

“Diseño y fabricación de bomba de infusión tipo jeringa para el análisis de muestras de Papanicolaou en citología líquida”

E.A. Reyes-González¹, S. Tello-Mijares¹, J.J. Linares-Aranda¹.

Resumen—Para detectar el cáncer de cuello uterino de la mujer existen dos tipos de exámenes: La prueba de Papanicolaou (Pap) y la del virus del papiloma humano (VPH), y deberían formar parte del chequeo médico rutinario de la mujer. Un método alternativo para estas pruebas es la citología en base líquida el cual mejora el análisis e interpretación de las muestras realizadas en el microscopio, eliminando un porcentaje de resultados de falsos negativos. Este artículo presenta el análisis diseño y fabricación de bomba de infusión tipo jeringa para el análisis de muestras de papanicolaou en citología líquida, La bomba de infusión tipo jeringa diseñada permite realizar un movimiento lineal en dos direcciones (izquierda/derecha), el control lo realiza un motor a pasos como principal elemento actuador, por medio de una interface de control. Se describe como se obtuvo la presión requerida para empujar el émbolo de la jeringa utilizando dinamómetros en las muestras de jeringa de 1ml y 0.1 ml, se muestra el diseño creado, se describen los detalles del diseño y se hace una descripción del material seleccionado para la fabricación de la base mecánica. Se muestra además para el sistema de control electrónico e interface de control la descripción del material electrónico seleccionado y la programación realizada, anexando las pruebas preliminares y finales de la bomba de infusión tipo jeringa.

Palabras claves—Bomba de infusión tipo jeringa, control electrónico, interface de control, pruebas de papanicolaou.

Abstract. There are two types of tests to detect cervical cancer in women: the Pap test and the human papillomavirus (HPV) test, and they should be part of a woman's routine medical check-up. An alternative method for these tests is liquid based cytology which improves the analysis and interpretation of the samples made in the microscope, eliminating a percentage of false negative results. This article presents the analysis and design of a syringe infusion pump for the analysis of pap smears in liquid cytology. The syringe infusion pump designed allows a linear movement in two directions (left / right), the control is performed a stepper motor as the main actuating element, by means of a control interface. The pressure required to push the plunger of the syringe using dynamometers in the 1ml and 0.1ml syringe samples is described, the created design is shown, the details of the design are described and a description of the selected material is made. manufacture of the mechanical base. Also shown for the

electronic control system and control interface is the description of the selected electronic material and the programming made, attaching the preliminary and final tests of the syringe-type infusion pump.

Keywords- Syringe type infusion pump, electronic control, control interface, pap tests.

I. INTRODUCCIÓN

El objetivo de este artículo es el análisis de la citología en base líquida mediante un sistema de fluidica proponiendo un diseño y fabricación de un sistema electro-mecánico que permita realizar las mismas funciones que una bomba de infusión para introducir la citología al sistema. La prueba de Papanicolaou es una manera de examinar células recolectadas del cuello uterino y la vagina. Esta puede mostrar la presencia de infección, inflamación, células anormales, o cáncer [1]. La citología en base líquida, es un método que surgió, con la intención de evitar los resultados falsos negativos (falta de identificación de las células anormales, cuando están presentes) de la citología convencional ya que puede ofrecer mejores resultados, en la detección de las lesiones cervicales precancerosas. Restrepo, J.E. (2007) Presenta en [2] un diseño y construcción de un prototipo de jeringa de infusión para neonatología, su investigación se enfocó en el diseño mecánico y electrónico. Menciona que el principal motivo de su proyecto fue obtener un prototipo local, competitivo y funcional que cumpliera con todas las características de los equipos del mercado y apoyar a los hospitales del sector rural. Su diseño se basó en un modelo comercial actual que busco emular con el objetivo de crear un campo de desarrollo en su país (Colombia).

Wijnen, B. et al. (2014) Fabricaron en [3] una bomba de infusión tipo jeringa utilizando materiales o equipo de bajo costo. Para las partes de fijación de la jeringa emplearon el uso de una impresora 3D y para la programación del sistema utilizaron la tarjeta electrónica raspberry Pi. Las consideraciones que mencionan los autores durante la etapa

¹ Instituto Tecnológico Superior de Lerdo. A. Tecnológico No 1555, Periférico Lerdo Km.14.5 Placido Domingo, 35150 Cd. Lerdo Durango.
* jtello@itslerdo.edu.mx

de su investigación fue que el primer paso importante es determinar el torque del motor, definiendo el torque se define el tamaño del motor, también se debe tener en cuenta que un motor grande necesita componentes más grandes y una jeringa grande tiene menos precisión.

