

Evaluación de Termografía Tisular Diferenciada en Mama como Potencial Técnica para Asistir la Detección de Cáncer

C.I. Guerrero-Robles^{1,2}, L.M. Lozano-Trenado³, M.C. Uscanga-Carmona⁴, A.N. Ramírez-Vilchis⁴, J.G. Silva-Escobedo³, V. Sánchez-Monroy^{2,3} y C.A. González-Díaz^{2,3}

¹ Universidad Juárez Autónoma de Tabasco-División Académica de Ciencias Biológicas, V.H., Tabasco, México.

² Instituto Politécnico Nacional-Escuela Superior de Medicina, Escuela de Medicina y Homeopatía, D.F., México.

³ Universidad del Ejército y Fuerza Aérea-Escuela Militar de Graduados de Sanidad, SEDENA, D.F., México.

⁴ Hospital Militar de Especialidades de la Mujer y Neonatología/SEDENA, México D.F., México.

RESUMEN

Diversos grupos han propuesto el procesamiento de imágenes termográficas para detección de Cáncer de Mama (CaMa). Angiogénesis y vascularización dependientes del ciclo menstrual, edad e Índice de Masa Corporal (IMC) modifican la temperatura absoluta en la superficie tisular sin estar necesariamente asociadas a malignidad, en éste estudio proponemos la Termografía Tisular Diferenciada (TTD) en mama con respecto a su contralateral en espejo con el fin de observar diferencias térmicas características de malignidad. El presente trabajo evalúa la posibilidad de emplear la TTD como potencial técnica para asistir la detección de CaMa. Se muestrearon 110 mujeres voluntarias entre 40 y 60 años de edad segmentadas en dos grupos experimentales: grupo sanas (n=90) y grupo con CaMa (n=20) previamente diagnosticadas por mastografía e histopatología. Imágenes termográficas de ambas mamas fueron adquiridas con una cámara infrarroja y se estimó la TTD en relación a la mama contralateral de la misma paciente, se realizó un análisis de sensibilidad y especificidad y se comparó con el diagnóstico radiológico a través de curvas ROC tomando como referencia el diagnóstico histopatológico. La TTD en mama mostró rangos dinámicos diferenciables entre condiciones de malignidad respecto a benignidad. El análisis ROC mostró valores de sensibilidad y especificidad para el estimado TTD del 70% y 54% mientras que para el diagnóstico radiológico fue del 70% y 96%, respectivamente. La TTD muestra viabilidad técnica para asistir la detección de CaMa.

Palabras clave: cáncer, mama, termografía.

Correspondencia:

César A. González-Díaz

Correo electrónico: cgonzalezd@ipn.mx

Fecha de recepción:

14 de octubre de 2014

Fecha de aceptación:

19 de diciembre de 2014

ABSTRACT

Several groups have proposed thermographic image processing for Breast Cancer (BC) detection. Angiogenesis and vascularization of menstrual cycle dependent, as well as age and Body Mass Index change the absolute temperature in the tissue surface without necessarily being associated with malignancy. We have proposed the Differentiated Tissue Thermography (DTT) in breast regarding its contralateral mirror in order to observe differences in temperature characteristics of malignancy. This study evaluates the possibility of using breast DTT as a potential technique to assist the detection of BC. We sampled 110 female volunteers between 40 and 60 years old segmented into two experimental groups: healthy group (n=90) and BC group (n=20), which were diagnosed by mammography and histopathology. Thermal images of both breasts were acquired with an infrared camera and the DTT was estimated relative to its contralateral breast in the same patient. A sensitivity and specificity analysis was developed and the DTT was compared with the radiological diagnosis by ROC curves with the histopathological report as reference. The DTT values showed distinguishable dynamic ranges between malignant and healthy conditions. ROC analysis showed sensitivity and specificity values for DTT of 70% and 54% while for the radiological diagnosis was 70% and 96% respectively. DTT showed technical viability to assist BC detection.

Keywords: cancer, breast, thermography.

INTRODUCCIÓN

El cáncer es un término genérico que designa un amplio grupo de enfermedades que pueden afectar a cualquier parte del organismo; también se habla de tumores malignos o neoplasias malignas; una característica del cáncer es la multiplicación rápida de células anormales que se extienden más allá de sus límites habituales y pueden invadir partes adyacentes del cuerpo o propagarse a otros órganos. La Organización Mundial de la Salud (OMS) estimó en 2008 que la principal causa de muerte en el mundo es el cáncer (7.6 millones de casos) [1] entre los que destacan alrededor de 1,38 millones de nuevos casos y 458 000 muertes por cáncer de mama (CaMa) cada año. En los países de bajos y medianos ingresos la incidencia ha aumentado de forma constante en los últimos años [2]. En México, mueren 14 mujeres al día por CaMa abarcando el 13.8% de las muertes en mujeres mayores a 20 años y esto debido a las bajas tasas de eficiencia en la detección [3]. Desafortunadamente, más del 80% de los casos del CaMa se identifican en etapas

