

11203
11
20



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA
DE MEXICO

División de Estudios Superiores

ANGIOGRAFIA CAROTIDEA POR SUBSTRACCION DIGITAL

Tesis de Post-grado

Para obtener el Título de Especialista en
ANGIOLOGIA Y CIRUGIA VASCULAR

P r e s e n t a

DR. MARCO ANTONIO AGUIRRE SALAZAR

TESIS CON
FALLA ES COCER

México, D. F.

1985



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 está 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.

INDICE:

I.- INTRODUCCION.....	1
II.- PERSPECTIVA HISTORICA.....	2
III.- ASPECTOS FUNDAMENTALES DE LA IMAGEN ELECTRONICA: TEORIA BASICA.....	5
IV.- ADQUISICION DE DATOS, ALMACENAJE, PROCESAMIENTO Y EXHIBICION DE IMAGEN.....	17
V.- SISTEMAS DE RADIOGRAFIA DIGITAL.....	21
VI.- SUBSTRACCION DE IMAGENES. CONSIDERACIONES Y CONTROVERSIAS.....	28
VII.- APLICACIONES CLINICAS.....	37
VIII.- ANGIOGRAFIA CAROTIDEA POR SUBSTRACCION DIGITAL.....	42
IX.- PRESENTACION DE CASOS.....	50
X.- CONCLUSIONES.....	54
XI.- IMAGENS.....	57
XII.- DIBUJOGRAFIA.....	85

I. INTRODUCCION

Intento con este sencillo trabajo, primero dar a conocer elementos básicos respecto de un novedoso y prometedor método radiológico de diagnóstico, la angiografía por sustracción digital, y segunda exponer una pequeña parte de los trabajos que se realizan actualmente en nuestro país, y específicamente en el Centro Médico Nacional del IMSS, sobre su aplicación en el estudio de la enfermedad arterial carotídea. La motivación inicial ha sido el haber encontrado en la bibliografía mundial cada vez más reportes de estudios angiográficos, de cirugía vascular y de otras ramas de la medicina, basados en técnicas de sustracción computada de video imágenes angiográficas, más estudios específicos sobre la experiencia clínica obtenida con estos sistemas, y la perspectiva de ofrecer a los pacientes un estudio angiográfico más integral con menores riesgos y molestias. Su creación y aplicación en la medicina es un reflejo de lo que ocurre - en prácticamente toda actividad humana en la actualidad, que es la influencia y penetración de la tecnología cibernética.

Iniciamos con un bosquejo histórico para ubicación en lo que ha significado el desarrollo de estas técnicas, continuando con una minúscula introducción tanto a los conceptos y terminología básica en computación, como a los aplicados en la radiología computerizada. Usaremos el término de angiografía por sustracción digital (ASD) para referirnos específicamente a la aplicación intravenosa de medio de contraste (o ASD-IV), y cuando sea necesario se hará la aclaración de si se trata de la técnica de inyección intra-arterial (ASD-IA). Es conveniente aclarar que inevitablemente se introduce una serie de tecnicismos y en ocasiones palabras en el idioma original, de difícil y variable traducción.

Tomando en cuenta que aún se encuentra en una fase de integración clínica y en algunos aspectos técnicos en experimentación y desarrollo, se incluye un análisis sobre consideraciones específicas y controversias actuales, que son significativas dado lo reciente de su creación, continuando con las principales aplicaciones clínicas y más específicamente, siendo el objetivo principal, en lo referente al estudio de las arterias carótidas con la ASD. Se presenta la experiencia obtenida en 30 casos de ASD-IV carotídea.

II. PERSPECTIVA HISTORICA

Varias décadas después de que Roentgen descubrió los rayos X en 1895, los radiografías médicas se realizaban con una placa filmica como receptor de imagen, resultando conveniente para la detección, impresión y almacenamiento de imágenes. La fluoroscopia dinámica se realizó por observación directa de la pantalla fluorescente durante la exposición a los rayos X. La brillantez insuficiente, la necesidad de adaptación a la oscuridad y de anteojos rojos, limitaron la resolución para su visión (1).

Inmediatamente después del descubrimiento de Roentgen, se reconoció que la sangre y tejidos adyacentes proveen una atenuación similar de los rayos X y que el estudio del sistema cardiovascular requeriría de la introducción de materiales de contraste. Dos meses después, en enero de 1895, Maschek y Lindenthal reportaron la primera arteriografía de una mano amputada, inyectando carbonato de calcio. La investigación con cadáveres permaneció estacionaria hasta que se desarrollaron materiales de contraste no tóxicos. En 1910 Franck y Alwens inyectaron exitosamente, medio de contraste en perros y conejos vivos. En 1923-1924 aparecieron reportes en varios países respecto de la inyección percutánea intravascular de materiales de contraste. En Alemania, Berberich utilizó una solución acuosa de bromuro de estroncio; en Francia, Sicard y Forestier utilizaron aceite de amapola yodado; y en Estados Unidos, Brooks usó yoduro de sodio. El predecesor de los modernos yoduros orgánicos hidrosolubles fue sintetizado por Binz y Râth en 1929, denominandolo Selectan Neutral. Al mismo tiempo que se desarrollaban los medios de contraste, otros investigadores enfocaron su entusiasmo en la inyección de estos medios en los vasos sanguíneos apropiados. El método de inyección arterial directa fue utilizado para inyectar solvarsan en las carótidas para el tratamiento de sífilis (2). En 1927 Moniz de Portugal, utilizó este método para la opacificación de la vasculatura intracraneal introduciendo yoduro de sodio, y posteriormente Thorotrast. En 1929, Dos Santos realizó una aortografía mediante la inyección directa por punción translumbar, utilizando uno de los primeros inyectores a presión para facilitar la liberación rápida del contrastante.

En 1937 se describió un método de inyección retrograda para visualizar laorta abdominal. En este mismo año Castellanos, y en 1939 Robb y Steinberg, reportaron sus estudios del corazón humano y del sistema arterial después de la inyección intravenosa de medio de contraste. No obstante, sus estudios fueron limitados debido a la toxicidad relativa del contrastante, no había cambiadores rápidos de placas, y la densidad de las imágenes obtenidas, frecuentemente fué in adecuada. Subsecuentemente Forasmann en Alemania demostró la posibilidad de ca teterización intravascular pasando un catéter ureteral dentro del lado derecho de su corazón. En 1956 él y Gournard y Richards obtuvieron el premio Nobel por el desarrollo de la cateterización intravascular. Fariñas encabezó la cateteri- zación a través de la arteria femoral en 1941, método perfeccionado por Seldinger en 1953. Pearce y Warren publicaron excelentes ejemplos de arteriografía - periférica en 1931. La flebografía se introdujo por algunos de estos mismos in vestigadores al principio de los 1920's.

Después de la introducción de los intensificadores de imagen en 1950, se desa- rrollaron las técnicas para la colocación selectiva de catéteres en virtualmente todas las arterias del cuerpo. Ello condicionó la entusiasta investigación en el desarrollo de mejores materiales para la construcción de catéteres y demás implementos y piezas de aparatos. No obstante el gran avance que ha signifi- cado la técnica de Seldinger para lograr la exquisita producción de imágenes del detalle anatómico y de la información funcional, sus riesgos inherentes, la necesidad de equipo sofisticado y de hospitalización del paciente, han propicia- do cierta restricción para su uso. Hasta esta fecha el registro de las imáge- nes radiológicas y fluoroscópicas se habían limitado a las placas fijas (2). Recientemente los nuevos desarrollos técnicos en televisión, electrónica digi- tal (computadoras), e intensificadores de imagen, han revolucionado y permitido el registro electrónico de tales imágenes y renovado el interés en las técnicas inicialmente descritas por Castellanos y Robb y Steinberg.

Aunque ya desde 1934 Zeides des Plantes reportó el método de subtracción foto- mecánica de radioimágenes (3), no fué sino hasta antes de 1970 que se hizo co- mún la aplicación de videoinformación almacenada en discos o cintas análogas, -

métodos que eran adecuados para la observación de las arterias mediante la inyección directa dentro de las mismas. Las técnicas capaces de captar imágenes dadas por bajos niveles de contraste producidas por inyección intravenosa fueron reportadas por Ort y Kelcz en 1973-75. A pesar de su gran sensibilidad, la pobre confiabilidad de estos sistemas análogos los hicieron inconvenientes para su uso clínico y condujeron al diseño en la Universidad de Wisconsin de su procesador digital de videoimágenes. Durante los siguientes 5 años, este procesador fué usado por muchos investigadores en una variedad de estudios de sustracción tanto en animales como en humanos. Durante este período se implementaron programas de imágenes video-digitales por investigadores independientes de la Universidad de Arizona y de la Kiel Kinderklinik. En marzo de 1980 se instalaron prototipos comerciales en la Universidad de Wisconsin y en la Cleveland Clinic. A partir de entonces se ha iniciado su uso cada vez más amplio y diversificado en las diferentes especialidades médicas (4).

III. ASPECTOS FUNDAMENTALES DE LA IMAGEN ELECTRONICA: TEORIA BASICA

La introducción de la computadora en el campo de la imagen de estudios médicos, ejemplificada por el extenso uso actual de las ASD en algunos países, creó una necesidad importante del entendimiento básico de los principios de la imagen digital. Se revisan estos principios fundamentales, iniciando con la definición de imagen y la interacción de estas imágenes con los sistemas televisivos, se continúa con una descripción detallada de la forma en que se especifican los sistemas de imagen. Se definen los términos y conceptos básicos que se usarán en el contenido del presente trabajo.

IMAGENES. DEFINICIONES

Una imagen es una distribución bidimensional de monocromía (usualmente blanco y negro) o multicromía (típicamente intensos colores luminosos) que es capaz de transmitir información al observador.

Hay una variedad de diferentes imágenes típicamente encontradas, estas categorías son las siguientes:

- (1) ESTETICA- Los detalles de la cual pueden ser agradables al observador, de acuerdo con criterios subjetivos.
- (2) INFORMATIVA- Los detalles de la cual pueden llevar mensajes, pero sin ninguna métrica.
- (3) METRICA- Los detalles de la cual tienen un valor cuantitativo específico asociado con ellos, aun cuando sólo se evalúan subjetivamente. La consistencia es un requisito, como la fidelidad entre el objeto y la visión registrada.

Las importantes características básicas de las imágenes son su extensión o tamaño, y su forma. Típicamente las imágenes tienen una anchura horizontal (W) y altura vertical (H), que juntas resultan en una dimensión de la imagen (D) que está definida por la diagonal de la distancia mayor disponible en el campo designado (Fig.1). Puesto que la anchura y la altura son variables independientes, la forma de una imagen puede ser diferente y ha sido históricamente definida por el aspecto de la proporción, que es la proporción anchura/altura. Es im

portante hacer notar que la imagen con que trataremos está basada en la televisión. Para las imágenes de televisión hechas en USA y la mayoría de las construidas en México, por ejemplo, la relación es de 4:3, significando que por cada 3 pulgadas de ancho, hay 4 pulgadas que corresponden a la altura, y estas -- imágenes aparecerán horizontalmente rectangulares.

No obstante que se ha visto que, arbitrariamente para algunas, la forma de las imágenes puede reflejarse en proporciones libres, algunas de las reglas usadas por manufactureros son bastante sensibles sobre un plano horizontal, la visión humana es levemente más pronunciada en la periferia del plano horizontal que en el vertical; por ello para llenar el campo visual, una imagen debe ser más ancha horizontalmente que alta verticalmente.

Adicionalmente, la dimensión de la imagen está gobernada por restricciones visuales. Idealmente el tamaño de una imagen debe ser tal que, a la distancia de -- visión típicamente usada, llene exactamente el campo visual. Por tanto el observador no ha de mover su cabeza o usar los músculos ciliares; esto tipo de movimientos contribuyen a la fatiga visual. De esta manera, se incorporan al diseño de equipos los principios psico-físicos.

En la literatura sobre electrónica, la anchura de la imagen usualmente se refiere como el eje x, y la altura como el eje y, y el nivel de brillantez de cada combinación (x, y) o punto de imagen como el eje z. De esta forma, las imágenes son entidades tridimensionales para los conocedores de imágenes de TV.

IMAGENES. CARACTERISTICAS DEL CONTENIDO

Habitualmente las imágenes se usan para representar estructuras de escenas físicas reales. Bajo estas condiciones, la realidad se define como objetos sólidos en contornos relativamente sólidos con discontinuidades en los bordes de los objetos o estructuras. Todas las variaciones en la iluminación de una escena tienden a identificar este carácter único.

IMAGEN ANALOGA. Cuando se analizan las imágenes fotográficas o radiográficas, -- ellas están construidas para representar lo más fielmente posible una escena en la naturaleza o de la proyección de las sombras de rayos X de los órganos inter

nos de un paciente. En cada caso una imagen puede tener una distribución continua de brillantez, limitada sólo por valores máximos y mínimos de la misma. Estos valores pueden ser distribuidos continuamente en el espacio con solamente la restricción del límite del campo de la imagen, esta es una imagen análoga, o una representación análoga de la escena o estructura. Las imágenes análogas representan la alta fidelidad del mundo real.

IMAGEN DIGITAL. Una alternativa para la formación de imágenes es emplear un abordaje altamente estructurado en el cual la brillantez o densidad continúa representando valores máximos y mínimos como restricciones limitantes, pero entre estos valores extremos se establece una serie de niveles de brillantez o sombra, discretos y bien definidos, en la escala del gris. Para una distribución espacial, estos valores de gris pueden ser establecidos en posiciones espaciales — discretas y bien definidas, llamadas elementos de la imagen o pixels. Este tipo de representación habitualmente está referido a la imagen digital.

Para la mejor distinción de las diferencias fundamentales entre estas dos formas de representación se puede considerar un ejemplo. En la Fig.2 se esquematiza un rastreo microdensitométrico, indicado por el sentido de la flecha en la imagen, a través de la radiografía de un bistec (Fig.2a). El perfil de la densidad a lo largo de esta línea se ilustra en la forma análoga (Fig.2b) y en la imagen digital (Fig.2c). Los valores D y x varían en forma bien cuantificada, produciendo una imagen que aproxima la escena o estructura representada por la imagen como un cambio continuo como se ve en la forma análoga, mientras que en la versión digital se identifican claramente las variaciones de un pixel a otro. La imagen análoga se considera mejor, ya que provee una representación de los pormenores de la imagen verdadera. Además este es el tipo de imagen que involucra el sistema visual humano y a través del cual obtiene información más eficientemente. Cuando una imagen análoga se digitaliza se pierde cierta información, como el detalle fino, con la adición de mayor digitización, aumenta la interferencia del contenido de la información.

Se puede considerar que todas las imágenes en realidad son digitales, ya que están compuestas de pequeños granos básicos, o moléculas; estas imágenes sólo apa

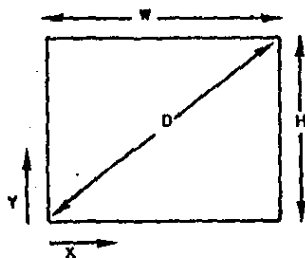
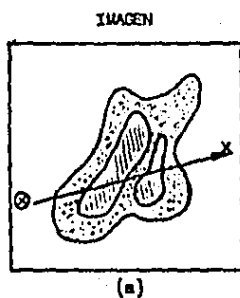


Fig.1. Para explicación ver el texto



(a)

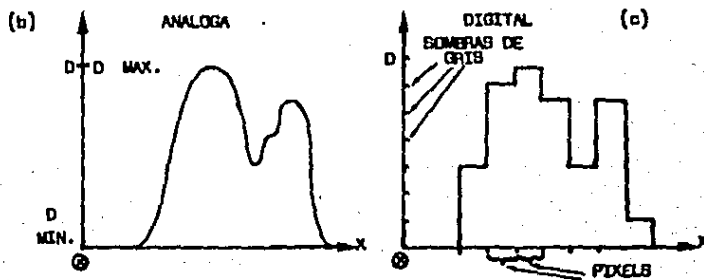


Fig.2a-c. Para explicación ver el texto.

rentan ser análogos o continuas para el ojo humano, ya que no pueda resolver el grano en la imagen. Por la misma razón, las imágenes que aparecen como digitales para el ojo humano, lo son porque la digitización no pueda realizarse a un grado de fineza comparable con la de la representación análoga.

Debe enfatizarse que el digitizar una imagen por el solo hecho de hacerlo induce a la pérdida de información, tiempo, equipo y dinero. Existen situaciones, sin embargo, cuando es necesario, particularmente cuando se requiere procesar una imagen por medio de una computadora. No es factible otra opción, ya que — las computadoras modernas son esencialmente máquinas con sistemas digitales que requieran números binarios para funcionar. Por tanto las imágenes análogas se convierten, para permitir su manipulación, en información digital equivalente de cada pixel en la computadora. Los principales tipos de manipulaciones computadas utilizados con éxito en la actualidad incluyen: (1) substracción de imágenes; (2) realce de los límites o bordes de las imágenes; (3) supresión de la interferencia y (4) realce de varios histogramas, a través de los cuales se asigna algún rango de densidad a un mayor número de los grados o niveles de gris — disponibles sobre otros menos importantes.

