

INTRODUCCIÓN

El elevado costo y la baja portabilidad de los sistemas de adquisición de variables articulares, que se usan comercialmente en la actualidad, hacen que esta tecnología, sea poco usada en la rehabilitación de pacientes con problemas ortopédicos de miembro inferior o en otras aplicaciones, en las que esta tecnología tendría un impacto positivo. En este trabajo, se busca dar una alternativa más económica, portátil y eficiente, de este tipo de instrumentación, haciendo uso de tarjetas inerciales comerciales (IMU), para la toma de variables articulares, generando una facilidad en la creación de estos dispositivos y por ende, la difusión y el uso de esta tecnología, en los campos en que sea requerida.

1. PROBLEMA

En un país convulsionado por la violencia como lo es Colombia, una gran cantidad de personas sufren lesiones en sus miembros inferiores a consecuencia del conflicto armado interno¹, requiriendo tratamiento ortopédico especializado. No solo la violencia es un detonante de los problemas ortopédicos de tren inferior, los accidentes de tránsito generan entre 20 y 50 millones de lesiones no mortales a nivel mundial². Otros tipos de daños ortopédicos, son generados por diversas enfermedades³, que se presentan sobre todo en la niñez. Sin importar la causa del daño ortopédico, se hace necesario para pacientes y médicos, el uso de equipos biomédicos modernos, que les permitan tener una evaluación más objetiva, del problema a tratar.

La Ingeniería Electrónica y la Ingeniería Biomédica cada día, ahondan más en esta búsqueda, de elementos de apoyo para los especialistas de la salud, de tal manera, que se puedan llegar a diagnósticos y tratamientos adecuados, para cada tipo de paciente y patología. El análisis de variables articulares por medios electrónicos, es una muestra de este esfuerzo investigativo, el uso de este tipo de equipos, permiten que el médico o fisioterapeuta, tenga por un lado, un punto de partida coherente en la rehabilitación del paciente y por otro lado, un método de evaluación que se puede usar en cualquier parte del tratamiento.

Este tipo de estudios biomecánicos de miembro inferior, solo se desarrollan en laboratorios de marcha. En la actualidad en Colombia el número de estos laboratorios es reducido, ubicados principalmente en grandes ciudades, dificultando el uso de esta tecnología a pacientes ubicados en zonas rurales. Este tipo de tecnologías eliminan subjetividad a la hora de realizar un diagnóstico, permiten una correcta evaluación en procesos de rehabilitación, ayudando a los ortopedistas en su trabajo. El adicionarle portabilidad a esta tecnología, permite llevar estas ventajas a sitios donde antes no se hubiera pensado, mejorando la atención a pacientes distantes. Sin embargo, la tecnología usada en Colombia en la actualidad, no permite este ideal de portabilidad, encontrando una falencia en los sistemas comerciales.

¹ 10519 personas lesionadas por minas anti-persona, de Enero de 1990 a Agosto de 2013, *Datos tomados de:* <http://www.accioncontraminas.gov.co/Paginas/AICMA.aspx>

² Datos extraídos de la OMS: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs358/es/>

³ En este sitio se puede ver algunas de estas enfermedades: <http://www.traumatologiainfantil.com/es>

Existen diferentes situaciones que evidencian esta problemática como los son:

- Poco acceso a la tecnología electrónica en diagnóstico ortopédico.
- Desconocimiento de la existencia de este tipo de exámenes.
- Laboratorios de biomecánica, ubicados en zonas urbanas y principalmente usados académicamente.
- Elevado costo del examen.
- Elevado costo del equipo en general.
- Baja portabilidad del sistema de medición.

Estas situaciones concretas generan un grupo de personas afectadas por la problemática planteada. Esta afectación puede ser evidenciada a continuación:

- a. Pacientes rurales (Etnias indígenas y personas en regiones difícil acceso) → No tienen acceso a esta tecnología.
- b. Centros de investigación → Se realizan pocas investigaciones en esta área de recuperación.
- c. Centros deportivos → Se impide analizar de forma detallada los errores de movimiento en deportistas, minimizando su potencial.
- d. Pacientes de bajos recursos → No pueden acceder a estas tecnologías de diagnóstico.
- e. El ejército → Poseen gran cantidad de pacientes que requieren estos diagnósticos y solo poseen uno en el hospital militar (Bogotá).
- f. Ecopetrol → Posee planes de impacto social que serían grandemente beneficiados con el uso de estas tecnologías
- g. EPS → Los diagnósticos ortopédicos aún se realizan por instrumentos mecánicos.
- h. Medicina Prepagada → Sus pacientes no tienen acceso a estos tipos de diagnóstico.
- i. ARL → Los tiempos de recuperación de los pacientes se incrementan por un inadecuado diagnóstico.
- j. Médicos → No poseen muchos medios tecnológicos en este campo, para apoyar sus tratamientos.

Los principales afectados de la problemática son los posibles pacientes, que no están recibiendo un tratamiento adecuado, ya sea por su ubicación geográfica o por su posición económica, que no les permite acceder a los beneficios de la tecnología biomédica, por lo cual se incrementan los tiempos de recuperación. Se realizan diagnósticos y tratamientos en muchas ocasiones inadecuados a los pacientes afectados. Si esta situación no cambia, la tendencia muestra que se seguirán desarrollando exámenes físicos y de rehabilitación ortopédica, de manera rudimentaria y subjetiva, que en muchas ocasiones demoran grandemente la recuperación de los pacientes y en otras deterioran su condición. Estas y otras situaciones permiten concluir que la problemática se centra en el elevado costo y la no portabilidad de estos laboratorios de marcha. Impidiendo su compra y difusión. Esta problemática es generada principalmente por:

- Falta de diseñadores y constructores de equipos biomédicos nacionales.
- Uso de técnicas complicadas para la captura de movimiento de miembro inferior.
- Centralización de las tecnologías actuales.
- Elevado costo de adquisición en la tecnología de BTS smart⁴
- Falta de inversión económica, para desarrollo de prototipos que puedan solucionar esta problemática.

Con base en lo anterior se plantea la pregunta problema de este proyecto:

¿Es posible reducir los costos de diseño, fabricación e implementación de un sistema de adquisición de variables articulares de miembro inferior, agregando ventajas como portabilidad y fidelidad en los resultados, comparado con los sistemas comerciales actuales, usando como medio de adquisición, un sistema de tarjetas inerciales comerciales?

Para una correcta respuesta de este interrogante se evaluarán a continuación las posibles soluciones de la problemática planteada:

⁴ Sistema optoelectrónico digital de alta resolución, para el análisis preciso de movimientos por medio de cámaras de televisión digitales, con sensores CCD (dispositivo de carga acoplada)

- a. **Toma de datos por IMU comercial, con interfaz propietaria** → Unir dos tecnologías, la comercial, encargada del procesamiento y visualización de datos (Software). Con un desarrollo económico de adquisición de variables articulares, por medio de módulos inerciales.

- b. **Software libre con adquisición propietaria** → Realizar procesamiento de datos y visualización de resultados con software libre (gratuito), a partir de una toma de variables tradicional o comercial.

- c. **Software licenciado con adquisición de datos por IMU comercial** → Generar dos sistemas propios, uno a partir de la economía y versatilidad ofrecida por las tarjetas inerciales comerciales, sumado al fácil procesamiento y visualización, de los programas comerciales usados para este fin.

SOLUCIONES	Toma de datos por IMU comercial, con interfaz propietaria.	Software libre con adquisición propietaria.	Software licenciado con adquisición de datos por IMU comercial.
DISPONIBILIDAD	Se deben importar estas tarjetas, es posible realizar la importación desde diferentes partes del mundo. El tiempo promedio de entrega es de un mes aproximadamente.	Existe gran variedad de software que permiten realizar este tipo de aplicaciones y solo se deben instalar de manera adecuada.	Importación de tarjetas, con el tiempo de entrega aproximado de un mes y una disponibilidad total de software licenciado como Matlab, LabVIEW entre otros.
EFFECTIVIDAD	Se reduce grandemente el costo, sin embargo, el software es una de las	Al usar software libre el procesamiento sería gratuito, al igual que	Se reducen costos usando adquisición por tarjetas inerciales, sumado

	fuentes de gasto más grandes de estos sistemas, debido a sus continuas actualizaciones y correcciones. Se haría necesario trabajar directamente con el fabricante del sistema comercial.	la interfaz de usuario, pero el sistema de adquisición por BTS, sigue incrementando los costos.	al uso de software licenciado, para desarrollar algoritmos propios, reduciendo el costo de todo el sistema, en comparación con los equipos comerciales actuales.
EFICACIA	Costos mínimos para la adquisición de datos. Sin embargo, la unión con el software, requeriría comprarlo al fabricante o usar una interfaz de algún usuario, lo cual saldría demasiado costoso.	Es una solución demasiado costosa por el uso de BTS.	Es una solución de un costo reducido, en comparación con técnicas actuales.
EFICIENCIA	Se elimina la problemática en un 100%, pero se seguiría dependiendo del software del fabricante.	La problemática se elimina en aproximadamente un 80%, principalmente por sus costos	La problemática se erradicaría en un 100%, adicionándole una ventaja mayor, que es la portabilidad del sistema.

