

Caracterización de electrodos Ag/Ni secos para adquisición de potenciales eléctricos fetales a partir de mapeo puntual del ECG abdominal.

T. Guevara-Pintado¹, Arias-Ortega R¹, MJ Gaitán-González², R González-Camarena²

¹Departamento de Ingeniería Eléctrica, DCBI, Universidad Autónoma Metropolitana, Iztapalapa, México D.F., México

²Departamento de Ciencias de la Salud, DCBS, Universidad Autónoma Metropolitana, Iztapalapa, México D.F., México

Resumen

El mapeo exploratorio de potenciales eléctricos fetales sobre la superficie abdominal materna por medio de electrodos secos resulta de utilidad práctica para la vigilancia antenatal en mujeres embarazadas. El objetivo de este estudio fue describir el comportamiento de un sistema basado en electrodos de Ag/Ni sin gel electrolítico para determinar condiciones adecuadas de registro de potenciales eléctricos fetales con un sistema de mapeo móvil. Se registraron 196 ECG abdominales en 7 mujeres embarazadas voluntarias, tomando en cuenta posición fetal, distancia entre electrodos de 5 a 20 cm y ganancia de amplificación de 500 a 5000. La evaluación implicó mediciones de amplitudes pico-pico de complejos QRS maternos (A_m) y fetales (A_f), amplitudes de ruido de baja (R_1) y ruido de alta frecuencia (R_2), relación señal/interferencia (SRI) y relaciones señal/ruido de R_1 (RSR_1) y señal/ruido de R_2 (RSR_2). Independientemente de las ganancias, los resultados mostraron relaciones directas no lineales de la distancia entre electrodos con A_m , A_f , R_1 y R_2 , pero inversas con RSI, RSR_1 y RSR_2 ; de esta manera, los valores más altos de RSI, RSR_1 y RSR_2 fueron entre 5 y 10 cm. En conclusión, es posible realizar eficazmente el mapeo exploratorio antenatal del ECG fetal con electrodos de Ag/Ni sin gel electrolítico, empleando distancias entre 5 y 10 cm y ganancias entre 1000 y 2000.

Palabras clave—Monitoreo materno-fetal, distancia conveniente, electrodos.

I. INTRODUCCIÓN

Ya desde 1906 Cremer sugirió el empleo del ECG como una herramienta clínica de monitoreo electrónico (ME) materno-fetal, pero fueron Hon y Hess en 1957 [1] quienes realizan los primeros estudios, antes del trabajo de parto, en la superficie abdominal de la mujer embarazada (ECGa) con el fin de detectar con mayor claridad los potenciales eléctricos cardiacos maternos (ECGm) y los potenciales eléctricos cardiacos fetales (ECGf). Sin embargo, el empleo actual del ECGa se ha dado sólo bajo condiciones de evaluación perinatal en espacios altamente especializados y generalmente con fines de investigación, debido al problema, no totalmente resuelto, de las bajas relaciones Señal/Interferencia (RSI) y Señal-Ruido (RSR) del ECGf [2][3].

La finalidad de la práctica clínica obstétrica y perinatal es determinar las condiciones de bienestar de la madre y del feto, por lo que resulta conveniente tener una adecuada vigilancia sobre posibles factores de riesgo durante el proceso del embarazo [4][5]. En respuesta a la problemática de las complicaciones en los embarazos de alto riesgo, el monitoreo electrónico (ME) fetal se ha propuesto como una

herramienta importante capaz de disminuir la mortalidad neonatal e infantil [6].

Si bien el estándar de oro para vigilancia fetal es el ultrasonido, el ME fetal realizado por medio del electrocardiograma fetal (ECGf) posee ventajas al proporcionar mayor precisión en la medición del periodo cardiaco [7], e información sobre parámetros morfológicos de la señal de ECG como indicadores de diversas enfermedades que modifican los potenciales eléctricos cardiacos [2].

