

El arte de ver

Nuevas técnicas de radiografía

Con el avance técnico en cristalografía y el uso de fuentes de radiación de sincrotrón ya es posible obtener imágenes radiográficas por contraste de fase de gran calidad, con dosis de radiación menores a las de una radiografía convencional.

Gerardo Herrera Corral

VER PARA CREER

De qué tamaño es el objeto más pequeño que puede distinguir el ojo humano sin la ayuda de instrumentos? Con el objeto tan cerca como sea posible para mantenerlo aún en foco, la córnea y el cristalino forman una imagen aproximadamente 10 veces menor en la retina. Ahí, la luz incidente es detectada por células fotorreceptoras (llamadas conos y bastones) separadas cada una 2.5 micrómetros (0.0025 milímetros). De manera simple, podemos asumir que para distinguir dos puntos luminosos entre sí, los fotorreceptores que reciban la imagen deben estar separados por lo menos por otro fotorreceptor que permanezca oscuro. Los objetos luminosos deben pues estar separados por más de 50 micrómetros (0.05 milímetros), de forma que sus imágenes en la

retina estén separadas por lo menos 5 micrómetros (0.005 milímetros). Por ello, para distinguir claramente objetos espaciados a menor distancia que 0.05 mm, la imagen que se presente a los ojos deberá ser ampliada. Éste es el *límite de resolución* del ojo humano.

Desde hace mucho tiempo se han usado lentes de vidrio para ampliar imágenes. Se dice que ya los antiguos romanos utilizaron lentes con este fin.

En 1885 se descubrió una lente convexa en las ruinas del palacio del rey Senaquerib de Asiria (705-681 a. C.). Senaquerib se distinguió por su interés por la ciencia y la tecnología, así como por la toma de las ciudades de Siria y Palestina, con excepción de Jerusalén (Biblia, 2 Reyes 18, 19; Isaías 36, 37).

En el diagnóstico de enfermedades, la visualización siempre fue de enorme importancia. El éxito inicial del microscopio inventado en el siglo XVII, que hace uso de lentes ópticas, fue seguido por el desarrollo del microscopio de electrones, que usa lentes magnéticas. La invención de nuevos microscopios que no usan lentes, así como el desarrollo de nuevas técnicas, continúa y sigue ofreciendo a los médicos la posibilidad de ver con mejor detalle los objetos de su interés.

En 1850, con el desarrollo de microscopios ópticos cada vez más refinados, fue posible observar el bacilo del ántrax, que mide 5 micrómetros (es decir, 0.005 milímetros). El ántrax es una de las enfermedades de animales de más antiguo registro. Es mencionada por Moisés en el Éxodo (9:9), y también por auto-

res clásicos de la Grecia y Roma antiguas como Homero, Hipócrates, Ovidio, Virgilio y Plinio. Epidemias desoladoras fueron registradas por escritores medievales y modernos. En los siglos XVIII y XIX se extendió como una plaga en el sur de Europa asolando la población animal y humana.

El ántrax fue la primera enfermedad humana de la que se demostró que el agente causante era un microorganismo, y fue también la primera enfermedad infecciosa para la que se encontró una vacuna. Su descubrimiento dio origen a las ciencias modernas de la bacteriología y la inmunología.

El microscopio hizo posible ese desarrollo. Sin embargo, también este instrumento encontró sus límites, pues además de la frontera establecida por la estructura de los receptores en el ojo, existe un límite establecido por la longitud de onda de la radiación usada. Este límite es fundamental. Se puede entender en términos del principio de incertidumbre de Werner Heisenberg (1927), que asocia cierta incertidumbre en la posición de una partícula cuyo momentum (esencialmente velocidad y dirección) es conocido. Establece que no es posible conocer la posición exacta y la cantidad de movimiento preciso de una partícula al mismo tiempo. Siempre habrá incertidumbre en la posición del objeto, que para ser observado debe dispersar radiación, que luego podemos observar de alguna forma. Aun colectando toda la radiación sobre todos los ángulos enfrente del objeto, la incertidumbre en la posición será de aproximadamente la mitad de la longitud de onda de la radiación usada. Con luz visible, por ejemplo, este poder de resolución teórico (su capacidad para distinguir dos objetos) es de 0.2 micrómetros (0.0002 milímetros).

Si la resolución está limitada por la longitud de onda de la radiación empleada, la manera de observar objetos más pequeños es usando radiación con longitud de onda más pequeña.

El ojo nos permite ver sólo parte del espectro electromagnético; a saber, la que contiene todos los colores del arco iris, es decir luz visible. Además de este tipo de luz, el espectro electromagnético contiene ondas de radio, radiación térmica (o infrarroja) y rayos X.

La luz ordinaria tiene una longitud de onda entre 0.4 y 0.7 milésimas de milímetro. En comparación con ella, la longitud de onda de los rayos X es extremadamente pequeña.

Se aproxima a la distancia que hay entre los átomos de los cuerpos sólidos.

