

128-11



Instituto Tecnológico y de Estudios Superiores de Monterrey

Campus Ciudad de México

Título:

***Desarrollo tecnológico para la evaluación dinámica de presiones en
asientos de sillas de ruedas manuales***

Proyecto Integrador

Presenta:

Luis Arturo Uribe Miranda

A01105804

Asesor de proyecto:

M. en I. C. Diana A. Gayol Mérida

Instituto Nacional de Rehabilitación



**TECNOLÓGICO
DE MONTERREY**

México, D. F.

2010

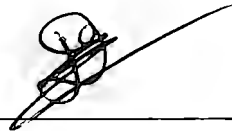
Biblioteca
Campus Ciudad de México

TESIS
RBS7.732
074
2010

CJV

617688 978

*Este trabajo fue realizado en el
Instituto Nacional de Rehabilitación
con el apoyo de CONACyT a través
del proyecto SALUD-2009-1-115219*



· M. en I. C. Diana Alicia Gayol Mérida

Asesor de proyecto

Instituto Nacional de Rehabilitación

AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer a mis padres por estar siempre a mi lado, por su amor, cuidado y atención. Por el gran esfuerzo y trabajo que han hecho para darme educación. Les agradezco que me hayan apoyado en todas mis decisiones y en lo que he necesitado. Con este trabajo culmino una parte importante de mi vida y va dedicado especialmente a ustedes.

A mi hermano porque siempre hemos estado unidos. Gracias por los buenos momentos de distracción al estar juntos en casa. Porque también has sido un fuerte apoyo a lo largo de mi carrera y un ejemplo a seguir en tu trabajo.

A Diana Gayol por la confianza para dejarme participar en el proyecto de investigación. Por ser tan comprensiva y flexible, dándome libertad para realizar mi trabajo. Te doy gracias por todos los conocimientos que adquirí durante mi estancia en el hospital.

A Ivett Quiñones por permitirme entrar al Instituto a realizar mis prácticas profesionales. Es una muy buena experiencia la que me llevo.

A mis profesores que a lo largo de la carrera contribuyeron para mi formación profesional.

A mis amigos por las diversiones que tuve con cada uno de ustedes. Gracias por todas esas risas.

Índice

Resumen	. 5
I. Introducción .	. 6
II. Problemática.	. 7
III. Objetivos	. 8
IV. Justificación de la oportunidad	. 8
V. Estado del arte	. 9
VI. Descripción detallada de la solución	. 12
A) Sistema de adquisición de presiones FSA .	. 12
B) Tecnología inalámbrica	. 14
C) Adaptadores inalámbricos Bluetooth.	. 16
D) Implementación de los adaptadores al sistema FSA	. 18
E) Variables involucradas en la realización de las pruebas .	. 20
F) Metodología	. 22
VII. Análisis de datos	. 23
VIII. Resultados	. 27
IX. Discusiones .	. 28
X. Conclusiones	. 29
XI. Trabajo a futuro	. 30
XII. Referencias bibliográficas.	. 31
Anexo.	. 33

Resumen

El proyecto realizado se enfoca a tratar la problemática de las úlceras por presión que presentan los pacientes con lesión medular. Esto se debe al largo tiempo que permanecen sentados en una silla de ruedas ocluyendo el paso de sangre por la falta de movimiento a zonas específicas, especialmente donde hay más presión ejercida por el peso.

Actualmente en el Instituto Nacional de Rehabilitación se desarrollan asientos personalizados llamados "Sistemas Reductores de Presión" con el objetivo distribuir mejor el peso al momento de estar sentado y así disminuir la presión ejercida sobre el asiento. Para el desarrollo de estos asientos se hacen análisis del estado estático con un sistema de sensado de presiones llamado Force Sensing Array.

La necesidad de mejorar los asientos llevo a realizar el análisis del estado dinámico implementando la tecnología necesaria para hacer inalámbrico el sistema de sensado. En esta primera etapa del proyecto los estudios dinámicos se realizaron en usuarios sanos para comenzar a ver el comportamiento de las presiones al estar en movimiento. Se determinó que en un ciclo de propulsión las presiones cambian con respecto al ángulo que se observa.

En etapas posteriores se busca mejorar el protocolo de prueba para hacer un análisis más detallado y de esta forma empezar las pruebas en pacientes. Se espera que el comportamiento observado tengo un cambio significativo con respecto a los usuarios sanos. Además el análisis se realizaría con los Sistemas Reductores de Presión para determinar si cumplen con su objetivo o que modificaciones serían necesarias de implementar.

I. Introducción

Las úlceras por presión son un problema de salud, prevenible en la mayoría de los casos que afectan la calidad de vida de las personas que las presentan, en este caso pacientes con lesión medular. Además, su cuidado tiene un impacto en el consumo de los recursos a los sistemas de salud, pues se necesita atención especial ya que la recuperación suele ser lenta.

En el Instituto Nacional de Rehabilitación se han realizado estudios para ayudar a la prevención de úlceras por presión en lesionados medulares, a través del desarrollo de asientos tipo personalizados. Los asientos son evaluados en dos formas, una evaluación con el sistema de adquisición de presiones para medir la presión ejercida entre el sujeto y su superficie de apoyo, y una evaluación clínica para ver el estado de la piel del paciente y que no interfiera con su calidad de vida.

En el caso de la evaluación de la presión, se ha venido haciendo en forma estática y se ha notado la necesidad de medir en forma dinámica el comportamiento de las presiones, es decir cuando el sujeto se encuentra realizando sus actividades de la vida diaria.

El siguiente paso es realizar un análisis dinámico para observar el comportamiento de los usuarios en movimiento. En el proyecto se pretende desarrollar un sistema inalámbrico de sensado de presiones para poder medir su distribución e identificar cambios que pueden mejorar el desempeño de los asientos personalizados.

II. Problemática

Las úlceras por presión son un problema de salud importante que afectan la calidad de vida de personas con alteraciones neurológicas, principalmente a ancianos y personas con lesión medular. El cuidado de las úlceras tiene un impacto en el consumo de recursos a los sistemas de salud (Bader, Bouter, Colin, y Oomens, 2005).

Las úlceras son un problema que se asocia principalmente a personas con lesión medular debido a sus complicaciones neurológicas y que en su mayoría pasan horas en una silla de ruedas. En México en el Distrito Federal se estima que la lesión medular tiene una incidencia de 18 por millón de habitantes por año, sin embargo no existen estadísticas de la frecuencia en que se presentan las úlceras (Pérez, Rodríguez y Escobar, 2007).

“La mayoría de las úlceras por presión pueden prevenirse (95% son evitables), por lo que es importante disponer de estrategias de educación y prevención integradas dentro de guías de práctica clínica interdisciplinarias que contemplen los distintos niveles asistenciales” (Pérez, Rodríguez y Escobar, 2007).

Una úlcera por presión se define como una pérdida tisular a consecuencia de una isquemia prolongada, se presentan por la oclusión de vasos sanguíneos y por lo tanto se detiene el paso de nutrientes lo que lleva a una necrosis. Las zonas más comunes en personas con lesión medular usuarios de sillas de ruedas, en donde se presentan las úlceras, son en el coxis, trocánteres y en las tuberosidades isquiáticas, pues es donde se apoya el cuerpo al momento de sentarse. (Pérez, Rodríguez y Escobar, 2007). “El desarrollo de úlceras por presión se utiliza como un indicador de calidad del

cuidado del paciente, pues su aparición significaría una falla o deficiencia en los sistemas de salud” (Bader, Bouter, Colin, y Oomens, 2005).

Una forma de prevenir la formación de úlceras es utilizar asientos especiales que ayuden a la distribución del peso del paciente. “En México la mayoría de este tipo de asientos son de importación y en muchas ocasiones no satisfacen las necesidades de liberación de presión y de soporte en lesionados medulares” (Gayol, 2007).

La presión recomendada para evitar una lesión es de 60 mmHg, sin embargo existe una relación entre el tiempo de exposición y magnitud de la presión que es diferente para cada persona. Algunos pacientes pueden tener más tolerancia que otros debido a factores como la edad, nutrición, cuidados de la piel, tratamiento o seguimiento correcto de las instrucciones del médico (Gayol, 2007).

III. Objetivos

- Desarrollar una aplicación para que el sistema de adquisición de presiones pueda ser portátil.
- Medir dinámicamente las presiones que se generan con el uso de un asiento para sillas de ruedas manuales usando la aplicación portátil.