avanzadas de la enfermedad [4], esta realidad obliga a plantear nuevas medidas para conocer mejor los factores de riesgo de esta tumoración, la forma de mejorar la detección oportuna, el diagnóstico, el tratamiento y la infraestructura de los servicios médicos. Se estima que aproximadamente el 40% de la población mexicana no tiene acceso a los sistemas de imagenología médica moderna, ya sea por una limitada cobertura en los servicios de seguridad social, un alto costo para acceder a dichos sistemas o bien por encontrarse en sitios distantes de difícil acceso a los centros de atención de la salud de tercer nivel, por lo que muchas mujeres son diagnosticadas con CaMa y atendidas en etapas avanzadas de la enfermedad.

La termografía es la técnica más eficiente para el estudio de la distribución de temperatura en la piel, proporciona información sobre el funcionamiento normal o anormal del sistema nervioso sensorial y simpático, disfunción vascular, trauma miofacial y procesos inflamatorios locales. En las imágenes térmicas, cambios sutiles en la temperatura superficial de la mama se pueden

detectar y pueden indicar padecimientos y anomalías de la mama [5], [6]. La termografía para detección de cáncer de mama se basa en el hecho de que la temperatura de la piel que recubre una malignidad es mayor que la registrada en la piel del tejido de mama normal. Esto es probablemente debido a un aumento en el flujo sanguíneo, incremento de la actividad metabólica y angiogénesis alrededor del sitio de la lesión [6], [7].

Con el objetivo de mejorar la interpretación de imágenes termográficas diversos investigadores han propuesto diferentes estándares y software de análisis. Ng y colaboradores en el 2001 propusieron un estándar para la toma de termografías durante el ciclo menstrual. Estudiaron durante 2 meses un grupo de 50 mujeres entre 21 y 45 años de edad y analizaron un total de 800 termografías de mama en vistas frontal y lateral, digitalizadas y segmentadas a través de un software computacional que desarrollaron para discriminar la región útil del fondo y la detección de los límites. Analizaron la variación de la distribución de la temperatura en la mama durante el ciclo menstrual y determinaron que los días del 5 al 12 y después del 21 corresponden a los que menos vascularización presentan y por lo tanto ideales para realizarse la termografía [6].

En el 2008, Ng y Kee propusieron un modelo estadístico para analizar imágenes termográficas tomadas entre los días 5 al 12 y a partir del día 21 del ciclo menstrual, dicho modelo consta de una regresión lineal, una “Red de Funciones de Base Radial” (RBFN) y un análisis de la curva “Receiver Operating Characteristics” (ROC). Primero emplearon la regresión para correlacionar las variables y el estado de salud real de los sujetos determinado por mastografía (82 pacientes: 30 asintomáticas, 48 con anomalías y 4 con cáncer, entre 51 ± 8 años de edad); posteriormente seleccionaron las variables adecuadas para la construcción

de una red neuronal y la RBFN para producir un resultado ya sea negativo o positivo. Por último aplicaron el análisis de curvas ROC para evaluar la sensibilidad, especificidad y exactitud de la prueba RBFN. En sus resultados termográficos hallaron una sensibilidad del 100%, una especificidad del 70.6% y una exactitud del 80.95%, en comparación con el examen clínico de radiólogos experimentados que tiene un índice de exactitud de aproximadamente 60-70% [8].

Wang y colaboradores en el 2010 desarrollaron un estudio para conocer el rendimiento de las termografías en mama utilizando un modelo interpretativo derivado de un sistema de puntuación. Para ello; un radiólogo identificó las lesiones en las mastografías de 276 mujeres con una edad promedio de 50.8 ± 11.8 años, dos radiólogos más analizaron las imágenes termográficas con hallazgos sospechosos de cáncer basados en el reporte del primer radiólogo y un sistema de escala de gradientes, posteriormente realizaron la correlación del diagnóstico mastográfico con el estado final de la enfermedad mediante análisis de regresión logística uni y multivariante. Finalmente estimaron los valores de las curvas ROC para cada signo de la escala de gradientes del modelo univariante y el modelo multivariado ajustado por edad. Como resultado obtuvieron una sensibilidad de 74.4%, una especificidad de 76.6%, un valor predictivo positivo de 81.3% y un valor predictivo negativo de 66.4% [9].

