

Actualización de una Bomba de Circulación Extracorpórea

José A. Medina, Marcelo D. Pellicer y Myriam C. Herrera*

*Departamento de Bioingeniería -INSIBIO, CONICET- FACET, UNT- C.C.327 (4000)Tucumán.

RESUMEN

Los dispositivos de circulación extracorpórea se utilizan en salas de cirugía cardiovascular siendo su aplicación más conocida la de reemplazar la actividad de bomba del corazón durante cirugías de transplante, by-pass coronario, reemplazo de aorta y otras. Estas técnicas quirúrgicas deben ser practicadas por cirujanos, personal médico y personal técnico para mejorar los protocolos de recuperación de órganos, hacer más eficientes las maniobras y disminuir los tiempos involucrados en las mismas. La tecnología involucrada en estas máquinas abarca desde sistemas mecánicos básicos hasta sistemas complejos con control electrónico de parámetros. Dentro de nuestro ámbito, se plantea la necesidad de "reciclar" un dispositivo de circulación extracorpórea de motor único para sala de cirugías experimentales. Sabiendo que el costo de un equipo nuevo de este tipo ronda los \$50.000 y, haciendo una evaluación preliminar de costos del reciclado, se considera la alternativa de mejorar un dispositivo antiguo con técnicas de actualidad obteniendo resultados similares a los que se podrían tener en un dispositivo de calidad intermedia.

Palabras claves: • Circulación Extracorpórea • Perfusión • Bomba a rodillo • Actualización tecnológica

Introducción

El reemplazo de la función cardiorespiratoria mediante una máquina de circulación extracorpórea - que consta fundamentalmente de una bomba aspirante-impelente y un dispositivo de intercambio gaseoso (pulmón artificial)- ha permitido desarrollar la cirugía cardíaca directa con un importante margen de éxito¹. El mantenimiento de una perfusión tisular adecuada, en cantidad, tiempo y características hemodinámicas, depende de este sistema mecánico que presenta una gran cantidad de variables, las que deben conocerse y tabularse para lograr el ideal de perfusión. Las mismas dependen de (1) un cálculo previo para determinar el flujo ideal teniendo en cuenta el peso ó la superficie corporal del paciente -se administran entre 40 y 100cm³/Kg/min ó 2-3 litros/m² de superficie/min- y (2) de las posibilidades de la máquina de aportar el flujo elegido dependiendo, en principio, de tres factores:

- Del calibre de las tubuladuras (cánulas que se utilizan para drenar la sangre).
- Del calibre del látex (cánula en contacto con el rodillo giratorio).
- Del número de vueltas por unidad de tiempo de la bomba (RPM).

A frecuencias menores de 30r.p.m., el flujo generado es muy pulsátil y las presiones que generan resultan perjudiciales; en adultos (con frecuencia cardíaca entre 70-110lat/min), las R.P.M. ideales varían entre 35-55r.p.m. y en niños (con frecuencia cardíaca entre 100-130lat/min), las RPM varían entre 50-65r.p.m. tratando de lograr un volumen sistólico similar al fisiológico.

Si bien el flujo fisiológico es pulsátil, la falta de un mecanismo valvular en los circuitos extracorpóreos que tengan la función de la válvula aórtica, hace que sea preferible el uso de flujo casi continuo²⁻³. Para lograr el mismo es necesario una coherente utilización de los componentes del sistema (látex-cánula) y el agregado del "depulsador", sobre todo cuando la bomba trabaja a bajas revoluciones.

La tabulación de los parámetros de la bomba se realiza en forma manual por el personal médico y técnico con las dificultades que ello acarrea; de allí, el agregado de electrónica de control y visualización continua de parámetros básicos intenta mejorar el desempeño dentro de la sala de cirugía a tórax abierto. El dispositivo a modificar se usa para aplicaciones en cirugía experimental. Se busca: 1-Automatizar la selección de látex y cálculo de RPM y FLUJO instantáneo para mejorar la calidad de interacción entre usuario y máquina. 2- Diseñar un control de velocidad para el motor impulsor modificando la técnica para medir las revoluciones por minuto del motor (RPM). 3- Incluir microprocesadores dedicados para cálculo y visualización en display de las RPM en [r.p.m.] y Flujo en [L/minuto] de la bomba.

Desarrollo

Se realizan tres etapas; a saber: 1) de relevamiento, 2) de diseño y 3) de evaluación.

Etapa de relevamiento

Se identifican y relevamos los elementos originales de la bomba. El circuito de comando se muestra en Figura 1. La señal proveniente de la red (110V-50Hz) se rectifica y se aplica al motor; el encendido se realiza con la llave S-1 (ON-OFF) y la puesta en marcha del motor, con la llave S-2 conectando la alimentación al arrollamiento variable. Esta bomba tiene fusibles (F1 y F2) como *dispositivos de protección*; uno por cada arrollamiento. Como protección para el usuario sólo se dispone de puesta a tierra. No posee dispositivos de aislamiento de ruido de red.

