. -Poulias GE, Skutas B. Kingkin and coiling of internal carotid artery with and without associated stenosis. Surgical considerations and long-term follow-up. Panminerva-Med. 1996;38;22-27.
33. -Barinagarrementeria, F, Cantú BC. Enfermedad Vascular Cerebral. Diagnóstico y tratamiento. Mc Graw-Hill Interamericana editores S.A. 1997;127-129.

CASO 1



Fig. A. Ultrasonido y AngioTC en 2D y cortes axiales de carótidas. Que muestran placas de ateromas, irregulares, heterogéneas, parcialmente calcificadas, localizadas en la bifurcación de ambas carótidas.



Figura B. AngioTC en 2D y MIP de ambas carótidas donde se observan placas de ateromas calcificadas en ambas carótidas.



Figura C. Navegación Endovascular. Donde se existe irregularidad en la pared arterial ACI izquierda por presencia de placas de ateroma que se observan como prominencias, algunas son de color rosa (r) que corresponden a placas calcificadas.



Figura D. AngioTC/NE, fotografiadas en escala de grises. Que nos muestra las mediciones de Unidades Hounsfield (UH) en dos placas calcificadas, una con 256 UH, la cual no presentó color y la otra de 571 que se observó con color (R), las dos placas fueron reportadas por US como calcificadas.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

CASO 2



Figura A. Ultrasonido axial y coronal yTC axial. Se observa placa de ateroma heterogénea, parcialmente calcificada, muy irregular con úlcera (flecha).



Figura B. AngioTC en 2D, MIP y Superficie. Se observan placas parcialmente calcificadas, heterogéneas e irregulares con datos sugestivos de úlcera (flecha).



Figura C. AngioTC/NE. Vista Inferior de la bifurcación de ACI izquierda. Existen placas de ateroma que se observan como abultamientos (flecha negra) que corresponde a placas de ateroma no calcificadas, hay una placa calcificada que se observa de color rosa y existe una depresión que puede corresponder a una úlcera (flecha blanca) y observese el fondo de esta úlcera (flecha gruesa).

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

CASO 3

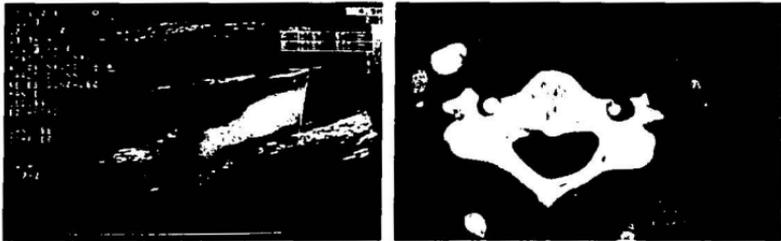


Figura A. Ultrasonido coronal y TC axial. Donde se observa placa de ateroma heterogénea, irregular, con depresión mayor de 2 mm, que correspondió a úlcera, existe zona de estenosis mayor de 70%. (flecha)

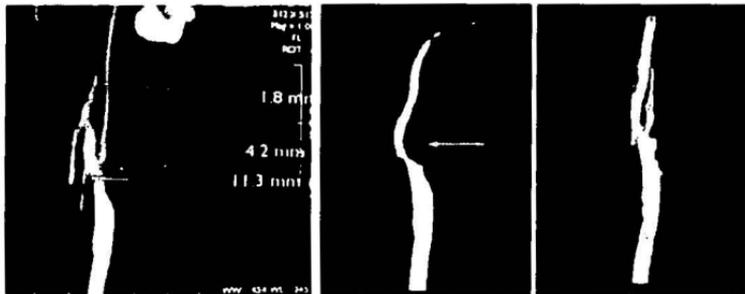


Figura B. AngioTC en 2D, MIP y Superficie. Donde se observa placa de ateroma heterogénea irregular con una depresión (flecha) a nivel de bifurcación de ACI izquierda y estenosis de ACI en su porción proximal. (flecha gruesa)



Figura C. AngioTC/NE. Se observan placas a nivel de la bifurcación (flecha blanca) y el sitio de máxima estenosis y se observa depresión que correspondió a la úlcera reportada por el US (flecha gruesa).

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

CASO 4



Ultrasonido coronal y TC con contraste en cortes axiales. Placa lisa, heterogénea, que condiciona estenosis mayor del 50% (flecha blanca), además existe artefacto por movimiento del paciente, se observa como distorsión de la imagen (flecha curva).