Así; el empleo de la termografía como herramienta de diagnóstico del cáncer de mama se ha propuesto desde hace aproximadamente cuatro décadas sin que hasta el momento su utilidad haya sido validada [10], por lo que se mantiene la desconfianza en la utilidad del método como herramienta única de diagnóstico debido fundamentalmente a su limitada especificidad [11]. En contraste; existen investigaciones que soportan la utilidad de

la termografía como técnica auxiliar cuando se usa con otros métodos [12]. Un ejemplo se deriva de métodos similares a los que se utilizan en el análisis y caracterización de materiales denominados “Análisis Diferencial Térmico” o “Calorimetría Diferencial” donde se exponen dos muestras del mismo material a diferentes condiciones de temperatura (una controlada y la otra variante) a fin de observar la respuesta en sus propiedades térmicas. Una investigación que se realizó con la intención de mejorar la calidad de la información que se deriva de las imágenes termográficas, en contraste con obtener sólo la imagen a temperatura ambiente, fue la realizada por Gauthier en 1980, en tal estudio expuso previamente a las pacientes a una temperatura diferente para posteriormente medir la respuesta dinámica de los cambios de temperatura por enfriamiento espontáneo de la piel de las regiones sana y posiblemente patológica [13]. A diferencia de los métodos mencionados, en el presente trabajo proponemos una metodología de medición que consiste en utilizar las mismas condiciones ambientales para los dos regiones de tejido de mama a analizar y utilizar la diferencia de temperaturas en condiciones térmicas del tejido superficial en lo que se puede considerar como “estado estable”. La idea central radica en observar las diferencias de temperatura en una mama con respecto a su contralateral y hacer emerger cambios en la respuesta dinámica de temperatura asociada a malignidad, tal procedimiento representa una estrategia relativamente sencilla y susceptible de emplearse por profesionales de la salud sin un alto grado de especialización.

Por otra parte, nuestro grupo ha propuesto medir las propiedades eléctricas tisulares a través de inducción magnética a múltiples frecuencias como una alternativa valiosa para detectar de manera no invasiva neoplasias malignas en tejido de mama. Hemos desarrollado un Espectrómetro Inductivo prototipo; inductor-sensor de

campos magnéticos de baja intensidad y de frecuencias no ionizantes, adaptado de forma ergonómica a la anatomía de la mama. El sistema utiliza la técnica de Espectroscopía de Inducción Magnética (EIM), la cual mide las propiedades eléctricas del tejido a través de campos magnéticos a múltiples frecuencias. En recientes estudios hemos reportado que cambios de la temperatura tisular dependientes de la fase del ciclo menstrual, volumen de mama, edad e IMC tienen una influencia en las mediciones de EIM en mama, por lo que tales cambios podrían representar factores de confusión en la aplicación de la EIM para discriminar tejido cancerígeno [14], [15], [16] y [17].

Resulta evidente que cambios en la temperatura tisular de la mama no solo pueden ser dependientes de malignidad, sino que factores asociados a la angiogénesis y vascularización dependientes del ciclo menstrual, inclusive la edad y el Índice de Masa Corporal (IMC) pueden modificar la temperatura tisular absoluta en la superficie de la mama, razones por las cuales se han explorado diversas estrategias orientadas a minimizar el efecto de tales factores en la discriminación de CaMa a través de termografía, las estrategias documentadas hasta el momento han propuesto desde el muestreo termográfico en fases específicas del ciclo menstrual, hasta algoritmos complejos de procesamiento y clasificación de imágenes termográficas asistidos por redes neuronales artificiales, los cuales si bien en algunos casos han arrojado niveles de sensibilidad y especificidad comparables a los estimados por el diagnóstico radiológico, su aceptación clínica ha sido cuestionada por las limitaciones que tales estrategias representan en el muestreo de mujeres con ciclos menstruales irregulares, posmenopausicas o bien la demanda de requerimientos técnicos de alta especialización para el procesamiento e interpretación de imágenes termográficas.

El objetivo del presente trabajo fue realizar un estudio preliminar que permita

evaluar la posibilidad de emplear la diferencia termográfica tisular en mama con respecto a su estimado en la mama contralateral de la misma paciente como técnica de detección de CaMa. Nuestra propuesta está basada en el hecho de que la probabilidad de que el CaMa se manifieste de manera simétrica (simultáneamente) en ambas mamas es muy baja, si bien en nuestra revisión no se encontraron reportes en la literatura de tal incidencia, en la experiencia del personal médico del campo clínico donde se realizó el presente estudio se estima una incidencia de aproximadamente el 2% de los casos que corresponden al cáncer de tipo lobulillar, el cual representa aproximadamente del 5 al 10% de todos los casos de CaMa. Si bien, los métodos de procesamiento de imágenes juegan un papel importante en la obtención de datos cuantitativos [5-7], en el presente estudio no se propone una técnica de segmentación para efectos de comparación y extracción de características, puesto que nuestro planteamiento consiste en delimitar toda la superficie tisular de mama como región de interés y su comparación con igual superficie tisular contralateral, de ésta manera se evita la necesidad de algoritmos de resolución volumétrica para demarcar la ubicación de un posible tumor, los cuales por su nivel de especialización los convierte eventualmente en técnicas operador-dependiente. Así; nuestra propuesta de observar las diferencias de temperatura en una mama con respecto a su contralateral (normalización en espejo) busca neutralizar de una manera simple el efecto de factores asociados al volumen tisular, edad e IMC, así como la angiogénesis y vascularización dependientes del ciclo menstrual, de tal forma que emerjan de manera natural aquellas diferencias de temperatura asociadas a malignidad en alguna de las mamas.

