

IMPLEMENTACIÓN DE UN CONVERTOR RF-DC COMO PARTE DE UN SISTEMA DE MODULACIÓN POR ABSORCIÓN

Daniel Crepaldo, Eduardo Prina, María Isabel Schiavon

E-mail: crepaldo@fceia.unr.edu.ar, eprina@fceia.unr.edu.ar, bambi@fceia.unr.edu.ar,

Laboratorio de Microelectrónica – Centro de diseño Iberchip 8103
Facultad de Ciencias Exactas, Ingeniería y Agrimensura
Universidad Nacional de Rosario, Argentina.
Av. Pellegrini 250 – (2000) Rosario. Argentina.
TE: 54 341 4802649 int. 119 FAX: 54 341 4802654

SUMMARY

It shows the implementation of a rectifier-filter unit constructed in CMOS technology as a part of a moving alive-beings physiological variable integrated monitoring system. The system is remotely powered from an external unit and the data are readed from the external unit by means of absorbed energy modulation. Circuit transistors sizing is described, so as of the corresponding filter, according to consumption and information transference requirements. The circuit was developed for CMOS ATMEL 0.7 μ m technology, responding to low consumption specifications.

RESUMEN

Se trata de la implementación de un conjunto rectificador-filtro construido en tecnología CMOS como parte de un sistema integrado para monitoreo de variables fisiológicas en seres vivos en movimiento. El sistema se energiza en forma remota desde una unidad externa y los datos sensados son leídos desde la unidad externa mediante modulación de la energía absorbida. Se describe el dimensionamiento de los transistores del circuito, así como del filtro correspondiente, de acuerdo a los requerimientos de consumo y transferencia de información. El circuito se desarrolló para tecnología CMOS de ATMEL de .7 μ m, respondiendo a especificaciones de bajo consumo.

IMPLEMENTACIÓN DE UN CONVERTOR RF-DC COMO PARTE DE UN SISTEMA DE MODULACIÓN POR ABSORCIÓN

Daniel Crepaldo, Eduardo Prina, María Isabel Schiavon

Laboratorio de Microelectrónica
Facultad de Ciencias Exactas, Ingeniería y Agrimensura
Universidad Nacional de Rosario, Argentina.
Av. Pellegrini 250 – (2000) Rosario. Argentina.
TE: 54 341 4802649 int. 119 FAX: 54 341 4802654
E-mail: crepaldo@fceia.unr.edu.ar, eprina@fceia.unr.edu.ar, bambi@fceia.unr.edu.ar

RESUMEN

Se trata de la implementación de un conjunto rectificador-filtro construido en tecnología CMOS como parte de un sistema integrado para monitoreo de variables fisiológicas en seres vivos en movimiento. El sistema se energiza en forma remota desde una unidad externa y los datos sensados son leídos desde la unidad externa mediante modulación de la energía absorbida. Se describe el dimensionamiento de los transistores del circuito, así como del filtro correspondiente, de acuerdo a los requerimientos de consumo y transferencia de información. El circuito se desarrolló para tecnología CMOS de ATMEL de $.7\mu\text{m}$, respondiendo a especificaciones de bajo consumo.

FUNDAMENTOS.

La posibilidad de utilizar técnicas inalámbricas para control y medición de parámetros fisiológicos dentro del cuerpo humano ha sido una meta ansiada por los científicos desde antes del descubrimiento del transistor (1947), dado que los sistemas de seguimiento terapéutico remoto permanente facilitan tanto el diagnóstico preventivo como el tratamiento en distintas ramas de la medicina. Ya en los años cincuenta se desarrollaron sistemas tipo píldoras que permitían medir presión y temperatura en el tubo digestivo (basada en un circuito oscilador a transistores) y se siguieron desarrollando distintos sistemas discretos capaces de medir un parámetro específico (temperatura, presión, fuerza, flujo). A partir de la popularización en la década del '70 de los circuitos integrados de aplicación específica (ASIC) debida a los trabajos de Carver y Mead, aparecieron en el mercado dispositivos integrados para terapia y prótesis implantables (marcapasos, prótesis cocleares, etc.). Dentro del campo de los ASIC, la tecnología de mayor desarrollo y comúnmente aplicada es la CMOS,

ya que facilita la integración en gran escala de sistemas mixtos analógico - digitales de bajo consumo y alta velocidad de operación.

En la actualidad, los determinantes para avanzar en el desarrollo de microsistemas inalámbricos son las fuentes de energía, y los sensores o transductores.

