



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

Diseño electrónico de un sistema de estimación de orientación basado en sensores inerciales como aplicación en rehabilitación motriz.

TESIS

Que para obtener el título de

Ingeniero Eléctrico Electrónico

P R E S E N T A

Herrera Mata Stephany Elizabeth

DIRECTOR DE TESIS

Dr. Miguel Ángel Padilla Castañeda



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2017

Dedicatoria

*A mis abuelos Jovita Lezama y Leovigildo Mata †
por el infinito amor que en todo momento me han regalado.*

Los amo.

*A mis padres Elisa Mata y Oscar Herrera
por cuidarme y guiarme siempre.*

Agradecimientos

Al universo y la naturaleza por permitirme ser.

A mi abuelo Leovigildo Mata, por ser la raíz de mi vida, por ser un gran ejemplo y por sus cuidados y consejos que han sido de gran ayuda para mi vida y crecimiento. Te dedico especialmente este trabajo de tesis.

A mi abuela, Jovita Lezama por ser una pieza esencial en mi vida, por todo su cariño, esfuerzo y cuidado incansable.

A mi Madre, por darme todo su amor y cuidado sin igual; por ser mi guía y mi mayor motivación.

A mi Padre, por enseñarme con su ejemplo a ser fuerte y a siempre luchar por lo que quiero.

A la familia Mata Lezama, por siempre estar a mi lado, por enseñarme que la vida es mejor estando acompañado y por ser el gran tesoro de mi vida.

A Cristhian, por siempre animarme y acompañarme, por apoyarme y hacerme ver el valor de mi trabajo. Te quiero

A mi amiga y socia Adriana Martínez, por ser mi compañera en este proceso, por todas las enseñanzas y los momentos divertidos que hemos compartido. Ha sido un placer.

Al Dr. Miguel Ángel Padilla Castañeda, por permitirme participar en este proyecto; pero sobre todo por el apoyo y ayuda que me brindo durante mi servicio social y desarrollo de tesis.

A Chalciplantli por sus consejos, motivación, entendimiento y gran cariño. Por su energía de alta frecuencia.

A mis amigos, por apoyarme y darme aliento, especialmente a Zeci y Ayde.

A Richie porque aparte de ser mi amigo ha sido un gran colega y mi mejor compañero en la universidad.

A mis sinodales, gracias por el tiempo que han dedicado para leer este trabajo.

A la Facultad de Ingeniería, por haber recibido de ella mi formación profesional y por permitirme crecer entre sus aulas.

La Universidad Nacional Autónoma de México por brindarme la posibilidad de realizar mis estudios y por ser un segundo hogar. "Por mi raza hablará el espíritu"

A todos los trabajadores de este país porque gracias a sus contribuciones, se hace posible la educación pública.

INDICE

Resumen	1
Introducción	2
Justificación	3
Objetivo general	3
Objetivo particular	3
Capítulo 1. Introducción	4
1.1 Discapacidad motriz	4
1.1.1. Causas de la discapacidad física.....	6
1.1.2. Técnicas y tratamientos de rehabilitación	6
1.2 Tecnología aplicada a tratamientos de rehabilitación.....	8
1.3 Sistemas de seguimiento humano o captura de movimiento	10
1.3.1 Sistemas electromecánicos.	11
1.3.2 Sistemas ópticos.	12
1.3.3 Sistemas inerciales.....	14
Capítulo 2. Diseños y descripción del sistema y hardware requerido	18
2.1. Consideraciones de diseño	18
2.2. Propuesta de diseño	18
2.3. Componentes requeridos.....	19
2.3.1. Microcontrolador.....	19
2.3.2. Comunicación inalámbrica	22
2.3.3. Sensores inerciales	24
2.4. Integración de los componentes.....	25
Capítulo 3. Desarrollo de sistema	26
3.1. Construcción del sistema.....	26
3.2. Sistema de comunicación inalámbrico	26
3.5. Evaluación y caracterización de sensores MPU.....	35
3.6. Sistema de control	38
Capítulo 4. Pruebas y resultados.....	41
4.1 Pruebas de comunicación.....	41
4.2. Diseño industrial.....	45
4.3. Miniaturización del sensor	47

4.4 Calibración de Sensores.....	50
4.4.1. Calibración de los Acelerómetros.....	51
4.4.2. Calibración de los giróscopos.	53
4.5. Procesamiento de los datos	57
4.6. Validación del sistema	59
4.7. Sistema electrónico desarrollado como aplicación de guante.....	62
Capítulo 5. Conclusiones y trabajos a futuro.	64
Bibliografía.....	66
Anexos.....	69

Resumen

En este trabajo de tesis se hace la propuesta de un sistema electrónico basado en sensores inerciales que pueda ser utilizado para estimar la orientación de articulaciones del cuerpo humano; cada sensor contiene tres acelerómetros y tres giróscopos, integrados en una unidad de medición inercial IMU (del inglés Inertial Measurement Unit). El giróscopo es un sensor que mide velocidad angular y el acelerómetro es un sensor que mide aceleración lineal y al implementarles algoritmos estadísticos de correcciones de deriva es posible modelar cadenas cinemáticas con las que se puede llegar a obtener la orientación y posición de los sensores inerciales.

El diseño electrónico permite que se pueda utilizar una red de sensores IMU y estos transmitan sus mediciones a la computadora para que sean procesados, esta comunicación se hace de forma inalámbrica con dos módulos basados en un protocolo de radiofrecuencia.

Para validar el sistema, se montaron dos sensores uno en el brazo y otro en el antebrazo de una persona, a la cual se le pidió realizar movimientos de extensión y flexión hasta los 90°.

A los datos arrojados por el sistema electrónico, se le implementó un algoritmo de estimación de orientación desarrollado en la Unidad de Investigación y Desarrollo Tecnológico (UIDT) del CCADET en el Hospital General de México "Dr. Eduardo Liceaga" donde se realizó este trabajo de tesis), con el cual se puede hacer el seguimiento del ángulo que forma la articulación del codo al hacer estos movimientos. Se hizo la comparación de los resultados con los datos arrojados por un sistema de seguimiento óptico Kinect, de la marca Microsoft. Obteniendo resultados consistentes respecto al sistema óptico de referencia.

El presente trabajo es la base para el desarrollo a mediano plazo de un sistema completo de seguimiento de movimientos humanos, portátil, ergonómico y de bajo costo, basado en sensores inerciales, con potencial en aplicaciones clínicas en medicina física y rehabilitación.

Introducción

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), más de mil millones de personas viven en todo el mundo con alguna forma de discapacidad; de ellas, casi 200 millones experimentan dificultades considerables en su funcionamiento. En los años futuros, la discapacidad será un motivo de preocupación aún mayor, pues su prevalencia está aumentando. Ello se debe a que la población está envejeciendo y el riesgo de discapacidad es superior entre los adultos mayores, y también al aumento mundial de enfermedades crónicas tales como la diabetes, las enfermedades cardiovasculares, el cáncer y los trastornos de la salud mental.(OMS 2011)

En México, la prevalencia de enfermedades crónicas es altísima, siendo la Diabetes mellitus, las enfermedades cardiovasculares y las enfermedades cerebrovasculares las principales causas de mortalidad. En cuanto a las discapacidades de acuerdo a la Organización Mundial de la Salud (OMS), el 10% de la población en México sufre algún tipo de discapacidad (permanente) o incapacidades provocadas por cuestiones laborales o temporales.(OMS 2011)

Por dar un ejemplo, el INEGI reporto en el 2010 que, en la Ciudad de México, la primera causa de limitación en la actividad de las personas con discapacidad fue por enfermedad (39.0%), la segunda la edad avanzada (23.6%), la tercera por accidentes (16.2%), la cuarta por nacimiento (15.6%) y otra causa, aclarando que la suma de los porcentajes puede ser mayor al 100%, debido a la población que tiene más de una limitación. (INEGI 2012)

Observando estas cifras, podemos darnos cuenta de las necesidades y demandas que existen en el sector salud, por tales motivos, creemos que es de bastante utilidad que la ciencia y la tecnología intervengan para ayudar a satisfacer dichas necesidades.

En diversas áreas médicas, como medicina física, rehabilitación, reumatismo y geriatría, entre otras es necesario implementar, nuevos métodos de evaluación y diagnóstico, y esto puede hacerse mediante nuevos dispositivos que ayuden a mejorar la eficiencia de los servicios, reduzcan tiempos de atención y/o espera y que permitan a los pacientes tener más accesibilidad y comodidad en su proceso de tratamiento. Para ello, se busca diseñar un dispositivo portátil, de fácil manejo para el médico y paciente, que pueda proporcionar datos biomecánicos (ángulo y orientación de articulaciones) de diferentes miembros del cuerpo o extremidades y sirva para evaluar el desempeño de los movimientos humanos.

Justificación

Debido a las dificultades que presentan los pacientes en los procedimientos de diagnóstico y rehabilitación aplicando metodologías tradicionales que hacen tedioso el proceso, se han realizado investigaciones y desarrollo para cambiar o fortalecer las metodologías de diagnóstico y rehabilitación manuales con otras que implementen nuevas tecnologías tanto en términos de instrumentación como de comunicación, brindando calidad en la asistencia de ejecuciones motoras, disminuyendo tiempos de recuperación y optimizando las actividades de los médicos y fisioterapeutas.

Objetivo general

Diseñar e implementar un sistema electrónico que permita la estimación de orientación de articulaciones basado en sensores inerciales, así como obtener información sobre la orientación de miembros o extremidades del cuerpo humano y pueda ser utilizado como herramienta de diagnóstico, cuidado y rehabilitación en pacientes con afecciones motrices.

Objetivo particular

Diseñar un dispositivo capaz de trabajar en tiempo real, que la comunicación y control inalámbrico cuenten con un adecuado sistema de alimentación y que el dispositivo sea ergonómico, portátil y fácil de utilizar.

Capítulo 1. Introducción

1.1 Discapacidad motriz

Una persona con una discapacidad motriz presenta, de una manera transitoria o permanente alguna alteración en su aparato locomotor, debido a un trastorno del funcionamiento en el sistema osteoarticular, muscular y/o nervioso, y que, en grados variables, limita algunas actividades que puede realizar el cuerpo humano (Martínez-González 2000a).

Esta disfunción puede ser parcial o completa, transitoria o permanente, de las estructuras y funciones de los componentes neuromuscular y motor del organismo.

La disfunción puede afectar a la cantidad y la calidad del movimiento de uno o varios segmentos corporales y determinar una limitación física, de gravedad variable, en el desarrollo de las actividades de la vida diaria de la persona.

Por tanto, una persona con discapacidad es la que presenta problemas en producción, regulación y ejecución de movimientos. (Hernández 2006).

Los principales tipos de afectación y sus pérdidas se dan en dos niveles:

Neuromuscular

- El grado de movilidad: parálisis (imposibilidad completa de realizar movimientos), parestias (disminución de la fuerza de los músculos con limitación del rango de movimientos voluntarios).
- El tono muscular: hipertonia (tensión muscular exagerada y permanente cuando un músculo está en reposo), hipotonia (disminución del tono muscular).
- Los reflejos.
- La fuerza y la resistencia.
- El control y la alineación postural.
- La integridad de los tejidos blandos.

Motor

- El control motriz: monoplejía (parálisis motora de una extremidad) (**figura 1**), diplejía (parálisis que afecta a partes simétricas del cuerpo), paraplejía (parálisis de la mitad inferior del cuerpo), tetraplejía (parálisis conjunta de las cuatro extremidades del cuerpo), diparesia, monoparesia, paraparesia, tetraparesia y pentaparesia. **Véase figura 2.**
- Las praxias (son habilidades motoras adquiridas).

- La coordinación gruesa o fina.
- La integración óculo-motriz.
- El control óculo-motriz.
- La integración bilateral.
- La lateralidad.
- El cruce de la línea media.
- El equilibrio: estático, dinámico y de pos movimiento.



Figura 1. Afectaciones en la flexión y abducción de la mano(Wade S., D.English, and Johnston 2013).

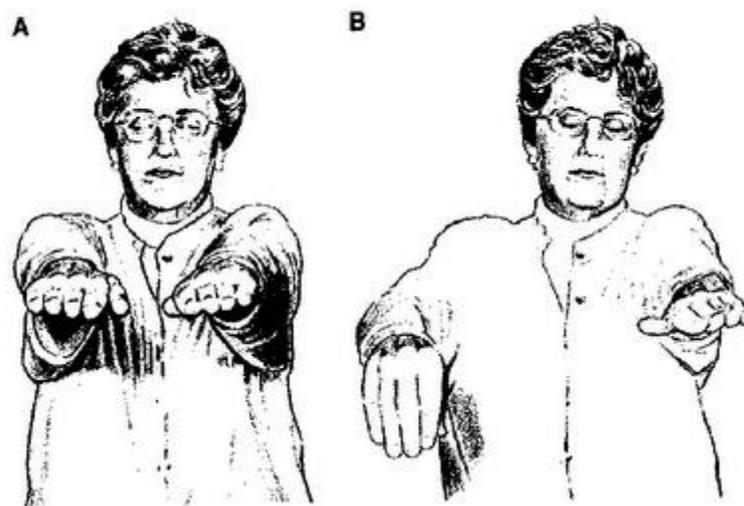


Figura 2. Ligera paresia en extremidad superior,(Wade S., D.English, and Johnston 2013) (se observa un descenso y pronación de la extremidad afectada).

1.1.1. Causas de la discapacidad física

Las causas por las que se puede producir discapacidad son variadas y se pueden agrupar de la siguiente manera:

Congénitas o de nacimiento: características o rasgos con los que nace un individuo y que no dependen solo de factores hereditarios, sino que son adquiridos durante la gestación, por ejemplo, como consecuencia de una malformación.

Adquiridas por accidente o enfermedad: producidas de forma temporal o permanente; entre las de mayor prevalencia destacan la poliomielitis, la lesión medular, la amputación, las patologías reumáticas como las osteoarticulares, la disrafia espinal, la distrofia, las neuropatías, el traumatismo craneoencefálico y la esclerosis múltiple o la lateral amiotrófica (ELA), y las enfermedades cerebro vasculares

Al considerar el desarrollo de los individuos con discapacidad física se puede hablar de unas características comunes: la reducción de la capacidad motriz funcional; esto sin olvidar que cada tipo de déficit y de persona son diferentes. Incluso dos personas con el mismo déficit pueden tener evoluciones absolutamente distintas según el tipo, la intensidad, la precocidad y la calidad de la intervención que se haya realizado; es por esto que las técnicas de rehabilitación juegan un papel muy importante en la evolución y mejoramiento de la salud del individuo (Hernández 2006).

1.1.2. Técnicas y tratamientos de rehabilitación

El objetivo de los tratamientos de rehabilitación es mantener al paciente en las mejores condiciones físicas posibles, conseguir el alivio o mejora del síntoma tratable, la prevención de complicaciones que agraven la situación y la instauración de medidas o procedimientos tendentes a mantener la autonomía del paciente y su calidad de vida el mayor tiempo y de la mejor forma posible.(Martínez-González 2000b)

Existen distintas técnicas de rehabilitación, pero para el desarrollo de este proyecto, nos enfocaremos en técnicas de rehabilitación manual.

La rehabilitación manual es una herramienta terapéutica no invasiva que incluye un conjunto de técnicas que se basan en la evaluación y tratamiento de las disfunciones articulares y de tejidos blandos, teniendo como principal método la movilización articular.

Clasificación de las técnicas empleadas(Martínez-González 2000b).

- 1) Ejercicios activos: conjunto de ejercicios analíticos o globales, realizados por el paciente con su propia fuerza y control; estos ejercicios ayudan a recuperar o mantener la función muscular y facilitar los movimientos articulares integrándolos al esquema corporal.
 - Activos asistidos: Se realizan cuando el paciente por sí mismo no es capaz de llevar a cabo el movimiento en contra de la gravedad, por lo que necesita ayuda para su realización.
 - Activos libres: Llamados gravitacionales, el paciente ejecuta los movimientos de los músculos afectados exclusivamente sin requerir ayuda, ni resistencia externa, excepto la gravedad. Con este tipo de movilizaciones se mantiene el ángulo articular, la fuerza y la coordinación.

- 2) Ejercicios pasivos: Conjunto de ejercicios que se aplican sobre las estructuras afectadas, sin que el paciente realice ningún movimiento voluntario de la zona que hay que tratar (**figura 3**); estos ejercicios ayudan a prevenir la aparición de deformidades, evitar rigidez y anquilosis en posiciones anormales.



Figura 3. Rehabilitación manual con ejercicios de rehabilitación pasivos.

En la actualidad, en el sector salud existe una gran demanda debido a la cantidad de personas que requieren de un proceso de rehabilitación; en muchas ocasiones llevar a cabo un tratamiento de rehabilitación es tardado y requiere de equipo

médico y recursos humanos que no siempre se encuentran disponibles. Por estas razones es imprescindible desarrollar tecnología que sea empleada para ayudar y optimizar las terapias de rehabilitación.(Newport 2007)

1.2 Tecnología aplicada a tratamientos de rehabilitación

El desarrollo de la ciencia y la tecnología ha facilitado la búsqueda de soluciones y creación de dispositivos, para asistir a las personas con discapacidades y apoyar en la recuperación de las funciones físicas y cognitivas.

Actualmente, existen sistemas complejos que juntan la robótica (Lugo-Villeda et al. 2009; Antonio Frisoli et al. 2012; Newport 2007; Padilla-Castaneda et al. 2013a), la realidad virtual (Diez Alegre and Cano de la Cuerda 2012; Cameirão et al. 2010; Padilla-Castaneda et al. 2013b; Brunner et al. 2014), el seguimiento humano (Menache and Sturza 2003) y estimulación háptica (Fernández Cervantes et al. 1998; Zijlstra et al. 2010; Giggins, Persson, and Caulfield 2013a) ; estos sistemas, no solo son capaces de dar asistencia, también son capaces de analizar el movimiento del usuario y conforme a este, crear un entorno virtual donde el paciente puede interactuar y a al mismo tiempo, recibir sensaciones háptica mientras lleva acabo actividad física. (Newport 2007)



Figura 4. Sistemas de rehabilitación de codo y muñeca, en ortopedia. (Padilla-Castaneda et al. 2013a)

Ejemplos de dispositivos enfocados a rehabilitación física: YouGrabber es un dispositivo dirigido a pacientes con problemas senso-motores y deterioro cognitivos. Proporciona ejercicios de entrenamiento bimanuales para dedos, mano y muñeca, cuenta con un entorno visual interactivo véase figura 5 (YouRehab 2016).



Figura 5. Equipo comercial YouGrabber(YouRehab 2016), brinda ejercicios de rehabilitación para dedos, mano y muñeca.

Otro dispositivo de la misma línea es YouKicker(YouRehab 2016) (figura 6), éste apoya a los pacientes con dificultades para caminar causadas por trastornos neurológicos u ortopédicos. Proporciona ejercicios de terapia interactivas para la coordinación de piernas y pies; estos ejercicios altamente motivadores conducen a mejoras significativas en la velocidad al caminar, el equilibrio, la movilidad y la locomoción.



Figura 6. Equipo comercial YouKicker(YouRehab 2016), sirve para dar ejercicios de rehabilitación en piernas y pies.

En comparación con las terapias convencionales, la rehabilitación asistida con dispositivos tecnológicos ofrece ciertas ventajas. Es claro que dichas ventajas dependen del dispositivo empleado, pero en general, podemos mencionar las siguientes:

Dispositivo robótico y de seguimiento: son dispositivos electromecánicos complejos, normalmente en forma de exoesqueletos o brazos con efector-final que permiten obtener información sobre la forma en que se lleva acabo el ejercicio de terapia

manual y con esto, tener mayor control motor de la extremidad tratada, incrementar la intensidad del ejercicio y el número de sesiones, proveer asistencia motriz cuando el paciente lo necesita y proporcionar mayor objetividad sobre el estado y progreso del paciente (Antonio Frisoli et al. 2009; Guidali et al. 2011; Padilla-Castaneda et al. 2013b; Newport 2007).