MATERIAL Y MÉTODOS

Diseño experimental

El estudio fue de tipo observacional, analítico y transversal. El diseño consistió en el muestreo de 110 pacientes mujeres voluntarias entre 40 y 60 años de edad. Las pacientes fueron segmentadas en dos grupos experimentales. Grupo sanas (n=90) se conformó de pacientes voluntarias con hallazgos mamográficos benignos mientras que el Grupo CaMa (n=20) incluyó hallazgos clasificados como malignos (CaMa). El diagnóstico mamográfico se apoyó en estudios de exploración pareada por mastografía (Clasificación BIRADS “Breast Imaging-Reporting and Data System”) y confirmación de malignidad por histopatología. El estudio fue realizado en la Sección de Radiología e Imágen (area mastografía) del Hospital Militar de Especialidades de la Mujer y Neonatología (HMEMyN) - México, bajo la supervisión médica del jefe de dicha sección. Las voluntarias participantes en el estudio fueron pacientes que asisten a tamizaje programado al HMEMyN. La temperatura corporal, edad, peso, talla y estimación del IMC fueron registradas. Dada la naturaleza continua de las variables evaluadas, un análisis previo de los datos obtenidos permitió confirmar normalidad y homogeneidad de varianzas a través de las pruebas Kolmogorov-Smirnov y F-Levene respectivamente; por lo que se justificó el empleo de una prueba paramétrica de comparación de valores promedio (t-student para muestras independientes) para comparar los valores promedio de la edad, temperatura corporal e IMC entre ambos grupos experimentales. Los análisis estadísticos se realizaron con el paquete estadístico SPSS Statistics versión 17.0 y el nivel de significancia estadística considerado fue $p < 0.05$.

Todas las voluntarias fueron gentilmente informadas y otorgaron su consentimiento para participar en el estudio. El protocolo experimental fue previamente aprobado por el Comité de Investigación y Bioética Institucional.

Termografía

Las imágenes termográficas del tejido de mama de las pacientes participantes fueron adquiridas con una cámara infrarroja marca: FLUKE® modelo Ti10, de 76,800 píxeles que opera en la banda espectral infrarroja de 7.5 a 14 μm con una sensibilidad térmica (*Noise Equivalent Temperature Difference - NETD*) ≤ 0.045 °C. Las imágenes se tomaron a una misma hora del día en un ambiente de temperatura y humedad relativa de 23°C y 40% respectivamente, tales parámetros fueron controlados sólo para efectos de operar el equipo de termografía bajo las mismas condiciones, así como minimizar un comportamiento dinámico de la respuesta del tejido a variaciones de temperatura ambiental y tener una condición basal estable. Las imágenes termográficas fueron tomadas a una distancia de 1m de la paciente con una superficie isotérmica de fondo. Se tomaron termografías de ambas mamas frontal y lateralmente. El criterio empleado para determinar la región tisular sobre la que se estimó el parámetro TTD fue un área constante para ambas mamas, dicha área fue adaptada según el tamaño de mama de cada paciente. La figura 1 muestra el concepto de obtención de imágenes termográficas en glándula mamaria. Se recopilaron los dictámenes radiológicos e histopatológicos de cada paciente. Se analizaron las imágenes con el software SmartView versión 2.1.0.10., delimitándose la región tisular específica del tejido de mama a partir de una superposición de la imagen visible con la infrarroja a un coeficiente de emisividad de 0.95 y se estimó para cada una la temperatura máxima frontal, promedio frontal, máxima lateral y promedio lateral.



Figura 1. Concepto de medición termográfica en glándula mamaria. Se muestra la imagen termográfica de mamas de una paciente voluntaria obtenida con cámara termográfica Fluke Ti10.

Termografía Tisular Diferenciada (TTD) y Análisis

Con las temperaturas obtenidas en la región tisular de mama a partir de imágenes termográficas, se calculó la temperatura promedio tisular en cada mama y se realizó una normalización a través de la diferencia en relación a la mama contralateral de la misma paciente, el mesurado estimado le denominamos “*Termografía Tisular Diferenciada*” (TTD) en espejo, tal mesurado se representa en la siguiente expresión:

$$[TTD]^{\circ\text{C}} = \text{abs}[^{\circ\text{T}}_{\text{prom mama Der}} - ^{\circ\text{T}}_{\text{prom mama Izq}}]^{\circ\text{C}} \quad (1)$$

Con los valores TTD obtenidos y tomando como referencia el diagnóstico histopatológico se realizó un análisis de sensibilidad y especificidad a partir de la estimación de curvas ROC para pruebas diagnósticas, el resultado fue comparado con los valores arrojados por el diagnóstico radiológico (TTD vs BIRADS).

