

## Caso clínico: Modificación en la actividad electromiográfica y de movimiento asociados a la mastectomía radical modificada

G. E. Millán-Guadarrama<sup>1</sup>, R.I. Monroy-Osornio<sup>1</sup>, F.X. Ramirez-Iturbe<sup>1\*</sup>, C.I. Ledesma-Ramírez<sup>2</sup>, A.C. Pliego-Carrillo<sup>3</sup>, J.J. Reyes-Lagos<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Licenciatura en Bioingeniería Médica, Facultad de Medicina, Universidad Autónoma del Estado de México (UAEMéx)

\*xiime1231@gmail.com

**Resumen**— La mastectomía radical modificada (MRM) es una técnica quirúrgica que coadyuva al tratamiento del cáncer de mama con posibles secuelas neuromusculares como dolor, sensibilidad, reducción de movimiento y entumecimiento del brazo. En este estudio de caso exploratorio se analizaron señales electromiográficas de superficie y rangos de movimiento de una paciente tratada con MRM a causa de cáncer de mama y una paciente de referencia con características similares de edad, peso, etnicidad, entre otros. Con la finalidad de explorar variaciones entre las pacientes, diversos parámetros lineales del electromiograma fueron calculados. Nuestros resultados indican que la paciente tratada con MRM presentó limitación de movimiento y un patrón distinto de actividad electromiográfica en comparación a la paciente de referencia.

**Palabras clave**— Cáncer de mama, electromiografía, mastectomía radical modificada.

### I. INTRODUCCIÓN

En los últimos años el cáncer de mama se ha convertido en la neoplasia más frecuente a nivel mundial y la primera entre las mujeres, representando el 16% de todos los cánceres femeninos [1]. Estudios realizados sobre mastectomía radical modificada (MRM) como tratamiento contra el cáncer de mama han mostrado que la técnica quirúrgica puede desencadenar efectos secundarios como dolor, sensibilidad, movimiento limitado del brazo o del hombro, entumecimiento en el pecho o el brazo y síndrome doloroso post-mastectomía (PMPS) [2].

La presencia de secuelas suele asociarse a que en este procedimiento se extirpa el tejido mamario, complejo areola-pezón, la grasa axilar de los niveles I y II de Berg, los linfonodos de la axila y la fascia del pectoral mayor [3]-[4]. La inclusión de otros factores como variables demográficas, edad, y el lado afectado pudieran disminuir o aumentar la aparición de complicaciones, sin embargo, no se ha comprobado una relación entre las mismas [5].

Por otra parte, la electromiografía de superficie (EMGS) permite medir el potencial eléctrico presente en la superficie de la piel como consecuencia de la contracción muscular [6]. Es considerada como una herramienta fundamental, no invasiva, accesible y económica de la que pueden calcularse parámetros lineales que faciliten su análisis, debido a su

utilidad para distinguir entre grupos sanos y patológicos. Estudios han encontrado que el EMGS es capaz de diferenciar entre un grupo de personas sanas y pacientes con epicondilitis lateral, además se encontró que el músculo que más contribuye a hacer el ejercicio solicitado difirió en ambos grupos [7]. Así mismo, se obtuvo una precisión de clasificación de 96.1% y 86.2% para sujetos sanos e individuos con patología de rodilla respectivamente [8].

Con este marco de referencia, el propósito de este estudio consistió en contrastar los rangos de movimiento del miembro superior y parámetros lineales de la actividad electromiográfica de superficie del pectoral mayor y deltoides durante flexión, extensión, abducción y aducción, entre una paciente sometida a MRM y una paciente de referencia.

### II. METODOLOGÍA

#### A. Participantes del estudio

Para el estudio se contó con la participación de una mujer de 55 años de edad, estatura de 1.59 m, peso de 67 kg y un Índice de Masa Corporal (IMC) de  $27 \frac{\text{kg}}{\text{m}^2}$ . La paciente de interés (PDI) fue sometida a MRM del lado derecho como tratamiento de cáncer de mama, cirugía realizada hace siete años, manifiesta haber realizado movimientos para rehabilitación durante medio año, sin embargo, también muestra reducción del movimiento y debilidad muscular.

En contraste, se contó con un paciente femenino de 62 años de edad, estatura de 1.56 m, peso de 59 kg y un IMC de  $24 \frac{\text{kg}}{\text{m}^2}$ , considerada como la paciente de referencia (PR).