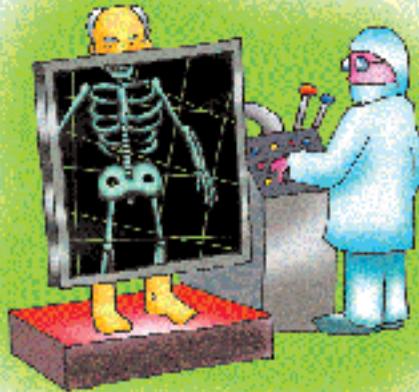
En las ciencias, todo el espectro de radiación, desde las radiofrecuencias hasta los rayos X, es usado como extensión del ojo humano para investigar la naturaleza.

LOS RAYOS X

En 1895 y después de haber escrito y publicado 48 trabajos de poca relevancia, el físico alemán

Wilhelm Conrad Röntgen descubrió los rayos X mientras hacía experimentos con un tubo de rayos catódicos. En una serie de tres trabajos, describió sus propiedades, y sin más detenimiento se dedicó a estudiar otros fenómenos, de los que siguió publicando como antes (Segré, 1983). Röntgen fue el primero en recibir el Premio Nobel de física en 1901, por tan impactante descubrimiento.

Si bien la repercusión de los rayos X ha sido enorme, desde su descubrimiento hace



El ántrax fue la primera enfermedad humana de la que se demostró era producida por un microorganismo, y la primera para la que se encontró una vacuna

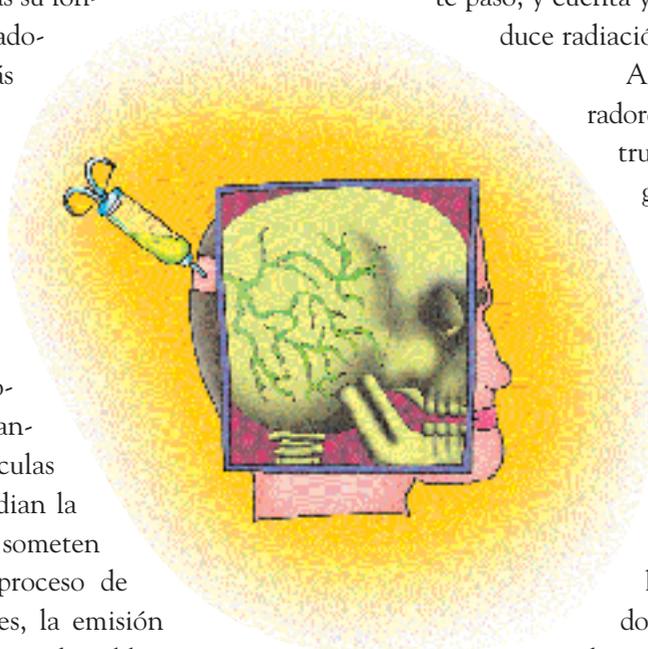
más de 100 años, no hubo ningún avance fundamental en el desarrollo técnico de nuevas fuentes hasta que en 1970 el descubrimiento de la radiación de sincrotrón en los aceleradores de partículas le dio un renovado impulso. En nuestros días la llamada radiación de sincrotrón ha incrementado el potencial de los rayos X, reduciendo aún más su longitud de onda. Los aceleradores que la producen, además de ser fábricas de rayos X con alta brillantez, también pueden producirla con una longitud de onda aún más corta que las que se obtienen con un tubo de rayos X.

La radiación de sincrotrón se produce en los grandes aceleradores de partículas cuando los físicos que estudian la estructura de la materia someten partículas cargadas a un proceso de aceleración. En sus orígenes, la emisión de radiación de sincrotrón es indeseable, pues al ser emitida reduce considerablemente la energía de la partícula emisora. Como consecuencia de la pérdida de energía, los físicos que estudian las partículas elementales se ven obligados a inyectar más y más energía para lograr que éstas alcancen un momento importante antes de hacerlas chocar con otras partículas y poder estudiar su estructura.

Los ojos compuestos de algunos insectos son el ejemplo más común en que la naturaleza eligió espejos biológicos en vez de lentes

Con el tiempo, los físicos se dieron cuenta de que las propiedades de la radiación de sincrotrón permiten un sinnúmero de aplicaciones. Es tal el potencial de la radiación de sincrotrón que muchos países se han dedicado a la construcción de aceleradores capaces de proveer con luz de sincrotrón a la cada vez más numerosa comunidad de científicos de las disciplinas más diversas. En Latinoamérica, Brasil fue el primero en dar este paso, y cuenta ya con un acelerador que produce radiación de sincrotrón.

Alrededor de los grandes aceleradores de partículas se han construido laboratorios de biólogos, físicos médicos, físicos de materiales, etc., que hacen uso de la radiación cuando el acelerador está en funcionamiento. El Laboratorio de Radiación de Sincrotrón de Hamburgo (HASYLAB, *Hamburger Synchrotronstrahlungslabor*), en Alemania, reúne desde hace muchos años a investigadores de todo el mundo interesados en esta luz tan especial.



