



**CCADET**

**CENTRO DE CIENCIAS APLICADAS Y DESARROLLO TECNOLÓGICO**  
**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**

**Diseño y construcción de un brazalete portátil inalámbrico para retroalimentación háptica**

---

**Jonathan Roberto Torres Castillo**

**Ricardo Castro Fernández**

**Juan Salvador Pérez Lomelí**

**Miguel Ángel Padilla Castañeda**

**NOVIEMBRE DE 2016**

**Unidad de investigación y desarrollo tecnológico del CCADET en el Hospital  
General de México "Dr. Eduardo Liceaga"**

**Unidad de Prototipos del CCADET**

## **Diseño y construcción de un brazalete portátil inalámbrico para retroalimentación háptica**

### **Resumen**

El desarrollo del sistema de retroalimentación háptico vibrotáctil inalámbrico para asistencia en ejecución de actividades motoras se realizó en la unidad de investigación y desarrollo tecnológico del CCADET en el Hospital General de México "Dr. Eduardo Liceaga" de la Universidad Nacional Autónoma de México con la codirección del Doctor Miguel A. Padilla Castañeda, teniendo en cuenta el plan de trabajo entregado a la Universidad Distrital Francisco José de Caldas UDFJC. De acuerdo con esto, se presenta a continuación el procedimiento realizado y la descripción de los dispositivos que se usaron, el material desarrollado (software y hardware) y los resultados obtenidos durante el desarrollo y ejecución del sistema de retroalimentación háptico vibrotáctil, que permitieron alcanzar los objetivos generales y específicos planteados en el proyecto. Inicialmente se realizó la evaluación y caracterización de los actuadores de vibración que generan sensaciones hápticas, seguido del diseño del dispositivo de comunicación y control inalámbrico junto a la implementación adecuada del sistema de alimentación de potencia y finalmente, se realizó la integración del sistema háptico mediante el diseño industrial de un brazalete portable con la interfaz gráfica para la retroalimentación y validación óptima psicofísica sensorial del sistema por medio de diferentes experimentos.

## Índice

|      |                                                                                      |    |
|------|--------------------------------------------------------------------------------------|----|
|      | Resumen                                                                              | 1  |
|      | Índice                                                                               | 2  |
| 1    | Introducción                                                                         | 3  |
| 2    | Evaluación y caracterización de los actuadores                                       | 4  |
| 3    | Diseño de dispositivo de comunicación y control                                      | 7  |
| 4    | Sistema de alimentación de potencia                                                  | 9  |
| 5    | Diseño de la interfaz gráfica                                                        | 11 |
| 6    | Diseño de la interface. Diseño Industrial                                            | 12 |
| 6.1  | Ideas preliminares                                                                   | 12 |
| 7    | Partes del modelo Háptico                                                            | 14 |
| 8    | Modelos Funcionales                                                                  | 15 |
| 8.1  | Modelo BR-01                                                                         | 15 |
| 8.2  | Descripción modelo BR-01                                                             | 15 |
| 8.3  | Dimensiones Brazaletes                                                               | 16 |
| 9    | Modelo final para prueba                                                             | 17 |
| 9.1  | Descripción de la propuesta final                                                    | 17 |
| 9.2  | Diseño industrial del dispositivo                                                    | 18 |
| 9.3  | Secuencia de uso                                                                     | 21 |
| 10   | Experimentos para la validación del dispositivo                                      | 22 |
| 10.1 | Experimento 1: Evaluación del umbral de sensibilidad vibrotáctil                     | 22 |
| 10.2 | Experimento 2: "Discriminación entre dos estímulos diferentes a una distancia corta" | 23 |
| 10.3 | Experimento 3: Evaluación de la capacidad de localización de estímulos variables     | 25 |
|      | Conclusiones                                                                         | 27 |
|      | Referencias                                                                          | 28 |

## **1 Introducción**

Los déficits de movilidad asociados a condiciones musculoesqueléticas o neuromotoras, son una de las causas mayores de discapacidad crónica en el mundo. En México existen alrededor de 2 millones de personas con discapacidad, 45.3% afectados por una discapacidad motriz que requieren asistencia y rehabilitación. Además se espera que debido al envejecimiento de la población el número de personas con necesidades de asistencia y servicios de rehabilitación aumente, más allá de las capacidades limitadas de los sistemas de salud nacionales. Por otro lado, para la mayoría de los pacientes el proceso de rehabilitación es difícil, tedioso e incluso doloroso, a menudo afectados psicológicamente, con poca disponibilidad y motivación; además las fisioterapias requieren considerables recursos especializados, observación y documentación continua.

Por lo anterior es de relevancia nacional, desarrollar herramientas que permitan mejorar los procesos de rehabilitación para beneficio de los pacientes, así como optimizar los recursos disponibles en términos de menor tiempo de tratamiento en espectros más amplios de la población. Una opción es la aplicación de tecnologías avanzadas de la información y robótica médica, que han mostrado beneficios clínicos en la literatura científica. Sin embargo, los sistemas comerciales son pocos, extremadamente costosos y poco específicos; por otro lado el nivel de desarrollo tecnológico en esta área es escaso en México.

Por tal motivo existe la necesidad de desarrollar tecnologías alternativas más accesibles, que puedan proporcionar otro tipo de asistencia y que puedan incluso ser utilizados en ambientes domésticos reales en el futuro. En este proyecto se diseñó y construyó un dispositivo portátil, inalámbrico y de bajo costo que puede proporcionar bio-realimentación a los pacientes en forma de estímulos táctiles controlados por computadora que se activen de manera proporcional a los errores que puedan cometer durante sus movimientos en fisioterapia, a fin ayudarlos para que puedan corregir paulatinamente sus movimientos durante el proceso de rehabilitación. Se planea que este dispositivo se integre a otros sistemas de neuro-rehabilitación que actualmente estamos desarrollando en el CCADET-UNAM, en colaboración con el Hospital General de México "Dr. Eduardo Liceaga", a fin de contar con una variedad de herramientas tecnológicas avanzadas que contribuyan a enfrentar un problema nacional en el área de salud: incrementar el acceso y calidad de servicios de rehabilitación a pacientes con déficits de movilidad.

Adicionalmente, el dispositivo tiene el potencial de servir como herramienta de evaluación sensorial táctil, de manera controlada y automatizada, en pacientes con déficits sensomotores debido a neuropatías periféricas, por ejemplo en pacientes diabéticos, que también es una enfermedad de preocupación y prioridad nacional.

## 2 Evaluación y caracterización de los actuadores

Los actuadores representan una parte importante del dispositivo por lo que se realizó una búsqueda detallada para la elección de los mismos, éstos debían cumplir con especificaciones de tamaño, bajo consumo de potencia y bajo costo para que el dispositivo fuera portable y funcionara adecuadamente.

Las características técnicas de los actuadores escogidos para el desarrollo del dispositivo se resumen en la Tabla 1.

| Característica | Descripción                            |
|----------------|----------------------------------------|
| Voltaje        | 1.5v a 5v                              |
| Corriente máx. | 100 mA                                 |
| Peso           | < 1 gramo                              |
| Medida         | Alto:1cm<br>Diametro:.4mm<br>Largo:1cm |

Tabla 1. Características de los actuadores seleccionados para la fabricación del dispositivo.

La caracterización de cada actuador se realizó obteniendo el nivel de vibración que se generaba a partir de un voltaje de alimentación suministrado, esto se logró determinando la frecuencia de resonancia del actuador a ciertos valores de voltaje (entre 0 y 5v) por medio de un sensor piezoeléctrico acondicionado para lograr obtener frecuencias bajas (entre 0 y 200 Hz). El procedimiento se realiza en un espacio libre de agentes externos y totalmente controlado en una mesa antivibración donde el sensor conectado a un osciloscopio es puesto entre el actuador y un material que simula las propiedades físicas de la piel de una persona como se muestra en la Figura 1.

Ese método se aplicó a cada uno de los motores, debido a que debían caracterizarse de manera independiente para tener la certeza de la homogeneidad de estos en su funcionamiento a la hora de generar sensaciones hápticas en diferentes puntos de la extremidad.

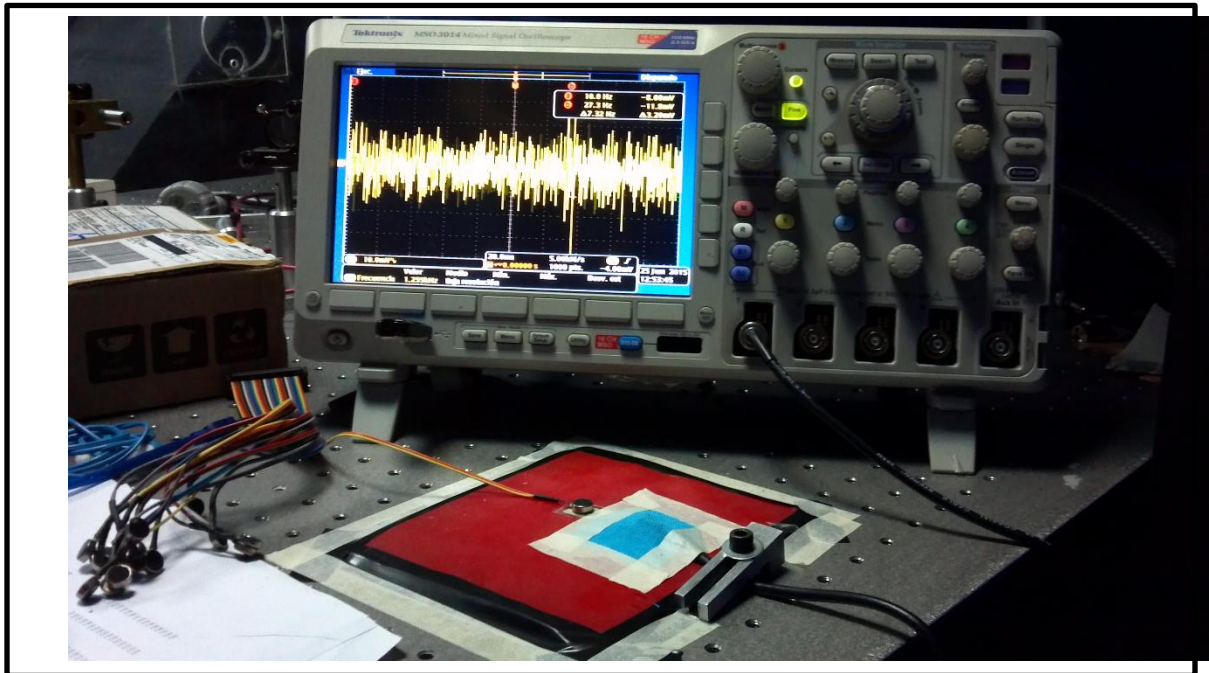
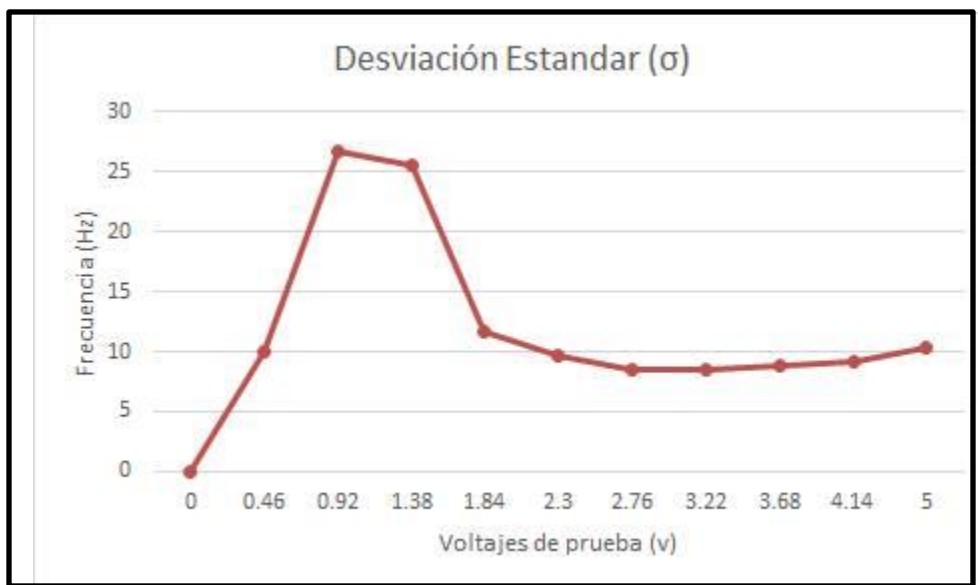