Ambas participantes asistieron a las instalaciones de la Facultad de Medicina de la Universidad Autónoma del Estado de México (UAEMéx), Toluca, Estado de México, donde se les dio a conocer el procedimiento mediante el consentimiento informado para después realizar la adquisición de las señales fisiológicas y medición de rangos de movimiento.

#### B. Adquisición de las señales de electromiografía de superficie (EMGS) y rangos de movimiento

Las señales de EMGS se adquirieron con el sistema BIOPAC MP150® y el módulo amplificador EMG100C® (Biopac Systems Inc, Santa Barbara, CA, EUA) seleccionando como frecuencia de muestreo 6250 Hz [9].

Se utilizaron dos derivaciones bipolares. La primera para registrar la actividad mioeléctrica del pectoral mayor-fibra esternocostal entre la 3° y 4° costilla (en aducción y flexión) y la segunda para el deltoides (porción anterior para flexión, porción posterior para extensión y porción media para abducción). En esta configuración los electrodos se colocaron entre dos puntos motores de los músculos antes mencionados y el electrodo de referencia en la parte anterior del antebrazo, proximal a la muñeca derecha.

Se realizaron dos adquisiciones de las ocho maniobras, siendo estas: abducción, aducción, flexión y extensión con carga de 3 kg y sin ella, cada una se registró en posición erguida por 10 segundos, y se midieron los rangos de movimiento de cada acción con un goniómetro estándar.

### C. Procesamiento de las señales de EMGS

Después de la adquisición, se realizó el procesamiento de las señales EMGS de las maniobras mediante el software Matlab® (The MathWorks, Inc. Natick, Massachusetts, EUA). Previo al procesamiento, las señales fueron normalizadas en un rango de 0 a 1 encontrando el pico máximo de contracción [10].

Posteriormente se calculó el área bajo la curva (AUC, *Area Under the Curve*), transformada rápida de Fourier (FFT, *Fast Fourier Transform*) y se ejecutó análisis de energía (AE).

Se obtuvo la envolvente de las señales normalizadas usando la transformada de Hilbert, encontrando el valor absoluto de cada muestra y de esta forma se calculó el AUC con el método del trapecio para comparar la fuerza de las diferentes maniobras en ambas participantes [11].

Además, se realizó un AE de las señales (ver ecuación 1), para obtener información de la distribución de energía, que está asociado con la actividad de las fibras musculares [12].

$$E = \sum_{k=1}^n \binom{n}{k} |x(k)|^2 \quad (1)$$

Finalmente, a partir del espectro de frecuencias de las señales de EMGS, se calculó la frecuencia media (FM, ver ecuación 2), vinculada con la fatiga muscular [13]-[14].

$$\bar{X} = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N |x_k| \quad (2)$$

### III. RESULTADOS

En la tabla 1 se reportan los rangos de movimiento de hombro del PR y PDI, obtenidos a partir de goniometría estándar para las diferentes maniobras. Se observa en todas las maniobras que la PR cuenta con un rango de movilidad

normal del hombro [15] mientras que en la PDI los rangos alcanzados se ven limitados.

TABLA 1. PROMEDIO DE LOS RANGOS DE MOVIMIENTO DE AMBOS PACIENTES

Movimientos	PR		PDI	
	Sin carga	Con carga	Sin carga	Con carga
Abducción	180°	180°	140°	80.5°
Aducción	28°	44°	24°	20°
Extensión	55°	42.5°	48°	29°
Flexión	178°	171.5°	140.5°	62°

En la Fig. 1 se encuentran los datos obtenidos en AE, AUC y FM de la PR en comparación con el PDI.

Se puede observar en las Fig. 1 a) y 1 b) que el AE en el pectoral mayor del PDI se redujo un 52.47% (considerando un promedio de movimientos con y sin carga), mientras que en el deltoides aumentó un 165.08%, debido a la cantidad de energía que debe emplear este músculo para compensar los movimientos que le corresponden al pectoral mayor [16].

Las Fig. 1 c) y 1 d) contienen datos sobre AUC, mostrando que en el pectoral mayor del PDI se tuvo una reducción de 28.71%, en el caso del deltoides disminuyó un 17.61% (promedio de movimientos con y sin carga), indicando disminución de la fuerza de contracción muscular [17].

Finalmente, en las fig. 1 e) y 1 f) se observan los datos obtenidos sobre FM en todas las maniobras, mostrando que en el pectoral mayor del PR predominan las frecuencias altas, en comparación con el PDI, sin embargo, en el caso del deltoides ocurre lo contrario, el PDI registró frecuencias más altas que el PR casi en todos los movimientos, donde las frecuencias bajas se atribuyen a condiciones de fatiga muscular influenciadas por el reclutamiento de las fibras musculares de contracción rápida y la sincronización de unidades motoras en el músculo [18].

