

Diseño de un guante háptico de control para manipulador robótico teleoperado

Design and implementation of a haptic glove to control the end effector of a robotic arm

COLCIENCIAS TIPO 1. ARTÍCULO ORIGINAL

RECIBIDO: AGOSTO 9, 2013; ACEPTADO: SEPTIEMBRE 10, 2013

Robinson Jiménez Moreno

robinson.jimenez@unimilitar.edu.co

Cristhian Andrés Pineda Cely

u1801318@unimilitar.edu.co

Javier Orlando Pinzón Arenas

u1801317@unimilitar.edu.co

Universidad Militar Nueva Granada, Bogotá - Colombia

Resumen

Este artículo presenta el diseño e implementación de un guante háptico para el control del efector final de un brazo robótico, el cual obtiene la información por medio de sensores de flexión ubicados en partes específicas de la mano para un control eficiente y su realimentación háptica está dada por sensaciones vibro-táctiles. Asimismo, se presenta el diseño del efector de dicho manipulador, para que satisfaga los grados de libertad que tiene el guante y permitan el uso de sensores resistivos sensibles a la fuerza o FSR, los cuales son usados como medio de realimentación de la fuerza ejercida por los dedos del efector sobre el objeto de agarre.

Palabras Clave

Teleoperación; guante háptico; efector final.

Abstract

This paper presents the design and implementation of a haptic glove to control the end effector of a robotic arm, which obtains the information through flexion sensors located in specific parts of the hand for efficient control and haptic feedback is given by vibro-tactile sensations. It also presents the design of effector robotic arm, to satisfy the degrees of freedom that the glove and sensors coupled to the use of force sensitive resistive or FSR, which are used as a means of feedback of the force exerted by effector fingers gripping the object..

Keywords

Teleoperation; glove haptic; end effector.

I. INTRODUCCIÓN

La investigación en el área de la teleoperación nació debido al alto riesgo que representa el contacto directo, con elementos radioactivos. En 1947 Raymond Goertz, del *Argonne National Laboratory* en Estados Unidos, lideró desarrollos en teleoperación orientados al manejo de un robot manipulador que se encontraba distante, mediante el control local por parte del operador de otro robot equivalente. Su primer manipulador fue llamado M1 y dio pie al desarrollo de los sistemas de tele-manipulación tipo *Maestro-Esclavo* actuales (Nuño & Emmanuel, 2004).

Con el pasar de los años, los sistemas de teleoperación han avanzado drásticamente, ya que en ellos se ha implementado y agregado una variedad de dispositivos de control que permiten al usuario realizar tareas mucho más complejas, evitando así posibles fallos. Durante la década de los setenta, la implementación de elementos capaces de integrar al usuario con la máquina de una forma *más* óptima, llevó a que este tipo de tecnología se aplicara en entornos espaciales. Gracias a ello se ha podido implementar la teleoperación en una gran cantidad de áreas: militar, aeronáutica, industria nuclear, espacial, médica, entre otras (Nuño & Emmanuel, 2004).

A través de los diferentes desarrollos que se han presentado en los últimos años en la electrónica, nuevos sensores han permitido un gran avance en la implementación de los dispositivos de realimentación táctil o *hápticos*, los cuales se han incorporado en la creación de manipuladores para la industria nuclear, aeroespacial, de entretenimiento (Brewster & Murray-Smith, 2000) y en medicina, para la teleoperación (Rodríguez, Nifong, & Chitwood, 2007).

Los guantes hápticos –los cuales se han venido desarrollando para diferentes aplicaciones en los campos de entretenimiento e interacción en entornos virtuales– son uno de los medios de comando en la teleoperación háptica (Burdea, 2008a). De igual forma se encuentran aplicaciones para el manejo de robots, como los guantes de datos para manipuladores o manos robóticas (Ozawa, & Ueda, 2007; Ali, Ambar, Jamil, Wahi, & Salim, 2012; Lee & Ryu, 2008). Uno de los desarrollos más parecidos al realizado en este proyecto se presenta en Akmeliawati, Tis, & Wani (2011) donde se realiza la implementación e integración de un guante háptico con una silla de ruedas. El objetivo de éste, es que la persona discapacitada remplace al joystick de manejo por un guante que le permita controlar la velocidad y la dirección. Este guante

está constituido por flex-sensores ubicados en cada dedo de la mano y un sistema de comunicación sencillo.

Una de las aplicaciones más relevantes, en cuanto a implementaciones hápticas, es la telecirugía. Esta es una aplicación de la telemedicina cuya estructura principal es la unión de la medicina con el control artificial; se crea por la necesidad de optimizar los procesos quirúrgicos, permitiendo al cirujano operar desde lugares remotos. Las desventajas principales de este método son la reducción de visión del cirujano y el control de realimentación de las manos con los ojos (Azorín et al., 2006).