IV. Justificación de la oportunidad

En el área de la Salud, la tecnología busca mejorar la calidad de vida de los usuarios de los servicios de salud. En el Instituto Nacional de Rehabilitación (INR) se busca ayudar a los pacientes con lesión medular a prevenir la aparición de úlceras por presión, pues se atienden cerca de 100 casos nuevos

por año de los cuales el 95% de los pacientes las han presentado y en algunos casos han permanecido hospitalizados por más de 100 días.

En el INR se ha desarrollado un asiento de tipo personalizado para personas con lesión medular, denominado "Sistema Reductor de Presión" (Gayol, 2007). Este asiento ha sido evaluado en forma estática usando el sistema de sensado de presiones Force Sensing Array (FSA), pero a la fecha no se ha evaluado el comportamiento dinámico de las presiones que genera durante el uso diario.

Es necesario evaluar el comportamiento dinámico de un asiento de silla de ruedas para determinar si el producto está cumpliendo con el objetivo de distribuir de forma adecuada las presiones y si es seguro para el tipo de actividades que realicen los usuarios.

La información recabada servirá para analizar que zonas del asiento se ven sometidas a más carga en estado dinámico e identificar las zonas de posible desgaste para poder optimizar el diseño de los Sistemas Reductores de Presión, y en caso de ser necesario, modificar la geometría del mismo y así reducir aún más la probabilidad de que se desarrollen úlceras por presión.

V. Estado del arte

Las úlceras por presión han sido motivo de muchos años de estudio desde sus causas y su presentación, hasta el modo de prevenirlas con la implementación de asientos y métodos de medición de la presión distribuida al momento de sentarse en diferentes tipos de asientos.

Se han hecho evaluaciones del estado dinámico con sistemas como el implementado por C. A. Bar para determinar la efectividad de diferentes tipos

de asientos. Su sistema era alimentado mediante una pila portátil para operar dos sensores electroneumáticos cada uno con 28 mm de diámetro colocados debajo de las tuberosidades isquiáticas con una frecuencia de muestreo de 10 Hz para cada canal. La señal de presión dinámica se analizó con base en una distribución de frecuencias acumuladas para formar una representación gráfica mediante un histograma (Bar, 1991).

Para llevar a cabo las mediciones se han analizado diferentes tipos de sistemas de sensado de presiones para identificar cual puede proporcionar mejor los datos al utilizarlos en el área clínica. Martin Ferguson-Pell y Mary. D. Cardi hicieron la comparación de tres sistemas, el Tekscan, el Talley TPM3 y el FSA. El sistema Tekscan tiene ventajas sobre los otros por el modo de despliegue de datos en tiempo real con buena resolución. El Talley TPM3 se identificó como el más exacto, estable y reproducible, sin embargo tiene limitaciones en su facilidad de uso, velocidad y la representación de datos. Por último el FSA fue el mejor evaluado para la aplicación clínica y por tener un fácil manejo de datos (Ferguson-Pell y Cardi, 1993).

Al hacer un análisis dinámico hay que considerar la capacidad de mantener balance y postura al momento de estar sentados, pues de eso depende que los pacientes con lesión medular puedan desarrollarse con una mejor calidad de vida en sus actividades diarias. En un estudio realizado por Rachid Aissaoui y colaboradores, midieron el desplazamiento del centro de presión que se relaciona con la estabilidad dinámica. Con el análisis del centro de presión se determinó que el tipo de asiento utilizado es importante, pues de acuerdo a sus características brindará estabilidad, que es el segundo aspecto

más importante después de la distribución de la presión (Aissaoui, Boucher, Bourbonnais, Lacoste y Dansereau, 2001).

La medición de las presiones se realizó con el sistema FSA donde se puede identificar fácilmente el centro de presión así como la trayectoria que va siguiendo. Se identificaron variables como la máxima distancia recorrida, la máxima velocidad y un indicador de asimetría entre las dos tuberosidades isquiáticas. "El centro de presión es visto como una respuesta neuromuscular por el desbalance del centro de gravedad del cuerpo. El centro de presión continuamente traza el centro de gravedad es por eso que la distancia entre ambos debe ser minimizada para asegurar la estabilidad" (Aissaoui, Boucher, Bourbonnais, Lacoste y Dansereau, 2001). De igual forma se llegó a la conclusión que la forma del asiento ayuda a la estabilidad ya que baja el centro de gravedad.

Otro factor que se ha visto influye en la distribución de la presión es el ángulo de la pelvis al momento de la propulsión, este ángulo se mide entre el plano pélvico y plano de referencia del asiento. Eric Tam y colaboradores encontraron que en sujetos sanos el ángulo está en el rango de $11.2^{\circ} \pm 2.1^{\circ}$ mientras que en pacientes con lesión medular es de $5.2^{\circ} \pm 1.1^{\circ}$ (Tam, Mak, Lam, Evans y Chow, 2003).

Demostraron que en los análisis estáticos se identifica rápidamente las zonas de alta presión directamente en las tuberosidades isquiáticas, pero en un estado dinámico, como es el manejar una silla de ruedas, esa relación cambia. "El sentarse se había considerado una actividad estática, pero hay actividades como la propulsión de una silla de ruedas que debe reconocerse como dinámica" (Tam, Mak, Lam, Evans y Chow, 2003).

Los resultados de este estudio fueron que las presiones ejercidas por las tuberosidades isquiáticas se desplazaron 19.2 ± 11.7 mm con respecto a la presión pico visualizada en estado estático, comprobando que el movimiento de la pelvis durante la propulsión influye en la distribución de las presiones y por lo tanto cambia la zona de tejido que soporta el peso (Tam, Mak, Lam, Evans y Chow, 2003).

VI. Descripción detallada de la solución

A) Sistema de adquisición de presiones FSA

El uso de un sistema de adquisición de presiones ayuda a identificar objetivamente como se distribuye el peso de un paciente en toda su área de contacto en estado estático y dinámico.

El usado en el INR es el sistema de sensado de presiones FSA, integrado por un tapete con 256 sensores piezo-resistivos (Figura 1) y un módulo de interfaz (Figura 2 y 3) para recolectar los datos en la computadora. Los sensores están distribuidos uniformemente en un arreglo de 16 x 16 cada uno con un área mínima de contacto de 4.5 cm^2 , con una velocidad de muestreo de 3,072 sensores por segundo. El FSA tiene una histéresis de $\pm 19\%$ que es un indicador cuando un material conserva sus propiedades y una fluencia lenta (*creep*) del 4% que son las mediciones ya sean altas o bajas que puede dar por exponerse a una presión constante. El sistema es calibrado de acuerdo a las especificaciones del fabricante.



Figura 1. Tapete del Force Sensing Array.



Figura 2. Módulo de interfaz vista frontal.



Figura 3. Módulo de interfaz vista trasera.

Es un sistema que no representa riesgo para el usuario, ya que no tiene contacto directo con piel o fluidos y se encuentra aislado eléctricamente. Va colocado entre el paciente y el asiento de su silla de ruedas. El sistema se ajustará a cualquier tipo de silla de ruedas para hacerlo portátil sin que este interfiera con su movimiento.

Tiene un ambiente de operación sencillo, todo se maneja mediante el software FSA proporcionado por la empresa Vista Medical (Canadá, 2009). En el programa se visualiza en tiempo real la distribución de las presiones mediante un código de colores, muestra una gráfica en 3 dimensiones y despliega una tabla con datos estadísticos como el valor mínimo, el máximo, promedio, área total de contacto, localización del centro de presión, entre otros (Figura 4). Los valores de la presión pueden ser registrados en diferentes unidades.

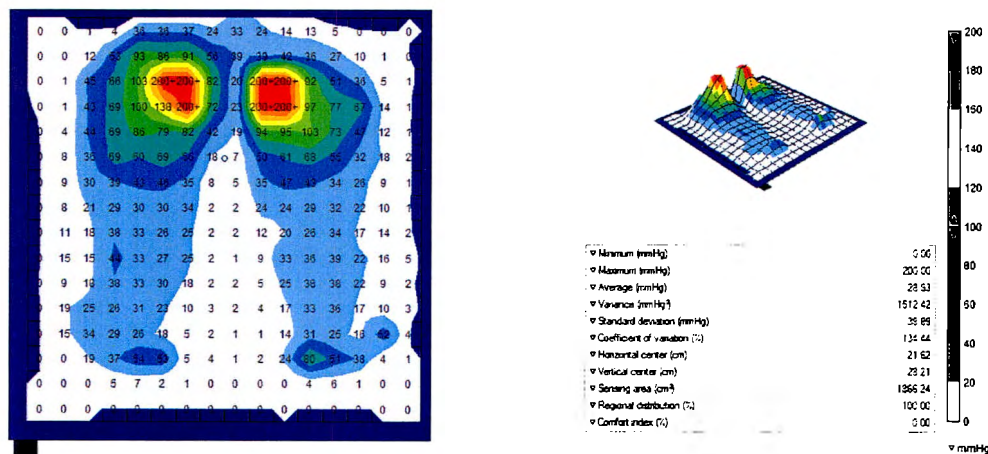


Figura 4. Visualización del software FSA.

