

8 Capítulo

DESARROLLO DE UNA HERRAMIENTA PARA EL PROTOTIPADO RÁPIDO DE PRÓTESIS, ÓRTESIS Y SISTEMAS DE CIRUGÍA ROBÓTICA

Juan Manuel Serna

Universidad Santiago de Cali

<https://orcid.org/0000-0003-3464-5440>

Carlos A. Fory

<https://orcid.org/0000-0002-5714-6938>

INTRODUCCIÓN

El desarrollo de prótesis y órtesis avanzadas y sistemas de cirugía robótica involucra herramientas de desarrollo costosas que limitan la capacidad de los grupos nacionales de investigación de emprender en este campo. Esto repercute negativamente en el costo de adquisición e intervención para los usuarios finales de bajos recursos, quienes pueden verse privados de una mejor calidad de vida. En este artículo se expone la construcción de una herramienta robusta, económica y eficaz para el prototipado rápido de prótesis, órtesis y sistemas de cirugía robótica, la cual pretende en última instancia disminuir los costos de desarrollo de dichos productos, poniéndolos al alcance de un mayor público. Para alcanzar dicho objetivo se utilizarán desarrollos de software y hardware libre y abierto, de fácil construcción y mantenimiento. Además, se realizaron diversas actividades de divulgación, entre ellas talleres de aplicación que demostraron el creciente interés de la comunidad científica y técnica por herramientas de éste tipo.

La biomecatrónica es un área interdisciplinaria de la ingeniería que integra elementos mecatrónicos, es decir, que cuenta con componentes electrónicos, mecánicos y de software; en el cuerpo humano, con motivos terapéuticos y de

aumento de las funcionalidades (University of Twente, 2016). Desde la perspectiva de la ingeniería de rehabilitación, la biomecatrónica aborda el diseño y la elaboración de elementos e instrumentos que tienen el propósito de posibilitar a la persona con discapacidad, especialmente con deficiencia motora, una mayor independencia, ser más productiva, así como facilitar su integración a la sociedad (Martínez y Ríos, 2006). Entre estos dispositivos se cuentan las prótesis u órtesis robóticas, sistemas de terapia musculoesquelética activa y de motricidad asistida.

Desde el punto de vista de la cirugía robótica, la biomecatrónica contribuye en la reducción del trauma del paciente, tiempo de recuperación más rápido y menores costos de atención en salud. Las ventajas anteriores se logran mejorando la destreza instrumental al incorporar mecanismos robóticos cuya trayectoria puede ser manipulada de forma precisa. El mecanismo robótico puede eliminar además el temblor de la mano del cirujano y escalar sus movimientos, lo cual ha demostrado mejorar en gran medida la precisión quirúrgica (S.-J. Lee, Lee, y Ahn, 2014; Prasad et al., 2004).

Entre los principales desafíos a afrontar en esta área se encuentra la reducción del costo de desarrollo y fabricación de prótesis robóticas y sistemas de cirugía robótica. En Colombia alrededor del 3% de la población tiene algún tipo de discapacidad motriz (Agudelo y Seijas, 2012), sin embargo, el costo de adquisición de una prótesis u órtesis robótica de miembros superiores supera los 80 millones de pesos por unidad, limitando su oferta en el Sistema General de Seguridad Social en Salud, privando a la mayoría de pacientes de una mejora sustancial en su calidad de vida, pues se trata de dispositivos no sólo cosméticos, sino funcionales. La cirugía robótica por otro lado, también impone una fuerte barrera económica a los usuarios debido a los elevados costos de implementación. El sistema robótico Da Vinci para cirugía mínimamente invasiva (MIS) general (Surgical Intuitive, 2000), del cual solo se cuentan cinco en el país, es el sistema más ampliamente utilizado, con más de 350.000 procedimientos realizados en los Estados Unidos hasta 2012 (Greenemeier, 2014). No obstante, su costo puede superar los dos millones de dólares, encareciendo los procedimientos quirúrgicos hasta un 30%, haciendo sus ventajas prácticamente exclusivas a entidades privadas prestadoras de salud, siendo aprovechables por pacientes con un alto poder adquisitivo.