Fuente: Autor

Tabla 1. Cuadro evaluativo de las posibles soluciones.

Con base en el cuadro comparativo, se concluye que la mejor opción planteada para este proyecto es: **Software licenciado con adquisición de datos por IMU comercial**. Al ejecutar esta alternativa, se están logrando grandes aportes para la solución de la problemática, como lo es: el desarrollo de un sistema portable, que pueda ser llevado por el usuario a su hogar o a su sitio de trabajo, de tal manera, que el paciente se olvide que

se le está practicando una prueba de este tipo, incrementando la fidelidad de los resultados, los pacientes que son sometidos a estas pruebas, por estar expuestos ante un médico, muchas veces cambian sus patrones de marcha, por nerviosismo o por el simple deseo de mejorar los resultados de sus pruebas, lo que ocasiona errores en la adquisición de los datos.

El tener una base lógica desarrollada en software matemático, con interfaz grafica de fácil manejo, minimiza los tiempos de desarrollo de la lógica computacional del sistema y su interacción con el hardware, otra ventaja se encuentra al realizar adquisición de variables biomecánicas por sistemas inerciales, lo cual permite aun mas disminuir costos de implementación⁵ y garantizar la portabilidad de todo el sistema.

La portabilidad, la practicidad y la economía del sistema, hace que este proyecto tenga una gran ventaja contra sistemas de medición de variables biomecánicas actuales, mostrando una importancia no solo académica, sino que se puede ver como un proyecto de gran impacto económico y social.

⁵ <http://www.xsens.com/?gclid=COu2-77-wLoCFStp7AodID0AvQ> Sistemas XSENSE los cuales usan sistemas inerciales en sus productos.

2. OBJETIVOS

Objetivo general:

Diseñar y evaluar un sistema portátil de captura de variables cinéticas y cinemáticas, por medio de tarjetas inerciales comerciales, para la detección de patrones de marcha patológicos, analizando el comportamiento biomecánico, de una cadena cinemática de miembro inferior.

Objetivos específicos:

1. Diseñar un sistema electrónico de adquisición de variables articulares para tren inferior, basado en el uso de tarjetas inerciales comerciales de 9 DoF.
2. Diseñar un algoritmo de software, distribuido entre cada una de las partes constitutivas del equipo, capaz de integrar la menor cantidad de sensores inerciales, para el análisis de una cadena cinemática de miembro inferior, con base en las variables de aceleración, giro y dirección de rotación, entregadas por las tarjetas inerciales de 9 DoF.
3. Diseñar una interfaz (software y hardware), que permita realizar la visualización de las variables entregadas por el sistema de adquisición.

3. MARCO REFERENCIAL

3.1 LABORATORIOS DE MARCHA

Es un sistema de medición, que permite evaluar de forma objetiva las alteraciones que puedan presentarse en la marcha, causadas por ejemplo: por amputación, lesiones que alteren el aparato locomotor, como afecciones del sistema articular, o de origen neurológico, que comprometen el buen funcionamiento de las extremidades. Estos sistemas contribuyen a la investigación, ya que generan grandes cantidades de datos que pueden ser útiles para estudios biomecánicos posteriores.

3.1.1 Aspectos que se evalúan en un laboratorio de marcha

En la mayoría de estos laboratorios se estudian dos aspectos fundamentales de la marcha como lo son: la cinética y la cinemática, la primera estudia las fuerzas, momentos y potencias que intervienen en la marcha, puede ser de forma global o para cada articulación, mediante plataformas, tapetes de presión o podómetros. La segunda es análisis del movimiento, en términos de velocidades, aceleraciones, desplazamientos y tiempos. Estos análisis pueden ser cualitativos o cuantitativos, sin embargo un examen netamente físico, resulta insuficiente para un diagnóstico acertado, por lo que la cuantificación del movimiento permitirá evaluar y comparar como varía la marcha, el grado de la enfermedad y su posible tratamiento [7].

3.2 TÉCNICAS DE ADQUISICIÓN DE VARIABLES

Al querer evaluar la marcha de un paciente, es necesario extraer algunas variables biomecánicas propias del movimiento de cada individuo, la manera usada en la extracción de estas variables, mejoran o degradan la fidelidad de las mediciones según sea el caso. Se conocen diferentes métodos de adquisición de variables, algunos de ellos se explican a continuación [8].

3.2.1 Captura electromecánica

La captura de los movimientos, se realiza por medio de sensores mecánicos, por desplazamiento. En la captura se utiliza un traje rígido como un exoesqueleto, compuesto de barras metálicas o plásticas, unidas mediante potenciómetros ubicados en las

principales articulaciones, relacionando la variación de resistencia con el ángulo de apertura de la articulación. En la realización de los movimientos, el traje se adapta y los potenciómetros recogen datos de apertura, mas no de desplazamiento espacial.



Figura 1. Traje electromecánico [8].

3.2.2 Captura electromagnética

Este tipo de captura de datos consta de sensores electromagnéticos que miden la relación espacial con un transmisor cercano.

Los sensores se ubican en el cuerpo y se conectan a una unidad electrónica central, casi siempre mediante cables. La medición del flujo magnético, determina la posición como la orientación del sensor. La radiación del transmisor es amplificada, filtrada y procesada en el receptor, para entregar los resultados. Los sistemas usan de 18 a 144 sensores, dependiendo del precio y la precisión que se desee [8].

3.2.3 Captura térmica

Este tipo de captura se realiza mediante cámaras infrarrojas, que realizan la medición a partir de las emisiones de infrarrojos hacia un objeto, para obtener la imagen deseada. Las imágenes visualizadas son monocromáticas, porque se utiliza un sólo tipo de sensor. Muestran las áreas más calientes de un cuerpo en blanco y las menos en negro.

Algunas cámaras muestran imágenes coloreadas, pero esos colores no corresponden a la radiación infrarroja percibida, sino que la cámara los asigna arbitrariamente, de acuerdo al rango de intensidad de particular longitud de onda infrarroja.

3.2.4 Captura óptica

La captura óptica utilizan los datos recogidos por sensores de imagen para inferir la posición de un elemento en el espacio, utilizando una o más cámaras sincronizadas para proporcionar proyecciones simultáneas. (MIDEN UBICACIÓN DE LOS MARCADORES).

Los más habituales se basan en un único ordenador que recibe la entrada de varias cámaras digitales CCD (charge-coupled device). Las CCD crean una representación digital de la imagen con alta resolución.

3.2.5 Captura por fibra óptica

Para la captura por fibra óptica es común encontrar los guantes de fibra óptica, que están constituidos por un conjunto de fibras ópticas que, al doblarse, atenúan la luz transmitida, permitiendo calcular la posición de los dedos de la mano. El primer ejemplo de sistema de este tipo es el Dataglove.

Para captura de movimientos del cuerpo, se fijan sobre distintas partes del cuerpo sensores flexibles de fibra óptica que miden las rotaciones de las articulaciones.



Figura 2. Traje de captura por fibra óptica, shapewrap III de Measurand [8]

3.2.6 Captura por ultrasonido

En este sistema se emplean transmisores, que se usan como marcadores espaciales, generan pulsos ultrasónicos a frecuencias no audibles, se emplean varios receptores para poder dar una ubicación espacial adecuada, la forma de ubicación y la cantidad de receptores, permiten conocer incluso la orientación de los marcadores ultrasónicos.

El tamaño de estos dispositivos en la actualidad es demasiado grande para sus prestaciones y por otro lado, son incapaces de seguir grandes frecuencias de movimiento.

3.2.7 Sistemas inerciales

Acelerómetros, giroscopios y magnetómetros, integrados en una sola pastilla, recogen información sobre la aceleración, velocidad angular y orientación, respectivamente, todo en un solo sensor, que en muchos casos, entrega estas variables en los tres ejes coordenados, permitiendo que se tengan 9 grados de libertad (9 DoF) por sensor.

Los sensores ubicados en puntos específicos sobre el cuerpo del paciente, envían su información a un concentrador, normalmente un PC, ya sea de manera alámbrica o inalámbrica (según la tecnología del sistema), permitiendo analizar cada una de las variables entregadas por los sensores.



