

BOMBA HÍBRIDA PARA LA SIMULACIÓN DE LA PRESIÓN ARTERIAL HUMANA

Carlos Tercero, Erick Tijerino, Seiichi Ikeda, Hiroyuki Oura, Toshio Fukuda, Marie Destarac, Kosuke Sekiyama, Makoto Negoro, & Ikuo Takahashi

Resumen

La simulación de presión arterial humana es de particular interés para evaluar las propiedades de arterias artificiales en el campo de la medicina regenerativa, y para mejorar la calidad en la simulación de cirugía endovascular. Se pretende desarrollar un sistema de bombeo con el que se pueda reconstruir una señal de presión arterial humana. Dado que las bombas convencionales no ofrecen una solución que cumpla con los requerimientos de calidad de flujo, proponemos una bomba híbrida que los cumpla al combinar las propiedades de las bombas de lóbulos y las de las bombas de pistón. Se implementó un servo sistema a la bomba híbrida, y fue probado usando tres funciones de presión como señal de mando. Una de las funciones es una aproximación polinomial a la variación de presión dentro de una arteria coronaria; esto permitió llevar a cabo una simulación realista de presión arterial humana. Un andamio para regenerar arterias fue sometido a la simulación de presión vascular. El error promedio entre las señales de mando y la presión de salida fue cercano al 5 % en las tres pruebas. Los resultados obtenidos permitirán comparar la relación entre el diámetro del andamio usados en la regeneración de arterias contra la variación de presión dentro de sus paredes. Esto permitirá mejorar el proceso de fabricación de los andamios al poder ajustar su grosor al comparar esta relación con la de las arterias humanas. Además, el sistema diseñado podrá ser utilizado en modelos arteriales de silicón para simular con mejor calidad tratamientos endovasculares.

Abstract

Human blood pressure simulation is of particular interest for artificial blood vessel evaluation in regenerative medicine, and for endovascular surgery simulation to become more realistic. Conventional pumps do not offer a solution for the flow quality requirements; therefore we propose a hybrid pump that combines the best properties of lobe and piston pumps. Feedback control was applied to the hybrid pump, the system was tested using three different waveforms as reference. One of the waveforms is a polynomial approximation of pressure variation inside a coronary artery; when used a realistic human blood pressure simulation was produced. A scaffold for blood vessel regeneration was evaluated with the simulated human blood pressure.

Introducción

El estudio de la presión arterial humana atrae la atención de médicos e ingenieros debido a que las enfermedades vasculares son una causa importante de mortalidad a nivel mundial [1]. La cirugía endovascular aparece como un tratamiento de enfermedades vasculares a finales del siglo veinte y proporciona una alternativa que reduce el tiempo de recuperación de los pacientes al ser de mínima invasión. Esta se lleva a cabo a través de la inserción de un catéter desde la arteria femoral o radial del paciente, hasta el área afectada por la enfermedad vascular. A través del catéter se hacen pasar herramientas médicas para el tratamiento, como soportes para despejar arterias obstruidas o material de relleno para evitar el ingreso de flujo sanguíneo dentro de un aneurisma [2-4].

En casos donde no se puede tratar la estructura vascular afectada usando técnicas endovasculares, deben considerarse los trasplantes arteriales. Se tiene el conocimiento de que el Poly(L-lactide-co-ε-caprolactone) (PLCL) puede utilizarse para el

cultivo de células endoteliales de la vena umbilical humana. T. Uchida et al. proponen en [5] la fabricación de andamios de Poly(L-lactide-co-ε-caprolactone) basándose en una tomografía del paciente para la creación de arterias artificiales. El grosor de las paredes de estos andamios debe de ser resistente a la presión arterial humana y desaparecer en el tiempo adecuado después de que hayan crecido las células de la pared vascular nueva.