Saidi, I. et al. (2010) Diseñaron en [4] una bomba de infusión eléctrica empleando un actuador lineal a pasos tubular, los autores afirman que los diseños de la mayoría de las bombas eléctricas de infusión son diseñados empleando actuadores rotatorios (motores a paso/servomotores), mencionan que los actuadores lineales presentan movimientos dinámicos hacia una sola dirección sin la necesidad de girar. La bomba de infusión tipo jeringa que desarrollaron combina elementos mecánicos, eléctricos y electrónicos.

La parte mecánica se emplea como soporte para distintos tipos de jeringas. También incluye sensores que permiten comprobar la posición de fijación del pistón.

Reddy, S. et al. (2014) Desarrollaron en [5] un prototipo de bomba de infusión del tipo jeringa, el elemento actuador que utilizaron fue un motor a pasos de 6 hilos, el movimiento rotatorio del motor a pasos se transformó a un movimiento lineal por medio de un mecanismo basado en un tornillo sin fin el cual proporciona un movimiento suave al operar el sistema. Los autores realizaron pruebas con agua a diferentes rangos de presiones.

Amaya, M. et al. (2015) Presentan en [6] una investigación sobre estandarizar la técnica de citología en base líquida mediante el uso del medio fijador (BDSUREPATH) y de cito centrífuga e identificar las posibles ventajas sobre citología convencional, Al finalizar los análisis de las muestras de las pacientes se llegó a la conclusión de que la citología en base líquida mejora significativamente el análisis e interpretación de las muestras al estar en un fondo blanco libres de moco y sangre. Concluyen con la necesidad de reemplazar la citología convencional por la de base líquida.

Martínez, S. V. (2005) Presenta en [7] la importancia de la citología cervical como método de tamizaje para la detección de cáncer de cuello uterino se debe a su relativa simplicidad y bajo costo del examen. Menciona que la citología cervical, está limitada por resultados falsos positivos y falsos negativos esto debe a los errores en la toma y procesamiento de la muestra o errores en la búsqueda e identificación de las células malignas y en su interpretación. De las ventajas que se ha obtenido con este método es la reducción de las muestras inadecuadas; se reduce el rango de inadecuados de 9 por ciento a 1-2 por ciento y disminuye el tiempo empleado en la interpretación porque facilita la observación de las células.

Monroy, S. (S.F.) Menciona en [8] que gracias al uso de estos dispositivos se ha disminuido el porcentaje de errores

humanos en el suministro intravenoso de medicamentos.

Destaca la introducción de la electrónica en el área de la medicina y a las bombas de infusión ya que permiten la resolución de la problemática de la administración de soluciones parentales, transfusiones sanguíneas y la infusión de soluciones parentales y enterales, menciona que antes las enfermeras destinaba gran parte de su tiempo a la vigilancia del flujo de estos fluidos, tratando de obtener precisión en la infusión, no logrando esa precisión debido a múltiples factores dando como resultado complicaciones en la recuperación del paciente y con ello la prolongación de su estancia.

Elsa Batista, E. et al. (2000) mencionan en [9] que existen varios métodos para la calibración y verificación de los dispositivos de infusión, entre los que destacan el método de comparación "in situ", el cual consiste en utilizar un medidor de flujo y el método gravimétrico. El procedimiento de calibración para los instrumentos de infusión se basa en la IEC 60601-2-24. La jeringa se llena con agua ultra-pura, sin que quede aire atrapado. Una cantidad de agua se pasa al tubo con el fin de eliminar todas las burbujas de aire. El flujo a calibrar es entonces programado en la bomba y el agua se recoge en la balanza. Los autores concluyen en que el mantenimiento regular y calibración de los instrumentos de infusión permiten la identificación y corrección de errores, así como reducir al mínimo las posibles situaciones de riesgo para el paciente.

