

SMMAC: Sistema Multisensor para Monitoreo de la Autorregulación Cerebral

Bernardo Yelichich, Diego Morales, Marttin Oliveri, Hector Gomez

Bernardo Yelichich: berlyeli@gmail.com, Diego Morales: dimoral@gmail.com, Marttin Oliveri: mttoliveri@gmail.com

Abstract

The cerebral self-regulation is the mechanism of protection against ischemia and hiperemia, in which the cerebral microcirculation reacts with vasoconstriction or vasodilatation of the small vessels to changes in the encephalic perfusión pressure (PPE), defined like the difference between the arterial pressure average (PAM) and the intracranial pressure (PIC), of way to maintain the stability of the cerebral sanguineous flow (FSC). The cerebral self-regulation function (FAC) often undergoes alterations in severe patients with neuroinjuries, which can even lead to serious sequels and possible death of the patient. In this article is proposed the development of a system to continuous monitoring diverse parameters that characterize the cerebrovascular circulation, to provide a low cost tool for diagnostics, that allows the immediate adoption of corrective therapeutic actions of these alterations.

Keywords: Autorregulación Cerebral, Doppler Pulsado, PRF.

Introducción

Se propone un sistema para el monitoreo conjunto de diversas variables inherentes al funcionamiento cerebrovascular de modo de evaluar en forma continua los coeficientes móviles de autocorrelación Mx (Mean Index Autoregulation) y PRx (Pressure Reactivity index). Las variables a medir son: presión arterial (ABP), presión intracraneala (IPC), electrocardiograma (ECG), saturación de oxígeno en sangre (pSatO₂), reactividad al CO₂, oxigenación (pBtO₂) y temperatura del tejido cerebral, Doppler Transcraneal (TCD) para la medida del flujo sanguíneo cerebral.

SMMAC es un sistema de monitoreo capaz de integrar en una misma pantalla las variables monitoreadas y evaluar en forma continua, automática o semi automática los índices de la función de autorregulación cerebral (FAC).

Descripción y funcionamiento del Sistema

El sistema se puede dividir en dos subsistemas:

A) Adquisición de las señales analógicas provenientes de los distintos monitores tales como ABP, IPC, ECG, etc. y

B) TCD que se implementa íntegramente en el SMMAC.

Referente al subsistema A) éste se implementa con una placa que realiza la adaptación (preamplificación) y aislamiento eléctrico mediante acoplamiento capacitivo de las señales analógicas. Dichas señales son muestreadas por el microcontrolador PIC ya que se trata de señales de bajo ancho de banda (BW) que no excede los 20Hz excepto la señal de ECG de 150Hz de BW.

El subsistema TCD se implementa con 6 placas que se describen a continuación.

1) PIC Board: Placa que contiene al microcontrolador PIC. Se utilizó el PIC18F4550 que tiene integrado un conversor AD con 13 canales de entrada y un módulo para el manejo de la conexión USB.

Implementa: Control digital del sistema, regulación de nivel de alta tensión, adquisición de señales, comunicación con el PC mediante conexión USB 2.0 [1]. Envía al PC, tanto las señales adquiridas como las señales Doppler para su post-procesamiento

2) Tx Board: Placa de transmisión. Genera los pulsos digitales de ultrasonido que alimentan al driver de alta tensión.

3) Probe driver Board: Recibe los pulsos de ultrasonido en niveles TTL y los convierte a pulsos de alta tensión para alimentar al elemento piezoeléctrico que genera las ondas ultrasónicas.

4) Regulable HV Power Supply: Fuente regulable de alta tensión necesaria para generar los pulsos ultrasónicos. Dentro de esta placa también se generan los distintos niveles de tensión necesarios para el resto del circuito.

5) Doppler Probe: Sonda Doppler, contiene el elemento piezoeléctrico y una placa de dimensiones pequeñas que contiene los conectores SMA y realiza una etapa de preamplificación de 20dB para la recepción.

6) Rx Board: Placa de recepción, en ésta se implementa la amplificación, filtrado, demodulación, integración temporal, filtrado anti-aliasing y conversión AD de las señales Doppler.