La cirugía de invasión mínima usa por lo general equipo más sofisticado que la cirugía tradicional, y el cirujano casi nunca está en contacto directo con el área a tratarse o con el paciente mismo. Dadas estas complicaciones es necesario el uso de simuladores para el entrenamiento médico quirúrgico para reducir los costos de entrenamiento y riesgos a los pacientes durante las prácticas asistidas [6]. Ikeda et al. proponen en [7-8] un método para modelar en silicón vasculatura humana con una precisión de 13mm permitiendo usar en la simulación de cirugía endovascular,

estos modelos. FAIN-Biomedical propone el sistema de simulación EVE que recrea, utilizando la técnica mencionada anteriormente, las arterias femorales, iliacas, hepáticas, aorta, coronarias, subclavias, carótidas y cerebrales. A pesar de poder circular un flujo variable dentro de este sistema y simular procedimientos endovasculares completos, este sistema no simula de manera precisa la presión arterial humana.

Panza define en [9] una presión sistólica máxima de 120 mmHg y una diastólica máxima de 70 mmHg como normales en seres humanos. De Bruyne et al. [10] midió la presión en una arteria coronaria humana, encontrado una presión diastólica de 87.5 mmHg, una sistólica de 152.5 mmHg a una frecuencia de 1.81 Hz. Ebenal et al. midieron la presión dentro de la aorta humana en [11], obteniendo una presión diastólica de 50 mmHg y una sistólica de 120 mmHg a 1.3Hz. De ello se puede deducir que para reconstruir las características básicas de la presión arterial humana, debe producirse un flujo que mantenga

una presión mínima de por lo menos 50 mmHg y que sobre esta presión mínima se genere una componente oscilatoria que pueda sobrepasar los 150 mmHg.

Las bombas de engranes, de lóbulos o de turbina con capacidades inferiores a los 5 lpm no se adaptan a seguir a una señal de mando de 1Hz y 70 mmHg, dado que su frecuencia natural les impide tener un tiempo de respuesta lo suficientemente rápido para lograrlo. Las bombas peristálticas funcionan a través del estrangulamiento de un tubo de silicón, lo que

impide tener un flujo sin perturbaciones a frecuencias naturales bajas. Este efecto desaparece a frecuencias altas pero se reduce el tiempo de respuesta. Las bombas de pistón controladas por motores a pasos pueden reproducir adecuadamente cambios de presión de 70 mmHg a 1Hz, dado que su señal de salida es siempre oscilatoria en rangos de presión que dependen de la capacidad del pistón y de la frecuencia a la que gira el motor. Pero esta respuesta siempre tiene mínimos locales de presión en 0 mmHg, por lo que por sí misma no es apta para los propósitos.

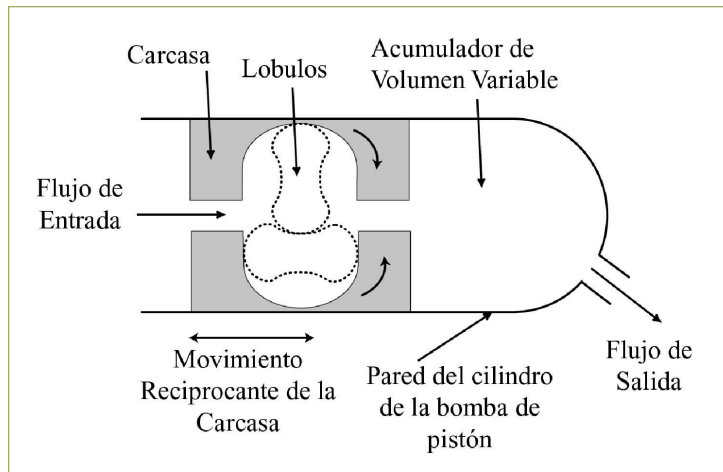
Considerando lo anterior, para simular la presión arterial humana se propone una bomba híbrida que combine las propiedades de las bombas de lóbulos y pistón y a la vez tenga una retroalimentación basada en la presión de salida de la misma. La bomba de pistón proveerá una oscilación de presión a la frecuencia deseada. La bomba de lóbulos fijará los mínimos locales de presión y ajustará la señal oscilatoria de la bomba de pistón para simular la presión arterial humana. Se desea simular una presión que aproxime la variación de presión registrada en [10].