Llamosa, L. E. et al. (2008) explican en [10] el funcionamiento y componentes de las bombas de infusión de tipo jeringa. También hace énfasis sobre el procedimiento de calibración que se tiene que seguir para realizar la calibración de una bomba de infusión. Para esto se requiere también de un patrón con el cual se compararán las mediciones y asegurar que la bomba de infusión está dentro de los rangos de operación.

Hayama, F.H. et al. (2004) mencionan en [11] la importancia de utilizar el método de la citología líquida en el diagnóstico en lesiones orales y su importancia en la disminución de resultados falso-negativos en el análisis de lesiones de carcinoma oral. Al analizar se obtiene un fondo claro con lo que aumenta la sensibilidad y la calidad. Comparando con los frotis convencionales, el uso de preparaciones de base líquida ha permitido reducir considerablemente el número de preparaciones insatisfactorias o satisfactorias pero limitadas, debido a las características del ejemplar, lo que disminuye el número de resultados falsos negativos. Para el análisis comparativo de ambas técnicas se usaron cinco parámetros: espesura, distribución celular, microbiota, inflamación/leucocitos y características.

II. PARTE TÉCNICA DEL ARTÍCULO

La mayoría de los cánceres invasores del cuello del útero se pueden prevenir si la mujer se hace pruebas de Papanicolaou con regularidad.

Al analizar muestras de Papanicolaou de forma convencional existe la dificultad al definir los resultados de las muestras debido al amontonamiento de las células al ser observadas por el microscopio (Figura 1 (a)). Dando resultados falsos o erróneos, provocando un atraso en el diagnóstico del paciente.

El método de la citología líquida nos permite lograr eliminar la superposición de las células, logrando así una mejor visibilidad al analizar la muestra por el microscopio (Figura 1 (b)). Con este método se logra eliminar un porcentaje de resultados falso negativo.

Mediante un sistema de micro-fluidica proponemos mejorar el análisis de las células cervicales en citología líquida, este trabajo se centrará en el diseño de la bomba de infusión tipo jeringa.

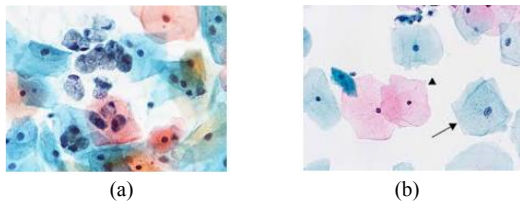


Figura 1: Células cervicales: (a) Muestra de Papanicolaou, (b) Citología Líquida

Se propone como solución el diseño de una bomba de infusión tipo jeringa el cual pretende dar una alternativa y mejorar el análisis de células cervicales, la cual estará proporcionando un flujo determinado de citología líquida a la lámina o dispositivo micro-fluidico.

En los últimos años se ha tenido un importante crecimiento en el desarrollo de métodos en microescala para el análisis, separación y concentración de células intactas.

Los dispositivos micro-fluidicos ofrecen ventajas para el manejo y análisis de células como son portabilidad, rapidez, alta resolución y sensibilidad.

Debido a estas ventajas, significativos esfuerzos a nivel mundial están siendo desarrollados.

Y un primer paso es definir la inyección de este fluido, ya sea mediante bombas peristálticas, de presión o como es nuestro caso bombas de infusión tipo jeringas.

Actualmente existen bombas de infusión de tipo jeringas comerciales, pero no todos los hospitales cuentan con los recursos suficientes para adquirir una. Al diseñar y construir una bomba de infusión de jeringa se pretende copiar las mismas prestaciones que una comercial y reducir los costos de adquisición.

A. Fundamentos para determinar la presión aplicada al embolo de la jeringa.

En [11] definen la presión como la cantidad de fuerza que se ejerce sobre una unidad de área de alguna sustancia. Esto se enuncia por medio de la Ecuación 1.

$$P = \frac{F}{A} \tag{1}$$

Aplicamos esta ecuación de forma directa solo si la presión es uniforme sobre toda el área de interés.

En [11] mencionan que Blas Pascal, científico francés del siglo XVII, que describió dos principios importantes acerca de la presión:

- La presión actúa de modo uniforme en todas las direcciones de un volumen pequeño de fluido. (Figura 2).
- En un fluido confinado por fronteras sólidas, la presión actúa de manera perpendicular a la pared.



