



Departamento de
electrónica
Universidad de Alcalá

Bioingeniería

Práctica 3

Detección del ECG Fetal en el ECG Materno

Grado en Ingeniería de Computadores

Universidad de Alcalá

Curso 4º

Índice de contenidos

Introducción	3
Objetivos	4
Proceso de trabajo	4
Crear la señal mECG	4
Crear la señal fECG.....	5
Crear la señal fECG que supuestamente captaría el electrodo sobre el abdomen materno.....	6
Crear la señal mECG que supuestamente captaría el electrodo sobre el tórax materno	7
Aplicación del cancelador adaptativo de ruido	8
Recuperación del electrocardiograma fetal.....	9
Experimentando con registros reales.....	10
Bibliografía.....	11

Introducción

Se trata de determinar el electrocardiograma fetal (fECG) teniendo como principal interferencia el electrocardiograma materno (mECG). El problema es que estas dos señales tienen un contenido espectral similar, por lo que si las procesamos con un filtro selectivo en frecuencia distorsionaríamos la señal de interés, el fECG. Se propone como solución un cancelador activo de ruido (ver Figura 1) donde la señal *Signal Channel* es la que se obtiene del abdomen de la madre. Esta señal está principalmente compuesta por una señal deseada o componente fetal $x(n)$ y por otra materna $N(n)$, si despreciamos otras componentes de ruido y artefactos. Como entrada al filtro adaptativo tenemos la señal $N'(n)$ que se obtiene del sensor que se le coloca en el tórax a la madre. Este sensor tomaría, en principio, sólo componente materna y se considera correlacionada con la componente materna y no correlacionada con la componente fetal de la señal abdominal. El sistema adaptativo modelará la componente materna que se encuentra en el sensor que se coloca en el abdomen de la madre, de tal forma que la señal de error resultante sólo tendría componente fetal.

El error cuadrático en el instante n cometido por el sistema adaptativo será:

$$e^2(n) = (x(n) + N(n) - N^*(n))^2$$

Dada la nula correlación entre $x(n)$ y $N'(n)$, se puede decir que el sistema modela la señal de ruido $N(n)$ una vez minimizado este error cuadrático. En este caso, la señal de error es $x(n)$ que es, justamente, la señal que se quiere obtener. Resulta importante destacar que no se habla en ningún momento de transformaciones en frecuencia y que el punto clave es la correlación entre las fuentes de ruido, así como la estimación de que no existe relación entre la señal de ruido y la señal que se quiere obtener. Para obtener más información sobre cómo trabaja el algoritmo adaptativo de mínimos cuadrados (LMS) que minimiza el error, se recomienda consultar la bibliografía que aparece al final.

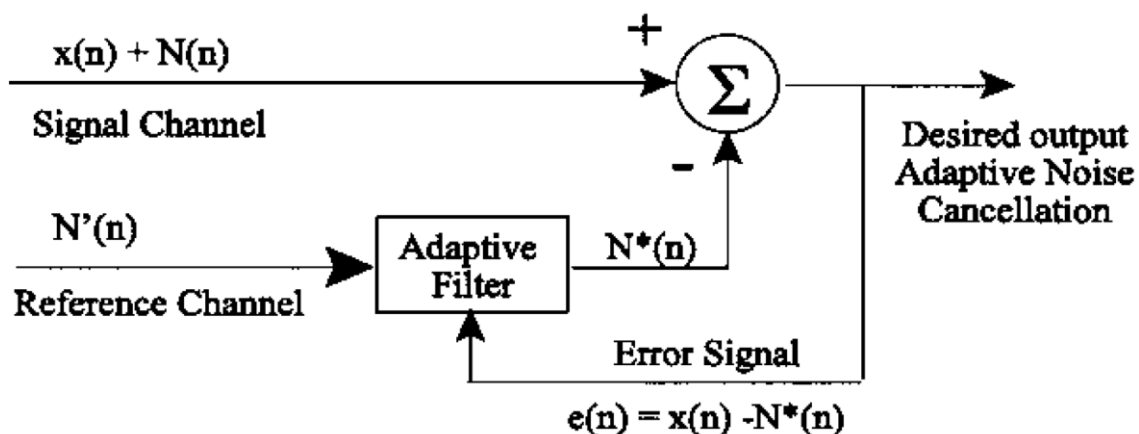


Figura 1. Esquema básico de un cancelador activo de ruido.