MATERIALES Y MÉTODOS

Diseño de la bomba de lóbulos

Para simular la presión arterial humana se necesita que un flujo variable pase por un acumulador de volumen variable. La cámara de la bomba de pistón proporciona un lugar ideal para la creación de este acumulador variable al sellar su toma de flujo y remover su válvula de cheque de su salida. El tamaño del pistón de la misma permite sustituirlo por una bomba de lóbulos con forma de pistón y así obtener las características de flujo que se desea. Las bombas de lóbulos son rotativas de desplazamiento positivo, forzando a pasar al fluido entre sus dos elementos rotativos y la cámara de la bomba. El caudal flujo de la bomba está relacionado a la velocidad angular de los lóbulos y es independiente a la diferencia de presión entre la entrada y la salida, ver gráfica 1.

El perfil de los lóbulos fue diseñado usando las ecuaciones paramétricas del procedimiento descrito en Tong & Yang [12]. Como parámetros de diseño se tomaron un caudal máximo de 1 lpm, y un diámetro externo de 42 mm para la carcasa de la bomba, y una velocidad máxima del motor de 400 rpm. La limitación del diámetro externo es debida a que se desea que la bomba de lóbulos tenga un movimiento recíprocante dentro del cilindro de la bomba de pistón. Se definió entonces para la bomba de lóbulos que la función de salida fuera sinusoidal a una frecuencia de 3.2kHz, un caudal deseado entre 0.847 y 1.059 lpm, y un sistema de dos lóbulos con una velocidad angular máxima de 800 rpm. Usando la nomenclatura definida en [12], se obtiene el parámetro de no-circularidad h igual a 0.75 y parámetro w igual a 20 mm y un volumen V de 2352 mm³ para la cavidad. Por lo cual se obtienen las siguientes ecuaciones paramétricas para los perfiles de los lóbulos:



Gráfica 1. Diagrama simplificado de la bomba híbrida. La carcasa de la bomba de lóbulos tiene un movimiento recíprocante dentro del cilindro de la bomba de pistón, mientras los lóbulos rotan dentro de ella.

Perfil Interno

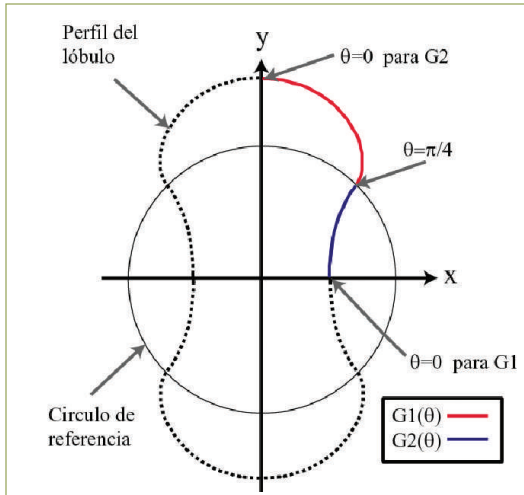
$$G_{1x} = 6 \cos(\theta) + 3 \cos(2\theta) \cos(\pi - \theta) \quad (1)$$

$$G_{1y} = 6 \sin(\theta) + 3 \cos(2\theta) \sin(\pi - \theta) \quad (2)$$

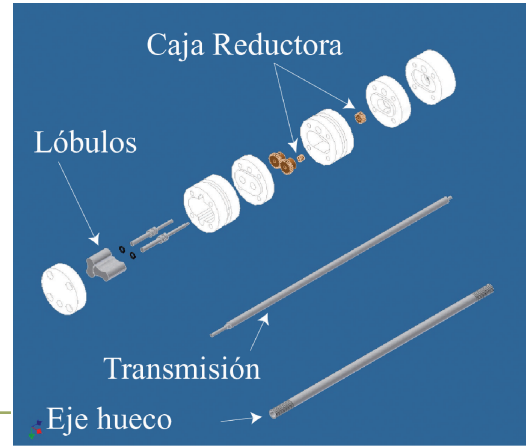
Perfil Externo:

$$G_{2x} = 6 \cos\left(\frac{\pi}{2} - \theta\right) - 3 \cos(2\theta) \cos\left(\frac{3\pi}{2} - 3\theta\right) \quad (3)$$

$$G_{2y} = 6 \sin\left(\frac{\pi}{2} - \theta\right) - 3 \cos(2\theta) \sin\left(\frac{3\pi}{2} - 3\theta\right) \quad (4)$$



Gráfica 2.
Perfil del lóbulo generado por las funciones G1 y G2.