El método apropiado para proveer potencia a los sistemas para monitoreo en seres vivos en movimiento depende del consumo y el tiempo de utilización necesario. Para aplicaciones de tiempo corto y bajo consumo se utilizan baterías de litio (altas cargas capacitivas) y de óxido de plata (microsistemas), mientras que la energización por medio de acoplamiento inductivo es la adoptada para sistemas de prótesis y terapia de larga vida útil.

Una técnica que abre interesantes posibilidades para este último tipo de sistemas, dado que permite simultáneamente la energización y la extracción de los datos con alta funcionalidad y confiabilidad, y un mínimo requerimiento de energía, es la modulación por absorción. En esta técnica no hay en realidad transmisión propiamente dicha desde el circuito hacia el exterior, sino que la información es reflejada por medio de la modulación de la energía absorbida sobre el transmisor de energía externo a través del acoplamiento inductivo.

En el presente trabajo se describe la implementación de un convertor RF-DC construido en tecnología CMOS como parte de un sistema integrado para monitoreo de variables fisiológicas en seres vivos en movimiento. El circuito permite la energización en forma remota a través de un acoplamiento inductivo desde una unidad externa y la lectura de los datos sensados desde la unidad externa mediante modulación de la energía absorbida, como se ve en el diagrama en bloques de la figura 1. La frecuencia de trabajo propuesta para el enlace es de 10 MHz.

El convertor se compone de un rectificador CMOS de onda completa, seguido de un filtro a capacitor integrado para obtener una tensión de salida sustancialmente constante con la cual alimentar el resto de las etapas que componen el sistema remoto.

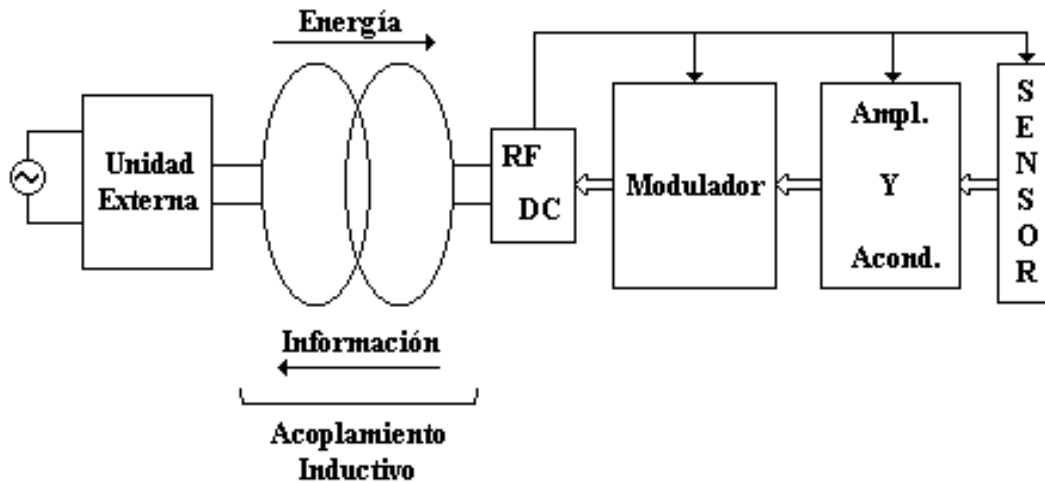


Figura 1: DIAGRAMA EN BLOQUES

2. FUNCIONAMIENTO

En la figura 2 se muestra el circuito del convertidor. Al alimentar el rectificador con una tensión alterna, la corriente circulará alternativamente por los pares de transistores principales (M1-M4 y M3-M2) mientras que los otros cuatro transistores cumplen la función de fijar en forma dinámica los potenciales de sustrato de M3 y M4 (pozos tipo n).

La tensión de salida máxima será

$$V_{om\acute{a}x} = V_{im\acute{a}x} - V_{dsn} - V_{dsp}$$

Para los transistores canal n, la tensión puerta-fuente es independiente de la corriente del rectificador y aproximadamente igual a la tensión de entrada al circuito, por lo que el valor de V_{ds} dependerá de dicha tensión y el valor de la corriente de drenaje.

Los transistores canal p, debido a su conexión, funcionarán exclusivamente en la zona de corriente constante. La tensión puerta-fuente será igual a la tensión drenaje-fuente, y ambas dependerán del valor de la corriente de drenaje.

La inclusión de C1 dará lugar a la aparición de picos de corriente de corta duración a la entrada del circuito. La magnitud de estos picos mantiene una relación lineal con el valor medio de la corriente de salida, como puede verse en la figura 3.