RESULTADOS

La tabla I muestra los valores promedio y desviación estándar de la edad, IMC y temperatura corporal correspondientes a los grupos experimentales.

Tabla I. Comparación de valores promedio de la Edad, IMC y Temperatura corporal de ambos grupos experimentales.

	Sanas (n=90)	CaMa (n=20)	<i>t</i>	<i>p</i>
	Promedio ± Desv. Est.			
Edad (años)	50.16 ± 10.37	50.84 ± 15.82	-0.26	0.78
IMC (kg/m ²)	28.01 ± 5.08	26.81 ± 6.88	1.00	0.31
Temperatura Corporal (°C)	35.50 ± 3.42	35.90 ± 0.51	-0.57	0.56

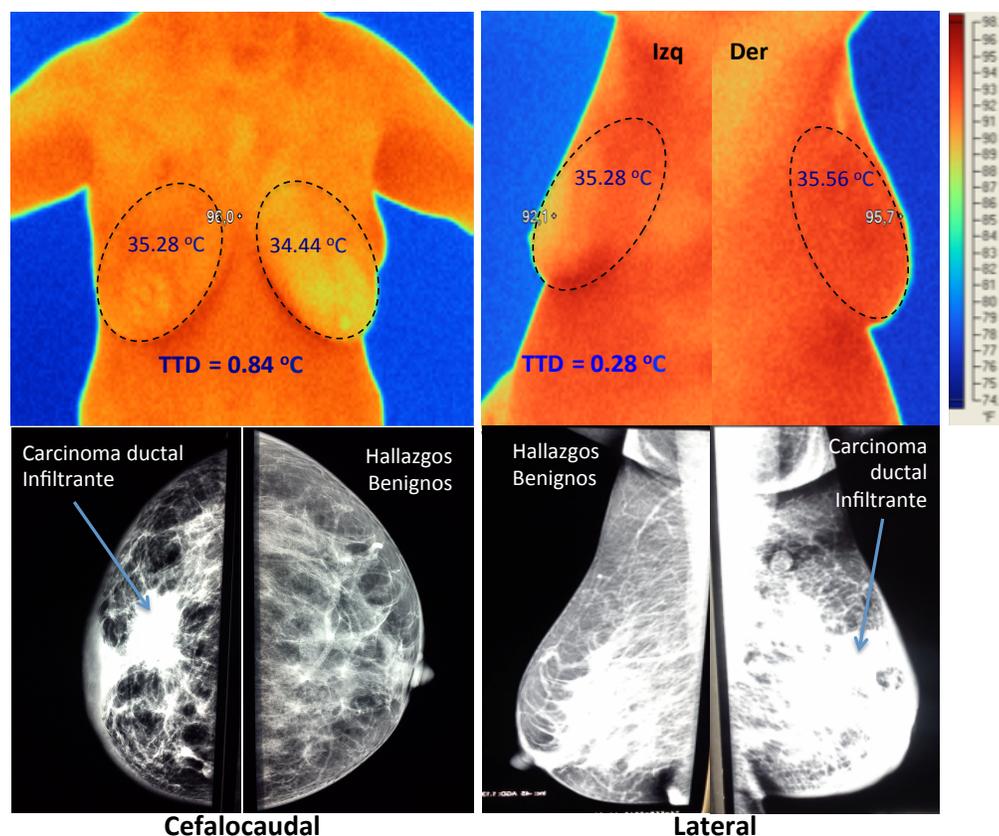


Figura 2. Caso representativo de paciente con CaMa. Contraste entre imágenes termográficas de ambas mamas en proyección frontal y lateral con sus correspondientes hallazgos mastográficos (proyección cefalocaudal y lateral). Diagnóstico radiológico: BIRADS 5. Reporte histopatológico: carcinoma ductal infiltrante.

La prueba estadística *t*-student para muestras independientes no mostró diferencias estadísticamente significativas para tales variables ($p > 0.05$).

La figura 1 muestra el concepto de medición termográfica en glándula mamaria. Se muestra una imagen termográfica obtenida con la cámara Fluke Ti10 de ambas mamas en una paciente voluntaria.

La figura 2 muestra un caso representativo de una paciente con CaMa en mama derecha. En la imagen se contrastan las termografías de ambas mamas con sus correspondientes hallazgos mastográficos en sus vistas cefalocaudal y lateral. Las figuras muestran una región con mayor temperatura tisular y una masa asociada a malignidad.