El *control de velocidad* se consigue variando la amplitud de la señal de entrada al devanado con campo variable por medio de un VARIAC antes del rectificador. Se obtiene así una regulación continua y suave sin componentes armónicas de manera que el motor gira con velocidad constante. Sobre el *variac* se aplica la tensión de red (110V-50Hz) (terminales 3 y 4 de la Fig.1); el terminal 2 (borne móvil del *variac*) se conecta a un puente de diodos (RECT1) que rectifica la tensión de red (motor de corriente continua). Este puente de diodos se conecta a una bobina de choque (CH) -para limitar los picos de corriente- y alimenta la bobina de campo variable del motor. Entre los terminales 4 y 1 -algunas espiras del devanado del *variac*- se establece una bobina de choque para el bobinado de campo constante usando un segundo puente rectificador de onda completa (RECT2); este motor se conoce como motor COMPOUND. Los dos puentes rectificadores alimentan los dos devanados estáticos del motor, uno fijo y el otro variable. El *cambio en el sentido de giro* de la bomba, que le permite actuar como impelente o aspirante- se consigue modificando la polaridad del devanado de armadura del motor. Para realizar el cambio, se detiene el motor con S-2 (deja libre el eje del mismo) y se conecta entre los bornes de la armadura una resistencia de frenado (R_f) para derivar la corriente generada; esto contribuye a que el motor se detenga en forma casi instantánea. Luego, se acciona el interruptor de conmutación S-3 para cambiar de polaridad y finalmente, S-2 pone nuevamente en marcha el motor girando ahora en sentido opuesto.

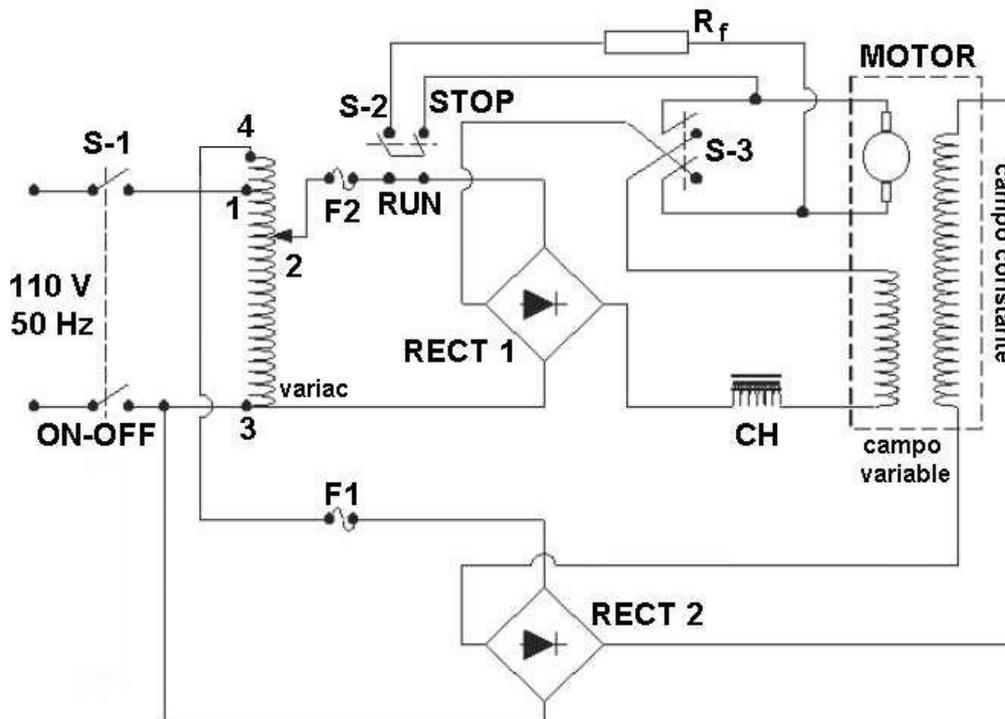


Figura 1. Circuito original del dispositivo

Por otro lado, un dínamo acoplado mecánicamente a la polea del rodillo genera una tensión proporcional a las RPM del motor (mayor velocidad, mayor tensión y viceversa); dicha tensión se presenta en un instrumento de aguja en el frente del dispositivo.

Etapa de diseño

Control de velocidad de la Bomba

Se propone cambiar el *variac* descrito en el párrafo precedente por un control mediante modulación por ancho del pulso (PWM). El circuito de la Figura 2 consta de un generador de rampa (Tr1 y Tr2) a partir de una tensión rectificada de onda completa ($V_{\text{REFERENCIA}}$); la rampa, de 100Hz y un pico de 15V, es comparada con un nivel de continua (referencia variable) utilizando el potenciómetro (P2), dispuesto en el frente del instrumento para seleccionar el valor de las RPM deseadas. El comparador (CI1) proporciona a la salida un pulso de ancho variable según sea el nivel de referencia y ataca la base de Tr3 que polariza el fotodiodo de un optoacoplador. La alimentación del circuito de baja potencia se realiza a partir de una fuente regulada aislada de la fuente que maneja el motor; esta es la razón para optoaislar ambos circuitos. Finalmente, el optotransistor excita a Tr4, un transistor de potencia con carga en colector, que genera pulsos de ancho variable usados para manejar el excitador del motor variando el ángulo de conducción del mismo.