CONVERTIDORES DE IMAGEN

También deben considerarse las subunidades electrónicas que toman una imagen — análoga y la convierten a digital. En la mayoría de los sistemas, la imagen — análoga se divide en una serie de líneas horizontales por medio de una fuente de barrido opto-electrónica, y estas líneas se conectan en forma termino-terminal, convirtiendo la imagen en una señal continua variable. De esta forma las señales entran al aparato de conversión. Su intensidad se transforma en voltajes variables, y la posición del punto explorado se codifica en la computadora a la vez que se asocia con la posición que le corresponde en la imagen. El sistema acumulará ahora la información durante incrementos preseleccionados de tiempo y le asignará el más cercano disponible de los valores de voltaje prescritos en el almacén de la computadora. Después de la conversión resulta una serie de barras o histogramas (Fig.3). Los valores verticales de voltaje corresponden a la escala de gris, mientras que los incrementos del tiempo en el plano

horizontal representan a la estructura del pixel en la imagen. Se pierde el de talle fino en la señal al utilizar el convertidor análogo a digital. Una vez que la conversión se ha completado, el detalle fino se pierde permanentemente y no se recupera al pasar las líneas digitales de señales de voltaje a través del convertidor digital a análogo. En este punto el detalle fino aparece como el resultado de un sistema electrónico y una forma de interferencia y no como una representación del fino detalle análogo originalmente colectado, es decir que al revertir la imagen análogo-digital-análogo, sufre una doble degradación. La información espurea creada por este sistema puede ser estéticamente muy deseable, pero posee serios peligros en la métrica de las imágenes, lo cual no tendrá bases en el patrón de rendimiento, a lo que se llama artificios.

SISTEMAS NUMERICOS

SISTEMA DECIMAL. Esto es el sistema de numeración básicamente utilizado por el hombre. Consta de diez miembros diferentes e independientes (0, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9) que son utilizados solos o en combinación para representar cualquier cantidad deseada. Estas combinaciones se disponen seriamente de derecha a izquierda, en la secuencia arriba mencionada, con cada posición representando alguna cantidad definida por potencias de 10. De esta forma el primer dígito a la derecha de un número representa el número 10^0 unidades en la cantidad. En el sistema decimal 10 elevado a la 0 potencia es igual a 1. La siguiente posición es 10^1 (6 10) unidades, la siguiente 10^2 (6 100) y así sucesivamente, de tal manera que se puede representar cualquier número que se desee (Fig.4A).

SISTEMA BINARIO. Si bien el sistema decimal nos es más familiar, el binario es importante porque es la base de la manipulación numérica de la computadora. Este sistema consta de 2 miembros distintos e independientes (0 y 1), las combinaciones de 0 ó 1, con cada posición, con cada posición, representan una cantidad unitaria definida por potencias de 2. Así el primer dígito es 2^0 unidades (6 1), el siguiente es 2^1 (6 2), el siguiente es 2^2 (6 4) y así sucesivamente. La estrategia es parecida a la del sistema decimal.

Para escribir el equivalente binario de cualquier número decimal, primero se de

be averiguar cuantos dígitos binarios (o bits) se necesitan. Esto requiere del conocimiento del tamaño o valor decimal de cada posición binaria, que como se mencionó, corresponde al valor unitario (0 ó 1) elevado a la potencia correspondiente según su posición. El número de dígitos binarios necesarios se obtiene al conocer el valor de la potencia más próxima pero menor al número que se desea escribir (Fig.4B); en el ejemplo con el número 2547, la potencia que reune estas condiciones es $2^{11}=2048$, por lo que el primer dígito a la izquierda será 1, expresando así la mayor cantidad numérica para esta posición (0 ó 1) que es la 12 (o el número de bits necesarios). Se resta 2048 a la cantidad deseada — 2547, y se busca igualmente el valor menor de las potencias que más se aproxime al resultado, en este caso al 499 o sea 2^9 que ocupa la posición 9. Las posiciones 10 y 11 seignan con el 0, es decir que no se les da valor unitario a estas posiciones. El siguiente paso es encontrar la posición para el número 133 que resulta de $499-256$ (2^8) y así sucesivamente hasta que se complete el número decimal 2547.

IMAGEN COMPUTADA. DEFINICIONES

La palabra pixel es una contracción de picture element (elementos de la imagen), que pueden observarse en una imagen, compuesta de diminutos elementos cuadrados, los que en sí mismos carecen de detalle fino, pero poseen una sombra en la escala de gris. Bit también es una contracción de binary digit (dígito binario), aunque se utiliza más ambiguamente. Como se analizó antes, los números binarios se componen de una serie de 1's y 0's. La mayoría de las computadoras manejan los números de esta manera, como una serie de pulsos de 1 ó 0 volt, o contactos abiertos o cerrados. Puede observarse la ventaja del sistema binario como un buen cotojo para un sistema que maneja variables como una serie de valores semejantes a dentro-fuera, on-off, abierto-cerrado, si-no, más-menos; las cuales son típicas de la evolución electrónica de las computadoras. El número de bit de cifras relativamente pequeñas resulta muy largo, como se observa comparativamente con el decimal en el ejemplo de la Fig.4.

Obviamente lo anterior resulta inconveniente cuando se intenta resolver problemas , y hasta recientemente la mayoría de los aparatos manejan grupos binarios de 8, todos en paralelo al mismo tiempo. Grupos de bit de 8 posiciones pueden verse como una sección, y así la palabra binaria o byte, evoluciona igual a

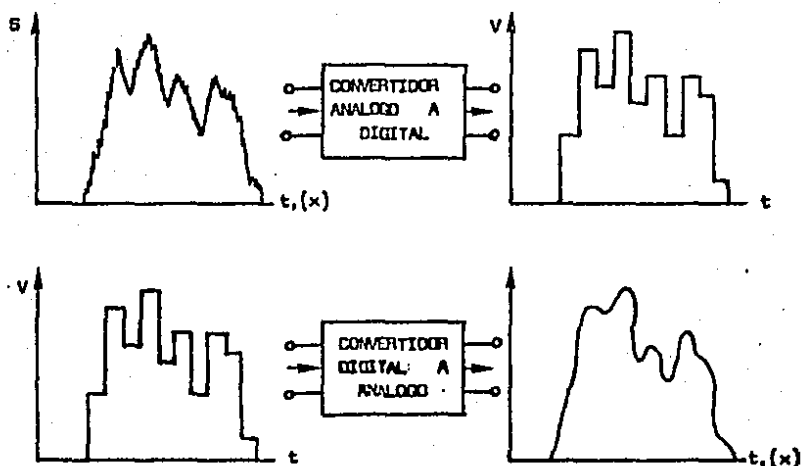


Fig.3. Para explicación ver el texto.

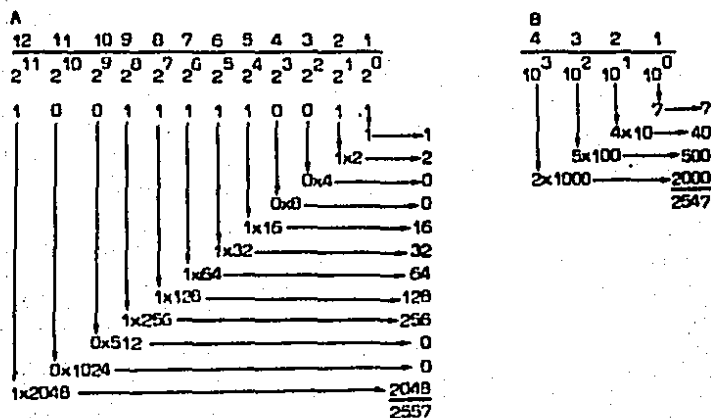


Fig.4A, B. Para explicación ver el texto.

grupos de 8 bits. Mientras que 8 bits fueron manejados solos o en paralelo, el término tuvo validez, pero la capacidad de las computadoras ha cambiado y por tanto el byte, como fué definido causa confusión cuando se manejan grandes números de bits. El byte continúa siendo de 8 bits, pero puede ser una variable, tanto, como las capacidades electrónicas de los procesos simultáneos se incrementan. Una memoria electrónica actual de 64 kilobytes, es 64 000 bytes multiplicado por 8 nits por byte, o una capacidad potencial de 512 000 bits de información binaria.

ALMACENAJE ELECTRONICO

Esta cadena de pulsos binarios puede fluir y ser almacenada en canales y memorias electrónicas en una forma no ambigua. Electrónes y voltaje pueden ser dirigidos hacia canales específicos. Cuando el dígito binario fluye a través de un alambre forma una serie de pulsos (Fig.5). En el ejemplo del número 2547, el flujo en una palabra agrupada es de 12 bits (dígitos binarios necesarios para escribir este número decimal), o en bytes de 12 bit para este procesador. Este número continúa del número previo localizado en el byte previo de 12 bits, y precede al número anterior localizado en el siguiente byte de 12 bits (Fig.5). El tamaño de los bytes procesados como unidad es una característica del diseño específico del sistema electrónico y en general no se altera con números altos o largos contemplados para el procesamiento. Debe preverse respecto de necesidades futuras cuando se adquiriera la capacidad digital de una computadora.

COMPONENTES. DEFINICIONES

La computadora (hardware) usualmente comprende todo el circuito inherentemente diseñado y los elementos electrónicos de un aparato. Una vez incorporados, son fijados específicamente con parametros igualmente fijos. La función de la computadora (hardware) puede ser extremadamente rápida, con lo que permite operaciones a muy alta velocidad. Después de que toda la lógica ha sido computada (hardwired) dentro del sistema, no se pierde tiempo en la programación de patrones lógicos en el manejo de datos, resultando en un incremento de la velocidad. Adicionalmente, el funcionamiento y carácter de algoritmos funcionales complejos

está integrado en un enorme pantano de circuitos electrónicos, lo que hace que el pirataje de estos métodos propios de procesamiento sea menos probable.

El programa (software) incluye todos los artículos o pormenores en un aparato, que controla y dirige su función y el cual puede ser rápidamente cambiado a través de reprogramación, si se dan instrucciones por medio del lenguaje de la computadora o modificando la dirección del alambreado, en otras palabras se refiere a los programas para aplicaciones específicas o al sistema operativo. La ventaja de controlar la función a través de programas (software) estriba en la capacidad para proveer gran flexibilidad para facilidad del usuario, los programas pueden cambiarse por otros, modificarse, o variar instantáneamente el proceso para que se ejecuten los requerimientos de la tarea. Las desventajas del programa (software) son que su operación es más lenta que cuando se utiliza el sistema integrado a la computadora (hardware) y cualquier programa adquirido puede sustraerse fácilmente por cualquiera que lo desee para usarlo en otra parte, un riesgo en la seguridad del procesador.

El término firmware se refiere a la combinación del hardware tangible y del software intangible, donde el programa se almacena en unidades (chip) de memoria expresamente fabricados y cuyo ordenamiento es programable.

ESTRUCTURA DE LA IMAGEN DIGITAL

Las imágenes digitales en general pueden considerarse como una serie de líneas horizontales de información, cada línea consta de cierto número de pixels. El número de líneas N en el video está en un rango variable de 256 a 8000 líneas. El número de líneas usadas, automáticamente define la resolución espacial de la imagen (Fig.6). Sobre el eje y , la N es igual al número de líneas por imagen, mientras que la M en el eje x es igual al número de pixels por línea. Para que las imágenes aparezcan naturales debe presentarse una resolución similar horizontal y verticalmente; por ello el número de pixels por línea debe corresponder al número de líneas para una imagen de formato cuadrado en una razón igual a 1, ó $p \cdot N$. La proporción más común es 4/3, el número total de pixels por imagen será: $N \cdot M \cdot p \cdot N^2$, que en una imagen de 900 líneas o más está compuesta de millones de pixels. Cada pixel debe ser asignado a una sombra del gris o a un nivel de

brillantez. El sistema distribuye cierto número de bits para este propósito, — usualmente referico para el eje z de la imagen o su profundidad "bit" D. La — imagen consiste de $p \cdot n^2 \cdot D$ bits de información. Esta noción de un cierto número de pixels dispuestos en orden bidimensional con cada pixel teniendo una profundidad específica de bits proporciona las bases para la consideración de una imágen como un volumen tridimensional de bits (Fig.7). Se demuestra que una colocación de pixels tiene profundidad bit de 3, y una profundidad de 3 bits da 8 diferentes permutaciones (según los cálculos de probabilidad de 2 tomadas en 3), de 0's y 1's, lo cual viene a ser las 8 posibilidades de sombras del gris.

INFORMACION CONTENIDA EN UNA RADIOGRAFIA

El análisis de una radiografía típica ayuda a apreciar la información contenida en tales imágenes. En placas de 14 x 17 inch se asume que la información requerida está más allá del umbral visualmente detectable de 5 ciclos/mm, y que 2 pixels representan un ciclo. En este ejemplo se considera que 512 sombras del — gris (9 bit de profundidad) por pixel son también suficientes para una discriminación visual, todo lo cual resulta en 138 megabits. Esta imagen de definición mínima tiene cerca de 10^8 bits de información, un gran volumen de bits para ser manejados. Las fotografías (imagen análoga) registran esta riqueza de información en una fracción de segundo, simultánea y relativamente a bajo costo. Ello es un reto para los sistemas video-digitales de diagnóstico. Ciertas imágenes diagnósticas contienen menos información, particularmente si provienen de sistemas de tipo explorador (scanner), en que el número de líneas se limita a 512 ó menos, y poco menos de 512 sombras de gris. En el futuro la evaluación clínica probará la utilidad de nuevos sistemas video-digitales, intentando balancear en los compromisos inherentes (5).

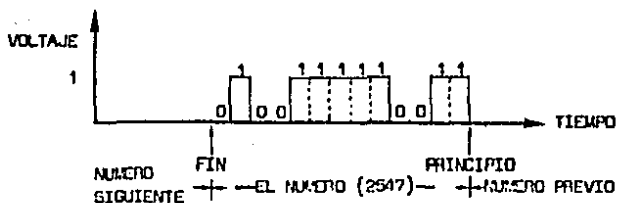


Fig.5. Para explicación ver el texto.

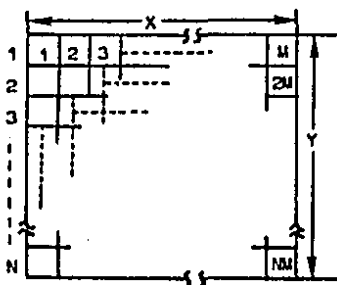


Fig.6. Para explicación ver el texto.

	1	2	3
1	1	1	1
2	1	1	0
3	1	0	0
4	0	1	1
5	0	1	0
6	1	0	1
7	0	0	1
8	0	0	0

NEGR0

↑

NIVELES DE GRIS
(SOMBRA8 DE GRIS)

BLANCO

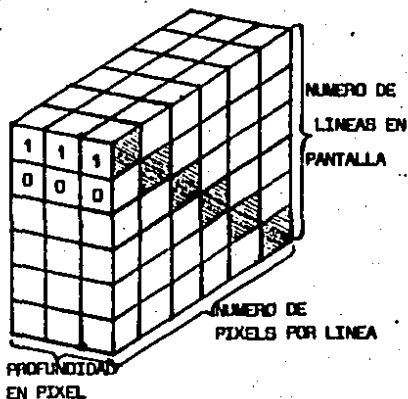


Fig.7. Para explicación ver el texto.

IV. ADQUISICION DE DATOS, ALMACENAJE, PROCESAMIENTO y EXHIBICION DE IMAGEN

ADQUISICION DE DATOS

Esta es la parte más crucial de la formación de imágenes en la ASD. Incluye todo lo que debe hacerse para generar una imagen, inclusive al punto en que la imagen es digitizada. En esta etapa son factibles la mayoría de los errores.

ESPECTRO DE LOS RAYOS X. Tanto las propiedades de absorción del estector de rayos X, como el material yodado, influyen en la imagen como alternativa óptima del espectro de rayos X para su uso en estudios con ASD. Para la imagen yodada la dosis de radiación que recibe el paciente pueda minimizarse con la apropiada selección de kVp y la filtración de las emisiones de rayos X, que implican una gran variedad de consideraciones, entre las principales habrán de considerarse los requerimientos monoenergéticos de fluido, como una función de energía, tomando en cuenta el espesor de los vasos y la densidad del medio de contraste contenido en ellos, determinando el coeficiente de atenuación tisular. En tejidos delgados el mínimo de afluencia ocurre aproximadamente a 33 keV, y a medida que el tejido se espesa, la energía de afluencia mínima se incrementa a cerca de 45 keV. La baja atenuación de los fotones de alta energía compensa el reducido contraste yodado en pacientes gruesos.