La tendencia actual indica que el monitoreo electrocardiográfico materno y fetal puede ser realizado de manera domiciliar y se han desarrollado plataformas comerciales para esto [7]. Dichos dispositivos utilizan electrodos desechables adheribles; sin embargo la morfología del ECG fetal es altamente variable debido a los movimientos corporales fetales, a las condiciones de propagación en los tejidos maternos y al arreglo espacial de los electrodos en la superficie materna.

El grupo de investigación de LIFH de UAMI ha venido desarrollando un monitor exploratorio del ECGa que, a través del desplazamiento de los electrodos sobre la superficie materna, permita identificar rápidamente la mejor orientación para detectar el ECG fetal. Debido a ello, surge la necesidad de evaluar electrodos que por contacto inmediato permitan realizar registros con la mejor relación RSI y RSR [8].

Los electrodos de Ag/AgCl son los que normalmente se utilizan en la práctica clínica, debido a su bajo costo y a que ofrecen una aceptable RSR. Sin embargo, la necesidad de fijarlos y de usar gel electrolítico los hace imprácticos con fines exploratorios para lograr la mejor señal de ECGf. Por otra parte, los electrodos secos no necesitan una interfaz electrolítica, además de que con el aislamiento y acondicionamiento correctos pueden presentar un desempeño similar a los electrodos convencionales, con la consecuente ventaja de ser más prácticos y rápidos al momento de la adquisición de los registros [8][9]. Aunque no se han utilizado en la adquisición del ECGf, nuestra hipótesis es que los electrodos de Ag/Ni permiten el registro exploratorio del ECGf, con desplazamiento continuo de los electrodos sobre la superficie materna, y sin necesidad de interfase electrolítica.

El objetivo principal de este trabajo fue realizar la caracterización de electrodos de Ni/Ag sin gel, buscando identificar el arreglo espacial entre electrodos que permita adquirir registros con una RSI y RSR alta para el caso fetal y, de esta manera, integrar los resultados al desarrollo de la plataforma portátil exploratoria.

II. METODOLOGÍA

Sujetos. En esta investigación, considerada de bajo riesgo, se reclutaron 7 mujeres embarazadas, estudiantes de la Universidad Autónoma Metropolitana, a quienes se les solicitó su participación voluntaria para registrar el ECGa, previa información sobre las características e intenciones del estudio, de acuerdo con la Declaración de Helsinki. Las mujeres que aceptaron participar fueron primigestas, con embarazos únicos y clínicamente de bajo riesgo perinatal.

La edad promedio de las voluntarias fue de $20 \pm \text{sd}$ años, con una promedio de estatura de $156 \pm \text{sd}$ cm, peso de $60.1 \pm \text{sd}$ Kg, y con un rango de edad gestacional entre las 20 a 30 semanas de gestación al momento del estudio.

Material. El registro de las señales de ECGa se realizó con el módulo electrocardiográfico ECG100C, la adquisición de datos con el sistema de conversión analógico/digital MP100 y el procesamiento digital con el sistema Acqknowledge, todos ellos marca BIOPAC System Inc., CA, USA.

Protocolo de estudio. Consistió en una sola cita entre las 11:00 y las 15:00 horas, permaneciendo la participante 5 minutos en reposo y de 15 a 20 minutos en posición semirecumbente para evitar compresión aortocaval. La superficie abdominal materna fue previamente limpiada por barrido suave con torundas de alcohol. Después se procedía a ubicar la posición del feto por maniobras clínicas de Leopold y se colocaron los electrodos de Ag/Ni, sin pasta electrolítica, para una derivación bipolar con distancia indeterminada entre los electrodos de 15 a 20 cm. El arreglo inicial de los electrodos se orientó sobre el eje longitudinal céfalo-caudal del feto. A partir de este arreglo inicial, el electrodo caudal se desplazó en abanico, hacia la izquierda y la derecha, para determinar los puntos en que podía observarse el ECGf (arreglo con ECGf visible) con mayor claridad. En caso de no observar complejos de ECGf en el arreglo inicial, y después de la búsqueda en abanico, ambos electrodos se desplazaron en sentido perpendicular al eje longitudinal para buscar la presencia de complejos ECGf en estos otros arreglos.