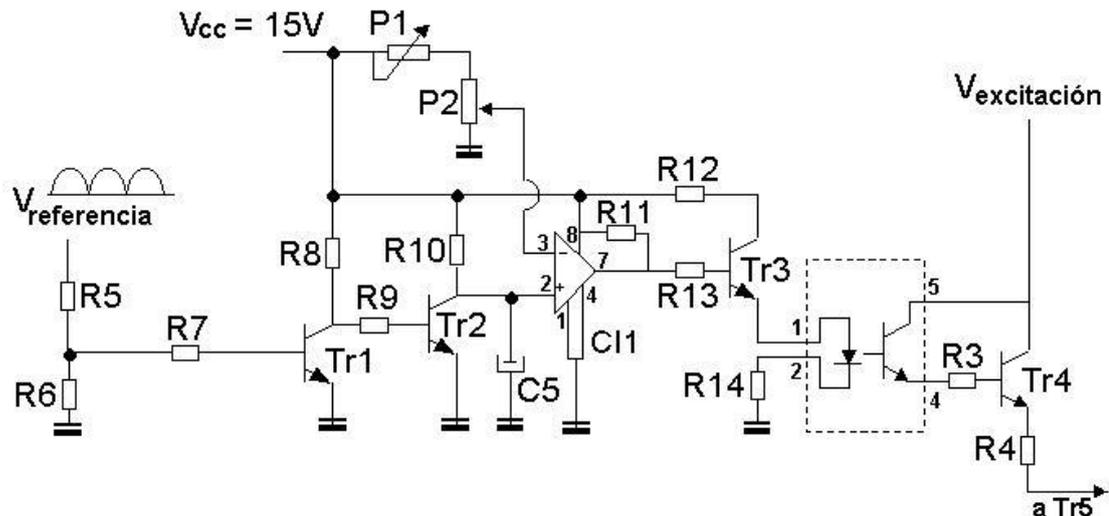


Figura 2 - Circuito de control de velocidad de la bomba por PWM

Circuito de potencia

Su objetivo es manejar el motor (arrollamiento variable y fijo). El circuito completo se presenta en la Figura 3. Dos puentes rectificadores de onda completa, PR1 y PR2, son alimentados con alterna de 110V eficaces. PR1 se conecta a través de una bobina de choque CH1, capaz de soportar la corriente nominal del motor (1,6A), al arrollamiento variable del mismo. El transistor Tr5 (BU208D), que funciona en corte o saturación, se alimenta a través del motor que está conectado como carga de colector. A su vez, la base del transistor Tr5, se excita mediante el tren de pulsos de ancho variable generado por un par Darlington compuesto por el transistor de salida del optoacoplador cuyo emisor excita la base del transistor Tr4 (TIP 31). De esta manera, conduce intermitentemente variando la velocidad del motor.

El colector de Tr4 es excitado por Tr6 (TIP47) que funciona como fuente de alimentación enclavada por el zener Dz (10mA y 24V).

Por otro lado, PR2 alimenta exclusivamente el devanado fijo del motor a través de otra bobina de choque CH2. Las referencias de ambos puentes en ningún momento se encuentran interconectadas. La excitación de la armadura y el cambio de sentido de giro del motor se mantienen como en el diseño anterior.

Medición y Visualización de las RPM

Como se describe en la etapa de relevamiento, las RPM de la bomba se monitorean con un dínamo acoplado mecánicamente a la polea del rodillo. Se propone reemplazar este dínamo por un circuito mixto, eléctrico y mecánico que se describe a continuación.