Figura 1. Entorno para caracterización de cada actuador

Para seleccionar los actuadores adecuados en la construcción del dispositivo, se identificó la vibración generada en la piel a un voltaje producido por el dispositivo electrónico y se excluyeron motores que no tuvieron funcionamiento similar, para esto una vez tomados los datos de diferentes vibromotores se calculó la desviación estándar ( $\sigma$ ) de todas las frecuencias generadas a diferentes voltajes, luego se determinó por medio de su gráfica Figura 2, en cuál de las pruebas aplicadas con diferentes voltajes se obtenía una  $\sigma$  superior a los 10 Hz para así identificar los motores que producían mayor diferencia en su operación y cambiarlos por otros, esto con el fin de disminuir el intervalo de variación y tener exactitud y balance entre la frecuencia a la que debería vibrar el actuador y la potencia requerida para esto.



*Figura 2. Desviación estándar basada en las primeras medidas*

Teniendo una medida estadística que permitiera discriminar los actuadores funcionales se realizó la gráfica de las mediciones de frecuencia de cada uno de los motores a valores de voltaje establecidos, como ejemplo se muestra la Figura 3 donde se visualizan las medidas de 16 actuadores, de la cual se permitió determinar que los motores 1 y 2 debían ser discriminados y cambiados por otros, mientras que los motores del 3 al 16, aunque varían en frecuencia a un voltaje mayor a 4v, son óptimos para la construcción del dispositivo ya que a niveles de frecuencia mayores a 120 Hz la vibración era tan alta que no era perceptible la variación y se pudieron despreciar estas diferencias, además se determinó que no es productivo usar los actuadores a frecuencias superiores a esta, ya que se producía exceso de calor en el punto de prueba y esto podría generar molestia y/o lesiones en la piel. Este procedimiento se realizó repetidamente hasta encontrar los 16 actuadores que cumplieran con los criterios anteriormente expuestos.

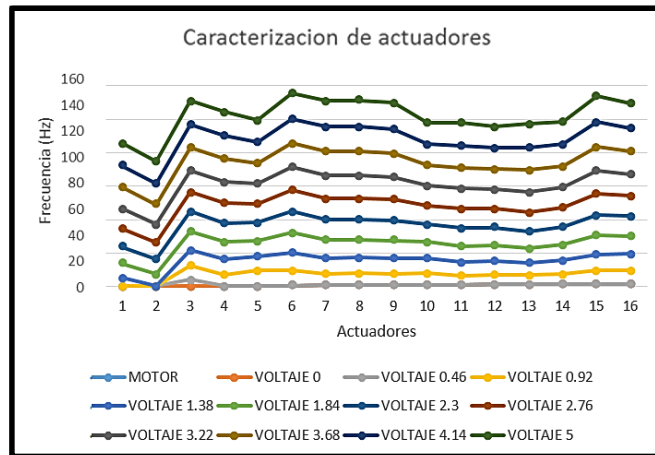


Figura 3. Señales de frecuencia para la caracterización de los actuadores

Con las tablas de voltaje-vibración obtenidas a partir de las mediciones hechas en el osciloscopio y cuyos parámetros se ajustaron con un programa escrito en Matlab dando como entrada los valores de frecuencia medida contra voltaje, para cada uno de los motores se obtuvo a su salida un modelo exponencial que explica el comportamiento de cada motor. La figura 4 representa estas pruebas para cuatro de los motores usados en el dispositivo. Con el programa inicialmente se obtuvo la columna de voltajes, luego por cada motor (ciclo for) se generó la curva exponencial particular para este y se salvaron los parámetros de la curva en un archivo de configuración en formato texto, para ser usado en la interfaz de control y así activar los vibromotores a las frecuencias correctas, lo que permite seguir a la siguiente etapa del desarrollo del sistema.

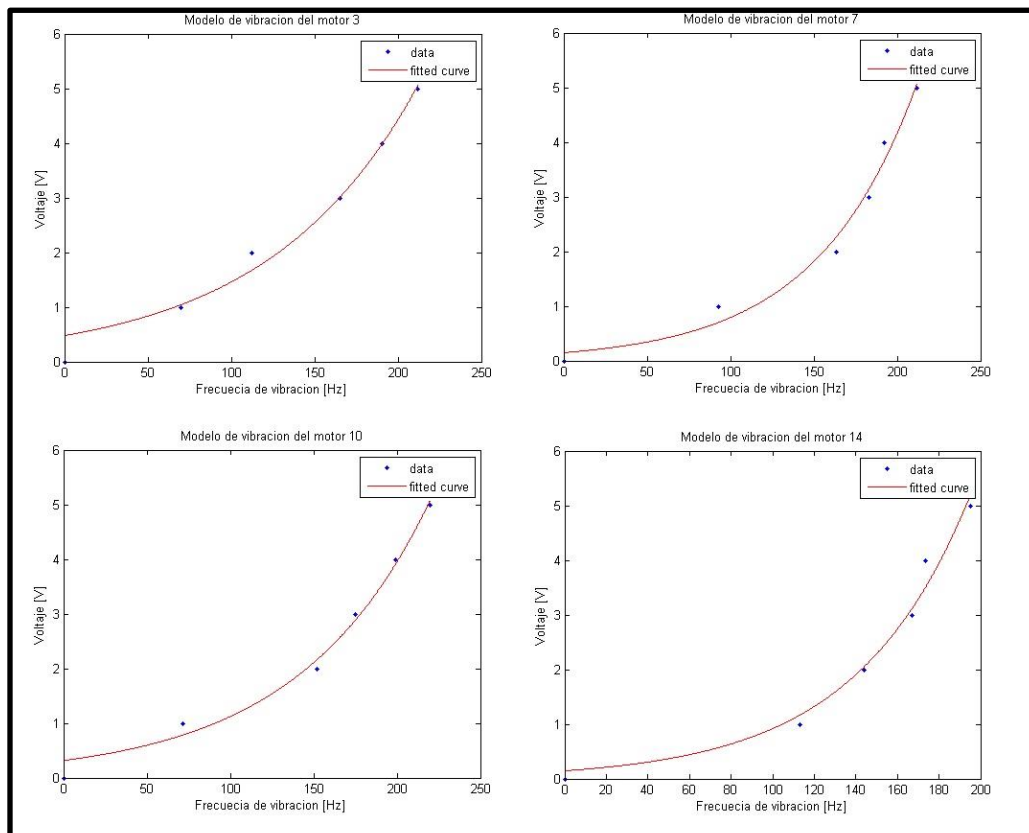


Figura 4. Curva de caracterización de voltaje-vibración

### 3 Diseño de dispositivo de comunicación y control

Ya que se debe controlar el comportamiento de cada uno de los actuadores, se diseñó el dispositivo de comunicación y control inalámbrico (Figura 5), donde se implementó como base un microcontrolador Arduino NANO que permite accionar los 16 actuadores por medio de señales PWM de manera simultánea, al mismo tiempo que transmite y recibe comandos de control de forma inalámbrica a través de un módulo de comunicación Xbee.

La función del Arduino Nano es la de interpretar el comando recibido desde el Xbee receptor que funciona bajo las especificaciones 802.15.4. Este comando contiene la información del motor que se debe activar, especificando número de motor, frecuencia de vibración y el tiempo que debe ser accionado. El modulo permite la transmisión de datos punto a punto, o punto a multipunto con una velocidad de hasta 250Kbits/s y opera en la banda de frecuencias ISM (Industrial, Scientific and Medica).

En el desarrollo del dispositivo se utilizaron dos módulos Xbee, uno conectado a la interfaz (Rx) y otro conectado al computador (Tx) lo que permitió interactuar de manera remota con los actuadores que generan sensaciones hápticas.

El correcto funcionamiento del sistema se determinó realizando pruebas de control de los actuadores de forma inalámbrica, lo que permitió seguir con la fabricación de la placa de circuito impreso (PCB) que integra la parte de control y de comunicación del sistema junto a los respectivos conectores para los actuadores y para el sistema de alimentación. Para cumplir este objetivo y hacer la placa lo más pequeña posible se implementó tecnología de montaje superficial que se presta para un alto grado de automatización, reduciendo el costo en mano de obra y aumentando las tasas de producción usando el programa de diseño electrónico.

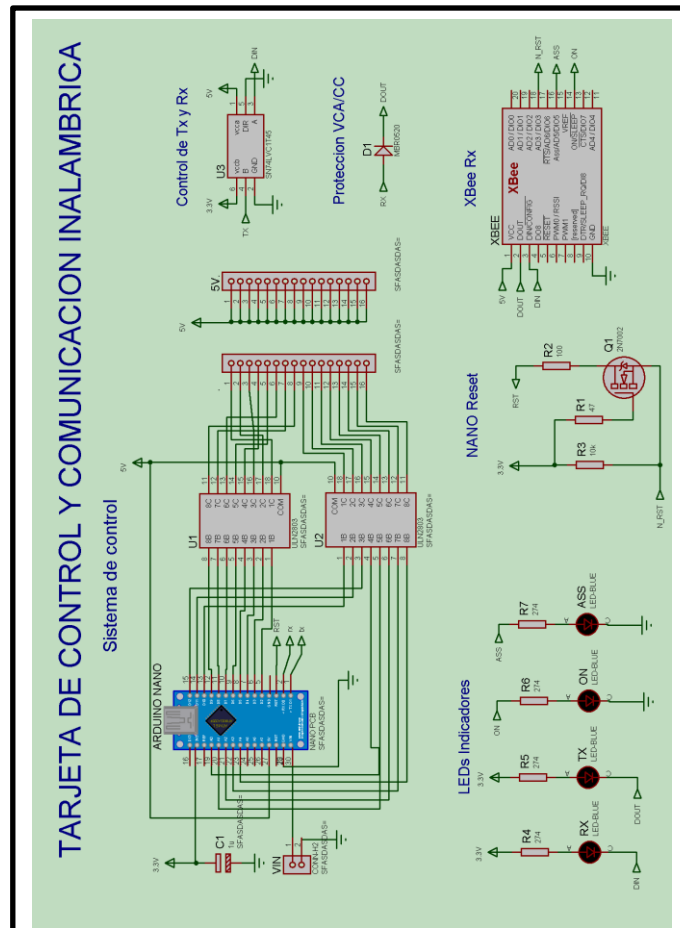


Figura 5. Diseño esquemático del acople entre el sistema de control y el sistema de comunicación hecho con Proteus 8.

Proteus 8 que emplea las normas técnicas difundidas por entidades internacionales como la IEC (Internacional Electrotechnical Commission) y la IPC (Association Connecting Electronic Industries). La primera etapa se hizo importando el diseño esquemático al programa de ruteo ARES el cual generó una lista de nodos (net list) que contenía los pines y nodos del circuito.