Cuando después de una búsqueda exhaustiva sobre la superficie abdominal no se pudieron observar complejos fetales, se procedió en la misma secuencia exploratoria pero colocando gel electrolítico a los electrodos.

Cuando si fue posible la localización en algunos de los arreglos con ECGf visibles, sobre el más notorio de ellos se varió la distancia lineal entre los electrodos de 5 a 10, 12, 14, 16, 18 y 20 cm, para localizar el arreglo óptimo. Con el mismo fin de buscar el arreglo óptimo, para cada distancia también se varió la ganancia del amplificador x500, 1000, 2000 y 5000. Por arreglo óptimo se consideró aquel con las mayores RSI y RSR.

Procesamiento de las señales. Los filtros del amplificador analógico para el registro del ECGa se fijaron con un pasa altas en 1.0 Hz y con un pasa-bajas en 35 Hz. Mediante el sistema Acqknowledge la adquisición en línea de datos se estableció a una frecuencia de muestreo de 1,000 Hz y la

duración del registro fue de 10 segundos. Fuera de línea, y empleando el mismo sistema, las variables analizadas en las señales de ECGa fueron: a) la amplitud materna (A_m), b) la amplitud fetal (A_f), el Ruido 1 (R_1), el Ruido 2 (R_2), la RSI, la RSR_1 y la RSR_2 . (Ver Fig 1).

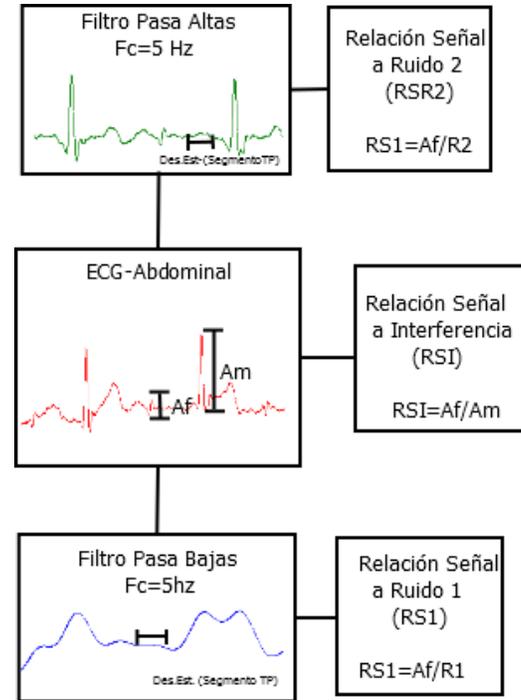


Fig. 1. Procesamiento de las variables obtenidas a partir del ECG abdominal. Las amplitudes materna y fetal corresponden a mediciones en volts pico a pico de los complejos QRS. Ruido 1 y Ruido 2 corresponden a ruidos de baja y alta frecuencia, respectivamente.

La A_m se determinó como el voltaje pico-pico de los complejos QRS maternos; La A_f se estimó como el voltaje pico a pico de los complejos QRS fetales; para la medición tanto de R_1 como de R_2 se calculó la desviación estándar de la línea de base en el segmento TP, que comprende el periodo entre el final de la onda T y el principio de la onda P del ECGa. R_1 se midió después de aplicar a la señal un filtro pasa bajas tipo FIR, con corte en 5 Hz, considerando que incluye oscilaciones de ruido por movimiento de la respiración materna, movimiento fetal y movimiento de la madre [10]. R_2 se valoró después de aplicar un filtro pasa altas tipo FIR, con corte en 5Hz, considerando que incluye ruido de alta frecuencia por fricción de los electrodos, artefactos, electromiografía materna y fetal, y la línea de corriente [10].

A partir de las variables se evaluó la RSI como la relación entre A_f/A_m ; la RSR_1 como la relación A_f/R_1 y la RSR_2 como la relación A_f/R_2 .