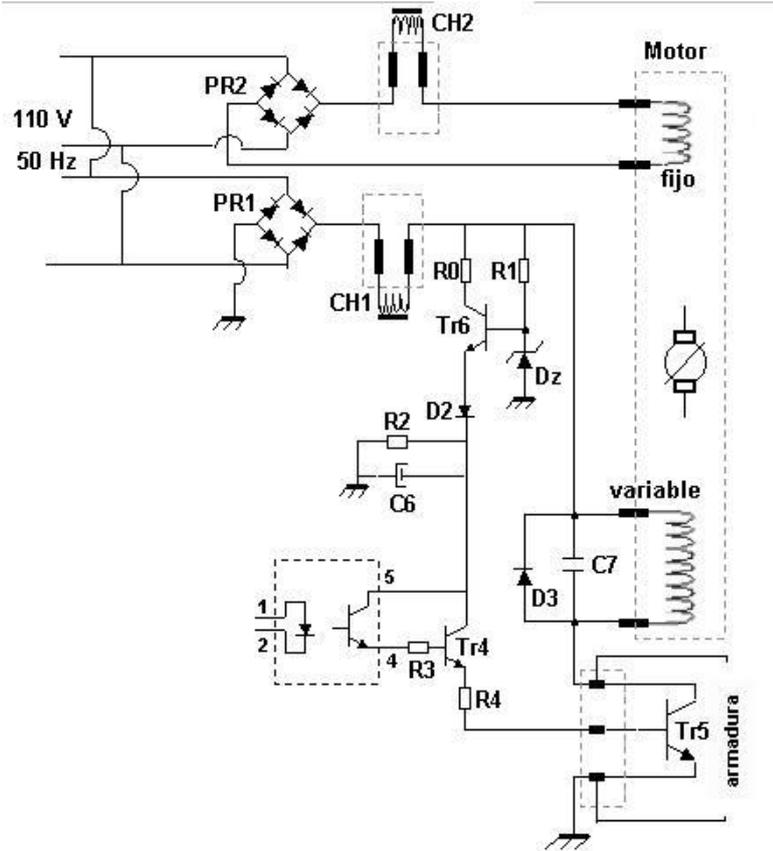


Figura 3. Circuito de potencia y conexionado del motor

Una rueda dentada se adhiere al eje del rodillo. Los dientes de la misma interrumpen el camino de una llave óptica excitando el transistor de salida de la misma a intervalos regulares (Figura 4). De esta forma, se genera una onda cuadrada cuya frecuencia resulta proporcional a la velocidad del rodillo (RPM).

La rueda se diseña con 60 dientes de manera que por cada 60 pulsos se cuenta una revolución completa. Si se muestrean durante 1seg los pulsos generados, 1r.p.s. del motor corresponde a corresponde a 60 p.p.v.; con esta simplificación 1r.p.s. equivale a 60r.p.m. igual al número de pulsos. De esta manera, $X \text{ r.p.m. es igual } X \text{ pulsos}$. Al momento de programar se facilita la tarea, pues se cuenta cada diente como si fuera una revolución por minuto.

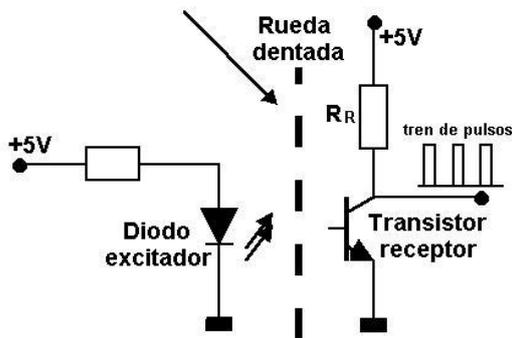


Figura 4. Modo de funcionamiento del dispositivo óptico-mecánico para determinar las RPM del rodillo.

La velocidad con que pasa cada diente a través del dispositivo óptico debe ser tal que respete el tiempo mínimo de lectura del dispositivo que se usa para "leer" el pulso. En este caso, la digitalización se realiza con microcontroladores de la familia PIC 16F84. Considerando el "peor caso" en que la velocidad máxima con que gira el rodillo es de aproximadamente 100r.p.m., el PIC debe leer 100 pulsos en el segundo en que muestrea.

Luego, el tiempo del ciclo de cada diente se calcula considerando un ciclo útil de 0,5 como:

$$t_{\text{ciclo del diente}} = 1/100 \text{ pulsos/seg} \cdot (0,5) = 5 \text{ mseg} \quad [1]$$

Las dimensiones de la rueda dentada (especialmente su radio) y las de cada diente intervienen en el cálculo del tiempo necesario para la lectura correcta. Se elige un tiempo de giro mayor que el mínimo necesario para una lectura correcta. La velocidad (tangencial) de cada diente será mayor si está más cerca del centro de la rueda que si está más alejado. Se puede demostrar a través de:

$$L = \alpha \cdot r \quad [2]$$

siendo L la longitud del arco, α el ángulo recorrido y r el radio de giro. Cuanto mayor es el radio de giro menor es la velocidad tangencial; por lo tanto, si se disminuye el radio, disminuye el tiempo. Podemos así calcular el tiempo y el radio mínimo.

