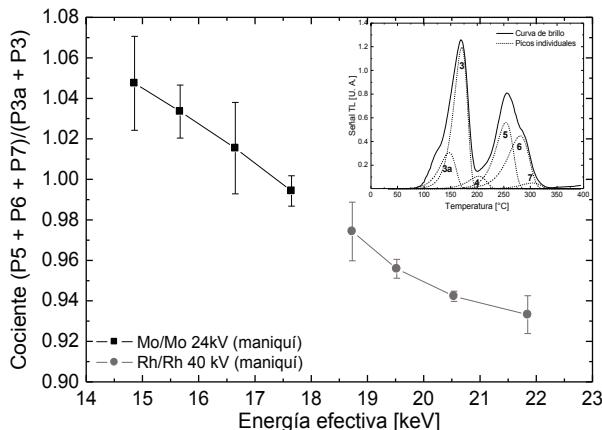


3. YS Horowitz, Moscovitch JW. Highlights and pitfalls of 20 years of application of computerised glow curve analysis to thermoluminescence. *Radiat Prot Dosimetry* 2013;153(1):1-22.
4. Boone JM, Fewell TR, Jennings RJ. Molybdenum, rhodium, and tungsten anode spectral models using interpolating polynomials with application to mammography. *Med Phys* 1997;24(12):1863-1874.

Figura 1 Cociente entre picos como función de la energía. Las líneas sólidas indican cambios debidos a la presencia del maniquí. En el inset, ejemplo de curva de brillo y los 6 picos individuales.



110: Validación de los cálculos de índice de rendimiento miocárdico para fetos normales del estado de Durango

H. Herrera^a y A. E. González^{b,*}

^aCentro Estatal de Cancerología de Durango, Durango, Dur., México

^bHospital General de Durango, Durango, Dur., México

* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: ramgih@yahoo.com

Introducción: El índice de rendimiento miocárdico modificado (IRMm) permite la evaluación de la función sistol-diastólica cardíaca, mediante Doppler pulsado, en una sola vista ultrasónica del ventrículo izquierdo y es utilizado como marcador precoz de alteraciones funcionales. Este trabajo pretende validar el cálculo puntual mediante un análisis a posteriori sobre las imágenes originales.

Materiales y métodos: A partir de análisis muestral donde se consideró que para obtener un error máximo de 0.02, con 99% de confianza y, a partir de una desviación estándar máxima de 0.08, se necesitaban, al menos, 107 pacientes; se estudiaron 123 pacientes embarazadas entre las 20 y las 40 semanas de gestación sin factores de riesgo asociados. Los cálculos iniciales fueron realizados por el cardiólogo durante el estudio ultrasonográfico y se archivaron las imágenes de cada paciente para su posterior análisis (fig. 1).

La variabilidad entre resultados se estimó utilizando la siguiente expresión: $s = (s_1^2 + s_2^2)^{1/2}$. Donde s_1^2 , s_2^2 son las varianzas de los datos obtenidos por el cardiólogo y en el análisis posterior respectivamente. El análisis posterior se realizó en Matlab® utilizando herramientas de análisis de imágenes.

Para la validación se utilizaron todos los segmentos de cada imagen, incluyendo el utilizado por el cardiólogo para su cálculo original.

Resultados: El valor estimado para el IRMm fue de 0.36 ± 0.07 , considerando el intervalo de confianza del 99%. La variabilidad encontrada fue de 0.04 (fig. 2).

Conclusiones: El IRMm para fetos normales fue obtenido con muy alta precisión y coincide con el publicado por otros autores. Los resultados ofrecen confianza para utilizarlo como herramienta de detección de alteraciones funcionales cardíacas, tanto en fetos de alto riesgo como en los supuestamente normales.

Figura 1 Ejemplo de imagen ultrasonográfica a analizar y definición gráfica del IRMm.