Figura 3. Traje de captura por sistemas inerciales [8]

3.3 CUADRO COMPARATIVO DE LOS SISTEMAS DE CAPTURA DE MOVIMIENTO

En el siguiente cuadro se realiza un resumen comparativo de diferentes técnicas de adquisición de variables articulares, mostrando sus principales ventajas y desventajas.

TECNOLOGÍA DE CAPTURA	VENTAJAS	DESVENTAJAS
ELECTROMECAÁNICA	<ul style="list-style-type: none"> • Tiempo real 500 Hz. • Rango de medición ilimitado. • No poseen oclusión. • Portátil. 	<ul style="list-style-type: none"> • Mediciones angulares no espaciales. • Movimientos limitados por el uso de exoesqueleto. • Sistema mecánico complejo. • No tiene en cuenta rotaciones complejas de las articulaciones humanas. • Se deben usar en asocio con otras tecnologías, para realizar una correcta medición.
ELECTROMAGNÉTICA	<ul style="list-style-type: none"> • Entrega valores de posición y orientación. • Manejo de datos en tiempo real. • No hay oclusiones. 	<ul style="list-style-type: none"> • Exactitud limitada. • Espacio de trabajo limitado. • Sensores pesados y cables que dificultan su uso. • Sensibilidad a interferencia electromagnética. • Para generar el tiempo real, se necesita un procesador bastante robusto, que en ocasiones puede ser más costoso que el mismo sistema. • Se le dificulta la medición a grandes velocidades.
TÉRMICA	<ul style="list-style-type: none"> • No usa marcadores. • No tiene oclusión. 	<ul style="list-style-type: none"> • Sistema de adquisición costoso. • Procesamiento de señales bastante complicado.

		<ul style="list-style-type: none"> • Baja fidelidad del movimiento
MARCADORES ÓPTICOS	<ul style="list-style-type: none"> • Son fiables • Velocidad de captura elevada 	<ul style="list-style-type: none"> • Sistemas costosos • Requiere recalibración por movimiento de las cámaras. • No es portátil. • Para una mejor resolución el procesamiento de las señales se vuelve más complejo. • Los sistemas comerciales, necesitan de fábrica el software y el hardware, para su funcionamiento. • Los marcadores en ocasiones, presentan oclusión.
FIBRA ÓPTICA	<ul style="list-style-type: none"> • Sensores flexibles que se acomodan fácilmente a diferentes partes del cuerpo. • Permiten realizar mediciones en miembros como la mano. • Inmunes a interferencia electromagnética. 	<ul style="list-style-type: none"> • Miden rotación no movimiento espacial, por lo que requieren ser unidos con otras tecnologías, si se desea una correcta medición. • Existen ángulos de medición en la fibra óptica que generan error, dependiendo de la fibra a trabajar. • Son una extensión de los electromecánicos.
ULTRASONIDO	<ul style="list-style-type: none"> • Entregan posición y orientación. • Sistemas económicos. • No existe oclusión. 	<ul style="list-style-type: none"> • Se deben usar en unión con otras tecnologías. • Baja respuesta frecuencial. • Emisores demasiado voluminosos.
MÓDULOS	<ul style="list-style-type: none"> • Determinan velocidad, 	<ul style="list-style-type: none"> • Presenta error de deriva de

INERCIALES	<p>aceleración, posición y eje de giro.</p> <ul style="list-style-type: none"> • No usa cámaras ni marcadores. • Costo reducido en comparación a otras tecnologías de captura de movimiento. • Sistema portátil. • Fácil de poner y usar. • No genera interferencia en el movimiento del paciente. • Buena respuesta frecuencial. • No presenta oclusiones. • No es necesario un número elevado de sensores para dar una medición correcta. 	<p>integración, lo cual quiere decir que los errores se pueden acumular.</p>
-------------------	---	--

Fuente: Autor

Tabla 2. Cuadro comparativo de diferentes técnicas, para la adquisición de variables biomecánicas

3.4 ANÁLISIS DE MARCHA

El análisis de marcha, es una herramienta de diagnóstico biomecánico, que permite valorar de manera detallada y objetiva, los movimientos de un paciente, de esta manera se hace mucho más sencillo la evaluación del aparato locomotor. El análisis de marcha resulta de gran utilidad para diferentes profesionales en campos diversos como: deportes, ortopedia, ergonomía, animación etc. En el campo clínico, este tipo de exámenes

permiten observar la evolución del paciente y dar un mejor tratamiento, para una rehabilitación más rápida. [9]

3.4.1 Ciclo de la marcha

Muchos autores han planteado la marcha como una serie de movimientos síncronos, que generan un desplazamiento, estos movimientos y estos desplazamientos tienen un ciclo establecido en cuanto a la marcha humana se refieren, dividiéndolo en dos fases principales conocidas que son: fase de apoyo y fase de balanceo, para definir cada una de ellas se establece una acción de la marcha, cuando el pie está sobre el suelo, es fase de apoyo y cuando el pie no lo está, es fase de balanceo, estas dos fases deben estar perfectamente sincronizadas, para que la marcha sea considerada, como normal figura 4.

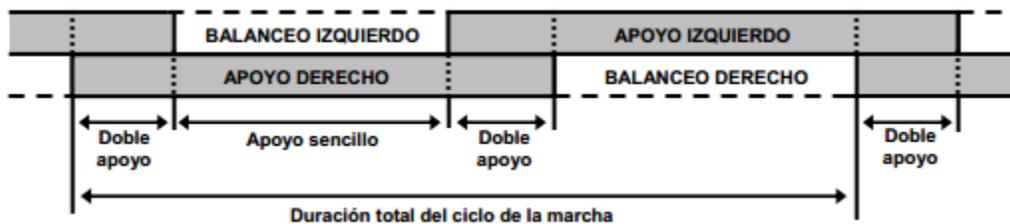


Figura 4. Fases durante la marcha [10].

En la figura 4. Se observa un periodo de tiempo llamado de doble apoyo y se refiere al instante en el cual los dos pies se encuentran apoyados en el piso, este periodo no siempre se presenta y es la principal diferencia entre correr y caminar, los porcentajes de cada uno de los instantes de tiempo se encuentran repartidos así:

- Fase de apoyo 60%
 - Fase de balanceo 40%
 - Doble apoyo 20%
- [10].

En la figura 5, se puede observar una descripción más detallada de cada uno de los intervalos de tiempo y cuando aparecen durante el ciclo de marcha.

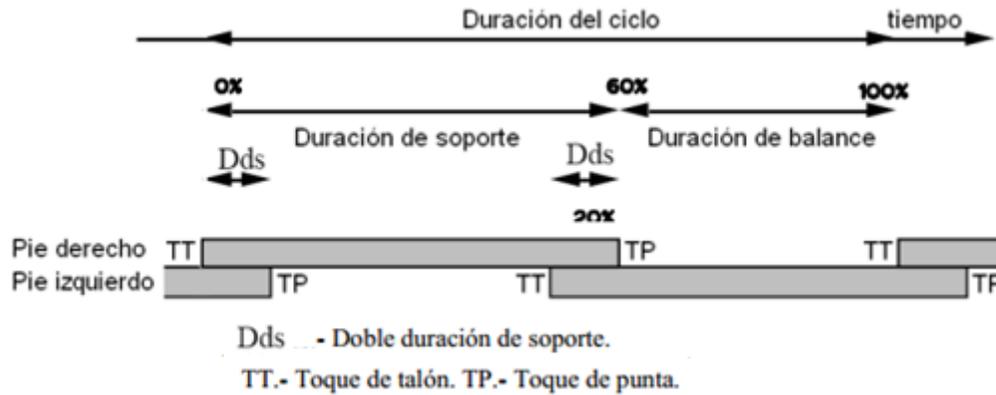


Figura 5. Estructura temporal del ciclo de marcha humana. [10].

3.4.2 Análisis cinemático de la marcha en el plano sagital

Durante la marcha humana, existen variables que se deben tener en cuenta, como son las rotaciones de cada una de las articulaciones, que hacen parte del ciclo de marcha, para realizar este análisis de manera detallada, se toman tres fases durante la marcha y se observa el comportamiento de las diferentes articulaciones en cada fase como lo muestra el doctor Vera [10] en sus cuadros y graficas resumen, de este comportamiento dinámico de la marcha.

Para comprender de una manera adecuada este análisis se hace necesario tomar un plano sagital del cuerpo humano, como se muestra en la figura 6.