Colombia cuenta con varios desarrollos tecnológicos en materia de cirugía robótica, por ejemplo los robots de simulación háptica de cirugía laparoscópica Hibou y Lapbot (Vivas, Rengifo y Mosquera, 2011) y el sistema robótico guía

para la inserción de tornillos en cirugía de fijación de columna (Vivas y Muñoz, 2015). Lo anterior deja en claro la capacidad de las universidades y los grupos nacionales de investigación de emprender en este campo, sin embargo el elevado costo de diseño y validación de prototipos suele representar una grave restricción, más cuando se trata de mecanismos con un alto grado de complejidad.

Una alternativa para la reducción de costos de desarrollo es la utilización de software y hardware libre y abierto para la simulación del funcionamiento de un sistema de rehabilitación o de cirugía robótica durante las primeras etapas de prototipado. A través de la simulación se puede tanto depurar más rápidamente un diseño como añadir nuevas características sin los costos que involucra la construcción de nuevos prototipos en cada revisión. Una de las estrategias más ampliamente difundidas en este aspecto es el prototipado rápido de control (PRC), el cual facilita el diseño de controladores en software a través de un potente editor de diagramas de bloques utilizando hardware de bajo costo para completar el diseño. Al hacer tanto el software como el hardware libre y abierto, se eliminan los costos de licencias de uso, cuyo valor puede alcanzar los 10.000 dólares, a la vez que se permite la modificación y mejora del sistema dada la disponibilidad de manera gratuita del código fuente, planos eléctricos, electrónicos y demás información complementaria para la adaptación a diversidad de proyectos.

El PRC también ha demostrado ser una potente herramienta para la enseñanza de los conceptos fundamentales de modelamiento matemático, control automático e identificación de parámetros, permitiendo a los estudiantes de ingeniería electrónica, bioingeniería, mecatrónica y ramas afines enfocarse en el diseño de controladores más que en su implementación, para la cual se requeriría comúnmente conocimientos de la compleja programación de bajo nivel.

En este artículo se describe la construcción de un sistema de PRC para el prototipado rápido de control en biomecatrónica haciendo uso de tecnologías de software y hardware libre y abierto, con el fin de proporcionar a la comunidad académica y técnica una herramienta de fácil uso, económica y versátil para la construcción de sistemas de rehabilitación como prótesis y órtesis activas o sistemas de cirugía robótica.

Construcción del Sistema de Prototipado Rápido de Control (PRC)

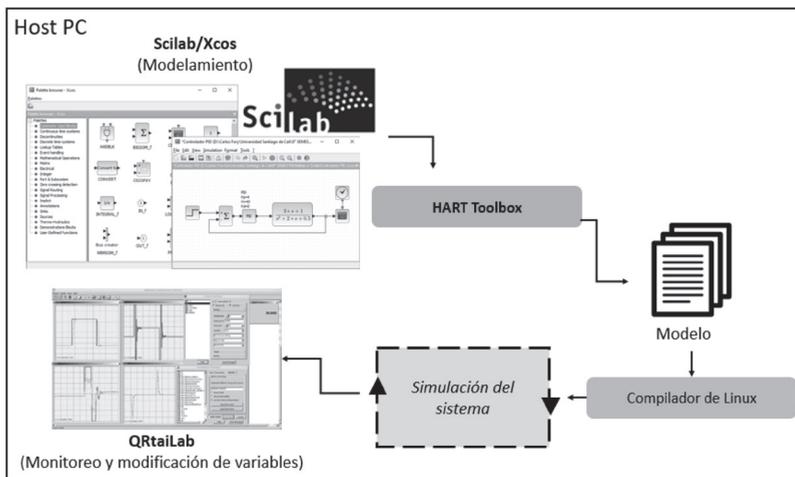
Un sistema de PRC se compone de una parte de software y una de hardware. La parte software opera en un computador anfitrión (host PC) el cual incor-

para un sistema operativo en tiempo real, software de modelado y simulación basado en diagramas de bloques, controladores de hardware y un generador automático de código en lenguaje C. La parte hardware consta de un servomecanismo llamado Plataforma de Enseñanza de Control Automático y Simulación (PECAS) fabricado por (Soria, 2016) y una interfaz de datos llamada USB2LPT diseñada por Haftman (2012).