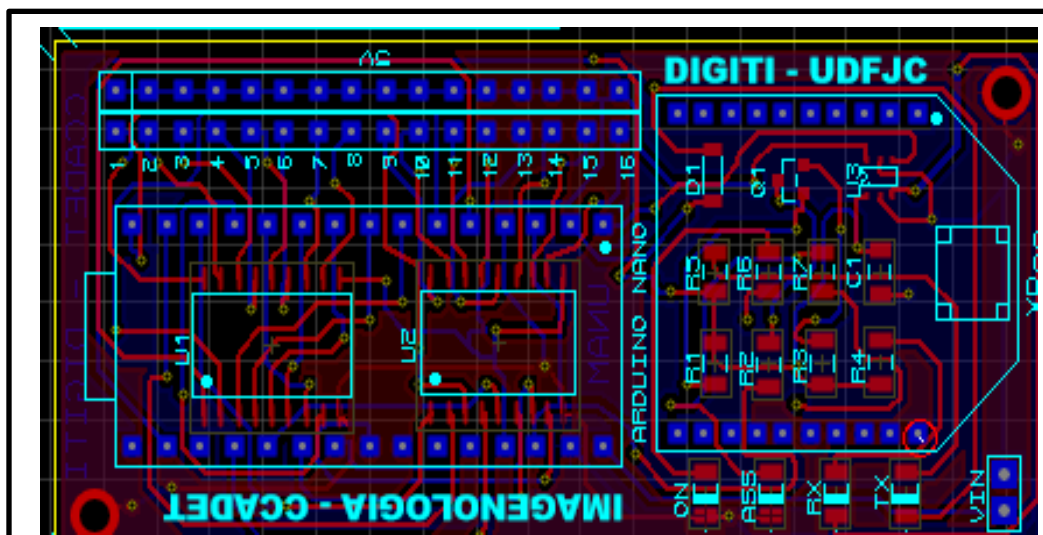


Figura 6. Diseño del circuito impreso

Luego para optimizar el desempeño del circuito se determinó manualmente la posición de cada componente, ya que era necesario tener interruptores y conectores que cumplieran con el diseño mecánico del sistema. Posterior a eso se verificaron las dimensiones de cada uno de los componentes comprobando el soldering footprint y se editaron las que no cumplieran con dichas medidas. Luego con el programa se ruteo automáticamente cada nodo de la lista de señales-pines, encontrando secuencias de conexión en las capas disponibles e interconectando los componentes. Por último se crearon los planos de alimentación y tierra con sus capas respectivas, lo que ayuda a blindar el circuito del ruido. El diseño completo se muestra en la Figura 6, en rojo se muestran las pistas de la capa superior y en azul las pistas de la capa del fondo.

Con la ayuda del laboratorio de circuitos impresos del CCADET se obtuvo la tarjeta electrónica final doble capa con los pads y superficies metalizadas en las cuales se montaron los componentes, con las debidas perforaciones y con los nombres de los componentes en serigrafía que indicaban donde iban los conectores para los actuadores, los elementos de control y comunicación inalámbrica y el conector para el sistema de potencia.

| Característica | Descripción                                 |
|----------------|---------------------------------------------|
| Velocidad      | 8 MHz                                       |
| FLASH          | 64Kb                                        |
| Comunicación   | Conexión inalámbrica XBee                   |
| Consumo        | 50 mA estado activo<br>2 mA estado inactivo |
| Tamaño         | 7.5 cm x 3.5 cm x 1cm                       |

Tabla 2. Características del sistema de control inalámbrico

En seguida se procedió con el ensamble manual de los componentes electrónicos a la tarjeta, se inició primero con los componentes de montaje para lo cual se usó soldadura especial y luego se tomaron los elementos de menor espesor hasta completar el ensamble total.

La tarjeta electrónica integrada en su diseño y construcción final se muestran en la Figura 7 por medio de una simulación 3D, esta interfaz tiene un tamaño menor al esperado con un consumo bajo de potencia lo que brinda un óptimo desempeño para el sistema de retroalimentación háptico cuyas características se especifican en la Tabla 2.

El suministro de energía de la tarjeta electrónica debe ser suficiente para que esta cumpla con sus principales funciones de manera eficiente, por lo que se buscó un sistema de alimentación adecuado que diera energía para el funcionamiento continuo (varias horas y/o días) del sistema de control inalámbrico junto a los actuadores vibrotáctiles.

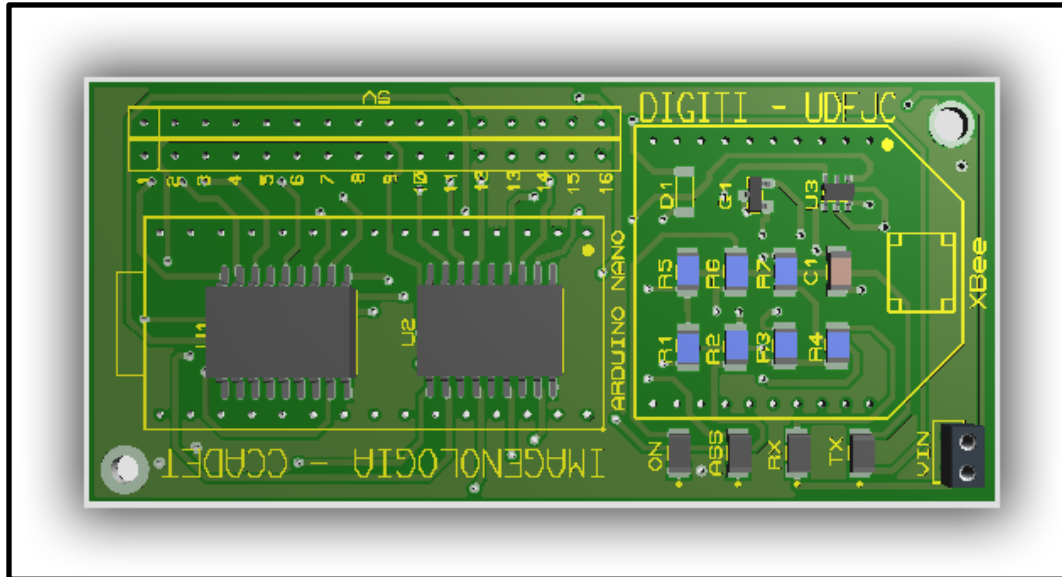


Figura 7. Simulación en 3D de la tarjeta integrada

#### 4 Sistema de alimentación de potencia

El sistema de alimentación de potencia se diseñó con una batería de litio estándar, que tiene como cualidades bajo peso y larga duración, que cumple las especificaciones anteriormente mencionadas, su voltaje de 3.7v es tratado a través de un módulo conversor DC-DC que genera un voltaje de salida a 5v con 1500mA/H y permite ser recargado, en la Figura 8 se ejemplifica este sistema.

Las principales ventajas que caracterizan el sistema de alimentación usado es que es lo suficientemente seguro para ser llevado por las personas que están usando el dispositivo, no se ve a simple vista cuando se usa el dispositivo ni tiene forma de abandonarlo o tener malos contactos con otras piezas del mismo sistema o el individuo que lo porta. El módulo de potencia se puede recargar con un adaptador de 5v para micro USB, y este indica por medio de LEDs si se está cargando (rojo) o si ya está cargado totalmente (azul).

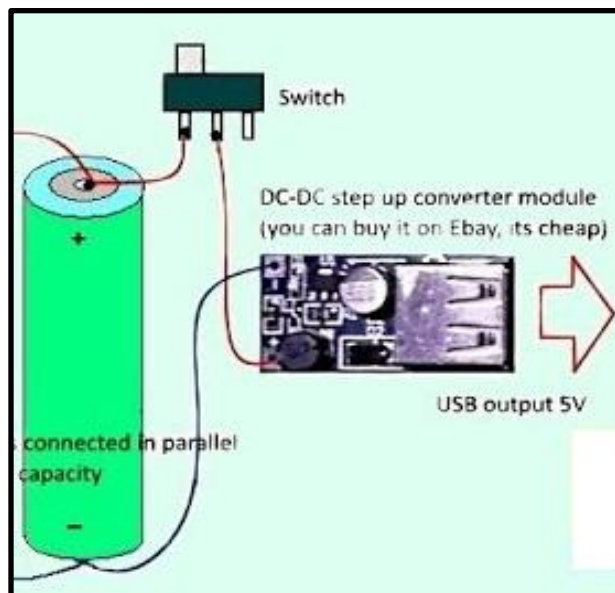


Figura 8. Representación del sistema de alimentación

El sistema de alimentación tiene un peso reducido, lo que permite que el dispositivo completo se reconozca como un dispositivo portable. El sistema de control inalámbrico y los actuadores son de bajo consumo de energía por lo que el sistema de alimentación escogido para este dispositivo es muy eficiente. En la Tabla 3 se resumen las especificaciones del sistema de alimentación de potencia.

Luego de elegir el sistema de alimentación de potencia adecuado se acoplaron todos los sistemas y se hicieron pruebas de duración, donde se obtuvieron resultados satisfactorios, activando los 16 actuadores al tiempo que se transmitían comandos de control inalámbricamente logrando obtener una duración de más de 2 días de uso continuo. Este sistema es capaz de durar 16 veces más, si se activa 1 actuador háptico a la vez y al no transmitir datos inalámbricamente de manera constante aumenta la eficiencia en potencia del dispositivo. Se calcula que el dispositivo puede tener en promedio una autonomía de 4 ~ 5 días.

| Característica  | Descripción              |
|-----------------|--------------------------|
| Entrada         | 5v/800mA                 |
| Salida          | 5v/1 <sup>a</sup>        |
| Peso            | 70 g                     |
| Medida          | Alto:7cm<br>Diametro:2cm |
| Capacidad       | 1500mA/H                 |
| Tiempo de carga | 3-4 Horas                |

Tabla 3. Especificaciones del sistema de potencia.

## 5 Diseño de la interfaz gráfica

Finalmente para tener el control completo del dispositivo y poder interactuar con el sistema portable se creó una interfaz gráfica de usuario cimentado bajo el lenguaje de programación JAVA diseñado con el entorno de desarrollo NetBeans, que es de fácil uso, gestión y aplicación, esto permite que este proyecto sea escalable a corto o largo plazo, es decir que se le puedan realizar modificaciones a su código, que den paso a mejoras, correcciones y/o actualizaciones.