LOS CAPRICHOS DEL CORAZÓN

En el corazón descansa el alma. Esto se ha pensado siempre. Sin embargo, hasta ahora y sin saber lo que es el alma, hemos sido incapaces de echarle una mirada. Los métodos convencionales de radiografía o imagenología en general no han podido hacerlo, pero sí han logrado un enorme avance en la medicina.

Lo que en todo caso es claro es que el corazón es el motor del cuerpo. De acuerdo con sus funciones, el corazón consta de tres sistemas: el músculo cardíaco, las válvulas cardíacas y las arterias coronarias.

El músculo cardíaco es la parte central del motor, que da la fuerza necesaria para bombear la sangre a lo largo de las arterias. En la regulación del flujo de sangre a través del músculo cardíaco intervienen las válvulas cardíacas. Para realizar el trabajo de bombeo, el corazón necesita sangre, que es conducida al músculo cardíaco por conductos especiales llamados arterias coronarias. Las arterias coronarias son pues las que dan vida al corazón mismo. Si alguna de estas arterias se blo-

quea, el abastecimiento de sangre al corazón cesa en alguna de sus partes y el resultado puede ser fatal.

Para hacer visibles las arterias coronarias es necesario introducir un delgado tubo de plástico por el sistema arterial hasta la aorta. Ahí se inyecta una sustancia de contraste, opaca a los rayos X, que haga visible el interior de las coronarias. Luego, con la ayuda de rayos X se obtiene la imagen.

El uso de catéter es hoy en día el único método que ofrece 100% de seguridad en el diagnóstico de estrechamiento de las coronarias. La determinación correcta es de gran importancia. En el caso de estrechamiento de alto grado, sólo después de un diagnóstico con catéter será posible decidir si se practica una ampliación de la arteria o la aplicación de un puente a corazón abierto.

En abril de 1995, tres pacientes del hospital de la Universidad de Hamburg-Eppendorf fueron examinados por primera vez de las arterias coronarias con radiación de sincrotrón sin el uso de catéter. En lugar de usar el procedimiento convencional, mediante el cual se hace llegar la sustancia de contraste a las arterias coronarias con una inyección directa, los investigadores lo hicieron con una inyección intravenosa en el brazo. Este procedimiento forma parte del proyecto Angiografía Coronaria no Invasiva con Radiación de Sincrotrón (NIKOS, *Nicht-Invasive Koronarangiographie mit Synchrotronstrahlung*) (DESY '95).

La Universidad de Siegen, en Alemania, es una de las instituciones participantes del proyecto NIKOS. El Departamento de Física del Centro de Investigación y de Estudios Avanzados (Cinvestav), en México, mantiene un programa de cooperación con la Universidad de Siegen, con el objetivo de formar recursos humanos capacitados en los diferentes aspectos del proyecto.

EL PROYECTO NIKOS

Los pacientes que han tenido alguna intervención cardiaca se enfrentan a un problema serio. Después de la operación, es esencial que su sistema coronario sea examinado con rayos X de vez en cuando, con el fin de detectar alguna nueva constricción y el consiguiente riesgo de infarto del miocardio. En la mayoría de los casos, el infarto del miocardio es un repentino bloqueo de la arteria coronaria en una contracción patológica denominada *estenosis*. Es vital que una estenosis sea detectada a tiempo.

Con los métodos actuales, el examen de las coronarias con rayos X no es solamente incómodo y complejo, sino que además es riesgoso.

El examen de las coronarias con rayos X no es solamente incómodo y complejo, sino además riesgoso

Las arterias coronarias pueden ser vistas en una imagen de rayos X si existe una sustancia de contraste, normalmente yodo, que la absorba. La inyección de la sustancia de contraste mediante la introducción de un catéter a través de una de las grandes arterias hasta alcanzar las arterias coronarias es muy riesgoso. En 2% de los casos ocurren complicaciones, de las cuales la mitad son serias. El examen causa la muerte a uno de cada mil pacientes examinados. Para tener una idea clara de qué tanto es uno de cada mil, debemos considerar que sólo en Alemania se examinan cada año 400 mil pacientes.

El método NIKOS (DESY '98) utiliza una simple inyección intravenosa de la sustancia de contraste. Al momento de llegar al sistema coronario, esa sustancia se ha diluido 40 veces, de forma que no puede ser distinguida adecuadamente de los huesos y los tejidos.

El examen con inyección intravenosa se logra comúnmente tomando una imagen antes de inyectar la sustancia de contraste. Este método es usado en otros órganos, y es conocido como *angiografía por sustracción digital*. Sin embargo, el método no es adecuado para estructuras con movimientos rápidos, como las arterias coronarias, por el tiempo que transcurre entre las dos imágenes.