Por cada registro de ECGa se tomaron 10 complejos QRS maternos y 10 complejos QRS fetales para la obtención final de 10 datos de cada variable a partir de periodos cardiacos diferentes.

Análisis de datos. Ya que la intención es encontrar el arreglo óptimo entre los electrodos, las RSI, RSR_1 y RSR_2 se correlacionaron con la distancia entre los electrodos, empleando modelos de ajuste lineal y no lineal, para cada una de las ganancias del amplificador. Las ecuaciones de regresión obtenidas se compararon visualmente, y los valores medios de RSI y RSR para cada distancia se compararon entre cada factor de ganancia empleando ANOVA para muestras repetidas. La significancia estadística se consideró para una $p < 0.05$.

III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

De las 7 voluntarias registradas con los electrodos Ag/Ni sin gel electrolítico, se obtuvieron un total de 196 registros de ECGa. De estos registros, aparecieron complejos fetales visibles en 128 registros, correspondientes a 5 de las mujeres participantes. En dos de las mamás no fue posible observar complejos QRS fetales utilizando los electrodos Ag/Ni con y sin gel electrolítico.

De las 5 madres en que si fue posible observar complejos QRS fetales, el arreglo consistió básicamente en una línea entre la región cefálica y la región caudal del feto.

Independientemente de la ganancia del amplificador, la amplitud de los complejos QRS maternos mostró una relación directa con la distancia entre los electrodos, de manera que a mayor distancia mayor fue la amplitud de los potenciales eléctricos maternos. Es posible que dicho efecto sea dado principalmente por la ubicación del arreglo sobre la superficie abdominal y el acercamiento paulatino de uno de los electrodos hacia la fuente cardiaca materna. Bajo las mismas condiciones de aumento de la distancia inter electrodos, también la amplitud de los complejos QRS fetales tendió a incrementarse; sin embargo, la proporción de incremento fetal fue menor al materno, de manera que la RSI decreció conforme se alejaban los electrodos. En la figura 2 se puede observar la tendencia no lineal de RSI en función de la distancia de colocación entre los electrodos y

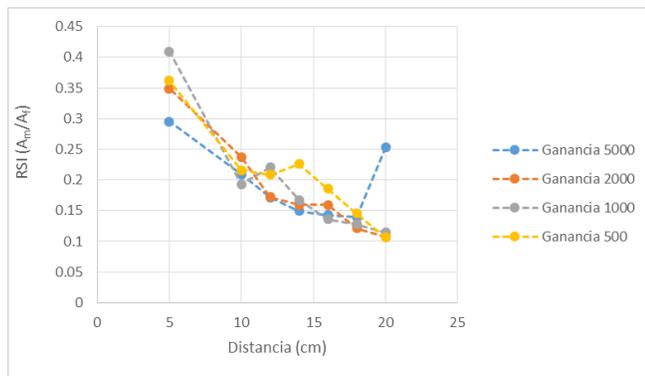


Fig. 2. Comportamiento de la Relación Señal/Interferencia (RSI) del ECGa con respecto a la distancia entre los electrodos Ag/Ni. A_f y A_m corresponden a las amplitudes pico a pico de los complejos QRS fetales y maternos, respectivamente.

de acuerdo a la ganancia de amplificación. Este comportamiento de RSI implicaría que mientras más cercanos están los electrodos se tiene la ventaja aparente de una mayor RSI.

Llama la atención que en dicha figura existe el valor de una media grupal fuera de rango (Ganancia 5000 y 20 cm), lo cual se atribuye probablemente a una mejor orientación momentánea del dipolo eléctrico del feto de una de las voluntarias que presentaba poca grasa abdominal. Independientemente de la media fuera de comportamiento podemos observar como las demás medias presentan la misma tendencia; esto es, a mayor distancia entre los electrodos la relación señal interferencia disminuye asintóticamente.

Las figuras 3 y la figura 4 despliegan los comportamientos de RSR_1 y RSR_2 , relaciones señal a ruido para bajas y altas frecuencias respectivamente, en función de la distancia entre electrodos.