B) Tecnología inalámbrica

Se busca implementar un modo de operación de forma inalámbrica con el fin de completar los estudios de comportamiento dinámico de las presiones

generadas entre el sujeto y el asiento. Se espera que los estudios tengan una duración de 15 minutos aproximadamente.

Para realizar la transmisión inalámbrica se analizaron dos posibilidades, por medio de radiofrecuencia (RF) y por el estándar IEEE 802.15 conocido como Bluetooth. Para tomar la decisión y determinar que tipo de conexión convenía más para las necesidades del proyecto se realizó una matriz de evaluación (Tabla 1).

Tabla 1. Evaluación de tecnología inalámbrica.

Escala de evaluación: (peor) 1 a 5 (mejor)		
Rubro a evaluar	RF	Bluetooth
Manejo de ancho de banda	3	5
Transmisión de datos	5	5
Velocidad de transmisión	5	4
Potencia de transmisión	5	3
Modulación	3	4
Distancia de trabajo	5	3
Nivel de ruido en el receptor	3	5
Dispositivos de comunicación disponibles	2	5
TOTAL	31	34

Para obtener conexión por RF se debe manipular el ancho de banda hasta definir uno donde se coordina el emisor con el receptor, en este caso el módulo de interfaz y la computadora. Cuenta con buena transmisión de datos, pero existe una relación entre velocidad, ancho de banda, potencia y ruido. Si se requiere mayor velocidad, se debe aumentar el ancho de banda lo que

provoca más ruido en el receptor y la potencia de transmisión necesitaría aumentar. Para esto se requería implementar un circuito externo que permitiera dicha manipulación de frecuencias ya que no existen dispositivos comerciales disponibles.

La conexión Bluetooth fue la mejor evaluada y por lo tanto la escogida para implementarse al sistema FSA. En este caso se maneja un ancho de banda específico de 2.4 GHz, su velocidad y potencia de transmisión también están definidas por lo que no se debe manipular ninguna de las variables. Las interferencias pueden darse por interrupción de la señal ya sea por la distancia o por paredes u objetos que puedan debilitar la misma. Además existen múltiples dispositivos comerciales capaces de establecer conexiones y transmitir datos.

C) Adaptadores inalámbricos Bluetooth

Se utilizaron dos adaptadores de la empresa SENA, un adaptador Serial/Bluetooth Parani-SD1000 y otro adaptador USB/Bluetooth Parani-UD100. Se optó por utilizar estos adaptadores por ser de tipo industrial con un alcance mayor a los dispositivos comunes para evitar cualquier pérdida de información al realizar las pruebas.

El adaptador Serial/Bluetooth Parani-SD1000 (Figura 5) es un conversor de cable serial RS-232 a Bluetooth para realizar la transferencia de datos tiene la opción de manipular el baudaje (*baud rate*). Este dispositivo cuenta con las siguientes características:

- Interfaz Serial: CTS/RTS, DTR/DSR y Transferencia Completa con velocidad de 921.6 kbps

- Interfaz Bluetooth: Bluetooth v2.0 + EDR
- Rango de frecuencias: 2.402 GHz – 2.480 GHz
- Potencia de Transmisión Básica: Max. +18dBm
- Potencia de Transmisión EDR: Max. +6dBm
- Sensibilidad de recepción: -88dBm
- Ganancia de antena: 1dBi
- Soporte de SPP Bluetooth (Serial Port Profile)
- Interoperabilidad con PDA y laptops
- Soporte de actualización de firmware por software para Windows
- Distancia de trabajo: 100 metros
- Portable : opciones de baterías recargables
- Herramienta de configuración para Windows
- No requiere drivers externos



Figura 5. Adaptador Serial/Bluetooth Parani-SD1000

El adaptador USB/Bluetooth Parani-UD100 (Figura 6) tiene un alcance mayor a los dispositivos comunes de este tipo, es por eso que se decidió utilizarse. Además por la compatibilidad que hay entre los diferentes productos

SENA y así mantener una conexión segura y constante. Las características de este adaptador son las siguientes:

- Interfaz USB 2.0
- Interfaz Bluetooth: Bluetooth v2.0 + EDR
- Velocidad máxima de transferencia 3Mbps
- Rango de frecuencias: 2.402 GHz – 2.480 GHz
- Sensibilidad de recepción: -88dBm
- Ganancia de antena: 1dBi
- Distancia de trabajo: 300 metros
- Driver Bluetooth CD (Driver Toshiba)



Figura 6. Adaptador USB/Bluetooth Parani UD-100

D) Implementación de los adaptadores al sistema FSA

El primer paso es configurar el adaptador Serial/Bluetooth Parani-SD1000, en la parte frontal tiene cuatro DIP-switches para cambiar el baudaje, en este caso se debe establecer a 115.2 K por lo que hay que colocar los dos DIP-switches superiores de lado derecho y los dos inferiores de lado izquierdo. Después se

debe encender el dispositivo y conectarse mediante un cable serial (Figura 7) a la entrada de PC del módulo de interfaz.



Figura 7. Cable serial.

En la parte frontal cuenta con diferentes LEDS, al encenderlo por primera vez se debe ver el LED con la etiqueta de "Mode" prendido en color verde. Se debe presionar el botón de reinicio por dos segundos y posteriormente el botón de emparejamiento hasta que el LED de "Mode" comience a parpadear tres veces cada segundo. Esto es para dejar listo el modo de conexión con el otro adaptador.

El siguiente paso es conectar el adaptador USB/Bluetooth Parani-UD100 directamente a la computadora. En automático se debe reconocer y Windows instala los drivers necesarios para su funcionamiento. Una vez realizado eso se debe hacer la conexión con el SD1000 desde la computadora para que ambos dispositivos se sincronicen y puedan realizar la transmisión de datos.

Hasta este punto el LED "Mode" del SD1000 debe continuar con el parpadeo tres veces. Se abre el software FSA el cual reconoce el puerto por el cual se está conectando de forma inalámbrica el módulo de interfaz. Se inicia una grabación o escaneo normal y ahora deben encender el LED "RS232-

Tx/Rx" cada segundo. Con esto el registro de los datos ya puede realizarse de forma inalámbrica y observar en tiempo real desde la computadora.

Al realizar futuras conexiones sólo es necesario conectar el UD100 a la computadora y encender el SD1000, el cual debe parpadear dos veces cada segundo el LED "Mode". Al iniciar el escaneo o grabación la transmisión se hace de forma automática.

Para una conexión más detallada consultar el Manual de Usuario: Instalación del Sistema de Adquisición Inalámbrico Force Sensing Array incluido en anexos.

E) Variables involucradas en la realización de las pruebas

Para la realización de las pruebas sobre el comportamiento dinámico se deben analizar diferentes variables ya que las condiciones para desarrollar una úlcera por presión cambian de una persona a otra. Los estudios iniciales son en usuarios sanos con el objetivo de identificar las diferentes variables y así determinar cuáles influyen para pruebas posteriores a pacientes con lesión medular.

Dentro de las variables están el peso y la estatura para obtener el índice de masa corporal (IMC), también se considera el género para determinar si existe alguna diferencia en la distribución de las cargas, y el cambio en la posición de sentado midiendo la elevación de los pies y la inclinación de los soportes (Stinson, Porter-Armstrong y Eakin, 2003). Estas variables ayudan a determinar si la complexión física del usuario influye en la distribución de las presiones.

En estudios anteriores se ha demostrado que si influye el peso y la estatura por lo que es necesario comprobarlo en las pruebas dinámicas a realizar. En personas delgadas con poco tejido blanco en las tuberosidades isquiáticas ($IMC < 20 \text{ kg/m}^2$) la presiones máximas suelen incrementar un 30% con referencia a personas con IMC normal (van Geffen, Reenalda, Veltink y Koopman, 2010).

El género se considera por las diferencias anatómicas, sin embargo se ha encontrado que no hay diferencia significativa en la presión máxima registrada. Un estudio registró en mujeres una presión de $77.5 \pm 5.82 \text{ mmHg}$ y en hombres $78.6 \pm 4.40 \text{ mmHg}$ (Garber y Krouskop, 1982).