Objetivos

Se comienza con un ejemplo en el que todas las señales serán sintetizadas con Matlab, para luego mezclarlas y finalmente volverlas a separar. Como ampliación, se propone hacer lo mismo, pero trabajando con varias señales descargadas de <https://archive.physionet.org/pn3/nifecgdb/> o incluso mejor con la herramienta *Physiobank ATM* a la que se puede acceder desde <https://archive.physionet.org/cgi-bin/atm/ATM> y con la que podremos visualizar los registros y descargarlos en formato .mat para Matlab (Toolbox→Export signals as .mat). En el primer caso, menos recomendable, las señales se encuentran en formato EDF y deberemos convertirlas a ASCII con el programa *EDF Browser* que podemos descargarlo desde <http://www.teuniz.net/edfbrowser/>, de este modo podremos procesarlas posteriormente con Matlab. Si no deseamos instalar ni utilizar ningún software adicional para conversión de los registros, desde <https://archive.physionet.org/cgi-bin/atm/ATM> también se nos ofrece la posibilidad de visualizar y descargar los registros en formato .mat para Matlab. En nuestro caso concreto, al final de esta práctica podemos experimentar con la base de datos *Non-Invasive Fetal ECG Database*, seleccionable desde esta última página web.

Proceso de trabajo

Crear la señal mECG

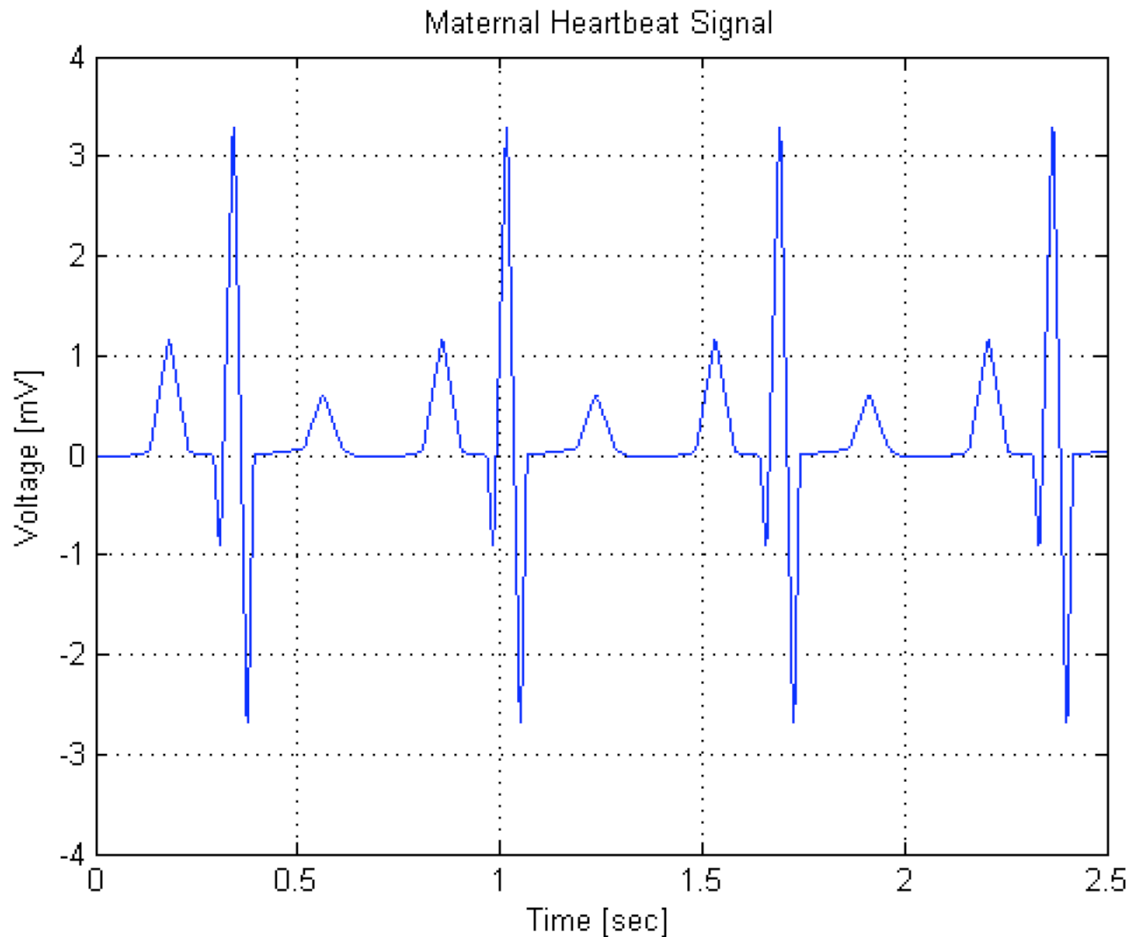
Una vez en Matlab comenzamos sintetizando las señales ECG materna y fetal. Los siguientes comandos crean la señal mECG, con una frecuencia cardiaca de 89 bpm aproximadamente, 3.5 mV de amplitud de pico y con una frecuencia de muestreo de 4 KHz.

```
x1 = 3.5*ecg(2700).'; %Generamos un latido QRS con 2700 muestras de
resolución.
y1 = sgolayfilt(kron(ones(1,13),x1),0,21); % suaviza la señal X usando un
filtro de suavizado Savitzky-Golay (polinomial)
n = 1:30000;%Tomaremos 30000 muestras. Como un latido ocupa 2700 muestras,
%tomaremos un registro de 30000/2700= 11.1 latidos.
del = round(2700*rand(1)); %El inicio del registro será una muestra al
azar, entre 0 y 2700.

%Creamos el registro maternal, compuesto por n muestras (30000, o sea, 11.1
latidos)
%de la señal y1, empezando por la muestra del.
mhb = y1(n + del);

%Fijamos el intervalo de muestreo a 0.00025s, es decir, fs=1/Ts=4000Hz.
Como un
%latido tenía 2700 muestras y un segundo contiene 4000 muestras, la
frecuencia
%cardíaca quedará a (4000/2700)*60 = 89 latidos por segundo,
aproximadamente.
t = 0.00025:0.00025:7.5;
```

```
%Ahora plotamos la señal sintetizada.
plot(t,mhb);
axis([0 2.5 -4 4]);
grid;
xlabel('Time [sec]');
ylabel('Voltage [mV]');
title('Maternal Heartbeat Signal');
```