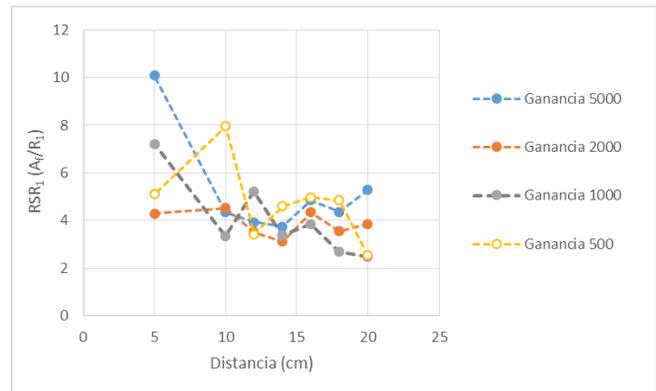


Fig. 3. Comportamiento de la Relación Señal/Ruido₁ con respecto a la distancia entre los electrodos Ag/Ni. A_f corresponde a la amplitud pico a pico de los complejos QRS fetales y R_1 al ruido de baja frecuencia.

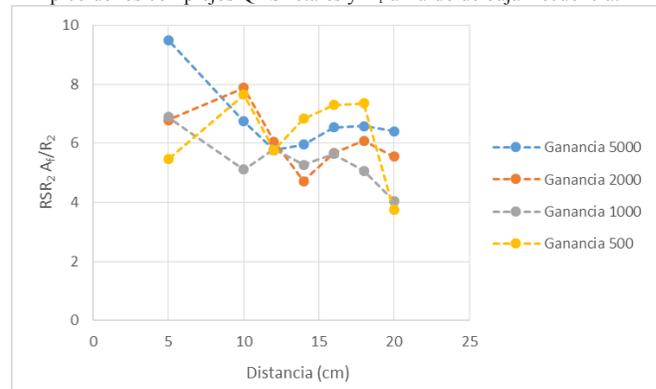


Fig. 4. Comportamiento de la Relación Señal/Ruido₂ con respecto a la distancia entre los electrodos Ag/Ni. A_f corresponde a la amplitud pico a pico de los complejos QRS fetales y R_2 al ruido de alta frecuencia.

Es importante considerar el ruido de baja frecuencia porque éste puede distorsionar la morfología de los QRS fetales; sin embargo, los componentes espectrales del QRS fetal son de frecuencias mayores a 5 Hz, por lo que aún en presencia de ruido de baja frecuencia es posible distinguir los eventos

cardíacos fetales. Situación diferente se observó con el ruido de alta frecuencia donde, a mayor ruido, los complejos fetales no sólo se distorsionaron en su morfología, sino que quedaron totalmente ocultos cuando la relación RSR_2 fue menor a 1.0.

En las mismas Figuras 3 y 4 se puede apreciar que a menor distancia entre los electrodos existe una leve tendencia a incrementar la relación señal a ruido, pero la proporción de los ruidos de baja y alta frecuencia también se incrementó, haciendo difícil la visualización de los complejos QRS fetales sobre todo a ganancias menores de 1000. Más aún, de los 5 pacientes registrados con ganancia de 500, sólo en uno de ellos se pudieron obtener complejos QRS fetales visibles, y a ganancia de 1000 los complejos fueron visibles en tres de los 5 pacientes. Por otro lado, el aumento de la ganancia y la distancia entre los electrodos no garantizó la detección de los complejos QRS fetales, ya que en un caso con ganancia de 5000 y distancia de 20 cm la señal fetal se enmascaró por la proporción de interferencia materna y por los ruidos, de baja y alta frecuencia, también amplificados.

Como antes se había mencionado el propósito general del proyecto presente es la creación de un monitor portable de ECG Materno-Fetal. Por lo tanto, como parte fundamental de esta investigación se necesitaba conocer la distancia de colocación de los electrodos, para favorecer una búsqueda rápida y una traslación rápido por el abdomen materno.