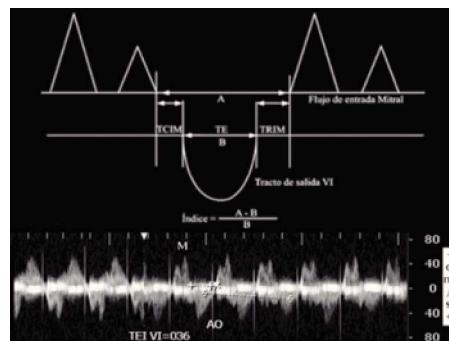
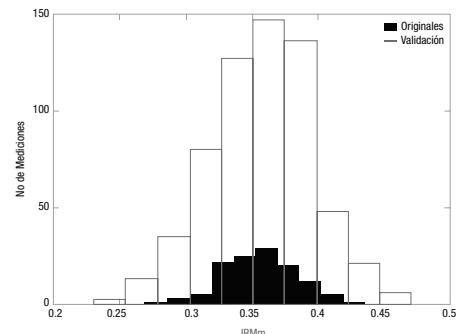


Figura 2 Comparación histográfica de los resultados originales y de validación.



120: Cálculo de T2 a las nanopartículas de óxido de hierro para utilizarlas como medio de contraste en imágenes de resonancia magnética

S. Hidalgo^{a,b,*}, E. Gutiérrez^c, M. Méndez-Rojas^d, P. Dies^c, B. Celis^e, M. Obregón^c y P. Ibañez^c

^aHospital Infantil de México “Federico Gómez”, México D.F., México

^bUniversidad Autónoma Metropolitana, Iztapalapa, México

^cUniversidad Autónoma del Estado de México, Toluca, Méx., México

^dUniversidad de las Américas de Puebla, San Andrés Cholula, Pue., México

^eFacultad de Física, Benemérita Universidad Autónoma del Estado de Puebla, Puebla, Pue., México

* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: shid@xanum.uam.mx

Introducción: El desarrollo de nanomateriales magnéticos como medios de contraste para MRI tiene mucho potencial de desarrollo en México. En este trabajo, se presentan nuestros resultados en el desarrollo de nanopartículas de magnetita con 2 tipos de recubrimientos (PEG, TREG), su caracterización y evaluación de relaxometría.

Materiales y métodos: La preparación y funcionalización se realizó con la técnica de descomposición térmica de precursores inorgánicos de hierro en disolventes de alto punto de ebullición (técnica del poliol)^{1,2}, probando diferentes condiciones en la síntesis, logrando así diferentes tamaños de partícula. Para el estudio realizado se eligió el compuesto acetil acetonato de hierro III ($\text{Fe}(\text{acac})_3$) como precursor de hierro y como polioles se utilizó el (TREG) y (PEG 6000). A partir de diluciones de concentración conocida de los 2 tipos de SPIONs en medio Agar, se preparó un maniquí con el que se obtuvieron varias imágenes de resonancia magnética en un equipo Philips® de 1.5 T en el Hospital Infantil de México “Federico Gómez”, en la Ciudad de México. Para calcular la relaxometría a las imágenes obtenidas, se empleó un algoritmo en Matlab®, donde en primer lugar se calcula el decaimiento de la intensidad de señal S y se ajusta a una curva monoexponencial $S(TE)=S(0)e^{-R2\cdot TE}$. La magnitud de la señal spin-echo se puede utilizar para una medición precisa del tiempo de relajación $T2$ (tiempo de desaparición de la magnetización transversal después de una perturbación) o la tasa $R2=1/T2$. Algunos estudios *in vivo*^{3,4}, así como *in vitro*⁵ han demostrado que existe un alto grado de correlación entre la concentración de hierro en tejido y $R2$.

Resultados: Cuando variamos la concentración del precursor de hierro, el recubrimiento, y el tiempo de calentamiento; el tamaño de la nanopartícula cambia.

Los resultados muestran que los tiempos de relajación $T2$ cambian con el tamaño y concentración de las SPIONs, predominando la tendencia de que si disminuye la concentración, el tiempo $T2$ también lo hace (fig. 1).

Conclusiones: El estudio sentará las bases para poder utilizar las SPIONs como medio de contraste en la formación de imágenes clínicas empleando los equipos de 1.5 o 3 T disponibles en hospitales de México.