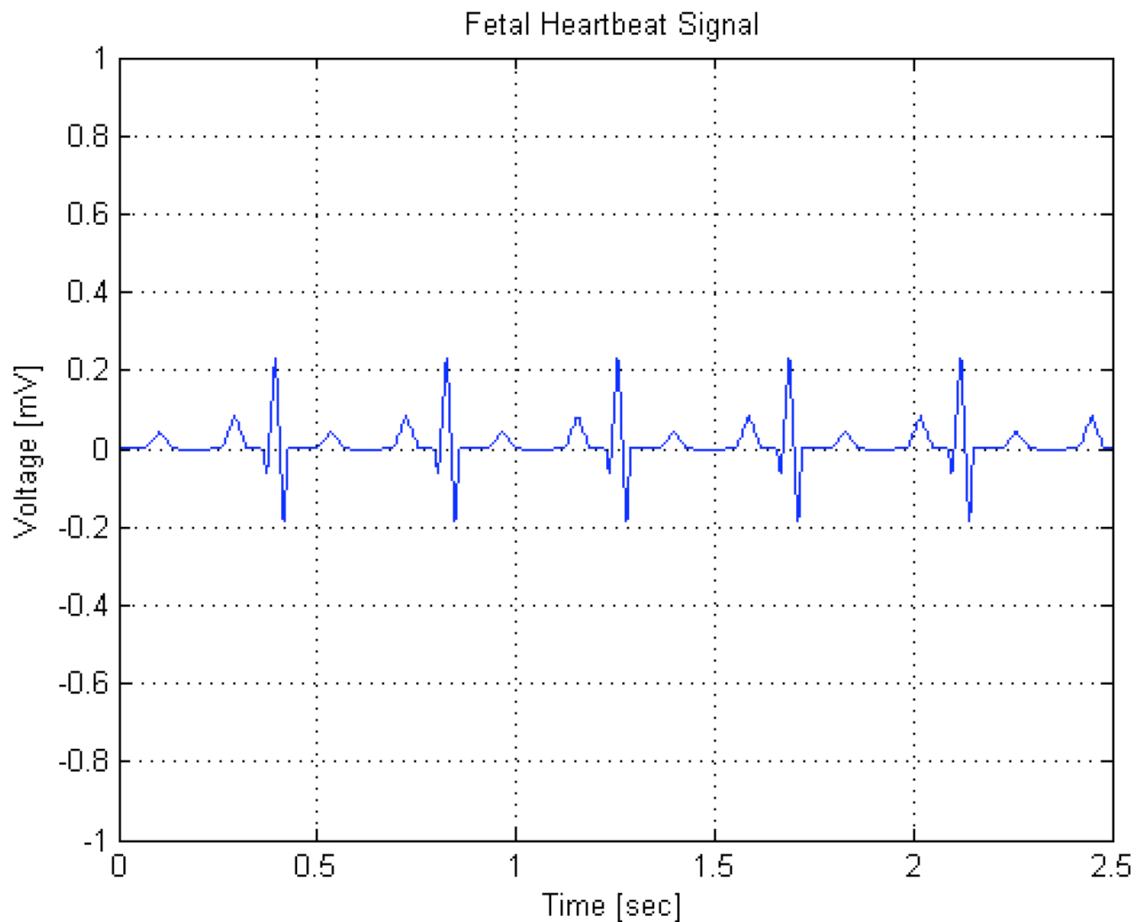


Crear la señal fECG

Ahora sintetizaremos la señal fECG cuya frecuencia cardiaca, notablemente más alta que la de la madre, se suele encontrar entre 120 y 160 bpm, mientras que la amplitud suele ser entre 2 y 10 veces menor. En nuestro caso, tendrá un voltaje de pico de 2.5 mV y una frecuencia de 139 bpm.