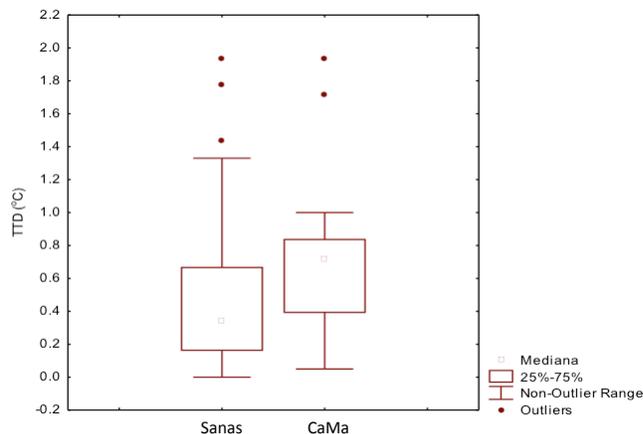


Figura 3. Valores percentiles de Temperatura Tisular Diferenciada (TTD) en espejo respecto a mamas contralaterales en pacientes sanas (neoplasias benignas) y con CaMa. Una prueba *t*-student de valores promedio para muestras independientes no arrojó diferencias estadísticamente significativas ($p > 0.05$) entre ambos grupos experimentales.

La figura 3 muestra los valores percentiles de TTD en espejo respecto a mamas contralaterales. Una prueba *t*-student para valores promedios de muestras independientes no arrojó diferencias estadísticamente significativas ($p > 0.05$).

La figura 4 muestra la comparación de las curvas ROC para las variables TTD y BIRADS. Las áreas bajo las curvas ROC correspondieron a 0.56 y 0.95 para TTD y BIRADS respectivamente. Los puntos de corte de interés se centran en valores TTD $\geq 0.30^{\circ}\text{C}$ para estimados de sensibilidad y especificidad del 70% y 54% respectivamente. El dictamen radiológico de las mastografías (clasificación BIRADS) en el punto de corte BIRADS ≥ 4 arroja una sensibilidad del 70% y una especificidad del 96%.

DISCUSIÓN

En este estudio la edad, el IMC y la temperatura corporal promedio observados en las participantes no mostraron diferencias estadísticamente significativas entre ambos

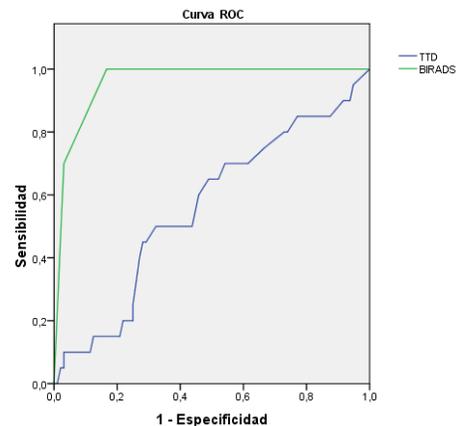


Figura 4. Curvas ROC para las variables TTD y BIRADS. Los puntos de corte de interés se centran en valores TTD $\geq 0.30^{\circ}\text{C}$ donde se observa una sensibilidad del 70% y especificidad del 54%. El dictamen radiológico de las mastografías (clasificación BIRADS) en el punto de corte BIRADS ≥ 4 arroja una sensibilidad del 70% y una especificidad del 96%.

grupos experimentales por lo que son comparables entre ellos. De acuerdo con la figura 3, la temperatura en la región tisular de glándulas mamarias con cáncer se encuentran ligeramente aumentadas, tal observación es plenamente esperada debido a los efectos de una actividad metabólica aumentada, hipervascularización y procesos inflamatorios locales implícitos en una condición de cáncer [6], [7], sin embargo, debe considerarse que la proyección superficial de los cambios de temperatura puede no ser significativa cuando se trata de tumores pequeños, por lo tanto, lesiones prominentes o metastásicas son las que se espera que contribuyan a que se registren variaciones significativas en la piel. Si bien la figura 3 muestra una tendencia a diferenciar entre las condiciones de benignidad con respecto a malignidad a través del mesurado TTD, tales diferencias en su conjunto no presentan significancia estadística, por lo que en principio es difícil establecer un umbral TTD que pudiese de manera natural discriminar malignidad, en este sentido; un análisis de sensibilidad y

especificidad del valor TTD con respecto al diagnóstico histopatológico a partir de curvas ROC facilita la identificación de un punto de corte que permiten balancear la sensibilidad respecto a la especificidad que puede proporcionar utilidad al estimador TTD, particularmente para valores $TTD \geq 0.30^\circ\text{C}$ se observa una sensibilidad y especificidad del 70% y 54% respectivamente. En contraste; de acuerdo con el estudio desarrollado por Wang y colaboradores en 2010 [9], en el cual determinaron el rendimiento de las termografías en mama utilizando un modelo interpretativo derivado de un sistema de puntuación que demandaba la participación de radiólogos para análisis e interpretación de imágenes termográficas, así como un modelo multivariado ajustado por edad, como resultado obtuvieron una sensibilidad del 74.4% y una especificidad de 76.6%, por lo que en términos de sensibilidad el mesurado TTD es perfectamente comparable con los resultados de Wang, con la ventaja de que no demanda recursos con alto grado de especialización, así; bajo la óptica de que en el tamizaje de CaMa resulta relevante detectar oportunamente verdaderos positivos, el balance sensibilidad-especificidad del mesurado TTD parece resultar moderadamente útil para el punto de corte ($TTD \geq 0.30^\circ\text{C}$), pues arroja un nivel de sensibilidad comparable al arrojado por el diagnóstico radiológico BIRADS (sensibilidad aproximada del 70% para $BIRADS \geq 4$) sin embargo la especificidad del diagnóstico BIRADS resulta considerablemente superior (especificidad aproximada del 96% para $BIRADS \geq 4$).