Hoy en día, a nivel comercial, se encuentran diversos tipos de dispositivos hápticos destinados a diferentes aplicaciones; sean dispositivos muy básicos, como el *PHANTOM* y el *Force dimension* (Sansanayuth, Nilkhamhang, & Tungpimolrat, 2012) o muy completos, como el *CyberGlove*, que permite ser usado con realimentación vibro-táctil y con realimentación de fuerza (Zhou, Malric, & Shirmohammadi, 2010).

En cuanto a la telecirugía, los dispositivos más completos e importantes son el *Da Vinci*, el *Zeus* y el *PathFinder*, los cuales corresponden a brazos robóticos controlados por dispositivos hápticos de realimentación de fuerza y una interfaz gráfica que permite visualizar la punta de las herramientas (Cueva, s.f; Sutcliffe, Czoski-Murray, Chattle, & Ayiku, 2006).

El desarrollo de dispositivos hápticos, tales como los guantes, hace parte de las investigaciones que se están realizando con el fin de poder controlar manipuladores –o cualquier otro dispositivo– sintiendo los movimientos, la fuerza, etc., para poder tener un control más óptimo sobre el sistema (Ali et al., 2012; Lee & Ryu, 2008; Akmeliawati et al., 2011). Por ello en este trabajo se presenta el desarrollo de un guante háptico capaz de sensar determinados movimientos de la mano, con el fin de poder controlar el efector final de un manipulador robótico tipo brazo, y de igual forma, tener una realimentación háptica vibro-táctil dependiendo de la fuerza que el efector realice sobre una superficie por medio de los dedos que lo conforman.

En adelante el artículo se divide en cinco secciones: la sección II presenta el diseño e implementación realizada para la elaboración del guante y la construcción del efector final, de acuerdo a las características del guante implementado; la sección III muestra cómo se implementó la realimentación y la interfaz gráfica del usuario; la sección

IV describe las pruebas y los resultados obtenidos; y la sección V presenta las conclusiones.

II. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN

La palabra *háptico* no tiene una definición concreta, pero su raíz proviene del griego *Hapthai*, que hace referencia al sentido del tacto (Alvarado, Butrón, Díaz, & González, 2010). Los dispositivos hápticos se asocian a diferentes tipos de estimulación:

- *Realimentación de tacto*. Basada en sensores sobre y cerca de la piel, los cuales transmiten información sobre la geometría de la superficie de contacto, la rugosidad, el deslizamiento y la temperatura; no hacen resistencia al movimiento del usuario. Este tipo de realimentación tiene diferentes interfaces y dispositivos, como son: los actuadores de realimentación de temperatura, el mouse, el *Cybertouch glove*, etc. (Burdea, 2008b).
- *Realimentación de fuerza*. Basada en sensores sobre tendones de músculos y huesos, o sobre articulaciones. Transmite información sobre peso e inercia del objeto, hace resistencia al movimiento del usuario; es más complicada de implementar que la realimentación de tacto. Los dispositivos para desarrollar la realimentación de fuerza necesitan de una tierra mecánica que actúe como referencia para resistir los movimientos de los usuarios, puede estar ubicada en el piso, en una pared o en el cuerpo del mismo usuario (Burdea, 2008b).

A continuación se presenta, en sub-secciones, el diseño del guante, la sensorica utilizada y el efector a controlar. Para el caso de este proyecto, el tipo de realimentación implementada es la de tacto.

A. Fisionomía del guante para teleoperación

Dado que se desea un control en función a un guante para la mano, en la Figura 1 se muestran dos de las posibles alternativas de diseño tipo guante para un efector final de tres elementos para sujeción; las líneas negras son los dedos de los cuales se realizará la toma de datos. En la Alternativa 1 se seleccionan los dedos pulgar, índice y corazón; en esta opción la facilidad de movimiento de los dedos es un factor favorable, ya que permite que el usuario tenga un mejor control de los dedos del efector; además no se necesita de mucho entrenamiento para su manipulación. En la Alternativa 2, se seleccionan los dedos pulgar, índice

y anular; esta opción es favorable dado que la separación de los dedos superiores se asimila más al diseño del efector; sin embargo, la realización de los movimientos del dedo anular es más compleja y se necesitaría de mayor tiempo de entrenamiento para el usuario. Asimismo la toma de mediciones se dificulta ya que muchas veces el dedo no se dobla de forma pareja, sino que tiende a provocar que las otras falanges se curven.

Figura 1. Alternativas de diseño del guante



Analizando las ventajas y desventajas de cada alternativa expuesta –y debido a que se requiere un dispositivo versátil que no dependa de la antropometría del usuario–, se decidió que la más adecuada es la alternativa 1, ya que a pesar de no favorecer con la separación de los dedos, su facilidad para efectuar los movimientos permite un mando más preciso.

