EXTRACCIÓN DEL ECG FETAL MEDIANTE TÉCNICAS DE SEPARACIÓN CIEGA DE FUENTES

Vicente Zarzoso Gascón-Pelegrí y Asoke K. Nandi

Signal Processing Division, Department of Electronic and Electrical Engineering
University of Strathclyde, 204 George Street, Glasgow G1 1XW, U.K.
Tel: +44 141 548 2205; fax: +44 141 552 2487
e-mail: vicente@spd.eee.strath.ac.uk

Resumen: La extracción del electrocardiograma fetal ("foetal ECG", FECG) a partir de señales adquiridas por medio de electrodos situados sobre la piel de la madre es un problema de gran interés biomédico que puede ser tratado utilizando diversas técnicas de procesado de señal. Teniendo en consideración los fenómenos bioeléctricos que gobiernan la generación y propagación de las señales cardíacas, se demuestra cómo la obtención del FECG puede modelarse como un problema de separación ciega de fuentes ("blind source separation", BSS). La aplicación de diversos métodos de BSS a señales ECG reales confirma los resultados teóricos y demuestra la validez del modelo BSS para el problema biomédico en cuestión.

Palabras clave: electrocardiograma fetal, procesado de señal, separación ciega de fuentes, análisis de componentes principales, análisis de componentes independientes.

I. INTRODUCCIÓN

Durante el embarazo es en ocasiones necesario obtener el electrocardiograma del feto ("foetal ECG", FECG) con vistas a monitorizar su estado y llevar a cabo la detección y diagnóstico precoz de posibles enfermedades. Antes del parto han de utilizarse procedimientos "no invasivos", los cuales involucran la adquisición de señales desde electrodos situados en diferentes puntos de la piel de la madre. El mayor inconveniente de este procedimiento es que los electrodos capturan las deseadas componentes fetales mezcladas con las señales del corazón de la madre (o "maternal ECG", MECG) más otras fuentes de interferencia, tales como la actividad muscular (electromiograma) y respiración maternas, el acoplo de la red eléctrica, y el ruido térmico procedente de los equipos electrónicos empleados (electrodos, cables, conexiones, amplificadores, etc...). En consecuencia, es preciso aplicar diversas técnicas de procesado de señal a fin de recuperar las componentes fetales a partir de los registros cutáneos corruptos.

En la presente comunicación se estudia cómo este problema puede ser modelado desde la perspectiva de la separación ciega de fuentes ("blind source separation", BSS). A continuación, se explica de manera general cómo funcionan y en qué se basan los métodos para BSS. También se resalta las limitaciones de las técnicas basadas en estadística de segundo orden, lo que justifica la utilización de métodos basados en estadística de orden superior (orden mayor que 2). Finalmente, se ilustra todo lo expuesto mediante la aplicación de dos de estas técnicas a un registro ECG real.

II. MODELO BSS

Con objeto de abordar de manera efectiva el problema de la extracción del FECG, es antes conveniente examinar dos aspectos clave relacionados con la aplicación biomédica en cuestión: (1) la naturaleza de las señales generadas y (2) las características de propagación entre las fuentes bioeléctricas y los electrodos.

En primer lugar, ha de modelarse la actividad eléctrica del corazón. Burger y Van-Milaan introdujeron el denominado concepto "lead-vector" [1], en virtud del cual a cierta distancia del corazón su actividad bioeléctrica puede ser representada, en una aproximación de primer orden, por un dipolo de corriente tridimensional de posición fija pero de magnitud y orientación variables. Esta aproximación supone que cualquier señal MECG medida desde la piel de la madre puede expresarse como la superposición de tres señales ortogonales espacialmente e independientes estadísticamente. En consecuencia, estas tres señales, conocidas como las "fuentes del MECG", generan un espacio vectorial tridimensional, el denominado subespacio del MECG. De manera similar puede definirse un subespacio del FECG, creado por las "fuentes del FECG", que son las señales análogas a las fuentes maternas. La dimensión de este último subespacio no es necesariamente igual a tres, sino que está sujeta a cambios durante el período de embarazo [2]. Puede suponerse, en general, que q señales fuente son suficientes para representar la actividad de todas las fuentes internas de corriente bioeléctrica. Así, en el instante de tiempo t puede definirse el vector $\mathbf{x}(t)$ compuesto por