Dado que la posición del feto determina en gran parte la relación señal interferencia, se debe realizar una exploración previa para poder colocar los electrodos cerca del corazón del feto y a una distancia sugerida de entre 5 cm o 10 cm.

Aún cuando existen dispositivos comerciales para el monitoreo fetal abdominal, el tipo de electrodos que utilizan y la preparación de la paciente no se ajustan al perfil de un equipo que permita una exploración rápida y por lo tanto una detección eficiente de la posición de los electrodos para obtener una mejor señal de ECG abdominal.

Una ventaja potencial del dispositivo que se piensa desarrollar es su desplazamiento inmediato, ya que al no tener electrodos fijos se podrá realizar un barrido en el abdomen de la paciente, para determinar la mejor posición de electrodos fijos en caso de requerirse.

IV. CONCLUSIÓN

El comportamiento global de RSI , RSR_1 y RSR_2 implica que el registro de una derivación bipolar con electrodos Ag/Ni, y

sin gel electrolítico, es posible. La ventaja de que los electrodos de Ag/Ni sin gel electrolítico se puedan desplazar por el abdomen de la madre, y de que muestren una adecuada conductividad y transducción de la señal de ECG fetal resulta práctico al facilitar la exploración y ahorrar tiempos y suministros. Cabe mencionar que aunque ya existen dispositivos portátiles que monitorean el ECG materno-fetal, éstos dispositivos podrían no estar dando un resultado eficaz para la obtención del ECG fetal debido a que no realizan una exploración inicial para definir el sentido del o los arreglos ni las distancias convenientes entre electrodos para mejorar la relación señal a ruido en las adquisiciones que se realicen.

Los resultados del presente estudio sugieren que para la visualización exploratoria antenatal de complejos QRS fetales se pueden utilizar electrodos de Ag/Ni sin gel electrolítico, conservando una distancia entre los electrodos de 5 cm a 10 cm, y con una ganancia de amplificación entre 1000 a 2000.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Hon EH, Hess OW Instrumentation of fetal electrocardiography. *Science* 1957; 125.
- [2] Rosén KG, Amer-Wahlin I, Luzietti R, Norén H. Fetal ECG waveform analysis. *Best Practice & Res Clin Obstet and Gynaecol* 2004;18(3):485–514.
- [3] Sameni R, Clifford GD. A review of fetal ECG signal processing: Issues and promising directions. *Open Pacing Electrophysiol Ther J* 2010; 3(1):4-20.
- [4] Freeman EK, Garite T, Nageotte M. Fetal heart rate monitoring. Lippincott Williams & Wilkins: Philadelphia, USA, 2003.
- [5] Macones GA, Hankins GDV, Spong CY, Hauth J, Moore T. The 2008 National Institute of Child Health and Human Development Workshop Report on Electronic Fetal Monitoring: Update in definitions, Interpretation and Research Guidelines. *JOGNN* 2008; 37:510-5.
- [6] Chen HY, Chauhan SP, Ananth CV, Vintzileos AM, Abuhamad AZ. Electronic fetal heart rate monitoring and its relationship to neonatal and infant mortality in the United States. *Am J Obstet Gynecol* 2011; 204:491.e1-10.
- [7] Cohen WR et al. Accuracy and reliability of fetal heart rate monitoring using maternal abdominal surface electrodes. *Acta Obstet Gynecol Scand.* 2012; 91(11):1306-13.
- [8] D.M.D. Ribeiro, L.S. Fu, L.A.D. Carlos, J.P.S. Cunha, "A Novel Dry Active Biosignal Electrode Based on an Hybrid Organic Inorganic Interface Material," *IEEE Sensors Journal* 2011;11(10):2241-2245.
- [9] P. Char. Griss, H.K. Tolvanen-Laakso, P. Merilainen, G. Stemme, "Characterization of micromachined spiked biopotential electrodes," *IEEE Trans Biomed Eng* 2002; 49(6):597-604.
- [10] Friesen G M, Jannett T C, Jadallah M A, Yates S L, Quint S R and Nagle H T A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms *IEEE Trans Biomed Eng* 1990; 37:85–98,