Una forma diferente de angiografía por sustracción digital ha sido desarrollada con el fin de resolver este problema: la dicromografía

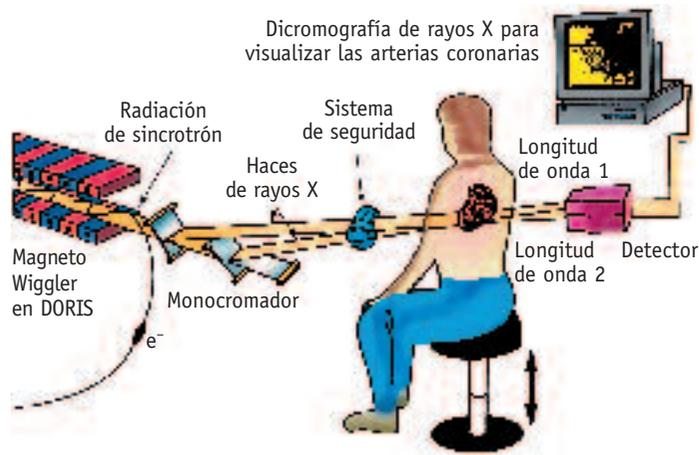
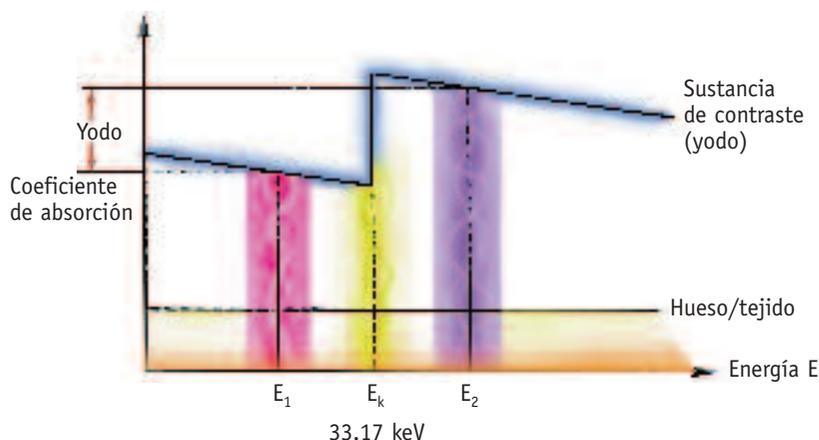


Figura 1.

Todo el espectro de radiación es usado como extensión del ojo humano

o angiografía de dos colores. La dicromografía evita la confusión debida al movimiento entre las dos exposiciones, y permite obtener simultáneamente las imágenes requeridas para la sustracción digital cuando las arterias contienen ya la sustancia de contraste.

Figura 2.



Para producir dos imágenes simultáneas del sistema de arterias coronarias que han sido coloreadas con yodo, se usan dos rayos del sincrotrón que sale de un acelerador de electrones. Los dos haces se intersectan en el corazón del paciente y son registrados por un detector. Para registrar la imagen se requiere que el haz de rayos X recorra el tórax del paciente. El problema es mover el haz de radiación que atraviesa todo lo que se le coloca en su camino sin modificar su trayectoria. Por eso, más que intentar mover el haz, se coloca al paciente en una silla especial que se mueve a una

velocidad constante de 50 centímetros por segundo. La imagen es registrada en 0.25 segundos mientras el paciente baja con la silla en un movimiento suave (Dix y cols., 1994). El arreglo experimental se muestra en la Figura 1.

Aunque la intensidad del haz es 10 mil veces mayor que la de un tubo de rayos X convencional, los riesgos para el paciente no son mayores. De hecho, el tiempo de irradiación requerido es extremadamente corto, y la dosis de radiación que recibe es menor que la de un examen de angiografía coronaria normal.

Los diferentes contrastes requeridos para la sustracción son obtenidos mediante las propiedades de absorción de radiación del yodo (Figura 2). Las dos imágenes son registradas de manera simultánea por dos haces monocromáticos de rayos X que difieren sólo ligeramente en su longitud de onda (Sanmiguel y Herrera, 1998). Al sustraer las dos imágenes, el resultado es impresionante: el contraste de yodo aparece en la imagen resultante con sensibilidad 10 mil veces más alta que el contraste de tejido.

Sólo se obtienen imágenes claras si los dos haces monocromáticos de rayos X tienen energías muy similares. Ambos deben tener una intensidad adecuada, y no pueden ser generados con las fuentes usuales de rayos X; como resultado, todos los intentos de aplicar esta técnica desde los años setenta han fallado. Es aquí donde entra la luz de sincrotrón. Los dos haces de rayos X que son diez veces más intensos que los obtenidos con tubos de rayos X comerciales, pueden lograrse al filtrar el espectro de radiación de sincrotrón.