En *Actas CASEIB '98*, Valencia, 21-23 de Septiembre de 1998, pp. 89-92.

las señales ECG fuente $x_i(t)$, $i = 1, \ldots, q$:

$$\mathbf{x}(t) = [x_1(t), \ldots, x_q(t)]^{\mathrm{T}} \in \mathbb{R}^q. \qquad (1)$$

Sin embargo, lo que es realmente medible son las diferencias de potencial entre los pares de electrodos sobre la superficie del cuerpo de la madre. Si se toman p de tales registros, $y_i(t)$, $i = 1, \ldots, p$, éstos pueden representarse por una señal vectorial $\mathbf{y}(t)$:

$$\mathbf{y}(t) = [y_1(t), \ldots, y_p(t)]^{\mathrm{T}} \in \mathbb{R}^p. \qquad (2)$$

El segundo aspecto importante a tener en cuenta son las características de propagación del cuerpo desde fuentes a electrodos. En el margen de frecuencias de interés (aproximadamente entre 0.5 y 100 Hz) el cuerpo se comporta como un medio conductor lineal y resistivo. Por otro lado, las señales cardíacas pueden considerarse de banda estrecha, por lo que los posibles retardos de propagación son despreciables. Como resultado, cada señal registrada $y_i(t)$ puede expresarse como una combinación lineal instantánea de las q fuentes ECG, más cierto ruido aditivo $n_i(t)$, que representa las otras perturbaciones aleatorias comentadas en la sección I. Matemáticamente, todo esto puede escribirse como:

$$\begin{array}{c} y_1(t) = m_{11}\, x_1(t) + \cdots + m_{1q}\, x_q(t) + n_1(t) \\ \vdots \qquad\qquad \vdots \qquad\qquad \vdots \\ y_p(t) = m_{p1}\, x_1(t) + \cdots + m_{pq}\, x_q(t) + n_p(t) \end{array} \qquad (3)$$

o utilizando notación matricial:

$$\mathbf{y}(t) = M\mathbf{x}(t) + \mathbf{n}(t). \qquad (4)$$

La matriz $M \in \mathbb{R}^{p\times q}$, que contiene los coeficientes de las combinaciones lineales, describe la propagación entre fuentes y electrodos, por lo que es denominada "matriz de transferencia" o "matriz de mezcla". El elemento m_{ij} es el coeficiente por el cual la j-ésima señal fuente está presente en el i-ésimo electrodo. La matriz de transferencia viene determinada por la geometría del cuerpo, las posiciones de las fuentes y electrodos, y la conductividad de los tejidos corporales [3], [4]. Como se comentaba más arriba, las señales fuente pueden considerarse estadísticamente independientes. Esta hipótesis puede parecer muy exigente, pero realmente es bastante plausible debido a la independencia física de los fenómenos bioeléctricos subyacentes. Por razonamiento análogo, puede suponerse que las componentes de ruido $n_i(t)$, $i = 1, \ldots, p$, son también mutuamente independientes, así como independientes de las fuentes. Nótese, además, que el único término conocido en el modelo de mezcla lineal instantánea (4) es $\mathbf{y}(t)$. Por consiguiente, la separación del MECG y el FECG puede formularse como un problema de BSS: dados los registros en $\mathbf{y}(t)$, estimar la matriz de transferencia M y las señales fuente $\mathbf{x}(t)$. Este es un buen ejemplo de un problema inverso: a partir de los potenciales de superficie, obtener las fuentes bioeléctricas y las características de propagación del cuerpo.