En cuanto a variables clínicas, para el caso de los usuarios sanos se están analizando cuatro aspectos: balance, comodidad, propulsión y postura. En la siguiente etapa a pacientes con lesión medular también se analizarán el reposicionamiento para disminuir el tiempo de exposición a una presión constante, habilidad para hacer una transferencia, reacción de la piel y espasticidad (Sprigle, Faisant y Chung, 1990).

El balance se determinará viendo la estabilidad del usuario al momento de estar sentado, que tanto movimiento tiene hacia atrás y adelante. La postura es por medio de la simetría del cuerpo donde influyen otras variables como el ángulo pélvico antero-posterior y la rotación pélvica. La propulsión significa un cambio en la estabilidad y provoca cambios al impulsarse en una rampa o en diferentes superficies midiendo los diferentes ángulos que se presentan. (Sprigle, Faisant y Chung, 1990).

“La comodidad es una variable que ha demostrado influye en la satisfacción del usuario ya que puede provocar problemas en la propulsión de

la silla de ruedas así como en la adopción de la postura” (Crane, Holm, Hobson, Cooper y Reed, 2007). En el INR con el uso de los Sistemas Reductores de Presión para lesionados medulares además de cumplir con la función de distribuir adecuadamente la presión, también tiene como objetivo la comodidad del paciente para mantener mejor su postura.

El software FSA permite observar otro tipo de variables en cuanto a la distribución de la presión. Se puede registrar la presión máxima y mínima, la presión de cada uno de los sensores, presión promedio y desviación estándar. Se puede ver el desplazamiento de las tuberosidades isquiáticas y el comportamiento del centro de presión con relación a la máxima distancia recorrida, desplazamiento, dirección y velocidad, es decir analizarlo como un vector, además puede ser utilizado como un indicador de asimetría. (Aissaoui, Boucher, Bourbonnais, Lacoste y Dansereau, 2001).

Por último también existen factores como la silla de ruedas que influye en el comportamiento dinámico. Las variables que se consideran en la silla son: diámetro de la rueda, inclinación de la rueda, inclinación del respaldo, altura de la silla, largo y ancho del asiento (Dabnichki y Taktak, 1998).

F) Metodología

Las pruebas en usuarios sanos se hicieron en una silla de ruedas con un asiento normal. La prueba consistía en desplazarse en línea recta por una distancia de 3.20 m. impulsándose hacia delante y hacia atrás. Además se colocó una cámara perpendicular al desplazamiento para capturar la vista lateral y observar los ángulos de propulsión de los diferentes sujetos en estudio.

El análisis de datos se realizó con la comparación de imágenes obtenidas en un ciclo de propulsión. El software FSA permite la captura de datos y video en un mismo archivo de forma coordinada, es decir es posible observar el comportamiento de las presiones en los diferentes puntos de la propulsión. Para cada usuario sano se obtuvo una prueba con duración aproximada de 15 minutos.

A lo largo de las pruebas se grabaron diferentes ciclos de propulsión y se obtuvieron los dos más significativos para hacer el análisis. De cada ciclo se analizaron tres imágenes: inicio de propulsión (Figura 8.a), punto medio (Figura 8.b) y fin de la propulsión (Figura 8.c). Con el objetivo de observar que cambios se detectaban al impulsarse y relacionarlo con los diferentes ángulos de propulsión que se presentan.



Figura 8.a

Figura 8.b

Figura 8.c

Figura 8. Etapas de la propulsión: inicio (a), punto medio (b), fin (c).

VII. Análisis de datos

La muestra para las pruebas iniciales fue de siete usuarios sanos (cuatro hombres y tres mujeres). De forma detallada el análisis se muestra sólo para uno de los usuarios sanos. El sujeto ejemplo, masculino con una estatura de

1.73 m. y con un peso de 76 kg. obtuvo un IMC de 25.36 kg/m^2 , con ángulos de propulsión al inicio de 120° y al final de 170° (Figura 9) registrados mediante un goniómetro digital.

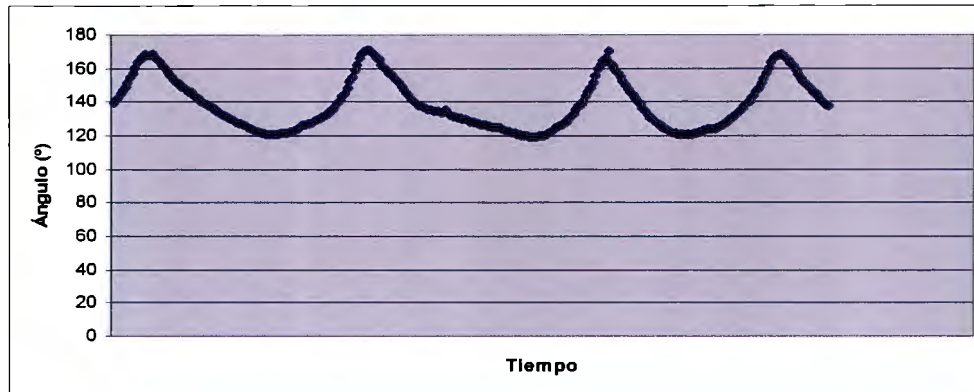


Figura 9. Gráfica de los ángulos de propulsión.

La distribución de las presiones al inicio de la propulsión dio como resultado una presión promedio de 48.96 mmHg (Figura 10.a), en el punto medio (Figura 10.b) de 28.75 mmHg , y al final de la propulsión (Figura 10.c) de 48.91 mmHg .

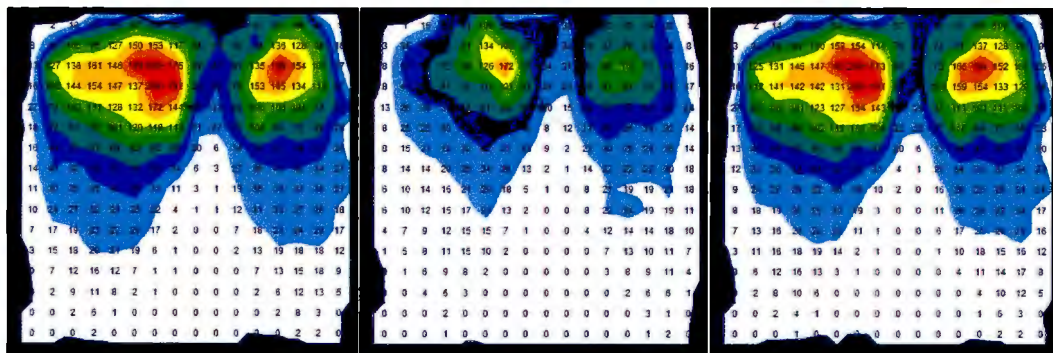


Figura 10.a

Figura 10.b

Figura 10.c

Figura 10. Registro de las presiones en un ciclo de propulsión: inicio con ángulo de 120° (a), punto medio con ángulo de 130° (b) y final con ángulo de 170° (c).

Se determinó el desplazamiento del centro de presión con respecto al eje horizontal y vertical que marca el software FSA. El centro de presión se logra observar con un círculo negro en el software y de acuerdo al

desplazamiento que este tiene se marca una línea negra siguiendo la ruta del mismo. La posición exacta se da en forma de coordenada, el eje X da la posición horizontal y el eje Y la vertical (Figura 11). En este caso las mediciones obtenidas (Figura 12) fueron las siguientes:

- Centro de presión en posición vertical al inicio: 31.26 cm.
- Centro de presión en posición horizontal al inicio: 21.54 cm.
- Centro de presión en posición vertical al punto medio: 32.10 cm.
- Centro de presión en posición horizontal al punto medio: 22.21 cm.
- Centro de presión en posición vertical al final: 31.62 cm.
- Centro de presión en posición horizontal al final: 21.84 cm.

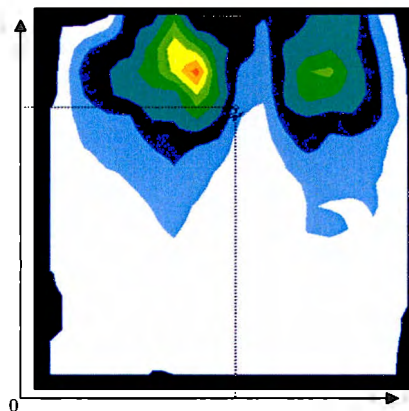


Figura 11. Posición del centro de presión, horizontal en eje X, vertical en eje Y.