La secuencia de tres imágenes de rayos X que se muestra en la Figura 3 proviene del examen de un hombre de 33 años de edad. Las imágenes fueron producidas usando el método de angiografía coronaria no invasiva con radiación de sincrotrón. Sin embargo, en este caso, el catéter (indicado como *cath.* en las Figuras 3a y 3b) fue usado para introducir la sustancia de contraste (sólo 30 mililitros de yodo) en la vena cava superior (no en la aorta) a través de la vena del brazo. La sustancia de contraste alcanzó las arterias coronarias en 10 segundos. El paciente fue irradiado con dos haces monocromáticos de diferente energía que el yodo absorbe de manera diferente. Esto dio origen a las imágenes de las Figuras 3a y 3b, con la interferencia del tejido y de los huesos, que oscurece las arterias coronarias. Después de sustraer las imágenes de las Figuras 3a y 3b, el “ruido” desaparece, y revela la arteria coronaria derecha (indicada como *RCA* en la imagen de la Figura 3c), donde se observan dos serias estenosis (indicadas como *Ste.* en esta misma figura). Puede observarse un residuo de sustancia de contraste en las venas pulmonares (indicado como *PV*). En la imagen se indica la posición de la aorta (*Ao*), la aurícula izquierda (*LA*) y el ventrículo izquierdo (*LV*). El cable marcado *ECG* en las imágenes de las Figuras 3a y 3b es parte del instrumento electrocardiográfico al que el paciente estaba conectado durante el examen.

A principios de los ochenta, los cardiólogos de la Universidad de Hamburg-Eppendorf y físicos de HASYLAB se propusieron formar el grupo NIKOS, con el fin de desarrollar la angiografía coronaria no invasiva. La Universidad de Siegen se unió a esta colaboración con la experiencia en detectores y téc-

Los ojos no son sensibles a pequeños cambios de fase. Fueron hechos para captar diferencias sólo en la intensidad de la luz

nicas computacionales. Hoy en día se trabaja en dicromatografía en otros laboratorios del mundo como Brookhaven National Laboratory, EUA, Japón, Rusia y Francia. En diferentes partes del mundo se explora la posibilidad de aplicar esta técnica a la obtención de imágenes de otras estructuras del cuerpo.

RADIOGRAFÍA POR CONTRASTE DE FASE

En las diferentes especies animales existe una amplia variedad de sistemas ópticos. Los peces poseen ojos con lentes esféricas, en las que el índice de refracción es radialmente variable. Estas lentes tienen una distancia focal muy corta y corrigen las aberraciones esféricas en un amplio campo de visión. Algunos moluscos desarrollaron una óptica de reflexión y no de refracción, pero los ojos compuestos de algunos

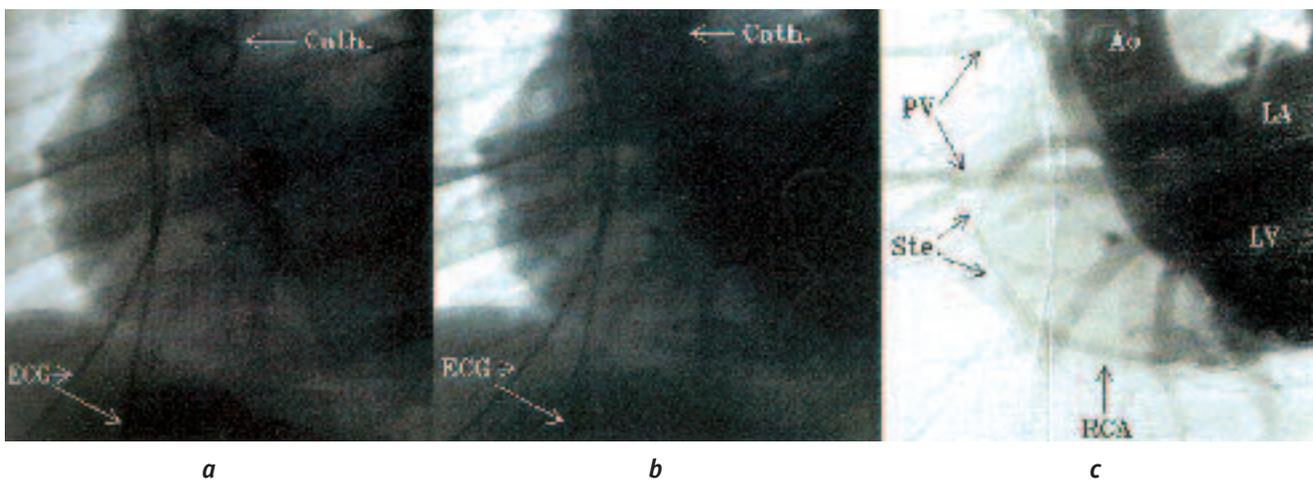


Figura 3.

En 1930, el físico holandés Frits Zernike desarrolló el microscopio óptico por contraste de fase

insectos son el ejemplo más común en que la naturaleza eligió espejos biológicos en vez de lentes.

Sin embargo, en toda esta variedad de sistemas ópticos, el proceso básico de detección de la luz en la retina es el mismo. Este proceso no es simple, y no deja de asombrarnos que sea común a todos los diferentes tipos de ojos que deben de haber evolucionado de manera independiente.¹

La detección de luz en la retina es un proceso cuántico en el que una molécula sufre un cambio químico en la absorción de un solo fotón, aunque por supuesto, tiene que haber un mínimo de moléculas afectadas para que el cerebro pueda reaccionar. Este proceso es común a todos los ojos, aunque las frecuencias de la luz que son detectadas cambian de una especie a otra.