Por otro lado, considérese la partición de $\mathbf{x}(t)$ en un bloque de señales maternas y otro de señales fetales, y la correspondiente partición de las columnas de M:

$$\mathbf{x}(t) = \begin{bmatrix} \mathbf{x_m}(t) \\ \mathbf{x_f}(t) \end{bmatrix}; \qquad M = [M_m \mid M_f]. \qquad (5)$$

Entonces, las observaciones en $\mathbf{y}(t)$ pueden expresarse como la superposición de contribuciones materna, fetal y de ruido:

$$\begin{aligned} \mathbf{y}(t) &= M_m\mathbf{x_m}(t) + M_f\mathbf{x_f}(t) + \mathbf{n}(t) = \\ &= \mathbf{y_m}(t) + \mathbf{y_f}(t) + \mathbf{n}(t). \qquad (6) \end{aligned}$$

Es decir, por medio de las fuentes fetales, $\mathbf{x_f}(t)$, y las correspondientes columnas de la matriz de mezcla, M_f, es posible obtener la contribución del FECG a cada electrodo, $\mathbf{y_f}(t)$, libre de MECG y otras interferencias. En resumen, la extracción del FECG puede modelarse como un problema de BSS y, por tanto, pueden emplearse técnicas de separación de señales para llevarla a cabo.

III. MÉTODOS PARA BSS

La hipótesis fundamental sobre la que se basan la mayoría de los enfoques para separación de señales es la independencia estadística de las fuentes. Esta propiedad es explotada de manera natural a través de los "cumulantes", parámetros estadísticos que poseen la habilidad de medir el grado de independencia entre variables aleatorias (vv.aa.). En concreto, se dice que un conjunto de vv.aa. es mutuamente independiente si y solo si sus cumulantes cruzados son nulos [5]. De acuerdo con esta idea, el procedimiento general seguido, directa o indirectamente, por los métodos para BSS consiste en buscar una transformación lineal tal que aplicada sobre las señales observadas los cumulantes cruzados de las señales resultantes se anulen, proporcionando así un conjunto de señales independientes. Bajo ciertas condiciones esas señales de salida serán las fuentes deseadas. La transformación que verifica lo anterior se denomina "matriz separadora", puesto que es capaz de separar las fuentes de entre la mezcla existente en las observaciones. Los diferentes métodos pueden dividirse en dos grandes grupos: los que sólo utilizan estadísticos de segundo orden y aquellos otros que adicionalmente aprovechan la información estadística de orden superior contenida en los datos disponibles. Los primeros realizan un análisis de componentes principales ("principal component analysis", PCA) de las observaciones, mientras que los segundos llevan a cabo el análisis de componentes independientes ("independent component analysis", ICA) de las mismas. Varios de estos procedimientos para BSS son estudiados dentro del contexto del problema biomédico tratado aquí en [3], [4], [6], [7] y [8], donde también se ofrecen más detalles matemáticos sobre dichos métodos.

III.1. PCA

El PCA de un vector aleatorio busca una transformación lineal tal que aplicada sobre dicho vector proporcione componentes "incorreladas" (las componentes principales), es decir, con una matriz de covarianza de estructura diagonal [9]. Esta técnica estadística es bien conocida, y normalmente se lleva a cabo por medio de la descomposición en valores propios de la matriz de covarianza, aunque existen otros métodos más robustos y eficientes, como la descomposición en valores singulares ("singular value decomposition", SVD) [3], [10]. El procedimiento es sencillo, pero hay un precio a pagar por esta simplicidad: el PCA sólo es capaz de estimar con éxito la matriz M cuando ésta posee columnas ortogonales, puesto que el método sólo obtiene matrices de transferencia con este tipo de estructura. En el ámbito de la extracción del FECG, esto supone que el rendimiento del PCA depende sobremanera de la localización de los electrodos, la cual ha de elegirse cuidadosamente con el propósito de forzar una estructura ortogonal para la matriz de mezcla resultante. En [4] se discute con detalle esta indeterminación.