Cuando no se dispone de emisiones monoenergéticas, el espectro de rayos X que contiene esta energía en el rango de 35-50 keV puede ser el más eficiente para los estudios con ASD. Se acepta que el espectro de rayos X creado por filtros de aluminio (~4 mm) en el rango de 65-75 kVp tiene una función más cercana a la óptima.

RADIACION DISPERSA. Debido a que el intensificador de imagen es un detector de campo amplio, se registra una cantidad de radiación dispersa agregada a la radiación primaria. Esta radiación dispersa degrada las imágenes en la ASD, no por que se pierda en contraste yodado, sino porque se agrega interferencia en la imagen sin contribuir a su contraste. Con ello se incrementa la necesidad de afluencia. Puede incrementarse la eficacia en la adquisición de datos, en tal caso, con la utilización de rejillas diseñadas expresamente.

CÁMARA DE TELEVISIÓN. El elemento simple más importante en la cadena del sistema de imagen es la cámara de TV, que convierte el flujo luminoso incidente en la superficie del blanco, en una señal electrónica que finalmente será digitalizada.

Un objetivo o blanco de rayos X de tipo plumbicon (lead oxide vidicon) difiere del vidicon convencional en 2 formas. La salida de la señal de video de un plumbicon está linealmente relacionado con la intensidad luminosa de salida, lo que no ocurre con el vidicon. Segundo y de mayor importancia, es que el plumbicon se considera menos retardado (lag), este término se refiere al acarreo de información residual de la imagen percibida, de un sistema al siguiente. Es deseable un bajo retardo (lag) si se utilizan exposiciones pulsadas de rayos X o si se exploran las estructuras cardíacas en rápido movimiento.

Con cualquier tipo de blanco empleado, una cámara de TV compromete la calidad de la imagen en ASD por virtud de la interferencia electrónica que se agrega inevitablemente a la video-imagen. Si también este nivel de interferencia es alto, su presencia puede ser el principal determinante en la calidad final de la imagen. De menor importancia es la intensidad luminosa. Los niveles típicos de interferencia están en el orden de 0.1 a 1%. Si se utilizan pulsos de rayos X se requiere del valor bajo para un buen funcionamiento de la ASD, mientras que si se utilizan varios esquemas de integración (filtración), se usan niveles de interferencia de 1%, obteniéndose resultados comparables. Es necesario minimizar los efectos de la interferencia eléctrica, que puede realizarse para una determinada situación por medio de la elección apropiada de los factores de exposición (kVp, mA) y del f-stop.

CONVERTIDOR ANALOGO A DIGITAL. En adición, la necesidad obvia de velocidad suficiente para acomodar la digitalización de la señal de video en tiempo real, el convertidor análogo a digital (A-D), debe tener niveles de cuantificación espaciados suficientemente cerca para que la incertidumbre asociada con la digitalización (ver capítulo anterior) no aumente la interferencia total en la imagen. El digitizador debe también contener bastantes niveles de gris para acomodar el rango dinámico encontrado en situaciones clínicas. Se requiere de un mínimo de

255 niveles (8 bits), y se obtiene mejoría marginal con 1024 niveles (10 bits).

ALMACENAJE

El almacenaje de imágenes digitales aún está sujeto a debates continuos ya que todos los esquemas de uso actual representan transacciones indeseables. El requerimiento del contenido de pixels de alta resolución espacial combinado con un mínimo de pixel en profundidad (10 bit o más) para mantener la resolución — del contraste excede los recursos técnicos disponibles. Una solución parcial para este problema es el uso continuo de placas (film) como medio de almacenaje, tal como se utilizan actualmente en los aparatos de TAC y ASD, donde la información es almacenada en discos análogos o digitales o en cintas magnéticas (4), — hasta que se disponga de otros recursos electrónicos, lo cual depende del desarrollo de memorias del orden de gigabytes versus megabytes (10^9 vs 10^6), mejoras que podrían venir de la tecnología del estado sólido o de la óptica laser, siendo las consideraciones más importantes las del costo y compatibilidad con los sistemas actuales. Las placas actualmente disponibles para proyección y el almacenaje de imágenes, sino siempre funcionan bien, pueden considerarse como un excelente medio para estos fines, con una resolución espacial arriba de 6 a 8 — pares de líneas por milímetro (5).

PROCESAMIENTO

Se refiere a los movimientos de computación que tienen como fin el perfeccionamiento de una imagen o secuencia de imágenes. En cierto grado el método de adquisición de datos determina la estrategia del procesamiento y técnicas empleadas.

AMPLIFICACION LOGARITMICA. Después de que una imagen o secuencia de imágenes se ha digitizado, usualmente se cambia su escala de gris antes de un nuevo proceso. Para la producción de imágenes por medio del modo de máscara, cualquier función de transferencia elegido, idealmente puede conducir a una diferencia de imágenes en la cual toda la anatomía no opacificada puede ser perfectamente cancelada. El procesamiento logaritmico se favorece por la uniformidad de la imá-

gan yodada. Por medio de procesamiento lineal, la primera imagen tomada antes de la inyección del medio de contraste (llamada imagen máscara) y que representa la anatomía no opacificada, se sustrae de una imagen o serie de imágenes en que aparece la anatomía no opacificada y la opacificada anatomía vascular, de manera que el resultado de esta diferencia contiene sólo la información proporcionada por la vasculatura opacificada. Para ejemplo $A-B=A\bar{B}$.

PROCESAMIENTO PULSADO VERSUS CONTINUO. Esencialmente hay 2 esquemas de procesamiento de imágenes. Si se registran las exposiciones pulsadas de rayos X, usualmente se utiliza una sustracción en modo de máscara. Si se utiliza una exposición continua a los rayos X, entonces se emplean o un esquema integrado en modo de máscara o bien algún esquema de filtración temporal. Por otro lado el procesamiento puede realizarse a través de variaciones de un esquema, que es la filtración subtractiva. Las características de una filtración subtractiva son que cualquier imagen que se forma de una secuencia de imágenes adquiridas puede escribirse como una combinación lineal de imágenes adquiridas. Esta condición asegura que la imagen resultante cancela las estructuras estacionarias (no contrastadas), el filtro resultante es subtractivo en naturaleza.

Para la sustracción en modo de máscara el tubo de rayos X es pulsado periódicamente, por ejemplo a 1 pulso/segundo. Durante la secuencia de pulsos el material de contraste llega a la región de interés y después se lava, en seguida finaliza la secuencia de pulsos; así se obtienen entre 15 y 20 imágenes, de las cuales se seleccionan un par que se sustraen y se realiza el contraste. El par de imágenes óptimas es aquel con que se logra un alto contraste vascular y muestra una cantidad mínima de artificios de movimiento.

Cuando la exposición a los rayos X es continua se utiliza otro sistema subtractivo, filtración recursiva, que puede usarse para aislar el bolo de contraste, mejorando la proporción señal/interferencia, al eliminar el contraste dado por estructuras estacionarias, tanto como variación en las imágenes mudas con componentes de frecuencia fuera del filtro.

La sustracción puede ser un proceso de filtrado retrospectivo que descarta la mayoría de los datos, empleando un filtro prospectivo, cuya elección se basa en

suposiciones a priori, como la forma de la curva de dilución del contraste. Es te enfoque conduce al concepto de un filtrado cotejado o apareado. Los coefici-
 entos de importancia para cada filtro son proporcionales a la concentración de
 yodo menos el valor promedio durante la secuencia completa de imágenes, funda-
 mental en el resultado del índice señal/interferencia.

Respecto de la dosis al paciente, una filtración cotejada proporciona la mayor
 claridad de imagen con una mínima exposición, la cual puede reducirse de 3 a 4
 veces, en comparación con la substracción pulsada con máscara. El procesamien-
 to que utiliza un alto porcentaje de las imágenes obtenidas tiene claras ventaja-
 sos sobre la que emplea sólo 2 y descarta el resto, pues utilizan eficientemen-
 te la dosis de radiación.

EXHIBICION DE IMAGENES DIGITALES

Después de que una serie de imágenes análogas está digitizada y procesada, al-
 ternativamente se puede evaluar la información programando a la computadora pa-
 ra que imprima los números asociados con cada pixel, pero la estrategia más co-
 mún es reconvertir la información digital en una imagen análoga que pueda ser -
 vista en un tubo de rayos catódicos (monitor de TV) o impresa en una placa trans-
 parente. Una señal digital se reconvierte a una forma análoga por la transfor-
 mación de los números binarios en niveles de voltaje de video, existiendo aquí
 un dilema. Proyectar los datos digitizados en forma similar a como los datos -
 fueron originalmente digitizados, resulta en una imagen que consiste en una se-
 rie de pulsos. Ya que los datos originales fueron digitizados (muestreados) en
 una proporción finita, se conocen sólo puntos discretos de la escala del gris -
 dentro de la imagen. Los puntos entre la escala del gris pueden llenarse de ac-
 cuerdo con algún esquema. Un método simple, de uso común, es replicar el valor
 muestreado de regiones en áreas contiguas. Otro método es llenar la escala de
 gris por un esquema de filtrado espacial, que tome una suma amplia de números -
 de puntos adyacentes (en forma semejante a como se describió la imagen digital).
 Mientras que tal reconstrucción por filtrado espacial puede parecer menos dis-
 tinta que una obtenida con reproducción de pixel, la imagen filtrada la repre-

sonta más fidedignamente respecto de la imagen original.

Lo que puede percibirse como nitidez en una imagen puede resultar de una réplica por muestreo y realmento es una reconstrucción artificiosa (2,7, 8).

V. SISTEMAS DE RADIOGRAFIA DIGITAL

Existe cierta variedad de aparatos capaces de realizar la sustracción de imágenes, con aplicaciones diversas, algunas distintas de la angiografía, y que representan el presente y el futuro en estas técnicas del diagnóstico médico.

Radiografía digital es un término genérico reciente utilizado para describir modalidades radiográficas innovadoras en que se usan sensibles detectores electrónicos de rayos X como medio de registro primario de la imagen, a diferencia de la radiografía convencional que utiliza pantallas fosforescentes o placas con base de haluro de plata. Los detectores electrónicos producen señales electrónicas, que deben procesarse para ser vertidas como información útil para el médico, a corto plazo para el diagnóstico y a largo plazo para propósitos específicos. Las imágenes proporcionadas son de naturaleza digital, tanto en dimensión espacial como en rango de iluminación. Esto proporciona la mayor iluminación e integridad de la señal de los elementos de la imagen, al tiempo que permite obtener fotografías altamente reproducibles.

REQUERIMIENTOS DE CALIDAD EN LOS SISTEMAS

La calidad de las imágenes para el diagnóstico médico depende de una variedad de factores de resolución, inclusive espacial, temporal de contraste y de resolución angular total o campo visual. Estos criterios son: (1) alta resolución espacial, necesaria para identificar y separar confiablemente objetos o transferir la verdadera calidad de las delimitaciones en estructuras anatómicas; (2) buena resolución de contrastes, necesaria para ver objetos que tengan gran similitud con su entorno anatómico; (3) resolución temporal apropiada, permite al médico apreciar rápidamente los movimientos funcionales; y (4) finalmente, campo visual apropiado, que permite detectar anomalías anatómicas no sólo en las áreas centrales del foco sino en las diversas localizaciones separadas.

CONFIGURACION DE SISTEMAS

EXPLORADOR DE HAZ DE RAYOS TIPO LAPIZ (Fig. 6b). La salida del haz de rayos X se colima por aperturas de hendiduras móviles en situación perpendicular una de

la estre, formando una pequeña ventana de rayos X, por ello el término de haz tipo lápiz. Esta estrecha fuente colimada de rayos X se mueve horizontalmente a través del paciente, al tiempo que se mueve arriba o abajo, seguida por repetición del barrido horizontal hasta que se cubre el campo entero. La información contenida en la transmisión del haz de rayos X es entonces sensada por un detector único y largo de cristal de yoduro de sodio. La señal digital se genera durante un muestreo en tiempo controlado de fluorescencia en el cristal detector, utilizando tubos fotomultiplicadores apropiados.

EXPLORADORES DE HAZ EN ABANICO DELGADO (Fig. 6c). Este aparato es semejante al anterior, pero el haz de rayos X se colima por una apertura de hendidura angosta y movable. Esta hendidura produce una barra delgada horizontal de rayos X y no un lápiz. En este sistema no es necesario el barrido horizontal, sólo la manipulación hacia arriba y hacia abajo del haz en abanico o, inversamente, se moviliza al paciente a través del haz fijo de rayos X. La información contenida en la transmisión de rayos X es sensada por una barra fosforescente de conversión de energía, siendo leído por detectores de luz fotónica en orden lineal, sucesivamente en forma secuencial.

En este sistema la imagen digital se forma por la lectura de salida del sistema detector entero, por medio de los detectores de luz fotónica para formar la dimensión horizontal. La siguiente lectura después del movimiento del explorador hacia arriba o hacia abajo proporciona una construcción, paso a paso, de las siguientes líneas, constituyendo de esta forma la dimensión vertical.

EXPLORADORES DE HAZ EN ABANICO ANCHO (Fig. 6b). En este sistema la fuente de rayos X es idéntica a la anterior, pero la apertura del colimador es más ancha. El senso de la información se realiza por un par de intensificadores de imagen acoplados por medio de fibras ópticas, los que convierten la información en imágenes análogas visibles, que son leídas secuencialmente por una serie de lentes enfocados sobre aparatos acoplados a carga bidimensionales fotoensibles (sistemas CCD). La digitización se logra como se menciona en el sistema previo para la lectura horizontal. Ya que en este aparato hay varios sistemas detectores -

CONFIGURACION DE SISTEMAS
DE RADIOGRAFIA DIGITAL

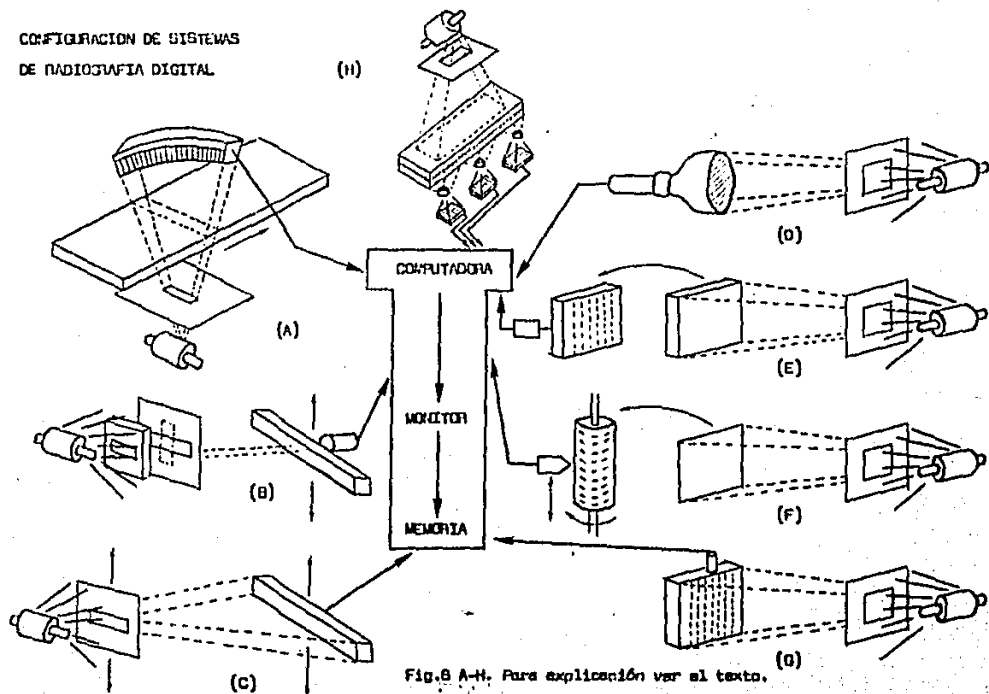


Fig.8 A-H. Para explicación ver el texto.

en el plano vertical, la digitización parcial de la segunda dimensión puede realizarse en paralelo para la lectura horizontal. La dimensión vertical se realiza cuando, después del movimiento del explorador hacia arriba o abajo, una nueva lectura del sistema detector es llevado a cabo y continuado hasta completar la imagen. Dada la superposición de los rayos X sobre algunos detectores usados simultáneamente, un promedio de las imágenes parciales ayuda a suprimir la interferencia en estos sistemas, que son híbridos (secuencial y paralelos).