B. Sensorica del guante

Una vez realizada la selección de los lugares dónde van a ser implementados los puntos de control en el guante, se procede a seleccionar el tipo de sensorica según los movimientos de la mano que se desean replicar, los cuales son (Véase Figura 2 y 3): el movimiento dedo Pulgar Falange Proximal-Metacarpiano; el movimiento dedo Índice Falange Proximal-Metacarpiano; el movimiento dedo Corazón Falange Proximal-Metacarpiano; y el movimiento Rotacional de la muñeca (180°).

En la Figura 2 se muestra la división de la mano y de los puntos que se desea controlar; la línea de color azul representa el punto de separación de la parte fija (línea roja) y la parte móvil (línea amarilla) de la mano. Cada dedo tendrá 1 grado de libertad, es decir, que el dedo se moverá estando siempre en forma recta. En la Figura 3, se muestra el esquema de rotación de la mano. Para la medición de la inclinación de los dedos se usan sensores Flex (referencia *SparkFun* SEN-10264), los cuales son

láminas resistivas que al ser dobladas incrementan su resistencia. Con base en la Figura 2 se ubican los sensores en el guante a utilizar, como se muestra en la Figura 4.

Figura 2. División de los dedos a controlar

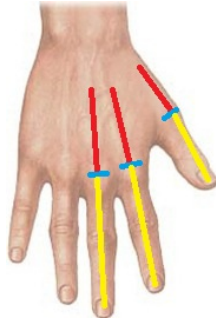


Figura 3. Rotación de la Mano

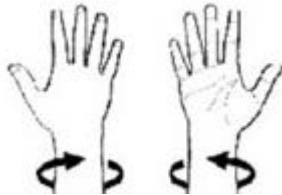


Figura 4. Ubicación Flex Sensores



Una vez ubicados, se realizan las pruebas de medición de cada dedo, para calcular el valor de la resistencia según el ángulo de inclinación. En la Tabla 1 se muestran los datos tomados de cada *flex sensor* según el dedo donde va ubicado. Su resistencia en 0 grados varía según la cantidad de láminas metálicas que tenga y su separación. Con estos datos, y según la información suministrada por el fabricante (Spectra Symbol, s.f), se realiza una regresión lineal (Ecuación 1) para obtener una función que, con base en el cambio de resistencia, calcule el ángulo. Esta adecuación simplifica el diseño y evita tener que agregar más componente al circuito, lo que ayuda a reducir sus dimensiones.

$$R_s = A + B \theta \quad (1)$$

$$R_{s \text{ índice}} = 32.12 + 0.308624\theta$$

$$R_{s \text{ corazón}} = 29.28727 + 0.255394\theta$$

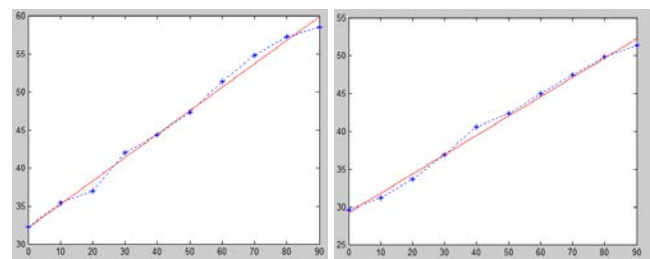
$$R_{s \text{ pulgar}} = 26.71428 + 0.1794285\theta$$

Tabla 1. Resistencia-Ángulo Flex Sensor

Ángulo (°)	Resistencia (kΩ)		
	Dedo Índice	Dedo Corazón	Dedo Pulgar
0	32.23	29.6	26.5
10	35.4	31.2	28.3
20	37	33.6	30.4
30	42	36.9	32.7
40	44.3	40.6	34.3
50	47.3	42.3	35
60	51.4	45	
70	54.8	47.4	
80	57.2	49.8	
90	58.5	51.4	

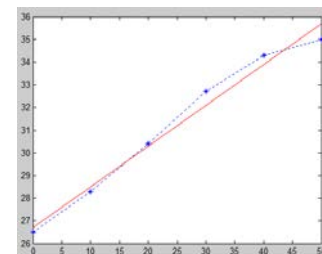
Donde ***R_s*** corresponde a la resistencia y ***θ*** al ángulo. Una vez obtenida esta ecuación, se realiza una gráfica de regresión para comprobar su linealidad, como se muestra en la Figura 5. Sin embargo, aún no presenta la relación deseada en términos del voltaje como variable independiente y el ángulo como variable dependiente. Para esto, se implementa un circuito de división de voltaje, para obtener la resistencia del sensor en función del voltaje de salida de éste.