Figura 2: Dirección de la presión del fluido sobre las fronteras.

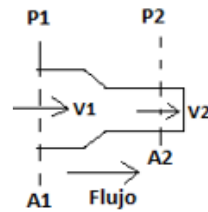


Figura 3: Tasa de flujo

En [12] definen que si se conoce la cantidad de fuerza que se ejerce sobre un área dada, es posible calcular la magnitud de la presión en un fluido, por medio de la ecuación de la presión (Ecuación 1) y la segunda ley de Pascal.

En [12] explican que la velocidad del flujo se determina por medio del siguiente enunciado:

Un sistema de ductos cerrados depende del principio de continuidad, tomando en cuenta la Figura 3.

Un fluido circula con un flujo volumétrico constante de la sección A1 a la sección A2, la cantidad de fluido que circula a través de cualquier sección en cierta cantidad de tiempo es constante y esto se conoce como flujo constante, si entre las secciones A1 y A2 no se agrega fluido ni se almacena o retira, entonces la masa de fluido que circula en A2 en cierta cantidad de tiempo debe ser similar a la que circula por A1. Obteniendo la ecuación de continuidad (Ecuación 2).

$$p1A1v1 = p2A2V 2 \tag{2}$$

Entonces se define que el caudal debe mantenerse constante a lo largo de todo el conducto, cuando la sección disminuye, la velocidad del flujo aumenta en la misma

proporción y viceversa.

Si la fuerza aumenta, manteniendo constante el área sobre la cual se aplica, la presión también aumenta. Asimismo, la presión crece si se mantienen constante la fuerza aplicada y se disminuye el área sobre la que se ejerce la fuerza. De igual manera, la presión decrece ya sea disminuyendo la fuerza aplicada o aumentando el área sobre la cual se aplica la fuerza [12]. En conclusión, se puede variar (aumentar o disminuir) la presión de dos formas: ya sea modificando la fuerza aplicada o variando el área sobre la que dicha fuerza se aplica.

B. Arduino® y motor a pasos.

Arduino® (Genuino a nivel internacional hasta octubre 2016), es una compañía de hardware libre y una comunidad tecnológica que diseña y manufactura placas de computadora de desarrollo de hardware y software, compuesta respectivamente por circuitos impresos que integran un microcontrolador y un entorno de desarrollo (IDE), en donde se programa cada placa.

Arduino® (Figura 4) se enfoca en acercar y facilitar el uso de la electrónica y programación de sistemas embebidos en proyectos multidisciplinarios. Toda la plataforma, tanto para sus componentes de hardware como de software, son liberados con licencia de código abierto que permite libertad de acceso a ellos.



Figura 4: Arduino UNO®

El hardware consiste en una placa de circuito impreso con un microcontrolador, usualmente Atmel AVR, puertos digitales y analógicos de entrada/salida, los cuales pueden conectarse a placas de expansión (shields), que amplían las características de funcionamiento de la placa Arduino UNO R. Asimismo, posee un puerto de conexión USB desde donde se puede alimentar la placa y establecer comunicación con la computadora.

Por otro lado, el software consiste en un entorno de desarrollo (IDE) basado en el entorno de Processing y lenguaje de programación basado en Wiring, así como en el cargador de arranque (bootloader) que es ejecutado en la placa. El microcontrolador de la placa se programa mediante un computador, usando una comunicación serial mediante un convertidor de niveles RS-232 a TTL serial, mediante este tipo de comunicación se realizara la interfaz con Matlab®.

El motor a pasos SY57STH56-2006A, (Figura 5) es un

motor pasos híbrido de alto torque con un ángulo de paso de 1.8° (200 pasos / revolución). Cada fase se basa 2A a 3.6 V, lo que permite un torque de 9 kg-cm (Tabla 1). El motor a pasos tiene seis cables codificados por colores lo que permite que sea manipulado por controladores de motor a pasos unipolares y bipolares. Cuando se utiliza con un controlador de motor a pasos unipolar se utilizan los seis cables. Cuando se utiliza con un controlador de motor a pasos bipolar, el cable amarillo y blanco se conecta a una bobina, el cable azul y rojo a la otra, dejando el tap central de cada bobina desconectados.