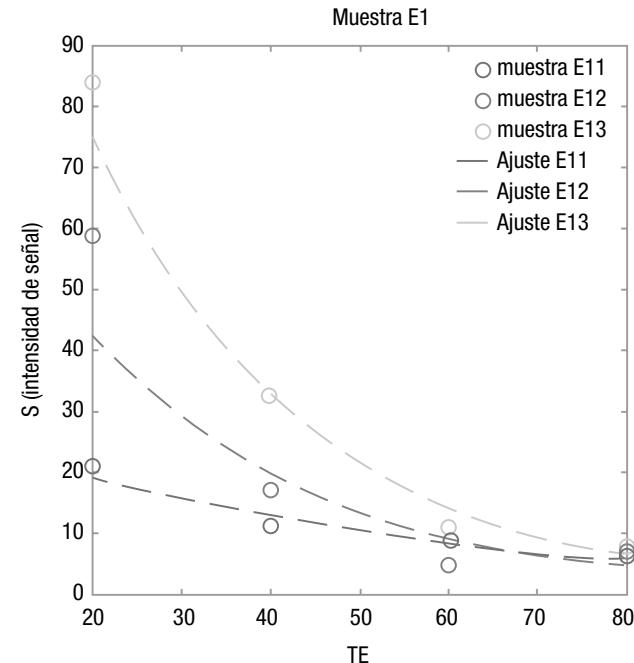
Agradecimientos

Agradecemos el apoyo brindado por Jeff L. Coffer y Roberto González Rodríguez (*Department of Chemistry, Texas Christian University*, Fort Worth, Texas) por su apoyo para la caracterización por HRTEM. Este trabajo se realizó con financiamiento del Fondo Sectorial de Investigación en Ciencia Básica SEP-CONACYT, Proyecto N°154602 (“Nanopartículas magnéticas para aplicaciones en terapia hipertérmica, imagenología y transporte de fármacos: Estudio de las condiciones fundamentales de control de morfología, tamaño y estabilización”) (2012-2015).

Bibliografía

- Wei Cai JW. Facile synthesis of superparamagnetic magnetic nanoparticles in liquid polyols. *Journal of Colloid and Interface Science* 2007;305:366-370.
- Zhen L. One-pot Reaction to Synthesize Biocompatible Magnetic Nanoparticles. *Advanced Materials* 2005;17:1001-1005.
- Engelhardt R. Evaluation of iron overload by single voxel MRS measurement of liver $T2$. *Magn Reson Imag* 1994 ;12:999-1007.
- Papakonstantinou OG. Serum iron markers are inadequate for guiding iron repletion in chronic kidney disease. *Magn Reson Imag* 1995 ;13:967-977.
- Clark PR. MRI Detects Myocardial Iron in the Human Heart. *Magn Reson Imag. Magn Reson Imag* 2003;49:572-575.

Figura 1 La gráfica indica el decaimiento de señal de la muestra E1, para diferentes concentraciones.



130: Evaluación de la dosis glandular promedio usando un maniquí con dosímetros termoluminiscentes

E. López-Pineda*, C. Ruiz Trejo y M. E. Brandan

Instituto de Física, Universidad Nacional Autónoma de México, México D.F., México

* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: edlope@fisica.unam.mx

Introducción: Se diseñó un maniquí plástico para evaluar la dosis glandular promedio (DGP) utilizando dosímetros termoluminiscentes¹. El objetivo del trabajo fue diseñar una opción de fácil implementación que eliminara la necesidad de trasladar equipo costoso (cámara de ionización) y personal profesional calificado (físico médico) a un centro de mamografía para evaluar un equipo. El maniquí se puede mandar, junto con un conjunto de instrucciones, para que el técnico radiólogo a cargo de un mastógrafo pueda realizar la irradiación y después enviar de regreso el maniquí para su análisis en nuestro laboratorio.

Materiales y métodos: El maniquí consta de placas semicirculares de PMMA. Una de las placas posee nichos para albergar a 15 dosímetros termoluminiscentes TLD-100. Tres de los dosímetros están calibrados para determinar el kerma en aire a la entrada del maniquí y 12 se colocan bajo diversos