Figura 5. Gráfica de regresiones lineales de los flex sensores (Resistencia vs Ángulo)



(a) Dedo Índice

(b) Dedo Corazón



(c) Dedo Pulgar

$$V_{out} = \frac{V_{cc} R_s}{R_s + R} \rightarrow R_s = \frac{V_{out} R}{V_{cc} - V_{out}} \quad (2)$$

Remplazando (2) en (1), se obtiene la ecuación que satisface la relación deseada (ángulo de inclinación en función del voltaje de salida del sensor).

$$\frac{V_{out} R}{V_{cc} - V_{out}} = A + B \theta \rightarrow$$

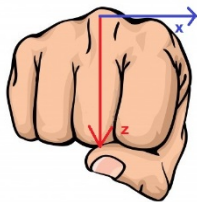
$$\theta = \frac{V_{out} (R + A) - V_{cc} A}{B(V_{cc} - V_{out})} \quad (3)$$

En cuanto a la rotación de la mano, se implementó un inclinómetro para obtener los grados de rotación o desviación del plano de un sistema con respecto a un eje (en el caso de la mano, con respecto a la horizontal). Para dicha implementación se escogió como sensor de rotación el acelerómetro MMA7361LT, que cuenta con tres ejes, debido a que se ajusta a las necesidades del proyecto.

Según la información del fabricante, a una escala de 1.5g la sensibilidad del sensor corresponde a 800mV/g. Desde este punto de vista, para la aplicación es una sensibilidad ideal, ya que se medirá 1g como valor máximo, por lo cual, la variación de voltajes en los ejes será desde 0V (a 0° respecto a la horizontal) hasta 800mV (90° respecto a la horizontal).

Con estos datos, se procede a realizar la calibración del acelerómetro para ser usado como inclinómetro. El sensor cuenta con tres ejes; en primera instancia se deben escoger los ejes a utilizar, según las especificaciones del mismo; en este caso se usan dos, los cuales se ilustran en la Figura 6.

Figura 6. Dirección de los ejes del inclinómetro



Debido a que el sensor otorga una medición analógica de aproximadamente 1.65v cuando se encuentra totalmente horizontal, se hace necesario realizar un ajuste por *offset* a la medida de los ejes, para que en posición 0° otorgue un valor de 0v, y en 90° otorgue 800mv. Este

ajuste se realiza mediante un muestreo inicial, tomando la sumatoria de las muestras y un promedio de ellas respecto a los valores medidos en cada eje. Con esto, los ejes quedan en posición inicial de 0°; sin embargo, como el eje z se encuentra a -90°, significa que su valor inicial debería estar en -800mv, por lo cual, al resultado parcial del ajuste de este eje, se le debe restar 800mv. Esto se realiza una sola vez, al inicio del funcionamiento del guante, las Ecuaciones 4 y 5 describen el proceso de calibración.

$$X_0 = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} \quad (4)$$

$$Z_0 = \frac{\sum_{i=1}^n z_i}{n} - 800 \quad (5)$$

Una vez obtenido el estado inicial de los dos ejes a utilizar, se procedió a realizar la toma de muestras del sensor en movimiento (de igual forma que con el proceso de calibración); estas son restadas de sus estados iniciales. Obtenidas las variaciones de cada uno de los ejes, se procedió a realizar una operación trigonométrica, para hallar el ángulo de giro, como se aprecia en las Ecuaciones 6 a 8.

$$X_t = \frac{\sum_{i=1}^{50} x_i}{50} - X_0 \quad (6)$$

$$Z_t = \frac{\sum_{i=1}^{50} z_i}{50} - Z_0 \quad (7)$$

$$\theta = \tan^{-1} \left(\frac{X_t}{Z_t} \right) \quad (8)$$

C. Efecto final

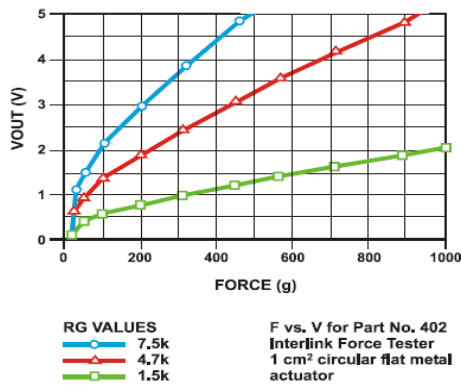
El diseño de la pinza responde a la necesidad de replicar el movimiento que se hace con los tres dedos de la mano derecha (pulgarcillo, índice y Corazón). Estos dedos facilitan el agarre de cualquier tipo de pieza, debido a que tres puntos de agarre concéntricos son suficientes.

Para cada uno de los dedos se usa un servomotor tipo *Servo Tower pro Metal Gear*, que gracias a su tamaño, a su bajo peso (13.4g) y a su relación de torque (1.8 Kg-cm @ 4.8V), es un dispositivo apto para el efector a implementar, ya que se necesita que éste sea ligero y pueda soportar elementos de bajo peso. De igual forma, la piñonería metálica garantiza que ésta no ceda fácilmente o el motor sufra daños por ejercer fuerza al momento de ser usado.