Utiliza el chip AD8333 de Analog como demodulador I-Q de la señal proveniente de la sonda.

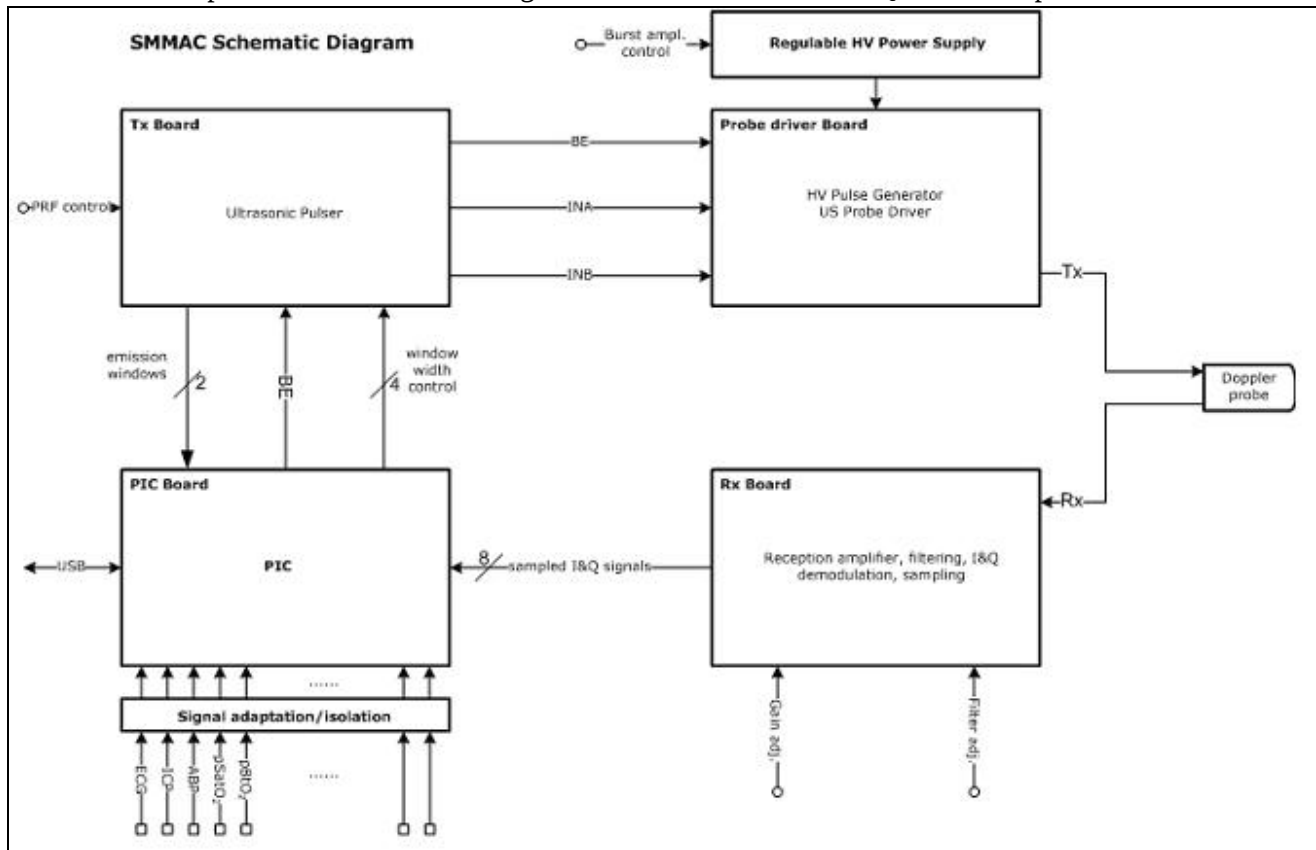


Figura 1: Diagrama de bloques general del Sistema SMMAC

El sistema Doppler que se implementa es del tipo Doppler Pulsado (PW) [2]. La frecuencia de resonancia del elemento piezoeléctrico utilizado es de 2MHz.