El computador anfitrión ejecuta el código del modelo del controlador en un entorno de tiempo real transfiriendo los datos sobre posición y velocidad entre el servomecanismo y el computador a través de la interfaz USB2LPT. Todo el sistema opera iterativamente en un ciclo de lectura de datos del sensor de posición, actualización del modelo virtual del controlador y devolución de la respuesta esperada del modelo para manipular el servomecanismo.

En el apartado de modelado, el sistema utiliza el software de análisis numérico de código libre y abierto Scilab en conjunto con su editor y simulador gráfico Xcos, la librería de acceso a hardware HART toolbox y el osciloscopio virtual Qrtailab (Figura 1).

Figura 9. Entorno de software de sistema PRC.

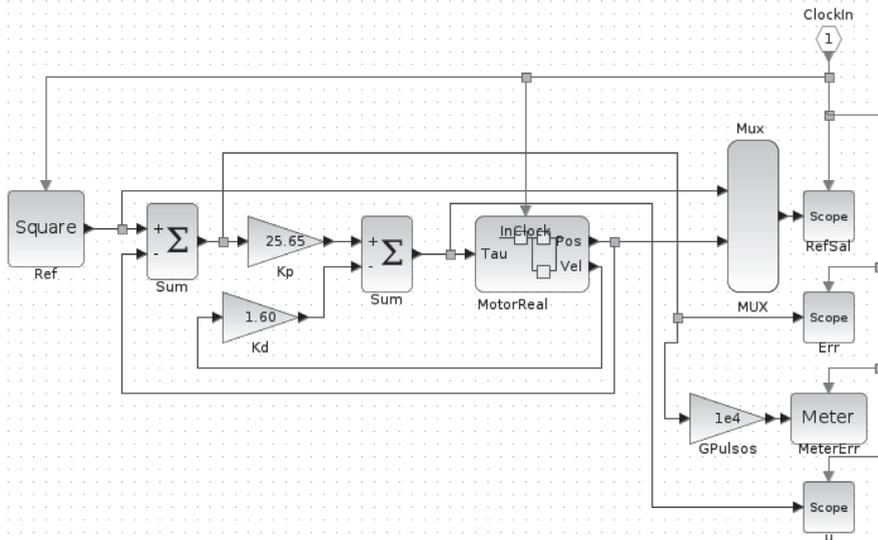


Fuente: elaboración propia (2017).

En el editor Xcos se construye el modelo de diagrama de bloques del controlador que se desea implementar. Este modelo es una abstracción matemática de las ecuaciones que gobiernan el comportamiento del prototipo (sea de prótesis robótica o robot quirúrgico) que se desarrolla. La ventaja de este méto-

do de programación estriba en que es más fácil añadir, editar e interconectar bloques de función que manipular directamente las complejas ecuaciones que ellos representan, además de implementarlas en un lenguaje de nivel intermedio como C o bajo, como ensamblador. El diagrama de bloques interconectados de un controlador proporcional-derivativo típico se presenta en la figura 2. Una vez construido el diagrama, la herramienta RTCodeGen incluida en HART toolbox realiza la traducción automática del lenguaje gráfico a lenguaje C, para su posterior compilación y ejecución.

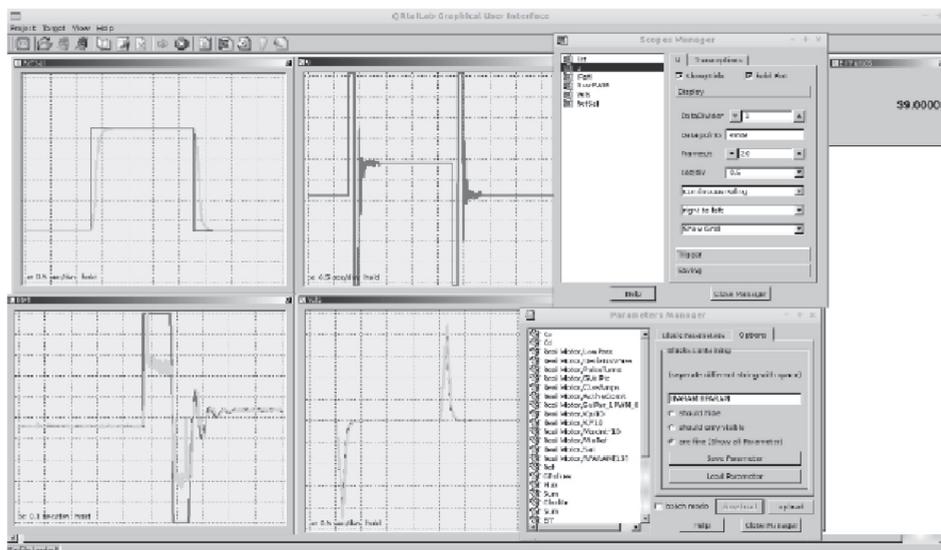
Figura 10. Ejemplo de controlador PD desarrollado en el entorno Xcos.