### IV. DISCUSIÓN

Este estudio de caso permitió explorar las variaciones entre la actividad electromiográfica de superficie y de movimiento de una paciente tratada con MRM a causa de cáncer de mama y una paciente de referencia.

Los datos cuantitativos de los métodos de procesamiento de AE, AUC, FM y los rangos de movimiento parecen estar asociados con la fuerza de contracción muscular, ya que proveen información de la distribución de energía en los dominios del tiempo y la frecuencia de una señal, muestran las frecuencias con las que actúan las diferentes unidades motoras que están activas durante la acción que se analiza, y se logra una descripción más completa del fenómeno físico [11], demostrando que el paciente con MRM tiene un rango de movilidad anormal y que se encuentra limitado en fuerza.

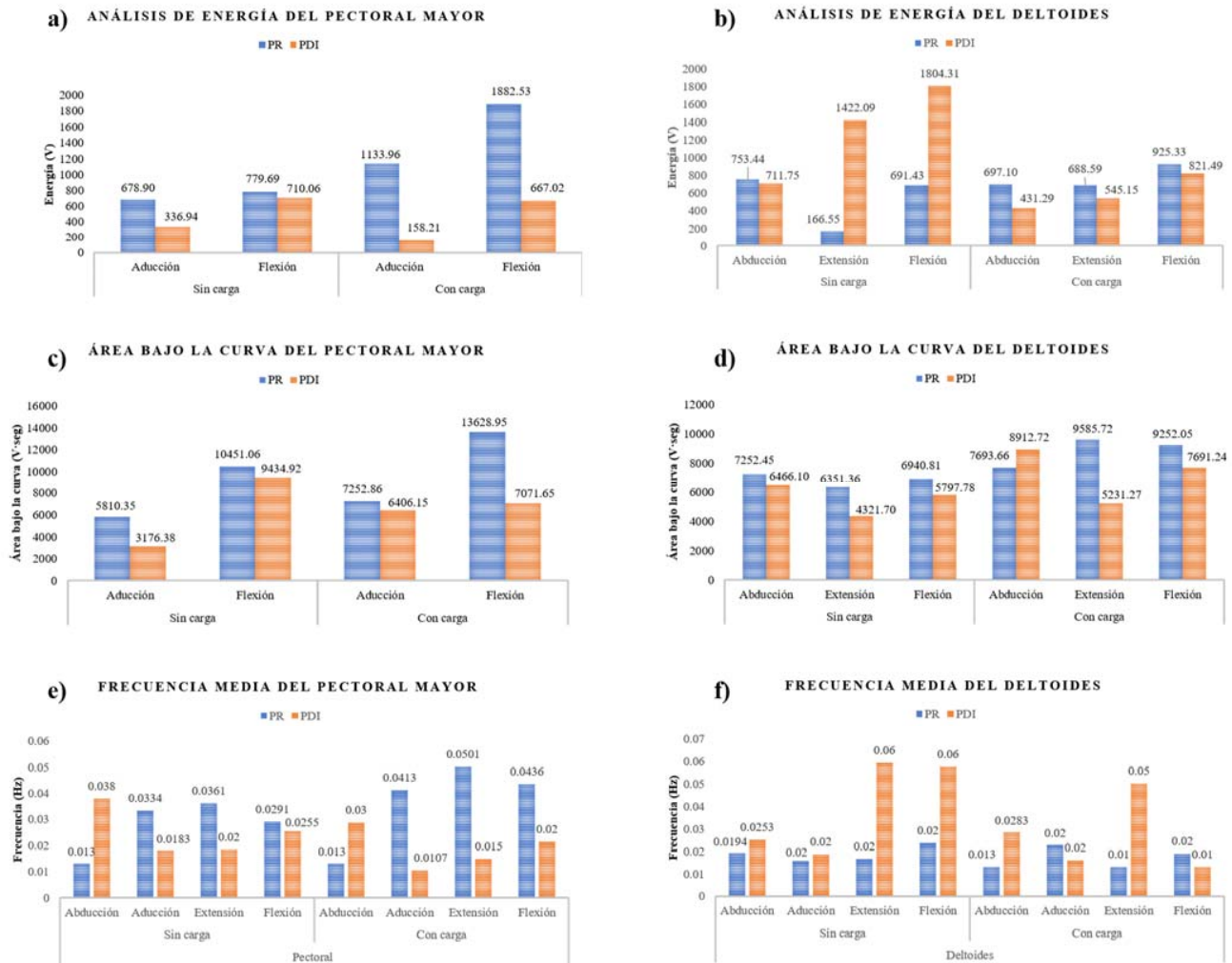


Fig. 1 Gráficas de AE, AUC y FM del pectoral mayor y deltoides de ambos pacientes bajo las diferentes maniobras. a) Gráfica de comparación de AE en el pectoral mayor de ambos participantes durante aducción y flexión con carga y sin carga. b) Gráfica de comparación de AE en el deltoides de ambos participantes durante abducción, extensión y flexión con carga y sin carga. c) Gráfica de comparación de AUC en el pectoral mayor de ambos participantes durante aducción y flexión con carga y sin carga. d) Gráfica de comparación de AUC en el deltoides de ambos participantes durante abducción, extensión y flexión con carga y sin carga. e) Gráfica de comparación de FM en el pectoral mayor de ambos participantes durante todas las maniobras. f) Gráfica de comparación de FM en el deltoides de ambos participantes durante todas las maniobras.

El AE mostró que el deltoides de la PDI en contraste con la PR activó una cantidad mayor de fibras musculares [12]. Autores afirman que después del tratamiento de una enfermedad o lesión se origina una secuela, es decir, una limitación de la cinesiología normal de nuestro aparato locomotor, como puede observarse en los rangos de movimiento reducidos de la PDI, ocasionando que los músculos destinados a acciones motoras suplan con su esfuerzo el fallo de los músculos adyacentes [16], tal es el caso del deltoides que compensó la actividad del pectoral mayor al actuar de una manera superior a la normal.