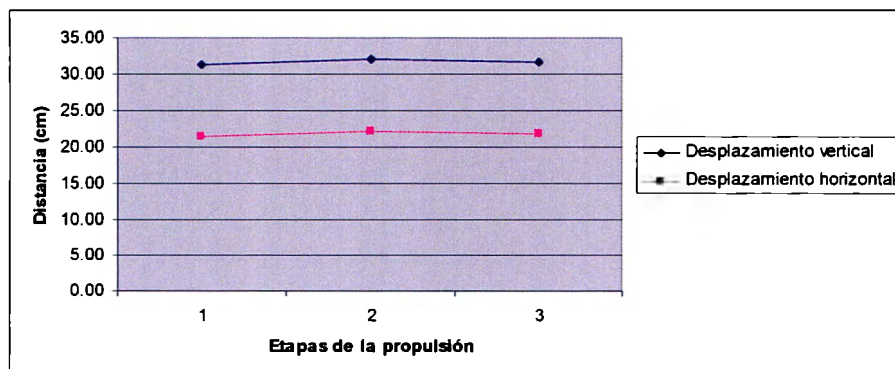


Figura 12. Gráfica del desplazamiento del centro de presión en las etapas de propulsión (1-inicio, 2-punto medio, 3-final).

Otra función que permite el software FSA es el análisis por medio de gradiente, por lo que se analizó en los tres puntos de la propulsión (Figura 13.a, 13.b y 13.c).

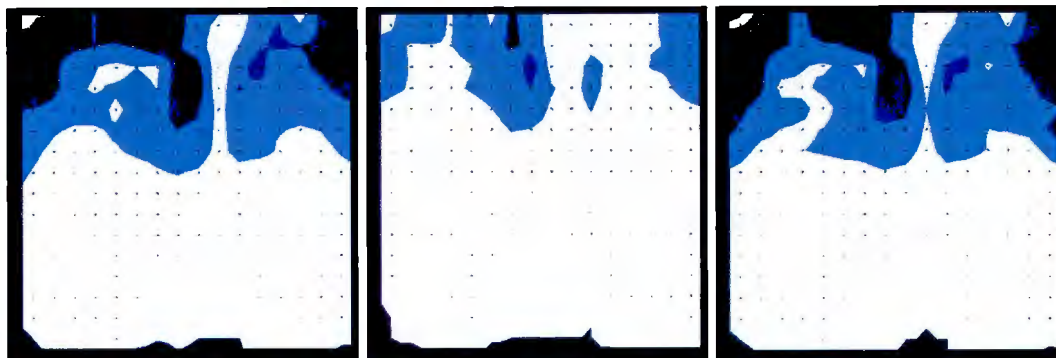


Figura 13.a

Figura 13.b

Figura 13.c

Figura 13. Gradiente al inicio de la propulsión con ángulo de 120° (a), punto medio con ángulo de 130° (b) y fin con ángulo de 170° (c).

El gradiente muestra el cambio en las lecturas de un sensor con respecto a otro y que tan cerca están las altas presiones de las bajas. Se registraron los valores promedio en la zona de las tuberosidades isquiáticas así como el gradiente promedio de todo el tapete (Figura 14). Los gradientes promedio registrados fueron: 8.82 mmHg/cm al inicio de la propulsión, 4.85 mmHg/cm al punto medio y 8.77 mmHg/cm al final.

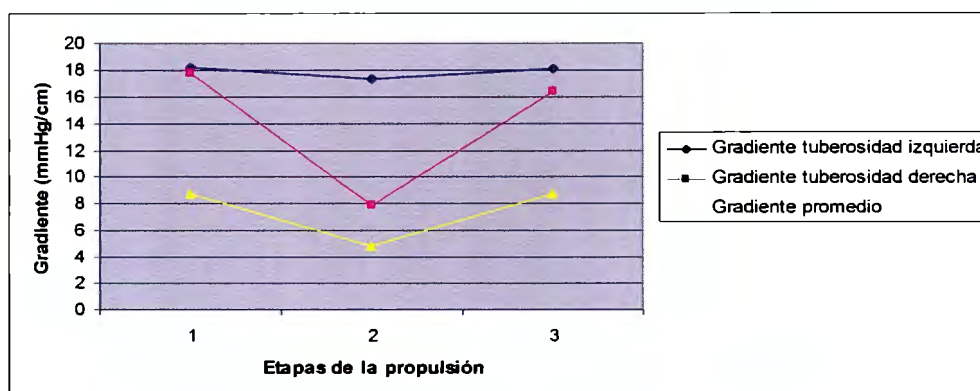


Figura 14. Gráfica del gradiente en las etapas de propulsión (1-inicio, 2-punto medio, 3-final).

VIII. Resultados

La muestra tuvo un IMC con promedio de $23.49 \pm 3.42 \text{ kg/m}^2$. Se registraron las presiones promedio en las tres etapas de propulsión (inicio, punto medio y fin) así como el desplazamiento del centro de presión en su eje horizontal y vertical con el fin de identificar algún cambio significativo (Tabla 2). Además se registró el porcentaje de cambio de una etapa a otra (Tabla 3).

Tabla 2. Comparación de resultados en usuarios sanos.

	Sujeto 1	Sujeto 2	Sujeto 3	Sujeto 4	Sujeto 5	Sujeto 6	Sujeto 7	Promedio	Desv. Std.
Género (M o F)	M	F	F	M	M	M	F		
IMC (kg/m^2)	25.36	21.64	19.31	29.07	20.06	25.10	23.92	23.49	3.42
Ángulo de propulsión inicial	120°	110°	120°	120°	120°	120°	110°		
Ángulo de propulsión final	170°	170°	170°	180°	180°	170°	170°		
Presión promedio al inicio de la propulsión (mmHg)	48.95	22.16	32.79	26.79	30.31	41.78	21.66	32.06	10.15
Presión promedio en el punto medio (mmHg)	28.75	18.89	28.39	24.32	24.66	33.24	19.07	25.33	5.26
Presión promedio al final de la propulsión (mmHg)	48.91	22.29	31.14	27.47	30.22	43.31	21.76	32.16	10.31
Centro de presión, posición vertical al inicio (cm.)	31.26	30.03	34.52	28.84	32.44	31.03	32.78	31.56	1.88
Centro de presión, posición horizontal al inicio (cm.)	21.54	21.47	21.87	20.58	19.68	24.71	20.01	21.41	1.67
Centro de presión, posición vertical al punto medio (cm.)	32.10	29.91	34.53	28.47	32.02	31.02	32.79	31.55	1.97
Centro de presión, posición horizontal al punto medio (cm.)	22.21	21.38	21.42	21.66	20.31	24.34	19.24	21.51	1.59
Centro de presión, posición vertical al final (cm.)	31.62	30.22	34.41	28.68	32.44	30.94	32.74	31.58	1.86
Centro de presión, posición horizontal al final (cm.)	21.84	21.82	21.57	20.57	20.92	24.64	19.99	21.62	1.50

Tabla 3. Porcentaje de cambio en la presión promedio en las etapas de propulsión.

	Sujeto 1	Sujeto 2	Sujeto 3	Sujeto 4	Sujeto 5	Sujeto 6	Sujeto 7	Promedio	Desv. Std.
Porcentaje de cambio en la presión promedio de inicio a punto medio de la propulsión	41.3%	14.7%	13.4%	9.0%	18.6%	19.7%	11.9%	18.4%	10.8%
Porcentaje de cambio en la presión promedio de punto medio a fin de la propulsión	41.1%	15.2%	8.4%	11.4%	18.3%	23.2%	12.4%	18.6%	11.1%
Porcentaje de cambio en la presión promedio de inicio a fin de la propulsión	0.1%	0.5%	5.0%	2.5%	0.3%	3.5%	0.4%	1.8%	1.9%

IX. Discusiones

Se observó un comportamiento similar para todos los casos. Al inicio de la propulsión se registró una imagen que fue comparada con otra al punto medio y otra al final de la propulsión. Se determinó que el inicio y final presentan casi el mismo registro con una presión promedio muy similar así como la posición del centro de presión y el gradiente.

En el punto medio, esa presión promedio disminuye un 20% lo cual puede observarse en las imágenes en el área de las tuberosidades isquiáticas. El desplazamiento del centro de presión se esperaba que fuera más evidente pero el cambio en las tres etapas del ciclo de propulsión no fue significativo. El gradiente registró una razón de cambio similar que las presiones promedio, dirigiéndose hacia el área de las tuberosidades de forma equilibrada.