```
x2 = 0.25*ecg(1725);
y2 = sgolayfilt(kron(ones(1,20),x2),0,17);
del = round(1725*rand(1));
fhb = y2(n + del);
plot(t,fhb);
axis([0 2.5 -1 1]);
grid;
xlabel('Time [sec]');
```

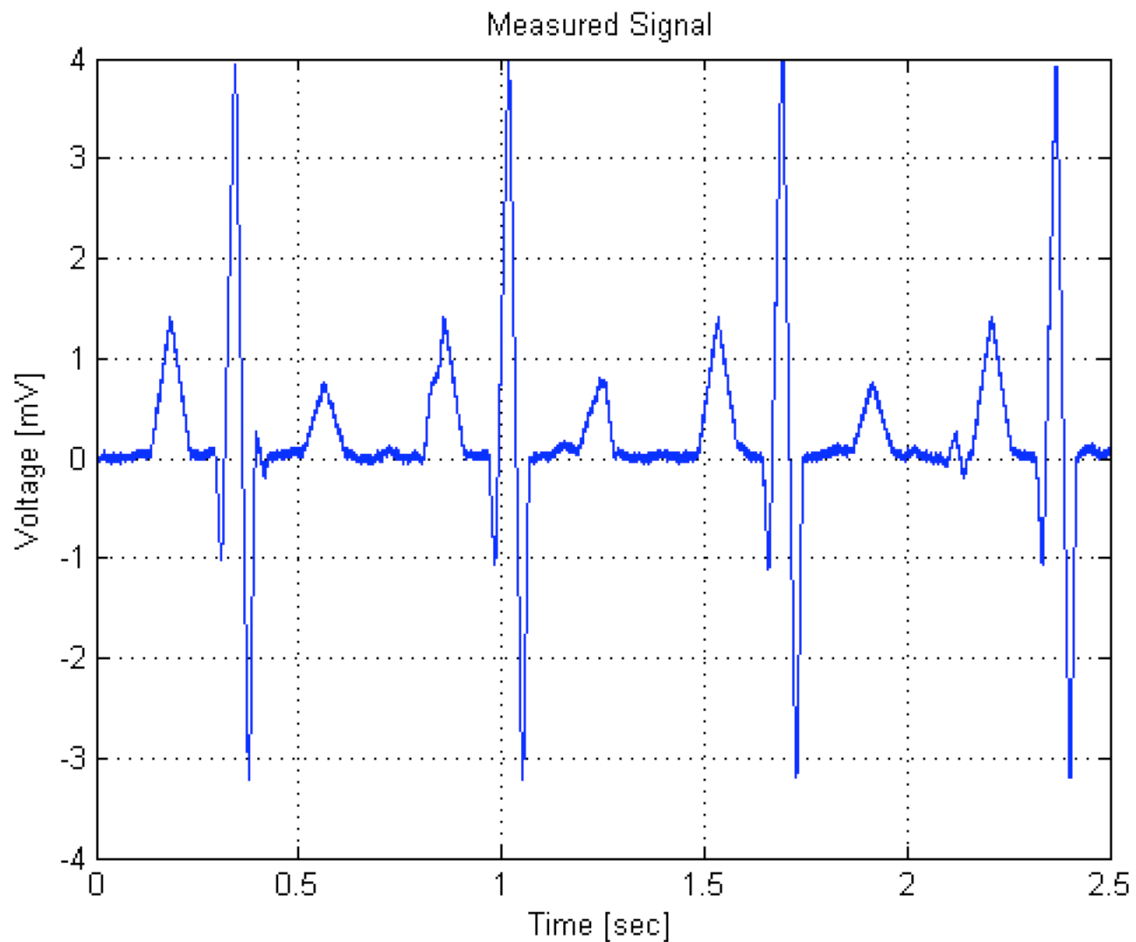
```
ylabel('Voltage [mV]');
title('Fetal Heartbeat Signal');
```