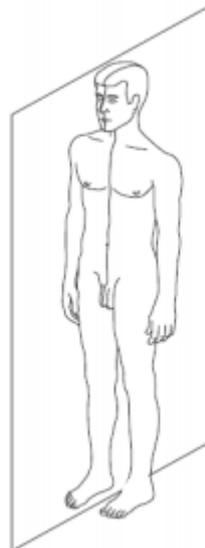


Figura 6 Plano sagital del cuerpo humano [10].

3.4.2.1 Fase I de la marcha

Tiempo transcurrido entre apoyo del talón sobre el piso y el punto medio de apoyo

- Articulación de tobillo

Momento de contacto del talón con el suelo.	La articulación del tobillo está en posición neutra (0°). Justo entre la dorsiflexión y la flexión plantar.
Simultáneamente con el contacto del talón.	La articulación del tobillo empieza a moverse en dirección de la flexión plantar.
Momento en que la planta del pie hace contacto con el suelo.	La articulación del tobillo se mueve 15° de la posición neutra a la flexión plantar.
En la fase media.	La articulación del tobillo pasa rápidamente a aproximadamente 5° de dorsiflexión.

Tabla 3. Análisis de articulación de tobillo en la fase I [10]

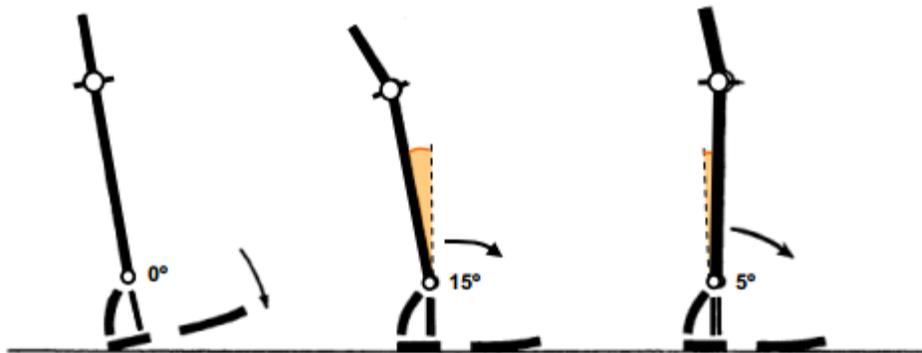


Figura 7. Ángulos de la articulación de tobillo en la fase I [10]

- Articulación de rodilla

Inmediatamente antes del contacto del talón con el suelo.	La articulación de la rodilla se encuentra en completa extensión.
Simultáneamente con el contacto del talón con el suelo.	La articulación de la rodilla comienza a flexionarse y continúa hasta que la planta del pie esté plana en el suelo.
Inmediatamente después de haber alcanzado la posición plana del pie.	La rodilla tiene aproximadamente un ángulo de 20° de flexión y comienza a extenderse.
En el apoyo medio.	La rodilla tiene aproximadamente un ángulo de 10° de flexión y continúa extendiéndose.

Tabla 4. Análisis de articulación de rodilla en la fase I [10]

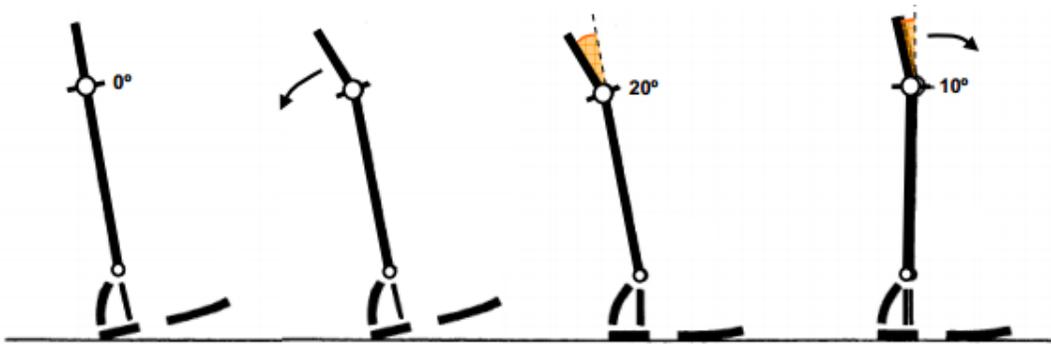


Figura 8. Ángulos de la articulación de rodilla en la fase I [10]

- Articulación de cadera

Simultáneamente con el contacto del talón con el suelo.	La cadera está aproximadamente a 30° de flexión.
Inmediatamente después del contacto del talón con el suelo.	La articulación de la cadera comienza a extenderse.
En la posición del pie plano en el suelo.	El ángulo de flexión disminuye alrededor de 20°.
Entre el pie plano y el apoyo medio.	La articulación de la cadera se mueve a su posición neutral (0°).

Tabla 5. Análisis de articulación de cadera en la fase I [10]

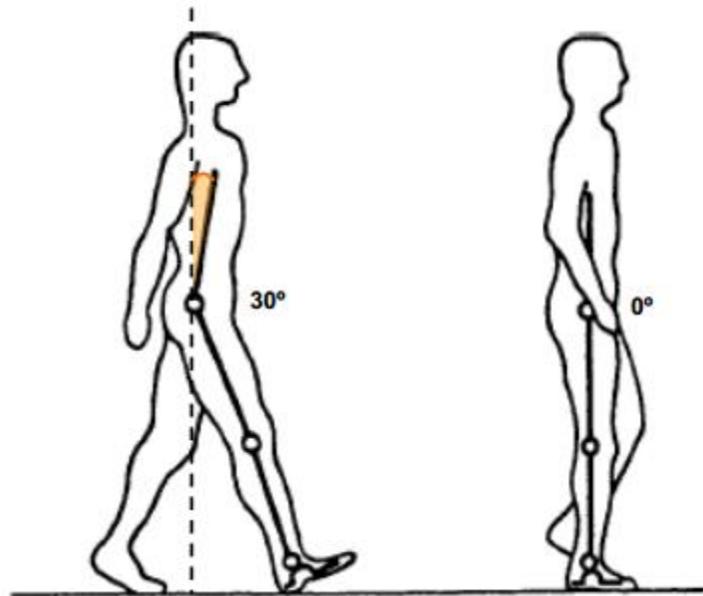


Figura 9. Ángulos de la articulación de cadera en la fase I [10]

3.4.2.2 Fase II de la marcha

Tiempo transcurrido entre apoyo medio del pie y despegue del suelo

- Articulación de tobillo

En el apoyo medio	La articulación del tobillo pasa rápidamente a aproximadamente 5° de dorsiflexión.
En el momento que el talón se despega del suelo.	La articulación del tobillo está aproximadamente a 15° de dorsiflexión.
En el intervalo de elevación del talón y el despegue del pie.	El tobillo se mueve rápidamente 35°, con lo que al despegar el pie del suelo la articulación está aproximadamente en 20° de flexión plantar.

Tabla 6. Análisis de articulación de tobillo en la fase II [10]

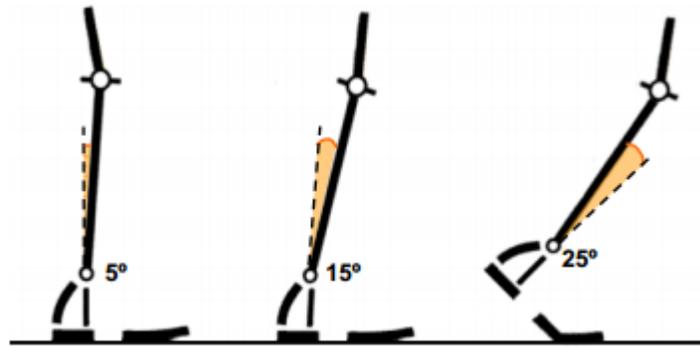


Figura 10. Ángulos de la articulación de tobillo en la fase II [10]

- Articulación de rodilla

En el apoyo medio.	La rodilla tiene aproximadamente un ángulo de 10° de flexión y continúa extendiéndose.
Inmediatamente antes de que el talón pierda contacto con el suelo.	La rodilla está a 4° de la extensión completa.
Entre el despegue del talón y el de los dedos.	La articulación de la rodilla se mueve de una extensión casi completa a 40° de flexión.

Tabla 7. Análisis de articulación de rodilla en la fase II [10]



Figura 11. Ángulos de la articulación de rodilla en la fase II [10]

- Articulación de cadera

En el apoyo medio.	La articulación de la cadera se encuentra en posición neutra (0°) y comienza a moverse hacia la extensión.
Inmediatamente después del despegue del talón.	La cadera alcanza un máximo de hiperextensión de 20°.
En el momento de despegue de los dedos del suelo.	La cadera está cerca de una posición neutra y se mueve en dirección de la flexión.