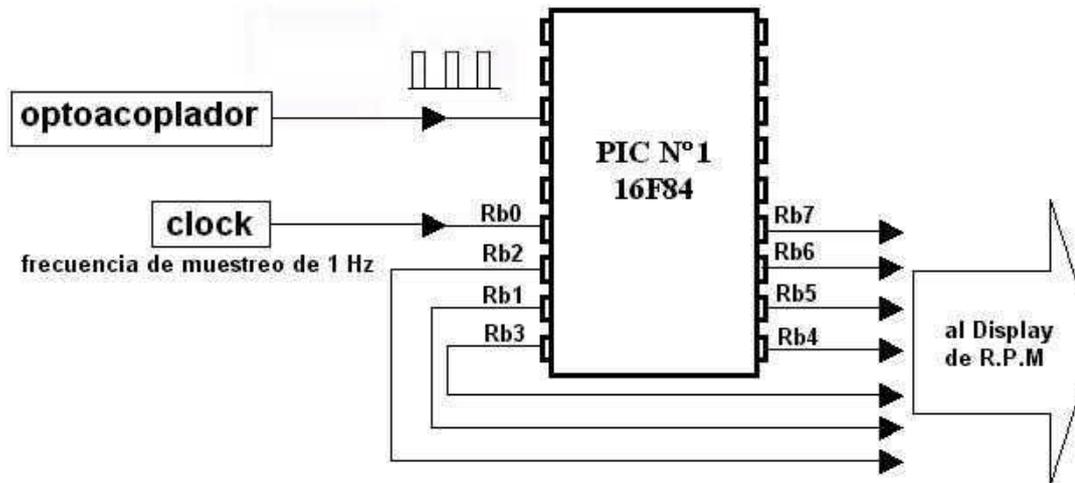


Figura 5. Diagrama de conexiones para la visualización de las RPM

Los pulsos que aparecen en el colector del transistor del optoacoplador (llave óptica de la Fig. 4) tienen frecuencia variable dependiendo de la velocidad del motor. Ellos se dirigen a los pines de un microcontrolador destinado a contar dichos pulsos (Figura 5). El microcontrolador PIC N°1 (16F84) guarda el número de pulsos en un registro durante 1seg. Concluido ese tiempo, se genera una interrupción externa provocada por un reloj (CLK externo). Dicho reloj se implementa con otro microcontrolador de la misma familia (PIC N°3). Al salir de la interrupción se muestra el resultado en displays.

Cálculo y Visualización del Flujo

El flujo en [mL/min] se calcula multiplicando el volumen desplazado por el rodillo en cada vuelta (V_{CAN}) por el número de revoluciones por minuto del motor (RPM).

$$\text{Flujo} = \text{RPM} \cdot V_{CAN} \quad [3]$$

Dicho volumen se calcula como

$$V_{CAN} = \pi \cdot \left(\frac{D}{2}\right)^2 \cdot L_{\text{LATEX LIBRE}} \quad [4]$$

siendo $L_{\text{LATEX LIBRE}}$, la longitud del arco presionado por el rodillo y D , el diámetro de la cánula.

Si se conoce que $L_{\text{LATEX LIBRE}}$ es de 35cm (nuestro caso) y se seleccionan 3 cánulas (1/4, 3/8 y 1/2 pulgadas), el volumen V_{CAN} resulta en 3 constantes cuyos valores exactos son 11.08, 24.94 y 44.34 en [mL]. Estas constantes se redondean al múltiplo de 10 más cercano para simplificar los cálculos en los microcontroladores; esto es, 10, 30 y 40.

Una botonera en el frente del equipo se usa como selector de cánulas. Para ello, se manejan tres líneas del puerto B del PIC N°2 que ingresa en cada caso, alguna de las 3 constantes redondeadas para

que el PIC calcule el flujo (Figura 6) y lo presente en un display de 7 segmentos. Cada botón tiene asociado un circuito antirrebote.

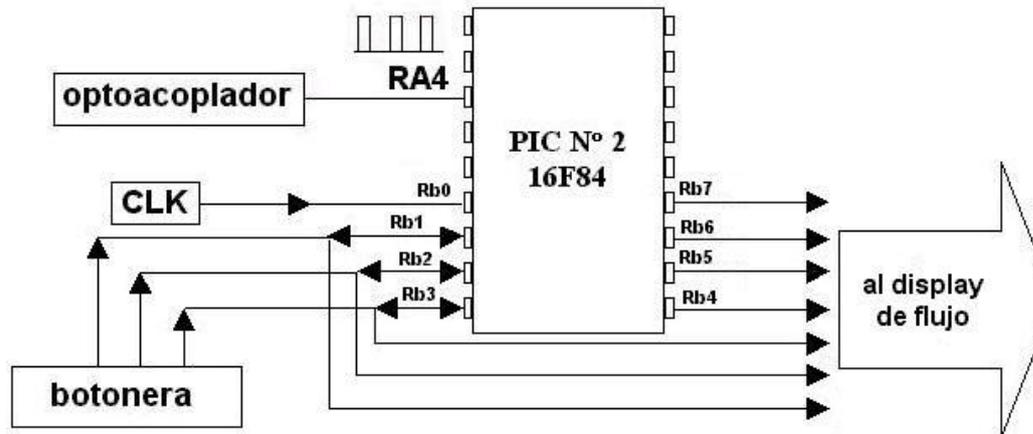


Figura 6. Diagrama de conexiones para la visualización del Flujo

Las líneas desde Rb1 a Rb7 del puerto B de dicho PIC se conectan a los displays; los segmentos se iluminan cuando la línea del puerto B tiene un nivel alto. No se utiliza el punto decimal. El flujo se presenta en 5 displays y las RPM en 3 displays. Para que tres (o cinco) displays se "vean" encendidos a la misma vez, se realiza un barrido de habilitación. Este barrido tiene una duración de 20 milisegundos; el tiempo de encendido es 20 mseg/N° de display. Para las R.P.M, se habilitan cada 6.6 milisegundos mientras que para el flujo, el barrido es de 5 mseg ya que maneja una línea más del puerto A (RA3). El quinto display se maneja con un tercer PIC que actúa como Reloj (CLK).

El reloj externo

Es generado por un tercer microcontrolador de la misma familia cuyo conexionado es similar a los presentados en las Fig. 5 y 6. El reloj provee los pulsos de muestreo para la medición de las RPM y el flujo. El tiempo de muestreo es de 1 segundo, permaneciendo 0,5 segundos en nivel bajo y 0,5 segundos en nivel alto. Este PIC también enciende los testigos que identifican las teclas de cada cánula y maneja el display perteneciente a la unidad del visualizador de flujo como se mencionara antes.