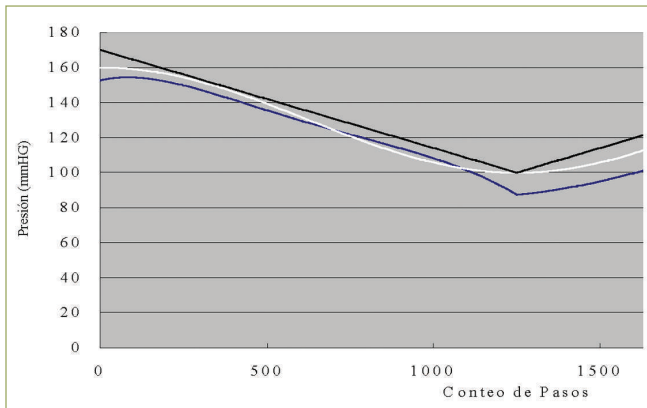


Gráfica 3.
Vista extruida de la bomba de lóbulos. Acople de la bomba de lóbulos al movimiento recíprocante a través de un eje hueco.

Dentro del primer cuadrante del plano (x, y) , cuando θ varía entre cero y $\pi/4$, (1) y (2) definen el perfil dentro del círculo de referencia y (3) y (4) lo definen afuera. Por simetría se obtiene el perfil en el resto de cuadrantes, ver gráfica 2. La gráfica 3 muestra cómo fueron acoplados el motor, la caja reductora y los lóbulos al movimiento recíprocante de la bomba de pistón.

Señales de mando

Se tiene como objetivo demostrar el funcionamiento del sistema de retroalimentación y además se desea simular una presión diastólica de 57.5 mmHg, una sistólica de 152.5 mmHg a una frecuencia de 1Hz aproximando la registrada en [10]. Por ello se diseñaron 3 señales de mando, con un rango de variación de 87.5 a 170 mmHg, a ser reconstruidas por el sistema. Una de ellas con forma triangular, otra sinusoidal, y una aproximación polinomial de la presión registrada en [10]; con esta última se evaluó un andamio de PLCL. Se diseñaron los periodos de las mismas para que coincidieran con el ciclo de la bomba de pistón, que se repite cada 2500 pasos del motor que mueve el pistón. Se tomó como el paso cero el momento en que el acumulador tiene el volumen mínimo, según se observa en la gráfica 4.



Gráfica 4.
Señales de mando para evaluar el sistema retroalimentado y el andamio de PLCL.

Se definió la señal de mando sinusoidal como:

$$P(z) = 35 \sin(\omega z + \pi / 2) + 145 \quad (5)$$

donde z es el tiempo discreto (número de paso del motor) y w la velocidad angular deseada del motor de la bomba de pistón. La señal triangular y la polinomial se definen en cambio como un par de funciones: una correspondiente al movimiento diastólico cuando el volumen del acumulador crece y otra correspondiente al sistólico cuando el volumen decrece.

Triangular:
si $z < 1250$

$$P(z) = -\frac{35}{\pi} \omega z + 170 \quad (6)$$

si $z > 1250$

$$P(z) = \frac{35}{\pi} \omega (z - 1250) + 100 \quad (7)$$

Polinomial:

si $z < 1250$

$$P(z) = -7.25 \times 10^{-18} z^6 + 6.59 \times 10^{-14} z^5 - 2.61 \times 10^{-10} z^4 + 4.25 \times 10^{-7} z^3 - 3.1 \times 10^{-4} z^2 + 4.3 \times 10^{-2} z + 152.5 \quad (8)$$

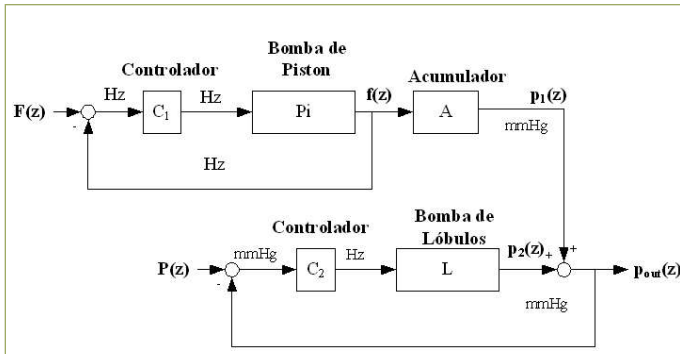
si $z > 1250$

$$P(z) = -3.3 \times 10^{-15} z^5 + 2.6 \times 10^{-11} z^4 - 8.5 \times 10^{-8} z^3 + 1.3 \times 10^{-4} z^2 - 4 \times 10^{-2} z + 87.5 \quad (9)$$