El comportamiento observado se debe a la carga que se aplica sobre el asiento de silla de ruedas. Al inicio de la propulsión la carga se encuentra distribuida sobre el asiento, al comenzar a desplazarse esta se libera ya que se

ejerce una fuerza al sostener la rueda de la silla por parte del usuario y al final de la propulsión cuando se suelta, el peso del cuerpo vuelve a caer sobre el asiento y la presión regresa a su valor similar.

El IMC fue otro factor, mientras más tejido blando tenga un usuario su área de contacto es mayor y distribuye mejor las presiones (van Geffen, Reenalda, Veltink y Koopman, 2010). En cuanto al género se determinó que no existen diferencias en la distribución de las presiones (Garber y Krouskpop, 1982). Reafirmando resultados de estudios anteriores para ambas variables.

X. Conclusiones

La implementación inalámbrica al sistema FSA permitió el análisis del comportamiento dinámico en asientos de sillas de ruedas manuales y de ese modo comenzar con pruebas en usuarios sanos para observar los cambios que se registran al momento de una propulsión. El sistema inalámbrico se implementó mediante la tecnología conocida como Bluetooth con dos adaptadores, un Serial/Bluetooth y un USB/Bluetooth, consiguiendo el registro en tiempo real de las presiones y así modificar la realización de las pruebas.

La prueba en estado dinámico fue en un desplazamiento recto grabando la prueba desde la vista lateral para observar los diferentes ángulos de propulsión y relacionarlos con la presión registrada en ese instante. Lo cual permitió documentar diferentes ciclos de propulsión.

En pacientes con lesión medular se espera observar el mismo comportamiento disminuyendo las presiones en el área de las tuberosidades en el punto medio de la propulsión y recuperarse al final de la misma. Además la estabilidad y postura normalmente están alteradas por lo que es probable

observar cambios significativos en el desplazamiento del centro de presión así como en la distribución de los gradientes.

XI. Trabajo a futuro

Una vez obtenida la aplicación portátil del sistema de sensado FSA y con las primeras pruebas realizadas a usuarios sanos es posible continuar con avances en el proyecto. Dentro de las principales actividades está mejorar el protocolo de la prueba pues se pretende hacer un análisis más completo donde se puedan involucrar más variables.

El protocolo puede mejorar si se incluye otra cámara para obtener la vista frontal para. La implementación de un goniómetro digital ayudaría a registrar los ángulos de propulsión a lo largo de la prueba y así evitar estar midiéndolos manualmente. Además el uso de un ergómetro facilitaría la prueba ya que la simulación de la propulsión sería continua. Todo esto se deberá implementar por hardware externo para coordinar los diferentes dispositivos con el software FSA. Mejorando el protocolo pueden realizarse nuevas pruebas en usuarios sanos para hacerle mejoras al sistema y obtener un diseño final.

La siguiente etapa del proyecto es realizar pruebas en lesionados medulares y determinar cual es el comportamiento. Las pruebas se realizarían en un asiento de silla de ruedas y con el Sistema Reductor de Presión para hacer una comparación y determinar si se está cumpliendo con el objetivo de distribuir mejor la presión al estar sentado pero ahora en movimiento y de ser necesario modificar la geometría de los asientos. Se espera observar cambios significativos en los resultados con respecto a los obtenidos en usuarios sanos ya que las condiciones físicas de los pacientes cambian.

XII. Referencias bibliográficas

Aissaoui, R., Boucher, C., Bourbonnais, D., Lacoste, M. y Dansereau, J. (2001). Effect of Seat Cushion on Dynamic Stability in Sitting During a Reaching Task in Wheelchair Users With Paraplejia. *Arch Phys Med Rehabil*, 82, 274-281.

Bader, D., Bouter, C., Colin, D. y Oomens, C. (2005). *Pressure Ulcer Research*. Alemania: Springer.

Bar, C. (1991). Evaluation of cushions using a dynamic pressure measurement. *Prosthetics and Orthotics International*, 15, 232-240.

Crane, B., Holm, M., Hobson, D., Cooper, R. y Reed, M. (2007). A Dynamic Seating Intervention for Wheelchair Seating Discomfort. *Am J Phys Med Rehabil*, 86, 988-993.

Dabnichki, P. y Taktak, D. (1998). Pressure variation under the ischial tuberosity Turing a push cycle. *Medical Engineering & Physics*, 20, 242-256.

Ferguson-Pell, M. y Cardi, M. (1993). Prototype Development and Comparative Evaluation of Wheelchair Pressure Mapping System. *Assist Technol*, 5, 78-91.

Garber, S. y Krouskpop, T. (1982). Body Build and its Relationship to Pressure Distribution in the Seated Wheelchair Patien. *Arch Phys Med Rehabil*, 63, 17-20.

Gayol, D. (2007). Aplicación de métodos estadísticos para el análisis de materiales termoplásticos y espumas de poliuretano, como sistemas reductores de presión para lesionados medulares usuarios de sillas de ruedas. Tesis de Maestría, Universidad Iberoamericana, México, D.F.

Pérez, R., Rodríguez, E. y Escobar, A. (2007). Frecuencia de úlceras por presión en el paciente lesionado medular, su correlación con el nivel neurológico y escala de ASIA. *Revista Mexicana de Medicina Física y Rehabilitación*, 19, 16-23.

Sprigle, S., Faisant, T. y Chung, K. (1990). Clinical Evaluation of Custom-Contoured Cushions for the Spinal Cord Injured. *Arch Phys Med Rehabil*, 71, 655-658.

Stinson, M., Porter-Armstrong, A. y Eakin, P. (2003). Seat-Interface Pressure: A Pilot Study of the Relationship to Gender, Body Mass Index, and Seating Possition. *Arch Phys Med Rehabil*, 84, 405-409.

Tam, E., Mak, A., Lam, W., Evans, J. y Chow, Y. (2003). Pelvic Movement and Interface Pressure Distribution During Manual Wheelchair Propulsion. *Arch Phys Med Rehabil*, 84, 1466-1472.

van Geffen, P., Reenalda, J., Veltink, P. y Koopman, B. (2010). The Effects of a Dynamic Tuberal Support on Ischial Buttock Load and Pattern of Blood Supply. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 18, 29-37.

ANEXO

**INSTITUTO NACIONAL DE
REHABILITACIÓN**



**MANUAL DE USUARIO:
INSTALACIÓN DEL SISTEMA DE
ADQUISICIÓN INALÁMBRICO
FORCE SENSING ARRAY**

Índice

Contenido del kit inalámbrico del sistema Force Sensing Array	. 36
A) Configuración inicial del adaptador Serial/Bluetooth Parani-SD1000	. 37
B) Configuración inicial del adaptador USB/Bluetooth Parani-UD100	. 40
C) Sincronización inicial del SD1000 con el UD100	. 40
D) Escaneo o grabación de datos desde el software FSA	. 45
Notas .	. 46
Problemas y soluciones	. 47

Contenido del kit inalámbrico del sistema Force Sensing Array (FSA)

1 – Tapete FSA (UT1010-7112)

Tapete con 256 sensores piezo-resistivos en un arreglo de 16 x 16 aislados eléctricamente.



1 – Módulo de interfaz (4T2177)

El módulo de interfaz se encarga de interpretar la señal proveniente de los sensores hacia la computadora.

Entradas: Puertos A y B

Salidas: PC y USB





1 – Cable serial a PC (LI3)

6' FSA Cable (RoHS)



2 – Cables de alimentación para pilas de 9V



<p>1 - Adaptador Serial/Bluetooth (Parani-SD1000)</p>	
<p>1 – Adaptador USB/Bluetooth (Parani-UD100)</p>	

A) Configuración inicial del adaptador Serial/Bluetooth Parani-SD1000

1. Localizar en la parte frontal del SD1000 los 4 DIP-switches (Figura A.1) para establecer el baudaje.

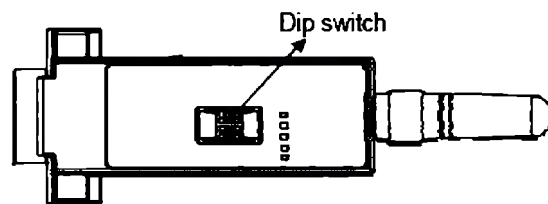


Figura A.1. Localización de los DIP-switches.

2. Los 3 DIP-switches superiores sirven para configurar el baudaje, el inferior para el control de flujo del hardware. En este caso la configuración debe ser para un baudaje de 115.2K y sin control de flujo (Figura A.2), esto es los 2 DIP-switches superiores de lado derecho y los dos inferiores de lado izquierdo.