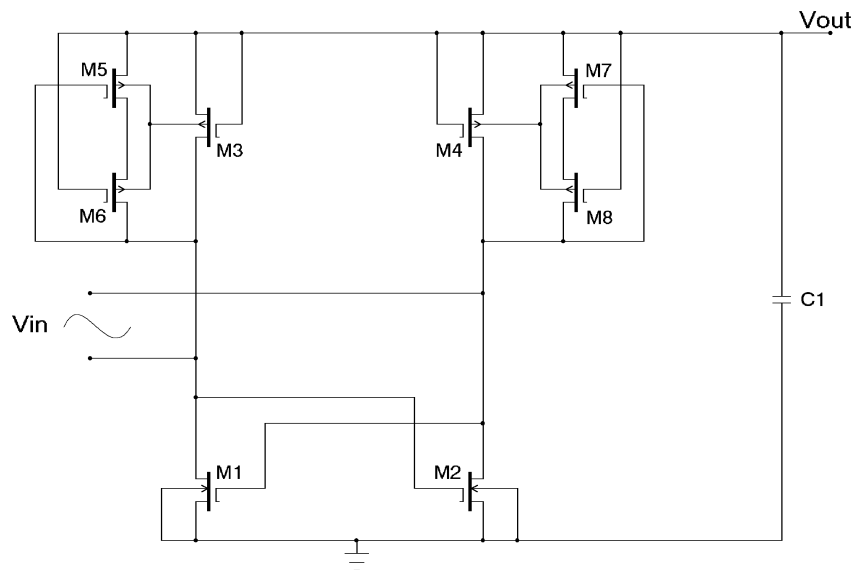


Figura 2: ESQUEMA DEL CIRCUITO

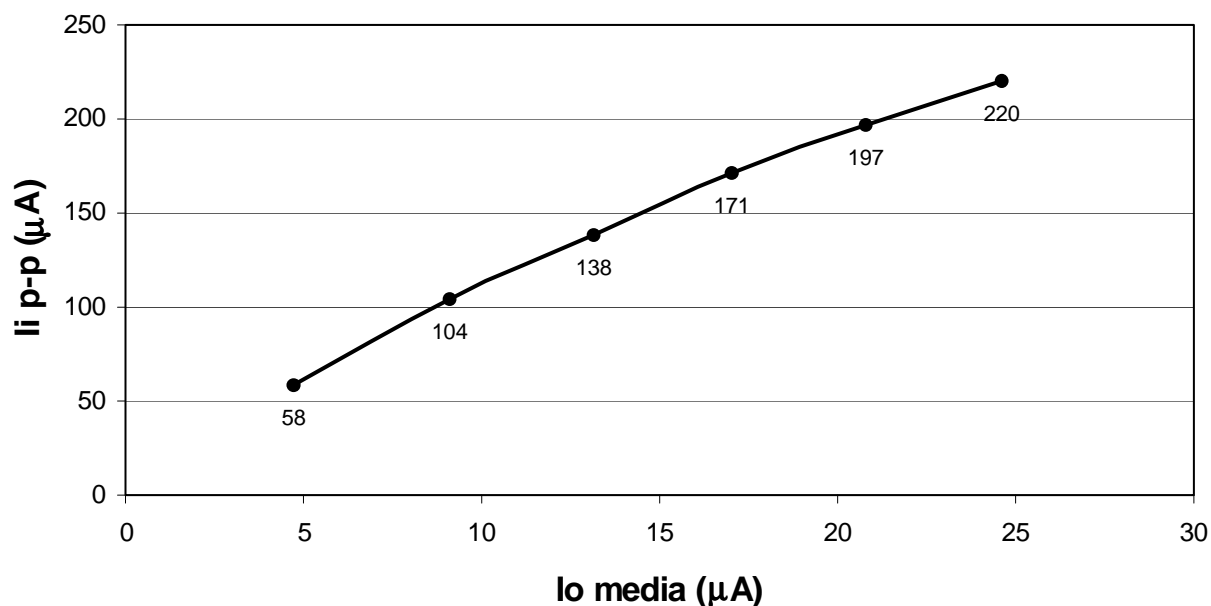


Figura 3: RELACIÓN I_i - I_o

3. DIMENSIONAMIENTO DE LOS TRANSISTORES

Para dimensionar los transistores se tuvieron en cuenta los siguientes criterios:

- Maximizar la tensión media de salida
- Minimizar las corrientes de fuga del rectificador
- Minimizar el área empleada

En todos los casos se considerará al circuito sometido a las máximas condiciones de carga ($20\mu A$)

Para el primer punto debe analizarse la condición particular de funcionamiento de cada transistor con el fin de determinar su influencia sobre la tensión de salida.