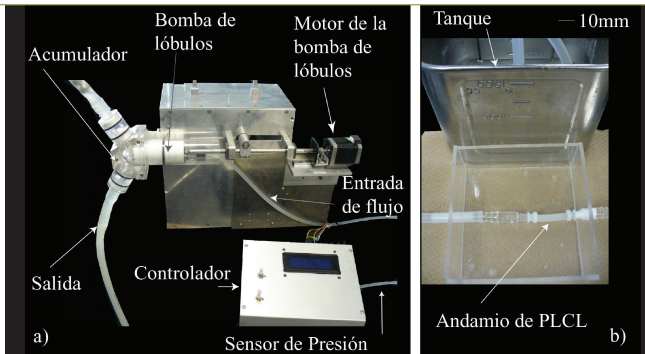
Las ecuaciones (8) y (9) son regresiones polinomiales de la presión registrada en [10] con un $R^2=0.99$ y de $R^2=1$ respectivamente.

Sistema de retroalimentación

Se implementaron dos lazos de control para reconstruir las señales de mando. El primero controla la frecuencia de la señal de salida variando la velocidad del motor que mueve el pistón y obteniendo la retroalimentación a través de un interruptor óptico en el mecanismo de la bomba. El otro lazo controla la presión de salida $pout(z)$ al variar la velocidad de la bomba de lóbulos, y obtiene su retroalimentación a través de un transductor de presión colocado en la salida de la bomba híbrida.



Gráfica 5. Lazos de retroalimentación de la bomba híbrida



Gráfica 6. a) b)

a) Bomba de lóbulos acoplada al sistema de reciprocación dentro del cilindro de la bomba de pistón. b) Andamio de PLCL utilizado para la prueba.

$p1(z)$ es la variación de presión provocada por el cambio de volumen del acumulador A, esta es una sinusoidal de mínimo cero, amplitud de aproximadamente 70 mmHg y una frecuencia $f(z)$. $F(z)$ es un escalón de amplitud igual a la frecuencia de salida deseada, ó sea la frecuencia de reciprocación del pistón de la bomba Pi . $P(z)$ es una de las señales de mando definidas en el inciso anterior. $C1$ y $C2$ son controladores tipo P , L representa la función de transferencia de la bomba de lóbulos, y $p2(z)$ es la contribución de esta a la salida $p(z)$, ver el diagrama mostrado en la gráfica 5.

Evaluación de la bomba híbrida

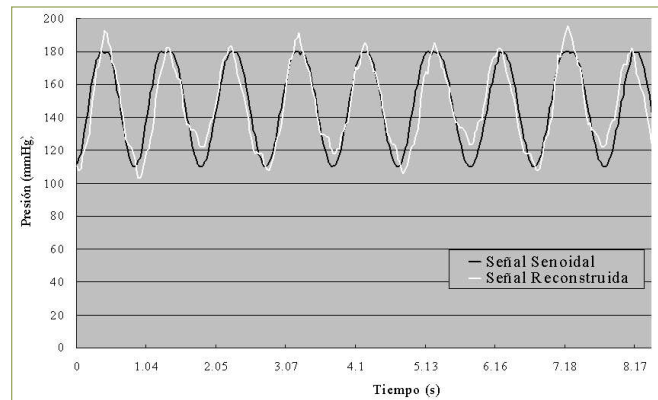
Para las pruebas del sistema de retroalimentación, se construyó un sistema de circulación que conectaba la entrada y salida de flujo de la bomba a un tanque abierto, la presión de retroalimentación fue medida en la salida de flujo de la bomba. Para las conexiones se usó tubo blando de silicón de 5 mm de diámetro interno. El acople de la bomba de pistón y la de lóbulos se muestra en la gráfica 6.a. El sistema de retroalimentación fue evaluado para reconstruir una señal de mando sinusoidal generada por (5) y luego por una triangular generada por (6) y (7) ambas a una frecuencia de 1 Hz.