Figura B. AngioTC en 2D, MIP y Superficie. Se observa artefacto por movimiento como distorsión de la imagen a nivel de ambas carotidas comunes, internas y externas.(flechas)

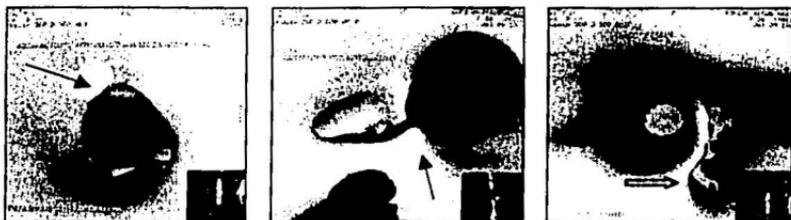


Figura C. Angio TC / NE. Existen abultamientos e irregularidades de la pared en relación a placas de ateroma (flecha negra) además, se observa "solución de continuidad" debido a la presencia de la vena yugular adyacente (flecha blanca).

TESTS CON
FALLA DE ORIGEN

CASO 5



Figura A. Ultrasonido en corte longitudinal, en escala de grises y angulo Dopler. Que muestra placa de ateroma focal, lisa, heterogénea, parcialmente calcificada.



Figura B. TC cortes axiales, con placa de ateroma parcialmente calcificada (flecha). Llama la atención la vena yugular adyacente a la ACC izquierda.



Figura C. AngioTCen 2D, MIP y Superficie. Existe presencia de placas de ateroma calcificada con una densidad de 392 UIH, a nivel de la bifurcación de ACC derecha (flecha). Así mismo movimiento por deglución en ambas ACC. (flecha gruesa)

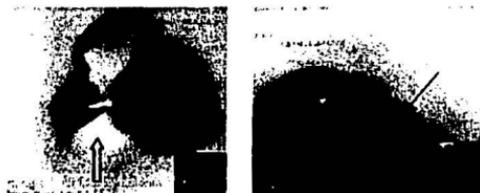


Figura D. AngioTC / NE. Existe placa de ateroma calcificada que no presenta color (flecha blanca). Existe "solución de continuidad" por artefacto debido a la presencia de vena yugular adyacente (flecha negra).

TESIS CON
FALLA DE CALIDAD

CASO 6



Figura A. Ultrasonido. Se observa placas de ateromas de ateroma irregulares, heterogéneas, concéntrica parcialmente calcificadas, a nivel de la bifurcación de ACI derecha.



AngioTC contrastada en cortes axiales, 2D, MIP y Superficie. Donde se observan placas de ateroma calcificadas en bifurecciones de ambas carotidas.

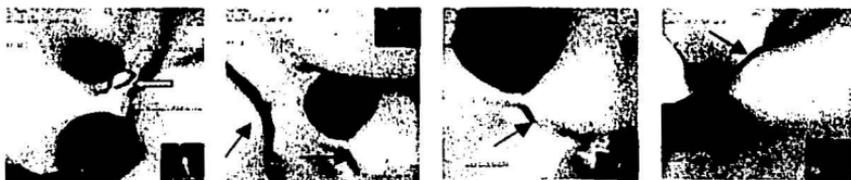


Figura C. AngioTC / NE. Placa de ateroma calcificada con densidad de 755 UIH (flecha gruesa) foto en blanco y negro, se observan placas de ateroma no calcificadas como abultamientos a nivel ambas bifurcaciones (flechas).

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

CASO 7



Figura A. Ultrasonido carotídeo. Existen placas de ateroma, irregulares, heterogéneas, parcialmente calcificadas, que condicionan estenosis mayor del 70% a nivel de ACI izquierda.



Figura B. TC contrastada que muestra placas de ateroma, irregulares, parcialmente calcificadas y zona de estenosis mayor del 70%. (flecha)

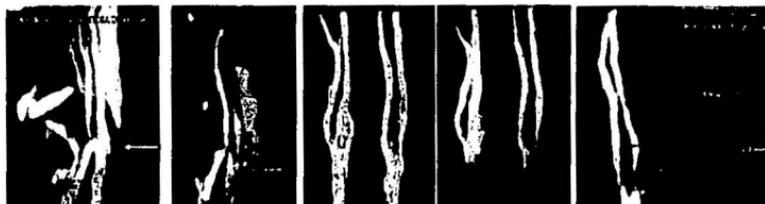


Figura C. AngioTC 2D, MIP y Superficie. Placas de ateroma heterogéneas, parcialmente calcificadas (flecha gruesa) y estenosis a nivel de ACI izquierda mayor del 70% (flecha curva).