Fuente: elaboración propia (2017).

Los bloques provenientes de HART toolbox se utilizan para satisfacer dos de los requerimientos más deseables de un sistema de PRC: La habilidad de monitorear el comportamiento del controlador en tiempo real; y la capacidad de ajustar los parámetros que determinan dicho comportamiento de manera instantánea mientras el sistema opera. El osciloscopio Qrtailab constituye la interfaz de usuario para tal propósito. La manipulación de los parámetros del modelo se logra a través de cajas de texto y controles deslizables con acción instantánea. Se puede además monitorear las variables internas del modelo en simultáneo, facilitando así el análisis y depuración de un prototipo. La figura 3 muestra la interfaz en funcionamiento.

Figura 11. Osciloscopio virtual QrtaiLab.



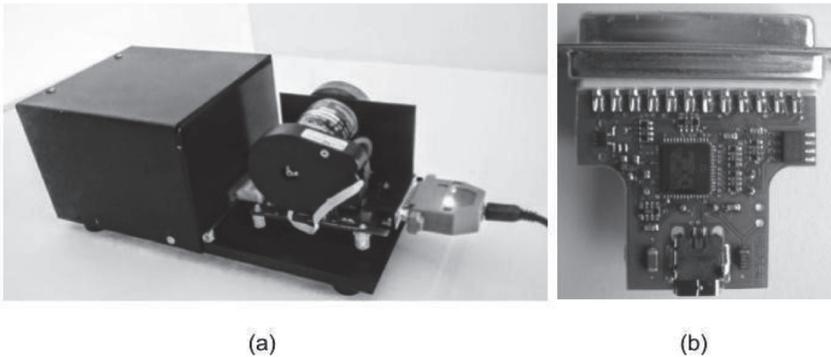
Fuente: elaboración propia (2017).

La fiabilidad en el resultado de las simulaciones queda garantizada por el determinismo del sistema operativo en tiempo real implementado en el computador anfitrión, el cual demostró un error menor al 1.35% en las simulaciones más exigentes. Se usó para ello la distribución ligera de Linux llamada Lubuntu 14.04 (i686) en conjunto con la extensión para tiempo real RTAI 4.1 Vulcano.

En el apartado de Hardware el sistema opera con el servomecanismo PECAS: un servomotor con precisión de una diezmilésima de revolución con fuente de poder integrada (figura 4a). La precisión de PECAS supera la de otros servomecanismos de simulación de movimiento humano como la del simulador biomecánico del movimiento del hombro durante el lanzamiento (Entezari et al., 2012) con una milésima de revolución o la del sensor OME-360-2MCA de Nemic Co. con una centésima de revolución, usado por Tochigi (2003) en el estudio de los efectos en la estabilidad de los soportes plantares en el tobillo. Este rasgo hace a PECAS ideal para la reproducción fina del movimiento de las extremidades humanas.

La versatilidad y robustez del servomecanismo permite su adaptación a diversidad de montajes, además, el motor de corriente continua tipo industrial garantiza su durabilidad y resistencia ante esfuerzos continuos. El servomecanismo se comunica con el computador anfitrión a través de la interfaz USB de alta velocidad y baja latencia USB2LPT basada en el chip Cypress FX2LP (figura 4b) completando así el sistema de PRC.

Figura 12. En a, servomecanismo PECAS. En b, vista interna de la interfaz USB2LPT.



Fuente: elaboración propia (2017).