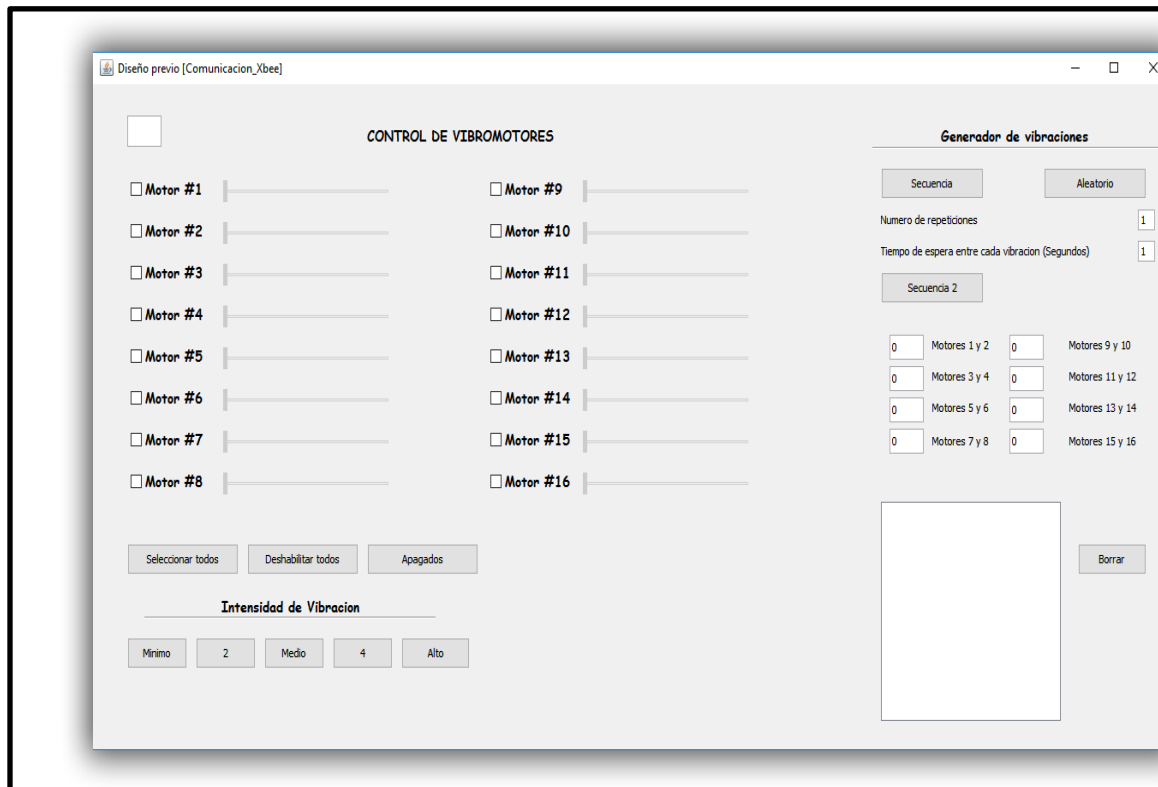


Figura 9. Interfaz gráfica.

La interfaz gráfica Figura 9 consta de dos partes, una parte de control que sirvió para caracterizar los actuadores enviando comandos a través del módulo Xbee conectado al ordenador y también permite generar sensaciones hápticas en diferentes puntos de la piel seleccionando los vibromotores y las frecuencias deseadas. La segunda parte la constituye una herramienta que permite experimentar el flujo vibrotáctil de una persona, generando sensaciones hápticas de forma secuencial o de forma aleatoria con diferentes intensidades lo que ayuda a identificar la capacidad de discriminación entre diferentes estímulos en una persona.

## 6 Diseño de la interface. Diseño Industrial

### 6.1 Ideas preliminares

Se proponen dispositivos para el brazo y la pierna donde se colocan los 8 motores colocados en ocho filas y dos columnas, teniendo como fuente de energía (pila) dispositivos son colocados en el antebrazo para extremidades superiores, en el caso de las extremidades inferiores este dispositivo será colocado en el muslo Figura 10.

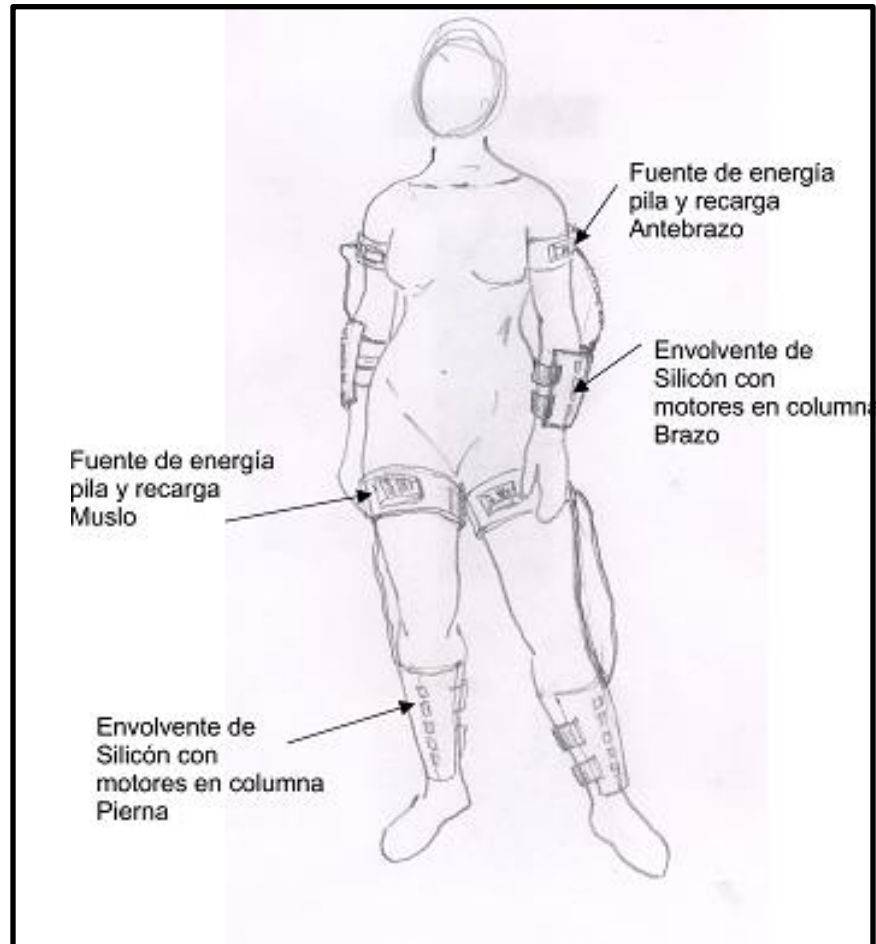


Figura 10. Propuesta de ubicación de dispositivo háptico en el cuerpo humano

Se plantea los siguientes puntos para el diseño del dispositivo

1. Diseño y fabricación de carcasas para motores vibradores con cabezal descentrado Figura 11.
2. Se propone como envoltorio que va en contacto directo con la piel, un silicón moldeado donde se ubican los motores, y por medio de cables que se conectan con el sistema de energía. La base de silicona moldeada tiene como dimensiones, ancho 75 mm x 200 mm de largo y 6 mm de espesor con cavidades para colocación de motores y Leds, con entradas para colocación de forniture de sujeción al cuerpo Figura 12.
3. Colocación de leds para comprobación de funcionalidad de motores.

4. Fornitura para sujeción a las extremidades.

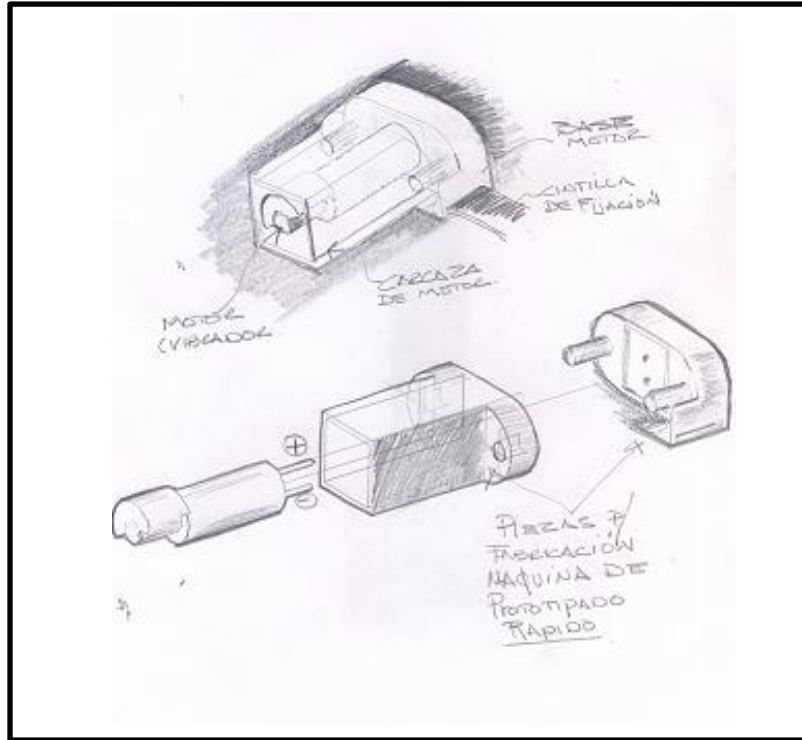


Figura 11. Bocetos de carcasas para motores con cabezal descentrado

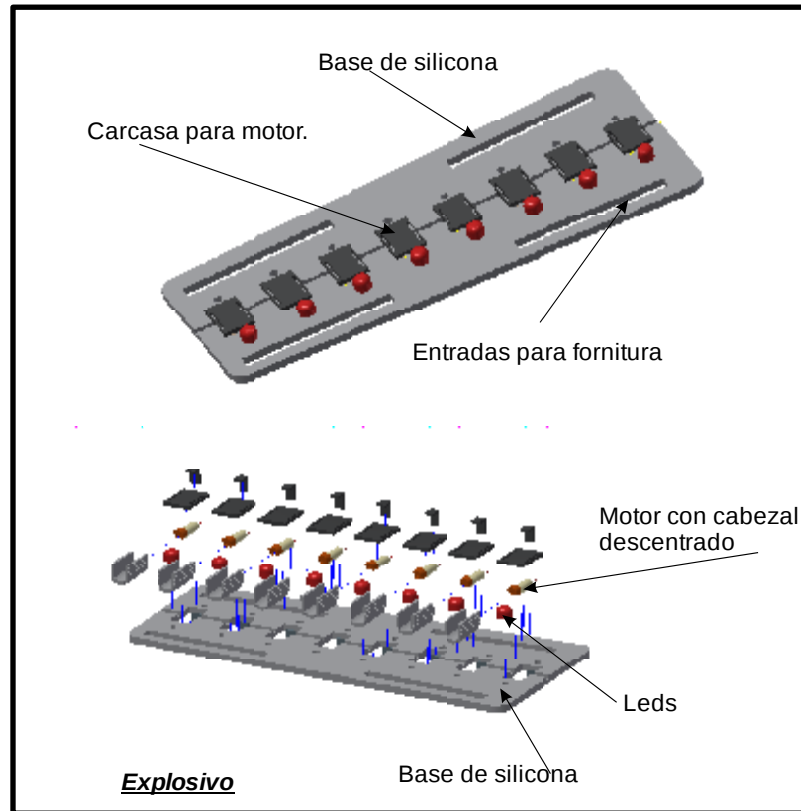


Figura12. Base de silicona y explosivo de la interface.

### 7 Partes del modelo Háptico.

Se definen materiales y motores, ya que se desechó la idea de hacer carcasas para los motores de celular por ser poco prácticos, se sustituyen por motores embebidos de forma circular de 1 cm de diámetro y 3 mm de espesor, dando la misma eficiencia. Los Leds se eliminan quedando solo el de indicación de encendido.

Ya definidos las partes que se van a usar en el dispositivo se procede a experimentar con materiales.

La lista de partes que conforman el dispositivo Háptico. Tabla 4:

| Descripción           | Cantidad |
|-----------------------|----------|
| Motores de vibración  | 16       |
| cables                | 32       |
| Tableta mini Arduino  | 1        |
| Tableta Wifi          | 1        |
| Led de encendido      | 1        |
| Pila                  | 1        |
| Arnés (brazo, pierna) | 1        |
| Sujeción              | 2        |

Tabla 4. Lista de partes

## 8 Modelos Funcionales

### 8.1 Modelo BR01

El primer modelo se hacen patrones para colocarlo en el brazo (figura 17 a) con el objetivo de ser soporte de los vibro motores, como material se utiliza una tela no tejida con nombre comercial de Vinil [1].

Se hacen dos pruebas con dos diferentes materiales: primero se coloca una para la distribución de los motores vibradores en dos líneas con ocho motores por línea haciendo ocho pares de motores colocados a lo largo y a lo ancho (figura 17 b), cada motor tiene una separación entre centros de 3 cm (figura 13 c). El segundo se toman las mismas dimensiones pero fabricado con diferente material acetato.