Dispositivo Hápticos vibrotáctiles: permite por medio de una retroalimentación táctil para estimular al paciente en grado y forma específica, sobre la correcta ejecución de los movimientos por parte del paciente, con la finalidad de asistir la corrección del movimiento o simplemente para apreciar la respuesta a dicho estímulo (Fernández Cervantes et al. 1998).

Dispositivo inalámbrico: un paciente puede realizar los ejercicios virtuales en casa y ser monitoreados por un terapeuta a través del Internet (conocidos como tele-rehabilitación), lo cual ofrece conveniencia, costos reducidos, así como la posibilidad de aumentar la duración y frecuencia de las sesiones (Menache and Sturza 2003).

Dispositivos con realidad virtual: ayuda a que la terapia sea entretenida y motivacional. Proporciona medidas objetivas tales como un rango de movimiento o resultados de juegos que se pueden almacenar en la computadora que opera la simulación. Con ellos es posible proporcionar al paciente ambientes de entrenamiento amigables y personalizados, donde se requiere no solo la ejecución de actividades motrices, sino también la solución de tareas cognitivas simuladas (Padilla-Castaneda et al. 2013b; Díez Alegre and Cano de la Cuerda 2012; Guidali et al. 2011). Estos pueden acoplarse con otros sistemas, como exoesqueletos robóticos, interfaces hápticas vibrotáctiles o equipos de captura de movimiento.

1.3 Sistemas de seguimiento humano o captura de movimiento

El seguimiento humano o captura de movimiento, es un proceso que permite analizar y estudiar detalladamente, cualquier tipo de movimiento, el cual es representado por los cambios de traslación y rotación; gracias a dichos cambios es posible calcular velocidades y aceleraciones que hoy en día son empleados como información valiosa, ya sea para estudiar el comportamiento de un algún objeto en el espacio o de toda la cadena cinemática del cuerpo de una persona (Giggins, Sweeney, and Caulfield 2014; Leirós et al. 2014).

Existen diferentes campos de aplicación, como son: los videojuegos, la animación, la industria militar, la medicina y deportes; en todos los campos lo que se busca es monitorizar actividades humanas y obtener información, que permita conocer el funcionamiento de miembros específicos del cuerpo humano.

En el área de rehabilitación los sistemas de seguimiento humano ayudan a analizar la locomoción de los pacientes e identificar diversas patologías; el poder emplear este tipo de sistemas en terapias de rehabilitación, permite obtener mayor información de la forma en la que, el paciente realiza los ejercicios físicos y como el seguimiento es en tiempo real, se puede hacer la detección de algún mal movimiento y corregirlo inmediatamente(Zhou and Huosheng 2008).

Para llevar a cabo el seguimiento humano, se han desarrollado diferentes tecnologías que utilizan sensores o dispositivos de índole variada. A continuación, se describen algunas de estas tecnologías.

1.3.1 Sistemas electromecánicos.

Son trajes especiales, adaptables al cuerpo humano, generalmente son estructuras rígidas compuestas de barras metálicas o plásticas unidas mediante potenciómetros colocados en las principales articulaciones. El portador coloca la estructura en su cuerpo y mientras se mueve el traje se adapta a sus movimientos, y los potenciómetros recogen datos sobre el grado de apertura de las articulaciones. Véase figura 7(Menache and Sturza 2003).



Figura 7. Traje electromecánico para seguimiento humano (Menache and Sturza 2003).

Los potenciómetros constan de un elemento deslizante acoplado a una resistencia, que produce una variación de tensión que puede medirse para conocer el grado de apertura de la articulación a la que está acoplado.

Este tipo de sistemas tienen el problema de ser incapaces de medir translaciones globales: son capaces de medir las posiciones relativas de los miembros, pero no el desplazamiento del portador en el escenario. Por este motivo, a veces se añade un

sensor electromagnético al conjunto, aunque esto implica que se puedan tener problemas típicos de los sistemas electromagnéticos, como la interferencia producida por metales, cables, etc. Además, estos sistemas asumen que la mayoría de los huesos humanos están unidos por articulaciones "bisagra", donde el único valor a medir es el grado de apertura, por lo que no tienen en cuenta rotaciones complejas que se producen frecuentemente en las articulaciones humanas, como los movimientos de hombros o los giros de los antebrazos.

Los trajes electromecánicos no permiten variar la posición de los sensores, son pesados y suelen restringir el movimiento del portador. También tienen el problema de su limitado tiempo de vida. Sin embargo, con respecto a otros sistemas, tienen la ventaja, de tener un costo bajo, capacidad para registrar en tiempo real el movimiento del portador, a una frecuencia alta, tener un alcance casi ilimitado y eliminar los problemas de oclusión típicos de los sistemas ópticos (Menache and Sturza 2003).

1.3.2 Sistemas ópticos.

Los sistemas ópticos utilizan los datos recogidos por cámaras para inferir la posición de un elemento en el espacio, utilizando una o más cámaras sincronizadas para proporcionar proyecciones simultáneas. (véase figura 8). Lo habitual es que los datos se recojan utilizando indicadores o marcadores (*markers*) pegados al actor. Estos sistemas producen datos con 3 grados de libertad para cada indicador; la orientación de una superficie se infiere utilizando la posición relativa de al menos 3 indicadores.



Figura 8. Cámaras empleadas para sistemas de seguimiento óptico

Existen diferentes tipos de marcadores, su principal diferencia radica, en el tipo de material del que están hechos: Los indicadores pasivos están recubiertos de un

material reflectante y se pegan al actor en puntos estratégicos (**figura 9**). La luz que reflejan se origina cerca de las cámaras, y es recogida por éstas. Las cámaras pueden configurarse con un umbral de luz, de tal forma que sólo recojan la luz reflejada por los indicadores, no la luz reflejada por la superficie del sujeto.



Figura 9. Sistema de seguimiento de la cara, utilizando indicadores pasivos.

El problema que surge con estos indicadores, es que, como todos los marcadores tienen el mismo aspecto, se produce lo que se denomina intercambio de marcadores (*marker swap*): el sistema puede confundir unos con otros. Y pueden necesitarse más cámaras para cubrir totalmente todas las superficies del sujeto o para grabar a varios actores.

Los marcadores activos emiten su propia luz “LEDs” (**figura 10**), con lo cual se consigue aumentar la distancia a la que se puede desplazar el sujeto. La posición de los marcadores se determina iluminando un indicador en cada instante de tiempo a una frecuencia muy alta (lo cual perjudicará la frecuencia de muestreo), o bien varios marcadores cada vez, con procesamiento adicional para calcular la identidad de cada indicador a partir de su posición relativa. Para ello, los marcadores han de estar sincronizados con todas las cámaras para iluminarse en una sola captura (Menache 1995).

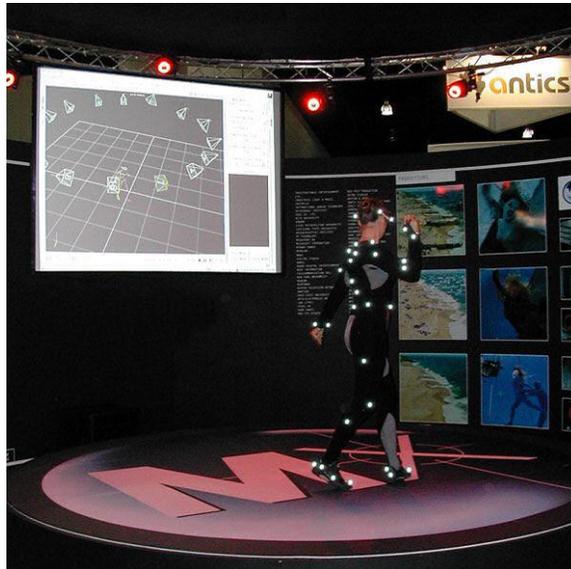


Figura 10. Sistema de seguimiento humano utilizando indicadores activos.

En general, los sistemas ópticos son métodos muy fiables para capturar determinados movimientos cuando se utilizan sistemas de última generación. Además, permiten la grabación en tiempo real, con ciertas limitaciones como el número de marcadores, el número de actores y de cámaras.

Las desventajas de estos sistemas son: el alto costo, debido al tipo y número de cámaras que se utilizan, y que estas se calibran mediante el rastreo de un objeto conocido que el software reconozca, de tal forma se calcule la posición de cada cámara con respecto a un punto conocido. Si la cámara se mueve mínimamente, se deberá recalibrar todo de nuevo. Por ello, su adopción práctica en aplicaciones clínicas reales es muy limitada, fuera de ambientes de investigación y desarrollo.

1.3.3 Sistemas inerciales.

Con el desarrollo de los sistemas microelectromecánicos MEMS, fue posible crear dispositivos pequeños que se pudieran adherir a un cuerpo y medir la aceleración y la inclinación de los mismos, estos sistemas son llamados acelerómetros y giróscopos respectivamente (véase figura 11 y 12). En algunos casos también se utilizan magnetómetros para conocer la ubicación espacial.

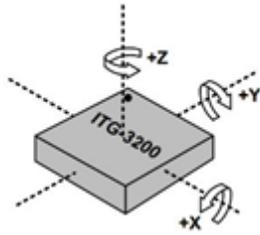


Figura 11. Giróscopo con referencia de ejes y giro



Figura 12. Acelerómetro con referencia de ejes.

Los sensores inerciales son dispositivos capaces de convertir o transducir, los efectos de una fuerza en una señal registrable, normalmente, de tipo eléctrico. Dichos sensores están compuestos por un acelerómetro y un giróscopo con tres ejes cada uno, es decir 6 grados de libertad (DoF).

El funcionamiento de un acelerómetro se basa en la segunda Ley de Newton. Un acelerómetro mide aceleración indirectamente debido a la fuerza aplicada en alguno de sus ejes, de esta forma mide la aceleración inercial que resulta del movimiento o los movimientos repentinos y la aceleración estática, es decir, de la gravedad. El giróscopo es un sensor que mide velocidad angular alrededor de un eje o de varios ejes y a diferencia del acelerómetro no se ve afectado por la aceleración de la gravedad, de modo que es posible complementar la información entre ambos.

Los trajes con sensores inerciales y magnetómetros (**figura 13**), envían los datos que capturan de manera inalámbrica a un ordenador, donde la información es procesada y a partir de esto, se puede determinar la posición, eje de giro y velocidad angular de cualquier sensor.



Figura 13. Traje con sensores inerciales marca Xsens, consta de 17 sensores y es alimentado por 8 pilas AA (Roetenberg, Henk Luinge, and Per Slycke 2015).

Este tipo de trajes se han utilizado en monitoreo de deportes y en el área de la salud: en identificación de anomalías en la marcha, análisis de la marcha humana, la cinemática de movimientos (como en bateo, al correr, levantarse de una silla, moverse con una silla de ruedas), estimar la orientación de segmentos de miembro superior e inferior, entre otras aplicaciones.

Los sistemas inerciales presentan algunas ventajas, tales como:

- Baja latencia: Operan en tiempo real y solo se pierden unos pocos cuadros por segundo.
- El rango de operación puede llegar hasta 40m por lo tanto se puede usar en ambientes abiertos más grandes.
- No ocurren problemas de oclusión.
- No hay interferencias electromagnéticas.
- Son sistemas muy compactos y portátiles.
- Son muy fáciles de usar y de configurar.
- No se requieren estaciones de trabajo con alta capacidad de procesamiento.
- Una sola persona puede operar el dispositivo.
- No se requiere de un estudio o espacio físico determinado para la captura.

A pesar, que los sistemas inerciales son fáciles de usar, es necesario que los algoritmos de procesamiento utilizados tengan una buena precisión en la estimación

de aceleración y eje de giro, ya que, el desempeño del sistema es totalmente dependiente de esto (Lee, Park, and Robinovitch 2012; Ligorio and Sabatini 2015).

En cuanto al costo, aunque de menor precio que los sistemas ópticos, en la actualidad los sistemas comerciales de costo accesible siguen siendo muy limitados a pocos movimientos, mientras que los más complejos son económicamente prohibitivos para aplicaciones clínicas prácticas en países como México.

Capítulo 2. Diseños y descripción del sistema y hardware requerido

2.1. Consideraciones de diseño

El propósito de este trabajo de tesis es construir un prototipo de sistema electrónico de bajo costo que sea utilizado para la estimación de orientación, basado en sensores inerciales, que pueda ser empleado en las áreas de diagnóstico y rehabilitación motriz en la UIDT del CCADET en el Hospital General de México. Dicho sistema debe ser capaz de detectar los movimientos llevados a cabo por el paciente; es decir, al colocar el prototipo en un miembro específico del cuerpo. El sistema será capaz de brindarnos información necesaria de los movimientos realizados por el miembro monitorizado.

Se pretende que el prototipo pueda ser utilizado durante una terapia de rehabilitación, ya sea presencial o vía remota (tele-rehabilitación); por lo que, se requiere el uso de un software que permita el procesamiento de la información en tiempo real y que la comunicación entre el dispositivo y la computadora sea de manera inalámbrica. Esto con el fin, que el dispositivo pueda ser portátil y al ser utilizado no limite los movimientos del usuario.

Considerando las características y limitaciones de los pacientes y los tipos de la rehabilitación manual descritas en el capítulo uno, se realizó el diseño del sistema con las siguientes particularidades.

- El diseño del sistema debe ser flexible para poder colocarse en diferentes partes del cuerpo.
- La estructura del sistema debe ser ligera, cómoda y que permita el libre movimiento.
- La electrónica implementada, debe ser reducida y segura.
- El sistema deberá ser fácil de poner y quitar por cualquier persona que no cuente con conocimientos técnicos.
- El sistema deberá ser inalámbrico para no obstruir o limitar los movimientos realizados por el usuario.
- El software debe ser adaptable según las necesidades del paciente.

2.2. Propuesta de diseño

El dispositivo diseñado constará de dos sistemas: electrónico y adquisición o procesamiento de información.

El sistema electrónico consta de los siguientes subsistemas:

- **Sistema de alimentación:** Debe soportar la carga del sistema de control, la red de sensores y el sistema de comunicación, ser recargable, de peso ligero y tamaño reducido para que sea portátil.
- **Módulo de control:** Contará con un microcontrolador que sea capaz de operar 12 puertos digitales de adquisición, con un diseño óptimo de potencia y tamaño, con compatibilidad para trabajar inalámbricamente y con protocolo I2C.
- **Sistema de comunicación inalámbrico:** Trabajar un sistema inalámbrico compatible con el protocolo de comunicación IEEE 802.15.4 con una tasa de transmisión alta y que opere en una banda de frecuencias ISM (Industrial, Scientific and Medical) con un bajo consumo de potencia.
- **Red de sensores inerciales:** Se diseñará una red de sensores inerciales MPU (*de motion processing unit*, en inglés) que cuenten, al menos, con acelerómetro y giroscopio en tres ejes cada uno y que sean compatibles con un protocolo de comunicación I2C.

El sistema de adquisición o procesamiento de información consta de los siguientes subsistemas.

- **Lectura datos:** contará con un programa que permita la lectura del puerto serie y que sea capaz de dividir, acomodar y guardar los datos para su uso posterior.
- **Algoritmo de estimación de orientación:** Al ser un proyecto de orden multidisciplinario esta sección será desarrollada por la Ing. Adriana Martínez Hernández como parte de su trabajo de tesis para obtener el grado de maestría en instrumentación (Martínez 2017) por lo que, en esta tesis nos enfocaremos a la descripción del sistema electrónico.

2.3. Componentes requeridos

Se despliega una lista de los componentes seleccionados junto con su descripción y justificación de uso.

2.3.1. Microcontrolador

Para efectuar este prototipo, necesitamos un microcontrolador que nos ayude a realizar las funciones que debe llevar a cabo el sistema.

El Arduino es una placa basada en un microcontrolador, específicamente los ATMEL Atmega 328 el cual posee entradas y salidas digitales, entradas y salidas analógicas,

entradas y salidas para protocolos de comunicación, memoria y herramientas de hardware para distintas aplicaciones.

Un Arduino es una placa que cuenta con todos los elementos necesarios para conectar periféricos a las entradas y salidas del microcontrolador y para gestionar la comunicación con una computadora a través de comunicación serie.

Existen diferentes modelos de Arduino, con múltiples características en cuanto a tamaño, formas, funciones y precios.

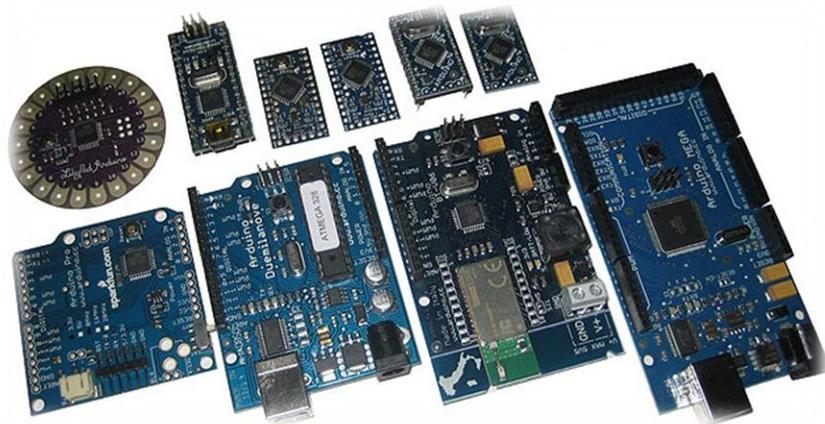


Figura 14. Diferentes modelos de tarjetas Arduino.

Para el desarrollo de este proyecto se seleccionó la placa Arduino Nano (figura 14), la cual utiliza un microcontrolador ATmega328. Es una placa pequeña y que cuenta con los elementos y funciones necesarias para el fin requerido.

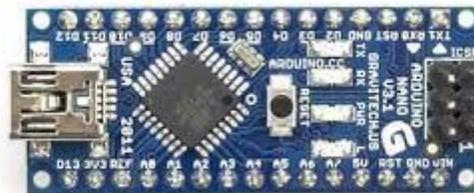


Figura 15. Tarjeta Arduino Nano.

La tabla siguiente muestra las principales características del microcontrolador ATmel 328.

Microcontrolador Atmega 328	
Voltaje de operación	5 V
Voltaje de alimentación	7- 12 V
Pines digitales I/O	14 (6 con salidas PWM)
Pines analógicos	8
Corriente directa por pin I/O	40 mA
Memoria Flash	32 KB (de los cuales 2 KB son usados como gestor de carga)
SRAM	2 KB
EEPROM	1 KB
Velocidad de Reloj	16 MHz
Largo	45 mm
Ancho	18 mm

Tabla 1. Características de microcontrolador Atmega 328

Criterios de selección del Arduino Nano.

Se tomaron en cuenta diferentes criterios para poder seleccionar un microcontrolador apropiado que llevara a cabo las funciones del sistema de seguimiento humano o captura de movimiento, entre las cuales resaltan:

- Que contará con un número suficiente de puerto digitales E/S, para la lectura de la red de sensores.
- Que contará con pines especiales para el protocolo I2C.
- Que contará con pines especiales para comunicación inalámbrica.
- Que la inversión económica fuera adecuada.

Tomando en cuenta estos criterios, existen muchos microcontroladores que se pudieron haber usado, pero se seleccionó la tarjeta de proyectos Arduino nano porque su microcontrolador ATmega 328, además de cumplir con lo que se necesitaba, ofrece ciertas ventajas con respecto a otros dispositivos.