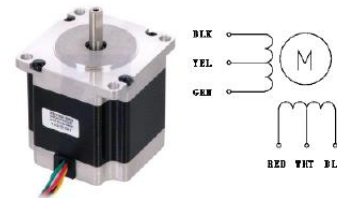


Figura 5: Motor a pasos Pololu SY57STH56-2006ª.

Voltaje	3.6 V
Corriente	2 A por fase
Resolución	1.8° (200 pasos/revolución)
Torque	9 Kg-cm
Características	Nema 23

Tabla 1: Características del motor a pasos

C. Método: Diseño y Fabricación de base mecánica

El sistema desarrollado consiste en un sistema de lazo abierto, en la Figura 6, se muestra la intercomunicación entre la computadora, la interface de control, los dispositivos de control y la bomba de infusión. El funcionamiento consiste en que al manipular la interface de control, el Arduino UNO® ejecutará las instrucciones guardadas en su microcontrolador, el motor a pasos empezará a girar produciendo un movimiento lineal en la base mecánica.

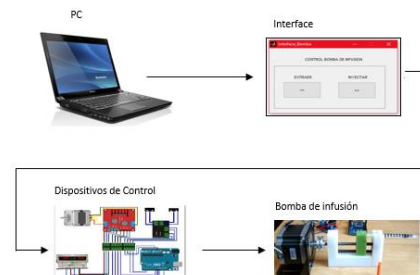


Figura 6: Sistema

El método utilizado para generar la presión requerida para empujar el émbolo de la jeringa basó en los principios descritos en el procedimiento realizado en [13].

Se realizaron experimentos en tres dinamómetros para la obtención de la fuerza requerida para expulsar el líquido contenido en la jeringa.

El experimento consistió en llenar la jeringa con agua hasta 1 ml y 0.1 ml, después se ató el émbolo de la jeringa al gancho del dinamómetro, antes de realizar el empuje del émbolo, se coloca la sonda a la conexión de la aguja y se empuja el dinamómetro hasta que el émbolo inicia un desplazamiento lento a una velocidad constante. (Figura 7).



Figura 7: Método.

Al iniciar y finalizar el desplazamiento del émbolo se toma la lectura de la fuerza necesaria para expulsar el agua contenida en el cilindro de la jeringa.

En los tres dinamómetros se tomaron 10 muestras para cada medida específica: cuando la jeringa este a 1 ml, y a 0.1 ml. La escala de los dinamómetros utilizados fueron: dinamómetro rosa, escala de 0N - 1N. (Figura 8), dinamómetro Azul, escala de 0N - 2.5N. (Figura 9), dinamómetro Metálico, escala de 0N - 4N. (Figura 10).



Figura 8: Dinamómetro rosa.

Lo siguiente fue obtener las medidas de tendencia central, dispersión y los histogramas obtenidos de cada dinamómetro con las jeringas de 1 ml y de 0.1 ml, como en [14] [15].



Figura 9: Dinamómetro azul.

Dinamómetro rosa-Jeringa a 1 ml.- El rango de este dinamómetro es de 0N a 1N, al aplicar fuerza para desplazar el émbolo, se detectó que sobrepasaba el límite máximo del dinamómetro, por lo tanto, se descartó este dinamómetro para esta etapa.

Dinamómetro rosa-Jeringa a 0.1 ml.- Se tomaron 10 muestras, y se obtuvo una moda multimodal ya que se obtuvieron datos con la misma frecuencia entre los valores 0.50 N, 0.54 N y 0.62 N. %.



Figura 10: Dinamómetro metálico.

La figura 11 (a) muestra las fuerzas resultantes con más frecuencia de la jeringa a 1 ml y la figura 11 (b) de la jeringa a 0.1 ml, se resalta que no se presenta histograma del dinamómetro rosa debido a que sobrepasaba el límite máximo de la escala del dinamómetro.