Por otra parte, el área estimada bajo la curva ROC para el mesurado TTD se encuentra alrededor de un valor de 0.56, por lo que se encuentra dentro de los rangos considerados para clasificarla como una prueba diagnóstica regular. Los datos se muestran alrededor de la línea transversal por lo que existe el potencial riesgo de

una estimación con sesgo aleatorio, en comparación con un área bajo la curva con un valor de aproximadamente 0.95 que arrojó la curva ROC para el diagnóstico radiológico BIRADS, la cual la ubica en el criterio de prueba diagnóstica muy buena. Así; fue evidente que con los datos obtenidos en este estudio, el mesurado TTD representa una prueba diagnóstica en posibilidades de competir con el diagnóstico radiológico BIRADS sólo en criterios de sensibilidad y no así en cuanto a especificidad, sin embargo; el presente estudio no fue diseñado para probar tal competencia, sino para evaluar el mesurado TTD extraído a través de termografía tisular en mama como una técnica potencial que permita asistir la detección de CaMa. En principio estimamos que la termografía tisular bajo la óptica de extracción del mesurado TTD podría representar una técnica relativamente sencilla y que no demandaría de un alto grado de especialización para ayudar en el tamizaje oportuno de CaMa, principalmente en sitios de atención de la salud del primer nivel en el que no existe personal médico especialista y las mujeres tienen un difícil acceso a los sistemas de imagenología moderna, más aún; dado el limitado valor del mesurado TTD como prueba diagnóstica observado en éste estudio (área bajo la curva ROC de 0.56), hemos considerado que una forma de mejorar la sensibilidad y especificidad de la prueba sería mediante su empleo como técnica susceptible de asistir e incrementar las potencialidades de recientes tecnologías emergentes orientadas a la detección oportuna de CaMa a través de criterios de portabilidad, economía, no invasividad y mínimo nivel de especialización, tales como la Espectroscopía de Inducción Magnética que ha sido propuesta por nuestro grupo como potencial herramienta de escrutinio para la detección oportuna de CaMa [18].

CONCLUSIÓN

La Termografía Tisular Diferenciada en mama presenta una sensibilidad comparable a la arrojada por el diagnóstico radiológico BIRADS más no compatible en términos de especificidad. Bajo criterios de detección de verdaderos positivos, la TTD en mama podría representar una técnica con potencial para asistir la detección oportuna de CaMa, sin embargo; es necesario especificar que la propuesta evaluada en éste estudio fue diseñada teniendo en mente su potencial empleo como técnica de pre-detección que pudiera asistir el diagnóstico, mas no así para arrojar ni competir con una clasificación BIRADS ó bien proporcionar resolución volumétrica que permitiese demarcar la ubicación específica de un tumor. Se requieren estudios complementarios que permitan incrementar el número de observaciones y confirmar los hallazgos.

RECONOCIMIENTOS

Trabajo financiado a través del “Programa A022 Investigación y Desarrollo Militar en Coordinación con Universidades Públicas, Instituciones Públicas de Educación Superior y/o demás Centros Públicos de Investigación - 2014” dependiente de la SE.DE.NA. - México, y está basado en el material que sustenta la patente otorgada “González CA, SEDENA- EMGS. *Sistema Inductor-Sensor para Detección de Cáncer en Glándula Mamaria a través de Campos Magnéticos* (I.M.P.I. exp: MX/E/2011/048326), otorgada en Julio 2014”.