- Al ser una tarjeta de proyectos, incluye el circuito para el que microcontrolador funcione, esto es, un regulador de voltaje, un oscilador de

16 MHz para generar la señal de reloj, led de encendido y pines de conexión para conectar otros dispositivos.

- Tiene un tamaño compacto de 18mm x 43mm en comparación con otras tarjetas de proyectos que en promedio van de 50x50 mm² a 70x70 mm², lo que favorece un uso más versátil y portable.
- Es una marca reconocida y fácil de encontrar en el mercado, a diferencia de otros dispositivos de difícil adquisición o de importación del extranjero.
- Gracias al gestor de carga precargado en el microcontrolador, puede ser programado con su propio software Arduino IDE, el cual es sumamente fácil de utilizar, además existe mucha bibliografía y ejemplos disponibles en Internet, lo cual ahorra tiempo en el diseño de la programación del proyecto.

2.3.2. Comunicación inalámbrica

Para llevar a cabo la comunicación inalámbrica entre el dispositivo a diseñar y la computadora, requerimos de módulos de comunicación inalámbrica que nos ayuden a realizar este intercambio de información.

Los módulos RF XBee son fabricados por Digi Internacional Inc. ("Digi Internacional" 2016)son soluciones integradas que brindan un medio inalámbrico para la interconexión y comunicación entre dispositivos. Estos módulos utilizan el protocolo de red llamado IEEE 802.15.4 para crear redes *fast point-to-multipoint* (punto a multipunto), *peer-to-peer* (punto a punto) o redes más completas (tipo malla), además trabaja en la banda ISM (*Industrial, Scientific and Medical*) de 2.4 GHz. Estos módulos fueron diseñados para aplicaciones que requieren de un alto tráfico de datos, baja latencia y una sincronización de comunicación predecible. En términos simples, los XBee son módulos inalámbricos fáciles de usar.

Los módulos Xbee son versátiles a la hora de establecer diversas topologías de red, estos pueden ser configurados para funcionar de alguna de las siguientes maneras. ("Digi Internacional" 2016)

- **Coordinador:** Es el nodo de la red que tiene la única función de formar y controlar una red. Es el responsable de establecer el canal de comunicaciones y del PAN ID (identificador de red) para toda la red.
- **Routers:** Es un nodo que crea y mantiene información sobre la red para determinar la mejor ruta para un paquete de información.
- **End Device:** Los dispositivos finales no tienen capacidad de enrutar paquetes. Deben interactuar siempre a través de su nodo padre, ya sea éste un Coordinador o un Router, es decir, no puede enviar información directamente a otro "end device".

Para el desarrollo de este proyecto se eligieron los módulos de RF Xbee serie 2, ya que, cuenta con características necesarias que permiten crear redes punto a punto, utilizando una configuración sencilla.

Especificaciones	Xbee serie 2
Funcionamiento	
Interior / Rango urbano	Hasta 133 ft. (40 m)
Al aire libre RF rango de línea de vista	Hasta 400 ft. (120 m)
Potencia para transmitir	2mW (+3dBm)
Velocidad de datos RF	250,000 bps
Velocidad de datos de la interfaz serie	1200 - 230400 bps
Sensibilidad del Receptor	-95 dBm (1% tasa de error por paquete)
Requerimientos de Energía	
Voltaje de alimentación	2.8 – 3.4 V
Corriente de operación (transmitir)	40mA (@ 3.3 V)
Corriente de operación (recibir)	40mA (@ 3.3 V)
Corriente de desconexión	< 1 uA @ 25°C
General	
Banda de frecuencia de funcionamiento	ISM 2.4 GHz
Dimensiones	0.960" x 1.087" (2.438cm x 2.761cm)
Temperatura de operación	-40 to 85° C (industrial)
Opciones de antena	Conector integrado Whip, Chip, RPSMA o U.FL

Tabla 2. Especificaciones Xbee Serie 2



Figura 16. Módulo Xbee Serie 2.

Criterios de selección de Xbee Serie 2

La decisión de utilizar este tipo de módulos de comunicación inalámbrica se determinó tomando en cuenta los siguientes aspectos.

- Que fuera compatible con el microcontrolador elegido (Arduino Nano)
- Que el rango de comunicación RF en espacios cerrados fuera apropiado.
- Que la velocidad de transmisión RF estuviera dentro de un rango adecuado.
- Que la inversión económica fuera aceptable.

Considerando los puntos anteriores se determinó que los módulos de comunicación Xbee Serie 2 eran apropiados, a parte una ventaja que presentan, es que Digi Internacional ha desarrollado una multiplataforma que cuenta con una interfaz en la cual se puede hacer la configuración de los módulos y la red de manera muy simple.

2.3.3. Sensores inerciales

En el mercado existen diferentes modelos de sensores inerciales IMU (Inertial Measurement Unit), la mayoría de estos modelos tienen características muy similares, pero algunas de las cosas en que difieren son: el consumo de energía, la resolución de los datos, el tamaño y costo.

El MPU-9250 (véase figura 16) es fabricado por la compañía InvenSense, tiene un acelerómetro, un giroscopio y magnetómetro para cada eje [X,Y,Z]. Los acelerómetros tienen un rango de escala $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$ y $\pm 16g$, los giroscopios tienen rango de escala programable de ± 250 , ± 500 , ± 1000 y $\pm 2000^\circ/\text{seg}$ y los magnetómetros un rango de medición a escala completa de $\pm 4800\mu T$ (Invensense 2016); además cada acelerómetro, giroscopio y magnetómetro cuenta con un convertidor analógico-digital con resolución de 16 bits. El MPU-9250 tiene pines especiales de comunicación de protocolos I2C y SPI, alcanzando con el primero una velocidad de comunicación de 400 kHz y con el segundo 1 MHz.

De acuerdo a las características anteriores el IMU MPU-9250, es una opción apropiada para utilizar en este proyecto.

- Tiene acelerómetros y giroscopios en los tres ejes, como lo necesitamos en el proyecto.
- La sensibilidad que tiene es adecuada para los requerimientos.
- Cuenta con pines especiales para comunicación I2C
- Su tamaño es pequeño y podemos colocarlo sin que obstruya el movimiento.



Figura 17. IMU MPU 9250.

2.4. Integración de los componentes.

Una vez escogidos los componentes se pretende que el sistema funcione de la siguiente manera.

La red de sensores enviará los datos al microcontrolador por medio del protocolo de comunicación I2C, el microcontrolador a su vez, enviará los datos por comunicación inalámbrica RF a la computadora donde será procesada la información para estimar la orientación de los sensores conectados.

Capítulo 3. Desarrollo de sistema

3.1. Construcción del sistema

El desarrollo del sistema se llevó a cabo en etapas, tratando de implementar de manera consecutiva las etapas realizadas para poder evaluar y mejorar el funcionamiento en conjunto.

3.2. Sistema de comunicación inalámbrico

Como ya mencionamos, se requería de una red punto a punto, ya que, el microcontrolador obtendría los datos de los sensores inerciales y posteriormente mandaría esta información por comunicación RF a la computadora, donde se analizarían y procesarían los datos (véase figura 18).

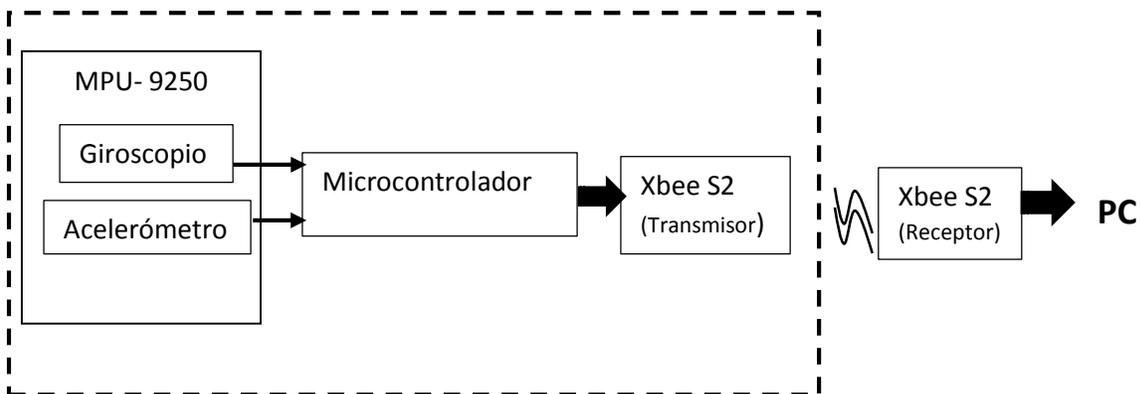


Figura 18. Esquema general del sistema electrónico propuesto.

Para ello, utilizamos dos antenas Xbee serie 2, la antena Xbee conectada a la computadora fungirá como coordinador de la red y la antena conectada al microcontrolador funcionará como dispositivo final (End device).

Como anteriormente se mencionó, la antena coordinadora estará conectada a la computadora y la comunicación entre estos dos dispositivos se lleva a cabo por comunicación serie RS232, lo mismo sucede con la antena “End device” y el microcontrolador Arduino Nano.

Se utilizó un adaptador Xbee USB para la conexión entre el Xbee coordinador y la computadora (véase figura 19).

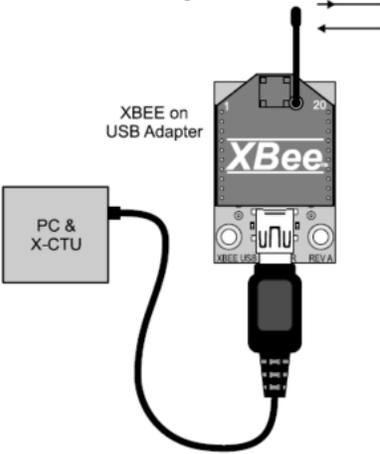


Figura 19. Diagrama de conexión PC- Antena coordinadora.

El tipo de conexión entre la antena End device y el microcontrolador se muestra en el diagrama siguiente (figura 20).

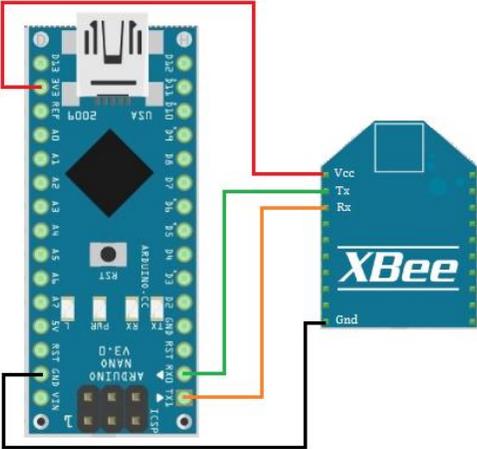


Figura 20. Conexión entre el Arduino y la antena Xbee (End device).

Para configurar los módulos Xbee se utilizó la multiplataforma X-CTU, en la cual, lo primero que debemos establecer son los parámetros de comunicación serie.

- **Velocidad de transmisión (baud rate)**: Indica el número de símbolos por segundo que se transfieren, y se mide en baudios (bauds).
- **Bits de datos**: Se refiere a la cantidad de bits en la transmisión. Cuando la computadora envía un paquete de información, el tamaño de ese paquete no necesariamente será de 8 bits.
- **Bits de parada**: Usado para indicar el fin de la comunicación de un solo paquete.
- **Paridad**: Es una forma sencilla de verificar si hay errores en la transmisión serie.

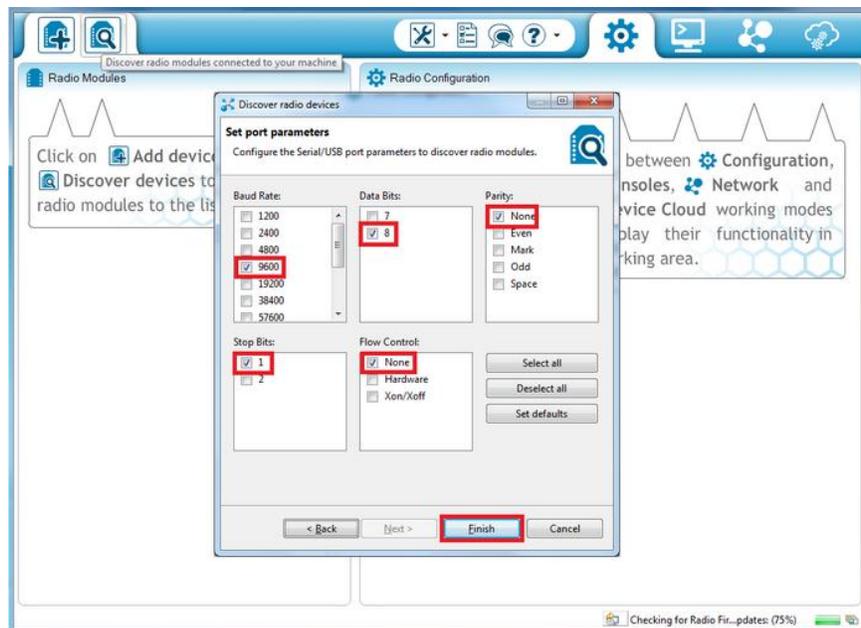


Figura 21. Configuración de comunicación serie en X-CTU.

Para establecer la red de comunicación RF punto a punto, primero debemos establecer un PAN ID que es un número de 16 bits máximo, que identificara a nuestra red.

Cada módulo Xbee cuenta con un número único que lo identifica SL (*Serial Number Low*) y un número general que identifica a todos los módulos Xbee llamado SH (*Serial Number High*).



Figura 22. Números de identificación de módulos XBee.

Para finalizar, lo que se hizo fue indicar el número SL del coordinador como la dirección destino (*Destination Address Low DL*) de la antena “End device” y el SL del “End device” en el campo DL del coordinador.

3.3 Comunicación entre sensores inerciales MPU-9250 y el microcontrolador Arduino Nano.

El sistema se diseñó para una red de doce sensores inerciales, se eligió esta cantidad de sensores porque se planea que como trabajo a futuro el sistema pueda ser implementado en un guante, colocando dos sensores en los dedos (índice, medio, anular y meñique), tres sensores en el pulgar para capturar el movimiento de cada falange y un último sensor sobre la parte superior de la mano. Cabe mencionar que, aunque el diseño se hizo pensando en realizar un guante, el sistema puede ser adaptado para diferentes miembros del cuerpo humano, o incluso para hacer la captura la mayor parte del cuerpo humano.

La comunicación entre la red de sensores y el microcontrolador se llevó a cabo utilizando el protocolo de comunicación I2C, ambos dispositivos cuentan con pines específicos para este tipo de comunicación.

El protocolo de comunicación I2C (Inter Integrated Circuit), es un tipo de bus diseñado por Philips Semiconductors a principios de los 80s, que se utiliza para conectar circuitos integrados (ICs). Dicho bus está formado por dos líneas, SDA una línea de datos serie semi-bidireccional (*Serial Data, en inglés*) y SCL una señal de reloj para la sincronización de los datos (*Serial Clock, en inglés*) véase figura 23 (Fernández Caparrós 2014).

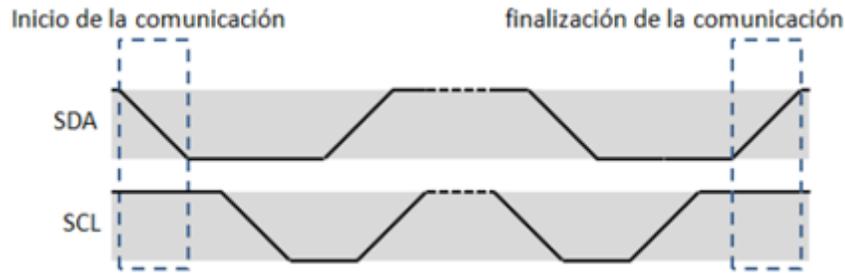


Figura 23. Esquema de protocolo de comunicación.

Este protocolo permite tener en paralelo varios dispositivos, ya que trabaja por medio de direcciones; es decir, cada dispositivo tiene una dirección y el dispositivo maestro determina cual esclavo "leer", de esta forma se puede trabajar de forma sencilla con más de un dispositivo a la vez.

La conexión entre el microcontrolador y la red de sensores MPU está formada por un bus de cuatro líneas:

- Tierra o GND.
- Voltaje o alimentación de 3.3[V].
- Línea de reloj SCL.
- Línea de datos SDA.

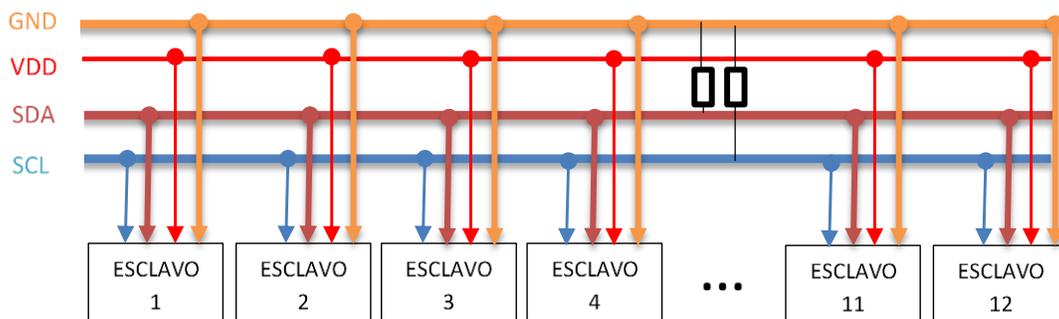


Figura 24. Bus de conexión I2C.

Los dispositivos conectados a un bus I2C como ya habíamos mencionado, pueden fungir como maestros o esclavos, en nuestro caso el microcontrolador será el dispositivo maestro y los sensores serán esclavos.

Para que se pueda llevar a cabo la comunicación se necesita una condición de bus libre, es decir, cuando las líneas SDA y SCL se encuentran en estado lógico alto (véase figura 25).

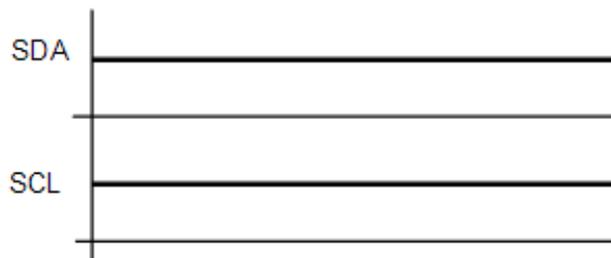


Figura 25. Condición de Bus libre, SDA línea de datos y SCL línea de reloj.

La comunicación entre un dispositivo maestro y un esclavo se inicia cuando un maestro inicia una transacción. En concreto, consiste en un cambio de alto a bajo en la línea SDA mientras SCL permanece en alto. A partir de que se dé una condición de inicio se considerará que el bus está ocupado y ningún otro maestro deberá intentar generar su condición de inicio (figura 26).

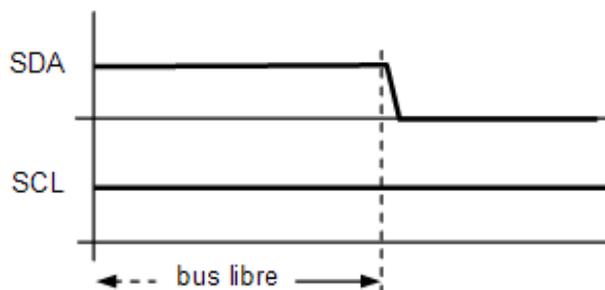


Figura 26. Condición de inicio, protocolo I2C.

Dada la condición de inicio, el primer byte transmitido lo emite siempre el maestro; sus siete bits más significativos indican la dirección del esclavo al que se dirige, y el bit de menor peso indica el sentido de la transferencia de los subsiguientes caracteres lectura o escritura (R/W). Si el dispositivo cuya dirección corresponde al byte enviado y este se encuentra conectado al bus, responde con un bit en bajo llamado bit de reconocimiento (ack).