Tabla 8. Análisis de articulación de cadera en la fase II [10]

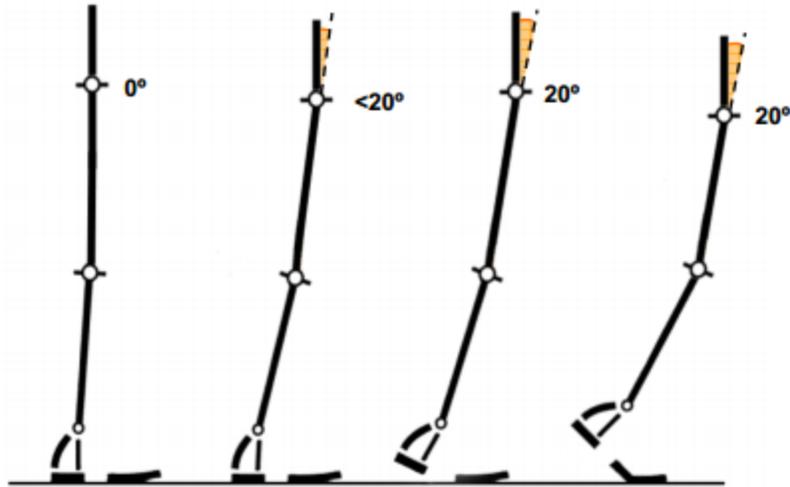


Figura 12. Ángulos de la articulación de Cadera en la fase II [10]

3.4.2.3 Fase III de la marcha

Tiempo transcurrido en la etapa de balanceo

- Articulación de tobillo

Durante la etapa de balanceo.	El pie se mueve de su posición inicial de flexión plantar al desprenderse del suelo a una posición esencialmente neutra (0°) que se mantiene durante toda la etapa de balanceo.
-------------------------------	--

Tabla 9. Análisis de articulación de tobillo en la fase III [10]

- Articulación de rodilla

Entre el despegue del pie y la parte media de la etapa de balanceo.	La rodilla se flexiona de una posición inicial de aproximadamente 40° a un ángulo de máxima flexión de aproximadamente 65° .
Entre la parte media de la etapa de balanceo y el contacto del talón.	La rodilla se extiende casi completamente hasta el último instante de la etapa de balanceo.

Tabla 10. Análisis de articulación de rodilla en la fase III [10]

- Articulación de cadera

Durante la etapa de balanceo.	Partiendo de una posición neutral, la articulación de la cadera se flexiona aproximadamente 30° y se mantiene en esa posición.
-------------------------------	--

Tabla 11. Análisis de articulación de Cadera en la fase III [10]

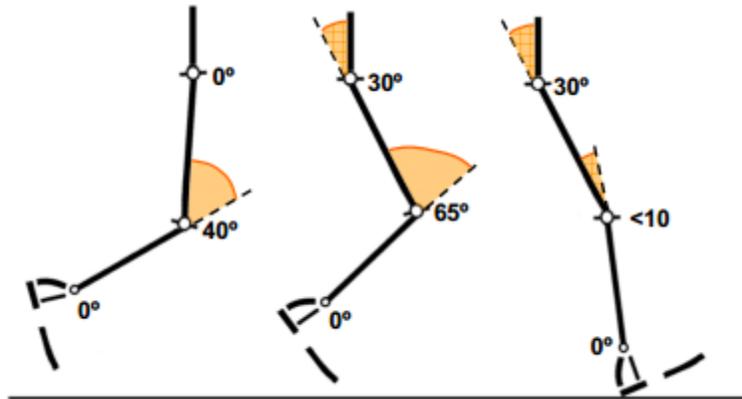


Figura 13. Ángulos de la articulación de cadera en la fase III [10]

3.5 MÉTODOS DE CAPTURA USADOS EN LABORATORIOS DE MARCHA EN COLOMBIA

Después de estudiar y comparar las diferentes técnicas de captura de movimiento, unido al análisis de las variables que se deben definir en el ciclo de la marcha, es importante mostrar la tecnología que se tiene en los laboratorios de marcha, que actualmente se trabajan en Colombia y así entender, sí con el uso de la tecnología actual, se alcanza a cubrir las necesidades de la población colombiana. A continuación se muestran los nombres de los diferentes centros de análisis de marcha y los resultados que entregan cada uno.

3.5.1 CIREC- Colombia [12]

Laboratorio especializado en analizar la marcha de sus pacientes para mejorar su calidad de vida, debido a discapacidades que presenten, garantizando diagnóstico y tratamiento en patologías del sistema esquelético y muscular.

La tecnología que utiliza este laboratorio es: **BTS Smart D**, es un sistema optoelectrónico digital de alta resolución, para el análisis preciso de movimientos por medio de cámaras de televisión digitales con sensores CCD (dispositivo de carga acoplada), para el registro de las imágenes y con mayor velocidad. Los sensores CCD, son un circuito integrado que trabaja con condensadores enlazados o acoplados, con pequeñas células fotoeléctricas donde la cantidad de ellas definen la resolución de la cámara.

Principales características del sistema:

- Procesamiento en tiempo real de los datos adquiridos
- Seguimiento de los marcadores con alta resolución espacial y temporal
- Usa un sistema de calibración THOR2 (Figura 14)
- La información cinética, cinemática, electromiografía y video están sincronizados

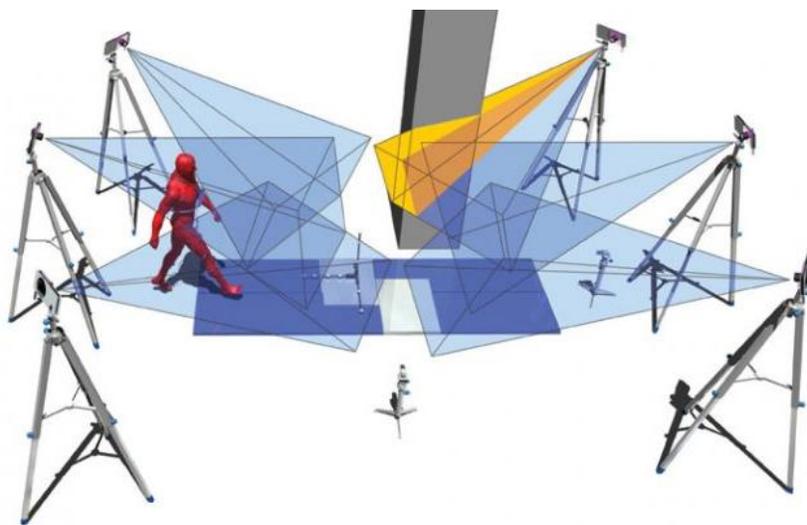


Figura 14. Sistema de calibración THOR2. [12]

Herramientas del sistema:

- BTS Smart-Analyzer: análisis de movimientos multifactorial
- BTS Smart- Clinic: análisis de movimientos en la marcha y medición de desplazamientos
- BTS Smart-Performance: análisis de todo tipo de movimientos deportivos

El examen de marcha busca medir el movimiento de las articulaciones de la pelvis, cadera, rodilla y tobillo durante la marcha. Tiene una duración de noventa (90) minutos. [13].

3.5.2 Instituto Roosevelt- Colombia

Laboratorio de marcha que trabaja con el sistema APAS (Advanced Performance Analysis System), sistema computarizado para la medición, análisis y la presentación de los resultados del movimiento. El sistema permite cuantificar los componentes dinámicos de los movimientos y la visualización de las fuerza por medio de la plataforma y de los datos obtenidos, analizándolos por medio del procesamiento de éstos. [14]

En este laboratorio el médico puede tomar medidas como la longitud de paso, el número de pasos ejecutados en la unidad de tiempo (cadencia), velocidad y actividad de los musculo involucrados en determinado movimiento, para los deportistas, se estudian las posiciones mas cómodas y eficientes para deportistas de golf, tenis, bolos y demás deportes, esto con el fin de realizar mejores diagnósticos y en el caso de requerir intervención quirúrgica, esta sea exitosa. [15]

Aplicaciones:

- De uso deportivo o atlético, el análisis de sus movimientos
- De uso investigativo
- Evaluación de lesiones, discapacidades, área de trabajo ergonómicas, actividades artísticas
- Ayuda a niños que padecen limitaciones físicas que afectan su normal desarrollo.

3.5.3 BIOMED- Colombia

Herramienta de apoyo en el diagnóstico y evaluación cuantitativa para tratamiento y rehabilitación de los desórdenes del movimiento humano, principalmente durante la marcha, en áreas como la ortopedia, el deporte y la rehabilitación.

Análisis deportivo: Se analizan los gestos deportivos, para facilitar la planeación del entrenamiento y su control, mejorando la actividad deportiva.