Crear la señal fECG que supuestamente captaría el electrodo sobre el abdomen materno

El fECG medido sobre el abdomen de la madre está mezclado por el ECG materno, que incluso suele tener una amplitud muy superior, entre 2 y 5 veces mayor que el fetal, y se propaga desde la cavidad pectoral hacia el abdomen. Describiremos este camino de propagación como un filtro lineal FIR de 10 coeficientes al azar. Además, sumaremos una pequeña cantidad de ruido Gaussiano no correlado para simular cualquier fuente de ruido de banda ancha incorporado en el proceso de medida. Observar la señal resultante y deducir si es posible determinar sobre ella el ritmo cardíaco fetal.

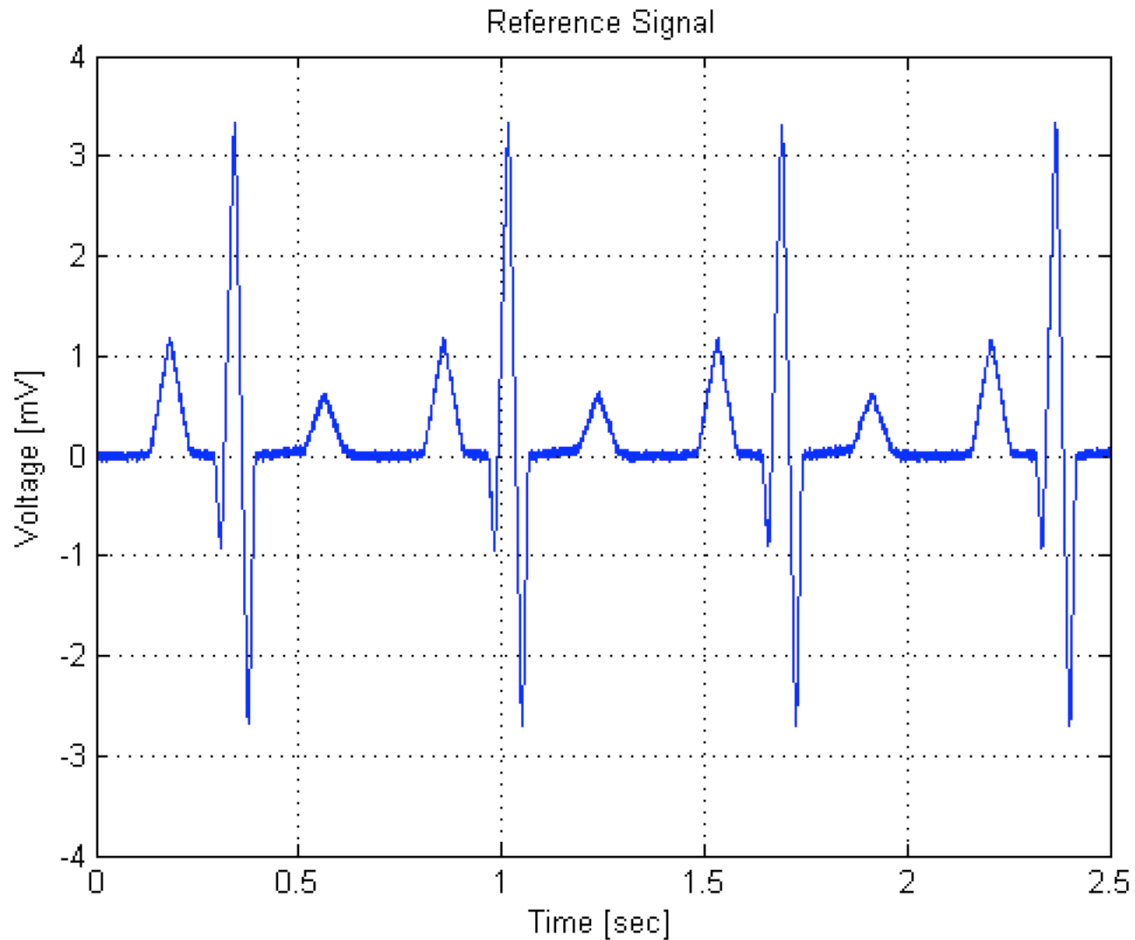
```
Wopt = [0 1.0 -0.5 -0.8 1.0 -0.1 0.2 -0.3 0.6 0.1];
d = filter(Wopt,1,mhb) + fhb + 0.02*randn(size(mhb));
plot(t,d);
axis([0 2.5 -4 4]);
grid;
xlabel('Time [sec]');
ylabel('Voltage [mV]');
title('Measured Signal');
```