Cuando el bit de lectura/escritura se pone en un nivel lógico bajo (escritura), el maestro envía datos al esclavo y la comunicación se mantiene siempre que reciba señales de reconocimiento (bit en bajo). Si, por el contrario, el bit de lectura/escritura

se envía en nivel lógico alto (lectura), el maestro genera pulsos de reloj para que el dispositivo esclavo pueda enviarle datos; además, después de cada byte recibido, el maestro genera el correspondiente pulso de reconocimiento (**figura 27**).

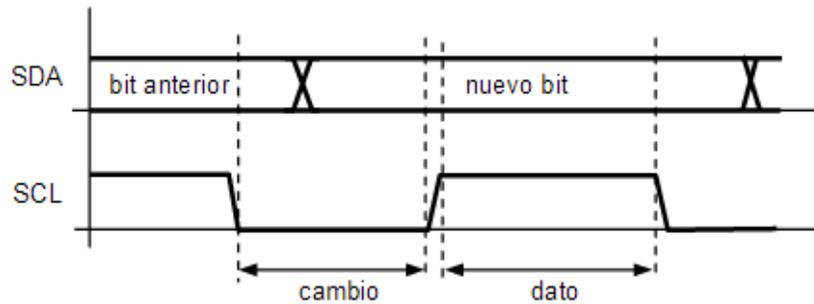


Figura 27. Configuración de transmisión de datos, protocolo I2C.

Para terminar la comunicación y dejar el bus en estado libre, el maestro debe generar una condición de parada o fin, estando la línea SCL a alta, se produce un cambio de baja a alta en la línea SDA véase figura 27. En este momento el maestro puede reiniciar la comunicación con otra condición de inicio y cambiar de dispositivo esclavo o cambiar el estado del bit lectura/escritura.

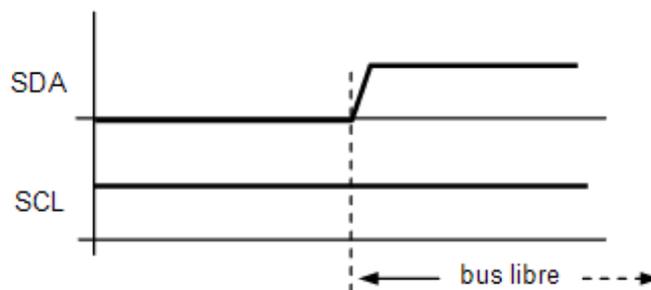


Figura 28. Condición de parada, protocolo I2C.

Todos los sensores MPU tienen los mismos números de direccionamiento 0X68 o 0X69 en hexadecimal (1101000 y 1101001 en binario, respectivamente), para fijar la dirección que se desea utilizar, basta con modificar el bit menos significativo, esto se hace cambiando el estado del pin 9 (AD0); poniendo en alto este bit, es decir, conectándolo a VDD (3.3V) tendremos la dirección 0X69 y si, por el contrario, ponemos en bajo o a Tierra el pin, tendremos la dirección 0x68.

Teniendo en cuenta estas condiciones, para implementar la red de sensores, fue necesario diseñar un multiplexor. Este se diseñó utilizando los pines digitales del Arduino, es decir, cada pin digital se conectó al pin AD0 de un sensor (véase figura 28). Los pines digitales se manejaban como salidas y se colocan a nivel alto 5V (todos los sensores tendrán la dirección 0X69), cuando se requiere hacer comunicación con algún sensor se modifica únicamente la señal de salida del pin digital al que está conectado su pin AD0, cambiando a nivel bajo (los demás sensores continúan con la dirección 0X69 y el que se modificó cambia a la dirección 0X68).

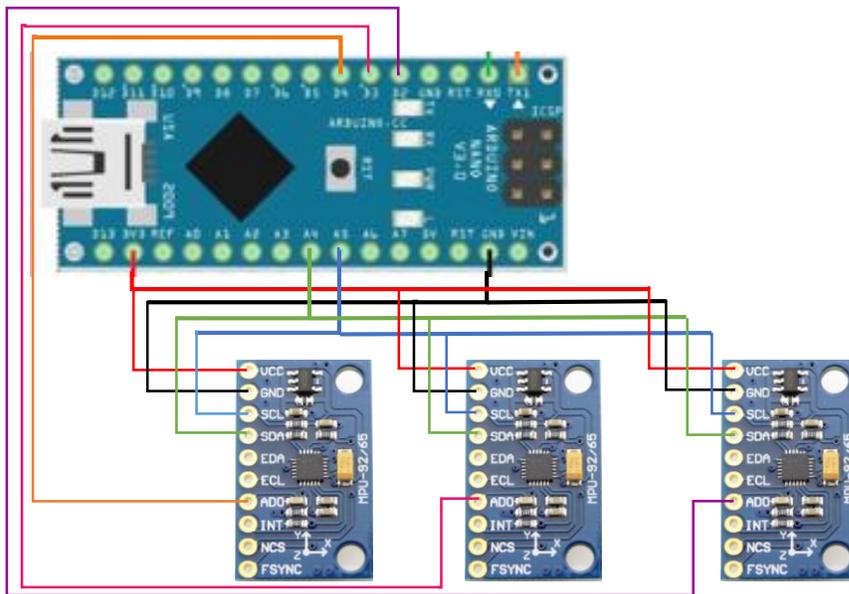


Figura 29. Diagrama de conexión de microcontrolador y sensores MPU.

El multiplexor fue implementado en un programa realizado en la plataforma IDE Arduino, en el cual se controla la comunicación I2C y se estructura la lectura de los sensores.

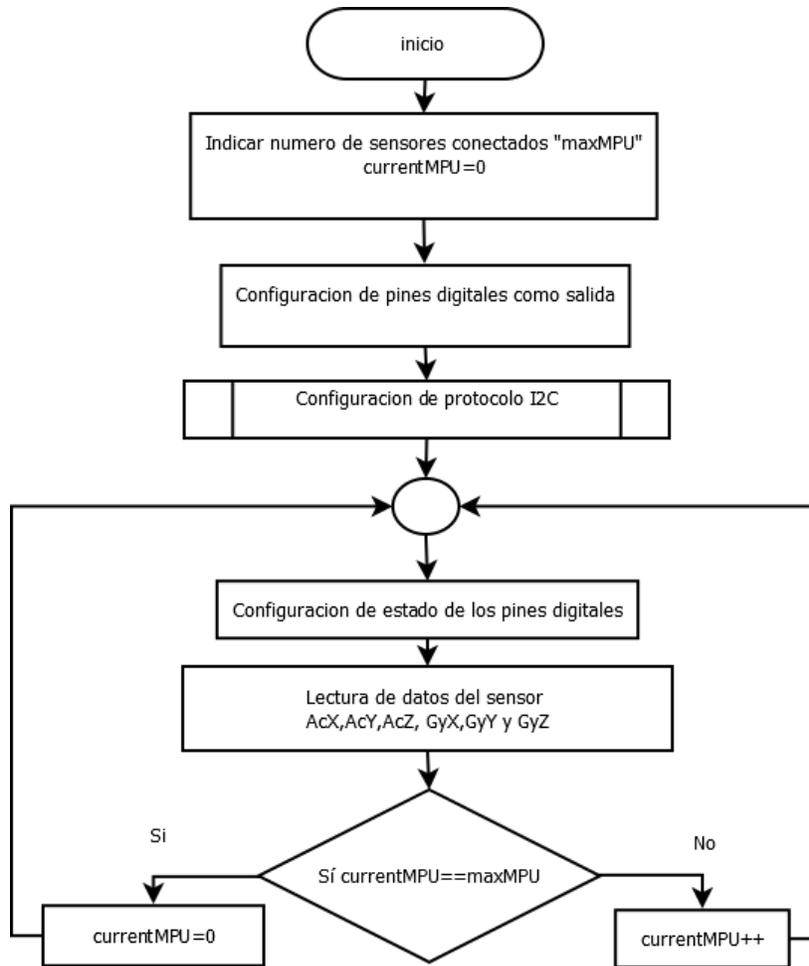


Figura 30. Diagrama de flujo del programa de lectura de sensores.

3.4. Adquisidor de datos

Integradas las etapas anteriores, se realizó un programa en Matlab para recibir y guardar los datos enviados por los sensores. Cada sensor manda siete datos (número de MPU, 3 datos de acelerómetro de sus ejes X, Y, Z y 3 datos de giroscopio de sus ejes X, Y y Z).

El programa lee el puerto serie durante cierto tiempo a una frecuencia específica, con un algoritmo verifica y depura las cadenas de datos recibidas, posteriormente los datos son guardados en un archivo Excel para después ser analizados.

Si recibimos en promedio 1800 cadenas de 7 datos en un minuto, entonces:

$$f = \frac{m}{t} = \frac{1800}{60 [s]} = 30 \text{ Hz}$$

En nuestro caso utilizamos una frecuencia de 30Hz para la adquisición de datos ya que, a esta frecuencia nuestro sistema trabaja bien y es suficiente para captar los movimientos naturales del cuerpo humano a una velocidad normal.

3.5. Evaluación y caracterización de sensores MPU

Los sensores inerciales envían datos digitales de 16 bits, para conocer el rango de valores de trabajo de los acelerómetros y giróscopos, es necesario hacer experimentos que nos permita saber el rango de valores máximos y mínimos, así como los valores medios (offset) que tiene cada eje.

Conocer dichos valores favorecerá el correcto procesamiento de los datos y a tener resultados precisos al aplicar el algoritmo de estimación de orientación; cabe mencionar que para implementar el algoritmo de estimación de orientación (Martínez 2017) es necesario caracterizar estadísticamente el ruido en cada uno de los grados de libertad de cada sensor, mediante dos experimentos que a continuación se describen. Los experimentos se realizaron varias veces en diferentes momentos del día y diferentes lugares, con el fin de tener una muestra más grande y tener estimaciones más precisas con menos error, mediante una mejor caracterización estadística del ruido.

Experimento 1:

Se alinearon cada uno de los ejes del sensor con la vertical que apunta a la gravedad (en ambos sentidos: positivo y negativo) y se tomaron muestras del sensor estático por un minuto a 30 Hz.

Con esta caracterización se obtienen los valores digitales medios de 16300 equivalentes a 9.8 m/s^2 de cada acelerómetro, el valor de offset de cada acelerómetro y el valor de offset de cada giróscopo.

Adicionalmente, se caracterizó el ruido de los tres ejes del sensor, tanto para el acelerómetro, como del giroscopio, a partir de los valores obtenidos con el sensor estático, y asumiendo que los valores ideales de las señales deberían ser cero, a excepción de la aceleración debida a la gravedad en el eje alineado con respecto a está. Para ello, cada sensor se colocó en diferentes orientaciones con respecto al eje de la gravedad y se obtuvieron varias señales por 30 s cada una, a fin de caracterizar estadísticamente cada una de las señales.

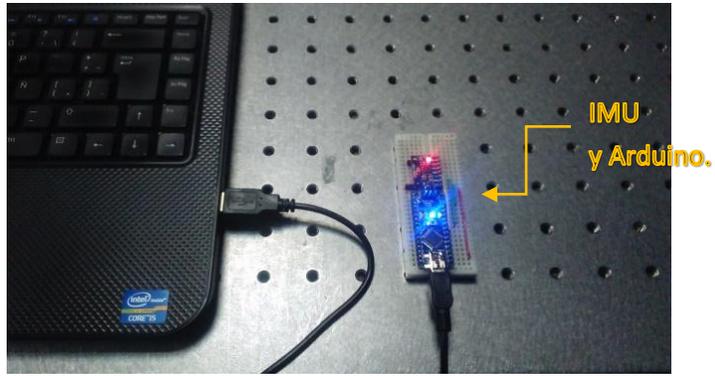


Figura 31. Experimento 1, llevado a cabo sobre una mesa.

Para llevar a cabo el primer experimento, se trazó una línea, sobre una superficie plana y vertical, apuntando en dirección de la gravedad con ayuda de una plomada y se colocó el sensor sobre dicha superficie cuidando de alinear el eje de estudio con la línea de gravedad (véase figura 32).

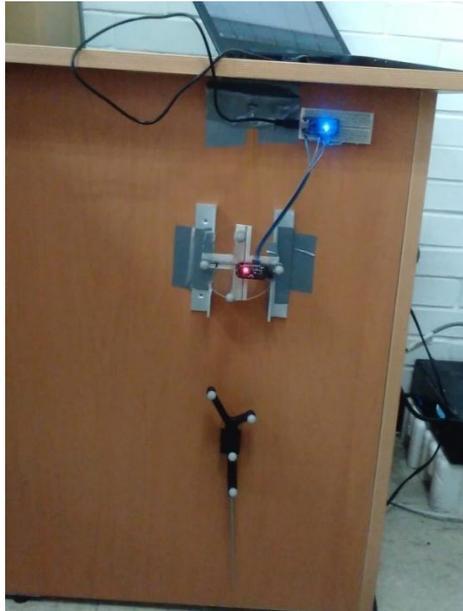


Figura 32. Experimento para obtención de valores de los acelerómetros.

Experimento 2:

Se caracterizaron los valores digitales máximos para cada uno de los giróscopos; se colocó el sensor con el eje Z alineado con la gravedad y se puso a girar el sensor alrededor de este eje para generar un valor en el giróscopo de dicho eje.

Esta prueba se realizó de la misma manera para los demás ejes, X y Y.

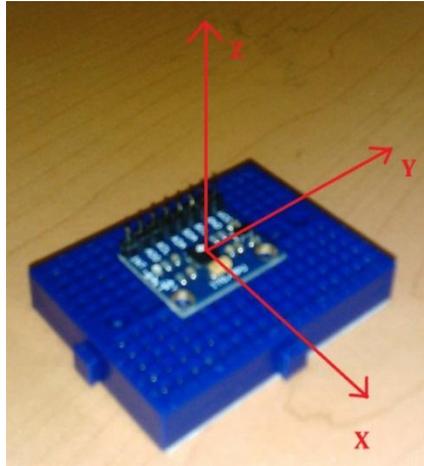


Figura 33. Tarjeta con sensor MPU indicando el sentido de sus ejes.

El segundo experimento se realizó para calibrar los giróscopos; por lo que se necesitaba un sistema de referencia que rotara y que la velocidad de rotación pudiera ser controlada. Para ello se utilizó un sistema diseñado en la UIDT-CCADET en conjunto con la Ing. Adriana Martínez utilizando el software NX 8.5 de Siemens para diseño CAD, se diseñó el sistema con un motor reductor y un rodamiento para tener el giro en un eje y poder controlar su velocidad con voltaje (**figuras 34 y 35**) (Martínez 2017).

La manufactura del sistema de calibración de los giroscopios se realizó en impresión 3D, en el Laboratorio Nacional de Manufactura Aditiva, Digitalización 3D y Tomografía Computarizada (MADiT) del CCADET. El material utilizado fue ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno).

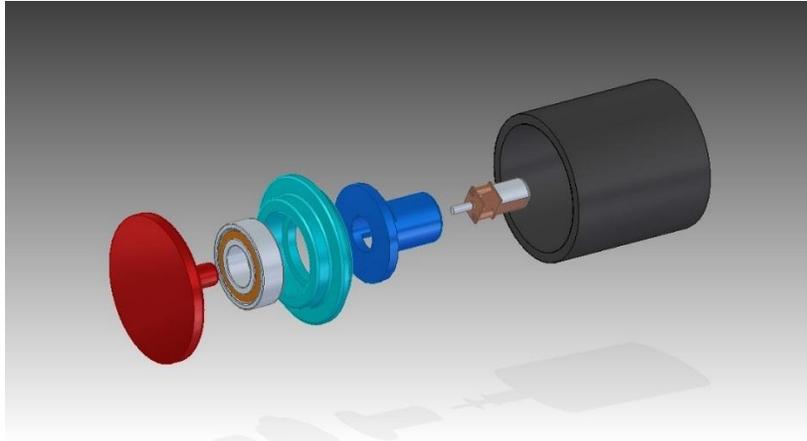


Figura 34. Explosivo del sistema de calibración de los giróscopos, completo.



Figura 35. Ensamble del sistema de calibración de los giróscopos.

3.6. Sistema de control

Uno de los principales objetivos del proyecto fue lograr diseñar un dispositivo pequeño, inalámbrico, ergonómico, fácil de portar, que no limite el movimiento del usuario y que permita leer varios sensores simultáneamente; para cumplir con estos requerimientos se implementó tecnología de montaje superficial que se presta para un alto grado de automatización, reduciendo tamaño y costo en mano de obra.

En esta tarjeta estarán conectados el Arduino, la antena Xbee, las baterías que alimenten el sistema y el bus para los sensores; se agregó una etapa de acondicionamiento entre el Arduino y los sensores inerciales para regular el voltaje de salida de los pines digitales y que este fuera el requerido por los sensores. Para

ello se utilizó un regulador CD4550 y con el reducir los 5 volts a 3.3 volts de todas las salidas digitales del Arduino.

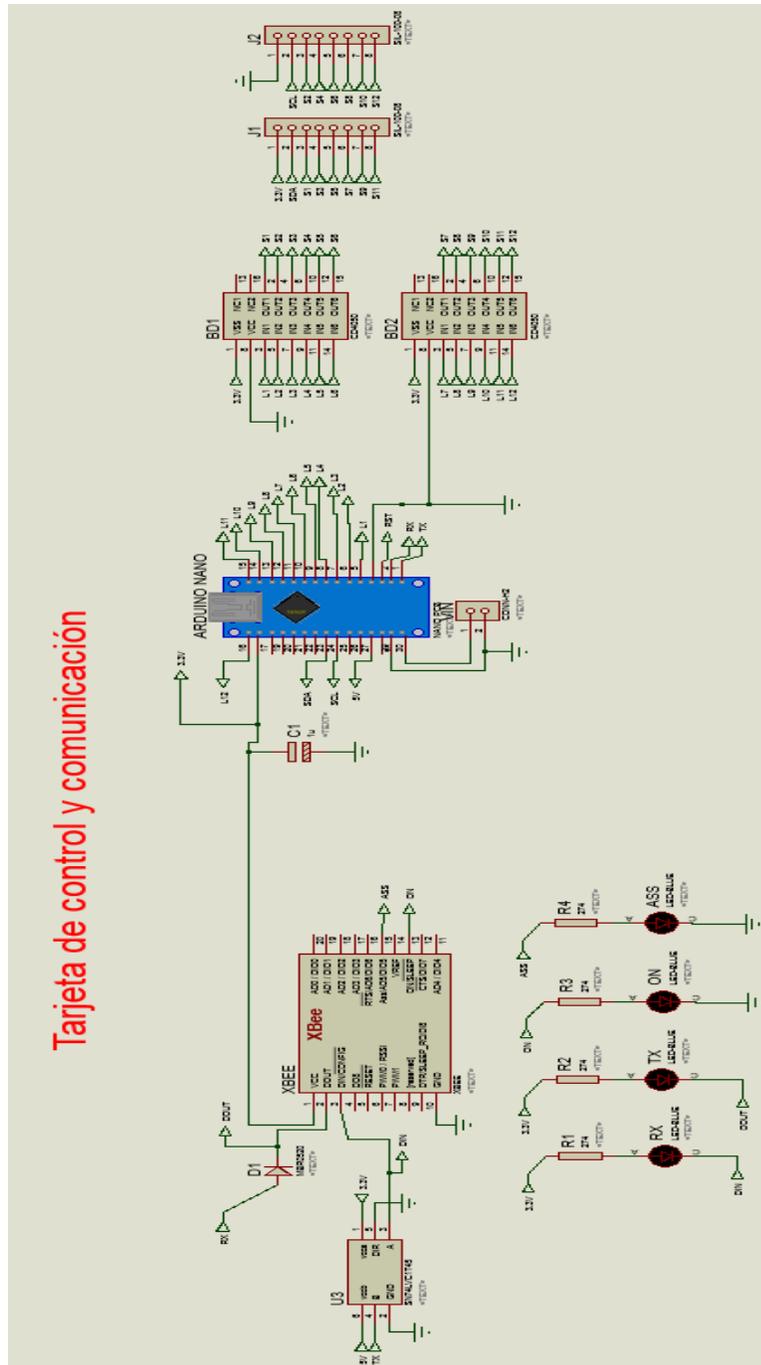


Figura 36. Esquema de diseño de la tarjeta de control en el software Proteus.