En la placa de emisión se generan los bursts de ultrasonido necesarios. Tanto la ventana que determina el ancho del burst, la ventana de recepción, como el período entre dos bursts consecutivos pueden ser modificados por el usuario permitiendo así la variación de la profundidad de campo y del volumen de muestreo [3]. En la siguiente figura se muestran las ventanas de emisión, recepción y los pulsos de salida y señales recibidas.

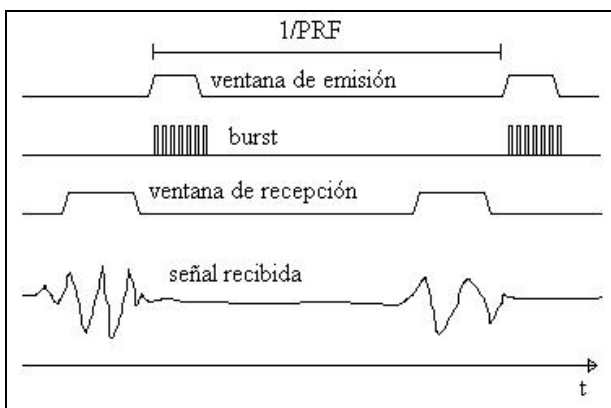


Figura 2: esquema de pulsos de emisión y recepción.

La Frecuencia de repetición de burst (PRF) determina la profundidad en el tejido del volumen de muestreo. [4]

La velocidad del flujo de la sangre en un sistema doppler queda determinada por la siguiente ecuación:

$$f_d = \frac{2f_0}{c} \cdot v \quad (1)$$

donde f_d es la frecuencia doppler detectada, f_0 es la frecuencia emitida, también llamada frecuencia de portadora, c es la velocidad de propagación del sonido en el fluido y v es la velocidad del fluido en cuestión. El procedimiento de detección de velocidad en un sistema PW es el siguiente: se emite el burst de ultrasonido cuyo ancho es determinado por la duración de la ventana de emisión, se recibe y demodula en fase y cuadratura el eco recibido y durante la ventana de recepción se integran en el tiempo las señales I y Q demoduladas. Al finalizar la integración se muestrean las salidas de los integradores previo filtrado antialiasing de las correspondientes señales I Q. Se toma una sola muestra por cada ventana de recepción; como la frecuencia de repetición de ventanas es justamente PRF, y se debe cumplir el teorema del muestreo:

$$f_d (\text{max}) \leq PRF/2 \quad (2)$$

juntando las ecuaciones (1) y (2) obtenemos:

$$\frac{2f_0}{c} \cdot v_{(\max)} \leq PRF/2 \quad (3)$$

Se deduce que para sistemas PW la máxima velocidad detectable queda determinada por la PRF. Si por otro lado observamos que a mayor PRF se obtienen velocidades provenientes de menor profundidad en el tejido y viceversa, se concluye que a mayor profundidad, menor es la máxima velocidad detectable por el sistema. Por lo general en los sistemas PW se puede elegir entre uno dos o a lo sumo tres valores de PRF fijos, y variando la ventana de recepción ente las dos ventanas de emisión libremente se logra captar ecos en la profundidad de interés. Implementado de esta forma es mas simple el filtrado antialiasing ya que la PRF permanece fija en a lo sumo tres valores diferentes, pero tiene la desventaja que se puede no estar aprovechando al máximo la capacidad de detección de velocidades del sistema, como se muestra en la siguiente figura.

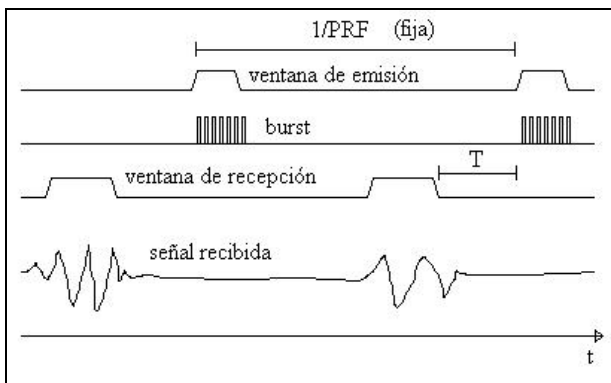


Figura 3: esquema de pulsos en sistema con ventanas de recepción y emisión no consecutivas.