Los valores de AUC mostraron que ante la presencia de peso este parámetro aumentaba y sin él se veía disminuida. Dicho de otra manera, entre mayor número de PAUM (potenciales de acción de unidad motora), mayor será el número de fibras musculares que se contraigan y por ende mayor es la fuerza que el musculo debe generar para soportar el peso [17].

El análisis en frecuencia demostró que la FM tiende a valores bajos en situaciones de fatiga ya que se manifiesta como una reducción en la capacidad de mantener un determinado nivel de fuerza en una contracción [19]. Este fenómeno se observa en el pectoral mayor del PDI, por tal

motivo el deltoides tiende a frecuencias mayores en extensión y flexión aunque esta relación de compensación no se muestra en todas las maniobras.

De acuerdo con la literatura, este es uno de los primeros informes que se centra en la exploración de los efectos de la MRM sobre la actividad mioeléctrica en abducción, aducción, extensión y flexión de hombro. Se planea ampliar la población de estudio y complementar la investigación con electroneurografía y otras técnicas de procesamiento para relacionar las con posibles alteraciones nerviosas provocadas por la cirugía.

## V. CONCLUSIÓN

Es posible apreciar que el movimiento y fuerza muscular pudieron ser cuantificados mediante las técnicas empleadas, demostrando una relación entre limitación de movimiento, reducción de fuerza muscular y la técnica quirúrgica, debido a que los datos del PDI resultaron menores respecto al PR.

Adicionalmente, estos datos podrían ser relevantes en el área de rehabilitación con la finalidad de establecer terapias más efectivas que ayuden al paciente a recuperar la mayor funcionalidad posible del área afectada y de esta manera, pueda realizar actividades sin restricciones.