Para conocer la fuerza de agarre, que el efector está ejerciendo, se deben disponer de sensores capaces de cambiar su resistencia o de entregar una señal dependiendo de qué tanta fuerza o presión se esté haciendo sobre el elemento de agarre. Para esta aplicación, se necesitan sensores que tengan una buena sensibilidad en presiones o fuerzas pequeñas, debido a que el efector no realizará grandes fuerzas de agarre.

Con esta característica se escogió una resistencia sensible a la fuerza FSR (referencia *SparkFun* SEN-09375), que tiene una variación de resistencia de aproximadamente 99kΩ desde 10g hasta 1000g de fuerza ejercida. Sin embargo, su variación se presenta de forma exponencial negativa, lo cual dificulta su implementación, frente a lo cual el fabricante otorga diferentes circuitos para su utilización. La opción más viable es implementar un convertidor de corriente a voltaje por medio de un amplificador operacional (LM358 sugerido por el fabricante), cuya arquitectura otorga una respuesta lineal dada por la Ecuación 9 y de variación amplia, tal como se muestra en la Figura 7, usando una resistencia de 4.7 kΩ

Figura 7. Respuesta del sistema a implementar del FSR (Interlink Electronics, s.f.)



$$V_{out} = V_{ref} \left(\frac{-RG}{RFRS} \right) \quad (9)$$

Debido a que la salida es negativa, se hace necesario usar un voltaje de referencia negativo, para que su salida sea positiva y pueda ser leída por el microcontrolador.

D. Elaboración del efector

La característica principal del efector final es su elaboración en un material con suficiente resistencia, mecánica y muy liviano. El acrílico cumple al ser liviano,

pero es frágil frente a los impactos. Por su alta fragilidad, tiende a fracturarse con un golpe seco. El aluminio cumple con los requerimientos de baja fragilidad y peso liviano.

Como el objetivo principal del diseño del efector final es replicar el movimiento de los tres dedos de la mano derecha, se decidió que la forma de los dedos fuera circular, con un borde circular en la punta del dedo y un chaflán con el fin de poder ensamblar fácilmente los sensores de fuerza. El resultado son los elementos que muestra la Figura 8.

Figura 8. Comparación dedo final – CAD



(a) Vista lateral Dedo Terminado



(b) Vista lateral CAD

Para lograr unir los dedos del efector final fue necesario diseñar una base especial con el objetivo de reducir al máximo espacios, para no perjudicar el ensamblaje con el manipulador y permitir un alto grado de rigidez. Se realizaron tres bases independientes, una para cada actuador del dedo, las cuales son sujetadas por una base principal que esta acoplada con los actuadores (servomotores). Después de asegurar las bases con cada actuador, se diseñó el soporte principal encargado de sostener todo el peso del efector final y al mismo tiempo de distribuir el espacio para que los dedos queden similares a los de una mano real.

Al realizar diferentes pruebas de agarre con el diseño preliminar del efector final se evidenció que no se lograba una buena sujeción del objeto, debido a que la dirección de la fuerza que ejercía el actuador (servomotor), no era del todo dirigida a tal objeto.

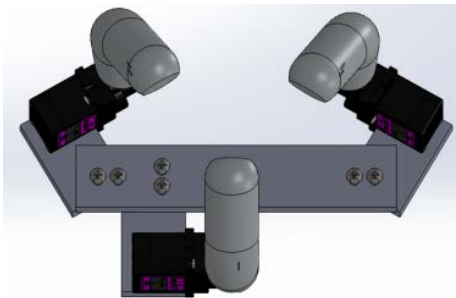
Se rediseñaron las bases de los dedos índice y corazón

con el fin de direccionar la fuerza exactamente al objeto que se desea agarrar. Para esto se analizó y diseñó un agarre concéntrico en donde cada una de las fuerzas, en cada dedo, se direcciona al objeto. La forma en que se hace este agarre tiene la similitud a un triángulo, en donde el ángulo interno que forman las tres fuerzas entre sí es de 60 grados, logrando el triángulo equilátero (ver Figura 9).

Figura 9. Ensamble final del Efector



(a) Ensamble Final Real



(b) Ensamble Final CAD

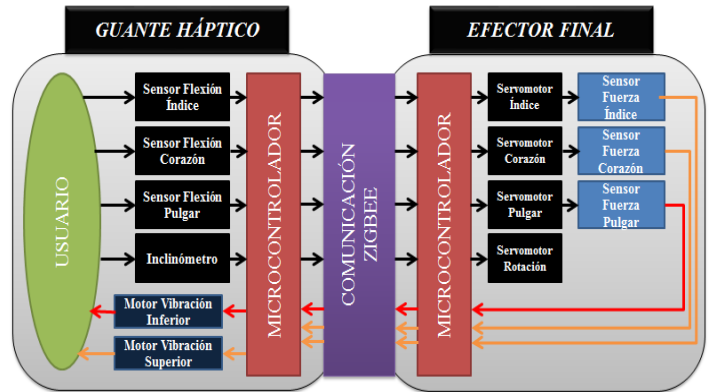
III. REALIMENTACIÓN E INTERFAZ GRÁFICA

A. Realimentación háptica

La realimentación háptica que se implementó es vibrotáctil, es decir, cuando cualquiera de los dedos del efector ejerza una fuerza sobre algún objeto, ella se verá reflejada en el guante por medio de una intensidad de vibración controlada por los sensores de fuerza ubicados en el efector final.