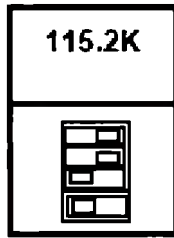


Figura A.2. Configuración del baudaje y control de flujo.

3. Conectar el SD1000 al cable serial (Figura A.3) y el cable a la terminal PC (Figura A.4) del módulo de interfaz.



Figura A.3. Cable serial.



Figura A.4. Entrada PC del módulo de interfaz.

4. Conectar el cable de alimentación al SD1000 (Figura A.5) y encender el dispositivo, el LED "Mode" debe encender en verde.

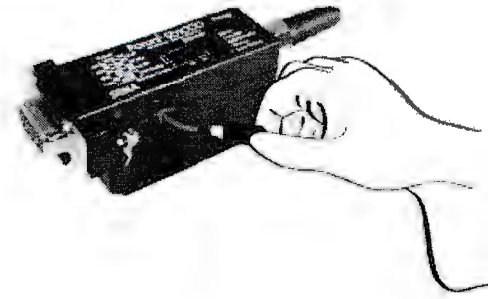


Figura A.5. Conexión del cable de alimentación.

5. Ubicar el botón de reinicio (reset) y presionarlo durante 2 segundos (Figura A.6).

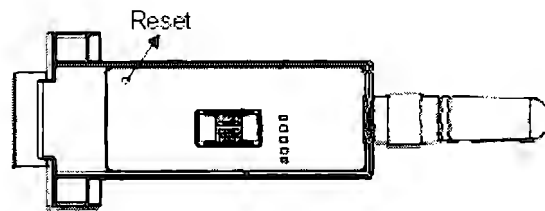


Figura A.6. Botón de reinicio.

6. Ubicar el botón de emparejamiento (pairing) y presionarlo durante 2 segundos (Figura A.7) hasta que el LED "Mode" comience a parpadear 3 veces cada segundo.

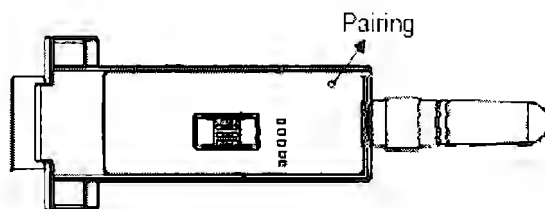



Figura A.7. Botón de emparejamiento.

7. Hasta este punto el dispositivo esta listo para ser detectado por el UD100.

B) Configuración inicial del adaptador USB/Bluetooth Parani-UD100

1. Conectar a un puerto USB de su computadora el UD100. Una serie de mensajes sobre nuevo Hardware encontrado aparecerán hasta que Windows instale los Drivers necesarios y aparezca que su dispositivo está instalado y listo para utilizarse. En la esquina inferior derecha de la pantalla debe aparecer un ícono de Bluetooth .

C) Sincronización inicial del SD1000 con el UD100

1. Una vez conectado el SD1000 al cable serial y a la entrada PC del módulo de interfaz. Se debe conectar el otro cable de alimentación al módulo de interfaz a la entrada PWR (Figura C.1) y el tapete (Figura C.2) a la entrada del puerto A (Figura C.3) del módulo de interfaz.

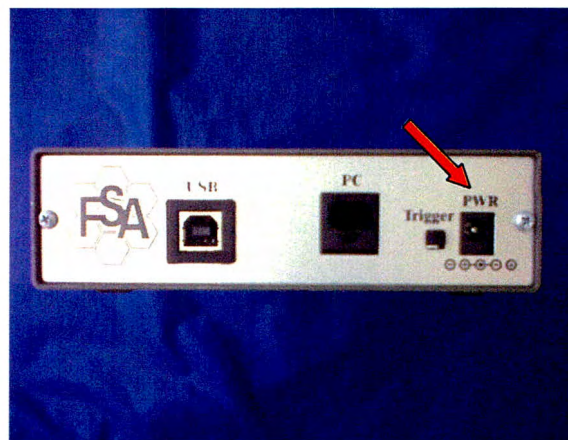


Figura C.1. Entrada PWR del módulo de interfaz.



Figura C.2. Tapete del Force Sensing Array

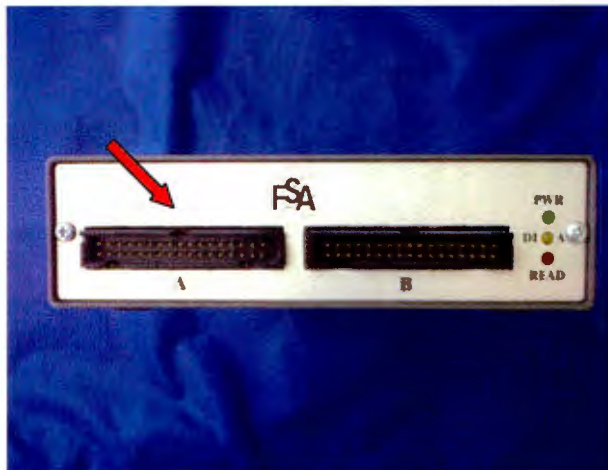


Figura C.3. Puerto A del módulo de interfaz.

2. Revisar que el LED "Mode" del SD1000 esté parpadeando 3 veces cada segundo, en caso contrario repetir los pasos 5 y 6 del inciso A.
3. Dar clic derecho en el ícono de Bluetooth que apareció al conectar el UD100 en la computadora y seleccionar "Agregar un dispositivo".
4. Se desplegará una pantalla (Figura C.4) donde hay que seleccionar "Mi dispositivo está configurado y listo para ser detectado" y dar clic en Siguiente.



Figura C.4. Inicio del asistente para agregar el SD1000.

5. La computadora hará la búsqueda de los dispositivos Bluetooth disponibles (Figura C.5) y hay que seleccionar el SD1000v#. #.#-XXXXX (# = números, X = letras), cada SD1000 tiene un código de identificación único. Dar clic en Siguiente.

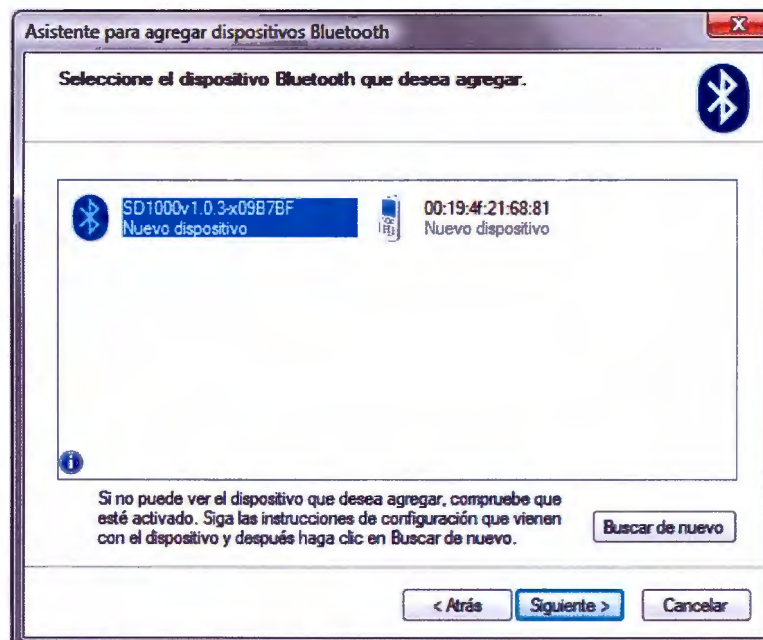


Figura C.5. Selección del SD1000.

6. En la siguiente pantalla (Figura C.6) seleccionar “Usar la clave de paso que está en la documentación” y escribir el código 1234, dar clic en Siguiente.