La naturaleza de la luz es ondulatoria, y además de presentar cambios en la intensidad (o amplitud de onda) también puede presentarlos en su fase (la manera en que las crestas y valles de varias ondas de luz coinciden o no). Los ojos, sin embargo, no son sensibles a pequeños cambios de fase. De manera general, los ojos fueron hechos para captar diferencias sólo en la intensidad de la luz, no en su fase.

En 1930, el físico holandés Frits Zernike desarrolló el microscopio óptico por contraste de fase. Este aparato hizo posible traducir el cambio de fase que la luz sufre al atravesar un objeto en un cambio en amplitud, es decir, en

la intensidad. Con esto fue posible visualizar objetos transparentes. La única condición que el objeto debe satisfacer es que existan diferencias en el índice de refracción en sus diferentes partes. Esto significa que la velocidad con que pase la luz a través del objeto sea diferente en distintas partes del mismo.

La diferencia en la velocidad de varias ondas de luz causa diferencias en sus fases. Éstas pueden ser usadas para obtener contrastes con un ingenioso arreglo óptico. Las membranas celulares, por ejemplo, pudieron ser distinguidas aun cuando eran transparentes y 30 veces más delgadas (0.00001 milímetros) de lo que puede distinguirse con luz visible. La trascendencia que ha tenido el microscopio por contraste de fase en la biología y en la medicina ha sido enorme. En 1953, cuando él ya se dedicaba a industrializar su invento, Frits Zernike recibió el Premio Nobel.

Uno podría pensar que para algunas especies, por ejemplo, del mundo acuático, hubiera sido más ventajoso desarrollar dispositivos ópticos sensibles a los cambios de fase de la luz. Existen algunas medusas que son transparentes para pasar inadvertidas a sus depredadores. Esta ventaja natural desaparecería si las tortugas que las devoran tuvieran una óptica como la desarrollada por Zernike, en la que el corrimiento de fase que sufre la luz al atravesar sus cuerpos se hiciera perceptible. Sin embargo, la evolución, después de haber desarrollado el ojo que sólo es sensible a la absorción, dotó a los depredadores de una mayor sensibilidad a los cambios eléctricos y a las vibraciones del agua que se producen cuando las medusas tratan de escapar.

El método radiográfico convencional hace uso de la absorción de la radiación para obtener sus imágenes. Esto es lo que se viene haciendo desde hace 100 años, cuando Röntgen descubrió los rayos X. El procedimiento consiste en dirigir radiación al objeto y registrar con una placa radiográfica lo que logra atravesarlo sin ser absorbido. La imagen se obtiene de manera directa, de la misma forma que se observa nuestra sombra por la incapacidad de los rayos de luz de atravesar nuestro cuerpo.

La técnica radiográfica por absorción funciona bien cuando lo que se desea observar involucra tejido con alto grado de absorción. En estudios clínicos y biológicos, donde el tejido es menos denso, el método deja de ser útil. Un claro ejemplo es el examen de mama, en el que es necesario diferenciar el tejido sano del tejido tumoral, aun cuando la diferencia en densidad es mínima.

Los expertos han encontrado que mediante el uso de radiografía convencional, la relación de falsos positivos y positivos verdaderos es de 20 a 1, y que en aproximadamente 10 a 20%

¹ De hecho, hay quien dice que esto puede ser una evidencia de evolución convergente en la naturaleza.

de las mujeres que presentan anomalías tangibles, los mamogramas convencionales no muestran nada. Los métodos convencionales actuales de diagnóstico en mamografía permiten observar microcalcificaciones de 0.2 milímetros.

Una técnica radiográfica por contraste de fase con rayos X, equivalente a la técnica de Zernike para luz visible, parece tener un enorme desarrollo potencial. Sin embargo, el escenario técnico es completamente diferente y mucho más complejo, ya que los dispositivos ópticos de un microscopio por contraste de fase que use luz visible son completamente inútiles cuando se trata de los penetrantes rayos X.

Con los desarrollos técnicos en cristalografía y el uso de fuentes de radiación de sincrotrón ya es posible obtener imágenes radiográficas por contraste de fase (Fitzgerald, 2000). Se ha podido demostrar que con el uso de la radiación de sincrotrón es posible obtener imágenes de gran calidad con dosis de radiación menores a las que se usan en una radiografía convencional. El reto actual es lograr esto con tubos de rayos X.

El procedimiento básico de la radiografía por contraste de fase consiste en iluminar el objeto con un haz de rayos X monocromático (formado con ondas que tienen todas la misma longitud). Al atravesar el objeto, el haz sufre atenuación y refracción. La refracción tiene lugar en los bordes interiores del objeto. Los ángulos de refracción de rayos X son muy pequeños, por lo que para poder revelarlos es necesario colocar un cristal reflector de silicio después del objeto. Este cristal crea una imagen del objeto al convertir los cambios de la fase del haz de rayos X en cambios en la intensidad. El arreglo experimental se muestra en la Figura 4.