Análisis ergonómico: Los movimientos que se realizan en un puesto de trabajo también son importantes analizarlos para la optimización del cuerpo en el área, evitando molestias y enfermedades.

Análisis de marcha: Evaluar el ciclo de la marcha de manera cuantitativa, analizando los movimientos articulares por medio de capturas en el laboratorio.

El laboratorio cuenta con cámaras optoelectrónicas, realizan el seguimiento de los marcadores reflectivos, por medio de sensores de radiación infrarroja. Las placas de fuerza, están compuestas por sensores que detectan las fuerzas, que actúan sobre el sujeto que está realizando el movimiento al momento de pisarlas. [16]

Algunas de las funciones de procesamiento son:

- Cálculo de punto a punto de distancias, ángulos, velocidades, aceleraciones
- Definición de vectores y sistemas de referencia, los productos vectoriales
- Cálculo de parámetros y variables de los movimientos del ciclo
- Las proyecciones sobre los planos y los vectores unitarios
- Cálculo de trabajo y el poder

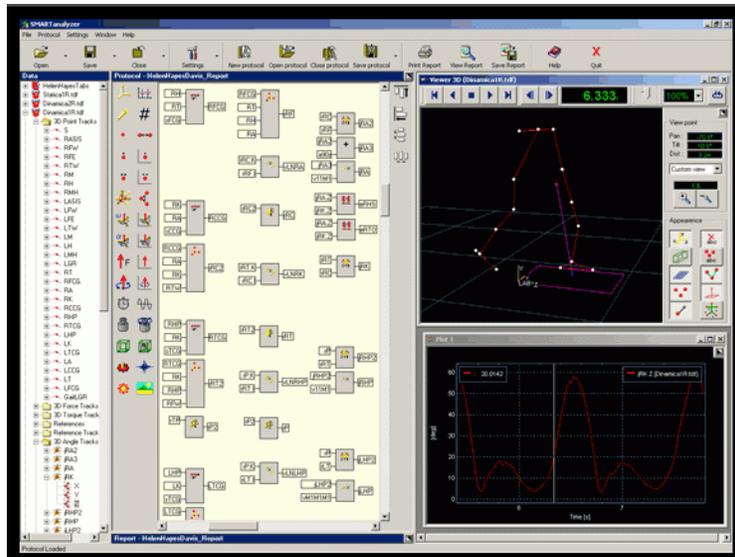


Figura 15. Protocolo Software Smart Analyzer.[16]

3.5.4 Laboratorio de marcha de la UN-Colombia

Se describe el análisis dinámico que se realiza con las plataformas de fuerza y el electromiógrafo dinámico, para la evaluación de la activación muscular durante la marcha. Para el análisis cinemático, se hace la captura en video de movimientos, en diferentes direcciones, para esto cuenta con 6 cámaras (Firewire IEEE 1394 a color) distribuidas por la pasarela (figura 16), mediante marcadores se hace la reconstrucción en 3D de los movimientos que realiza la persona. Gracias a éstas cámaras se obtiene la visualización tridimensional y el registro permite obtener la variación angular de las articulaciones, la longitud del paso y la velocidad de cada segmento de los miembros inferiores de la marcha.



Figura 16. Área de la pasarela con cámaras ya ubicadas.[7]

Se hace un análisis cuantitativo de actividades, no solo de la marcha sino también de actividades asociadas: ciclismo, atletismo, entre otros. El desarrollo de éste laboratorio fue el siguiente:

- Software para análisis observacional que permite visualizar el flujo de video de 6 cámaras y obtener un reporte clínico desde un análisis sagital coronal de las articulaciones inferiores.
- Software que permite obtener un análisis cinemático de la marcha del paciente, a través de un modelo tridimensional. Cuenta con controles para manipular el modelo espacialmente.
- Diseño e implementación de una plataforma de fuerza electromecánica, a bajo costo, que permite obtener medidas, registro y análisis de cargas acción-reacción (fuerza, impulso, coordenadas de presión plantar, fases de la marcha).
- Diseño e implementación de un módulo de electromiografía que tenga la capacidad de visualizar los datos de la activación de diferentes grupos musculares usados durante la marcha de una manera inalámbrica.



Figura 17.Laboratorio de marcha.[8]

4. DISEÑO METODOLÓGICO

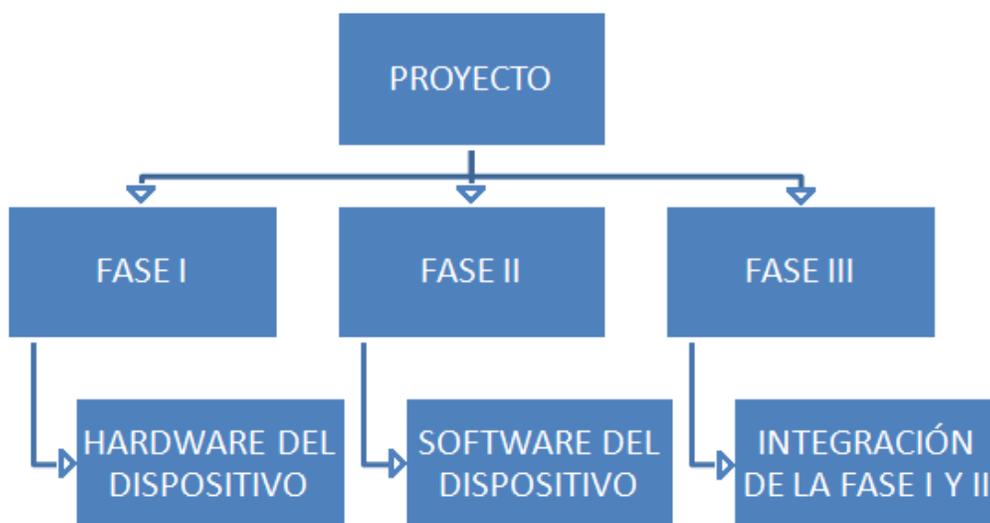
Este proyecto plantea una investigación aplicada de tipo causal o explicativa, se implementa un sistema que mide los parámetros más relevantes de la marcha humana. El sistema permite capturar variables del movimiento de tren inferior como lo son: los ángulos articulares de cadera, rodilla y tobillo, por medio de tarjetas inerciales (IMU) de 9 grados de libertad (9 DoF) y un software para su análisis y visualización.

Respecto a los datos que entrega el sistema inercial como se le conoce a esta tecnología, se desarrolló una investigación de tipo experimental, comprobando que las medidas obtenidas por el sistema no varían con relación a equipos comerciales que realizan tareas similares.

El sistema inercial es evaluado comparando sus mediciones, con los datos de un equipo patrón (laboratorio de marcha y goniómetro), dando validez a las medidas que entrega el equipo [1].

4.1 PARTES DEL PROYECTO

Para el desarrollo del proyecto se diseñó un modelo dividido en tres partes principales que involucran diseño, implementación, pruebas, caracterización y validación de datos como se muestra en el figura 18.



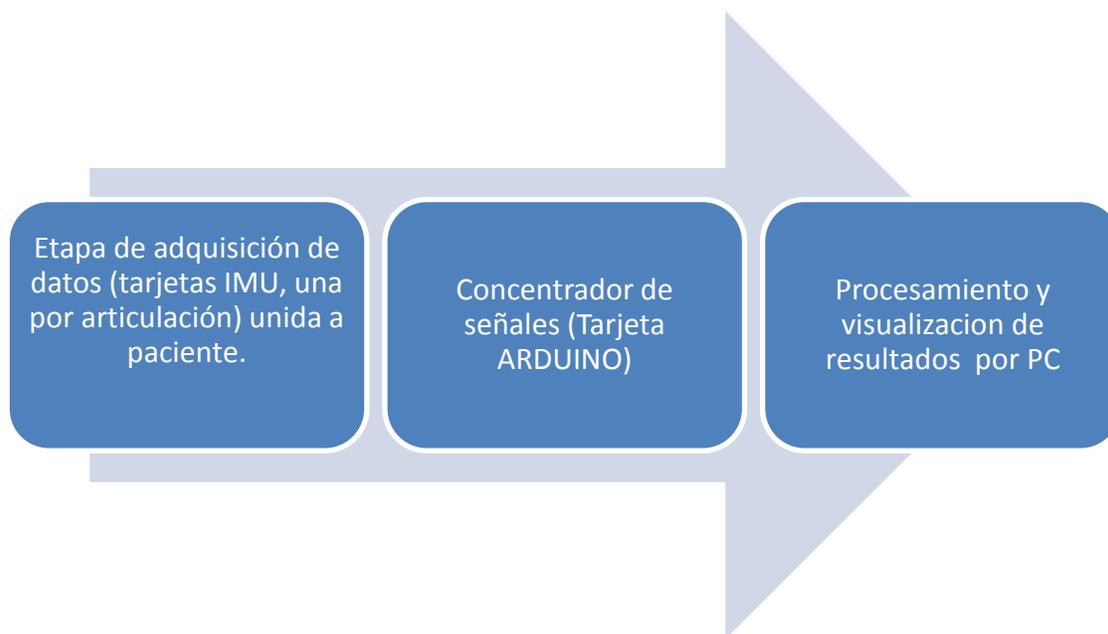
Fuente: Autor

Figura 18. Etapas de diseño, implementación y validación del proyecto

A continuación se realiza una descripción más detallada del desarrollo de cada una de las fases constitutivas de este proyecto.