CONFIGURACION BASADA EN EXPLORADOR DE TOMOGRAFIA COMPUTADA (Fig. 8a). EN este sistema se utiliza un explorador de tomografía computada (TC) que consiste de una fuente de rayos X con sectores de haces en abanico, y un sistema circular cerrado de detectores de xenón; la fuente de transmisión funciona por partes y sólo un sector de detectores se ilumina. Se mueve lentamente al paciente a través del gantry mientras la fuente de rayos X es pulsada. La adquisición de las señales digitales se lleva a cabo en paralelo por elementos individuales del sector detector y secuencialmente a través de muestreo en tiempo controlado de los cortes seccionales adyacentes del cuerpo del paciente como en los procesos translacionales.

VIDEO FLUOROSCOPIA COMPUTARIZADA (Fig. 8d). Se utiliza el haz completo de una fuente de rayos X colimada en un campo particular para proyectar un área anatómica seleccionada dentro de un amplificador o intensificador de imagen electrónico análogo. La imagen del intensificador es captada por una video cámara, esta señal de video se procesa digitizandola por medio de un convertidor análogo a digital por medio del proceso antes descrito.

EXPLORACIONES CON REGISTRO ANALOGO (Fig. 8e, f). Al igual que en la video fluoroscopia computarizada, en este método se utiliza el haz completo de rayos X, colimado en un campo particular proyectandose sobre una placa sensible a los rayos X, que puede ser de haluro de plata, de tipo fotoconductor o de almacen fosforescente. La imagen análoga latente dentro de la placa está ahora disponible para su análisis y extracción de información.

Cuando se utilizan placas de haluro de plata (Fig. 8f), se dispone de un analizador microdensitométrico de las placas para la digitización secuencial de la imá

gen latente. Cuando se emplean las placas fotoconductoras (Fig. 8a), un lector electrométrico proporciona la digitización de las imágenes de las cargas electrostáticas registradas en la placa. Con las placas de almacén fosforescente, esta misma función se acompleta por medio de exploración con un haz de laser o de electrones de las moléculas excitadas. Con el último sistema, la imagen es leída en paralelo.

SISTEMAS DE GRAN FORMATO (Fig. 8g). La disposición de la fuente de rayos X es semejante a las precedentes, pero la proyección se realiza en un sistema bidimensional de detectores. La digitización ocurre debido a la configuración geométrica de los elementos del sistema y la duración de las pulsaciones del haz de rayos X. La adquisición de la señal puede realizarse en paralelo, secuencial o híbridamente de ambas, dependiendo del esquema de lectura escogido para extraer la información acumulada en el sistema (8).

VI. SUBSTRACCION DE IMAGENES. CONSIDERACIONES Y CONTROVERSIAS

Siendo estas una serie de técnicas nuevas, desarrolladas rápidamente en el campo de la medicina en los últimos 5 años con una introducción clínica en gran escala, existen algunos puntos en abierto debate, otros aspectos son técnicas nuevas o variantes de las mismas aplicadas a situaciones específicas. Aún no existen criterios uniformes sobre técnicas que aparentemente se excluyen, como la vía de aplicación del medio de contraste (intravenosa IV o intra-arterial IA), central o periférica, el empleo de substracción temporal o substracción de energía, y que probablemente se lleguen a considerar complementarias o bien, sin ser mutuamente excluyentes, sean recursos a elegir en situaciones específicas. Al parecer la evaluación más fidedigna de la verdadera utilidad de la ASD empezará a establecerse por medio de estudios comparativos y la experiencia de quienes manejan la información radiológica tradicional y la variedad de nuevos sistemas, entre ellos la ASD. La mayoría de los conceptos y términos técnicos han sido tratados en los capítulos previos, por lo que hablaremos de estos tópicos en forma más simplificada.

SUBSTRACCION TEMPORAL Y DE ENERGIA

Partimos del concepto inicial de la ASD que ha sido el de obtener imágenes de la anatomía vascular arterial utilizando pequeñas cantidades de medio de contraste intravascular en concentraciones de 2 a 3% en comparación con 40 a 50 % necesarias en los estudios convencionales, inyectando en el lado venoso de la circulación, imágenes que potencialmente serían de cualquier sitio anatómico, y la eliminación de las imágenes superpuestas de tejidos blandos y óseo que en estudios convencionales dificultan la evaluación sobre todo en áreas críticas al respecto, obteniéndose con ello la sola imagen contrastada del árbol arterial (9, 10, 11), necesitando menor dosis de contrastante (hasta 75 % menos) y de radiación y evitando la cateterización selectiva y punciones arteriales directas. Veamos como este concepto inicial es modificado.

SUBSTRACCION TEMPORAL. Primero se obtiene una imagen del área de interés, llamada máscara, antes de la inyección del medio de contraste. En seguida se in-

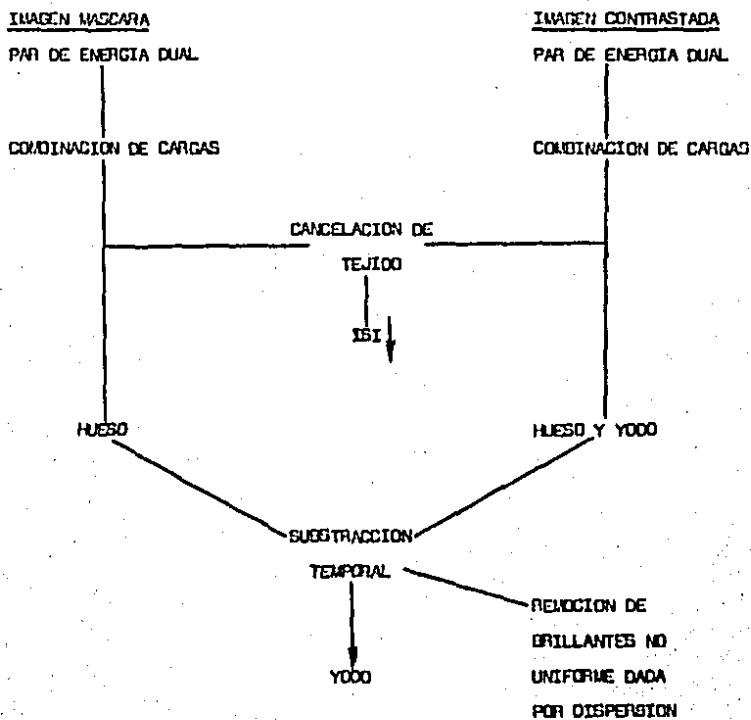
yecta el medio de contraste y se registran las imágenes que contienen la información de la imagen máscara y ahora del medio de contraste intravascular, por medio del proceso computarizado se elimina la información de la máscara con la información similar en las contrastadas, el resultado es la obtención de solamente las imágenes de los vasos (arterias) que contienen el material yodado. Se lo llama temporal en consideración a que exista un lapso (5 a 15 segundos) entre la toma de la máscara y las siguientes contrastadas (12). Su principal de ventaja radica en que los movimientos del paciente, voluntarios o fisiológicos, que haya entre la toma de la máscara y la serie contrastada, producen artificios en la imagen final.

SUBSTRACCION DE ENERGIA. Se basa en el fenómeno físico de que cuando se incrementa la energía de fotones de rayos X, al atenuación (absorción y dispersión) de estos rayos por el tejido blando, hueso y material yodado decrece. Sin embargo el decremento en la atenuación del material yodado es proporcionalmente mayor que para el tejido blando y hueso. Con alta energía de rayos X, las diferencias en la atenuación entre el yodo, hueso y tejido blando es mucho menor — que con bajas energías. Por lo tanto, una combinación pesada de imágenes obtenidas con bajas y altas energías pueden substrarse con una gran proporción del tejido blando y hueso subyacentes para hacer más visible al material yodado. — Por si misma esta técnica aún representa algunos retos ya que no se ha podido gliminar completamente la imagen de tejidos subyacentes, su implemento es más dificil debido a los requerimientos en los detectores electrónicos y algoritmos — más complejos y las modificaciones en los generadores de rayos X para crear pulsos de baja y alta energía. La ventaja que se obtiene es la capacidad de eliminar los artificios por movimiento, ya que sólo se requiere de una sola imagen — postcontraste con ambos componentes de alta y baja energías, que pueden adquirirse simultáneamente o en rápida sucesión (10).

SUBSTRACCION HIBRIDA

La posibilidad de la substracción de energía para la ASD, fué demostrada primaro por Mistretta (13), y desarrollada después por con radiografías de barrido —

ESQUEMA DE SUSTRACCION HIBRIDA



CARGAS= imágenes de energía baja y alta.
 ISI= índice señal/interferencia

Fig.9. Para explicación ver el texto.

por Brody (14) usando un tomógrafo computarizado (TC) modificado. No obstante, aunque las técnicas de energía dual son efectivas para eliminar los artificios por movimiento, no pueden remover simultáneamente las imágenes óseas residuales que pueden sobreponerse a los vasos de interés. El concepto de combinar la — substracción de energía con la temporal (a lo que se llama substracción híbrida) fué sugerido primero por Brody (15). El demostró que la exposición de energía dual, tanto antes como durante el paso de un bolo de material de contraste puede resultar en la cancelación efectiva de tejido y eliminación de los artificios de movimiento de tejidos blandos tanto en las imágenes pre como en las postcontraste, con una substracción temporal subsiguiente para remover la imagen residual de hueso (Fig.10). La aplicación de estas técnicas en fluoroscopia digital fueron demostradas inicialmente por Keyes (16). Con estas técnicas se incrementa el rango de la dosis de radiación en 13%, pero el índice señal/interferencia es equivalente al de la substracción temporal. Existe una mejoría bastante significativa particularmente en estudios carotídeos (17, 18).

INYECCION INTRAVENOSA E INTRA-ARTERIAL

Una de las ventajas de la ASD en su concepto inicial es que se considera como un procedimiento intermedio entre las técnicas invasivas y las no invasivas (se mínimamente), pues la inyección del medio de contraste se realizaría en una vena (4), ello con las implicaciones respecto de las complicaciones inherentes. No obstante, se ha descrito una mejoría importante en la calidad de las imágenes — cuando se utiliza la vía intra-arterial, es decir directamente en el sitio de — interés. Cada una de estas técnicas tiene sus ventajas y desventajas.

La vía intravenosa para la angiografía por substracción digital (ASD-IV), es la vía clásica y por ende la más utilizada actualmente, cuyas características se — tratan a lo largo del presente trabajo, y aunque sus complicaciones son mínimas, se reporta mayor incidencia de reacciones alérgicas (5.8%) que para la vía intra-arterial (ASD-IA, 2.3%) (19); otra desventaja relativa es que se opacifican varios territorios arteriales a la vez, que se sobreponen, lo cual es menos posible con la ASD-IA. Esta variante se utiliza cada vez más, aunque potencial-

nente con las mismas posibilidades de complicaciones que la convencional. En recientes reportes se minimizan (20), probablemente por el menor volumen de medio de contraste, disminución de cateterizaciones selectivas y demás ventajas de la ASD, sólo que con respecto de la ASD-IV, aporta imágenes de mejor calidad y respecto de la convencional en cuanto a la calidad de imágenes algunos reportan que no hay diferencias en ciertos aspectos, en que incluso podría ya substituir a la arteriografía convencional, aunque en todavía bastantes casos esto es el medio básico de investigación diagnóstica (21). Así, por ejemplo, en salvamento de extremidades la ASD-IA reduce el número de arteriografías transoperatorias (22), ya que permite una adecuada observación de los lechos distales que frecuentemente quedan ocultos con las técnicas convencionales (4). La mayoría de los reportes indican desventajas de la ASD-IA respecto de la convencional, inherentes a la limitación de la resolución espacial y campo visual. Probablemente haya la tendencia a seleccionar los casos en que la ASD-IA este más indicada, dependiendo de la necesidad de una alta resolución, o la ASD-IV con menor resolución pero también menores riesgos, y dependiendo también del área anatómica específica que se desee estudiar y del propósito, como el caso de procedimientos intervencionistas (23), quedando por tanto, como dos alternativas.

INYECCION CENTRAL E INYECCION PERIFERICA

Inicialmente los exámenes fueron hechos en la Universidad de Wisconsin a través de agujas calibre 19 en una vena antecubital, pero las cantidades que podían inyectarse eran insatisfactorias. Se cambió a catéteres angiocath 16 de 5 cm de largo en el mismo sitio combinados con inyección a presión, con lo que los nuevos problemas fueron el riesgo de extravasación y el reflujo del medio de contraste en las venas del cuello y mediastino. Ante esta situación se optó por colocar un catéter central, en vena cava o en cavidades derechas, percutáneo, de 55 cm de largo SF con agujeros terminales (4). Con esta técnica se reportan menos complicaciones, aunque potencialmente peligrosas (perforación cardíaca, arritmias, hematomas), que disminuyen sustancialmente en venas entrenadas. Con la vía antecubital se obvian estos riesgos, además de que es mejor aceptada por

el paciente, sin diferencia en los artificios por movimiento (24), mayor facilidad y rapidez en el abordaje (el catéter lo puede colocar una enfermera, sin equipo ni técnicas sofisticadas), menor radiación por fluoroscopia y menor costo (25). Algunos investigadores reportan que aunque no hay diferencia en cuanto a los resultados según el sitio de punción, la calidad de la imagen es mayor con la vía central. Por otro lado niegan la presencia de reflujo venoso yugular, o que si se presenta es de fácil control por compresión manual yugular (24). Es probable que al adquirirse mayor experiencia, la decisión de utilizar una u otra vía sea una alternativa para casos específicos, por ejemplo utilizar un catéter central en cardiopatas en que el bajo gasto permita una mayor dilución del medio de contraste, o en nefrópatas en que la dosis de este ha de ser restringida, o bien cuando se desee observar pequeños vasos de alguna parte del cuerpo (25, 26).

FILTRACION COTEJADA VERSUS SUBSTRACCION EN MODO DE MASCARA. La filtración cotejada consiste en aparcar las imágenes a substraccarse con intervalos lo más corto posible y eligiendo de una rápida serie las que proporcionen el mejor contraste; la primera placa justo antes de la aparición del bolo y la segunda justo después del pico de opacificación máxima, disminuyendo los artificios por movimiento y los factores de interferencia. El procesamiento que utiliza un alto porcentaje de imágenes es mejor que el que utiliza sólo 2 y descarta el resto (7, 27).

OTRAS CONSIDERACIONES diversas han de ser mencionadas, entre ellas el hecho de que los estudios angiográficos convencionales son tomados como punto de referencia y comparación para la evaluación de la ASD, que en términos generales a este respecto, proporciona una mejor resolución del contraste a expensas de menor resolución espacial (4). Mientras que las diversas técnicas de ultrasonido, tomografía computada, resonancia magnética nuclear, angiogramografías, fonografías y demás, proporcionan un novedoso formato de imágenes, la ASD tiene una apariencia familiar (28). Cuando se compara con técnicas no invasivas como podría considerarse la medicina nuclear (1), ultrasonido dinámico y en modo B, análisis de espectro de doppler (29), sonografía y otras, el consenso general es que ado-

más de obtener mejores resultados, se obtiene una imagen que puede ser definitiva (22, 30, 31), sin menospreciar el importante papel y ventajas de los métodos no invasivos, aún no se dilucida claramente pero ya se tiene la idea de que la ASD tomará su papel en la ruta crítica del diagnóstico en su respecto. Tanto en esta técnica como en las convencionales, los medios de contraste no iónicos (ionhexol, iopamidol) han demostrado ser mejores que los iónicos (meeglumina-Na) en cuanto a los efectos del estudio en el paciente, pero la calidad de la imagen es semejante y además tienen el gran inconveniente de su elevado costo (32). Con la ASD se utiliza de 40 a 70% menos medio de contraste que con la convencional (4, 21, 33).