REFERENCIAS

1. Organización Mundial de la Salud. Cáncer. Nota descriptiva No.297. Febrero, 2013. Última visita el 12 de septiembre del 2014: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs297/es/>
2. Organización Mundial de la Salud. Octubre, mes de concientización sobre el Cáncer. Última visita el 12 de septiembre del 2014: http://www.who.int/cancer/events/breast_cancer_month/en/index.html
3. Instituto Nacional de Estadística y Geografía. Principales causas de defunciones en mujeres en el 2011. Última visita el 12 de septiembre del 2014: <http://www3.inegi.org.mx/Sistemas/temasV2/Default.aspx?s=est&c=17484>
4. A. Mohar, E. Bargalló, T. Ramírez, F. Lara, F. Beltrán-Ortega, “Recursos disponibles para el tratamiento del cáncer de mama en México,” *Salud pública de México*, vol. 51, no. 2, pp. 263-269, 2009.
5. B ES. Alférez, *Detección de carcinoma de glándula mamaria fusionando variables clínicas y termográficas* [Tesis]. Colombia: Universidad Industrial de Santander. Escuela de ingenierías eléctrica, electrónica y de telecomunicaciones; 2010.
6. E.Y.K. Ng, Y. Chen, L.N. Ung, “Computerized breast thermography: study of image segmentation and temperature cyclic variations,” *Journal of Medical Engineering & Technology*, vol. 25, no. 1, pp. 12-16, 2001.
7. M.D. Nimmi-Arora, B.S. Martins, B.S. Ruggerio, “Effectiveness of a noninvasive digital infrared thermal imaging system in the detection of breast cancer,” *The American Journal of Surgery*, vol.196, pp. 523-526, 2008.
8. E.Y.K. Ng, E.C. Kee, “Advanced integrated technique in breast cancer thermography,” *Journal of Medical Engineering & Technology*, vol. 32, no. 2, pp. 103-114, 2008.
9. J. Wang, C. King-Jen, C. Chin-Yu, C. Kuo-Liong, T. Yuh-Show, W.

- Yunh-Ming, *et al.*, "Evaluation of the duagnostic performace of infrared imaging of the breast: a preliminary study," *BioMedical Engineering Online*, vol. 9, no. 3, pp. 1-10, 2010.
10. M. Moskowitz, J. Milbrath, P. Gartside, A. Zermeno, D. Mandel, "Lack of Efficacy of Thermography as a Screening Tool for Minimal and Stage I Breast Cancer," *N. Engl. J. Med.*, vol. 295, pp. 249-252, 1976.
 11. N. Arora, D. Martins, D. Ruggerio, E. Tousimis, A.J. Swistel, M.P. Osborne, *et al.*, "Effectiveness of a noninvasive digital infrared thermal imaging system in the detection of breast cancer," *The American Journal of Surgery*, vol. 196, no. 4, pp. 523-526, 2008.
 12. T.D. Vreugdenburg, C.D. Willis, L. Mundy, J.E. Hiller, "A systematic review of elastography, electrical impedance scanning, and digital infrared thermography for breast cancer screening and diagnosis," *Breast Cancer Research and Treatment*, vol. 137, no. 3, pp. 665-676, 2013.
 13. M. Gautherie, "Thermopathology of breast cancer: measurement and analysis of in vivo temperature and blood flow," *Annals of the New York Academy of Sciences*, vol. 335, pp. 383-415, 1980.
 14. A. Ruíz-Aviles, X. Romo-Cordero, G.A. Guillen-Hernández, O. Reyes-Alducin, P.D. Flores-Rangel, M.A. Kumul-Baak, *et al.*, "Termografía y volumen tisular dependientes del ciclo menstrual en mediciones de espectroscopia de inducción magnética en glándula mamaria," *Rev. Snd. Mil.*, vol. 67, no. 2, pp. 46-51, 2013.
 15. A. Aguilar-Montiel, A.C. Pardo-Pastor, Y.I. Rosas García, R.D. Saldaña-Salinas, N.L. Román-Estrada, J.G. Silva-Escobedo, *et al.*, "Edad e IMC como Potenciales Factores Confusores en Mediciones de Espectroscopía de Inducción Magnética para Detectar Cáncer de Mama," *Memorias del XXXVI Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica*, Aguascalientes, Ags, México 23-26 de Octubre del 2013. pp 159-162.
 16. G.A. Guillen-Hernández, A. Ruíz-Aviles, L.M. Lozano-Trenado, J.G. Silva-Escobedo, S.M. Polo-Soto y C.A. González-Díaz, "Influencia de Factores asociados a Termografía Tisular dependientes del Ciclo Menstrual en Mediciones de Espectroscopía de Inducción Magnética en Glándula Mamaria Sana," *Memorias del XXXV Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica*, San Luis Potosí, México 4-6 de Octubre del 2012. pp. 25-28.
 17. M.O. Reyes-Alducin, X. Romo-Cordero, P.D. Flores-Rangel, L.M. Losano-Trenado, J.G. Silva-Escobedo, S.M. Polo-Soto y C.A. González-Díaz, "Influencia de Factores asociados al Volumen de Mama dependientes del Ciclo Menstrual en Mediciones de Espectroscopía de Inducción Magnética," *Memorias del XXXV Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica*, San Luis Potosí, México 4-6 de Octubre del 2012. pp 29-32.
 18. C.A. González, L.M. Lozano, M.C. Uscanga, J.G. Silva and S.M. Polo, "Theoretical and Experimental Estimations of Volumetric Inductive Phase Shift in Breast Cancer Tissue," *Journal of Physics: Conference Series*, vol. 434, 012004, 2013.