III.2. ICA

Estos inconvenientes desaparecen con el uso del ICA. Definido por primera vez con rigor matemático en [10], el ICA de un vector aleatorio consiste en la búsqueda de una transformación lineal tal que produzca otro vector compuesto de componentes independientes. Es importante subrayar que el concepto de independencia (de orden superior) es mucho más fuerte que el de incorrelación, que implica meramente independencia de segundo orden. Gracias al uso de esta información de orden superior las formas de onda originales de las fuentes y la matriz de mezcla pueden ser estimadas con mayor precisión. La única limitación radica en que no es posible separar fuentes gaussianas, puesto que los cumulantes de orden superior de este tipo de distribuciones son todos nulos [5]. Existen diversas maneras de implementar el ICA. En [10] se toma como medida de independencia la distancia de Kullback-Leibler o entropía relativa entre la función de densidad de probabilidad (fdp) de las señales de salida y el producto de sus fdp marginales (el cual correspondería a su fdp conjunta en caso de ser independientes). Minimizar esta distancia equivale pues a minimizar la información mutua media entre las componentes a la salida del separador. Tras ciertas simplificaciones se deriva una sencilla pero potente "función de contraste" formada exclusivamente por cumulantes marginales del mismo orden (> 2) cuya maximización conduce a la separación de las fuentes. La noción de ICA es reconsiderada en [11] y se extiende al caso de componentes multidimensionales, dando lugar al "multidimensional ICA" (MICA). En la citada referencia este concepto se aplica también al problema de la separación del FECG.

IV. RESULTADOS EXPERIMENTALES

A fin de ilustrar todo lo expuesto se lleva a cabo un experimento utilizando datos ECG reales. Lo que sigue, además de otros aspectos de los tratados en los puntos anteriores, puede encontrarse con más detalle en [7], [8] y [12]. La figura 1 muestra un registro ECG de 8 canales tomado de una mujer embarazada. Cada señal ha sido digitalizada a una frecuencia de 500 Hz durante 10 segundos, produciendo un total de 5000 muestras por electrodo. Las primeras 5 señales corresponden a electrodos abdominales, mientras que las 3 últimas fueron registradas de la región torácica materna. Los resultados obtenidos por el PCA (por medio de la SVD) y el procedimiento de ICA descrito en [10] aparecen, respectivamente, en las figuras 2 y 3. Se aprecia como el PCA revela únicamente dos señales fuentes del MECG con suficiente claridad (1ª y 2ª señales), mientras que la tercera (4ª forma de onda) aparece con mucho ruido. Las señales 5ª y 7ª corresponden a las fuentes fetales. La primera presenta una fluctuación de baja frecuencia, seguramente causada por la respiración de la madre. El método de ICA, por su parte, mejora considerablemente estos resultados, tal y como se esperaba a la luz de las reflexiones teóricas de la sección III. La 1ª, 2ª y 4ª señales de la figura 3 muestran señales fuente maternas muy limpias. Además, la anterior fluctuación de baja frecuencia desaparece y ahora las dos fuentes fetales (5ª y 7ª señales) son recuperadas con gran calidad, totalmente libres de componentes maternas.

V. CONCLUSIONES

Se ha visto como el problema de la detección del FECG y la supresión del MECG y otras interferencias a partir de señales registradas con electrodos sobre la piel de la madre puede plantearse como un problema de BSS. Por lo tanto, pueden emplearse técnicas de BSS para resolverlo. El modelo de BSS es simple, elegante e intuitivamente atractivo, y su validez en esta aplicación biomédica queda corroborada a través de experimentos con señales ECG reales. En efecto, las señales fuentes del FECG son reconstruidas con una calidad excepcional a partir de unos registros ECG en los que las componentes fetales apenas eran perceptibles.