4.1.1 Fase I. Diseño del hardware

Esta parte es la encargada de extraer los datos de cada una de las IMU, enviarlas al PC para su procesamiento y visualización, en la figura 19 se muestra un cuadro general de esta fase, sin embargo la fase I tiene otras partes constitutivas, que se desarrollan en las sección 4.1.1.1 a la 4.1.1.3.



Fuente: autor

Figura 19. Arquitectura de la etapa de hardware, la comunicación entre bloques de hardware, se realiza por protocolo serial.

4.1.1.1 Selección de las tarjetas

En esta fase, el trabajo se centró en la selección adecuada de las tarjetas IMU, debido a que en el mercado, se encuentran gran diversidad de estos sensores. Un estudio más detallado entre fabricantes de estos sensores permitió encontrar una marcada variación de costos debida a los siguientes factores:

- a. Implementación de un software para tratar las señales antes de su envío.
- b. Conexión alámbrica o inalámbrica.

En la tabla 12, se muestra el estudio comparativo realizado como protocolo de selección de los sensores.

TARJETA	PROTOCOLO DE COMUNICACIONES	SENSORES	CARACTERÍSTICAS	COSTO
Sparkfun 9 DoF sensor stick	I2C	3 sensores: Acelerómetro ADXL345, Magnetómetro HMC5883L y Giroscopio ITG3200 .	No posee microcontrolador integrado.	US 49.95
Sparkfun 9 DoF Razor IMU	SPI	3 sensores: Acelerómetro ADXL345, Magnetómetro HMC5883L y Giroscopio ITG3200.	Posee un microcontrolador integrado ATmega 328, configurado para entrega de datos seriales	US 74.95
MPU 9150	I2C	MPU 6050 y un magnetómetro HMC5883L	No posee microcontrolador integrado	US 34.95
IMU Breakout - LSM9DS0	SPI e I2C	Sensores propios integrados	No posee microcontrolador y los valores de sensibilidad son los mismos de las IMU anteriores	US 29.95

GY-85	SPI e I2C	3 sensores: Acelerómetro ADXL345, Magnetómetro HMC5883L y Giroscopio ITG3205A.	No posee microcontrolador integrado.	US 13
ADAFRUIT 10DoF LSM9DSO breakout	SPI e I2C	4 sensores Giroscopio L3GD20H, Acelerómetro y magnetómetro integrado LSM303 y sensor de presión barométrica BMP180	No posee microcontrolador integrado	US 30

Fuente: Autor

Tabla 12. Tabla comparativa de IMU comerciales.

Con base en la tabla comparativa número 12 y teniendo en cuenta las necesidades del proyecto se escogió la tarjeta IMU GY-85, (figura 20) debido principalmente por:

- Sensibilidad de los sensores internos (acelerómetro, giroscopio y magnetómetro)
- Costo
- Protocolo de transmisión de datos
- Facilidad de compra.

En esta aplicación no es necesario transmisión inalámbrica ni el uso de un microcontrolador integrado en las tarjetas, en primer lugar porque los costos se incrementan en más de un 300%, y porque el protocolo I2C, permite la extracción de los datos de las tarjetas de manera sencilla, rápida y segura con el uso de 4 cables: dos de

polarización (trabaja a 5v o 3,3v) y dos de control SCL y SDA que son parte del protocolo I2C que se explica en la siguiente sección 4.1.1.2.



Fuente: autor

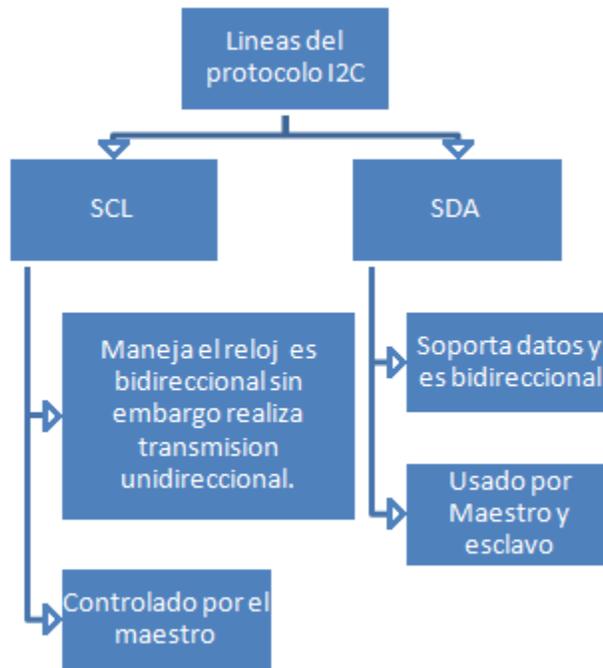
Figura 20 Tarjeta GY 85

Al tener 4 IMU GY85, con transmisión I2C, cada uno trabajando de manera independiente, es necesario el uso de un concentrador de señales, un dispositivo central que reciba toda la información de los periféricos. En este caso se trabajó con la tarjeta ARDUINO UNO, debido a la compatibilidad de los microcontroladores ATMEL y la plataforma de programación IDE de ARDUINO con el protocolo I2C. [11].

4.1.1.2 Protocolo de comunicaciones I2C

I2C (Inter-integrated circuit) es un protocolo de comunicaciones desarrollado por la empresa Philips, bajo unas necesidades propias de interconexión de muchos dispositivos a un elemento final y que rápidamente fue acogido como protocolo de conexión de elementos periféricos por diferentes fabricantes. [16 - 18].

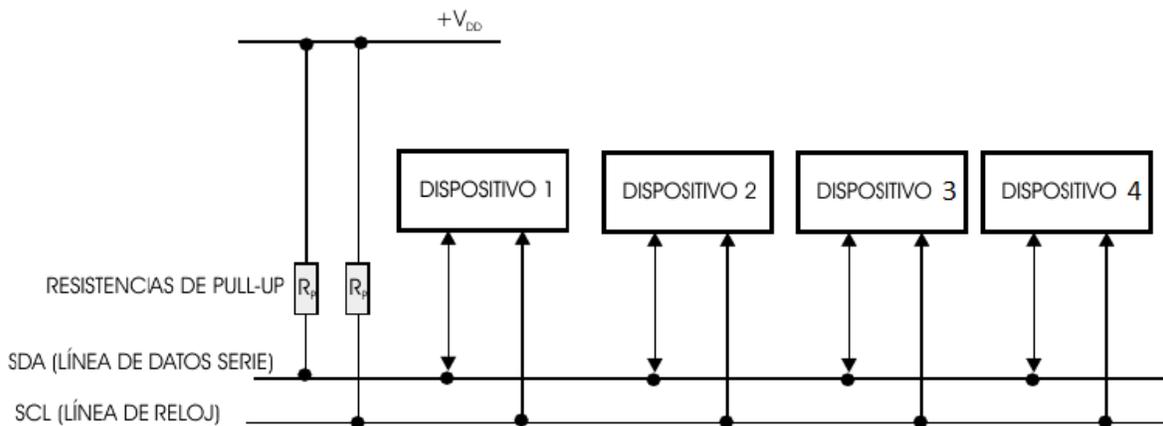
En este protocolo se maneja un bus de datos compuesto por dos líneas una llamada SCL y la otra SDA, en este protocolo se maneja la transmisión con un maestro y periféricos esclavos, que en este caso son las tarjetas IMU. Cada dispositivo posee una dirección y el maestro maneja la comunicación entre los dispositivos indicando quien está ocupando el bus para transmisión, evitando colapsos de las señales. Un solo dispositivo usa el bus de comunicaciones [17]



Fuente: Autor

Figura 21. Líneas usadas por el protocolo I2C.