Las vibraciones son generadas por dos motores que están ubicados en la parte superior e inferior del guante, con el objetivo de distinguir con qué dedo se está realizando la fuerza; es decir, al motor dispuesto en la parte superior del guante, los sensores que lo controlan son los del dedo índice y corazón, mientras que el motor inferior será controlado por el dedo pulgar. El control háptico utilizado obedece a la Figura 10.

Figura 10. Arquitectura del Control Háptico del Proyecto

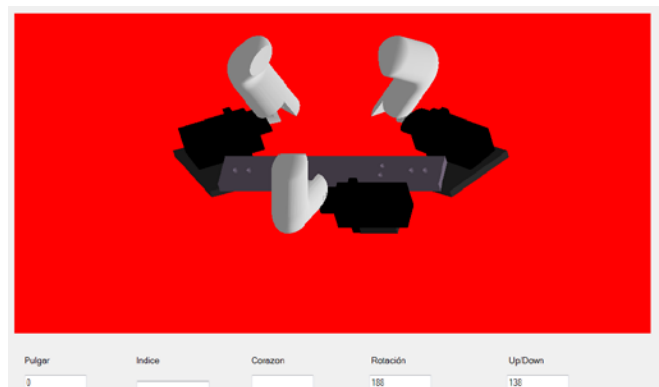


B. Interfaz gráfica

La simulación realizada se hizo para evidenciar en qué posición se encontraba cada uno de los dedos del efector final, con el fin de que si se quisiera realizar una tarea a una distancia considerable, que viene siendo el fin de hacer teleoperación, se pudiera tener una idea de dichas posiciones.

Para que esta simulación fuera útil, se utilizó el mismo protocolo de recepción de datos que se usó en el efector final, con lo cual se logró que el retardo fuera menor a 300 ms, similar al retardo del efector final. La interfaz desarrollada se muestra en la Figura 11.

Figura 11 Presentación Final Simulación



IV. RESULTADOS

Se realizaron las pruebas de funcionalidad con cuatro personas diferentes, a quienes se les tomaron datos de precisión de agarre, abertura y giro del efector con respecto al movimiento del guante; de igual forma, la realimentación háptica que otorgaba el efector hacia el guante por medio de la vibración de los motores. La Figura 12 ilustra el guante final obtenido.

Figura 12. Guante Final



El inclinómetro permitió realizar el giro del efector con una precisión promedio de ± 5 grados, respecto al giro realizado por cada usuario, para un número de diez réplicas por cada uno; dicha desviación se debe en parte a las variaciones mínimas de posicionamiento en el servomotor y por otra parte a la sensibilidad final del sensor.

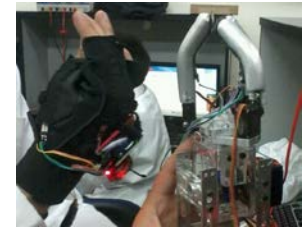
Como muestra la Figura 13 los diferentes sujetos de prueba realizaron movimientos de agarre para mostrar la precisión de cierre del efector, sin importar que fuesen usuarios diferentes. Dichas pruebas, consistieron en la realización de cada uno de los agarres con una repetitividad de diez veces por usuario en cada agarre, donde el efector final debía imitar el movimiento efectuado por el usuario con el guante háptico; de igual forma se realizó la prueba con la sensibilidad que cada usuario tuviese con la vibración de los motores usada en la realimentación.

La Tabla 2 muestran los aciertos del efector en cada uno de los agarres con cada usuario (posiciones intermedias no son de interés dado que se desea determinar el agarre del objeto). El porcentaje de acierto varía con respecto a la cantidad de veces que el efector haya realizado de una forma correcta el tipo de movimiento; para el usuario dos, por ejemplo, de diez réplicas realizadas (tanto de apertura como de cierre), nueve fueron acertadas y una fue errónea. Una réplica se considera errónea: en la apertura, cuando los dedos no se encuentran totalmente separados, con respecto a la posición inicial del efector; en el cierre, cuando los dedos no se tocan y su separación es mayor a 5 mm (este rango fue estipulado para elementos de agarre mayores a esta medida). El promedio de aciertos fue de 95% para la apertura y 94% para el cierre, lo que indica que el sistema funciona de una forma efectiva para diferentes usuarios.