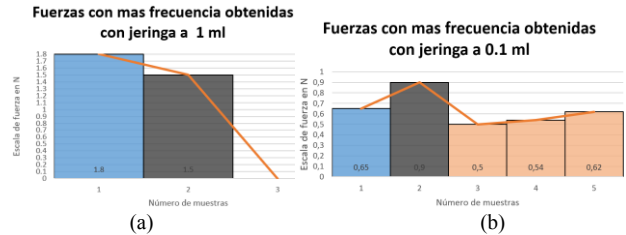


Figura 11: (a) Fuerzas con más frecuencias obtenidas con jeringa a 1 ml, (b) Fuerzas con más frecuencias obtenidas con jeringa a 0.1 ml

Se calculó la fuerza promedio de la jeringa a 1 ml $F=1.65N$ y jeringa a 0.1 ml $F= 0.64N$.

Obtenido lo anterior se calcula el área del cilindro, se aplican las siguientes formulas Área lateral Ecuación 3, Area Base Ecuación 4 y Área Total Ecuación 5:

$$A_L = 2\pi rh \quad (3)$$

$$A_B = \pi r^2 \quad (4)$$

$$A_T = 2A_B + A_L \quad (5)$$

Aplicando la Ecuación 1 se obtiene una presión final para la jeringa a 1 ml de: $p = 0:0021393N$ y una presión final para la jeringa a 0.1 ml de: $p = 0:00082982N$.

Para la velocidad del flujo se utilizó la Ecuación 2, y se define que se necesita una presión no mayor a 1 N, por lo tanto, el torque del motor a pasos debe estar en este valor.

Lo siguiente fue el diseño y fabricación de la base mecánica se elige Nylamid M por ser de grado alimenticio.

Construido el prototipo de la base mecánica se desarrolló el sistema de control electrónico y la interface de control, la figura 12 muestra el diseño final de la interface de control.



Figura 12: Interface desarrollada en MathLab® (The MathWorks, Inc., EUA).

III. RESULTADOS

Se obtuvieron resultados favorables en el sistema de control, la interface de control y la programación realizada

en Arduino® fue satisfactoria, el control creado cumplió con las expectativas deseadas.

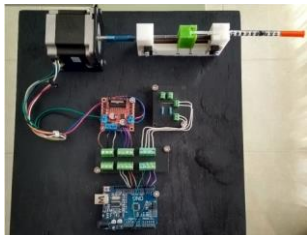


Figura 13: Bomba de infusión tipo jeringa.

La interface de control se enlaza al Arduino UNO® inmediatamente, por lo tanto, la respuesta a la pulsación de los botones es inmediata, el motor a pasos gira a la dirección deseada por el usuario, las interrupciones programadas también se efectúan al instante al ser accionados los limit switch del sistema de seguridad.

La velocidad quedó establecida en 50 RPM debido a que en las pruebas la extracción e inyección de líquido es constante.

En la Figura 13 se muestra el resultado final de la bomba de infusión tipo jeringa.

Se logró fabricar y diseñar una bomba de infusión tipo jeringa con las prestaciones básicas que poseen este tipo de bombas utilizadas en hospitales y laboratorios, la bomba de infusión diseñada permite extraer e inyectar a una velocidad establecida de 50 RPM.

La fuerza requerida para que la bomba de infusión pueda extraer e inyectar es de 1N, la cual se obtuvo utilizando dinamómetros como método experimental.

IV. DISCUSIÓN Y CONCLUSIÓN

Se concluye, que la etapa más importante del desarrollo del proyecto fueron las pruebas preliminares de la base mecánica en conjunto con la interface de control, estas pruebas permitieron detectar los errores presentes en la base mecánica, en la programación y en los elementos electrónicos a utilizar durante el proyecto.

Se realizaron las pruebas correspondientes, las cuales consistieron en llenar la jeringa con agua a 1 ml y a 0.1 ml con la finalidad de probar las funciones de inyectar y extraer de la interface de control desarrollada.

El resultado final es presentar todo el sistema en un solo conjunto (Figura 13).

La extracción e inyección de líquido fue realizada con éxito desde las primeras pruebas, esto se debió a la etapa de experimentación con los dinamómetros, la cual nos permitió encontrar la fuerza necesaria para empujar el líquido almacenado en el interior de la jeringa.

La idea del proyecto fue la fabricación de una bomba de infusión tipo jeringa que fuese funcional y accesible para hospitales y laboratorios, por lo tanto, la bomba de infusión tipo jeringa desarrollada cumple con los objetivos establecidos.