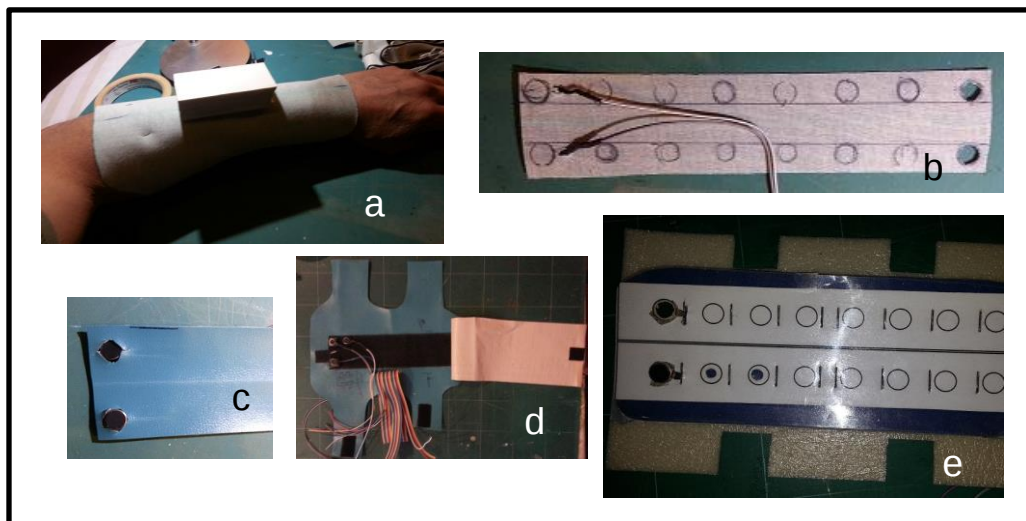


Figura 13

(a). Modelo de Vinil y caja para tarjeta de desarrollo. (b) Distribución de vibromotores (c) Colocación de vibromotores. (d) Tipos de cables y acomodos en el vinil. (e) Plantilla de vibromotores en materiales de polipropileno y acetato.

### 8.2 Descripción modelo BR-O1

El modelo de prueba brazalete (figura 14 a) se fabrica en vinil (es una tela no tejida, las fibras son unidas con pegamento), que sirve de envoltente a los vibromotores, estos cuentan con una plantilla para ubicación y fijación de los motores, también se encuentra una tela espumada, que hace un contacto suave con el brazo con la finalidad que los vibromotores no incomoden al usuario, la distribución de los motores vibradores en dos líneas con ocho motores por línea haciendo dieciséis motores colocados a lo largo y a lo ancho cada motor tiene una separación entre centros de 3 cm (figura 14 b).

Tiene tres correas de vinil (figura 14 c), dos en el lado derecho, pegadas en cada esquina, y una en medio, cada correa tiene una cinta de velcro pegada en cada extremo, cada correa va unida a una pestaña de vinil (son dos pedazos de vinil, pegados al brazalete), en cada pestaña hay un corte, que la correa se entrelaza, y la punta se fija a la correa. La correa media tiene la finalidad de sujetar la caja que contiene la tarjeta de desarrollo (figura 14 d) y mantenerla fija en el miembro que se coloque. Se desarrollaron diferentes propuestas de materiales para estar en contacto con la piel del paciente y evitar contacto directo con los vibromotores como la espuma de poliuretano y polipropilenos con acetatos (figura 14 e).

### 8.3 Dimensiones brazalete

Brazalete: 20 cm de largo por 8 cm de ancho [2]

Cintas: 39.5 cm de largo por 3 cm de ancho

Arriba del brazalete, se encuentra una carcasa rectangular de estireno 6 mm, que protege la tableta arduino, la tableta wifi y la pila, y con su led de encendido estos con unen con cables que a su vez van conectados a los vibromotores

Medidas de la base: 8.7 cm de largo por 4.3 cm de ancho por 2.5 de altura

La tapa: 9 cm de largo por 5 de ancho por 2.7 de altura

La hebilla: 3.8 cm de largo por 1 cm por 7 mm de altura

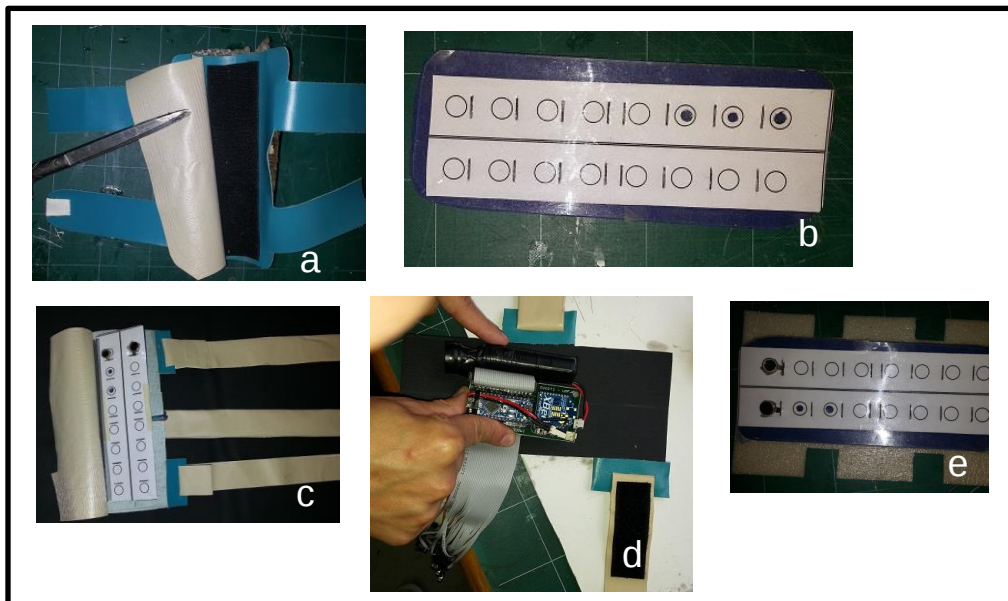


Figura 14

- (a) Modelo de prueba brazalete. (b) Plantilla para colocación y fijación de vibromotores motores. (c) modelo con tres correas. (d) Colocación de caja con la tarjeta de desarrollo. (e) Plantilla de vibromotores con espuma de poliuretano.

## 9 Modelo final para prueba

### 9.1 Descripción de la propuesta para pruebas

La propuesta final, se compone de tres partes (*Figura 15*):

- Brazalete
- Sistema de alimentación
- Tarjeta de desarrollo.

El brazalete es una funda de tela rayón (fibra celulosa sacada de la madera o el algodón) que protege a los vibromotores, conteniendo una lámina de poliestireno que sirve para ubicar y mantener en su lugar los vibromotores, así como no afectando la percepción del individuo, funcionando como capa aislante en caso que exista un aumento en *la temperatura de los motores*. En los costados de la funda se encuentran tres cintas de polipropileno cosidas, cumpliendo su función de asegurar el brazalete en el antebrazo, de las tres cintas, dos en cada extremo de la funda y una en medio (esta en particular sujeta a la caja que protege la tarjeta de desarrollo y a su vez da una vuelta en la parte media del brazo), en cada cinta en los extremos de cada lado hay una tira de velcro cosido, con 2 tiras por cada cinta, complementan en la sujeción del brazalete, Las medidas de la funda: 21.3 cm de largo por 9 cm de ancho

Las cintas: 39.7 cm de largo por 3.8 cm de ancho

Tiras de velcro: 8.7 cm por 3.3 cm de ancho

El sistema de alimentación, es un cilindro metálico, resguarda el circuito de carga y la pila; en su cara frontal se encuentra las entradas de carga (puertos USB), Muy cerca del extremo se observa sobresale el cable del sistema de carga que va a la tarjeta de desarrollo, en el otro extremo se encuentra la tapa con su rosca; El cilindro va sujeto a la caja con una cinta de velcro y una cintilla de plástico, circuncidando el cilindro, traspasa un lateral de la base de la caja y dejando el ganchillo fuera; posicionándolo al costado derecho de la caja

Medidas del cilindro: 9 cm de largo por 2.5 de diámetro

La caja que contiene la tarjeta de desarrollo (es una tableta de arduino y una de wifi conectada con cables, y usa un led como indicador de encendido además de un apagador), esta una caja es de plástico (estireno 6mm), protege el circuito y las conexiones de los vibromotores; la caja consta de dos partes la base y la tapa, la primera da base a todo el circuito, a la mitad de la pieza hay un escalón dando salida a los cables de la tarjeta de desarrollo a los vibromotores, en la otra mitad en su parte inferior sobre sale una hebilla fija, del mismo material, que pasa la cinta del brazalete. Toda esta pieza se empalma con la tapa rectangular, quedando un hueco para solo los cables ya mencionados.

Medidas de la base: 8.7 cm de largo por 4.3 cm de ancho por 2.5 de altura

La tapa: 9 cm de largo por 5 de ancho por 2.7 de altura

La hebilla: 3.8 cm de largo por 1 cm por 7 mm de altura

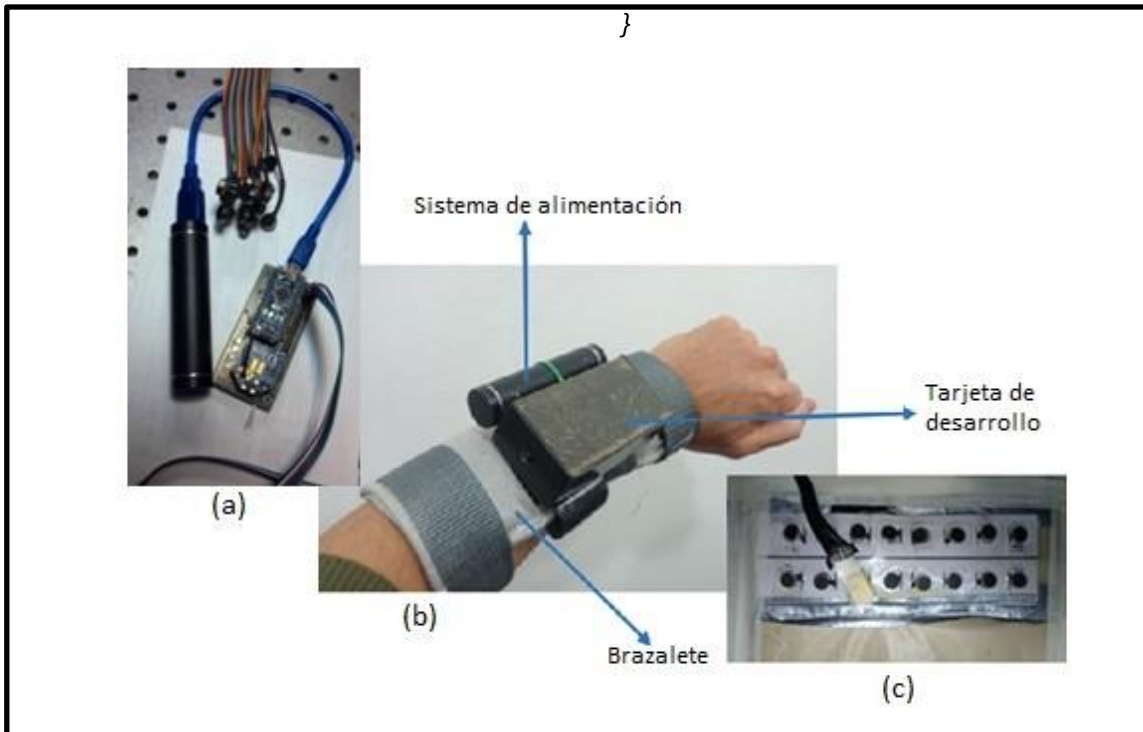


Figura 15.