Agradecimientos: Los autores, en especial V. Zarzoso, desean dar las gracias a la Universidad de Strathclyde por el apoyo económico prestado.

[1] R. Plonsey, "Bioelectric Phenomena", Nueva York: McGraw-Hill, 1969.

[2] T. Oostendorp, "Modelling the foetal ECG", Tesis Doctoral, Univ. Cat. de Nijmegen, Holanda, 1989.

[3] D. Callaerts et al., "Comparison of SVD methods to extract the foetal electrocardiogram from cutaneous electrode signals", Medical & Biological Engineering & Computing, No. 28, Mayo 1990, pp. 217–224.

[4] J. Vanderschoot et al., "Two methods for optimal MECG elimination and FECG detection from skin electrode signals", IEEE Trans. on Biomedical Eng., Vol. BME-34, No. 3, Marzo 1987, pp. 233–243.

[5] D. R. Brillinger, "Time Series. Data Analysis and Theory", San Francisco: Holden-Day, 1981.

[6] L. D. Lathauwer et al., "Fetal Electrocardiogram Extraction by Source Subspace Separation", Proc. IEEE/ATHOS SP Conference on Higher-Order Statistics, España, Junio 1995, pp. 134–138.

[7] E. Bacharakis, A. K. Nandi y V. Zarzoso, "Foetal ECG Extraction using Blind Source Separation Methods", Proc. EUSIPCO-96, Trieste, pp. 395–398.

[8] V. Zarzoso, A. K. Nandi y E. Bacharakis, "Maternal and Foetal ECG Separation using Blind Source Separation Methods", IMA Journal of Maths. Appl. in Medicine & Biology, Vol. 14, 1997, pp. 207–225.

[9] R. A. Johnson y D. W. Wichern, "Applied Multivariate Statistical Analysis", Prentice-Hall, 1988.

[10] P. Comon, "Independent Component Analysis, A new concept?", Signal Processing, Vol. 36, No. 3, Abril 1994, pp. 287–314.

[11] J.-F. Cardoso, "Multidimensional ICA", Proc. ICASSP'98, Seattle, Mayo 1998.

[12] A. K. Nandi y V. Zarzoso, "Foetal ECG Separation", IEE Colloquium on Model Based DSP Techniques in the Analysis of Biomedical Signals, Savoy Place, Londres, Abril 1997, pp. 8/1–8/6.

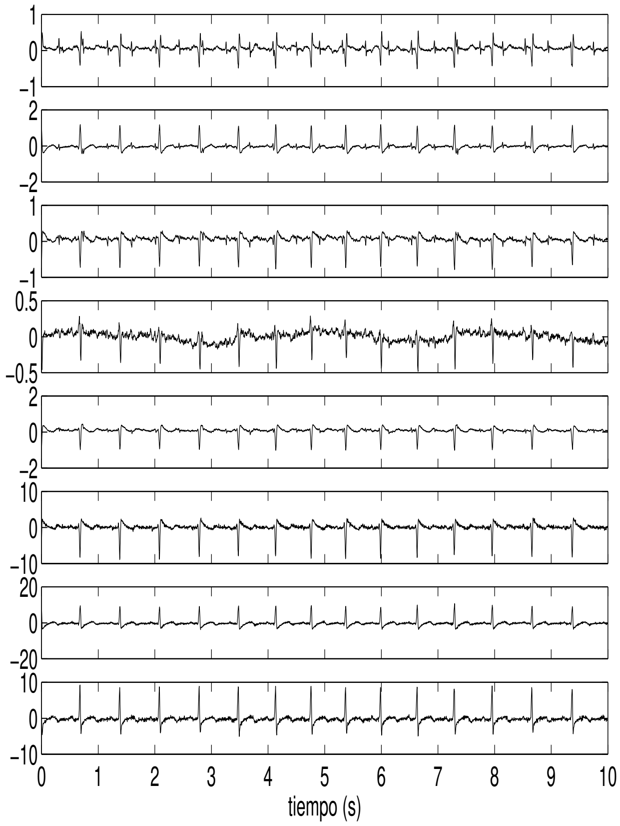

Figura 1: Registro ECG de 8 canales.