El diseño de la tarjeta se realizó con ayuda del software Proteus y pensando en poder montar los sensores en los dedos de la mano, se intentó reducir lo más posible el tamaño final, quedando de 3.9 X 5.1 centímetros.

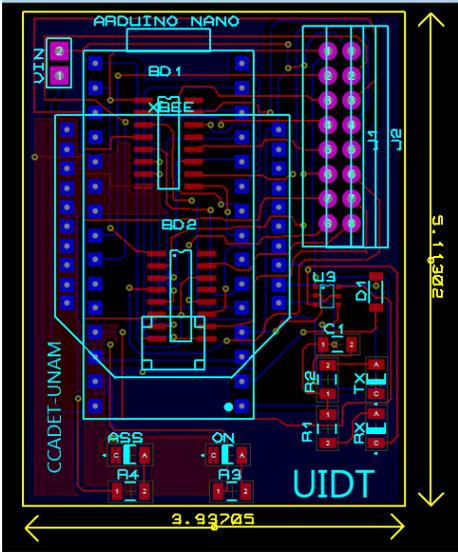


Figura 37. Diseño final de la tarjeta de control en Proteus Ares.

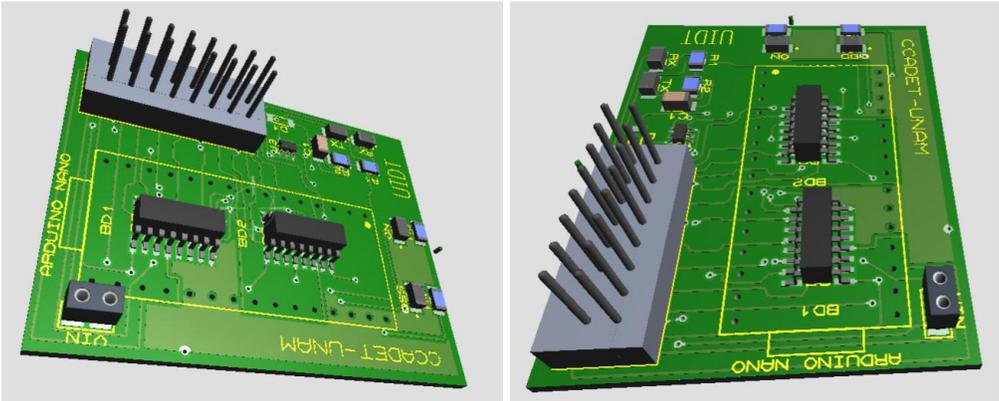


Figura 38. Visualización 3D de la tarjeta final.

Capítulo 4. Pruebas y resultados

4.1 Pruebas de comunicación

La primera prueba que se realizó, fue para corroborar el alcance de las antenas Xbee, es decir, que tanto cambiaba el número de muestras recibidas por la computadora al modificar la distancia entre las antenas Xbee.

Dicha prueba se llevó a cabo con la configuración que se muestra en la **figura 39**.

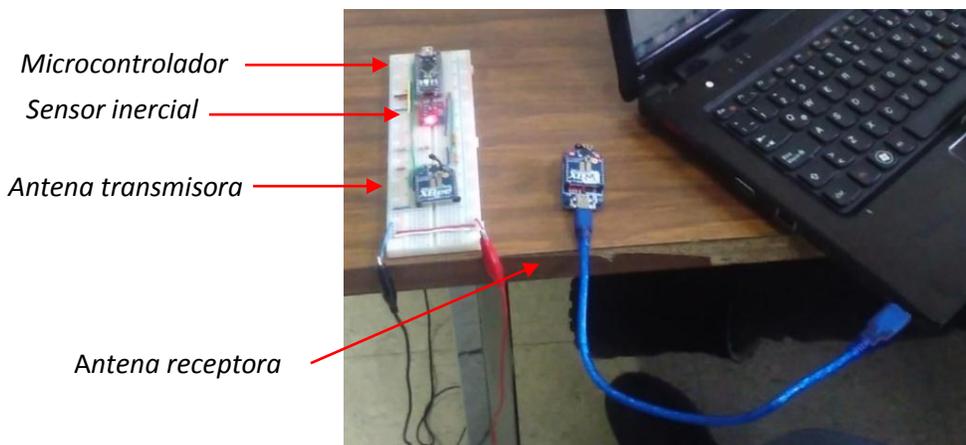


Figura 39. Configuración utilizada para corroborar el alcance de las antenas Xbee.

La tabla siguiente muestra la variación en el número de muestras respecto a la distancia entre las antenas.

Prueba	Distancia	No. de muestras
1	< 1 m	1800
2	1 m < x < 5 m	1800
3	5 m < x < 10 m	1750 < n < 1800
4	10 m < x < 20 m	1720 < n < 1760
5	20 m < x < 30 m	1700 < n < 1750
6	> 30 m	300 < n < 600

Tabla 3. Datos de alcance de las antenas Xbee.

Lo que apreciamos en la tabla es que, al aumentar la distancia entre las antenas, disminuye el número de muestras válidas, esto se debe a que, al aumentar la distancia, hay mayor espacio en el que puede haber interferencia y esta generar ruido, interrumpiendo o corrompiendo la transferencia de información con la antena receptora.

Debemos mencionar que es importante el ambiente en el que se desarrolle la prueba, ya que, si estamos en un lugar con bastante interferencia electromagnética, esto se verá reflejado en el número de muestras válidas recibidas.

Una vez determinado el rango de distancia adecuado entre las antenas se desarrolló una segunda prueba modificando la velocidad de transmisión serie (baud rate) de las antenas, es decir, el número de símbolos que son transmitidos por segundo; esto con el fin de aumentar el número de datos y poder capturar movimientos más rápidos.

Para esta prueba se utilizó un programa desarrollado en lenguaje C, el cual lee el puerto serie sin filtrar las cadenas de datos que se encuentren incompletas o con algún dato erróneo.

La siguiente grafica muestra los resultados de la prueba desarrollada (**figura 40**). Observando un comportamiento creciente en el número de muestras al aumentar el número de baudios, con un valor de 57600 baudios, el número de muestras es de 11480 por lo tanto la frecuencia de muestreo sería de 191 Hz, para un sensor.

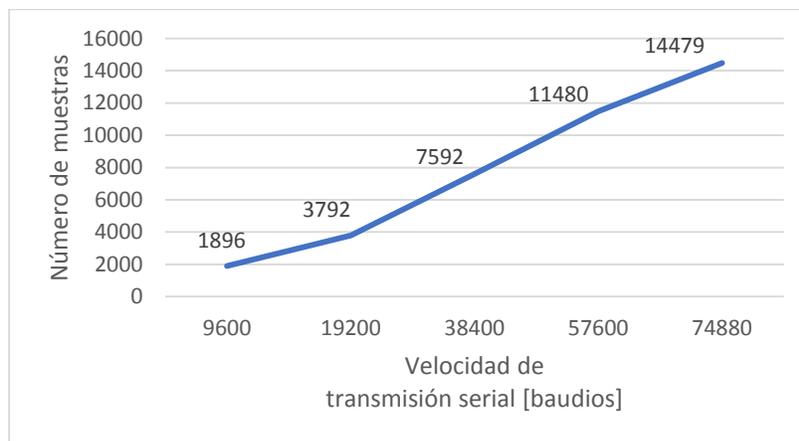


Figura 40. Gráfica de velocidad de transmisión vs número de muestras utilizando un sensor inercial.

Uno de los objetivos de esta tesis es dejar listo el sistema electrónico para que pueda ser implementado en la capturar de los movimientos de la mano o del cuerpo humano completo (entendiéndose esto, las extremidades), para ello se requiere el manejo mínimo de doce sensores. Por esta razón se hicieron pruebas de comunicación con dos y diez sensores, verificando el número de datos que se obtienen.

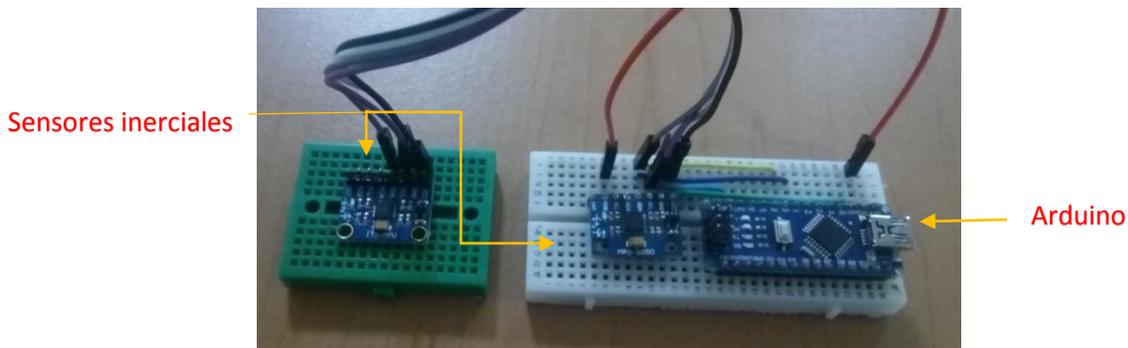


Figura 41. Electrónica de la integración de dos sensores.

Para la conexión de dos sensores, se obtiene el mismo número de muestras, con la diferencia que este número total de muestras está repartido entre los datos de los dos sensores. Utilizando una velocidad de 57600 baudios, el número total de muestras es de 6267 y por sensor correspondería a 3133 muestras, dando una frecuencia de muestreo de 52 Hz (**figura 42**).

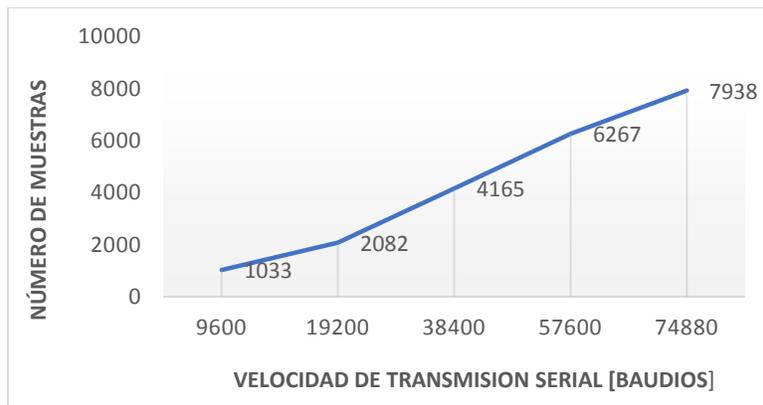


Figura 42. Comportamiento del número de muestras obtenidas, al variar la velocidad de transmisión para dos sensores inerciales.

Sucede algo similar con la conexión de diez sensores (**figura 43**), en la gráfica de la **figura 44** se puede observar una disminución bastante significativa en el número de muestras; las 7699 muestras obtenidas a una velocidad de 57600 baudios, deben ser divididas entre los diez sensores dejando un número de 769 muestras por cada sensor, disminuyendo la frecuencia de muestreo hasta 12 Hz aproximadamente, que aunque es una frecuencia de muestreo baja, puede ser suficiente para monitorear movimientos lentos de fisioterapia.

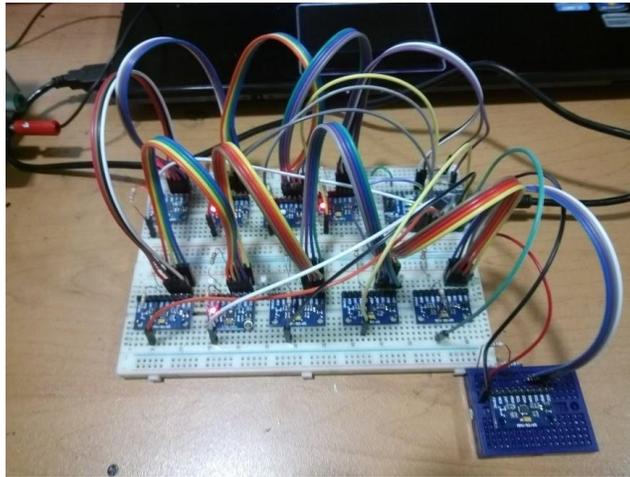


Figura 43. Electrónica propuesta para la integración de diez sensores.

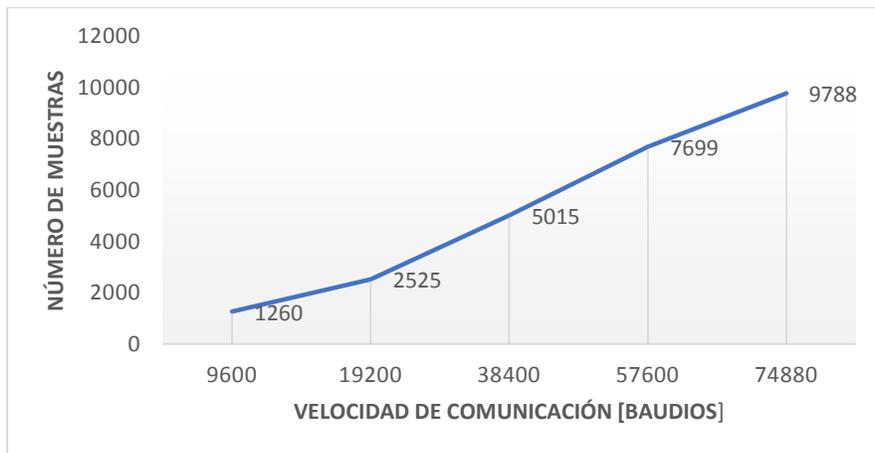


Figura 44. Gráfica de velocidad de transmisión vs número de muestras utilizando diez sensores inerciales.

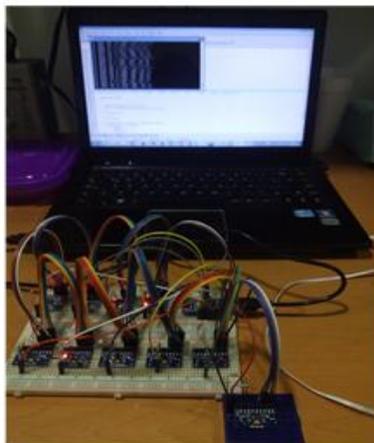


Figura 45. Electrónica propuesta para la integración de diez sensores.

4.2. Diseño industrial

Una vez concluidas las pruebas electrónicas, se procedió a la construcción y ensamble de la tarjeta de control. La placa de circuito impreso PCB (**figura 46**), se fabricó con ayuda del departamento de Electrónica del CCADET y fue ensamblada manualmente (**figura 47**).

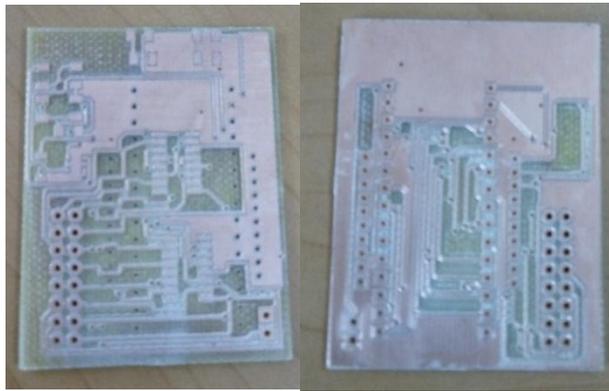


Figura 46. Tarjeta PCB de dos caras.



Figura 47. Tarjeta de control diseñada para comunicar hasta 12 sensores inerciales inalámbricamente con una computadora.

Para cumplir con las necesidades energéticas del sistema y así mismo permitir que el dispositivo fuera inalámbrico, portátil y ergonómico, se realizó la búsqueda de una fuente de energía que cumpliera con tales características.

La tarjeta de control fue diseñada para ser alimentada en un rango de 5 a 12 [V], por ello se eligieron baterías de iones de litio (Li-Ion) que por su tamaño, ligereza,

elevada capacidad energética y resistencia a la descarga cumplen con los requerimientos. Se implementaron dos baterías en serie de 3.7 V de 550mAh, corriente suficiente para alimentar todo el sistema. Estas pilas fueron cargadas con un cargador de celular de 3.7 V:



Figura 48. Batería de iones de Litio utilizada para alimentar el sistema.

Para finalizar esta etapa se diseñó un armazón que pudiera contener la tarjeta de control, las baterías de alimentación y a su vez fuera pequeño, ligero y fácil de colocar sobre el cuerpo humano.

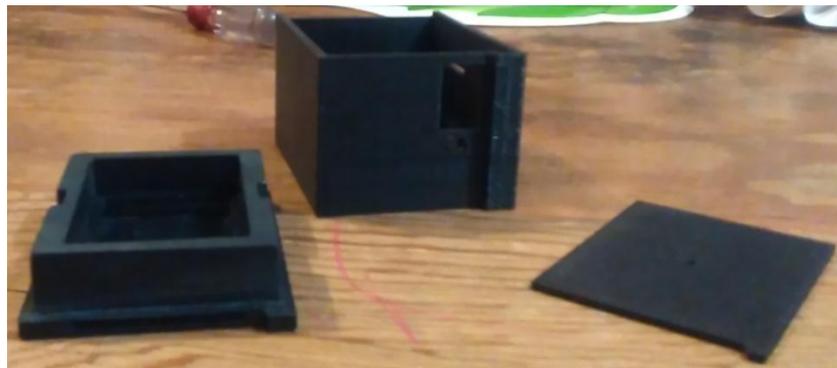


Figura 49. Armazón para la tarjeta de control y el sistema de alimentación, diseñado en NX 8.5 y fabricado en el MADiT del CCADET de la UNAM.



Figura 50. Unidad de control del sistema de estimación de orientación.

4.3. Miniaturización del sensor

Conforme el desarrollo del proyecto se pensó en la idea de rediseñar la tarjeta electrónica del sensor inercial, esto con el fin de reducir el tamaño, ya que los sensores comerciales tienen una dimensión de 2.5x1.5 cm y en ciertos lugares del cuerpo, como las falanges de los dedos de las manos, este tamaño limita y obstruye el movimiento natural de las manos.