(a) tarjeta electrónica, sistema de comunicación inalámbrico y sistema de alimentación. (b) dispositivo háptico. (c) Ordenamiento de los vibromotores dentro del brazalete. Entre la piel y el motor hay un material de protección que no afecta la vibración de los motores ni la percepción de vibración del individuo y funciona como una capa aislante en caso tal de que exista un aumento en la temperatura de los motores.

## 9.2 Diseño industrial del dispositivo

### Lista de partes

La lista de partes finales que conforman el dispositivo Háptico tabla 5:

| Descripción                 | Cantidad |
|-----------------------------|----------|
| Motores de vibración        | 16       |
| cables                      | 32       |
| Tableta mini Arduino        | 1        |
| Tableta Wifi                | 1        |
| Led de encendido            | 1        |
| Pila                        | 1        |
| Arnés (brazo, pierna)       | 1        |
| Sujeción                    | 3        |
| Lamina de ubicación motores | 1        |
| Velcro                      | 6        |

Tabla 5 Lista final de partes

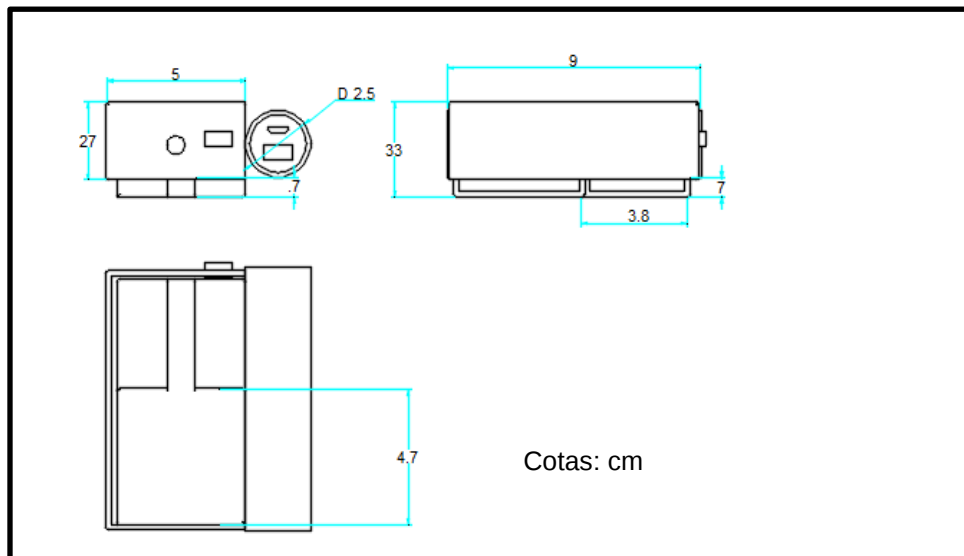


Figura 16. Croquis de la carcasa

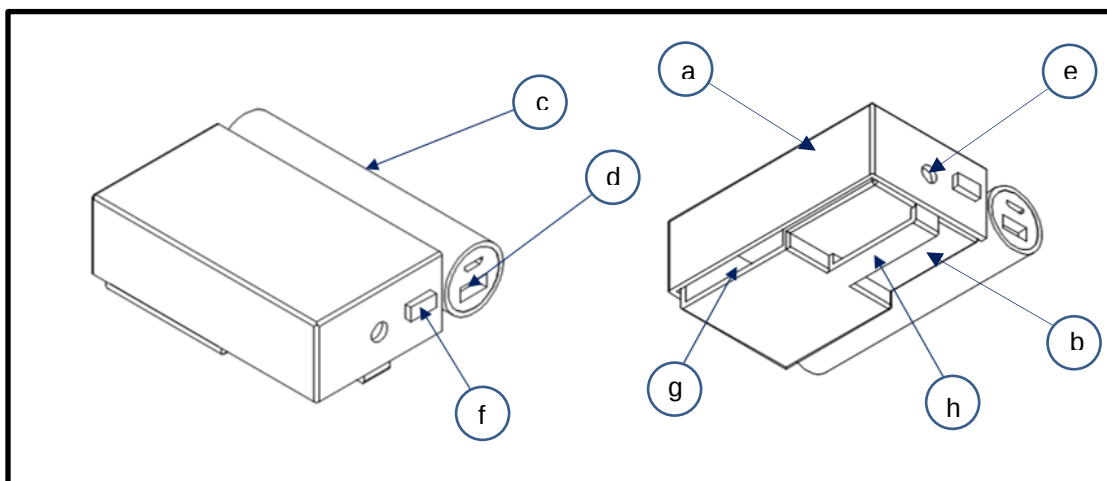


Figura 17. Partes de la carcasa. a).- Tapa b).- caja inferior c).- Sistema de alimentación d).- Puertos USB (entradas de alimentación) e).- Botón de encendido f).- Led de encendido g).- Salida de cables h).- Hebilla de plástico para el sujetador

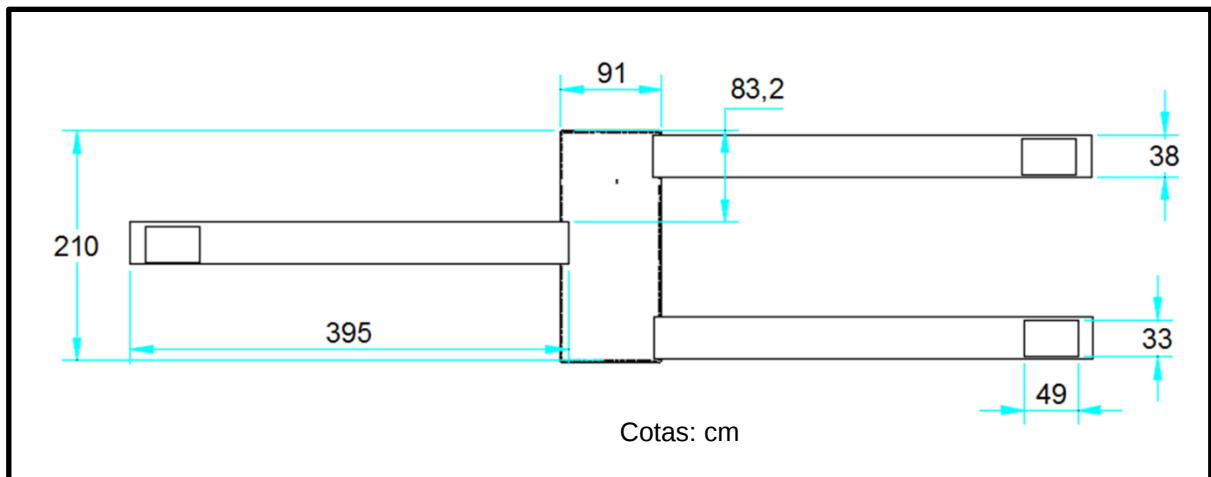


Figura 18. Dimensiones del brazalete

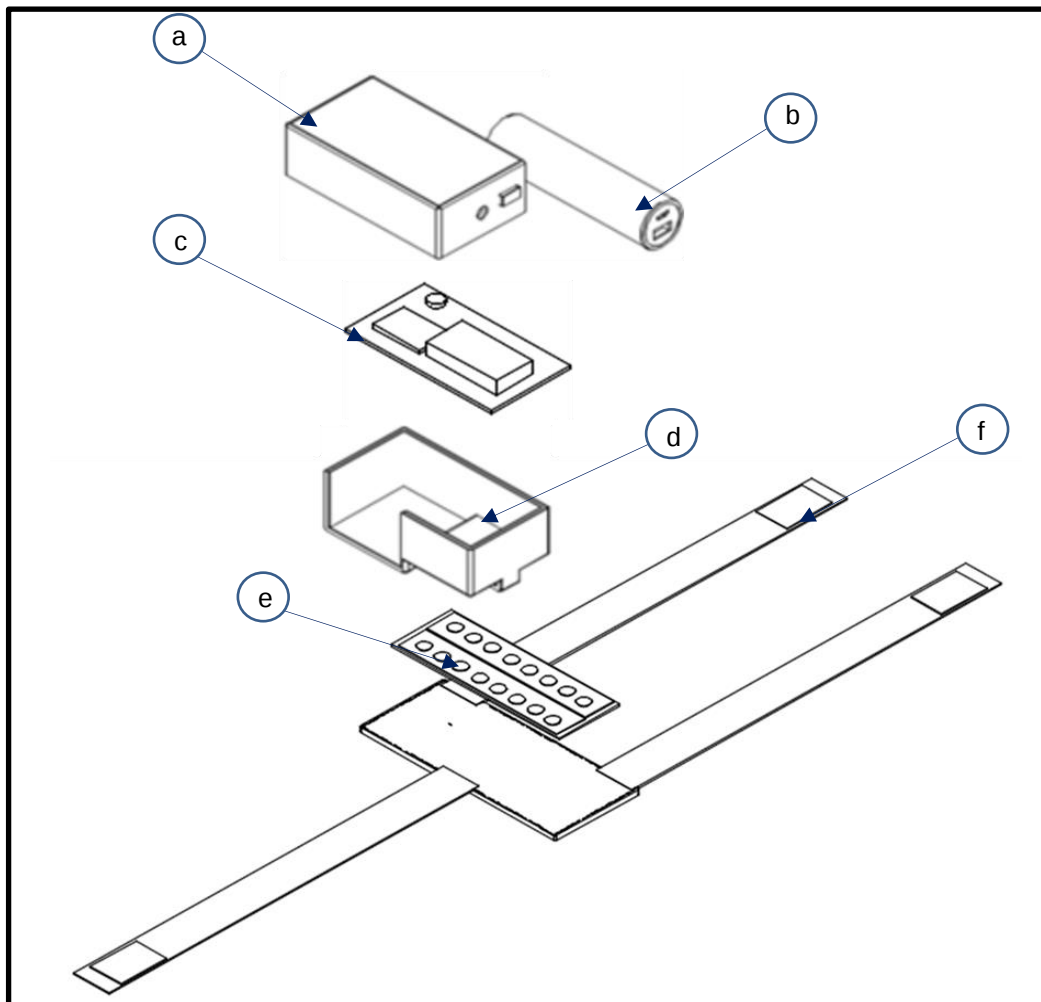
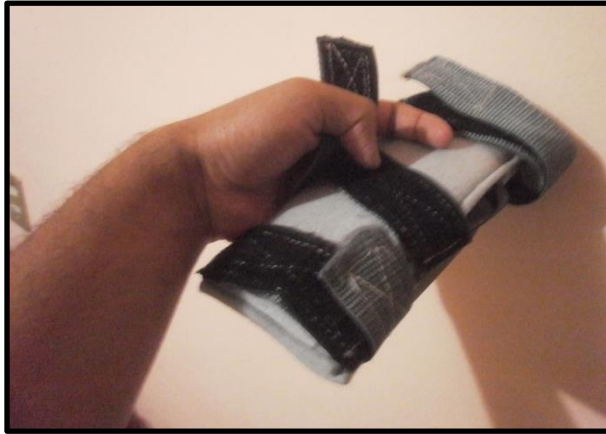
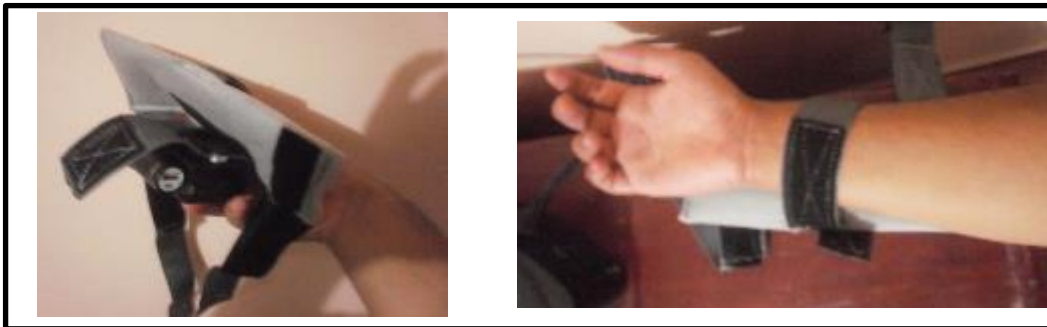