## BIBLIOGRAFÍA

- [1] Revelles, L. (2015). *Actualización del tratamiento quirúrgico en cáncer de mama*. Hospital Universitario Virgen de las Nieves Granada, acceso noviembre 2017. [Online]. Disponible en: [http://www.hvn.es/servicios\\_asistenciales/ginecologia\\_y\\_obstetricia/ficheros/actividad\\_docente\\_e\\_investigadora/clases\\_residente/2015/clase2015\\_actualizacion\\_tto\\_quirurgico\\_cancer\\_mama.pdf](http://www.hvn.es/servicios_asistenciales/ginecologia_y_obstetricia/ficheros/actividad_docente_e_investigadora/clases_residente/2015/clase2015_actualizacion_tto_quirurgico_cancer_mama.pdf)
- [2] Paredes, A., "Actualidades en cáncer mamario. Presencia de México en la OCDE", *Acta médica grupo ángeles*, vol. 4, no. 2. pp. 139141, 2006.
- [3] Leín, A., Barriga, C., Bravo, M., Camacho, J., Camus, M., Hoffens, M., Pérez, J., Uribe, V., Vinés, E. & Waugh, E. (s. f.) *Cáncer de Mama Etapas I y II: Cirugía*, acceso noviembre 2017. [Online] Disponible en: <http://mastologia.cl/images/consenso03/9.pdf>
- [4] American Cancer Society. (2017). *Mastectomía*, acceso noviembre 2017. [Online]. Disponible en: <https://www.cancer.org/es/cancer/cancerdeseno/tratamiento/cirugia-del-cancer-de-seno/mastectomia.html>
- [5] Simón, B., *Limitación de la movilidad del hombro en mujeres sometidas a la cirugía de los ganglios y la mama y la radioterapia tras el cáncer de mama: Revisión bibliográfica*, "Rev Fisioter (Guadalupe)". pp. 24-35, 2014.
- [6] Juan, F., (2017) *Utilidad de la electromiografía de superficie en rehabilitación*, acceso julio 2018. [Online] Disponible en: [https://www.researchgate.net/publication/316588275\\_UTILIDAD\\_DE\\_LA\\_ELECTROMIOGRAFIA\\_DE\\_SUPERFICIE\\_EN\\_REHABILITACION](https://www.researchgate.net/publication/316588275_UTILIDAD_DE_LA_ELECTROMIOGRAFIA_DE_SUPERFICIE_EN_REHABILITACION)
- [7] M. Rojas & M. A. Mañanas, *Electromiografía de Superficie multicanal como Herramienta no Invasiva en la Rehabilitación Neuromuscular*, 4o Simp. CEA Bioingeniería 2012, pp. 73-79, 2002.
- [8] G. R. Naik et al., "An ICA-EBM-Based sEMG Classifier for Recognizing Lower Limb Movements in Individuals With and Without Knee Pathology," in *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 26, no. 3, pp. 675-686, March 2018.
- [9] Bronzino, J. *The Biomedical Engineering Handbook*. United States of America, ed. Taylor & Francis Group, 2006, pp. \*\*
- [10] M. Halaki and K. Gi, "Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize to?," *Comput. Intell. Electromyogr. Anal. - A Perspect. Curr. Appl. Futur. Challenges*, 2012.
- [11] Villarroya, M. (2005). *Electromiografía cinesiología*. "ELSEVIER", vol. 39, no. 6 pp. 255-264.
- [12] Zecca, M., Micera, S., Carroza, M. & Dario, P. *Control Of Multifunctional Prosthetic Hands By Processing The Electromyographic Signal*, "Critical Reviews™ in Biomedical Engineering", vol.30, pp.459-485, 2002.
- [13] Venugopal, G., Navaneethakrishna, M. & Ramakrishnan, S. (2014). *Extraction and analysis of multiple time window features associated with muscle fatigue conditions using sEMG signals*. *Expert Systems with Applications* 41(6), pp. 2652-2659.
- [14] Montoya, V., Muñoz, J., & Henao, O. (2015). *Detección de la fatiga muscular a través de un sensor wearable de bajo costo y análisis de amplitud y frecuencia de la señal EMG superficial*. *Actas de Ingeniería*, vol. 1, pp. 29-33, 2015.
- [15] AOS. (s. f.). *Rangos de movimiento articular según AOS (academia americana de cirujanos ortopédicos)*, acceso noviembre 2017. [Online]. Disponible en: <http://alegomez.comunidadcoomeva.com/blog/uploads/ResumenGoniometra.pdf>
- [16] Arias, J., Aller, M., Fernandez, E., Arias, I. & Lorente, L. *Propedéutica quirúrgica: Preoperatorio, operatorio y postoperatorio*. Madrid, Ed. Tebar S.L., 2004, pp. 687
- [17] Simón, B. *Limited shoulder mobility in patients undergoing surgery of the breast and lymph nodes and radiation therapy after breast cancer: A literature review*. *Revista de fisioterapia*, vol. 12, pp. 23-35, 2014.
- [18] Venugopal, G., Navaneethakrishna, M. & Ramakrishnan, S. (2014). *Extraction and analysis of multiple time window features associated with muscle fatigue conditions using sEMG signals*. *Expert Systems with Applications* 41(6), pp. 2652-2659.
- [19] Dimitrova, N. and Dimitrov, G. (2003) *Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies*. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. Vol. 13, No. 1, pp. 13-36.