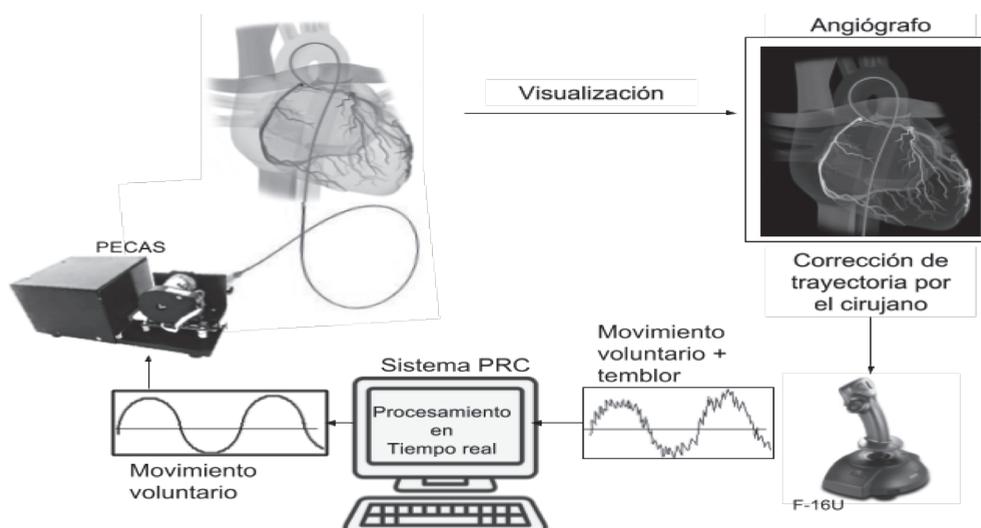
RESULTADOS

Aplicación a la cirugía robótica

La cirugía mínimamente invasiva (MIS) hace los procedimientos menos traumáticos para los pacientes, a la vez que mejora considerablemente la precisión, destreza y fiabilidad de las maniobras quirúrgicas con el uso de tecnología robótica. Entre esos procedimientos se encuentran las intervenciones intravasculares y las intervenciones a través de orificios naturales. En ellas, catéteres largos y delgados se usan para propósitos de diagnóstico o tratamiento de anomalías. En la neurocirugía intravascular, por ejemplo, un microcatéter se hace avanzar a través de los vasos hacia el cerebro mientras el cirujano supervisa su localización usando una pantalla de rayos X. Sin embargo, debido a la falta de destreza de los microcatéteres actuales, guiarlos a través de ramas y vasos complejos es una tarea difícil para el cirujano. Adicional a esto, el temblor de la mano del cirujano puede ser crítico en este tipo de procedimientos, especialmente cuando éste se fatiga (Tavakoli et al., 2008).

En esta sección se desarrolló una aplicación del sistema de PRC para la supresión del temblor de la mano del cirujano durante la intervención intravascular (cateterismo). El sistema consta de un joystick estándar, un computador con el sistema PRC en tiempo real y el servomecanismo PECAS, al cual se le adaptó un mecanismo para sujetar el microcatéter superselectivo Cook Cantata F5 .035 de 5/3 mm de diámetro exterior junto con una sonda de núcleo fijo de 0.025 pulgadas de diámetro (Figura 5). Este microcatéter se utiliza en procedimientos diagnósticos e intervencionistas, incluyendo el uso coronario y periférico en pequeños vasos (Cook Medical, 2014).

Figura 13. Sistema para el cateterismo asistido por computadora.