Figura 19. Explosivo del brazalete croquis. a).- Tapa b).- Sistema de alimentación c).- Tarjeta de desarrollo (tableta Arduino y wifi) d).- Caja inferior e).- Vibromotores f).- Brazalete

### 9.3 Secuencia de uso



*a).- abrir las cintas, del brazalete*



*b).- la cinta que sostiene la carcasa, abrirla y meter el brazo*



*c).- ajustar las cintas al brazo*

*Figura 20. Secuencia de uso del brazalete*

## 10 Experimentos para la validación del dispositivo

Para la evaluación del brazalete háptico se desarrollaron tres métodos psicofísicos experimentales. Entendiéndose como método psicofísico a aquel en el cual se evalúa la percepción subjetiva de un individuo ante un estímulo físico externo, en este caso estímulos vibrotáctiles aplicados automáticamente mediante el dispositivo. El primer experimento consistió en evaluar el umbral de percepción táctil cutánea de una serie de estímulos vibrotáctiles aplicados con intensidad variable. El segundo experimento consistió en acotar la distancia en la que se dejan de sentir dos estímulos y así validar la discriminación de dos estímulos a distancias cercanas. Por último, el tercer experimento consistió en evaluar la utilidad del instrumento para ajustar la capacidad de localización de estímulos vibrotáctiles variables que tiene una persona. Estos experimentos se realizaron con 2 individuos voluntarios sin discapacidad motriz. A continuación se realiza un esquema completo de la realización de cada uno de los experimentos para la validación del flujo vibrotáctil.

### 10.1 Experimento 1 Evaluación del umbral de sensibilidad vibrotáctil

En este caso se aplicó el método adaptativo de prueba conocido como el método psicofísico de escalera de la Figura 21, el cual consiste en evaluar el estímulo vibrotáctil cerca del umbral de percepción, adaptando la intensidad de la secuencia del estímulo de acuerdo a la respuesta de la persona, es decir si detecta o no el estímulo a la intensidad dada. En este método la serie de estímulos se inician desde el nivel más alto de intensidad (10 en una escala normalizada de 0 a 10 en la Figura 12, donde 10 equivale a 220 Hz de vibración en la piel) y se va disminuyendo la intensidad del estímulo un paso si la persona indica “sí” haber detectado la vibración o bien aumentar la intensidad del estímulo un paso si la persona indica “no” haber detectado la vibración y así sucesivamente hasta encontrar una franja de oscilación alrededor del umbral que determina el nivel mínimo de intensidad de la vibración para ser detectada, típicamente después de tres oscilaciones.

Es muy importante que las respuestas de los individuos se deban a la efectiva detección o no de los estímulos y no a una posible adaptación o pre-condicionamiento de la persona al esperar una intensidad de estímulo dada una intensidad precedente. Para ello, se aplicó simultáneamente una segunda serie pero esta vez hacia arriba comenzando con el nivel de estímulo más bajo (1 en la escala 0 a 10) donde se incrementa de a un paso si la persona indica “no” haber detectado la vibración y disminuye en caso contrario. Entonces para evitar posibles sesgos debido a predisposición las dos secuencias se aplicaron de manera intercalada y aleatoria, a fin de evitar que la persona anticipe cual será el siguiente nivel de estímulo a recibir.

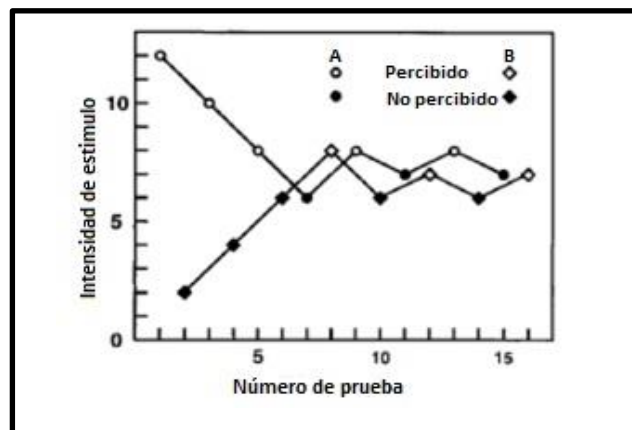


Figura 21. Método psicofísico adaptativo en escalera para la evaluación del umbral de percepción vibrotáctil en escala de 0 a 10 (220 Hz de vibración)

Usando la segunda herramienta de la interfaz de control desarrollada, se aplicaron de manera automática cada uno de los estímulos por 2 segundos, seguido por 2 segundos para responder “sí” o “no” y 2 segundos de pausa para cancelar de la memoria de la persona el recuerdo del estímulo presente y no influir la respuesta del siguiente. El programa aplica una pareja de series de estímulos arriba/abajo por cada uno de los vibromotores del brazalete, correspondientes a los puntos indicados en el mapa anatómico del brazo de la Figura 22, por lo que con este método el dispositivo puede ser útil para evaluar la sensibilidad promedio de una persona sana, o bien para generar un mapa de sensibilidad por zonas en pacientes con problemas de sensibilidad táctil.

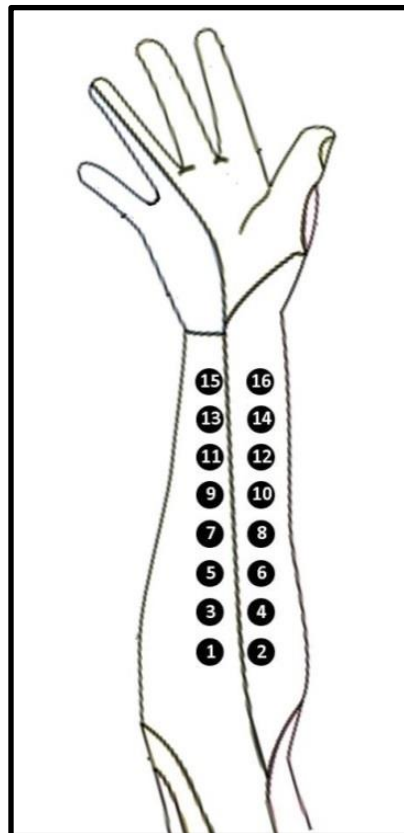


Figura 22. Mapa de evaluación del umbral de percepción vibrotáctil en diferentes zonas el brazo.

## 10.2 Experimento 2

### “Discriminación entre dos estímulos diferentes a una distancia corta”

Una vez se supo el umbral de vibración hallada en el experimento 1 y haciendo uso del brazalete vibrotáctil Figura 11 se hicieron vibrar dos de los actuadores de los extremos Figura 23(a), es decir, la distancia de separación entre los mismos era la máxima posible, donde la persona debía indicar la percepción de los dos estímulos diferentes, tomando el tiempo de escalas nombrado en el experimento 1, se disminuía la distancia entre los actuadores de forma secuencial Figura 14 hasta llegar a la pareja de vibromotores vecinos, en este caso las dos personas indicaron la percepción de un solo estímulo, esto se realizó para cada uno de los valores de frecuencia usados en el experimento 1 y también para las otras parejas de actuadores.

Al realizar este experimento se determinó si a cortas distancias entre los estímulos el individuo seguía sintiendo dos puntos de vibración o si no entonces solo sentiría una región estimulada pero con mayor vibración lo cual produciría un problema ya que el fin es asegurar que realmente el punto sea el que esté siendo estimulado.

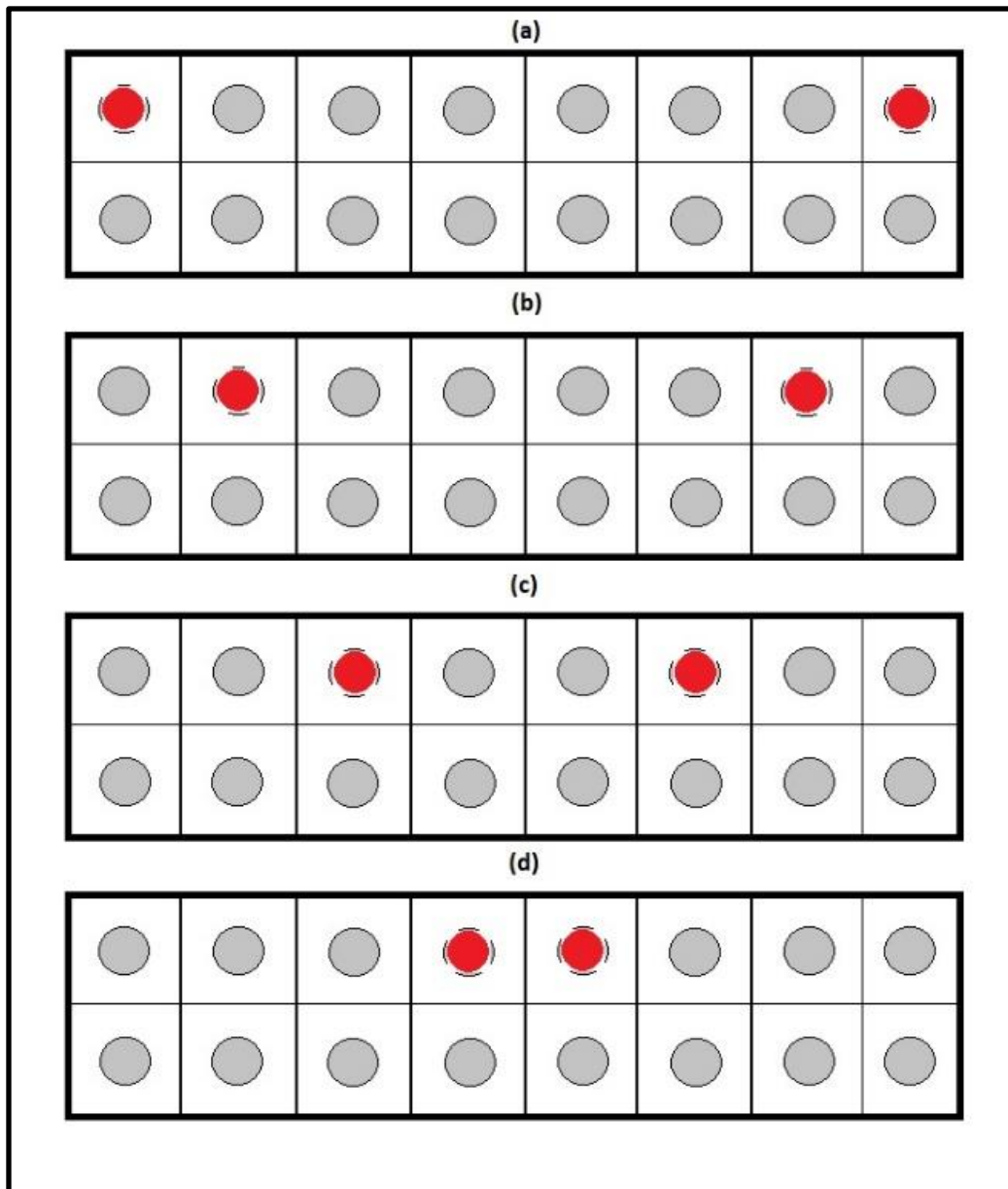


Figura 23. Esquema del funcionamiento de los actuadores dentro del brazalete (a) Vibración de los actuadores que se encuentran a los extremos. (b) Siguiendo pareja de vibromotores en funcionamiento para la estimulación. (c) Pareja de vibromotores más cercana donde puede variar la percepción de la persona. (d) Pareja de vibromotores vecina, donde se percibía una sola fuente de estimulación.