Crear la señal mECG que supuestamente captaría el electrodo sobre el tórax materno

La señal mECG se obtiene del tórax materno, teniendo como objetivo del cancelador adaptativo de ruido eliminar la señal mECG del electrocardiograma fetal. Para ello, el cancelador necesita una señal de referencia del electrocardiograma materno. Al igual que la señal fetal capturada estaba contaminada con ruido, también lo estará la materna.

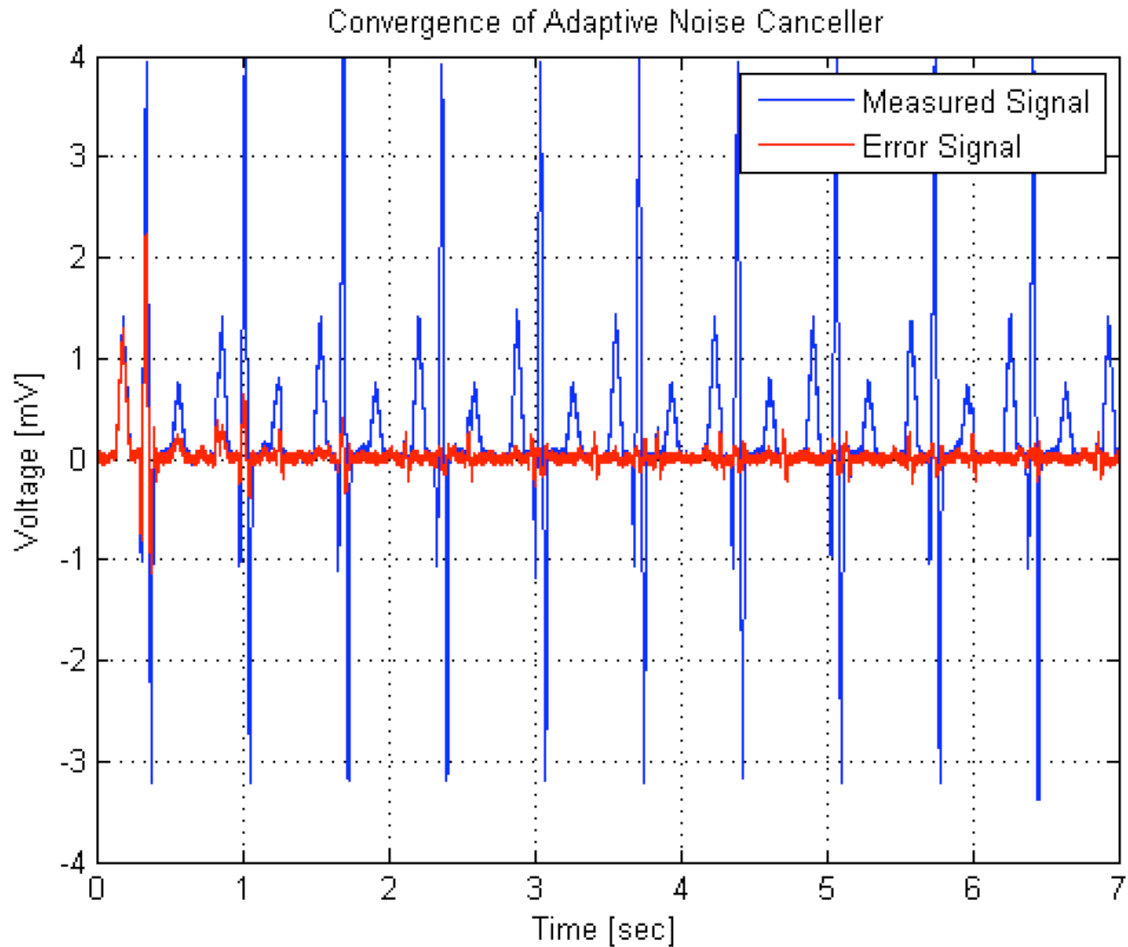
```
x = mhb + 0.02*randn(size(mhb));
plot(t,x);
axis([0 2.5 -4 4]);
grid;
xlabel('Time [sec]');
ylabel('Voltage [mV]');
title('Reference Signal');
```