Evaluación del andamio de PLCL

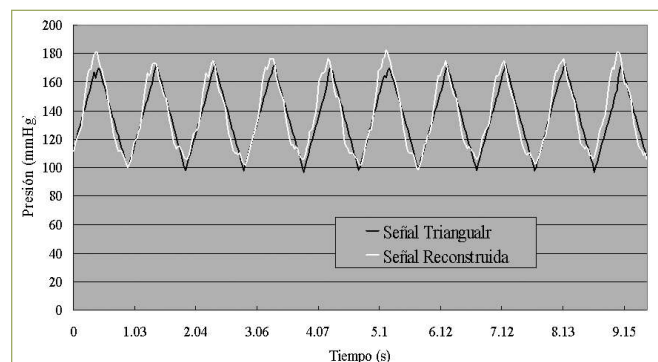
En el proceso de fabricación de los andamios de PLCL se deben de controlar dos parámetros, el grosor de la membrana y su porosidad. Del primero dependerá la velocidad de degradación que este andamio tendrá dentro del organismo y del segundo depende la cantidad de nutrientes que puedan recibir las células endoteliales de la vena umbilical humana que en ellos se pretende cultivar [13], [14]. Por ello, para contribuir en la evaluación de la resistencia de los andamios del PLCL a la presión arterial humana se propuso la siguiente metodología. Se utilizó un andamio de PLCL en forma de tubo con un diámetro externo de 5.3 mm y una membrana porosa, gráfica 6.b. Este se conectó al sistema de circulación entre la salida de flujo de la bomba y el tanque abierto, la presión fue medida antes de que el flujo entrara al andamio. El parámetro a evaluarse era el cambio de diámetro del andamio en relación a la presión dentro del mismo, dado que es deseable hacer la comparación de esta relación con la de una arteria humana. Para este caso se utilizó como señal de mando $P(z)$ la función definida por los polinomios (8) y (9) a una frecuencia de 1Hz.

RESULTADOS

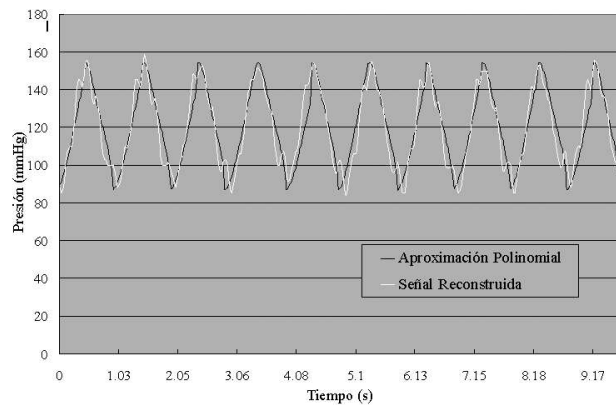
La bomba mostró un caudal mínimo de 0.750 lpm y un máximo de 1.3 lpm cumpliendo exitosamente con los parámetros de diseño, y no mostró problemas al acoplar la bomba de lóbulos dentro de la de la pistón. Como puede verse en las gráficas 7 a 9 las señales de mando pudieron ser recreadas adecuadamente. La tabla 1 muestra los porcentajes de error obtenidos durante las simulaciones y la tabla 2 los rangos de presión y frecuencia obtenidos durante la simulación. El andamio de PLCL soportó una presión máxima de 158.76 mmHG con caudal interno de 0.75 lpm. No se pudo observar mayores deformaciones ni ruptura del mismo durante el tiempo de experimentación.



Gráfica 7. Reconstrucción de la señal de mando sinusoidal usando la ecuación 5.



Gráfica 8. Reconstrucción de la señal de mando triangular usando las ecuaciones 6 y 7.



Gráfica 9.

Reconstrucción de la señal de mando polinomial usando las ecuaciones 8 y 9, simulando la presión arterial humana.