Se han descrito una serie de variantes técnicas, implementos, medicamentos, maniotras, etcétera, y es indudable que se reportarán cada vez más, tales como la inducción de hiperemia reactiva aplicando un brazalete inflado discretamente — por arriba de la presión sistólica distal en una extremidad durante 7 minutos, — para inyectar el contrastante inmediatamente después de desinflar el brazalete, con ello se pueden observar mejor los lechos distales (22, 34). En estudios carotídeos o del cuello en general, se puede evitar o disminuir la degradación de imágenes debido a la deglución involuntaria, si el paciente onjuaga la boca y — degluta 15 ml de lidocaina viscosa al 2% (35). Con el mismo fin de evitar artificios por movimiento son empleados 1 mg de glucagon intravenoso y compresión abdominal (17, 36). Para la inyección periférica de contrastante se diseñó una técnica útil y poco traumática que permite una adecuada inyección (velocidad y volumen) utilizando agujas tipo mariposa, guías y dilatadores de los utilizados en estudios convencionales (37). Para optimizar la inyección central se recomienda utilizar catéteres con punta en "cola de cerdo" pues se ha demostrado un menor riesgo de complicaciones y puede liberar 35 a 40 ml/seg. sin latigazo, es los mismos investigadores inyectan pequeñas cantidades (25 ml), a alta velocidad (30 a 35 ml/seg.), contra mayores cantidades (40 a 60 ml) y menor velocidad (10 a 15 ml/seg.) que se usan en la vía periférica y en vena cava, refiriendo buenas imágenes y algunas ventajas (26). Estos mismos autores investigan si es mejor inyectar en arístola o en diástola y la inyección intermitente durante 3 a

5 ciclos cardíacos consecutivos, coordinados por ECG. Con cierto potencial se está desarrollando la experiencia clínica inicial con un sistema para la digitización, procesamiento y producción de imágenes con placas radiográficas fijas, que comparadas con el método análogo de sustracción (3), tiene una capacidad diagnóstica equivalente, con la ventaja de que el método digital puede procesar las imágenes más flexible y variadamente (38).

En este mismo capítulo trataremos sobre las complicaciones, ventajas y limitaciones de la ASD por 2 razones, primera por que hasta cierto punto existen controversias al respecto y segundo, a pesar de que en el capítulo siguiente se trata lo referente a las aplicaciones clínicas, considero conveniente mencionar los aspectos generales del procedimiento y el capítulo siguiente algunos puntos específicos al respecto.

COMPLICACIONES

En grandes series se reportan en un índice muy bajo, complicaciones intrascendentes (extravasación, dolor en sitios de punción, urticaria, reacciones alérgicas, náuseas y vómito) y trascendentes (infarto del miocardio en 1/2000; exacerbaciones anginosas en 5 a 10% de pacientes con diagnóstico previo de angina; insuficiencia renal transitoria en 1/1000; en 2/130 casos hubo perforación cardíaca sin consecuencias, al utilizar un catéter central (39), calculándose una mortalidad de 1/70000 casos). Considerando las características de, por ejemplo, los pacientes sometidos a ASD carotídea, de muy pocos de ellos la falta de cooperación interfiere con el estudio (40, 41).

VENTAJAS DE LA ASD

No existe el riesgo de producir infartos durante el estudio con ASD-IV ni el de trombosis arterial femoral. Se reducen considerablemente las molestias y el tiempo de estudio. Por su registro en cintas magnéticas, las imágenes son inmediatas y fácilmente reproducibles, inclusive proporcionando información adicional tanto anatómica como funcional. Reducción del volumen del medio de contraste y de la exposición a las radiaciones. Disminuye la necesidad de cateterización -

arterial selectiva. La reducción del costo total del estudio se deriva del poco material fotográfico empleado y su procesamiento manual y almacenaje que requiere de mínimo personal, así como menor tiempo de hospitalización e inclusive se realiza en pacientes externos, pudiéndose llevar a cabo un mayor número de estudios en menor tiempo (1, 10, 20, 25). No todos los autores están de acuerdo con todas las ventajas aquí enunciadas, pero es el consenso general y parte de las mejoras en perspectiva que tiene este medio diagnóstico (19).

LIMITACIONES DE LA ASD

Probablemente la principal limitación es el costo actual de los aparatos que integran el módulo (42). Se ve disminuida la resolución espacial afectando así el detalle fino de la imagen, de 10 pares de líneas/mm en la standard a 2-2.5 pares de líneas/mm en la ASD. El tamaño del campo visual está limitado y con la utilización de formatos más grandes se incrementa la interferencia. Hasta el momento actual existe la incapacidad para obtener imágenes biplanares simultáneas de aplicación clínica, lo cual requiere de proyecciones adicionales. Con los actuales sistemas de sustracción temporal se requiere de cierta cooperación del paciente para permanecer relativamente inmóvil durante el estudio (10, 20, 43). En algunas ocasiones el hecho de que se puedan observar simultáneamente, en forma potencial todas las áreas arteriales del cuerpo con la misma inyección de contrastante, resulta una desventaja, pues se sobaponen las imágenes como ocurre con arteriografías panorámicas convencionales (19). Al parecer esta situación tiende a compensarse con los sistemas más modernos como la sustracción híbrida y recurriendo a varias proyecciones según el objetivo deseado.

El potencial de las aplicaciones clínicas es muy amplio, en algunos campos se ha obtenido la experiencia suficiente como para establecer el papel más o menos — firme que juega la ASD tanto en el diagnóstico como en el tratamiento, en otros en cambio, la experiencia aún no es suficiente para valorar tal situación. En algunas circunstancias no es necesario tener imágenes con detalles finos para fundamentar una decisión terapéutica, o en el seguimiento de la historia natural de una gran variedad de enfermedades vasculares y de la respuesta al tratamiento tanto médico como quirúrgico, en estos casos tiene actualmente su mayor aplicación la ASD sobre otros métodos de estudio. Comentaremos de manera sencilla algunos de los aspectos relevantes de diversos campos de aplicación clínica de la ASD.

CORAZON. Las aplicaciones más promisorias, actualmente en estudio, para el diagnóstico de cardiopatías incluyen el análisis del movimiento de la pared ventricular, el cálculo de la fracción de eyección ventricular, estudios que son favorecidos por las características del procedimiento, por que permiten un estudio tanto cuantitativo como funcional, y en estudios comparativos con métodos convencionales se considera con semejantes o mejores resultados y además con las ventajas de la ASD inherentes a su menor invasividad. Los resultados en coronariografías no son aún satisfactorios. Además la mayor facilidad de por ejemplo, la medición de perfusión miocárdica y ventriculografía radionuclear reposo-ejercicio, la anteponen a la ASD. Una de las mayores posibilidades de obtener mejores resultados es el uso de técnicas videodensitométricas (1, 4, 44, 45).

AORTA TORACICA Y ABDOMINAL. En términos generales se acepta como un buen método de diagnóstico reconociéndole la mayoría de las ventajas ya mencionadas de la ASD-IV. Encontrando también limitaciones, las principales fueron debidas al espesor y características de movimientos fisiológicos del tórax y abdomen, así se refirieron artificios por movimiento; sobreposición de vasos, particularmente en la aorta proximal en pacientes con cardiopatía subyacente; variaciones excesivas en la densidad del contraste, problema más significativo a nivel torácico

por tener como entorno a los campos pulmonares; respecto de los artificios por movimiento se ha observado que cuando hay calcificaciones en las paredes arteriales, por ejemplo en aneurismas, interviniendo aquí las pulsaciones arteriales, se obtienen imágenes que, como única instancia, resultan más ventajosas. Las indicaciones principales, tanto por la historia natural de la enfermedad y sus características como por la calidad de las imágenes obtenidas con ASD-IV son: disección aortica, aunque debido a que muchos pacientes tienen deficientes condiciones hemodinámicas existe la posibilidad de obtener pobres imágenes; aneurismas, es en esta condición donde la ASD-IV puede tener un papel importante en la evaluación preoperatoria ya que además de observarse la extensión sobre la aorta, se valora la afección y origen de sus ramas, por ejemplo renales accesorias. Aquí la limitación es el reducido campo visual (20, 45).

RENALES. Durante la aplicación clínica inicial de la ASD en las arterias renales, la Universidad de Arizona reportó una proporción de exámenes satisfactorios de 92%, con un alto grado de precisión en la evaluación del paciente con una variedad de problemas relacionados con la función renal. La combinación de la ASD con la pielograffa en la evaluación de una probable hipertensión renovascular es muy atractiva, al tiempo que el medio de contraste además proporciona una opacificación del parénquima renal para el urograma, cuya fase más temprana puede evaluarse mejor que con las secuencias rápidas (4). La eficacia del método en la evaluación de la parte proximal de las arterias renales es de 80 a 90%, pero es menos efectiva para evaluar lesiones intraparenquimatosas, encontrando su mejor aplicación en estudios por probable estenosis de arteria renal, y es apropiada para algunas indicaciones específicas como angioplastia transluminal y seguimiento postoperatorio (36). En el periodo inmediato del trasplante renal puede estar indicada la arteriografía para confirmar la permeabilidad arterial en casos de anuria súbita. A largo plazo se utiliza para identificar probables estenosis en las anastomosis, que pueden resultar en deterioro de la función renal e hipertensión. Como este estudio se realiza por punción venosa femoral — contralateral al trasplante, se puede además tomar muestras sanguíneas para cuantificación de renina. Es conveniente resaltar la importancia de las bajas

dosís de medio de contraste (46). A pesar de lo anterior, algunas catalogan esta técnica como un procedimiento sensible pero imperfecto en el estudio de la hipertensión renovascular (47), aunque la experiencia clínica aún no es suficiente para hacer consideraciones definitivas.

PULMONAR. En un amplio estudio se considera que una buena calidad diagnóstica de la ASD-IV se logra en 90% de los casos. Comparada con la convencional, la ASD es más segura, rápida y fácil de realizar, considerandola como un buen sustituto en casos de embolia pulmonar donde sería el procedimiento de elección (48). Aunque otros son más escépticos y sugieren un mayor estudio comparativo en cuanto a la ASD, medicina nuclear y arteriografía convencional y otras consideraciones técnicas, a más de estimar que al mejorar las técnicas el principal beneficio será en el estudio de tumores, anomalías congénitas y afecciones inflamatorias (enfermedad de Takayasu-Onishi) (49), hasta ahora deficientemente observadas con los procedimientos de rutina (50).

ENFERMEDAD VASCULAR PERIFERICA. Es uno de los temas con mayor controversia, principalmente por el sacrificio de la resolución espacial y del campo visual, aunque la calidad de las imágenes mejora considerablemente con la ASD-IA (4). En pacientes con enfermedad arterial periférica las arterias afectadas son relativamente grandes y por tanto se favorece el estudio con ASD. Por ejemplo en la mayoría de los aneurismas periféricos el diagnóstico se hace generalmente sin angiografía, pero el aspecto importante de una angiografía preoperatoria es para determinar el estado de los vasos proximales y distales con el fin de juzgar susceptibilidad para la colocación de prótesis. Esta información se obtiene rápidamente con técnicas de subtracción, las cuales pueden utilizarse rutinariamente para evaluar pacientes con aneurismas abdominales, ilíacos, femorales y poplíteos, incluso podría ser el procedimiento inicial en la evaluación preoperatoria del síndrome de Lariche (51). Similarmente, la pérdida de pulsos con o sin la evidencia de isquemia después de cateterización arterial es un problema relativamente común. Se ha utilizado en lesiones braquiales por cateterismo cardíaco. Debido al tamaño de estos vasos la ASD-IV es excelente para determinar si la lesión se debe a un proceso intraluminal o a compresión extrínseca

ca por hematoma. Otros problemas similares son obstrucciones braquiocefálicas o síndromas compresivos a nivel del opérculo torácico. Habitualmente no es factible realizar ASD rutinarias de extremidades inferiores debido a los movimientos del paciente, además del corto tamaño del intensificador de imágenes, por lo que se requiere de mayor número de inyecciones que podrían sobrepasar la tolerancia renal. No obstante, cuando el área de interés es muy específica la ASD puede ser muy útil. En el futuro otras técnicas (combinación de premascara do y remascara do por pixels dinámicos, mesa móvil, etcetera) pudieran permitir lo anterior. Cuando se adquiere la experiencia suficiente pueden sustentarse satisfactoriamente las bases angiográficas para decisiones terapéuticas (34). Al igual que en otras situaciones ya comentadas, la ASD-IV podría verse como un procedimiento adjunto o como una alternativa para casos específicos (52), sin olvidar el importante papel que puede jugar también la ASD-IA que ya comentamos en el capítulo previo, en la valoración de los lechos distales (19, 22).

RADIOLOGIA INTERVENCIONISTA. Con el equipo de ASD es posible mantener una imagen en el monitor de TV y sobreponer información adicional en ella, por ejemplo, pasar un catéter a través de una arteria siguiendo una imagen fija de la anatomía vascular. Se puede determinar rápidamente cuando un balón de oclusión, embolización o dilatación de un catéter está en la posición adecuada o ha pasado o ha pasado por la rama arterial elegida. Esta técnica obvia la repetición de múltiples inyecciones de contrastante y la remoción y reinserción de las guías, lo cual puede consumir una gran cantidad de tiempo y de medio de contraste. Con esto se facilitan tales procedimientos y disminuyen los riesgos y molestias para el paciente (20, 23, 46, 53).

Respecto al estudio específico en otras áreas arteriales no se tienen reportes significativos, pero al parecer los problemas de artificios por movimiento y la sobreposición de vasos son los principales a vencer (28). Potencialmente existen múltiples aplicaciones en diversas especialidades médicas que han venido reportándose preliminarmente, tanto en angiografías como en otros tipos de estudios radiológicos contrastados, por ejemplo el estudio de anomalías otorrinolaringológicas (tinnitus pulsátil, tumor glómico del hueso petroso) (54), o en

urología (urografía IV y otras ya comentadas), además de múltiples posibilidades más (1, 4, 19, 22, 28) que están en estudio y que consideramos no conveniente comentar aquí. Exaltamos el importante papel en el seguimiento de la evolución de determinadas enfermedades o estados postoperatorios, sobre todo considerando que el riesgo y costo de la arteriografía convencional no han permitido que sea utilizada rutinariamente en la evaluación seriada de la terapéutica del sistema vascular periférico, aspecto fundamental que permita detectar problemas potenciales y su solución antes de que se manifiesten clínicamente o que se detecten por otros métodos. Con este planteamiento, los métodos de sustracción resultan excelentes, aunque en el momento actual no es posible fundamentar conclusiones definitivas.

En años recientes la radiología médica ha desarrollado una serie de nuevas modalidades en la producción de imágenes que producen información tanto estructural como funcional acerca de las arterias carótidas. A pesar de que la angiografía intra-arterial convencional se considera el estándar de comparación para una definición anatómica precisa de las carótidas a nivel cervical e intracraneal, en muchas circunstancias esta siendo remplazada por otras técnicas. La TAC puede proporcionar valiosa información respecto de la relación de las carótidas con estructuras de tejido blando en el cuello, y la videosenitometría se utiliza para medir el flujo sanguíneo cerebral. Otras técnicas no invasivas como el rastreo (scanning) en modo B, duplex scanning o las diversas modalidades de los estudios con doppler y el análisis espectral o la fonangiografía, pueden proveer información segura sobre estenosis y oclusiones carótidas, pero la mayoría se limitan a la bifurcación de la carótida común. El reciente desarrollo de la ASD representa una forma revolucionaria de evaluar esta área anatómica desde su origen hasta sus ramas intracraneales (29), cuyas características analizaremos a continuación.

La mayor aplicación de la ASD ha sido el obtener imágenes de la enfermedad arterial cerebrovascular extracraneal, las condiciones anatómicas permiten un mejor acceso radiológico porque ambas carótidas pueden encuadrarse en un mismo campo fluoroscópico y además por el corto espesor del cuello (20).

ESTUDIOS COMPARATIVOS

Aunque ya había otros reportes previos, uno de los estudios clásicos y probablemente el más citado en la bibliografía al respecto es el que en 1981 Chilcote y cols. (41) realizaron comparando estudios de la bifurcación carótida por ASD y convencional en 100 pacientes. Encontraron que la ASD fué bilateralmente buena o excelente en 60% y unilateralmente buena o excelente en un adicional 23% de los pacientes. La sensibilidad de los exámenes con ASD fué de 93% y su especificidad fué de 99%, con una precisión de 97% en comparación con la convencional. Ellos actualmente reportan buenos resultados en 89% de sus exámenes.

A partir de entonces ha aparecido una serie de interesantes estudios comparativos de diversos aspectos, la mayoría considerando los estudios convencionales y otros los métodos no invasivos, hallazgos quirúrgicos, dosis de radiación o variantes en la técnica. Los resultados en ocasiones son controvertidos y van desde los muy alentadores hasta aquellos que limitan sustancialmente a la ASD en sus procedimientos diagnósticos (57).

Cuando se compara la ASD-IV con las técnicas convencionales, como hemos mencionado en repetidas ocasiones, la calidad de las imágenes es superior en las arteriografías convencionales (AC). En síntesis se considera que si la lesión angiográfica es igual o mayor a 50 ó 60% que se traduce en significancia hemodinámica, la ASD-IV tiene una buena calidad (57-59), pero con cierta frecuencia tiende a subestimar el grado de estenosis, lo cual puede apreciarse también cuando se analizan los especímenes quirúrgicos (57, 60). Se menciona como una ventaja de la ASD el que las placas de aterosclerosis ulceradas han sido adecuadamente identificadas en un considerable porcentaje (buena correlación con la AC y cirugía), lo cual resulta de fundamental importancia en la evolución del paciente y la decisión operatoria (60, 61). Otros autores encuentran que la ASD pasa por alto 2/3 partes de estas lesiones, lo cual puede ser peligroso para el paciente (57). Los parámetros mencionados de sensibilidad, especificidad y precisión tienen un rango de 68 a 94% con un promedio aproximado de 80%, incrementándose hasta 100% en casos de oclusión (58, 62). Se ha encontrado que la ASD tiene menos falsas positivas que falsas negativas, además de que cuando se tienen imágenes positivas, muy frecuentemente es innecesaria una AC adicional (57).