Para el segundo criterio deben tenerse en cuenta las capacidades parásitas drenaje-sustrato y fuente-sustrato, responsables de las corrientes que se cierran dentro del rectificador sin pasar por la carga.

En el primer caso se verifica que se obtienen mejores resultados aumentando la relación W/L de los transistores. En cambio, para reducir las capacidades mencionadas los transistores deberán tener el menor área posible (y por lo tanto el menor producto $W.L$ posible). Dado que el mínimo largo del canal viene impuesto por la tecnología empleada, para satisfacer adecuadamente los tres criterios se debe llegar a una solución de compromiso.

Los transistores que más afectan el valor de la tensión de salida el circuito son los principales de canal P, por el hecho de tener la puerta conectada al drenaje (teniendo en cuenta el sentido de la corriente circulante).

De acuerdo a lo expuesto, la caída de tensión en estos transistores será, en una primera aproximación:

$$|V_{ds}| = |V_{gs}| = \sqrt{\frac{I_d \cdot L}{K \cdot W}} + |V_t|$$

Donde :

L: Largo del canal

W: Ancho del canal

K: Parámetro de transconductancia

V_t : Tensión de umbral

De donde:

$$W = \frac{I_d \cdot L}{K \cdot (V_{gs} - V_t)^2}$$

Efectuando esta operación con los valores estándar de la tecnología a emplear, suponiendo un largo de canal mínimo y la máxima corriente media de salida, se obtiene una caída de tensión de 1V para un ancho de $11,3 \mu m$. Tomando este valor como referencia, se efectuó una serie de simulaciones en similares condiciones para valores mayores y menores de W , cuyos resultados se presentan en el gráfico de la figura 4. Como puede verse, a partir de $W = 30\mu m$ no se producen variaciones significativas de la tensión de salida, por lo que adoptamos dicha magnitud.

Efectuando el mismo análisis para los transistores canal n se llega a la conclusión de que su tamaño no influye sustancialmente en la tensión de salida, como se ve en la figura 5, por lo que se los construirá de tamaño mínimo. Los transistores M5, M6, M7 y M8 serán de tamaño mínimo debido a que no existe circulación de corriente a través de ellos

En la siguiente tabla se resumen los tamaños de los elementos del circuito

TRANSISTOR	TIPO	L (μm)	W (μm)
M1 \equiv M2	N	0.7	2.2
M3 \equiv M4	P	1.2	30
M5 \equiv M6 \equiv M7 \equiv M8	P	1.2	2.2

Finalmente, el valor del capacitor se determinó a partir del criterio de obtener un valor de ripple a la salida menor al 1% para las condiciones de carga máxima esperada (20 μA). Esto se logra para $C1 \geq 6 \text{ pF}$, por lo que se estableció un valor de $C1 = 10 \text{ pF}$.