Tabla 1

Porcentaje de error en la reconstrucción de las señales de mando

Señal de Mando	Triangular	Sinusoidal	Polinomial
Error Promedio	5.16%	5.65%	5.14%
Error Máximo	19.48%	18.63%	18.78%
Error Mínimo	0.01%	0.02%	0.01%

Tabla 2

Frecuencia y Presiones máximas y mínimas durante la simulación

Señal de Mando	Triangular	Sinusoidal	Polinomial
Presión Máxima (mmHg)	182.28	195.51	158.76
Presión Mínima (mmHg)	98.49	102.90	83.79
Frecuencia Promedio (Hz)	1.05	1.03	1.03

DISCUSIÓN DE RESULTADOS Y CONCLUSIONES

Se pudo ver en las variaciones de presión reconstruidas un porcentaje de error inferior al 6% y un error casi inexistente para la frecuencia deseada, lo que demuestra que la bomba de lóbulos y la integración de la misma a la bomba de pistón llenaron las expectativas de simulación. No se observó alguna vibración no deseada proveniente del funcionamiento de la bomba de lóbulos en el flujo de salida. Dado que los lóbulos giraban a una frecuencia cercana a los 7 Hz, no se observó la función diseñada en el perfil de los lóbulos en el flujo de salida. Cuando los lóbulos giran a una frecuencia inferior a 1Hz, ésta puede observarse. Esta característica podría usarse para diseñar un perfil de lóbulos que genere una variación de presión similar a la humana.

Para mejorar el caudal desplazado se pueden reducir las fugas entre las regiones de alta y baja presión dentro de la carcasa de la bomba, y puede mejorarse la eficiencia mecánica de la bomba con el fin de aumentar la energía transferida del motor al fluido. El tamaño reducido de los ejes de la bomba hace difícil evitar el movimiento relativo entre estos y los engranes de la caja reductora, disminuyendo así la eficiencia mecánica del sistema. Por otra parte, las fugas podrían reducirse al manufacturarse la carcasa y los lóbulos con material que permita menores tolerancias de fabricación que el plástico ABS.

El caudal máximo de 1.3 lpm limita las posibilidades de simulación a estructuras vasculares que tengan este caudal; para aumentarlo se podría aumentar la velocidad del motor o cambiar la relación del tren de engranes de la caja reductora.

Para reducir los porcentajes de error registrados es deseable ajustar electrónicamente el volumen máximo del acumulador. También es deseable investigar otro tipo de configuraciones del sistema de control en el que se use una velocidad casi constante para la bomba de lóbulos y que la componente recíprocante varíe su velocidad.

Se pudo observar un cambio de diámetro del andamio de PLCL al simular la presión arterial humana dentro del mismo, esto permite medir el cambio de diámetro y relacionar la deformación del andamio con los cambios de presión dentro del mismo. Si se hace que la relación presión-deformación de los andamios tienda a la relación presión-deformación observada en arterias humanas, se obtendrá una mejora en el desempeño de los andamios como sustitutos temporales de secciones arteriales.