V. REFERENCIAS

- [1] Prueba de Papanicolaou. (2018, marzo 19). EcuRed. https://www.ecured.cu/index.php?title=Prueba_de_Papanicolaou&oldid=3093112.
- [2] Escobar Restrepo, J. (2007). Diseño y construcción de un prototipo de una jeringa de infusión para neonatología (Bachelor's thesis, Ingeniería de Diseño de Producto).
- [3] Wijnen, B., Hunt, E. J., Anzalone, G. C., & Pearce, J. M. (2014). Open-source syringe pump library. *PloS one*, 9(9), e107216.
- [4] Saidi, I., Ouni, L. A., & Bebrejeb, M. (2010). Design of an electrical syringe pump using a linear tubular step actuator. *International Journal of Sciences and Techniques of Automatic Control & Computer Engineering*, 1388-1401.
- [5] Appaji, M. S. V., Reddy, G. S., Arunkumar, S., & Venkatesan, M. (2014). An 8051 microcontroller based syringe pump control system for surface micromachining. *Procedia Materials Science*, 5, 1791-1800.
- [6] Pérez, C. (2015). Citología convencional y en base líquida en muestra compartida de tomas cervicouterinas. *Repertorio de Medicina y Cirugía*, 24(1), 42.
- [7] Martínez, S. V. (2005). Citología cervical. *Rev Med Hondur*, 73, 131-136.
- [8] Monroy, S. M. P. BOMBAS DE INFUSIÓN PARA EL CONTROL DEL DOLOR POR CÁNCER. ABD.
- [9] Weiss, M., Hug, M. I., Ne, T., & Fischer, J. (2000). Syringe size and flow rate affect drug delivery from syringe pumps. *Canadian Journal of Anesthesia*, 47(10), 1031-1035.
- [10] Llamasa, L. E., Contreras, L. G. M., & Villarreal, M. F. (2008). Diseño e implementación de procedimientos para la calibración de equipos de infusión. *Scientia et Technica*, 2(39).
- [11] Hayama, F. H., Motta, A. C., Silva, A. D. P. G., & Migliari, D. A. (2005). Preparaciones de base líquida vs. Citología convencional: Adecuación de las muestras y coincidencia de diagnóstico en lesiones orales. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal* (Ed. impresa), 10(2), 115-122.
- [12] Mott, R. L. (2006). *Mecánica de uídos*. Pearson educación.
- [13] Montiel, H. P. (2015). *Física 1 para Bachillerato Tecnológico*. Grupo Editorial Patria.
- [14] Universidad Nacional Autónoma de México Facultad de Estudios Superiores Cuautitlán. (s.f.). *Medidas de tendencia central y dispersión*.
- [15] Marconi, L., & D'Amelio, A., (s.f.). *Medidas de tendencia central y de variabilidad*.

VI. BIOGRAFÍA

E.A. Reyes-González recibió licenciatura en ingeniería electrónica con especialidad en instrumentación y control en 2011, y la especialidad en Mecatrónica en el 2017, del Instituto Tecnológico Superior de Lerdo, México. Actualmente trabaja en LALA en el área de mantenimiento. Sus intereses de investigación son la instrumentación y la automatización.

Tello-Mijares Santiago. Recibió el título de Ingeniero en Electrónica en 2006, y el de Doctor en Ciencias Eléctricas en 2013, por parte del Instituto Tecnológico de la Laguna, México. Actualmente está cursando el Doctorado en Telecomunicaciones e Informática por la Universidad Autónoma de Madrid, España; su Tesis Doctoral se encuentra en revisión. En la actualidad es Profesor Titular A e Investigador Científico del Departamento de Postgrado de Mecatrónica del Instituto Tecnológico Superior de Lerdo, México. Es candidato al SIN por parte del CONACYT. Sus intereses de investigación son el procesamiento de imágenes biomédicas y la inteligencia artificial.

J.J. Linares-Aranda recibió su grado de Ingeniero Industrial en Producción del IITL, Torreón Coahuila, México. Actualmente trabaja en la obtención del grado de la maestría en ciencias de Ingeniería Industrial del IITL. Tiene el puesto de profesor investigador titular del departamento de Ingeniería Industrial en el IITSL, Lerdo Durango, México. Ha sido asesor de titulación desde 2002 a la fecha y coordinador interno CACEI. Su interés está en la Manufactura avanzada.