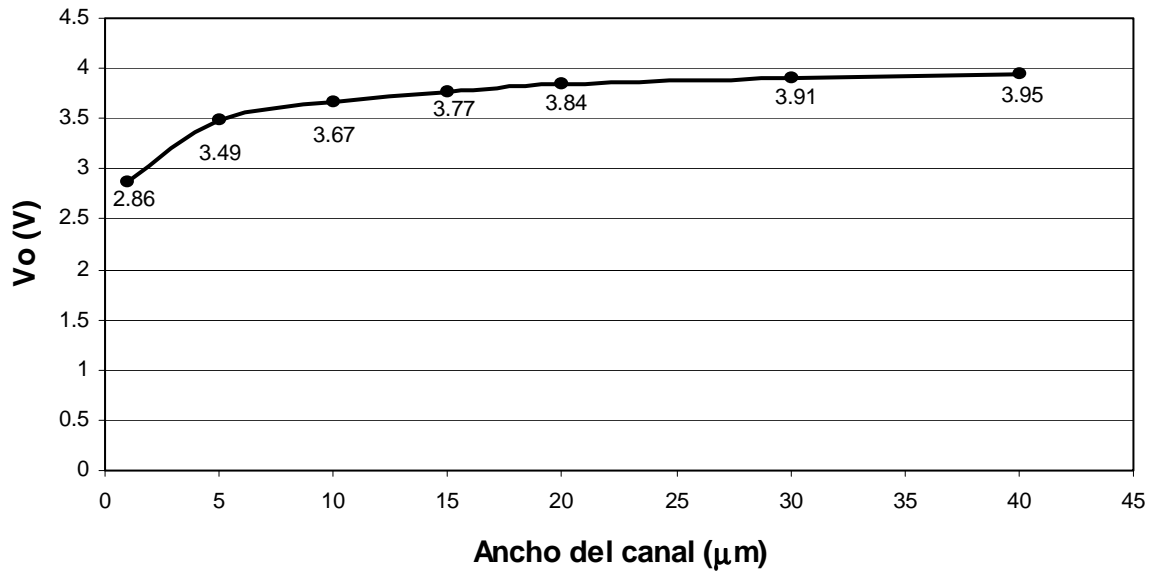


Figura 4: EFECTO DEL TAMAÑO DE LOS TRANSISTORES P

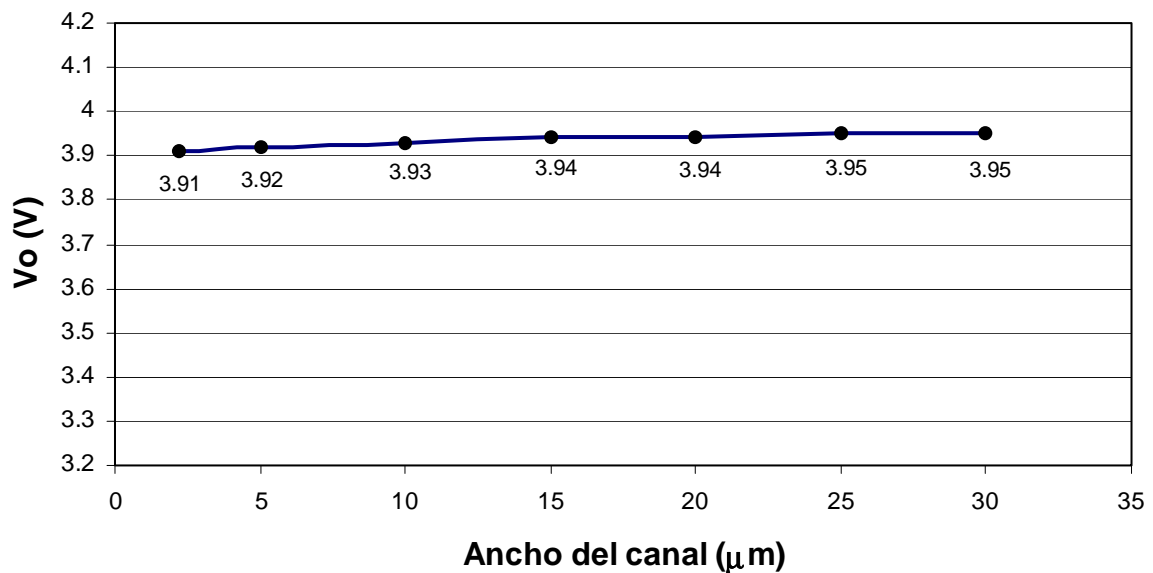


Figura 4: EFECTO DEL TAMAÑO DE LOS TRANSISTORES N

4. CONCLUSIONES

Se presentó un circuito conversor RF-DC totalmente integrado en tecnología CMOS como parte de un sistema integrado para monitoreo de variables fisiológicas en seres vivos en movimiento. El circuito cumple con los requerimientos de linealidad para su empleo en modulación por absorción y fue optimizado para lograr el máximo aprovechamiento del área de silicio ocupada a partir de los requerimientos del sistema. El circuito se diseñó para tecnología CMOS 0,7 μm de ATMEL.

5. BIBLIOGRAFÍA

- S. Masui, E. Ishii, T. Iwawaki, Y. Sugawara, K. Sawada; "A 13.56MHz CMOS RF Identification Transponder IC with Dedicated CPU", IEEE International Solid-State Circuits Conference, San Francisco, February 15-17, 1999.
- Aston Richard, "Principles Of Biomedical Instrumentation And Measurement", Editorial Merrill, ISBN 0-675-20943-9, 1990.
- Mead, C. "Analog VLSI and neural systems". Addison Wesley. 1989.
- Tsividis Yannis. "Operation and modeling of the MOS Transistor". Mc Graw Hill Book Co. 1987
- Gray P., Meyer R. "Análisis y diseño de CI analógicos". Prentice Hall. 1995.
- Gregorian, R. y Temes, G. "Analog MOS integrated circuits for signal processing". J. Wiley & Sons. 1991
- Baker Jacob R., Liis Harry W. & Boyce David E., "CMOS: Circuit Design, Layout and Simulation", IEE Press, ISBN 0-7803-3416-7, 1998