REFERENCIAS

- [1] C. Murray, A. Lopez, "Alternative projections of mortality and disability by cause 1990–2020: Global Burden of Disease Study" *The Lancet*, **349**, 1498-1504, 1997.
- [2] Y. Kawanabe, A. Sadato, W. Taki, N. Hashimoto. "Endovascular Occlusion of Intracranial Aneurysms with Guglielmi Detachable Coils: Correlation Between Coil Packing Density and Coil Compaction," *Acta Neurochir* **143**, 451-455, 2001.
- [3] S. Ikeda, C. Tercero, T. Fukuda, Y. Okada, F. Arai, M. Negoro, M. Hayakawa, I. Takahashi. "Patient-Specific IVR Endovascular Simulator with Augmented Reality for Medical Training and Robot Evaluation," *Journal of Robotics and Mechatronics*. **20**, (3), 441-448, 2008.
- [4] P. Serruys, P. de Jaegere, F. Kiemeneij, C. Macaya, W. Rutsch, G. Heyndrickx, H. Emanuelsson, J. Marco, V. Legrand, P. Materne, J. Belardi, U. Sigwart, A. Colombo, J. Goy, P. van den Heuvel, J. Delcan, M. Morel, "A Comparison of Balloon-Expandable-Stent Implantation with Balloon Angioplasty in Patients with Coronary Artery Disease," *The New England Journal of Medicine*, **331**, (8), 489-495, 1994.
- [5] T. Uchida, S. Ikeda, H. Oura, M. Tada, T. Nakano, T. Fukuda, T. Matsuda, M. Negoro, F. Arai, "Development of biodegradable scaffolds based on patient-specific arterial configuration," *Journal of Biotechnology*, **133**, 213-218, 2008.
- [6] K. Kunkler, "The role of Medical simulation: an overview," *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, **2**, 203-210, 2006.
- [7] S. Ikeda, F. Arai, T. Fukuda, M. Negoro, K. Irie, "An in vitro patientspecific biological model of the cerebral artery reproduced with a membranous configuration for simulating endovascular intervention," *J Robotics and Mechatronics*, **17**, (3), 327–333, 2005.
- [8] S. Ikeda, T. Fukuda, F. Arai, et al., "Patient-specific neurovascular simulator for evaluating the performance of medical robots and instruments," in *Proc. of the IEEE-ICRA*, 2006, pp. 625-630.
- [9] J. Panza, "High-Normal Blood Pressure more "High" than "Normal"," *N Engl J Med*, **345**, (18), 1337-1340, 2001.
- [10] B. De Bruyne, J. Bartunek, S.K. Sys, et al., "Simultaneous coronary pressure and flow velocity measurements in humans," *Circulation*, **94**, 1842-1849, 1996.
- [11] A. J. Ebenal, S. Vasana, C. Clinton, D. Cox, and T. Shine, "Arterial Blood Pressure System Modeling and Signal Analysis" in *Proc. IEEE-CIRA*, 2007, pp.386-391
- [12] S. Tong, D. Yang, "Rotor Profiles Synthesis for Lobe Pumps With Given Flow Rate Functions," *Journal of Mechanical Design*, **127**, 287-294, 2005.
- [13] L. Wu, D. Jing, J. Ding, "A room-temperature injection molding/particulate leaching approach for fabrication of biodegradable three-dimensional porous scaffolds", *Biomaterials*, **27**, 185-191, 2006.
- [14] A.G. Mikos, Y. Bao, L.G. Cima, D.E. Ingber, J.P. Vacanti, R. Langer, "Preparation of poly(glycolic acid) bonded fiber structures for cell attachment and transplantation", *J. Biomed. Mater. Res.*, **27**, 183-189, 1993.
- [15] C. Tercero, S. Ikeda, T. Fukuda, K. Sekiyama, Y. Okada, T. Uchiyama, M. Negoro, I. Takahashi. "Robot Manipulation and Guidance Using Magnetic Motion Capture Sensor and a Rule-Based Controller," *Journal of Robotics and Mechatronics*, **20**, (1), 151-158, 2008.
- [16] C. Tercero, S. Ikeda, T. Uchiyama, T. Fukuda, F. Arai, Y. Okada, Y. Ono, R. Hattori, T. Yamamoto, M. Negoro, I. Takahashi. "Autonomous Catheter Insertion System using Magnetic Motion Capture Sensor for endovascular surgery," *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*. **3:1**, 52-58, 2007.
- [17] C. Tercero, Y. Okada, S. Ikeda, T. Fukuda, K. Sekiyama, M. Negoro, I. Takahashi. "Numerical evaluation method for catheter prototypes using photo-elastic stress analysis on patient-specific vascular model," *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, **3:4**, 349-354, 2007.



Marie-Andrée Destarac, Carlos Tercero & Erick Tijerino

Carlos Tercero^{1,2,3}, Erick Tijerino^{2,4}, Seiichi Ikeda¹, Hiroyuki Oura¹, Toshio Fukuda¹, Marie-Andrée Destarac³, Kosuke Sekiyama¹, Makoto Negoro⁴, Ikuo Takahashi⁵

¹Laboratorio Fukuda, Departamento de Micro-Nano Sistemas, Universidad de Nagoya, Japón

²Centro de Investigaciones en Ingeniería del Instituto de Investigaciones, y Departamento de Ingeniería Mecatrónica de la Facultad de Ingeniería, Universidad del Valle de Guatemala

³Centro de Investigaciones en Ingeniería del Instituto de Investigaciones y Departamento de Ingeniería Electrónica de la Facultad de Ingeniería, Universidad del Valle de Guatemala

⁴ Departamento de Neurocirugía, Universidad Fujita de la Salud, Toyoake, Japón

⁵ Departamento de Neurocirugía, Hospital Anjo Kosei, Anjo, Japón