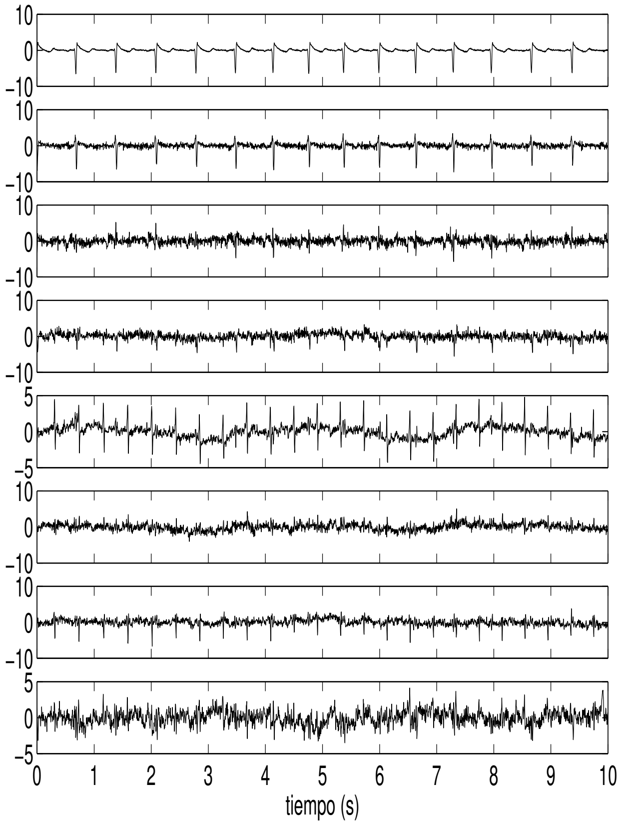

Figura 2: Señales fuente obtenidas mediante PCA.

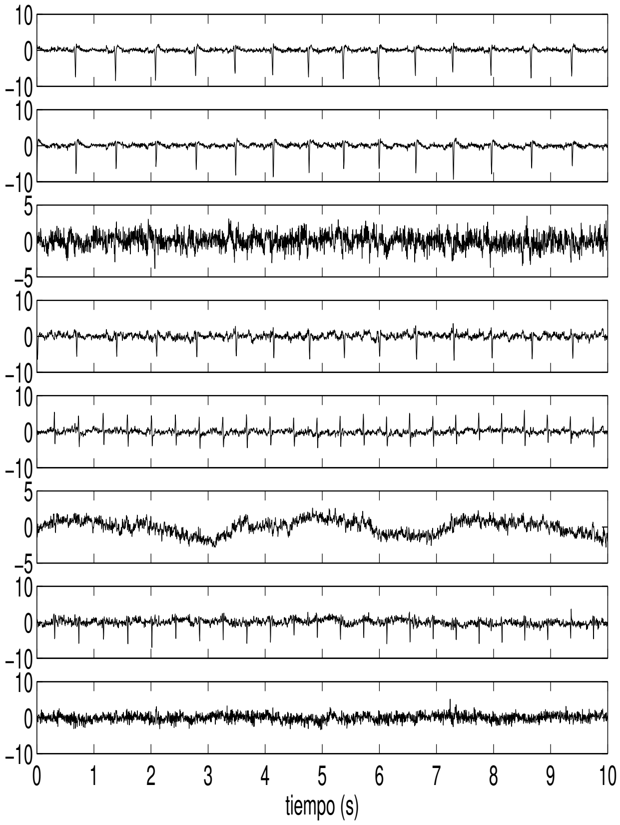

Figura 3: Señales fuente obtenidas mediante ICA.