Implementación del software del manejo de los PIC

Los PIC16F84 son microcontroladores con tecnología CMOS de 8 bits que poseen memoria EEPROM regrabable. Su programación se realiza en assembler. El software de programación de los dispositivos se obtiene en forma gratuita en internet (Microchip Electronic Inc.) y la tarjeta de programación utilizada (PROPIC) se compra también por internet.

Etapas de evaluación

La rutina normal de prueba de un dispositivo de circulación extracorpórea requiere la evaluación del flujo generado y de las presiones que este flujo es capaz de mantener en el sistema de tubuladura⁴. En nuestro caso, se evalúa sólo el comportamiento de la primera variable a la salida de la cánula del rodillo y, considerando que se trata de un dispositivo para uso en cirugía experimental, no se evalúan en este trabajo las tubuladuras ni el pulmón artificial, que se realizará en etapas posteriores. El procedimiento consiste en:

- 1- Seleccionar y colocar en el rodillo una de las tres cánulas posibles.
- 2- Llenar el circuito con agua. Verificar el reflujos y la oclusión del rodillo para cada cánula.
- 3- Calcular y medir los volúmenes individuales de cada tubuladura.
- 4- Poner en funcionamiento la bomba modificando la velocidad del motor en todo el rango disponible mientras se miden las RPM con un contador patrón. Se construye una curva de calibración. Se verifica el funcionamiento en bajas y altas revoluciones.
- 5- Evaluar el efecto del redondeo de la constante de selección de cánulas.

Medición de Volúmenes

Para cada cánula, se calcularon los volúmenes desplazados por el rodillo $V_{CAN}(EX)$ usando la ecuación [4] multiplicada por un factor de 100. Este volumen se denomina "exacto". Luego, se calcula el mismo volumen pero con redondeo $V_{CAN}(RED)$ multiplicado por un factor de 100 (10, 30 y 40 son las constantes para las cánulas de 1/4', 3/8' y 1/2' respectivamente).

Finalmente, se puso en funcionamiento la bomba durante 1 min a 100r.p.m. con el sistema calibrado en "oclusión mínima" recogiéndose el volumen eyectado $V_{CAN}(MED)$ en un recipiente calibrado. La medición del tiempo se realiza con cronómetro manual. Los resultados se presentan en la Tabla 1. Se describen dos errores porcentuales, de redondeo y real, respecto de los volúmenes medidos, e_{RED} y e_{REAL} respectivamente, calculados como

$$e_{RED} [\%] = (V_{CAN}(EX) - V_{CAN}(RED)) / V_{CAN}(RED) \cdot 100 \quad [5]$$

$$e_{REAL} [\%] = \{[(V_{CAN}(EX) \cdot 100) - (V_{CAN}(MED))] / V_{CAN}(MED)\} \cdot 100 \quad [6]$$

TABLA 1: Comparación los volúmenes calculado y medido para cada una de las posibles tubuladuras a seleccionar x 100.

D_{CAN}		$V_{CAN}(EX) \times 100$ [mL]	$V_{CAN}(RED)$ X100 [mL]	$V_{CAN}(MED)$ [mL]	e_{RED} [%]	e_{REAL} [%]
Pulgadas	cm					
1/4	0.635	1108	1000	1160	+10,8	-4,5
3/8	0.9525	2494	3000	2980	-16,9	-16,3
1/2	1.27	4434	4000	4280	+10,8	+3,6

Calibración de las RPM

El procedimiento de calibración consiste en contrastar la lectura de las RPM monitoreadas en el display del equipo con un tacómetro de referencia. El resultado se presenta en la Figura 7. La ecuación de la recta de tendencia de los puntos representados se acerca a la línea identidad $y=0,9745x$ con un coeficiente de correlación de 0,9985.

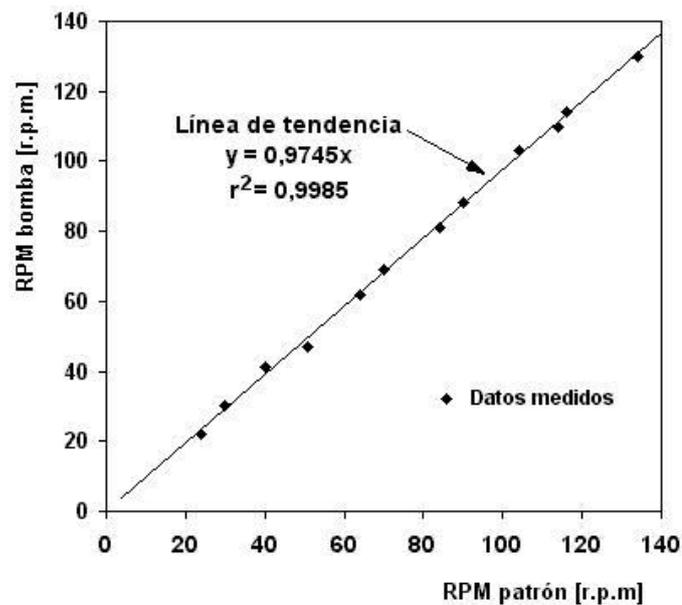
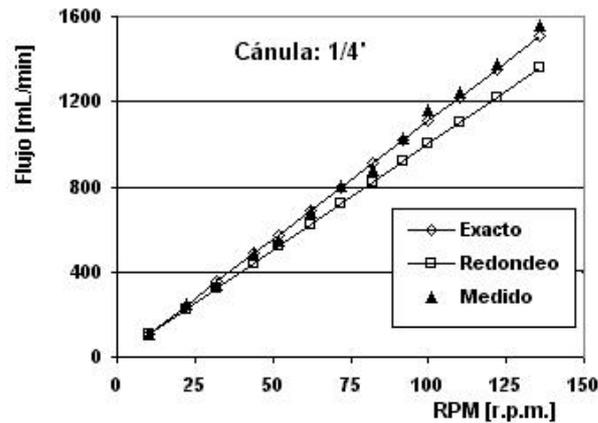