Aplicación del cancelador adaptativo de ruido

Existen diferentes procesos adaptativos con los que el cancelador podría trabajar, pero por simplicidad usaremos el filtro adaptativo de mínimos cuadrados (LMS) con 15 coeficientes y un tamaño de paso de 0.00007. Con esta configuración el cancelador converge razonablemente bien tras varios segundos de adaptación. Se recomienda que el alumno experimente también otras combinaciones de valores y saque sus propias conclusiones. Es importante consultar el funcionamiento del objeto *dsp.LMSFilter* en Matlab, así como el algoritmo LMS y regla *delta* para la minimización iterativa de funciones en la bibliografía recomendada.

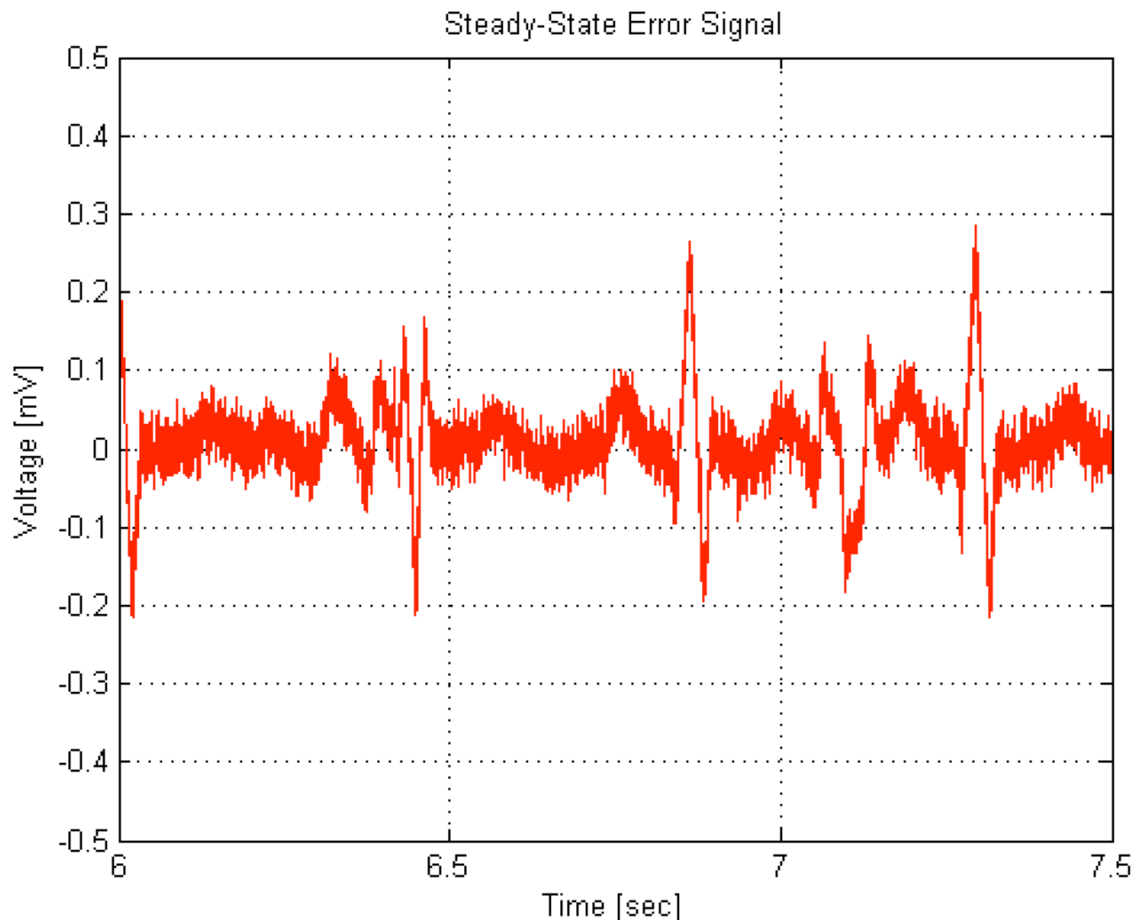
```
lms = dsp.LMSFilter(15,'StepSize',0.00007);
[y,e] = lms(x',d'); %Trabaja con vectores columna
plot(t,d,'b',t,e,'r');
axis([0 7 -4 4]);
grid;
xlabel('Time [sec]');
ylabel('Voltage [mV]');
title('Convergence of Adaptive Noise Canceller');
legend('Measured Signal','Error Signal');
```