Hoy la tomografía computarizada es considerada la mejor técnica en el análisis de tejidos blandos. Con esta técnica es posible reconocer tejidos con diferencias de densidad muy pequeñas (0.01 gramos por centímetro cúbico), con una resolución de 1 a 2 milímetros, y usando una dosis razonable de radiación. Con la radiografía por contraste de fase debe ser posible distinguir tejidos con diferencias de densidad de hasta 0.0003 gramos por centímetro cúbico.

El tamaño mínimo de los detalles observables con radiografía por contraste de fase depende del arreglo utilizado, y varía

entre 0.01 y 0.025 milímetros. La Figura 5a muestra la imagen obtenida por radiografía convencional de una flor de diente de león (*Taraxacum officinale*) y la obtenida por contraste de fase (Figura 5b).

La radiografía por contraste de fase no depende de la absorción, sino de la refracción de los rayos X. Éste es un fenómeno inofensivo en el que los electrones permanecen ligados a sus átomos, por lo que no se forman iones.

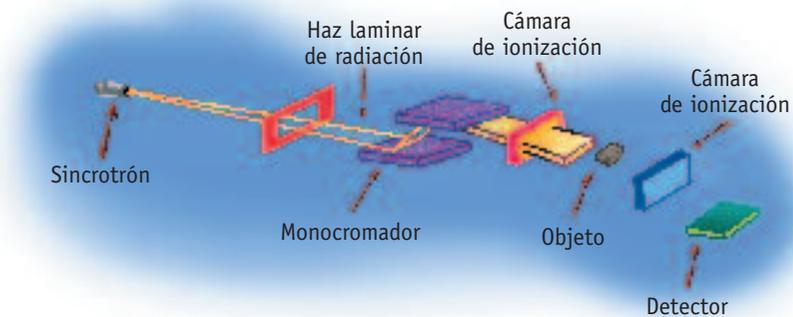
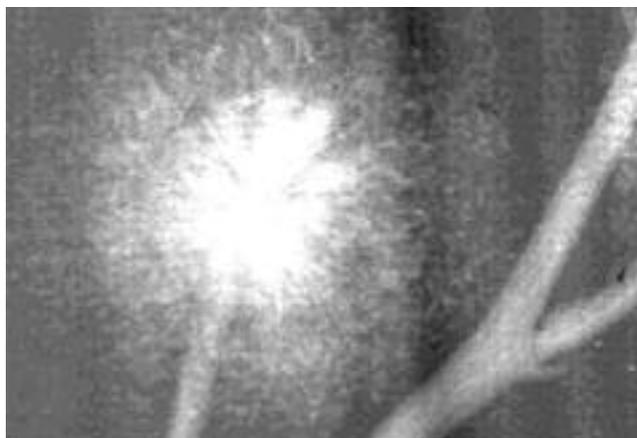


Figura 4.

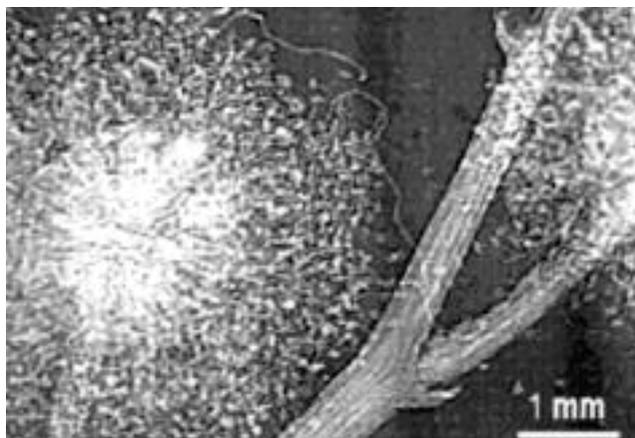
Consecuentemente, se pueden usar energías del haz que no causan absorción y por tanto la dosis es menor, con el consecuente aumento en la seguridad para el paciente.

La imagenología por resonancia magnética (MRI, *magnetic resonance imaging*) es considerada la técnica más refinada para obtener imágenes médicas en términos generales. En la Tabla 1 hacemos la comparación de algunos aspectos de las dos técnicas: radiografía por contraste de fase y MRI.

La radiografía por contraste de fase parece revelar detalles del sistema linfático, imposibles de observar con resonancia magnética



a



b

<http://www.ts.infn.it/experiments/syrmep/immagini.html>

Figura 5.

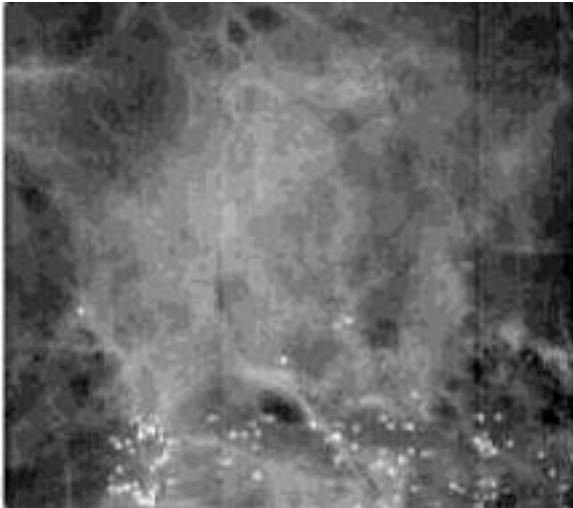
La técnica de radiografía por contraste de fase será en un futuro la técnica de detección temprana de tumores malignos

La radiografía por contraste de fase parece revelar detalles del sistema linfático que son imposibles de observar con resonancia magnética. Además, el uso de sustancias de contraste en las técnicas de resonancia magnética, tomografía computarizada o tomografía por emisión de positrones es una desventaja que no tiene la radiografía por contraste de fase.