### 10.3 Experimento 3

#### Evaluación de la capacidad de localización de estímulos variables

Este experimento se realizó mediante el uso de una imagen virtual Figura 24 con la que la persona debía interactuar. La imagen indicaba los puntos de vibración (punto blanco) que se iban a generar en el brazalete que llevaba puesto la persona, de tal forma que ésta tenía que dar respuestas de validación de los estímulos generados con respecto a la imagen virtual presentada.



*Figura 24. Programa de computadora de realidad virtual que presenta estímulos bimodal visual-táctil de manera síncrona (las posiciones de estímulo vibrotáctil en el brazo real y el estímulo visual en el brazo virtual coinciden) y asíncrona (las posiciones de los estímulos visuales y vibrotáctiles no coinciden).*

Se aplicó un método directo de intensidad de estímulos para la evaluación de la detección de los puntos de origen de las vibraciones, aplicándolas aleatoriamente en 8 puntos del mapa (puntos 1, 4, 5, 8, 9, 12, 13, 16 para reducir el tiempo de la prueba) de la Figura 22 y variando la intensidad en cada estimulación en 3 niveles diferentes (Bajo o 40Hz, Medio o 110Hz y Alto o 180Hz).

En este experimento se consideró incluir la retroalimentación visual de manera simultánea, para evaluar el efecto del sentido de la vista en la localización de los puntos de contacto. Por este motivo las estimulaciones se aplicaron en 2 condiciones visuales, sincronía visión-tacto en la cual los puntos de contacto en la piel y el punto gráfico en el brazo de la pantalla coinciden, y asíncrona visión-tacto en la cual los puntos gráficos y de contacto no coinciden aleatoriamente.

La secuencia de las pruebas siguió la secuencia lógica de 2 segundos de estimulación visual-táctil (mostrando el brazo gráfico en la pantalla), seguida de 2 segundos de referencia para la persona (sin vibraciones, ni gráficos y mostrando el mapa), seguida de una pausa de 2 segundos para responder la posición percibida (sin vibraciones y la escena apagada).

Por cada combinación se aplicaron 5 pruebas siguiendo una secuencia aleatoria predefinida, garantizando siempre que se cumplieran todas las combinaciones 8 puntos x 3 niveles x 2 condiciones visuales x 5 pruebas, para un total de 240 pruebas en 25 minutos aproximadamente. El ambiente gráfico (imagen virtual) se programó en un ambiente de desarrollo de ambientes virtuales llamado XVR, de la Scuola Superiore Sant' Anna de Pisa, Italia, mientras que la secuencia de las estimulaciones se programó también en lenguaje Java. El programa en Java se encarga de activar o desactivar los motores del brazalete, además de controlar el despliegue de los elementos en el ambiente gráfico. La comunicación entre los programas en Java y XVR se realizó utilizando el protocolo de comunicación UDP.

### **Conclusiones**

En este reporte se presentó el diseño y la construcción de un sistema de retroalimentación vibrotáctil consistente en un brazalete háptico portátil, para ser utilizado en la asistencia en ejecución de actividades motoras de personas que pueden perder movilidad en las extremidades superiores.

Se presentó el diseño que se quería realizar y las diferentes consideraciones en cada uno de los dispositivos que lo componían y que eran fundamentales para su funcionamiento, como lo son los actuadores, los cuales funcionaban como los elementos vibratorios que eran capaces de proporcionar una estimulación mecánica a la piel de la extremidad de la persona. Se escogieron de esta forma ya que eran actuadores simples de operar, de bajo costo y reducido tamaño, lo que garantizó su aptitud para el diseño y construcción del sistema vibrotáctil que se desarrolló. Seguido a esta fase se diseñó el sistema de comunicación y control que iba a controlar el dispositivo, el cual tuvo como principales características, eficiencia en términos de comunicación y control, por lo que la comunicación era inalámbrica.

Adicionalmente se presentó la implementación del dispositivo en una configuración ergonómica y funcional en forma de brazalete, que permite su uso sencillo y cómodo en aplicaciones reales prácticas.

Finalmente, el presente dispositivo enriquece la infraestructura de la de la Unidad de Investigación y Desarrollo Tecnológico del CCADET en el Hospital General de México "Dr. Eduardo Liceaga", con un equipo propietario que podrá utilizarse como herramienta de investigación en la línea de rehabilitación asistida.

## Referencias

- Beers MH, Berkow R., 1999. *The Merck Manual of Diagnosis and Therapy*. 17th ed. Whitehouse Station, NJ: Merck Research Laboratories;: p283-p292.
- Cameirao, M., Bermudez I Badi, S., Duarte Oller, E., Verschure, P.F.M.J., 2010. *Neurorehabilitation using the virtual reality based Rehabilitation Gaming System: methodology, design, psychometrics, usability and validation*. J. NeuroEngineering Rehabil.
- Cancar Leandro, (2012). *Desarrollo de una Interfaz de sustitución sensorial para el estudio de la percepción del flujo vibrotáctil (retina táctil)*. Trabajo fin de master. Industriales ETSII, Archivo Digital UPM <http://oa.upm.es/16663/>.
- Davila, S.A., Johnston-Jones, K., 2006. *Managing the Stiff Elbow: Operative, Nonoperative, and Postoperative Techniques*. J. Hand Ther., Journal of Hand Therapy 19, 268–281.
- Elina Tähkääpää and Roope Raisamo. (2009). *Evaluating Tactile Feedback in Graphical User Interfaces*. Department of Computer and Information Sciences FIN-33014 University of Tampere, Finland.
- Frisoli, A., Salsedo, F., Bergamasco, M., Rossi, B., Carboncini, M.C., 2009. *A force-feedback exoskeleton for upper-limb rehabilitation in virtual reality*. Appl. Bionics Biomech. 6, 115–126.
- Grunwald Grunwald, M. (2008). *Human Haptic Perception Perception - Basics and Applications Applications*. Boston/Berlin: Birkhaeuser Birkhaeuser Verlag.
- Handoll, H.H., Madhok, R., Howe, T.E., 2003. *A Systematic Review of Rehabilitation for Distal Radial Fractures in Adults*. Br. J. Hand Ther. 8, 16–23.
- Hoppenfeld, S., Murthy, V.L., 2000. *Treatment and rehabilitation of fractures*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Instituto Nacional de Estadística y Geografía (México)., (2013). *Las personas con discapacidad en México : una visión al 2010* . Instituto Nacional de Estadística y Geografía.-- México : INEGI.
- Janet van der Linden, E. S. (2009). *Good Vibrations: Guiding Body Movements with Vibrotactile Feedback*. Third International Workshop on Physicality.
- Janeth Alejandra Franky Valencia., (2015). *Dispositivo rehabilitador para pacientes con lesiones osteomusculares en la articulación de la cadera*. Universidad del valle .
- Kossyk, I., Dörr, J., Raschendorfer, L. & Kondak, K. (2011). Usability of a virtual reality system based on a wearable haptic interface. *IROS* (p. /pp. 3474-3479), IEEE. ISBN: 978-1-61284-454-1.
- Lugo-Villeda, L.I., Frisoli, A., Sandoval-Gonzalez, O., Padilla, M.A., Parra-Vega, V., Avizzano, C.A., Ruffaldi, E., Bergamasco, M., 2009. *Haptic guidance of Light-Exoskeleton for arm-rehabilitation tasks*, in: *18th Int. Symp. on Robot & Human Interactive Communication*, ROMAN 09. Presented at the 18th Int. Symp. on Robot & Human Interactive Communication, ROMAN 09, IEEE, pp. 903–908.
- Mayoux-Benhamou M. A., Revel M. Et Le Viet D. (1997). *Reeducación y rehabilitación de la mano reumatoidea*. – Encycl. Méd. Chir. (Elsevier, Paris-France). Kinésithérapie-Médecine physique-Réadaptation.
- Ministerio de Salud y Protección Social., (2013) *Registro de Localización y Caracterización de Personas con Discapacidad- RLCPD*.
- Myllymaa, K., Raisamo, R., Lylykangas, J., Heikkinen, J. & Surakka, V. (2012). RehApp - A Wearable Haptic System for Rehabilitation and Sports Training. In P. Isokoski & J. Springare (eds.), *EuroHaptics* (2) (p./pp. 210-213), : Springer. ISBN: 978-3-642-31403-2.
- Padilla-Castaneda, M.A., Sotgiu, E., Frisoli, A., Bergamasco, M., 2012. *A Robotic & Virtual Reality Orthopedic Rehabilitation System for the Forearm*, in: *Stud Health Technol Inform*. Presented at the Annual Review of Cybertherapy and Telemedicine 2012, pp. 324–328. doi:10.3233/978-1-61499-121-2-324
- Padilla-Castaneda, M.A., Sotgiu, E., Frisoli, A., Bergamasco, M., Orsini, P., Martiradonna, A., Olivieri, S., Mazzinghi, G., Laddaga, C., 2013. *A Virtual Reality System for Robotic-Assisted Orthopedic Rehabilitation of Forearm and Elbow Fractures*, in: *IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems, IROS 2013*. Presented at the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Tokyo, Japan.

- Parmelee-Peters, K., Eathorne, S., 2005. *The Wrist: Common Injuries and Management*. Prim. Care Clin. Off. Pract., Primary Care: Clinics in Office Practice 32, 35–70.
- Prange, G.B., Jannink, M.J.A., Groothuis-Oudshoorn, C.G.M., Hermens, H.J., IJzerman, M.J., 2006. *Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke*. J. Rehabil. Res. Dev. 43, 171.
- Raya Laura, Miguel A. Otaduy Marcos García (2011). *Haptic Navigation along Filiform Neural Structures*. IEEE WorldHaptics Conference. Estambul.
- Ronan Mac Ruairi, Mark T Keane, and Gerry Coleman. (2008) *A Wireless Sensor Network Application Requirements Taxonomy*. *Sensor Technologies and Applications*, pages 209-216.
- Schwickert, L., Klenk, J., Stähler, A., Becker, C., Lindemann, U., 2011. *Robotic-assisted rehabilitation of proximal humerus fractures in virtual environments: A pilot study*. Z. Für Gerontol. Geriatr. 6, 387–392.
- Silva Alejandro Jarillo, González Rojas Luis Ángel y Ortiz Mesina Mónica del S. (2014). *Uso del sistema háptico con fines en el área de evaluación, rehabilitación y diagnóstico motriz en miembros superiores*. Temas de ciencia y tecnología. Vol18. Número 53. ISBN:2007-0977
- Staubli, P., Nef, T., Klamroth-Marganska, V., Riener, R., 2009. *Effects of intensive arm training with the rehabilitation robot ARMin II in chronic stroke patients: four single-cases*. J Neuroeng Rehabil 6, 46–56.
- United States Department of Health and Human Services. *Centers for Disease Control and Prevention. National Center for Health Statistics, 2011. National Ambulatory Medical Care Survey, 2009*.
- Valle, U. d. (2001). *Prevalencia de Discapacidad en el Departamento de Valle del Cauca*. Cali.