La calidad de las imágenes vertebrobasilares e intracraneales aún es deficiente, encontrando 23% de buena calidad y 53% aceptable (31). Aunque también se reporta un controvertido 82% para la arteria basilar (30). En este caso algunos recomiendan estudios selectivos convencionales, en la mayoría de los casos, sobre todo cuando se consideran severos y son sintomáticos (60). Meredith y cols. (19) reportan una excelente calidad en 89% de sus estudios además de mencionar que aunque no es tan buena la ASD como la AC, en casos de tumores la combinación de ASD con la TAC proporcionan la información suficiente o mejor aún para obviar un estudio convencional.

En estudios comparativos de métodos no invasivos versus ASD, se reporta en la mayoría de los estudios una superioridad relativa de la ASD. También existe aquí un amplio rango en el porcentaje de estudios satisfactorios reportados. Los sistemas de imágenes por ultrasonido, que tienen la capacidad de detectar lesiones de irregularidad en la superficie endotelial de la bifurcación carotídea que no reducen el flujo sanguíneo, capaces de producir embolia o isquemia cerebral, tienen más ventaja en la detección de ateromas, desafortunadamente están limitados cuando hay calcio en la pared arterial o cuando existen trombos intraluminales (58). En los estudios con doppler, la seguridad en el diagnóstico depende mucho de la experiencia del que realiza el estudio; en 88% existe concordancia con la ASD-IV (67, 71). Se reporta un 89% en promedio de precisión para ambos métodos en pacientes con isquemia cerebral hemisférica y en este caso los no invasivos son innecesarios ni el costo, aunque menor, es conveniente pues se requerirá de un estudio angiográfico. La ASD proporciona imágenes definitivas a menudo en que están bien definidas y corresponden con los síntomas. En soplos asintomáticos los no invasivos han sido más seguros y económicos. Si los no invasivos resultan positivos o equivocados se puede realizar una ASD para localizar la lesión y excluir la oclusión (33). Cuando los resultados de los no invasivos y la ASD no concuerdan, puede ser necesaria la ASD-IA o un estudio convencional (67).

En comparación con estudios más específicos como el duplex scanning, en general ambos resultan altamente precisos cuando la lesión es hemodinámicamente significativa, pero también es mejor la ASD-IV, aunque tiene un discernimiento deficiente en estenosis leves y moderadas y persiste aquí la posibilidad de subestimar el grado de las lesiones (59).

Las ventajas de los métodos no invasivos son claras en cuanto al costo por estudio y a la ausencia de riesgos, pero sus limitaciones se infieren de lo antes mencionado. Ahora bien, sin ser mutuamente excluyentes, la conjugación de ambos métodos proporciona mejores resultados, y los métodos no invasivos podrían jugar un papel de selección, para decidir que pacientes requieren de estudios con ASD-IV, ASD-IA, estudios convencionales o aquellos que no requieren de estudios angiográficos.

Recientemente se publicó un artículo muy interesante por Reilly y cols.(63) en el que se revisó comparativamente la ASD-IV y la ASD-IA en región carotídea evaluando: (1) corrección técnica; (2) extensión de la visualización de las carótidas; (3) volumen del medio de contraste; (4) incidencia de complicaciones; y (5) necesidad de más angiografías ulteriores. Finalmente el espécimen de endarteriectomía fué utilizado para juzgar la precisión diagnóstica. La precisión de la ASD-IA fué significativamente más alta (94%) que la ASD-IV (68%) y no menor que la de AC (97%). La ASD-IA requirió habitualmente menor volumen de contrastante que la ASD-IV (88 ml versus 144 ml), pero la extensión de la visualización de los vasos fué mayor con la ASD-IV. No hubo diferencia entre las cifras de complicaciones de la ASD-IV y la ASD-IA, pero en ambas fueron menores que en las de AC. Con base en ello, los autores de esta investigación concluyen que el método de estudio por ellos preferido es la ASD-IA, reemplazando cada vez más a las técnicas convencionales. Al respecto Weinstein y cols.(64) confirman este criterio, subrayando las ventajas del menor riesgo y costo, y que la AC puede ser necesaria solo en raras circunstancias. Algunos otros reportes concuerdan ampliamente (56), otros más resaltan la importancia de evitar sobreposiciones y permitir un mayor número de inyecciones de medio de contraste (21).

En otro estudio comparativo en que se midió la radiación recibida por el paciente en miliroentgens por disparo en ASD y AC, se considera que en estudios carotídeos se exponen a las radiaciones el tiroides, la médula ósea (lo cual incrementa el riesgo de cáncer) y el cristalino (expuesto por ello a cataratas), con la ASD se reducen hasta en 10, 20 y 20 veces menos, respectivamente, las dosis de radiación, cuyas bases físicas son un menor tiempo de exposición y menor área de radiación, por lo que, además, potencialmente se podría incrementar el número de exposiciones y total de exámenes en un factor de 20 sin incrementar la radiación a la población (65).

IMPORTANCIA DE LAS PROYECCIONES

Hemos ya comentado que el hecho de que se opacificquen virtualmente todas las arterias resulta un arma de doble filo por las sobreposiciones, lo que implica la

necesidad de proyecciones adicionales (66). Análisis estrictos condicionan el éxito del estudio al cuidado que se tenga con las proyecciones, ya que substituciones del grado de lesión puede en cierta proporción estar influenciadas por variaciones de la bifurcación carotídea (60). Deben emplearse de rutina varias proyecciones, ya que con cierta frecuencia a pesar de que se obtengan imágenes normales en algunas proyecciones, en otras se detecta alguna anomalía en el mismo paciente (39), sobre todo porque se sabe que la pared posterior de la bifurcación es el sitio más común de aterosclerosis y ulceración de la carótida.

Específicamente en estudios carotídeos se ha notado la persistencia de artificios de movimiento de placas de aterosclerosis y cartilagos laríngeos calcificados y del hioides, situaciones que pueden resolverse con la variación de las proyecciones y con la sustracción híbrida (17). En la proyección oblicua no se sobrepone el origen de la carótida interna con el de la externa. Suelen utilizarse proyecciones OIP y ODP a 65°, cuando se sobrepone la laringe se puede variar la angulación a 45°, si persiste esta sobreposición se han de tomar proyecciones en AP, que permiten además evaluar los vasos intracraneales y si no está contraindicado por el límite de tolerancia renal y es prudente, se puede hacer un registro del arco aórtico (41). Con la inyección intra-arterial se puede lograr un mayor número de proyecciones al disminuir el volumen de contrastante por disparo (21).

MODALIDADES DE INYECCION DEL MEDIO DE CONTRASTE

En términos generales la mayoría de las consideraciones han sido mencionadas en el capítulo VI, pero específicamente para los estudios carotídeos no deja de reconocerse la ventaja en la calidad de las imágenes con la vía central, pero el consenso general indica que se prefiere la vía periférica (24, 39, 62, 69), dejando opción para casos específicos de la vía central. Se hace notar la importancia del reflujo yugular al estudiar las carótidas. Las cantidades reportadas de medio de contraste inyectado son variables, oscilando en un promedio de 45 ml por disparo con un rango de velocidad de 12 a 30 ml/seg. y las cantidades totales según las proyecciones realizadas (25, 41, 66, 70). Para estudios carotídeos se ha reportado la superioridad del iohexol pero su costo es limitante. (49).

SUBSTRACCION HIBRIDA

Los reportes preliminares han sido poco satisfactorios (14) en la aplicación de la substracción híbrida en las carótidas. Al parecer para obtener buenos resultados (hasta 87%), en el momento actual, han de combinarse la substracción temporal y la híbrida (18), deduciéndose que aunque en perspectiva tiene grandes ventajas, aún queda mucho por estudiar al respecto (17).

Una consideración al margen es que la ASD-IV proporciona una visión más amplia en el campo estudiado (31), se deduce el proque en el estudio de oclusiones carotídeas proximales o de estenosis cercanas a su origen es más ventajoso este método, pues la punción directa se realice por arriba o distal a su origen, o bien la colocación de la punta de un catéter selectivo o bien no pueda pasar a través de una oclusión o la punta colocada más distal tiene el mismo efecto que la punción directa, a más de las complicaciones inherentes (71). Este mismo principio puede aplicarse al estudio de anomalías congénitas (v.gr. agenesia de carótida interna), porque permite, al obtener imágenes panorámicas, hacer un estudio completo en busca de otras alteraciones asociadas (72).

CONSIDERACIONES QUIRURGICAS

Respecto de la cirugía carotídea, reportes recientes indican que la ASD está siendo utilizada hasta en un 80% de casos como base para decidir una terapéutica operatoria versus no operatoria, obviando un estudio convencional (39). Sin embargo existen restricciones o condicionantes para tomar a la ASD como determinante absoluta. Así por ejemplo Eikelboom y cols.(59) consideran conveniente la endarteriectomía sin una angiografía convencional (AC), solamente si la ASD-IV tiene una completa correlación con los hallazgos clínicos y estudios no invasivos (doppler, platiomografía ocular, duplex scanning), al proporcionar información suficiente de los troncos inominados, carótida común y carótidas internas distales (43). Otros consideran a la ASD como estudio inicial preoperatorio (71), o bien iniciar con la ASD y en los casos en que no requiera cirugía realizar estudios convencionales. Aunque se menciona también que si se considera posible la cirugía habrá de realizarse una AC de primera instancia (55). Ya

antes se ha comentado la controversia respecto de la correlación con los hallazgos quirúrgicos (en general calificada como buena), y que se considera limitada hasta cierto punto en demostrar placas de ateroma ulceradas profundas en presencia de estenosis severa (73). En estudios dirigidos (59) se ha encontrado que en la mayoría de los pacientes estudiados proporcionan los criterios suficientes para decidir la cirugía, aunque en 12% de la misma serie se requirió de un estudio convencional adicional, recomendando este complemento en caso de ASD dudoso. En pacientes bien seleccionados puede ser el método de elección y único, o bien se deja una perspectiva abierta para la ASD-IA como sustituto de los estudios convencionales (63). Por otro lado existe un completo escepticismo en cuanto al valor preoperatorio de la ASD como sustituto de la AC y de los métodos no-invasivos (74).

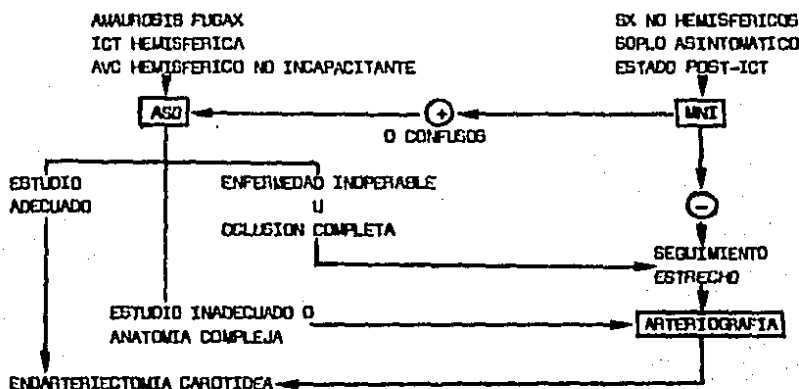
VENTAJAS, LIMITACIONES Y COMPLICACIONES

En estos tres aspectos son válidos los comentarios mencionados en el capítulo VI para la ASD en general. Específicamente en el área carotídea (39, 41, 43, - 64, 70) se tiene la ventaja de poder observar adicionalmente otras regiones anatómicas (arco aórtico, vasculatura intracraneal) (31), la posibilidad de identificar placas ateromatosas ulceradas (41, 60, 62), evitar la punción carotídea directa con sus riesgos inherentes (39). Mencionaremos como ventaja y desventaja la opacificación simultánea de ambas carótidas pues a la vez que proporciona información contralateral, es frecuente que se sobrepongan, haciendo necesario variar las proyecciones. En casos de insuficiencia cardíaca congestiva se puede producir reflujo venoso cervical, además de que se ha descrito menor opacificación vascular por baja gasto cardíaco (que supuestamente es una de las indicaciones para realizar la ASD). Particularmente se tornan importantes los artefactos por movimiento debidos a la respiración, deglución involuntaria y pulsaciones de placas calcificadas. En aproximadamente 10% de los casos existe la tendencia a subestimar pequeñas placas ateromatosas (10 a 30% del diámetro arterial), que puede no ser de importancia hemodinámica, pero que son un estímulo para la agregación plaquetaria, especialmente en placas ulceradas y por tanto son

potenciales fuentes embolígenas (43). Las complicaciones específicas no difieren de las generales para la ASD, sólo que en un reporte se mencionan 2 perforaciones cardíacas sin trascendencia (39).

POSIBILIDADES EN LA APLICACION DE LA ASD-IV CAROTIDEA

Las indicaciones mencionadas (43) de la ASD en el estudio de pacientes con enfermedad arterial oclusiva cervical son: soplo carotídeo asintomático (4, 60, 70) con investigación por no invasivos positivos; síntomas inespecíficos sugestivos de enfermedad cerebrovascular oclusiva (4, 33, 70), oclusión carotídea — (33); tumores (11, 54); malformaciones congénitas (72); lesiones arterioscleróticas difusas con impedimento o alto riesgo para cateterización selectiva; pacientes ancianos o niños pequeños; en pacientes con cateterización femoral imposibles (injertos) o incompletos (57); seguimiento postoperatorio; seguimiento seriado de pacientes asintomáticos con sospecha de lesión arteriosclerosa de carótidas o vertebrales (hipertensión, diabetes mellitus, dislipidemias, arteritis). Puede ser útil cuando los no invasivos son confusos o se sospecha de lesión en el origen de las carótidas o en arteria subclavia; isquemia cerebral transitoria de origen incierto (75). Se propone el siguiente algoritmo:



ICT= isquemia cerebral transitoria; AVC= accidente vascular cerebral.
Sx= síntomas.

A más de 40 años de realizada la primera visualización angiográfica de las grandes arterias después de la inyección intravenosa de medio de contraste, la angiografía por sustracción digital (ASD) representa un avance en el diagnóstico angiológico. Este método tiene varios campos de aplicación, entre otros, en el estudio de algunas funciones y estructuras cardíacas, inclusive coronarias, el eje aortofácico, arterias viscerales abdominales, riñones, pulmones, extremidades, eje cervicocerebrovascular y específicamente carótidas, a las que dedicamos este estudio. Como referencias sugerimos revisar los capítulos correspondientes en este mismo trabajo. Presentamos la experiencia obtenida en 30 casos consecutivos de ASD realizada en el Centro Médico Nacional, en que particularmente era de interés al estudio del área carotídea.

MATERIAL Y METODOS

La población estudiada comprendió 30 casos consecutivos de pacientes con edad promedio de 45 años (rango de 19 a 72 años), 12 hombres (40%) y 18 mujeres (60%), 20 eran pacientes externos (67%). Las indicaciones para la ASD incluyeron síndromes carotídeos asintomáticos, síntomas de isquemia clínicamente evidentes, síntomas inespecíficos probablemente isquémicos, seguimiento postoperatorio, contraindicaciones para la arteriografía convencional o este mismo estudio con deficiencias, estudio de masa pulsátil cervical y en el estudio de enfermedad arterial inflamatoria con probable participación de troncos supra-aórticos. En 12 de los casos (40%) se contaba con una arteriografía convencional (directa o Seldinger) previa o posterior a la ASD. Se utilizó un sistema de video digital vascular comercial (Angiotron Siemens) (55). Se colocó un catéter NIH o "cola de cerdo" calibres 6 a 8 F en aurícula derecha por punción femoral (94%) o por disección de una vena braquial (6%), inyectando un promedio de 20 ml de yodotalemato de meglumina 52%—yodotalemato de sodio 26% por cada disparo con inyector automático a 15-20ml/seg. Se utilizaron básicamente 3 proyecciones: anteroposterior, oblicua izquierda anterior y oblicua derecha anterior. Hubo 10 pacientes con estudios normales en regiones carotídeas, de los cuales 3 presentaron -

patología intracraneal y 2 del arco aórtico, 7 con estenosis carotídea igual o mayor a 60%, 3 con estenosis importante, 4 con oclusión de una carótida, 1 con oclusión de ambas, 3 con aneurisma y en 2 se corroboró permeabilidad postoperatoria satisfactoria. Hubo un hallazgo de variante anatómica. Tres casos se corroboraron quirúrgicamente.