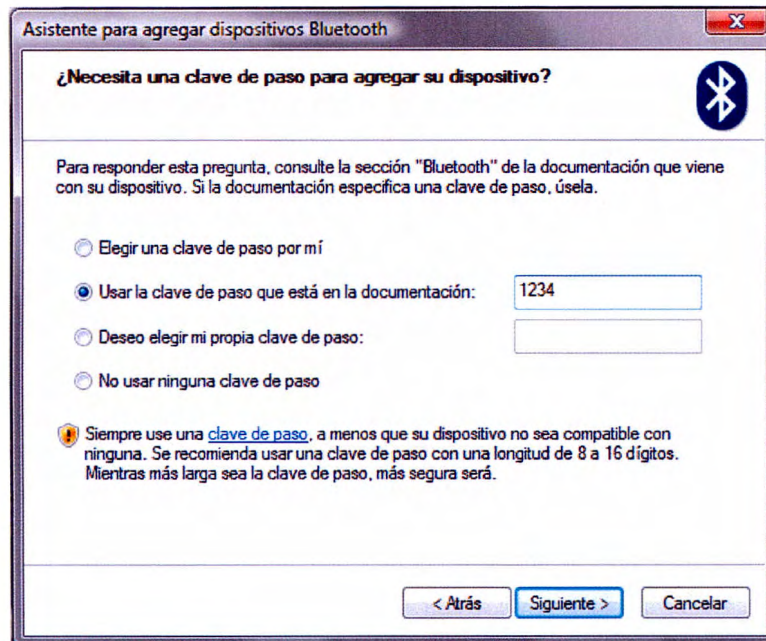


Figura C.6. Escribir la clave de paso.

7. Comenzará el intercambio de claves de paso (Figura C.7) siguiendo 3 pasos: “Conectando”, “Escribir la clave de paso” (de ser necesario hay que volver a escribir el código 1234), e “Instalando dispositivo Bluetooth”. Un mensaje sobre nuevo Hardware encontrado aparecerá hasta que el dispositivo haya sido instalado y listo para usarse, en este paso se está reconociendo al módulo de interfaz. El asistente continúa automáticamente a la siguiente pantalla.

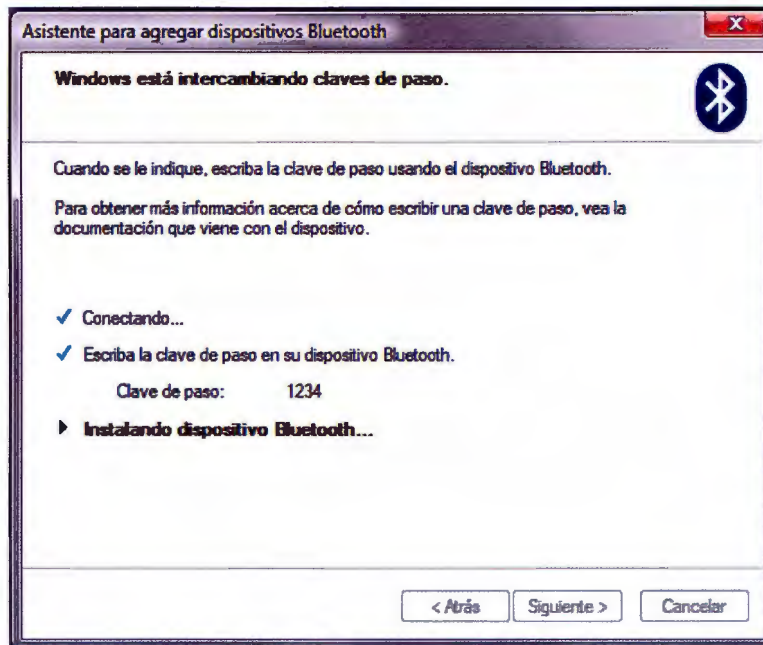


Figura C.7. Instalación del dispositivo SD1000.

8. Se despliega una pantalla final (Figura C.8) donde se indica los puertos COM de salida y entrada que están siendo utilizados, es útil apuntarlos especialmente el de salida ya que puede ser necesario posteriormente. Dar clic en Finalizar.

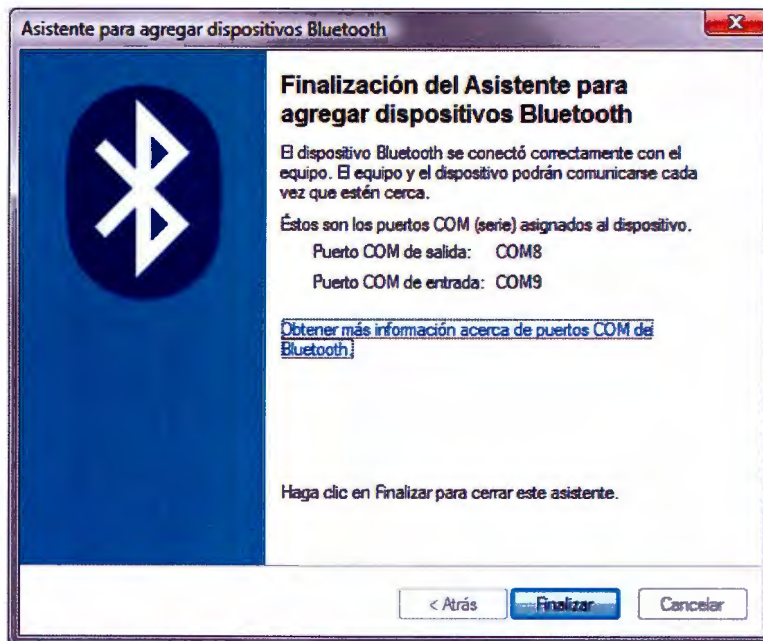


Figura C.8. Puertos COM que utilizará el módulo de interfaz.

9. El SD1000 debe continuar parpadeando 3 veces cada segundo, abrir el software FSA e iniciar un escaneo o grabación. El LED "Connect" debe encender una vez cada segundo, el LED "RS232-Tx/Rx" parpadear constantemente y la recolección de datos comienza de forma inalámbrica. De este punto en adelante el LED "Mode" va a parpadear 2 veces cada segundo.

D) Escaneo o grabación de datos desde el software FSA

1. Si ya se ha realizado la configuración inicial del SD1000 y del UD100 así como la sincronización de ambos dispositivos continuar al siguiente paso. En caso contrario revisar los incisos A, B y C.

2. Revisar que las conexiones hayan sido realizadas de forma correcta (Figura D.1):

- SD1000 con la configuración correcta de los DIP-switches.
- SD1000 conectado al cable serial y el cable a la terminal PC del módulo de interfaz.
- Cables de alimentación para pilas de 9V conectados al SD1000 y al módulo de interfaz.
- Tapete conectado al puerto A del módulo de interfaz.
- UD100 conectado al puerto USB de la computadora.



Figura D.1. Conexiones del sistema inalámbrico.

3. El LED "Mode" del SD1000 debe parpadear 2 veces cada segundo.
4. Abrir el software FSA e iniciar un escaneo o grabación.

Notas:

- El software FSA reconoce automáticamente el puerto COM por donde se están recibiendo los datos, si no es así hay que definirlo manualmente con el puerto COM de salida desplegado en la pantalla del paso 8 inciso C. En el software FSA dar clic en Tools y después en System Settings, se va a desplegar una pantalla y ahí hay que seleccionar Interface Module donde nos dará la opción de definir el puerto COM.
- Si el UD100 se conecta a un puerto distinto del que se realizó la configuración inicial Windows automáticamente lo vuelve a instalar.
- Es posible que no se detecte el módulo de interfaz al detener y volver a iniciar un escaneo o grabación en un lapso corto de tiempo, si esto sucede se debe parar el escaneo o la grabación y reiniciarlo 10 segundos después.

Problemas y soluciones:

El módulo de interfaz o el SD1000 no encienden:

- Intercambiar las pilas por unas nuevas, siempre tener disponibles pilas nuevas de 9V para obtener un mejor funcionamiento.
- Si continúa sin encender hay que conectar el módulo o el SD1000 directamente a la alimentación con su respectivo transformador. En caso de que tampoco enciendan de esa forma, es posible que tengan un daño y deberá ponerse en contacto con el fabricante.

El SD1000 está encendido y conectado correctamente al módulo de interfaz pero la computadora no lo reconoce:

- Cerrar y volver abrir el software FSA teniendo encendidos todos los dispositivos e iniciar un escaneo o grabación.
- Si continúa sin reconocer puede que el UD100 y el SD1000 se hayan desconectado o desconfigurado. Dar clic derecho en el ícono de Bluetooth de la esquina inferior derecha y seleccionar "Mostrar dispositivos". Si el SD1000 aparece pero no se reconoce, hay que seleccionar el dispositivo y dar clic en Remove y una vez que ya no se visualice dar clic en OK, después hay que repetir los pasos 2 a 9 del inciso C. Si no aparece el SD1000 se deben repetir los mismos pasos.

Al iniciar el escaneo o grabación la señal se ve interrumpida:

- Revisar que todas las conexiones sean las correctas y bien ajustadas.
- Evitar el uso compartido del UD100 con otro dispositivo Bluetooth mientras se hace un escaneo o grabación.
- Evitar que la señal deba atravesar paredes. Tratar de hacer los estudios en un espacio abierto.