Figura D. AngioTC / NE. Existen abultamientos y depresiones a nivel de la bifurcación de ACI izquierda. Existe placa de ateroma calcificada (flecha gruesa), zona de mayor estenosis, vista inferior de ACC izquierda (flecha negra).

STENOSIS CON
FALLA DE ORÍGENE

CASO 8



Figura A. Ultrasonido en cortes transversales y longitudinales. Existe placas de ateroma, concéntricas, lisas, heterogéneas, parcialmente calcificadas.



Figura B. TC contrastada en cortes axiales. Placas de ateroma, parcialmente calcificada en ACC izquierda.



Figura C. Angio TC en 2D, MIP y Superficie. Se observan placas calcificadas en ACC izquierda.



Figura D. AngioTC/NE. Se irregularidad de la pared de ACC derecha, así como depresiones (flecha gruesa) y múltiples placas de ateroma no calcificadas (flechas negras) y otras calcificadas (flechas curvas).

TESTS CON
FALLA DE ORIGEN

CASO 9



Figura A. Ultrasonido con cortes longitudinales. Donde se observa placa extendida concéntrica muy heterogénea, irregular parcialmente calcificada (flecha).

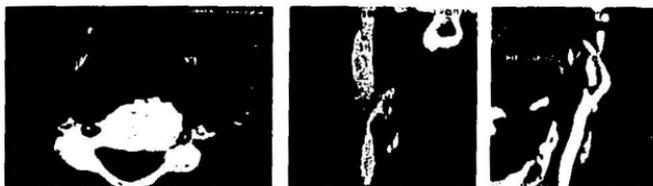


Figura B. AngioTC. Placa heterogénea, irregular, parcialmente calcificada con 512 UHl. a nivel de bifurcación, que condiciona estenosis.



Figura C. AngioTC con MIP y Superficie. Se observa la mayor zona de estenosis a nivel de ACI izquierda con estenosis mayor de 50%. (flecha)



Figura D. AngioTC / NE. Múltiples abultamientos y depresiones a nivel de la bifurcación de ACI izquierda placas calcificadas (r)

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

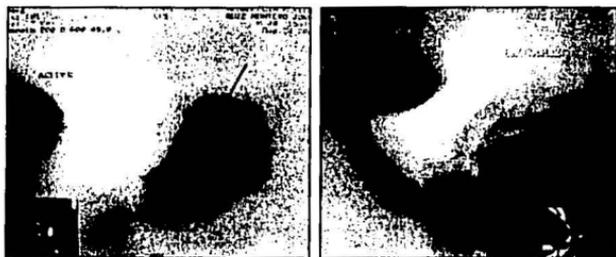
CASO 10



Figura A. Corte axial de TC contrastada. Se observa oclusión de ACI derecha. (flecha)



Figura B. AngioTC con 2D, MIP y superficie. Existe oclusión de ACI derecha (flecha).



Figuras D. AngioTC / NE. Observe la bifurcación carotídea izquierda, con la presencia de ACE y ACI, se observa irregularidad en su pared, en comparación con la bifurcación izquierda donde se observa ocluida la ACI (flecha).

TESIS CON
FALLA DE OPTIC

Caso 11

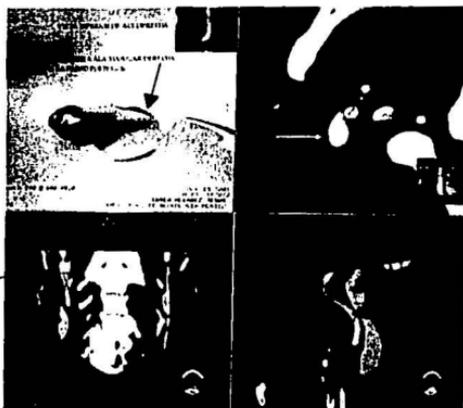


Figura A. AngioTC. Se observa "solución de continuidad" a nivel de ACI derecha (flecha negra). Note a la vena yugular que se encuentra adyacente (flecha gruesa)



Figura B. AngioTC/NE. Artefactos por estructura vascular (vena yugular), el ultrasonido no reportó alteración en la pared arterial (flechas)



Figura C. AngioTC/NE. Existen irregularidades en la luz del vaso por diversos artefactos metálicos (flecha negra), por llenado inadecuado de contraste (flecha blanca) y por hueso (flecha gruesa).

TESTIS CON
VALLA DE ORO