Con el fin de valorar la calidad de las imágenes logradas con la ASD carotídea, basados en el reporte del médico que realizó e interpretó los estudios, se le dió un lugar en una escala de acuerdo con el siguiente criterio (56):

- categoría 0: no interpretable
- categoría 1: diagnóstico, con error posible
- categoría 2: información comparable con la angiografía convencional.

RESULTADOS

De los 30 pacientes estudiados, ninguno tuvo un estudio calificado en la categoría 0, fueron 4 con categoría 1 (13%) y 26 con categoría 2 (87%). De los 4 exámenes con posible error, 2 podrían ser compatibles con el diagnóstico, pero la imagen no fué suficiente para asegurarlo o descartarlo por posible modificación debido a factores locales, en 1 catalogado como normal fué difícil discernir un bajo grado de estenosis, y en el restante, con estenosis, no fué posible establecer el grado. En este grupo el posible error estuvo principalmente condicionado por artificios de movimiento. De los estudios de la categoría 2, no hubo duda en descartar una lesión carotídea en los catalogados como normales o fundamentar y confirmar un diagnóstico. No hubo necesidad de realizar inyecciones para proyecciones adicionales. Las complicaciones estuvieron ausentes, pues sólo hubo algunas molestias transitorias (dolor, náusea, mareo) y en 1 caso una pequeña hemorragia por el sitio de punción que cedió fácilmente.

DISCUSION

Teniendo como antecedente la substrucción fotográfica de radioimágenes descrita

hace más de 30 años, la ASD es un sistema radiográfico con asistencia computada, desarrollado rápidamente en el campo médico en los últimos 5 años con una introducción clínica a gran escala, siendo su motivación inicial al crear una técnica simple, menos invasiva y más segura que más que sustituir ha venido a complementar y ampliar las técnicas tradicionales. De los métodos de sustracción para estudios angiográficos (tiempo, energía o híbrida) es la temporal la más utilizada actualmente y de manera simple consiste en la detección de pequeñas cantidades de medio de contraste intravascular, en una concentración de 2 a 3% comparada con 40 a 50% en estudios convencionales, y la eliminación (o sustracción) de las imágenes sobrepuestas de hueso y tejidos blandos por medio de la detección de diferencias de densidad (o atenuación relativa) en las imágenes fluoroscópicas obtenidas antes y después de la inyección del contrastante, que generalmente se realiza en una vena periférica a distancia del sitio de interés y que permite un rastreo en prácticamente cualquier sitio del organismo. Respecto de la ASD carotídea, las condiciones anatómicas permiten un mejor acceso radiológico, ya que ambas carótidas pueden encuadrarse en un mismo campo fluoroscópico y además por el corto espesor del cuello. La inyección del medio de contraste puede realizarse en una vena periférica o depositarse centralmente (vena cava o aurícula derecha) por medio de un catéter, con las ventajas y desventajas inherentes a cada vía. Las principales ventajas de la inyección central son imágenes de mejor calidad, menor cantidad de medio de contraste, menor riesgo de extravasación y de reflujo en venas del cuello y mediastino. En otras ocasiones se utiliza la vía intra-arterial. Para la realización de la ASD carotídea se efectúa una inyección de 12 a 40 ml de medio de contraste por cada proyección, con una dosis total de 40 a 100 ml. Las principales indicaciones son el estudio de soplos carotídeos asintomáticos, síntomas inespecíficos relacionados con isquemia cerebral, en sospecha de enfermedad arterial oclusiva, infarto cerebral, aneurismas, tumores y seguimiento postoperatorio. Si se considera como examen positivo en la identificación de una población con estenosis clínicamente significativa, un 50 a 60% a más de reducción del diámetro de la carótida, la sensibilidad, especificidad y seguridad de la ASD comparada con la convencional es de

89 a 94% en la mayoría de los reportes pero algunos reportan cifras menores (en promedio aproximadamente 80%), sugerimos revisar el capítulo VIII pues existen controversias al respecto. Comparada con los métodos no invasivos, estos resultan en un promedio de 77%, con la ventaja de que la ASD provee información diagnóstica definitiva en un alto porcentaje. En grandes series se reportan, en un índice muy bajo, complicaciones intrascendentes y trascendentes mínimos con pronta recuperación, calculandose tentativamente una mortalidad de 1/70 000 casos; considerando las características de los pacientes que son sometidos a ASD carotídea, en muy pocos casos la falta de cooperación del paciente interfiere con el estudio. Como pueda observarse los resultados del presente estudio son similares a la mayoría de los reportados por otros autores, aunque algunos otros reportan menor calidad de las imágenes. Sin embargo cabe hacer notar que la experiencia es inicial en cuanto a estas técnicas y que los resultados están influenciados por esta condición. Podría pensarse que el hecho de utilizar la vía central hace que el procedimiento sea más invasivo, pero no hubo complicaciones al respecto. En cuanto a las ventajas y limitaciones del método también hubo concordancia con los reportes previos, aunque no se realizó un estudio intencionado para valorar parámetros tales como el costo por estudio o las dosis de radiación. En los casos en que se contaba con un estudio convencional, no se puede establecer un parámetro comparativo concluyente dado que en su mayoría la indicación principal para la ASD fué un estudio convencional de calidad deficiente, aunque los estudios convencionales que siguieron a una ASD corroboraron la impresión diagnóstica inicial, y los casos quirúrgicos tuvieron estrecha relación con la apreciación angiográfica. Las perspectivas de importantes avances tecnológicos son bastas e indudablemente habrá generaciones de estos aparatos más revolucionados. Considero que los estudios comparativos, sobre todo en relación con las arteriografías convencionales, los métodos no invasivos, las vías de inyección, incluso la arterial selectiva y los hallazgos operatorios, habrán de ubicar a este importante recurso dentro de un sitio específico en el proceso diagnóstico, siendo motivo de otros estudios dirigidos hacia aspectos tales como la aplicación intervencionista y el seguimiento de la evolución respecto de la terapéutica médico-quirúrgica y la historia natural de la enfermedad.

X. CONCLUSIONES

Siendo esta modalidad de estudios radiológicos relativamente de reciente desarrollo, existen aún considerables controversias. Los comentarios encontrados - en la literatura van desde un decidido escepticismo (74) y críticas agresivas - (42), hasta un optimismo aventurado. Las ventajas y limitaciones están bien de finidas y aceptadas por la mayoría de investigadores de estas técnicas, pero en cuanto a la evaluación de acuerdo con parámetros e intereses particulares, inclusive con resultados semejantes se ven opiniones opuestas. Particularmente para nuestro medio y recursos económicos, el costo de los módulos - que integran al sistema es la principal limitación, aunque probablemente a largo plazo resulte más económico.

Si consideramos el desarrollo del saber humano en menos de un siglo y las perspectivas que desde hace algunos lustros se vienen considerando la respecto, nos explicaremos el porqué del gran papel que juega la cibernética en todos los as pectos de la actividad humana, y obviamente la Medicina no podría ser una excep ción. La ASD es un ejemplo claro de ello. En la actualidad existen 30 diferen tes fabricantes de módulos de ASD, cada uno con modelos diferentes y con tenden cia a aplicaciones muy específicas. En términos generales, las características fundamentales que deben tener estos modelos son: (1) capacidad de obtener buenas imágenes eficaz y eficientemente; (2) facilidad de operación tanto por técnicos como por radiólogos; y (3) flexibilidad en la capacidad para incorporar cambios e innovaciones en la tecnología (76). La primera condición es uno de los argumentos que permiten la competencia con los sistemas tradicionales, la segunda dependerá de futuros diseños y de la introducción a mayor escala, probablemente al disminuir los costos por módulo, para generalizar el conocimiento y experiencia. El tercer aspecto mencionado de fundamental importancia sobre todo para nuestros recursos. Ello implica que al crearse nuevas generaciones de máquinas para ASD no halla que deshacerse de los adquiridos, a elevado costo, previamente, sino de adaptar a ellos las innovaciones tecnológicas. El desarrollo esperado incluye innovaciones en las computadoras (hardware) y en los -

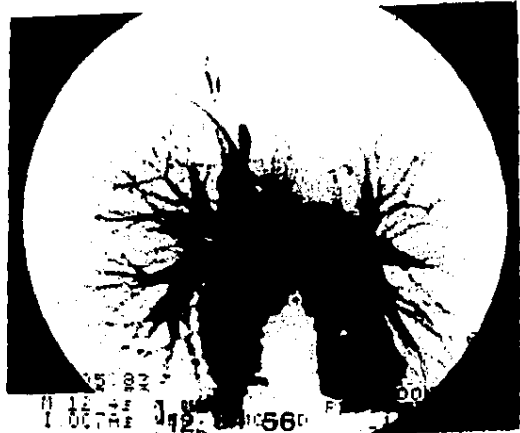
programas (software), en la referencia a la capacidad de memoria y sistemas de almacenamiento de imágenes digitales. La filtración recursiva y las técnicas de sustracción de energía híbrida son fundamentales y al parecer, la base de los nuevos modelos y posiblemente las más comunes en la práctica clínica futura, dependiendo del desarrollo de nuevos sistemas de programación. Los avances recientes en la computación integrada a los sistemas (hardware), aún con aplicación limitada incluyen: (1) intensificadores de imagen de gran campo; (2) sistemas de TV de mayor índice de rastreo (1024 x 1024 líneas); y (3) discos digitales de alta velocidad (30 f/seg. para 512 x 512 x 8 bit de memorias). Aunque es probable que sea dentro de varios años, los avances futuros pueden incluir la integración de cámaras de TV con aparatos acoplados a carga (CCD) y detectores de rayos X de estado sólido. Otras perspectivas son la video densitometría que permite determinar paralelamente a la obtención de imágenes, algunos parámetros fisiológicos como el flujo sanguíneo cuantitativo, incluso probablemente aplicable a la microcirculación (77). Experimentalmente se cuenta con la sustracción digital biplanar simultánea (78). Utilizando una combinación de movimiento tomográfico lineal y sustracción angiogramática, se logra la tomografía digital, valiéndose de rotación isocéntrica, que permite la obtención de detalles anatómicos vasculares sobre todo de importancia a nivel intracranéal.

Específicamente en ASD carótidas, habrá de ubicarla en el sitio más conveniente dentro del proceso diagnóstico, habrá sin duda, los casos idóneos para la aplicación de tal método, con sus ventajas y limitaciones específicas, y al menos en el momento actual, sin tener necesariamente un aspecto de competitividad y mutua exclusión, sino de complemento y recursos de elección, con los métodos convencionales y los no invasivos. Aunque con controversias, ha sido bien aceptada como un recurso diagnóstico de calidad con buenos resultados.

En el momento actual, la experiencia con estos métodos aún no es suficiente para emitir juicios definitivos. Por otro lado al intentar otorgarle un calificativo no es una conducta objetiva. Sin menospreciar la experiencia lograda por grandes centros hospitalarios en el extranjero (sobre todo EU y Europa), los trabajos que actualmente se realizan en nuestro país tienen la importancia y el mé-

rito de crear experiencia propia (49). Existe pues, mucho por estudiar, sobre todo en aspectos comparativos varios y el desarrollo de variantes y mejoras técnicas. Siendo apenas el principio, la perspectiva es vasta, pero sobre todo se antepone la necesidad de definir su verdadero alcance y aporte en el estudio y tratamiento de la patología humana.

Arteriografía pulmonar por
substracción digital. Nor-
mal. ▶



15:30
12 OCT 1982
12:00:56

10:00



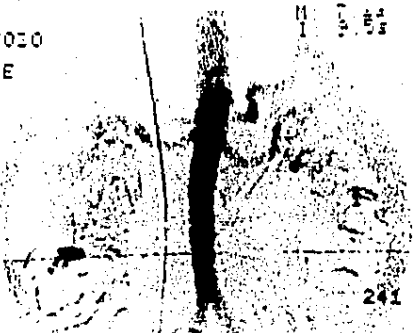
Arteriografía aórtica.

A pesar de los artificios por mo-
vimiento, permite confirmar el -
diagnóstico de aneurisma diseca-
nte (hematoma disecante) y valo-
rar los vasos distales.

16

01/20/83
10:40:00 PM
290184 ANEURISMA DISECANTE
CMN ICIC. Mex. D.F. W-006/020

Arteriografía aórtica. ▶
Demuestra cierto estrechamiento
distal progresivo, la permeabili-
dad de sus ramas terminales y via-
cerales, inclusive renales, en un
caso de panarteritis.



13/05/84
11:55:42 PM
Eugenio de La Voz Vazquez
150-13-1982 Panarteritis Aortic
CMN UCIC. Mex. D.F. W-006/020

241



Arteriografía cerebral.

En ocasiones pueden lograrse buenas imágenes panorámicas, incluso con cierto detalle anatómico con valor diagnóstico, eliminando la sobreposición de tejidos óseos.

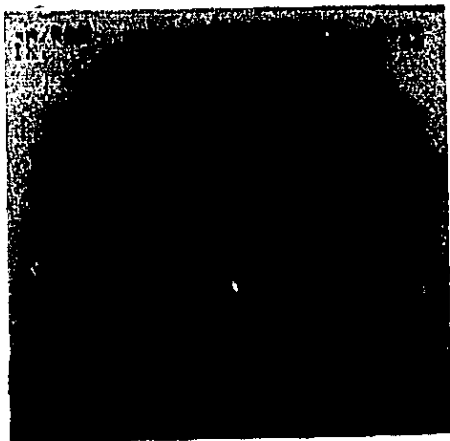
Arteriografía del arco aórtico. Con artificios por movimiento, a pesar de los cuales puede apreciarse una aorta "en cola de ratón". El origen de los troncos supra-aórticos no es muy claro, pero la imagen aunada al cuadro clínico y métodos no invasivos, tiene valor diagnóstico.

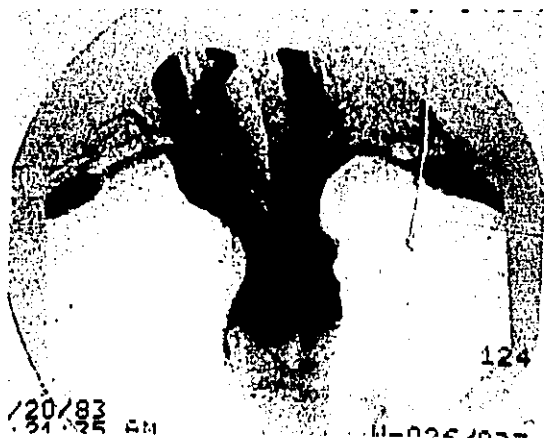




Arteriografía del arco aórtico y troncos supra-aórticos. Nótese la disminución del flujo de la carótida común izquierda y ausencia de la subclavia derecha. Se observan además las vertebrales.

Arteriografía panorámica. ►
 Con algunos artificios por movimiento. Se aprecia oclusión de ambas subclavias y permeabilidad de las carótidas, con estenosis moderada en el origen de la común derecha.





Arteriografía panorámica.
 Dos aneurismas, uno en cada subclavia, estenosis de la carótida común izquierda en su origen, tendencia a la dilatación del tronco braquiocefálico y enrollamiento de la vertebral derecha.

Arteriografía panorámica. ►
 Seguimiento postoperatorio de revascularización de subclavia derecha. Adicionalmente se observa el origen de los troncos supra-aórticos normales.





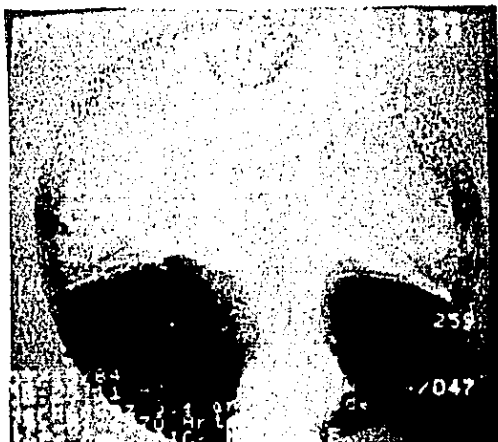
Arteriografía panorámica.

Dilatación del tronco braqui-
ocefálico, oclusión subclavia
bilateral, gran circulación -
colateral, oclusión de la ca-
rótida derecha, permeabilidad
de la izquierda y vertebrales.

El mismo caso que el anterior,
en otra proyección. Se con-
firma lo arriba mencionado,
apreciándose otros detalles
complementarios.



Arteriografía panorámica.
 oclusión subclavia bilateral,
 con recanalización distal por
 gran circulación colateral.
 Oclusión de carótida común
 derecha.