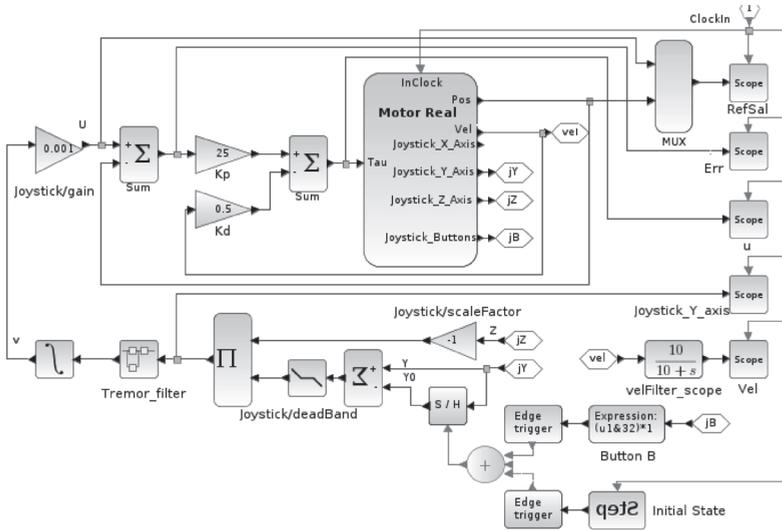


Fuente: elaboración propia (2017). Figuras auxiliares del corazón tomadas de Blaus (2015) bajo licencia Creative Commons.

El sistema opera sensando la posición del joystick, la cual es filtrada digitalmente para remover los temblores de la mano del cirujano y luego se convierte en una señal de velocidad que se entrega al controlador del servomotor. El servomotor finalmente inserta la sonda a una velocidad proporcional a la deflexión del joystick. En un escenario real, el cirujano registraría la posición de la sonda a través de un angiógrafo y ajustaría su posición en función del procedimiento a realizar.

El controlador convenientemente diseñado en diagrama de bloques incorpora toda la lógica de control de trayectoria, filtrado de temblor fisiológico, control de posición, velocidad y compensación de perturbaciones (figura 6).

Figura 14. Diseño de controlador en diagrama de bloques de sistema de cateterismo.

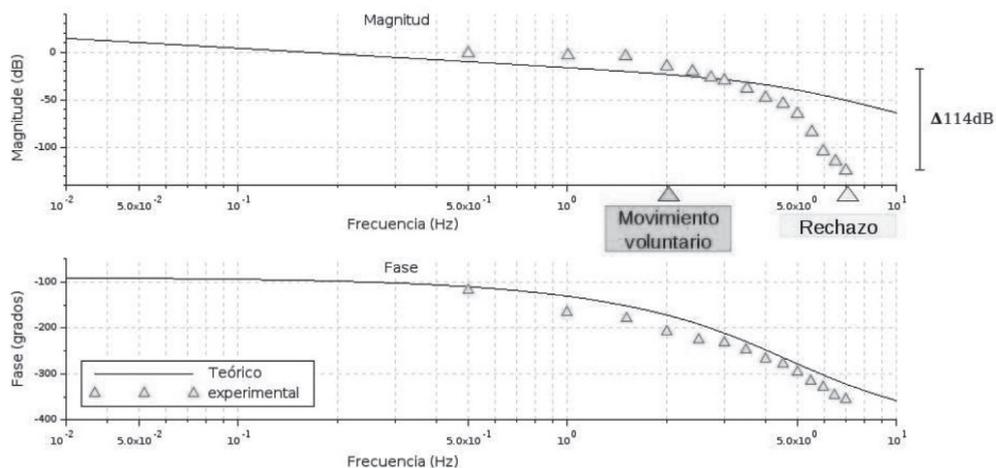


Fuente: elaboración propia (2017).

En Riviere, Rader, y Khosla (2002); Kalyana y Wei (2011) y Veluvolu, Latt, y Ang (2009) se estima que el movimiento voluntario de los cirujanos se encuentra en el rango de baja frecuencia 0-2 Hz, mientras que las señales de temblor se encuentran en el rango de 7-15 Hz, considerado alto para este tipo de aplicación, además, dichas señales son aproximadamente senoidales.

Para validar el sistema, se realizó una prueba de respuesta en frecuencia excitando artificialmente su entrada con una señal senoidal unitaria cuya frecuencia varió de 0 a 7 Hz en intervalos de 0.5 Hz. Se obtuvo una atenuación máxima de -10 dB en la banda de movimiento voluntario de 0-2 Hz y de -114 dB en la banda de transición de 2-7 Hz entre el movimiento voluntario y el temblor. Los resultados se muestran en el diagrama de Bode de la figura 7.

Figura 15. Ganancia del sistema de cateterismo en función de la frecuencia.