Figura 7. RPM mostradas en el display vs. RPM de un patrón. Se incluye la ecuación de la recta de tendencia de los datos.

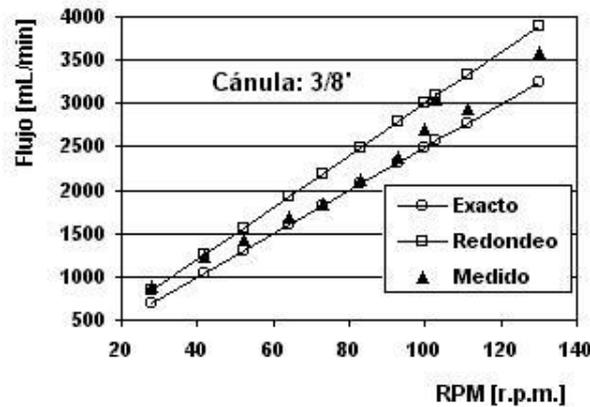
Calibración del Flujo

El flujo entregado por la bomba se mide recogiendo el agua desplazada por el rodillo en un recipiente tabulado en unidades de volumen durante un tiempo conocido (medido con cronómetro) para diferentes RPM del motor. Este flujo medido se grafica en función de las RPM del motor. En la misma gráfica, se presentan simultáneamente el flujo calculado por la bomba (el mismo que se muestra en display) usando las ecuaciones [3] y [4] con redondeo de la constante para cada cánula y el flujo calculado con los valores exactos de dicha constante. Los resultados se presentan en la Figura 8 para distintos diámetros de tubuladura.

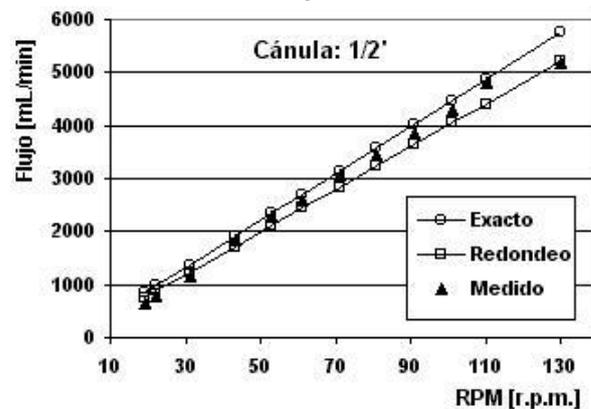
Se observa en todos los casos un comportamiento lineal en diferentes rangos de flujo. El flujo presentado en display (redondeado) y el medido no presentan diferencias significativas (*prueba t-Student apareada*).



- a -



- b -



- c -

Figura 8. Flujo vs RPM de la bomba. Gráfica de valores exactos, redondeados y medidos -a- Cánula de 1/4'. -b- Cánula de 3/8'. -c- Cánula de 1/2'.

Discusión y Conclusiones

La propuesta de actualización electrónica de un dispositivo de circulación extracorpórea para uso en cirugía experimental se ha llevado a cabo con éxito.

Acerca del control de velocidad, el sistema de medición de las RPM mide con un error menor que 2 r.p.m. cualquiera sea la velocidad elegida. El desempeño en bajas revoluciones está dentro de los requerimientos previstos; la bomba presenta un giro suave y continuo sin efecto pulsante en el eje del motor. A muy bajas revoluciones -entre 1 y 10 r.p.m.- se observa pérdida de regulación debido a falta de excitación del optoacoplador de la Figura 2. Podría solucionarse con el aumento de frecuencia de los pulsos que excitan al transistor manejador del motor.

En elevadas velocidades (135 a 140r.p.m.), se observa una ligera variación en el último dígito de la lectura (en display). Tal situación se explica ya que el dispositivo comparador de la Figura 2, entrega un tren de pulsos que prácticamente tiene encendido el motor en forma continua.

Las pruebas de flujo se realizaron con el circuito abierto; esto es recirculando agua por una tubuladura a cielo abierto entre un recipiente donador y otro colector. En este aspecto se pueden considerar las siguientes observaciones:

1- *Las pruebas se realizan con agua en lugar de sangre.* Sabemos que la sangre debido a sus elementos formes y a su densidad presenta una resistencia diferente que la del agua para establecer la circulación. Pero a pesar de ello, esa resistencia es despreciable frente al efecto de la oclusión del rodillo. Se entiende por oclusión al ajuste -regulable por un sistema de cremallera- de la compresión del látex por el "roller" de la bomba. Esta oclusión se manifiesta por el grado de reflujo en la línea arterial por unidad de tiempo. Como el rodillo se ajusta para "oclusión mínima" en cada cánula -esto es permite un reflujo de 1cm/min a la misma altura-, usar agua resulta equivalente a usar sangre.