Recuperación del electrocardiograma fetal

Una vez el filtro adaptativo ha convergido, la señal de salida $y(n)$ contiene una estimación del electrocardiograma materno, mientras que lo que queda en la señal de error es precisamente el electrocardiograma fetal y algún ruido residual que también se capturó. Medir sobre esta última señal la frecuencia cardíaca fetal y su amplitud.


```
plot(t,e,'r');
axis([6 7.5 -0.5 0.5]);
grid;
xlabel('Time [sec]');
ylabel('Voltage [mV]');
title('Steady-State Error Signal');
```



Realice un filtrado de la señal de error para atenuar el ruido y sin distorsionar excesivamente la señal fetal. Incluya y comente los comandos de Matlab que ha utilizado y también obtenga la gráfica de la función de transferencia del filtro que ha utilizado **(consulte la ayuda en Matlab y busque información en Internet si es necesario)**.

Experimentando con registros reales

Repita todo el procedimiento para los tres casos siguientes:

1. Partiendo de una mezcla en la que se use un ECG materno real (por ejemplo, de Physionet) y un ECG fetal sintetizado con Matlab. Prestar atención en sintetizar el ECG fetal con la misma frecuencia de muestreo y de la misma longitud que el ECG materno, para luego no tener problemas en sumarlos (mezclarlos).
2. Partiendo de una mezcla en la que se use un ECG fetal real (por ejemplo, de Physionet) y un ECG materno de 65 *bpm* sintetizado con Matlab. Si no se encuentra un ECG fetal, puede utilizar el de un adulto con una cifra *bpm* elevada y no múltiplo del mECG, que luego se atenuará antes de mezclarlo con el ECG materno. En este último caso, si deseamos crear un fECG de 150 *bpm* a partir de un mECG real procedemos así:
 - Descargarse de Physionet un ECG de un adulto con una duración suficiente para que contenga más de 75 latidos. Cargarlo en Matlab con `load nombre_registro.mat`; seleccionar un solo registro ECG (normalmente vienen varios en un solo registro), plotearlo y utilizar la herramienta *Data Cursor*  para averiguar el rango de muestras entre las que podemos seleccionar 75

latidos. Luego, desde la línea de comandos, seleccionar dicho rango y asignárselo a una nueva señal (fECG). Otra forma de hacer algo similar, es seleccionar menos latidos y luego concatenarlos en la nueva señal (fECG=(segmento,segmento,...,segmento)).

- Como la señal fECG debe ser de 150 *bpm* y ya contiene 75 latidos, debemos hacer que dure 30 segundos (o el tiempo que hayamos decidido desde un principio, y que debe coincidir con el de la señal mECG sintetizada con Matlab). Este estiramiento/compresión lo podemos hacer cambiando el número de muestras y manteniendo el número de latidos. Para ello, en Matlab disponemos de la función *resample*.
 - Una vez obtenidas mECG y fECG (esta última con menos amplitud), debemos sumarlas para obtener la señal que representa a la que se capturaría en el abdomen de la madre. Debemos asegurarnos que han sido obtenidas con el mismo número de muestras para poder sumarlas.
3. Partiendo de una mezcla en la que ambos registros sean reales (ECG fetal real y ECG materno real. Intente buscar y descargar un registro que contenga ya la mezcla de ambos ECGs en Physionet. Si no se encuentra, utilice para el ECG fetal el de un adulto con una cifra *bpm* elevada y que luego se atenuará antes de mezclarlo con el ECG materno, siguiendo los mismos pasos que en el punto anterior.

Incluya gráficas de todas las señales de entrada y salida en la memoria. Saque las conclusiones que considere oportunas.

Bibliografía

- [1] Tratamiento Digital de Señales: Problemas y Ejercicios Resueltos. Emilio Soria Olivas, Marcelino Martínez Sober, José Vicente Francés Villora. Prentice Hall. 2003.
- [2] Biosignal and Biomedical Image Processing: MATLAB based Applications. Second edition. John L. Semmlow. CRC Press. 2009.
- [3] Biomedical digital signal processing: C-language examples and laboratory experiments for the IBM PC. Willis J. Tompkins. Prentice-Hall, Inc. 1993.
- [4] Matlab© .1994-2009 The MathWorks, Inc.
- [5] Beses de datos extraídas de <http://www.physionet.org/pn3/nifecgdb/>.
- [6] Programa para visualizar y convertir señales en formato EDF: <http://www.teuniz.net/edfbrowser/>.