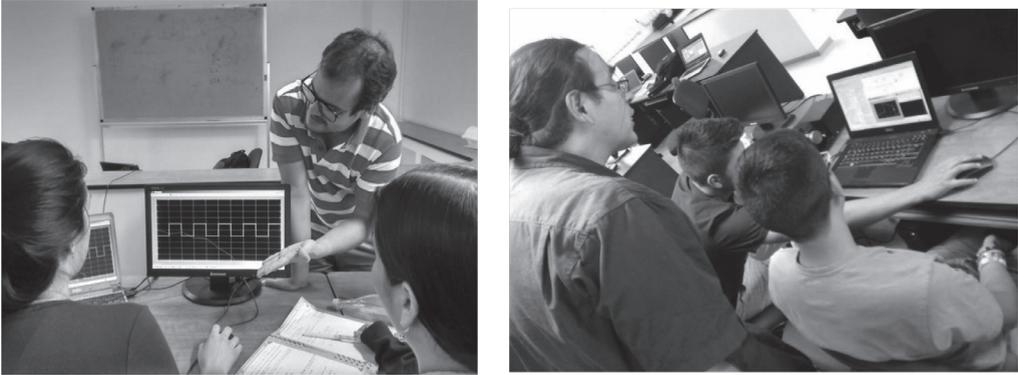


Fuente: elaboración propia (2017).

TALLERES

La plataforma de PRC ha sido empleada en diversos talleres de formación en Bioingeniería, ingeniería biomédica e ingeniería en electrónica en las universidades Autónoma de Occidente y Santiago de Cali; y en el Centro de Investigación y de Estudios Avanzados CINVESTAV de Ciudad de México, con resultados muy positivos entre los estudiantes de pregrado, observando gran motivación entre éstos al poder implementar su aprendizaje en el aula en prototipos de control de una manera eficaz (figura 8). Esto es particularmente útil en universidades de países en vías de desarrollo como Colombia, donde el costo de los equipos de laboratorio y software necesarios para brindar una experiencia de aprendizaje como la propuesta en su conjunto puede alcanzar los 20.000 dólares por unidad, dificultando la adquisición de múltiples estaciones de trabajo. La plataforma de PRC aquí expuesta vence estos obstáculos ofreciendo un producto compacto, libre de costos por licencias de software y cuyo hardware especial no supera los 340 dólares en materiales para su construcción. Además tanto PECAS como la interfaz USB2LPT pueden ser adquiridas ensambladas directamente en la página de los fabricantes, quienes también ofrecen los planos eléctricos y electrónicos para su fácil reparación.

Figura 16. Talleres realizados en Colombia y Ciudad de México usando la plataforma de PRC.



Fuente: autores.

IMPACTO SOCIAL Y CIENTÍFICO

La creciente popularidad de los desarrollos con características de bajo costo y alta accesibilidad permite que cada vez más investigadores y estudiantes puedan poner a prueba soluciones a problemas específicos en el área de la biomecatrónica de una manera rápida, segura y confiable. De esta manera se vería impulsada la innovación en el campo y un aumento en el número de desarrollos. Esto se materializa en un escenario donde estudiantes de pregrado de las áreas afines tienen la oportunidad de contar con sistemas como el desarrollado en este proyecto desde etapas tempranas de su formación, logrando una evolución y maduración de sus ideas y proyectos, repercutiendo a futuro en el entorno científico de una manera muy positiva.

Se espera que la herramienta desarrollada en este proyecto disminuya el costo de desarrollo de prótesis, órtesis y sistemas de cirugía robótica, reduciendo los costos de adquisición e intervención para los usuarios finales.

CONCLUSIONES

El aprovechamiento de los recursos de hardware y software libre y de código abierto disponibles, los cuales han sido ampliamente usados con el fin de optimizar los costos en múltiples aplicaciones, en conjunto con las diferentes técnicas de prototipado para el desarrollo de aplicaciones biomecátricas, han arrojado resultados prometedores como los que se expusieron en este proyecto. Los excelentes resultados obtenidos durante las pruebas realizadas a la aplicación en robótica médica demuestra la posibilidad de construcción de sistemas complejos y su validación mediante las técnicas de PRC de una manera rápida y económica.

La aplicación del sistema de PRC al cateterismo asistido por computadora demostró la facilidad, simpleza y robustez con la que se puede implementar una solución biomecátrica con resultados comparables al instrumental de primera generación pero a un costo varias veces menor.