2- *No se evaluaron las presiones generadas por la bomba.* Estas presiones tienen estrecha relación con los componentes del circuito de circulación; así, la presión de una línea arterial es directamente proporcional al calibre del látex y al número de RPM del motor e inversamente proporcional al calibre de la tubuladura. También interviene la resistencia post-tubuladura que ejerce el oxigenador. En este caso, al trabajar a circuito abierto, se puede obviar la evaluación de presiones.

La selección de sólo tres cánulas de diámetros fijos, en principio, limita la capacidad de variar los flujos. Se utilizaron cánulas de 1/4', 3/8' y 1/2' ya que con ellas se pueden alcanzar flujos máximos que van desde 1,44L/min para la cánula de 1/4' hasta 5,8L/min para la cánula de 1/2' a velocidad máxima (130r.p.m.). Estos límites máximos cumplen extensamente los requerimientos de las cirugías para animales experimentales en el Laboratorio de Fisiología del Departamento de Bioingeniería donde se usará el dispositivo. Cabe destacar que en general cumple con los requerimientos máximos de cualquier equipo de uso clínico. Es posible la selección de otras cánulas; requiere modificar el software y regrabado de los PIC.

Acerca de la precisión en las mediciones de flujo, un punto a considerar en este momento es el error introducido por el redondeo de las constantes para la presentación del flujo en display. Recordemos que el personal que maneja la bomba selecciona una cánula y un valor de RPM e inmediatamente observa el flujo que entrega el dispositivo en el display. Esta es una ventaja que en general no tienen los dispositivos más usados debiendo el personal a cargo calcular como se modifica el flujo.

Según los resultados mostrados en la Figura 8a, b y c, podemos apreciar que los errores porcentuales entre los flujos calculados exactamente y con redondeo no superan el 17% como máximo. Por otro lado, estos errores resultan diferentes para cada tubuladura.

Además, el error de esta conversión no resulta preocupante debido a los factores externos que intervienen en la realización de la perfusión donde el profesional busca mantener un flujo dentro de rangos mucho más extensos que la variación prevista.

De lo expresado anteriormente, se concluye que para mejorar el error en la presentación del flujo sería conveniente redondear al entero más próximo (esto es, redondear a 11, 25 y 44 para las cánulas de 1/4', 3/8' y 1/2' respectivamente). La desventaja radica en que el manejo de los displays requiere un número mayor de líneas de habilitación de los PIC, lo cual agregaría otro de estos dispositivos al diseño.

Finalmente, uno de los factores clave que decide si va o no a implementar una determinada aplicación, es el costo económico de la misma. Teniendo en cuenta que el precio de los equipos de circulación extracorpórea supera en la mayoría de las ofertas los \$50.000, la actualización electrónica propuesta para estos dispositivos -de los cuales hay muchos en nuestro país- se torna viable. Su costo es de aproximadamente \$1.700 (incluyendo electrónica, mecánica y adicionales). Para que un equipo de estas características pueda desempeñarse efectivamente en un servicio asistencial requiere de una evaluación exhaustiva de las presiones que genera. Se espera incorporar un sistema medidor de presiones

en una etapa posterior lo que elevaría el costo en una inversión que aún resulta ventajosa frente a una adquisición nueva.

Agradecimientos

Los autores agradecen la colaboración al cuerpo médico del Instituto de Cardiología (Tucumán), en especial a la Dra. Cecilia Alvarez, y a la Sra. Rosa Britos, perfusionista del Instituto de Investigaciones Cardiovasculares del Hospital del Niño Jesús, Tucumán. Un especial agradecimiento al MSc Ing. Juan M. Olivera por la preparación del material gráfico. Este proyecto ha sido financiado con fondos del Programa de Bioingeniería, CIUNT (Consejo de Ciencia y Técnica de la Universidad Nacional de Tucumán), 1998-2000.

Solicitar reimpresiones a: Dra. Myriam C. Herrera. CC327 (4000) Tucumán, Argentina.

Referencias

1. Dennis C. A heart-lung machine for open-heart operations. How it came about. *Trans. of Am. Soc. for Artificial Internal Organs* 1989; XXXV:767-777.
2. Nishinaka T, Nishida H, Endo M, Koyanagi H. Less platelet damage in the curved vane centrifugal pump: a comparative study with the roller pump in open heart surgery. *Artificial Organs* 1994; 19(9):687-690.
3. Takatani S et al. Comparative evaluation of non-pulsatile and pulsatile cardiac prostheses. *Trans. of Am. Soc. for Artificial Internal Organs* 1989; XXXVI:438-443.
4. Cappa P, Marinozzi F, Sciuto SA. Performance characteristic determination of a roller pump for extracorporeal circulation for different working conditions. *Journal of Clin. Eng.* 1999; 24(6)362-367.