Asimismo, la técnica radiográfica no tiene las desventajas inherentes a la imagenología por resonancia magnética, como la imposibilidad de examinar a claustrofóbicos o a personas con

TABLA 1

Característica	Radiografía por contraste de fase	Imagenología por resonancia magnética
Resolución espacial	0.01 a 0.025 mm	> 3 mm
Tiempo de preparación del paciente	5 min	60 min
Visibilidad del sistema vascular	Sin sustancia de contraste	Con sustancia de contraste
Visibilidad del sistema nervioso	Sin sustancia de contraste	Con sustancia de contraste
Visibilidad del sistema linfático	Sin sustancia de contraste	No es posible
Visibilidad de órganos internos de tejido blando	Sin sustancia de contraste	Con sustancia de contraste
Visibilidad de esqueleto	Sí	Sí
Examen en pacientes que padecen claustrofobia	Sí	No
Examen en pacientes con implante metálico	Posible	Imposible
Examen en pacientes con implante no metálico	Posible	Posible con limitaciones
Examen en tiempo real durante cirugía	Posible	Imposible
Espacio necesario para la instalación de una unidad	36 m ²	Edificio especial
Costo por unidad	400 a 600 mil dólares	1 a 2 millones de dólares
Costo de un examen	150 a 250 dólares	Mil dólares



<http://www.ts.infn.it/experiments/syrnep/immagini.html>

Figura 6.

implantes (particularmente si son metálicos). Esto permitirá que sea usada durante la cirugía en operaciones de cerebro, el implante de estimuladores cardiacos, las operaciones prostáticas, etc. El que la dosis de un examen con contraste de fase sea 10 veces menor que las que recibe el paciente en un examen convencional permite que nos olvidemos por completo de cualquier consecuencia indeseable.

En la parte de costos, la técnica radiográfica presenta también una enorme ventaja. El costo de una radiografía por contraste de fase es el mismo que el de una radiografía convencional, y por supuesto mucho menor que el de una imagen de imagenología por resonancia magnética.

De los estudios realizados en muestras de mama, es razonable concluir que la técnica de radiografía por contraste de fase será en un futuro la técnica de detección temprana de tumores malignos. La posibilidad de usarla para obtener imágenes en otros órganos está en estudio, pero ya ha sido posible mostrar que tiene un enorme potencial en muchas áreas.

La Figura 6 muestra tejido mamario de 3 x 3 cm, con espesor de 2.5 cm. Para obtener la imagen se usó un haz con una dosis equivalente a una cuarta parte de la convencional sobre película. En la parte baja de la imagen son visibles pequeñas esferas de cuarzo de 300 micrómetros (0.3 milímetros) incorporadas para simular la presencia de microcalcificaciones.

BIBLIOGRAFÍA

- Biblia, 2 Reyes 18, 19; Isaías 36, 37.
- DESY '98, Das Jahrbuch des Forschungszentrums DESY, Hamburgo, Deutsches-Elektronen-Synchrotron.
- DESY '95, *Highlights from the DESY Research Center*, Deutsches-Elektronen-Synchrotron.
- Dix, W. R., W. Graeff, G. Illing, R. H. Menk, B. Reime, L. Schildwachter, U. Tafelmeier (HasyLab, DESY), H. J. Besch, M. Lohmann, A. H. Walenta (Universidad de Siegen), C. W. Hamm, T. Meinertz, C. Rust (Hospital de la Universidad de Hamburg-Eppendorf) y W. Kupper (HKK, Bad Bevensen), *Coronary Angiography with Synchrotron Radiation*, DESY, abril, 1994.
- Fitzgerald, R., "Phase sensitive X ray imaging", *Physics Today*, julio, 2000, p. 23.
- Sanmiguel, R. E., y G. Herrera, "Coronary angiography with synchrotron radiation: A brief review", *Medical Physics*, Second Mexican Symposium, Coyoacán, México, 1998, M. E. Brandan, G. Herrera-Corral, R. Ortega-Martínez (comps.), Woodbury, AIP Conference Proceedings.
- Segré, E. (1983), *De los rayos X a los quarks*, México, Folios Ediciones.

Gerardo Herrera Corral es investigador del Departamento de Física del Cinvestav y miembro del Sistema Nacional de Investigadores. Trabaja en física experimental de altas energías y tiene gran interés por desarrollar proyectos de altas energías con aplicación a la medicina.