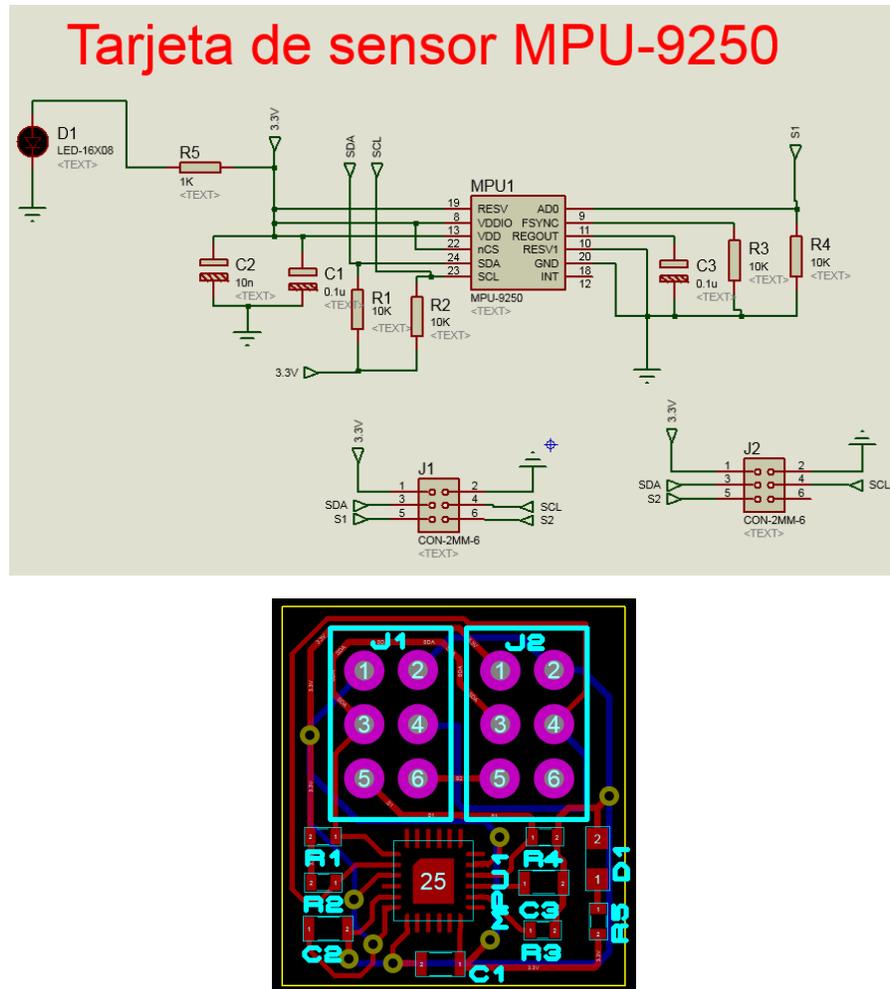


Figura 51. Diseño para la miniaturización de la tarjeta de desarrollo del sensor MPU-9250.

Como se mencionó en el capítulo tres, se pretende que a primera instancia este sistema sea montado en un guante para la captura de movimientos de la mano, para aplicaciones en rehabilitación motriz, por lo que se consideró de gran importancia la miniaturización del sensor inercial. Otra integración que se le hizo al sensor fue añadirle conectores que permitirán unir en cascada un sensor con otro y así poder

formar cadenas de sensores que permitan la evaluación de las posiciones angulares de una articulación, a partir de la estimación de la orientación de parejas de sensores colocados en ambos lados de la articulación.

El diseño de nuestra tarjeta se realizó con ayuda del software Proteus para diseño electrónico. El tamaño final de nuestro diseño fue de 1.5x1.3 cm, la manufactura del circuito impreso PCB del sensor prototipo se realizó con el equipo del Laboratorio de Electrónica del CCADET, fue ensamblado manualmente y quedando listo para su manufactura industrial (**figura 51**).

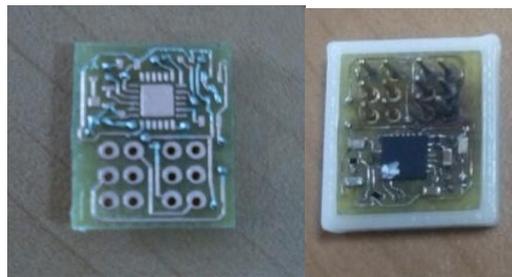


Figura 52. Tarjeta PCB del sensor miniaturizado.

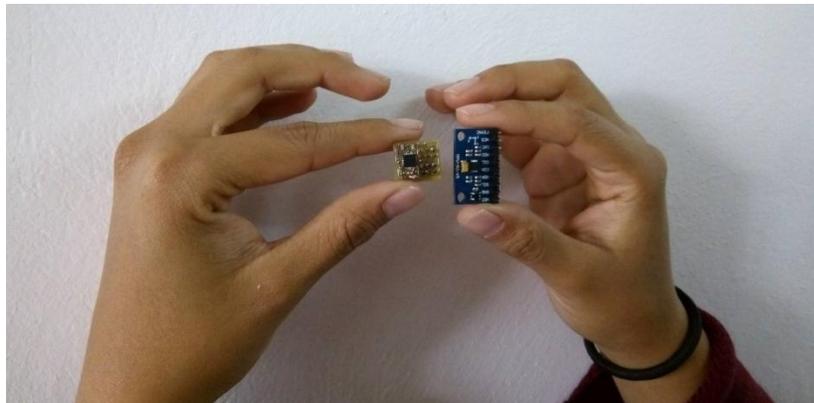


Figura 53. Comparación de tamaño entre el sensor diseñado y el comercial.

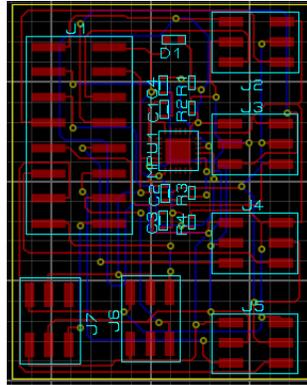
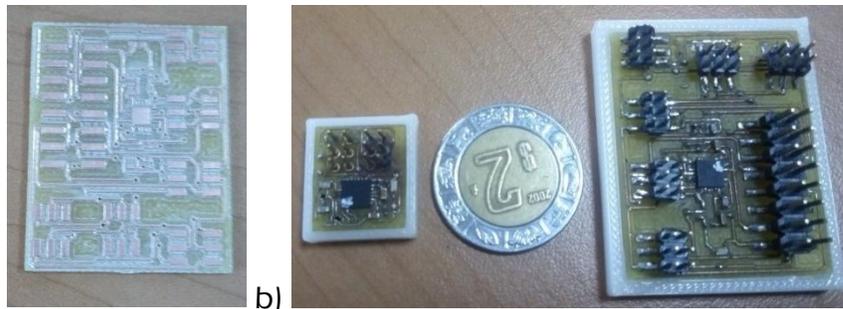


Figura 55. Diseño de la tarjeta con MPU y conectores para implementar hasta 11 sensores.



a) b)
Figura 56. A) Tarjeta PCB del centro de conexión. B) Tarjeta terminadas, con una referencia de su tamaño.

Para que los sensores se pudieran colocar de manera más simple sobre el cuerpo y tuvieran una base plana que permitiera calibrarlos, se construyeron bases de plástico (figura 57), con ayuda del software NX 8.5 para diseño CAD y se fabricaron en el MADiT del CCADDET de la UNAM.



Figura 57. Bases para las tarjetas diseñada.

4.4 Calibración de Sensores.

Antes de empezar con los experimentos de calibración de los sensores, se realizó un experimento para determinar el tiempo que tardan en estabilizarse las mediciones que lleva a cabo el sensor. Dicho experimento consistió en colocar el sensor en posición estática sobre una mesa y se realizó el seguimiento del acelerómetro del eje Z, desde el momento en que se conectó, hasta transcurridos 10 minutos.

En la gráfica siguiente podemos observar (**figura 58**), que el tiempo que le toma al sensor estabilizar sus mediciones es muy pequeño, aproximadamente de 0.4 segundos en promedio; por lo que podemos decir que el tiempo de respuesta del sensor es muy corto, casi inmediato y esto admite utilizar los datos que arroja desde que es encendido. Cabe mencionar que los datos reportados en el presente trabajo son compartidos con la de tesis de maestría de Adriana Martínez Hernández (Martínez 2017) pues fueron producto de la colaboración entre ambas autoras de las respectivas tesis.

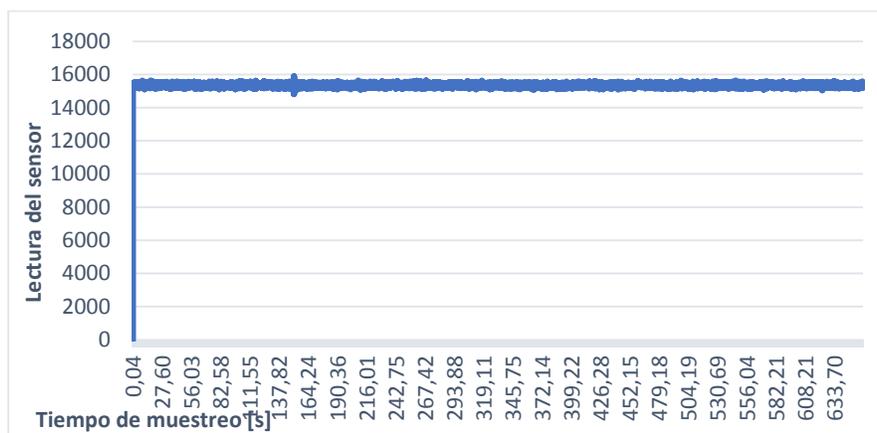


Figura 58. Tiempo de estabilización de los valores que arroja el sensor inercial.

4.4.1. Calibración de los Acelerómetros.

Para la caracterización de los acelerómetros se utilizó el experimento uno, descrito en el capítulo tres. Los resultados que se obtuvieron se presentan en las siguientes gráficas de la **figura 59**.

El valor digital arrojado por los acelerómetros al estar alineados con el campo gravitatorio terrestre es aproximadamente de 16300 que es equivalente a la magnitud de la fuerza de gravedad 9.8 m/s^2 , estos valores son necesarios para la implementación del algoritmo de estimación de orientación que se desea utilizar.

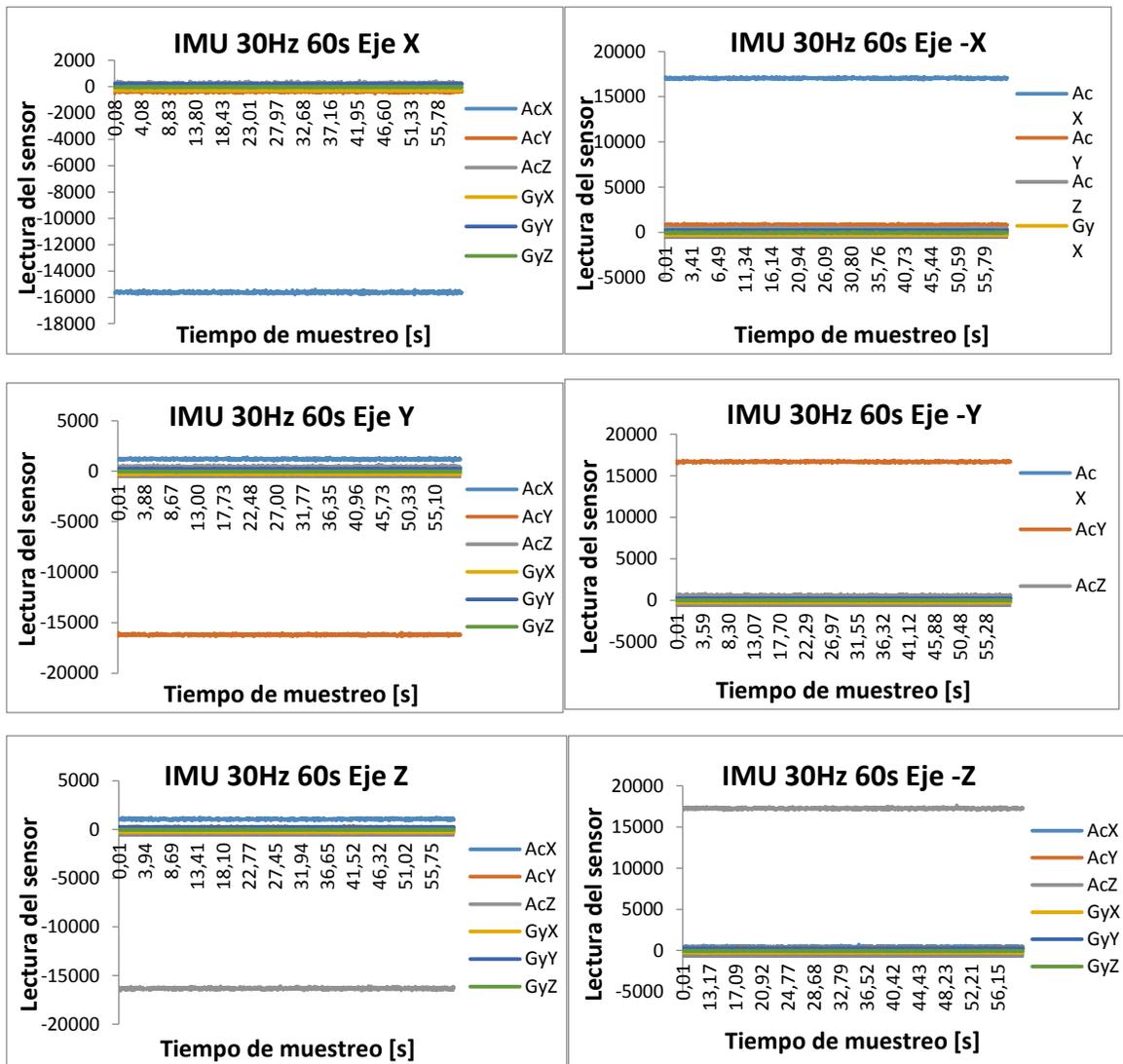


Figura 59. Tiempo de estabilización de los valores que arroja el sensor inercial (eje x, y, z).

En las gráficas anteriores podemos observar que, los valores arrojados por los ejes perpendiculares a la gravedad no son igual a cero aun cuando no están sujetos a alguna aceleración, esto es debido al ruido intrínseco del sensor.

Sucede algo similar con los valores arrojados por los giróscopos, ya que al estar el sensor en una posición estática no se encuentra sujeto a ninguna velocidad angular, por lo que los valores registrados deberían ser iguales a cero y esto no sucede.

A estos valores se les conoce como *offset* y es necesario obtener su valor promedio, el cual deberá ser restado a cada valor obtenido de los acelerómetros y giróscopos, al hacer el procesamiento de los datos para implementar el algoritmo de estimación de orientación los sensores(Martinez 2017).

4.4.2. Calibración de los giróscopos.

Para conocer los valores de referencia de los giróscopos, se realizaron las pruebas con el sistema de calibración diseñado (**figura 60**). Se colocaron marcadores de alta reflectancia sobre la plataforma del sistema, con el fin de utilizarlas como marco de referencia para realizar el seguimiento del movimiento de rotación del dispositivo (**figura 61**), por medio del sistema óptico Kinect y así llevar a cabo el cálculo de la velocidad angular a la que estará girando el sensor colocado justo en el eje de rotación del mecanismo de calibración (**figura 62**).



Figura 60. Sistema de calibración para los giroscopios, diseñado en NX 8.5 y fabricado con ayuda del MADiT de la UNAM.



Figura 61. Sistema de calibración de los giroscopios con la unidad de control y sensor montados.

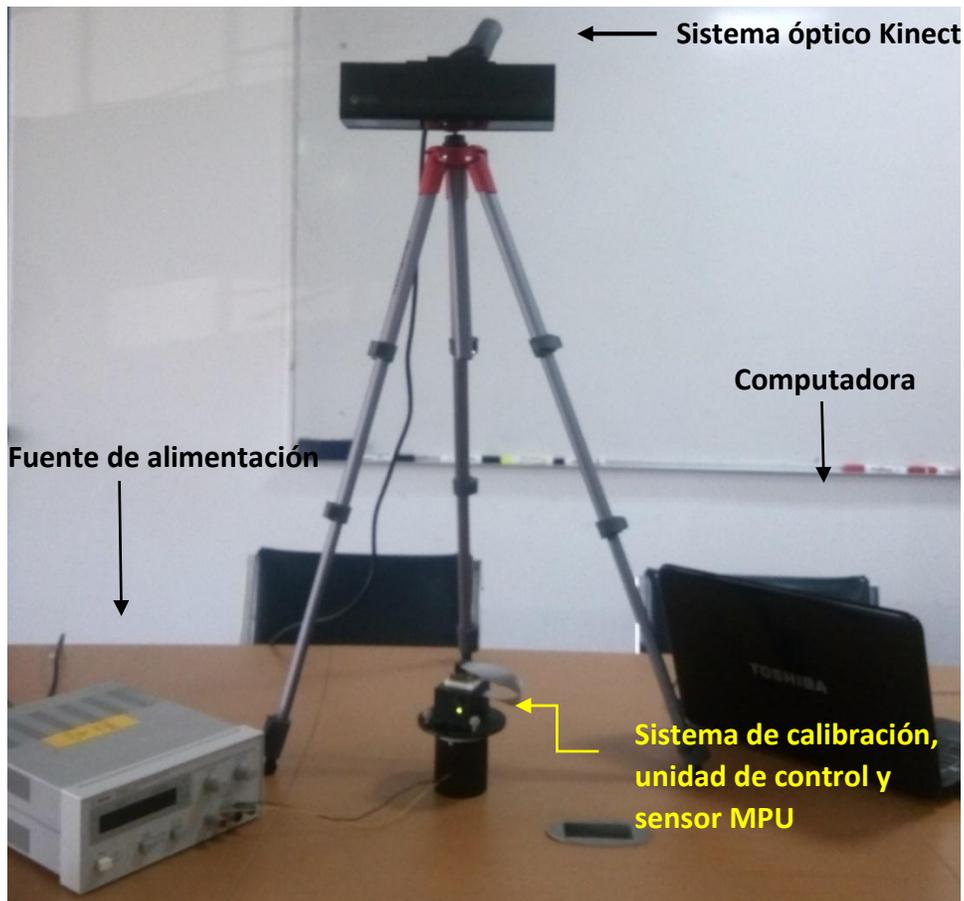


Figura 62. Set-up para la calibración de los giróscopos.

En esta prueba se puso a girar el sistema de calibración por 25 segundos a una velocidad específica, durante este tiempo se registraron los datos digitales arrojados por el sensor y se hizo la captura de movimiento del dispositivo con el Kinect. Esta prueba se realizó para cada uno de los ejes, a nueve velocidades diferentes.

La variación de velocidad se logra cambiando el voltaje de alimentación del motor reductor; la forma en que se energizó el sistema fue con una fuente de alimentación de corriente directa.

La gráfica que se muestra en la **figura 63**, es un ejemplo del comportamiento que tiene el giróscopo del eje Z cuando se aplican 2 volts al motor reductor, también observamos el ruido que aparece en los otros dos giroscopios que no están sujetos a ninguna velocidad angular.

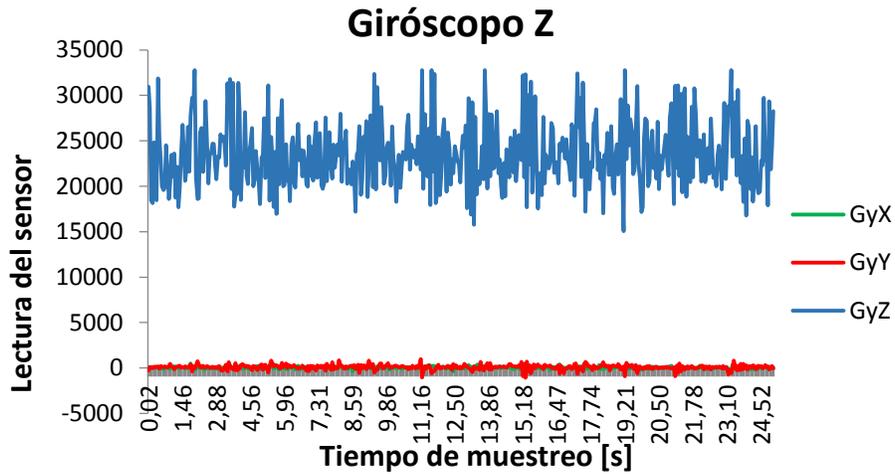


Figura 63. Gráfica de los datos obtenidos del experimento 2 de caracterización de los sensores inerciales.