Un caso semejante al anterior,
 pero se aprecia permeabi-
 lidad de la subclavia izqui-
 erda y oclusión de la dere-
 cha y probablemente de la bi
 furcación de la izquierda.

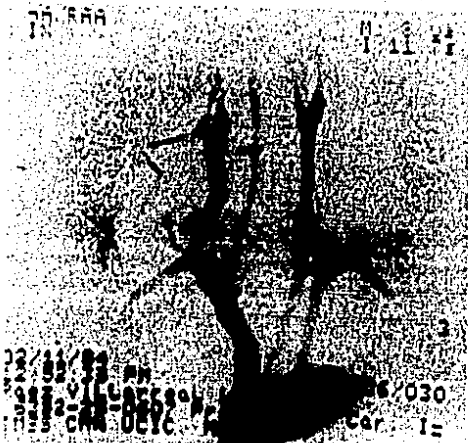


Arteriografía carótida. Con
 artificios por movimiento. Por
 la disminución del flujo se in-
 fiere una estenosis de la caró-
 tida izquierda desde su origen
 y en su bifurcación.

11

13/27/84
 12:29 PM W-006/030
 Inquirido: Nerey Lilia
 18-0298 Prob. Estenosis Carót.
 CMN UCIC, Mex. D.F.

Arteriografía panorámica. En el
 origen de la carótida y subclo-
 via izquierdas se aprecia dismi-
 nución de flujo. Se ve además,
 la vertebral derecha permeable,
 al igual que las subclavias has-
 ta distalmente.



13/27/84
 12:29 PM W-006/030
 Inquirido: Nerey Lilia
 18-0298 Prob. Estenosis Carót.
 CMN UCIC, Mex. D.F.



Arteriografía carotídea. Se observan las dos bifurcaciones con cierta sobreposición de las vertebrales. Una estenosis de la carótida interna izquierda en su origen.

Arteriografía carotídea. Se aprecia claramente un aneurisma de la carótida interna izquierda, inmediatamente arriba de la bifurcación de la común. Adicionalmente se aprecian las subclavias, vertebrales y carótida contralateral, permeables.

AA/RAA

N: 8-6-73
I: 8-73



07/25/84
11:13:10 AM
Prodman-Hes
164-31-18
CMN UCIO

N-006/014

BA-NO-1976

BIBLIOGRAFIA

- 1.- Mistretta CA, Crummy AB: Diagnosis of cardiovascular disease by digital subtraction angiography. *Science* 1981, 214:761-765.
- 2.- Kump DA, Maddison FE: The basic principles of angiography: historical perspective. En Rutherford RB (ed): *Vascular Surgery*, 2nd Ed., 238-242. Saunders, Philadelphia, 1984.
- 3.- Ziedses des Plantes BG. Subtraction Technic. *Acta Radiol.* 1953, 40-194. Citado en Radiol Clin North Am 1974, 12:658-661.
- 4.- Mistretta CA, Crummy AB, Stroth r CM: Digital angiography: a perspective. - *Radiology* 1981, 139:273-276.
- 5.- Vitz KN: Electronic imaging fundamentals: basic theory. *Cardiovasc Intervent Radiol* , 1983, 6:174-182.
- 6.- Vitz KN: An overview of digital radiography systems. *Cardiovasc Intervent Radiol* 1983, 6:296-299.
- 7.- Kruger RA: Image data acquisition, processing, storage and display. *Cardiovasc Intervent Radiol* 1983, 6:183-186.
- 8.- Harrington DP, Dost MB, Murray PD: Digital subtraction angiography: overview of technical principles. *AJR* 1982, 139:781-6.
- 9.- Riederer BJ, Kruger RA: Intravenous digital subtraction: a summary of recent developments. *Radiology* 1983, 147:633-638.
- 10.- Brody WR, Enzman DR, Miller DC, Guthner DF et.al.: Intravenous arteriography using digital subtraction techniques. *JAMA* 1982, 248:671-674.
- 11.- Weinstein MA, Modic MT, Furian AJ, Pavlicek W, Little JR: Digital subtraction angiography in the evaluation of intracranial and extracranial vascular disease. *Cardiovasc Intervent Radiol* 1983, 6:187-196.
- 12.- Crummy AB, Stigborst MF, Turski PA et.al.: Digital subtraction angiography: current status and use of intra-arterial injection. *Radiology* 1982, 145: - 303-307.
- 13.- Mistretta CA, Ort MG, Kelcz F, Cameron JR, Siedband MP, Crummy AB: Absorption edge fluoroscopy using quasi-monoenergetic X-ray beams. *Invest Radiol* - 1973, 8:402-412.
- 14.- Brody WR, Enzmann DR, Deutsch LB, Hall A, Pelc N: Intravenous carotid arte-

riography using line-scanned digital arteriography. Radiology 1981, 1 : - 297-300.

15.- Brody WR: Hybrid subtraction for improved arteriography. Radiology 1981, 141:828-831.

16.- Keyes GS, Riedorer SJ, Belongor BF, Brody WR. Hybrid subtraction in digital fluoroscopy. SPIE 1982, 347:34-41.

17.- Foley VD, Keyes GS, Smith DF et.al.: Work in progress: temporal energy Hybrid subtraction in intravenous digital subtraction angiography. Radiology 1983, 148:265-271.

18.- Burbank FH, Enzmann DR, Keyes GS, Brody WR: Hybrid intravenous digital subtraction angiography of the carotid bifurcation. Radiology 1984, 152: 725 729.

19.- Guthaner DF, Waxler L, Enzmann DR et.al.: Evaluation of peripheral vascular disease using digital subtraction angiography. Radiology 1983, 147: - 393-398.

20.- Drummy AB, Etischorst WF, Turski PA et.al.: Digital subtraction angiography: current status and use of intra-arterial injection. Radiology, 1982 145:303-307.

21.- Neufang KF, Friedmann G, Peters PE, Modder U: Indications for intra-arterial digital subtraction angiography (DSA) in vascular disease. ROFO 1983, 139:160-166.

22.- Turnipseed WD, Detmer DE, Berkoff HA, Acher CN, Crummy AB, Belzer FO: Intra-arterial digital angiography: a new diagnostic method for determining limb salvage bypass candidates. Surgery 1982, 92:322-327.

23.- Kaufman SL, Chang B, Kadir S, Mitchell S, White RI: Intraarterial digital subtraction angiography: a comparative view. Cardiovasc Intervent Radiol 1983, 6:271-279.

24.- Popky CL, Saluk FH, Griska LB, Parker JA, Consigny PM: Comparison of superior vena cava and antecubital vein as DSA injection site. AJR 142:791-86.

25.- Modic MT, Weinstein MA, Pavlicek W, Gallagher J et.al.: Intravenous digital subtraction angiography: peripheral versus central injection of contrast material. Radiology 1983, 147:711-715.

- 26.- Sadekni S, Gas TA, Sridharan KV et al.: Optimal injection technique for - intravenous digital subtraction angiography. Radiology 1984, 150:655-659.
- 27.- Liu P, Kruger R, Nelson JA, Miller FJ, Osborn AG, Wojtowicz M: Digital angiography: matched filtration versus mask-mode subtraction. Radiology 1985, 154:217-220.
- 28.- Stanson AW: Digital subtraction angiography. Mayo Clin Proc 1982, 57:725-727.
- 29.- Soeger JF, Carmody RF: Radiologic evaluation of the carotid arteries. DIC Crit Rev Diagn Imaging 1984, 22:127-162.
- 30.- Arlart IP, Regel E, Friedrich JM: Venous digital subtraction angiography - in the diagnosis of arteriooclerotic disease of the supra-aortic extracranial vessels. Radiologe 1984, 24:164-170.
- 31.- Messelink JR, Tarasi LM, Kenneth RD, Taveras JM: Intravenous digital subtraction arteriography of arteriosclerotic vertebrobasilar disease. AJR - 1984, 142:258-260.
- 32.- Seyferth W, Dilbat Gerhard, Zaitler E: Efficacy and safety of digital subtraction angiography with special reference to contrast agents. Cardiovasc Intervent Radiol 1983, 6:268-270.
- 33.- Kempczinski RF, Wood GW, Berlatzky Y, Pearce WH: A comparison of DSA and - non invasive testing in the diagnosis of cerebrovascular disease. Am J - Surg 1983, 146:203-207.
- 34.- Kubal WB, Crummy AB, Turnipseed WD: The utility of digital subtraction arteriography in peripheral vascular disease. Cardiovasc Intervent Radiol - 1983, 6:241-249.
- 35.- Sider L, Mintzer RA, Deschler TW, Kie KS, Weiberg FC: Control of swallowing by the use of topical anesthesia during digital subtraction angiography. - Radiology 1983, 148:563-564.
- 36.- Harrington DP: Renal digital subtraction angiography. Cardiovasc Intervent Radiol 1983, 6:214-223.
- 37.- Wood GW, Lukin RR, Tomsick TA, Chambers AA: Modified venous catheter technique for digital angiography. Radiology 1983, 147:272.
- 38.- Sommer FG, Smathers RL, Wheat RL, Alvarez RE, Brody WR, Cassel DM: Digital

processing of films radiographs. AJR 1985; 144:191-196.

- 39.- Hoffman MG, Gomes AS, Pais SO: Limitations in the interpretations of intra venous carotid digital subtraction angiography. AJR 1984, 142:261-264.
- 40.- Turski PA, Strother CM, Turnipseed WD, Sackett JF, Crummy AB: Evaluation - of extracranial occlusive disease by digital subtraction angiography. Surg Neurol 1981, 16:394-398.
- 41.- Chilcote WA, Modic MT, Paclicek WA et.al.: Digital subtraction angiography of the carotid arteries: a comparative study in 100 patients. Radiology - 1981, 139:287-295.
- 42.- Levin DC: Digital subtraction angiography: myths and reality. Radiology - 1984, 151:803.
- 43.- Valentino V, Mariottini A, Delfini R, Ciappetta P, Paolella S: Digitalized venous angiography in the investigation of the neck vessels. Acta Neurochir (wien) 1984; 72:271-281.
- 44.- Mancini JM, Higgins CB, Norris SL, Slutsky RA: Cardiac imaging with digital subtraction angiography. Cardiovasc Intervent Radiol 1983, 6:262-262.
- 60.- Barry WH: Digital subtraction angiography - A cardiologist's view. Cardio vasc Intervent Radiol 1983, 6:263-264.
- 46.- Irving JD, Khoury GA: Digital subtraction angiography in renal transplant recipients. Cardiovasc Intervent Radiol 1983, 6:224-230.
- 47.- Tiffet CP: Renal digital subtraction angiography - A nephrologist's view. - Cardiovasc Intervent Radiol 1983, 6:231-232.
- 48.- Kollath J, Riegan H: Cardiovasc Intervent Radiol 1983, 6:233-236.
- 49.- De la Lata W, Farrell J, Ponce L, Vélaz M, Autrey A, Geos C: Rev Med IMES 1985, 23:53-54. Angiografía por sustracción digital:informe preliminar.
- 50.- Goldhaber SZ, Markiaz J: Cardiovasc Intervent Radiol 1983, 6:239-40.
- 51.- Rosen RJ, Raven SJ, Taylor RF, Ipperato AM, Riley TS: Evaluation of aortic iliac occlusive disease by intravenous digital radiology. Radiology 1983, 148:7-8.
- 52.- Whittemore AO: Digital subtraction angiography in peripheral vascular disease. Cardiovasc Intervent Radiol 1983, 6:240-251.

- 53.- Athanasoulis C, Kalamouridis V, Waltman A, Eckstein M: Digital subtraction angiography. *Inter Anglo* 1983, 2:3-8.
- 54.- Carmody RF, Seeger JF, Smith JR, Horsley WW, Miller RW: Digital subtraction angiography in head and neck radiology. *Neuroradiology* 1984, 26:261-266.
- 55.- Baert A, Riemann H, Marchal G, Wilms GE, Haundlo J, Nass W, Wolf HD: Computer angiography-Intravenous arteriography. *Electron Medica* 1981, 2:122-32.
- 56.- Baert A, Wilms GE, de Somer F, Smits J: Digital intraarterial subtraction technique of the extracranial vascular system. *Cardiovasc Intervent Radiol* 1983, 6:197-200.
- 57.- Russell JB, Watson TM, Modi JR, Lambeth A, Sumner DS: Digital subtraction - angiography for evaluation of extracranial carotid occlusive disease: comparison with conventional arteriography. *Surgery* 1983, 94:604-611.
- 58.- Lusby RJ, Ehrenfeld WK: Carotid artery surgery based on digital subtraction angiography. *Am J Surg* 1982, 144:211-214.
- 59.- Eikelboom BC, Ackarstaff RCA, Ludwig JW, Moll FL, Uries'AR, Vermeulen FEE: Digital video subtraction angiography and duplex scanning in assessment of carotid artery disease: comparison with conventional angiography. *Surgery* 1983, 94:821-825.
- 60.- Earnst F, Houser OW, Forbes GB, Kispert DB, Folger WN, Sundt DM: The accuracy and limitations of intravenous digital subtraction angiography in the evaluation of atherosclerotic cerebrovascular disease: angiographic and - surgical correlation. *Mayo Clin Proc* 1983, 58:735-746.
- 61.- Edwards JH, Kricheff II, Gorstein F, Rices T, Imperato A: Atherosclerotic subintimal hematomas of the carotid artery. *Radiology* 1979, 133:123-129.
- 62.- Wood GW, Lukin RH, Tomick TA, Chambers AA,: Digital subtraction angiography with intravenous injection: assesment of 1000 carotid bifurcation. - *AJR* 1983, 140:856-859.
- 63.- Reilly LM, Ehrenfeld WK, Stoney RJ: Carotid digital subtraction angiography: the cooperative roles of intra-arterial and intravenous imaging. *Surgery* 1984, 96:909-918.
- 64.- Weinstein MA, Pavlicsek WA, Modic MT, Duchesneau PW: Intra-arterial digital

- subtraction angiography of the head and neck. *Radiology* 1983, 147:717-724
- 65.- Pavlicek W, Weinstein MA, Modic MT, Buonocore EB, Duchesneau: Patient doses during digital subtraction angiography of the carotid arteries: comparison with conventional angiography. *Radiology* 1982, 145:683-685.
- 66.- Kasaf LG: Positional variations of the common carotid artery bifurcation: implications for digital subtraction angiography. *Radiology* 1982, 145:377-378.
- 67.- Berger G, Sprugel W, Seyferth W: Diagnosis of extracranial carotid disease Doppler echo flow and transvenous digital subtraction angiography. *Dtsch Med Wochenschr* 1983, 108:85-93.
- 68.- Seeger JF, Weinstein FR, Carmody RF et.al.: Digital video subtraction angiography of the cervical and cerebral vasculature. *J Neurosurg* 1982, 56:173-179.
- 69.- Rauber K: Contrast medium reflux in the jugular vein in peripheral bolus - injection. *Rontgenblätter* 1983, 36:332-335.
- 70.- Turaki PA, Strother CM, Turnipseed WD et.al.: Evaluation of extracranial occlusive disease by digital subtraction angiography. *Surg Neurol* 1981, 16:394-398.
- 71.- Seeger JF, Carmody RF, Goldstone J: Intravenous digital subtraction angiography of nearly occluded internal carotid artery. *AJR* 1984, 142:791-796.
- 72.- Worthington C, Olivier A, Melanson D: Internal carotid artery agenesis: - correlation by conventional and digital subtraction angiography, and by - computed tomography. *Surg Neurol* 1984, 22:295-300.
- 73.- Kaye AH, Little JR, Bryerton B, Modic M: Intravenous digital subtraction - angiography in the assesment of patients for carotid endarterectomy. *J Neurosurg* 1983, 59:835-838.
- 74.- Dost L: Intravenous digital subtraction angiography of the Thoracic and abdominal aorta. *Cardiovasc Intervent Radiol* 1983, 6:203-213.
- 75.- Dawson DM: Carotid-vertebral digital subtraction angiography-A neurologist's view. *Cardiovasc Intervent Radiol* 1983, 6:201-202.
- 76.- Dvitt TW, Fisher III D: Ideal configuration for intravenous digital subtrac

- tion angiography machine. Cardiovasc Intervent Radiol 1983; 6:300-302.
- 77.- BDrsch JH: Use of digitized functional angiography to evaluate arterial blood flow. Cardiovasc Intervent Radiol 1983, 6:303-310.
- 78.- Price RA, Pickens DN, Smith CW et.al.: Simultaneous bi-plane digital video-fluoroscopy. Radiology 1982, 143:255-257.
- 79.- Maravilla KR, Murry RC, Diehl J et.al.: Digital tomosynthesis: technique - modifications and clinical applications for neurovascular anatomy. Radiology 1984, 152:719-724.