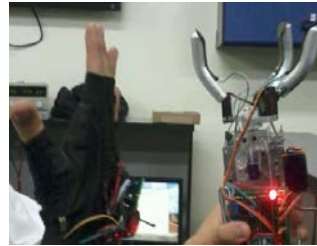
Figura 13. Pruebas de réplica de movimientos



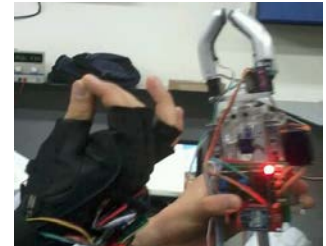
(a) Abertura Sujeto 1



(b) Cierre Sujeto 1



(c) Abertura Sujeto 2



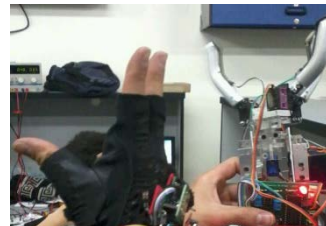
(d) Cierre Sujeto 2



(e) Abertura Sujeto 3



(f) Cierre Sujeto 3



(g) Abertura Sujeto 4



(h) Cierre Sujeto 4

Tabla 2. Pruebas de apertura y cierre del efector respecto a la mano

Sujeto	Abertura total (% de aciertos)	Cierre total (% de aciertos)	Réplicas
1	100	90	10
2	90	90	10
3	90	100	10
4	90	100	10
5	100	90	10
6	100	90	10
7	90	90	10
8	100	90	10
9	90	100	10
10	100	100	10
Promedio	95	94	

La Tabla 3 muestra el nivel de sensibilidad del guante respecto a la vibración producida por los motores de

vibración. La metodología de calificación realizada se divide en tres tipos: baja, significa que el usuario no siente las vibraciones del motor; media, el usuario siente las vibraciones de una forma media, es decir, que el efector ejerce una fuerza considerable, pero el usuario no siente unas vibraciones considerables; y alta, el usuario siente de forma adecuada las vibraciones, con respecto a la fuerza que se está ejerciendo sobre el sensor.

Tabla 3. Pruebas de sensibilidad de Realimentación por Vibración

Sujeto	Realimentación superior	Realimentación inferior	Replicas
1	Alta	Alta	10
2	Alta	Alta	10
3	Media	Alta	10
4	Alta	Media	10
5	Alta	Alta	10
6	Alta	Alta	10
7	Media	Media	10
8	Alta	Media	10
9	Media	Alta	10
10	Alta	Alta	10

Como se puede observar, la vibración que ejerce el motor cuando en el efector se realiza una fuerza sobre las FSR es adecuada, ya que el usuario puede determinar cuándo tiene un objeto agarrado y qué tanta fuerza está ejerciendo sobre él.

V. CONCLUSIONES

Se implementó un guante háptico funcional, en el que se realizaron caracterizaciones de los sensores escogidos de tal manera que pudiesen medir cada uno de los movimientos estipulados correctamente. asimismo, se rediseñó y construyó un efector tipo pinza, que satisface los grados de libertad necesarios para la utilización del guante. Se desarrolló una realimentación vibro-táctil que permite al usuario sentir la fuerza ejercida por el efector sobre el objeto de agarre. Se implementó una interfaz gráfica en la que el usuario pueda observar los movimientos del efector final, con un tiempo de reacción similar al realizado por el efector (de aproximadamente 300ms).

Los resultados muestran que el desempeño del sistema en conjunto es efectivo en cuanto a su objetivo de tener un sistema háptico activo que funcione bajo parámetros estipulados. Dicha validación se evidencia en el promedio obtenido en la Tabla 3, que muestra una eficiencia mayor a

90% tanto para la apertura, como para el cierre, con lo que se puede concluir que, dependiendo de la morfología de la mano, la caracterización de los *Flex Sensors* funcionará de diferente forma, pero con una eficacia alta. En la Tabla 3, se aprecia que la efectividad de la realimentación, se encuentra en un rango de calificación alta-media, caracterizando al sistema con un buen desempeño de sensibilidad.

Para realizar una correcta implementación del PWM de los servomotores, se debe tener en cuenta la sincronización con la recepción de la comunicación serial, ya que si no se realiza esta etapa de sincronización, en el momento de utilizar los PWM, los servomotores tendrán vibraciones inadecuadas, debido a los tiempos usados en la recepción. En el caso de esta implementación, se deshabilitó la recepción mientras se realiza el PWM de un servomotor, y luego se habilitó, y así sucesivamente con los siguientes servomotores.