Finalmente se destaca que el sistema de PRC permitió a los asistentes de los talleres concentrar los esfuerzos de diseño de las aplicaciones de ejemplo en el algoritmo de control a través de una interfaz de programación gráfica de alto nivel (Xcos y HART toolbox), evitando la programación a bajo nivel, a menudo compleja y propensa a errores, consolidando su aprendizaje en modelamiento matemático, control automático y biomecátrica.

BIBLIOGRAFÍA

- Agudelo, L. H. L. y Seijas, V. (2012). “La discapacidad en Colombia: Una mirada global”. *Revista Colombiana de Medicina Física Y Rehabilitación*, 22 (2), 164–179
- Blaus, B. (2015). *Coronary Angiography* [Digital]. Blausen Medical Communications, Inc. Recuperado de: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Coronary_Angiography.png
- Entezari, V., Della Croce, U., DeAngelis, J. P., Ramappa, A. J., Nazarian, A., Trechsel, B. L., Cereatti, A. (2012). “Design and manufacture of a novel system to simulate the biomechanics of basic and pitching shoulder motion”. *Bone & Joint Research*, 1 (5), 78–85.
- Greenemeier, L. (2014, Febrero 11). “Robotic Surgery Opens Up”. Recuperado April 12, 2017, de <https://www.scientificamerican.com/article/robotic-surgery-opens-up/>
- Haftman, H. (2012). “Converter USB To Parallel”. Recuperado Febrero 15, 2016, de <https://www-user.tu-chemnitz.de/~heha/basteln/PC/USB2LPT/>
- Kalyana, C. y Wei, T. (2011). “Estimation of Physiological Tremor from Accelerometers for Real-Time Applications”. *Sensors*, 11 (1), 3020–3036.
- Lee, S-J., Lee, S-C. y Ahn, H-S. (2014/8). “Design and control of tele-matched surgery robot. *Mechatronics: The Science of Intelligent Machines*”, 24 (5), 395–406.
- Martínez, M. y Ríos, A. (2006). “La tecnología en rehabilitación: una aproximación conceptual”. *Revista Ciencias de La Salud*, 1 (2), 98–108.

- Prasad, S. M., Prasad, S. M., Maniar, H. S., Chu, C., Schuessler, R. B. y Damiano, R. J., Jr. (2004). "Surgical robotics: impact of motion scaling on task performance". *Journal of the American College of Surgeons*, 199 (6), 863–868.
- Riviere, C., Rader, R. y Khosla, P. (2002). "CHARACTERISTICS OF HAND MOTION OF EYE SURGEONS". In IEEE (Ed.), *Proceedings of the 19th Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (pp. 1690–1693). Chicago: IEEE.
- Soria, A. (2016). "Plataforma de enseñanza de control y mecatrónica". Recuperado Abril 18, 2017, de <https://sites.google.com/site/betosoria/home/plataformaensenanza>
- Surgical Intuitive. (2000). "The Da Vinci surgical System". Recuperado Febrero 2017, de https://www.intuitivesurgical.com/products/davinci_surgical_system/
- Tochigi, Y. (2003). "Effect of arch supports on ankle-subtalar complex instability: a biomechanical experimental study". *Foot & Ankle International*. / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society, 24 (8), 634–639
- University of Twente. (2016, Septiembre). "What is biomechatronics?" Recuperado Marzo 2017, de <https://www.utwente.nl/en/education/master/programmes/systems-control/specialization/biomechatronics/#what-is-biomechatronics>
- Veluvolu, K., Latt, W. y Ang, W. (2009). "Double adaptive bandlimited multiple Fourier linear combiner for real-time estimation/filtering of physiological tremor". *Biomedical Signal Processing and Control*, 1–8.
- Vivas, A. y Muñoz, E. (2015). "Sistema Robótico Guía para la Inserción de Tornillos en Cirugía de Fijación de Columna". *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, 36, 143–154.
- Vivas, O., Rengifo, C., y Mosquera, V., (2011). "Simulador quirúrgico para operaciones de laparoscopia utilizando interfaces hápticas". CIE 2011. Recuperado de: <http://www.unicauca.edu.co/ai/publicaciones/CIE2011.pdf>