Mediante un programa de software desarrollado en la UIDT-CCADET, el sistema óptico Kinect nos facilitó las velocidades angulares en radianes por segundo de todo el sistema de calibración y, como se mencionó, también se guardaron los datos arrojados por el sensor inercial montado. La tabla siguiente muestra los valores que se registraron con nueve velocidades utilizadas.

Voltaje	X		Y		Z	
	V. Angular [rad/s]	Datos Digitales	V. Angular [rad/s]	Datos Digitales	V. Angular [rad/s]	Datos Digitales
0.7	0.672	4866.88	0.7518	6133.13	0.7022	5405.09
1	1.1567	8811.35	1.0725	8622.19	1.1193	8833.83
1.3	1.6066	12422.85	1.6066	12546.51	1.7241	13388.59
1.7	2.3591	19061.02	2.4969	19459.06	2.4514	19470.85
2	3.0909	24202.21	2.8919	22505.69	2.9844	23846.6
2.3	3.4986	28026.94	3.4896	27829.78	3.545	27825.33
2.6	4.0426	31307.8	4.1452	31583.70	4.0929	31055.56
3	4.7218	32763.59	4.7779	32682.75	4.8938	32486.04
3.5	5.5941	32767	5.5493	32767	5.6636	32767

Tabla 4. Set-up para la calibración de los valores de referencia de los giróscopos.

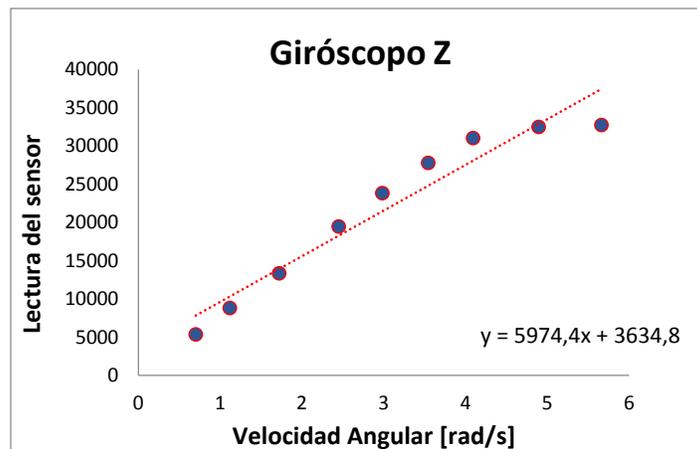
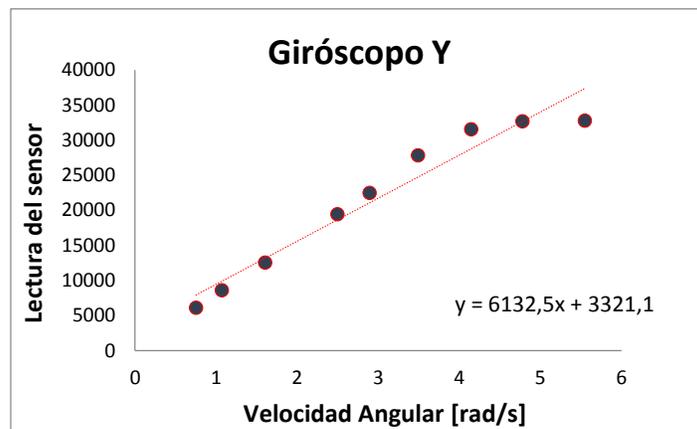
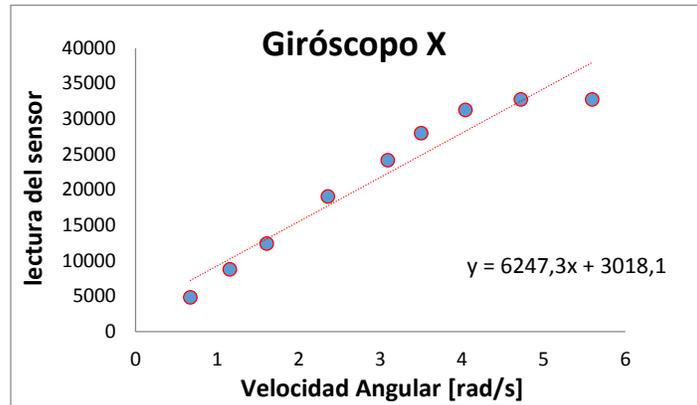


Figura 64. Gráficas de los datos obtenidos de la prueba número 2 de caracterización de los sensores inerciales.

Como se puede ver en la **tabla 4** y en las gráficas de la **figura 64**, se aprecia un comportamiento creciente hasta que llega a un punto de saturación y no se detecta cambio, es decir, el sensor deja de percibir los aumentos de velocidad y llega a su valor máximo de 32767. Conociendo esta velocidad máxima que detecta el sensor, podemos calcular el factor de escala para pasar a unidades reales los datos de los giróscopos en la parte del procesamiento y para la estimación de la orientación.

4.5. Procesamiento de los datos

Haciendo un análisis de la caracterización de los sensores se observa lo siguiente. La figura 65 se obtiene del experimento 1 descrito en el capítulo tres, observamos que la señal del eje X mantiene un comportamiento continuo, pero existen pequeñas diferencias u oscilaciones en los valores arrojados, aquí apreciamos que la señal tiene un porcentaje de ruido. Este ruido, como ya se mencionó, debe ser caracterizado con la media y varianza de los datos, esto se hace con el propósito de calcular la matriz de covarianza de los acelerómetros y giróscopos. Estas matrices son necesarias para que se implemente el algoritmo de filtro Kalman de estimación de orientación del sensor, cuyos detalles salen fuera del ámbito de este trabajo. Para más información sobre los detalles del algoritmo, léase (Martinez 2017).

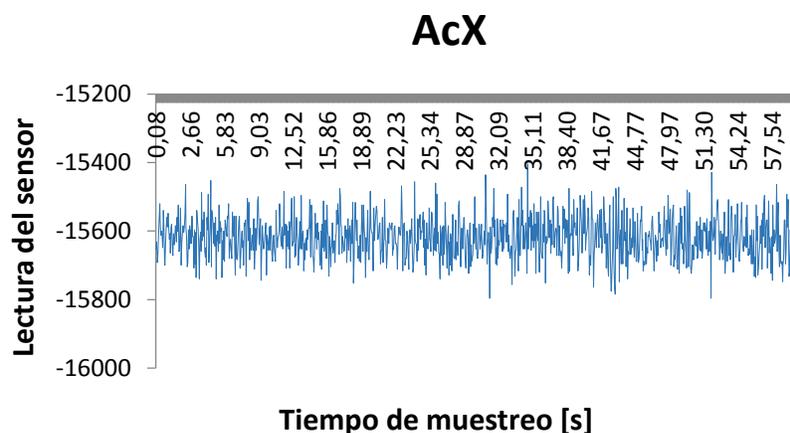


Figura 65. Graficas de las mediciones del acelerómetro del eje X.

Para hacer el análisis estadístico de las señales de los giróscopos y los acelerómetros se utilizó, un programa desarrollado en MatLab. Aquí se presentan los datos estadísticos de dos sensores, **tablas 5 y 6**. El sensor uno contiene el MPU y el sensor dos es el que servirá como centro de conexión entre el módulo de control y los sensores restantes (**figura 56**).

	Máximo	Mínimo	Media	Varianza
AcX	736	-180	283.87	26904.35
AcY	396	-140	127.77	6474.20
AcZ	1632	584	1132.98	21626.28
GyX	-162	-375	-239.59	1073.19
GyY	-578	-801	-666.34	2545.16
GyZ	787	667	725.32	213.22

Tabla 5. Valores estadísticos de las señales obtenidas en el Sensor 1.

	Máximo	Mínimo	Media	Varianza
AcX	1564	4	699.36	170088.22
AcY	1044	-536	212.85	177165.53
AcZ	952	-36	441.65	25667.29
GyX	-195	-348	-267.71	405.70
GyY	290	168	228.06	198.21
GyZ	41	-81	-28.65	199.62

Tabla 6. Valores estadísticos de las señales obtenidas en el sensor 2.

Aparte, para tener un estimado de la intensidad de ruido que se tiene en las señales de los acelerómetros y giróscopos se obtuvo la desviación estándar de cada una. Presentamos en la siguiente tabla los valores del sensor dos.

Desviación estándar	
AcX	57.65005946
AcY	57.17071441
AcZ	75.84892049
GyX	15.35677976
GyY	13.95287201
GyZ	13.77856437

Tabla 7. Desviación estándar del sensor dos.

Posteriormente se formaron las matrices de covarianza utilizando los datos obtenidos en las tablas 5 y 6, que sirven como parámetros de entrada de configuración para el algoritmo de estimación de orientación (Martinez 2017).

Sensor 1

Matriz de covarianza de los acelerómetros

$$\Sigma_A^1 = \begin{bmatrix} 26904.35 & 0 & 0 \\ 0 & 6474.20 & 0 \\ 0 & 0 & 21626.28 \end{bmatrix}$$

Matriz de covarianza de los giróscopos

$$\Sigma_G^1 = \begin{bmatrix} 1073.19 & 0 & 0 \\ 0 & 2545.16 & 0 \\ 0 & 0 & 213.22 \end{bmatrix}$$

Sensor 2

Matriz de covarianza de los acelerómetros

$$\Sigma_A^2 = \begin{bmatrix} 170088.22 & 0 & 0 \\ 0 & 177165.53 & 0 \\ 0 & 0 & 25667.29 \end{bmatrix}$$

Matriz de covarianza de los giróscopos

$$\Sigma_G^2 = \begin{bmatrix} 405.70 & 0 & 0 \\ 0 & 198.21 & 0 \\ 0 & 0 & 199.62 \end{bmatrix}$$

4.6. Validación del sistema

Para la validación del sistema se utilizaron los dos sensores mencionados en la etapa de procesamiento (**figura 56**). La prueba se hizo para la articulación del codo, montando los sensores inerciales en el brazo y en el antebrazo como se observa en la **figura 66**; se realizaron movimientos de flexión y extensión intentado llegar a hasta 90°. En esta prueba se utilizó el sistema desarrollado y también el sistema óptico Kinect, esto con el fin de poder comparar los datos de ángulo que arroja nuestro sistema contra los del Kinect (**figura 67**). Para llevar a cabo la prueba se le pidió al sujeto, que realizara los ejercicios de flexión y extensión a cinco velocidades diferentes (relativas), con el brazo suspendido en el aire y sin tener ninguna referencia física ni visual; para cada velocidad se hizo la captura del movimiento durante veinticinco segundos y se graficaron los resultados, haciendo una comparación entre los dos sistemas utilizados.

Para la estimación del ángulo por medio del sistema de referencia, se utilizó un programa de captura secuencial de imágenes en infrarrojo a partir del Kinect, a una frecuencia de captura de 30 Hz, desarrollado en la UIDT-CCADET (Gastelum Strozzi, 2016.). El programa detecta en tiempo real una serie de marcadores ópticos reflectivos colocados en el objeto a seguir. Con ello, se capturaron al mismo tiempo la secuencia de movimientos tanto con el Kinect, como con el sistema de sensores inerciales. Posteriormente a partir de las orientaciones estimadas de los dos sensores inerciales, se calculó el ángulo de la articulación.

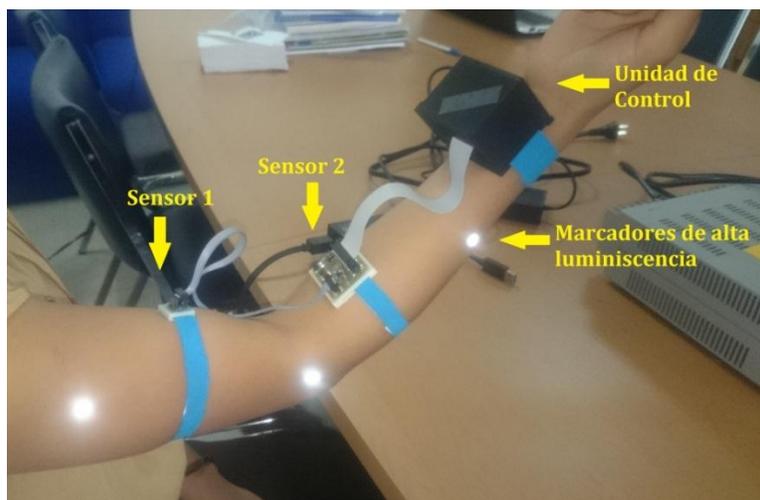


Figura 66. Prueba de validación del sistema electrónico en conjunto con el algoritmo de estimación de orientación propuesto.



Figura 67. Movimientos de extensión y flexión hasta los 90° frente al sistema óptico Kinect.

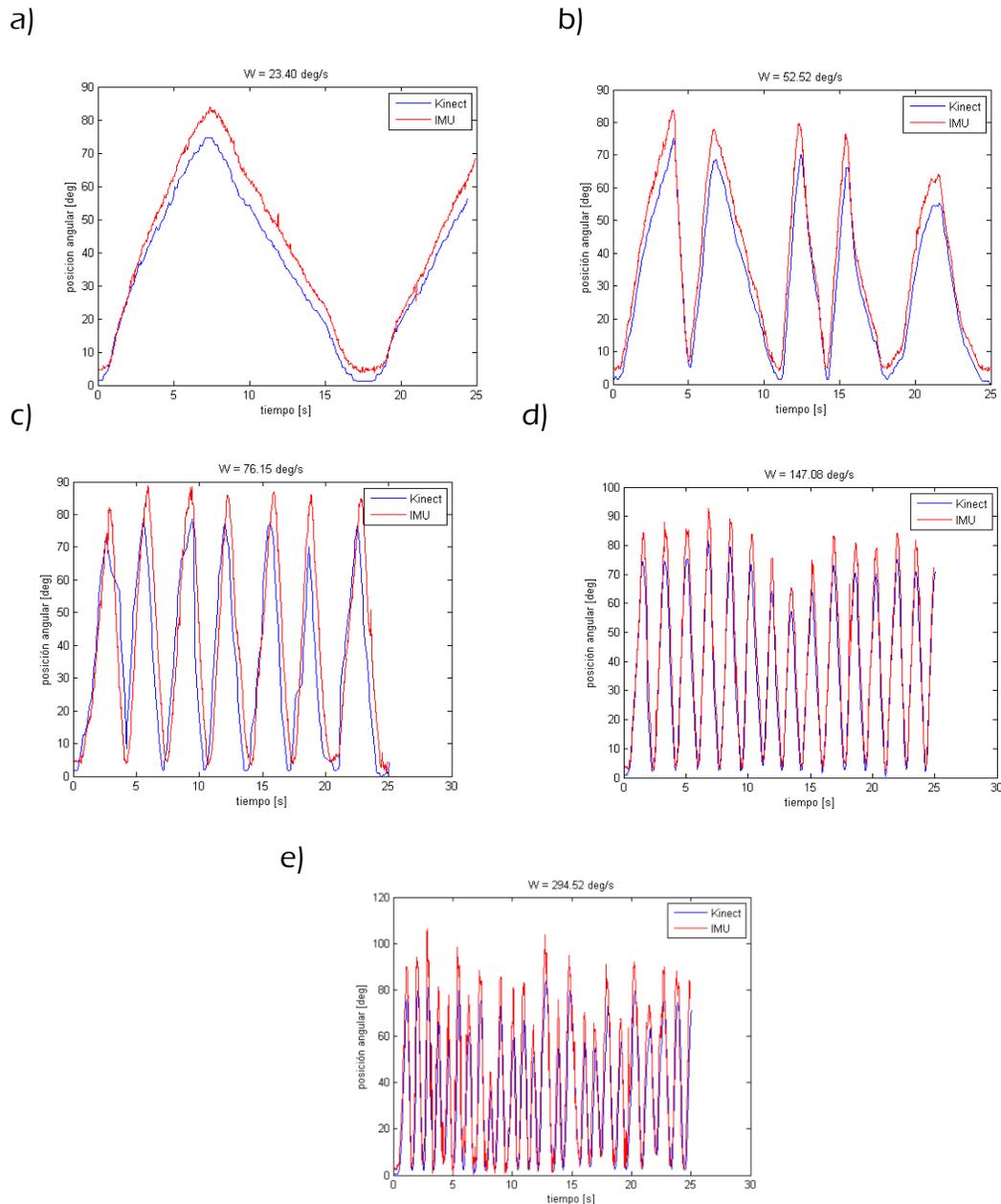


Figura 68. Estimación de la posición angular de una articulación mediante un par de IMUs (curvas en rojo) y su comparación con la estimación con un sistema de referencia usando marcadores ópticos (Kinect, curvas en azul) a diferentes perfiles de velocidad de movimientos: a) velocidad angular (W) baja; b) velocidad angular (W) media baja; c) velocidad angular (W) media; d) velocidad angular (W) media alta; e) velocidad angular (W) alta. Datos compartidos por (Martínez 2017).

En las graficas anteriores el valor que se muestra es el ángulo suplementario del ángulo que se forma entre el brazo y el antebrazo al realizar los movimientos de flexión-extensión. En cada gráfica se observa el comportamiento del sistema

propuesto en este trabajo (línea roja) y su comparación con un sistema de referencia óptico (Kinect, línea azul).

En la gráfica a) se aprecia que el ángulo no llega a los 90° , esto debido a que la persona no tiene una referencia para que el movimiento sea preciso; pero se puede ver que mientras aumenta la velocidad, los movimientos son más cercanos a este y para una velocidad muy alta (gráfica e), se sobrepasan los 90° . Mientras más rápido sea el movimiento, menos control del ángulo que forma la articulación, tiene la persona.

Este experimento es de nuestro interés, más que por la medición de ángulo, es por observar la coherencia en las mediciones y analizar si influye el sistema electrónico.

Siguiendo con el análisis, apreciamos que al aumentar la velocidad de los movimientos (gráficas d y e) se puede ver que hay más error en el ángulo registrado al no alcanzar los 90° en repetidas ocasiones, esto es debido a que cerca de las excursiones máximas y mínimas (90° y 0° respectivamente) los movimientos tienen una velocidad mayor que la velocidad a la que el sistema puede hacer la adquisición de los datos (como se planteó en el desarrollo, la velocidad de muestreo es de 30 Hz), además el tiempo de procesamiento y el algoritmo de cálculo de la orientación de cada sensor puede aumentar el error. Todo esto aunado a que la persona no realiza los movimientos de manera precisa.

En el caso del sistema óptico, la frecuencia a la que trabaja también es de 30 Hz y al hacer el seguimiento de movimientos más rápidos sufre de igual forma, pérdidas de información y por lo tanto errores en el cálculo del ángulo.

Para mejorar las pruebas de validación y eliminar errores del sistema electrónico de sensores inerciales propuesto, se puede cambiar el modo de realizar las pruebas, cambiando el sujeto de prueba por un sistema mecánico con el que se tenga un mayor control de los movimientos, en cuanto a velocidad y precisión.

4.7. Sistema electrónico desarrollado como aplicación de guante

Como se mencionó en el capítulo 3, se planea implementar el sistema desarrollado en un guante para capturar los movimientos de los dedos de las manos, por esta razón se muestra que el sistema electrónico se encuentra listo para ser utilizado en dicha aplicación, lo que restaría para que esto se pueda llevar a cabo es extender los algoritmos de estimación de orientación, además de completar el diseño e implementación del modelo industrial de todo en el guante, siendo ambos aspectos fuera del alcance de esta tesis.

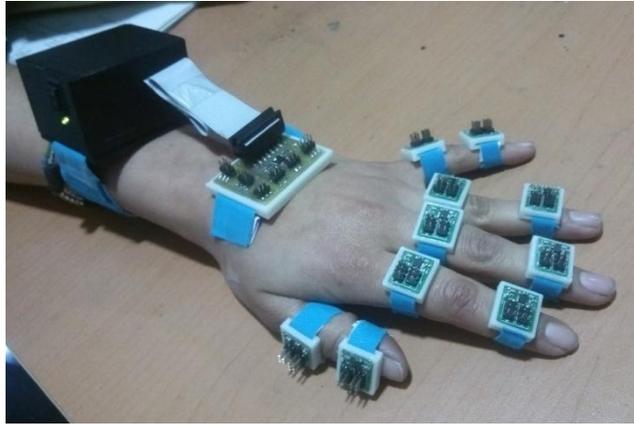


Figura 69. Sistema electrónico como aplicación de guante.