VI. REFERENCIAS

- Akmeiliawati, R., Tis, F.S.B., & Wani, U.J. (2011). Design and development of a hand-glove controlled wheel chair. En *Mechatronics (ICOM), 2011 4th International Conference On* [17-19, May 2011. IEEE Kuala Lumpur, Malaysia]. (DOI. [10.1109/ICOM.2011.5937126](https://doi.org/10.1109/ICOM.2011.5937126)). Piscataway, NJ: IEEE
- Ali, A.M.M., Ambar, R., Jamil, M.M.A., Wahi, A.J.M., & Salim, S. (2012). Artificial hand gripper controller via Smart Glove for rehabilitation process. En *Biomedical Engineering (ICoBE), 2012 International Conference on* (pp.300-304). Piscataway, NJ: IEEE
- Alvarado, D., Butrón, M., Díaz, D., & González, L. (2010). *Diseño de brazo manipulador háptico teleoperado* [ponencia en 9 Congreso Nacional de Mecatrónica, Oct 2010, Puebla, México]. Recuperado de <http://www.slideshare.net/newtonrules/diseo-de-brazo-manipulador-hptico-teleoperado-5640179>
- Azorín, J.M., Sabater, J.M., García, N., Pérez, C., Morales, R., & Compañ, A. (2006). *Requerimientos de un sistema de telecirugía mínimamente invasiva* [Ponencia en XXVII Jornadas de Automática]. Recuperado de <http://www.ceautomatica.es/old/actividades/jornadas/XXVII/documentos/ja2006.pdf>
- Brewster, S. & Murray-Smith, R. [Eds.]. (2000). Haptic Human-computer Interaction [Proceedings of First International Workshop, Glasgow, UK, August 31 - September 1, 2000]. *Lecture Notes in Computer Science, 2058*
- Burdea, G. (2008a). *Welcome to Virtual Reality* [White paper, CAIP Center]. New Brunswick, NJ: Rutgers University
- Burdea, G. (2008b). *Output devices: graphics, 3-d sound, and haptic displays* [White paper, CAIP Center]. New Brunswick, NJ: Rutgers University
- Cueva, I. (s.f). *Aplicaciones médicas de la robótica (robots quirúrgicos)* [monografía, en línea]. Recuperado de <http://www.slideshare.net/alexalox/robots-quirurgicos-16109163>
- Interlink Electronics (s.f). *FSR® Integration guide & evaluation parts catalog*. Camarillo, CA: Interlink Electronics: Disponible en <http://resenv.media.mit.edu/classes/MAS836/Readings/fsrguide.pdf>
- Lee, Y. & Ryu, D. (2008). Wearable haptic glove using micro hydraulic system for control of construction robot system with VR environment. En *IEEE International Conference on Multisensor Fusion and Integration for intelligent Systems* [Seoul, Korea. 2008] (pp.638-643). Piscataway, NJ: IEEE
- Nuño O. Emmanuel, L.B.V. (2004). *Teleoperación: técnicas, aplicaciones, entorno sensorial y teleoperación inteligente* [Reporte de Investigación, en línea]. Barcelona, España: Universidad Politécnica de Cataluña. Recuperado de <http://upcommons.upc.edu/e-prints/bitstream/2117/5701/1/OC-DT-P-2004-05.pdf>

- Ozawa, R. & Ueda, N. (2007). Supervisory control of a multi-fingered robotic hand system with data glove. En *Intelligent Robots and Systems, 2007. IROS 2007. IEEE/RSJ International Conference on*, (pp.1606-1611). Piscataway, NJ: IEEE
- Rodríguez, E., Nifong, L.W., & Chitwood, R. (2007). Entrenamiento en telecirugía y cirugía robótica: seis años de experiencia. *Archivos Españoles de Urología*, 60(4), 363-369
- Sansanayuth, T., Nilkhamhang, I., & Tungpimolrat, K., (2012). Teleoperation with inverse dynamics control for PHANTOM Omni haptic device. En *SICE Annual Conference (SICE), 2012 Proceedings of*, (pp.2121-2126). Tokio, Japón: The Society of Instrument and Control Engineers (SICE)
- SpectraSymbol (s.f.). *Flex Sensor Datasheet*. Recuperado de <http://media.digikey.com/pdf/Data%20Sheets/Spectra%20Symbol/FS%20Series%20Flex%20Sensor.pdf>
- Sutcliffe, P., Czoski-Murray, C., Chattle, M., & Ayiku, L. (2006, abril). *Gareth Parry emerging technology briefing paper on the use of robots in surgery*. Sheffield, UK: National Institute for Health And Clinical Excellence. Disponible en http://www.sheffield.ac.uk/polopoly_fs/1.43786!/file/Final-Robot-Report-100506.pdf
- Zhou, J., Malric, F., & Shirmohammadi, S. (2010). A new hand-measurement method to simplify calibration in cyberglove-based virtual rehabilitation. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 59(10), 2496-2504

CURRÍCULOS

Robinson Jiménez Moreno. Ingeniero Electrónico, Magister en Automatización Industrial, docente-investigador de la Universidad Militar Nueva Granada.

Cristhian Andrés Pineda Cely. Ingeniero Mecatrónica de la Universidad Militar Nueva Granada

Javier Orlando Pinzón Arenas. Ingeniero Mecatrónica de la Universidad Militar Nueva Granada