En la figura se observa que si PRF permanece fija y las señales de interés se encuentran en la posición temporal mostrada, existe un tiempo T que no está siendo utilizado para obtener señales mas profundas pero que nos está limitando la capacidad de detección de velocidades mas altas.

En el sistema SMMAC las ventanas de recepción y emisión se generan en forma consecutiva para optimizar la detección de velocidades. Esto implica que se construyeron los filtros antialiasing con frecuencia de corte variable con PRF. Se utilizaron filtros switcheados capacitivos LMF100 (Nacional Semiconductor) de octavo orden como proponen D. Evans y W. McDicken [5]. Para la demodulación I Q se utilizó el chip AD8333 de Analog Devices. Se trata de un integrado de demodulación I Q de alta performance y bajo ruido.

Una vez muestreadas las señales I Q de fase y cuadratura se envían al PC mediante el bus USB.

Se utiliza el método de Phasing-fiter [6] implementado utilizando la transformada de Hilbert, para construir los flujos directo y reverso a partir de las señales de fase y cuadratura I y Q.

En la figura se muestra un diagrama esquemático para la obtención de las señales de flujo directo y reverso.

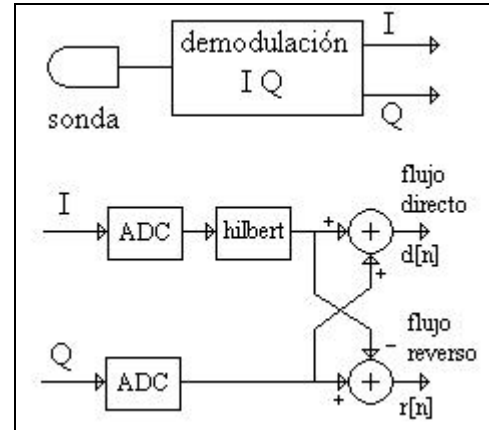


Figura 4: obtención de las señales de flujo directo y reverso.

Luego de obtenidas estas señales digitales $d[n]$ y $r[n]$ se realizan las correspondientes transformadas de Fourier en tiempo discreto para detectar los componentes de frecuencia y mostrar en pantalla el espectrograma. De esta forma se obtienen los perfiles de velocidades existentes en el volumen de muestreo en instantes consecutivos de tiempo. El tiempo de cálculo de un espectrograma es configurable y se ubica en el entorno del milisegundo, dependiendo de la cantidad de muestras que se utilicen para realizar los cálculos.

Conclusiones

La integración del sistema PW implementado con las señales adquiridas de los distintos equipos de monitoreo permiten el cálculo de índices medios Mx (Mean Index of Autoregulation) y PRx (Pressure Reactivity Index). Los índices de interés y los diferentes métodos para calcularlos ya sea por medio de medias móviles solapadas, sin solapar, distinta cantidad de puntos para el cálculo, etc. están siendo evaluadas y estudiadas por el equipo de trabajo. El sistema permite una flexibilidad total para el cálculo ya que los algoritmos fueron programados utilizando Matlab 7.

Se implementó entonces, un prototipo flexible de bajo costo, de un sistema de doppler pulsado que integra otros sistemas de monitoreo para con esa información medir los índices de la FAC.

Referencias

- [1] Rawin Rojvanit, Microchip Technology Inc. DS00956, Migrating Applications to USB from RS-232 UART with Minimal Impact on PC Software.

- [2] D.H. Evans and W.N. McDicken; *Doppler Ultrasound. Physics, Instrumentation and Signal Processing. Second Edition* p. 105.
- [3] D.H. Evans and W.N. McDicken; *Doppler Ultrasound. Physics, Instrumentation and Signal Processing. Second Edition* p. 47.
- [4] D.H. Evans and W.N. McDicken; *Doppler Ultrasound. Physics, Instrumentation and Signal Processing. Second Edition* p. 49.
- [5] D.H. Evans and W.N. McDicken; *Doppler Ultrasound. Physics, Instrumentation and Signal Processing. Second Edition* p. 104.
- [6] D.H. Evans and W.N. McDicken; *Doppler Ultrasound. Physics, Instrumentation and Signal Processing. Second Edition* p. 108.