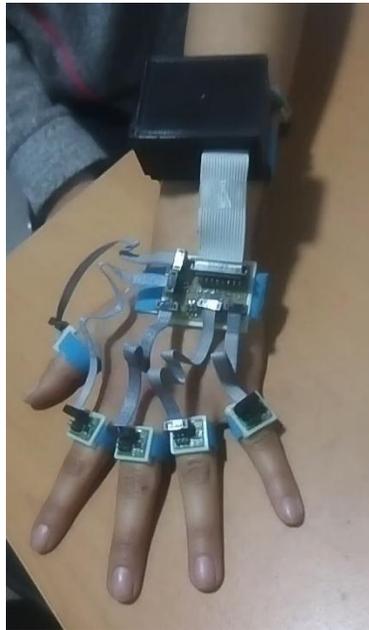


Figura 70. Prototipo de guante, utilizando el sistema desarrollado.

Capítulo 5. Conclusiones y trabajos a futuro.

En esta tesis se llevó a cabo el desarrollo de un sistema electrónico, portátil e inalámbrico que será utilizado para la estimación de orientación de articulaciones del cuerpo humano. El propósito de este sistema es que pueda ser empleado como apoyo en las áreas de diagnóstico, evaluación y rehabilitación motriz, sea fácil de utilizar y no limite los movimientos de los pacientes. El presente trabajo contribuye al diseño de nuevos métodos clínicos en medicina física, reumatismo, geriatría o neuro-rehabilitación, entre otras áreas clínicas. Además, tiene potencial aplicación en entretenimiento, como videojuegos o realidad virtual.

El sistema es capaz de leer hasta doce sensores inerciales simultáneamente, el número de sensores con que se puede trabajar, se ve limitado por el microcontrolador, pues como se mencionó se utilizó un Arduino Nano y este solo cuenta con doce puertos digitales. Otra limitante que se tiene es la velocidad a la que el microcontrolador es capaz de comunicar con cada sensor y recibir los datos que este le manda; para llevar a cabo el protocolo I2C se utilizaron las bibliotecas que Arduino tiene por defecto, esto repercute ya que, la cantidad de memoria que ocupen y el número de instrucciones que tengan, provoca que las rutinas del microcontrolador tarden más tiempo u ocupen más ciclos de reloj.

Es por estas razones que, uno de los trabajos a futuro es cambiar el microcontrolador, ya sea utilizando un Pic o un microcontrolador más sofisticado.

El tipo de comunicación que se utilizó para el intercambio de información entre la computadora y el dispositivo fue por medio de antenas de radiofrecuencia; utilizar dicho medio, nos permitió lograr el objetivo de que la comunicación fuera de tipo inalámbrico, sin embargo, consideramos que otro tipo de comunicación como Bluetooth o WIFI nos brindaría mayores ventajas, en cuanto a la velocidad de transmisión y la cantidad de interferencia.

Además, para realizar la adquisición y el procesamiento de los datos en la computadora se utilizó el software MatLab y aunque este permitió que dichas funciones se desarrollaran de manera eficiente a una frecuencia suficiente de 30 Hz, una de las perspectivas a futuro es migrar los algoritmos a otro lenguaje como C o Java, que nos permitan ampliar y enriquecer el funcionamiento de nuestro sistema, hablando en términos de la velocidad y frecuencia.

Por otra parte, para la validación del sistema es necesario hacer más pruebas llevando a cabo ejercicios con mayor control y repetitividad, que nos permitan detectar puntos de falla y eliminar errores.

Para finalizar, se mencionó que nuestro sensor también cuenta con magnetómetros en los tres ejes; al hacer uso de estos, el sistema sería capaz de poder captar movimiento en tres dimensiones, pero para ello se requiere hacer una caracterización para conocer su comportamiento y los valores equivalentes al campo

magnético de la Tierra. Esto requerirá incluir en la metodología propuesta una caracterización similar en la dirección del campo magnético terrestre. Sin embargo, la electrónica de este proyecto ya está lista para hacer uso de ellos y lo que se tendría que modificar serían los algoritmos de adquisición y procesamiento.

Bibliografía

- Brunner, Iris, Jan S. Skouen, Håkon Hofstad, Liv I. Strand, Frank Becker, Anne-Marthe Sanders, Hanne Pallesen, Tove Kristensen, Marc Michielsen, and Geert Verheyden. 2014. "Virtual Reality Training for Upper Extremity in Subacute Stroke (VIRTUES): Study Protocol for a Randomized Controlled Multicenter Trial." *BMC Neurology* 14 (1): 1–5. doi:10.1186/s12883-014-0186-z.
- Cameirão, Mónica S., Sergi Bermúdez i. Badia, Esther Duarte Oller, and Paul FMJ Verschure. 2010. "Neurorehabilitation Using the Virtual Reality Based Rehabilitation Gaming System: Methodology, Design, Psychometrics, Usability and Validation." *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 7 (1): 1–14. doi:10.1186/1743-0003-7-48.
- Diez Alegre, M.I., and R. Cano de la Cuerda. 2012. "Empleo de Un Video Juego Como Herramienta Terapéutica En Adultos Con Parálisis Cerebral Tipo Tetraparesia Espástica. Estudio Piloto." *Fisioterapia* 34 (1): 23–30. doi:10.1016/j.ft.2011.09.001.
- "Digi Internacional." 2016. *Digi Internacional*. www.digi.com/es/.
- Fernández Caparrós, Antonio Moreno. 2014. "Bus I2C." Universidad de Cordoba. <http://www.uco.es/~el1mofer/Docs/IntPerif/Bus%20I2C.pdf>.
- Fernández Cervantes, R, B Rodríguez Romero, M Barcia Seoane, S Souto Camba, M Chouza Insua, and S Martínez Bustelo. 1998. "Generalidades Sobre Feedback (O Retroalimentación)." *Fisioterapia* 20 (91): 9103–11.
- Frisoli, A., C. Procopio, C. Chisari, I. Creatini, L. Bonfiglio, M. Bergamasco, B. Rossi, and M.C. Carboncini. 2012. "Positive Effects of Robotic Exoskeleton Training of Upper Limb Reaching Movements after Stroke." *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* 9 (1).
- Frisoli, Antonio, Caterina Procopio, Carmelo Chisari, Ilaria Creatini, Luca Bonfiglio, Massimo Bergamasco, Bruno Rossi, and Maria Chiara Carboncini. 2012. "Positive Effects of Robotic Exoskeleton Training of Upper Limb Reaching Movements after Stroke." *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 9 (1): 1–16. doi:10.1186/1743-0003-9-36.
- Frisoli, Antonio, Fabio Salsedo, Massimo Bergamasco, Bruno Rossi, and Maria C. Carboncini. 2009. "A Force-Feedback Exoskeleton for Upper-Limb Rehabilitation in Virtual Reality." *Applied Bionics and Biomechanics* 6 (2): 115–26. doi:10.1080/11762320902959250.

- Giggins, Oonagh M., Ulrik McCarthy Persson, and Brian Caulfield. 2013a. "Biofeedback in Rehabilitation." *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 10 (1): 60. doi:10.1186/1743-0003-10-60.
- . 2013b. "Biofeedback in Rehabilitation." *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 10 (1): 60. doi:10.1186/1743-0003-10-60.
- Giggins, Oonagh M., Kevin T. Sweeney, and Brian Caulfield. 2014. "Rehabilitation Exercise Assessment Using Inertial Sensors: A Cross-Sectional Analytical Study." *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 11 (1): 158. doi:10.1186/1743-0003-11-158.
- Guidali, Marco, Alexander Duschau-Wicke, Simon Broggi, Verena Klamroth-Marganska, Tobias Nef, and Robert Riener. 2011. "A Robotic System to Train Activities of Daily Living in a Virtual Environment." *Medical & Biological Engineering & Computing* 49 (10): 1213–23. doi:10.1007/s11517-011-0809-0.
- Hernandez, Jose Canton. 2006. "La Discapacidad (Características Y Necesidades de Personas En Situación de Dependencia)." Editex.
- INEGI. 2012. "Clasificación de Tipo de Discapacidad." <http://www.inegi.org.mx/>.
- Invensese. 2016. "Invensese." <http://www.invensese.com/>.
- Lee, Jung Keun, Edward J. Park, and Stephen N. Robinovitch. 2012. "Estimation of Attitude and External Acceleration Using Inertial Sensor Measurement During Various Dynamic Conditions." *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement* 61 (8): 2262–73.
- Leirós, Rodríguez, M.E. Arceb, Gestalc Souto, and J.L. Soidán García. 2014. "Identificación de Puntos de Referencia Anatómicos Para La Valoración Del Equilibrio Mediante Dispositivos Cinemáticos," October.
- Ligorio, Gabriele, and Angelo M. Sabatini. 2015. "A Novel Kalman Filter for Human Motion Tracking With an Inertial-Based Dynamic Inclinator." *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering* 62 (8): 2033–43. doi:10.1109/TBME.2015.2411431.
- Lugo-Villeda, L. I., A. Frisoli, O. Sandoval-Gonzalez, M. A. Padilla, V. Parra-Vega, C. A. Avizzano, E. Ruffaldi, and M. Bergamasco. 2009. "Haptic Guidance of Light-Exoskeleton for Arm-Rehabilitation Tasks." In *18th Int. Symp. on Robot & Human Interactive Communication, ROMAN 09*, 903–908. IEEE.

- Martinez, Adriana. 2017. "SISTEMA DE ESTIMACIÓN DE ORIENTACIÓN BASADO EN SENSORES INERCIALES PARA APLICACIONES EN EVALUACIÓN DE MOVIMIENTOS DEL CUERPO HUMANO." Ciudad Universitaria: Universidad Nacional Autónoma de México.
- Martínez-González, M. 2000a. "Características Generales de Los Programas de Fisioterapia Con Personas Mayores." *Fisioterapia* 22 (2): 71–82.
- . 2000b. "Características Generales de Los Programas de Fisioterapia Con Personas Mayores." *Fisioterapia* 22 (2): 71–82.
- Menache, A. 1995. *Understanding Motion Capture for Computer Animation and Video Games. In: Understanding Motion Capture for Computer Animation and Video Games*. Boston: Morgan Kaufman.
- Menache, A., and M.A. Sturza. 2003. "Motion Tracking System and Method," September.
<https://www.google.tl/patents/WO2003079672A1?cl=en>.
- Newport, Roger. 2007. "Ventajas de La Rehabilitación Asistida Mediante Robot En La Recuperación de Las Funciones Motriz Y Visuoespacial En Pacientes En Fase de Recuperación de Un Accidente Cerebrovascular." *Revista Española de Geriatría Y Gerontología* 41: 66–73. doi:10.1016/S0210-5705(09)71003-9.
- OMS. 2011. "Informe Mundial Sobre La Discapacidad."
http://www.who.int/disabilities/world_report/2011/es/.
- Padilla-Castaneda, M.A., E. Sotgiu, A. Frisoli, M. Bergamasco, P. Orsini, A. Martiradonna, S. Olivieri, G. Mazzinghi, and C. Laddaga. 2013a. "A Virtual Reality System for Robotic-Assisted Orthopedic Rehabilitation of Forearm and Elbow Fractures." In *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2013 IEEE/RSJ International Conference on*, 1506–11. doi:10.1109/IROS.2013.6696548.
- . 2013b. "A Virtual Reality System for Robotic-Assisted Orthopedic Rehabilitation of Forearm and Elbow Fractures." In *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2013 IEEE/RSJ International Conference on*, 1506–11. doi:10.1109/IROS.2013.6696548.
- Roetenberg, Daniel, Henk Luinge, and Per Slycke. 2015. "'Xsens MVN: Full 6DOF Human Motion Tracking Using Miniature Inertial Sensors.'" <http://www.researchgate.net/publication/239920367>.
- Wade S., Smith, Joey D.English, and S. Clairborne Johnston. 2013. *Harrison Principios de Medicina Interna*. Vol. 17.
<http://www.harrisonmedicina.com/content.aspx?aID=4501924>.

- XBee. 2016. "Xbee."
<https://www.sparkfun.com/datasheets/Wireless/Zigbee/XBee-Datasheet.pdf>.
- YouRehab. 2016. "YouRehab." <http://yourehab.com/our-products/yougrabber/>.
- Zhou, Huiyu, and Hu Huosheng. 2008. "Human Motion Tracking for rehabilitation—A Survey." 10.1016/j.bspc.2007.09.001.
- Zijlstra, Agnes, Martina Mancini, Lorenzo Chiari, and Wiebren Zijlstra. 2010. "Biofeedback for Training Balance and Mobility Tasks in Older Populations: A Systematic Review." *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 7 (1): 1–15.
 doi:10.1186/1743-0003-7-58.

Anexos

Programa en Matlab para obtener y guardar datos del sensor.

%Lee datos del puerto serie y guardarlos en un archivo de excel.

```
clear all
clc
```

```
%borrar previos
delete(instrfind({'Port'}, {'COM3'}));
```

```
%crear objeto serie
ardu = serial('COM3', 'BaudRate', 9600);
%warning('off', 'MATLAB:serial:fscanf:unsuccessfulRead');
```

```
%abrir puerto
fopen(ardu);
```

```
% parámetros de medidas
tmax = 15; % tiempo de captura en s
fm = 43; % frecuencia de muestreo en Hz
tm = 1/fm;
```

```
% inicializar
titulos = {'dt', 'AcX', 'AcY', 'AcZ', 'GyX', 'GyY', 'GyZ'};
t = 0;
%d=[0 0 0 0 0 0];
a=[0 0 0 0 0 0];
%a=[];
```

```
%creación del archivo
xlswrite('IMUGy_30Hz_30s_axisY_3.5V.xls', titulos);
```

```
% ejecutar bucle cronometrado
```

```

tic
D = [];
FRAME = [0 0 0 0 0 0];
i=1;
primerdato = 0;
ts = toc;
while t<tmax
    t = toc;
    dt = t - ts;
    if dt >= tm,
        imudata = readIMU( ardu );
        if length(imudata)>0,
            if primerdato == 0,
                imudataold = imudata;
                primerdato = 1;
            end;
            if ( abs(imudata - imudataold) < 300000 ),
                %D = [D; [t imudata]];
                D(i,:) = [t imudata];
                i=i+1;
                imudataold =imudata;
            end;
        end;
        ts = toc;
    end;
end

%res = d';

% mandar a excel
xlswrite('IMUGy_30Hz_30s_axisY_3.5V.xls',D,1,'A2');

%Limpiar
fclose(ardu);
delete(ardu);
%clear ardu;

```

Programa en Arduino para controlar 2 sensores MPU

```

//Librería para utilizar comunicación I2C
#include <Wire.h>

//Dirección de comunicación con el IMU
#define MPU 0x68

// Vector de salidas del bus
const int maxMPU = 1;
const byte BusMPU[maxMPU] = {2};
bool MPUEnable[maxMPU] = {LOW};
int currentMPU = 0;
byte opensensor=0;

```

```
unsigned long time;
unsigned long timestart;
unsigned long timeglobal;
//Nombre de las variables que medira
int16_t AcX1[maxMPU], AcY1[maxMPU], AcZ1[maxMPU], GyX1[maxMPU], GyY1[maxMPU],
GyZ1[maxMPU], Temp1[maxMPU], AcX, AcY, AcZ, GyX, GyY, GyZ, Temp;
int k,j = 0;
```

```
////////////////////////////////////
```

```
void setup() {
```

```
  for (k=2; k<3; k++){
    pinMode(k, OUTPUT);
  }
```

```
  //Se configura el arduino como maestro, manda direccion y modo escritura
```

```
  for (int i = 0; i < maxMPU; i++) {
    //funcion para habilitar canales
    //seleccionMPU(i);
    Wire.begin();
    Wire.beginTransaction(MPU);
    Wire.write(0x6B);
    Wire.write(0);
    Wire.endTransmission(true);
  }
```

```
  Serial.begin(19200);
```

```
  currentMPU = 0;
  MPUEnable[currentMPU] = LOW;
  Temp1[currentMPU] = -1;
  AcX1[currentMPU] = -1;
  AcY1[currentMPU] = -1;
  AcZ1[currentMPU] = -1;
  GyX1[currentMPU] = -1;
  GyY1[currentMPU] = -1;
  GyZ1[currentMPU] = -1;
```

```
  timestart = millis();
  timeglobal= millis();
}
```

```
////////////////////////////////////
```

```

void loop()
{
////////////////////////////////////////////////////////////////////
  for (int k = 0; k < maxMPU; k++) {
    digitalWrite(BusMPU[k], MPUEnable[k]);
  }
  //Leer los valores del Acelerometro de la IMU
  Wire.beginTransmission(MPU);
  Wire.write(0x3B); //Pedir el registro 0x3B - corresponde al AcX
  Wire.endTransmission(false);
  Wire.requestFrom(MPU, 6, true); //A partir del 0x3B, se piden 6 registros

  AcX = Wire.read() << 8 | Wire.read(); //Cada valor ocupa 2 registros
  AcY = Wire.read() << 8 | Wire.read();
  AcZ = Wire.read() << 8 | Wire.read();

  //Leer los valores del Giroscopio
  Wire.beginTransmission(MPU);
  Wire.write(0x43);
  Wire.endTransmission(false);
  Wire.requestFrom(MPU, 6, true); //A diferencia del Acelerometro, solo se piden 4 registros
  GyX = Wire.read() << 8 | Wire.read();
  GyY = Wire.read() << 8 | Wire.read();
  GyZ = Wire.read() << 8 | Wire.read();

  delay(1);

////////////////////////////////////////////////////////////////////

  time = millis();
  if ((time - timestart) > 2) {

    // if (Temp!=-1 && AcX!=-1 && AcY!=-1 && AcZ!=-1 && GyX!=-1 && GyY!=-1 && GyZ!=-1){
      Temp1[currentMPU] = Temp;
      AcX1[currentMPU] = AcX;
      AcY1[currentMPU] = AcY;
      AcZ1[currentMPU] = AcZ;
      GyX1[currentMPU] = GyX;
      GyY1[currentMPU] = GyY;
      GyZ1[currentMPU] = GyZ;
    }

    Serial.print("#");
    Serial.print(BusMPU[currentMPU]); Serial.print(",");

```

```
Serial.print(time-timeglobal);Serial.print(",");
Serial.print(AcX1[currentMPU]); Serial.print(",");
Serial.print(AcY1[currentMPU]); Serial.print(",");
Serial.print(AcZ1[currentMPU]); Serial.print(",");
Serial.print(GyX1[currentMPU]); Serial.print(",");
Serial.print(GyY1[currentMPU]); Serial.print(",");
Serial.print(GyZ1[currentMPU]); Serial.print(",");
Serial.print("$");
Serial.print("\n");
```

```
for (int k = 0; k < maxMPU; k++) {
  MPUEnable[k] = HIGH;
}
currentMPU = currentMPU + 1;
if (currentMPU > maxMPU-1)
  currentMPU = 0;
```

```
MPUEnable[currentMPU] = LOW;
Temp1[currentMPU] = -1;
AcX1[currentMPU] = -1;
AcY1[currentMPU] = -1;
AcZ1[currentMPU] = -1;
GyX1[currentMPU] = -1;
GyY1[currentMPU] = -1;
GyZ1[currentMPU] = -1;
timestart =millis ();
```

```
}
```

```
//}
```