De acuerdo a las características que maneja la plataforma ARDUINO UNO, es un dispositivo adecuado para la recepción de las señales I2C, enviadas por las tarjetas. Para la conexión entre ARDUINO y las IMU, solo es necesario polarizar las tarjetas a 5 voltios y Conectar dos pines del ARDUINO; SCL conectado al pin A5 y SDA al pin A4. Ambos de recepción análoga.



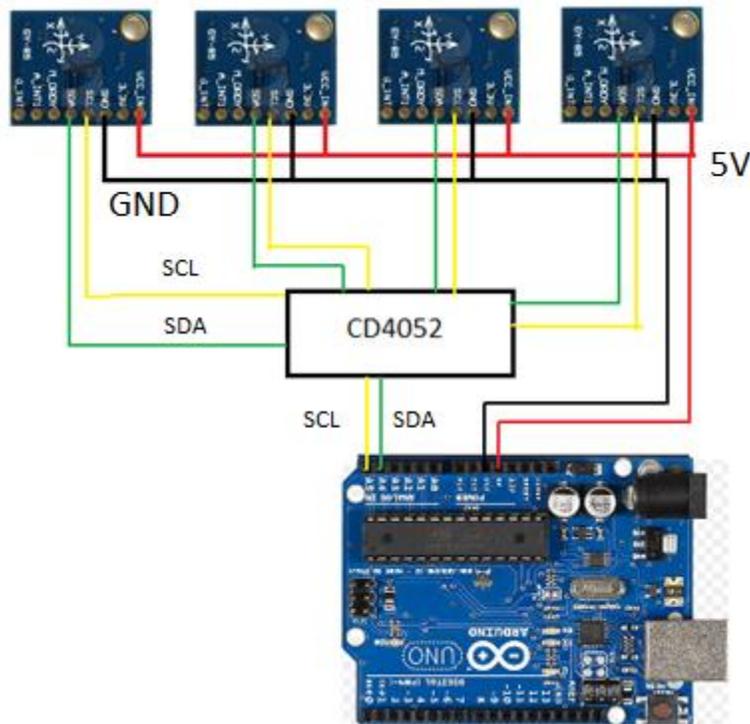
Fuente: [19]

Figura 22. Conexión de las tarjetas al protocolo I2C

Para realizar la conexión que aparece en la figura 22 y siguiendo el esquema del protocolo I2C, cada dispositivo debe poseer su propia dirección de 8 bits [19, 20]. Los sensores de la tarjeta GY-85 (Acelerómetro, giroscopio y magnetómetro) poseen una única dirección que no puede ser modificada, imposibilitando conectar las cuatro tarjetas al bus de transmisión de datos I2C, ya que ocurriría colapso de información. Como solución a la problemática anterior se planteó:

- Cambiar las tarjetas por unas con microcontrolador integrado, el cual trabajaría como esclavo I2C con dirección variable, sin embargo esta solución incrementaría los costos en más de un 300% como se vio en la sección 4.1.1.1.
- Realizar una multiplexación de las líneas SCL y SDA.

Se implementó el uso de multiplexores analógicos, más concretamente el integrado CD4052 [21]. Para el manejo de las 4 tarjetas IMU. La solución final implementada se muestra en la figura 23.



Fuente: Autor

Figura 23. Diagrama de conexión final del hardware de adquisición de datos con las 4 IMU GY-85

4.1.1.3 Sensores Internos de la tarjeta GY-85

Como se explicó en las secciones 4.1.1.1 y 4.1.1.2. El sensor inercial, posee tres sensores un acelerómetro, un giroscopio y un magnetómetro que entregan datos de manera independiente en los ejes (x,y,z), consiguiendo 9 DoF. Estos sensores poseen un protocolo de comunicaciones I2C, que se debe configurar adecuadamente en los registros propios de cada sensor para conseguir las resoluciones y sensibilidades deseadas, la configuración de dichos registros se muestra a continuación [22].

a. Acelerómetro ADXL345:

Un acelerómetro en términos generales es un dispositivo electromecánico capaz de medir aceleraciones estáticas (gravedad) y dinámicas (movimientos o vibraciones), en cada uno de los ejes de trabajo, teniendo como principio de funcionamiento las leyes de Newton.

Para reducir el tamaño de estos dispositivos se utiliza la tecnología MEMS (Sistemas micro electromecánicos) reduciendo sus dimensiones a algunos milímetros. Estos dispositivos son usados para mediciones de aceleración lineal en cuerpos, inclinómetros, posicionamiento y principalmente en robótica en el efector final.

El ADXL345 Es un sistema de bajo consumo de potencia, que mide aceleraciones en los tres ejes (x, y, z), se puede programar para realizar mediciones estáticas o dinámicas. La configuración estática es usada para calcular la inclinación de un objeto donde ha sido conectado el sensor. En las mediciones de tipo dinámicas son censadas aceleraciones generadas por movimiento o choques. En este esquema de medición dinámica, se pueden configurar puntos de medición, como por ejemplo: ausencia de movimiento o exceso de aceleración a valores parametrizables por el usuario. [22]

Los datos de salida del sensor están estandarizados a 16 bits y en complemento A2, para poder visualizar datos positivos y negativos. [25] La resolución de salida en el caso de mediciones estáticas, es de 4mg/LSB, lo que quiere decir que el cambio del bit menos representativo muestra una variación de 4 mili gravedades, permitiendo evaluar ángulos de inclinación inferiores a 1° [22].

En la tabla 13, se muestran las direcciones (Hexadecimal y decimal), de cada uno de los registros de configuración del acelerómetro, se indica si son de lectura o escritura, el nombre del registro y la función que cumplen. Para esta aplicación no se hace necesario trabajar cada uno de estos registros, ya que ellos poseen valores por defecto. Los parámetros de programación son los siguientes:

- Dirección I2C del acelerómetro → 0x53 (Hex). Propia del acelerómetro, no se puede cambiar, usada para comunicarse con el dispositivo Maestro.
- Registro *POWER_CTL* → 0x2D (Hex), Encargado de activar el modo de espera y de inicializar las mediciones, para un correcto funcionamiento de medida continua sin tiempos muertos, el valor de este registro debe ser de: 00001000 (Binario) o 0x08 (Hex).
- Registro *DATA_FORMAT* → 0x31 (Hex). Encargado de dar la sensibilidad y el formato de los datos de salida, para este caso específico se configuro el registro, con un valor de 00000001 (binario) o 0x01 (Hex). Para obtener una salida en rangos de más o menos 4 gravedades.[22]

Address		Name	Type	Reset Value	Description
Hex	Dec				
0x00	0	DEVID	R	11100101	Device ID.
0x01 to 0x01C	1 to 28	Reserved			Reserved. Do not access.
0x1D	29	THRESH_TAP	R/W	00000000	Tap threshold.
0x1E	30	OFSX	R/W	00000000	X-axis offset.
0x1F	31	OFSY	R/W	00000000	Y-axis offset.
0x20	32	OFSZ	R/W	00000000	Z-axis offset.
0x21	33	DUR	R/W	00000000	Tap duration.
0x22	34	Latent	R/W	00000000	Tap latency.
0x23	35	Window	R/W	00000000	Tap window.
0x24	36	THRESH_ACT	R/W	00000000	Activity threshold.
0x25	37	THRESH_INACT	R/W	00000000	Inactivity threshold.
0x26	38	TIME_INACT	R/W	00000000	Inactivity time.
0x27	39	ACT_INACT_CTL	R/W	00000000	Axis enable control for activity and inactivity detection.
0x28	40	THRESH_FF	R/W	00000000	Free-fall threshold.
0x29	41	TIME_FF	R/W	00000000	Free-fall time.
0x2A	42	TAP_AXES	R/W	00000000	Axis control for tap/double tap.
0x2B	43	ACT_TAP_STATUS	R	00000000	Source of tap/double tap.
0x2C	44	BW_RATE	R/W	00001010	Data rate and power mode control.
0x2D	45	POWER_CTL	R/W	00000000	Power-saving features control.
0x2E	46	INT_ENABLE	R/W	00000000	Interrupt enable control.
0x2F	47	INT_MAP	R/W	00000000	Interrupt mapping control.
0x30	48	INT_SOURCE	R	00000010	Source of interrupts.
0x31	49	DATA_FORMAT	R/W	00000000	Data format control.
0x32	50	DATA0	R	00000000	X-Axis Data 0.
0x33	51	DATA1	R	00000000	X-Axis Data 1.
0x34	52	DATA0	R	00000000	Y-Axis Data 0.
0x35	53	DATA1	R	00000000	Y-Axis Data 1.
0x36	54	DATA0	R	00000000	Z-Axis Data 0.
0x37	55	DATA1	R	00000000	Z-Axis Data 1.
0x38	56	FIFO_CTL	R/W	00000000	FIFO control.
0x39	57	FIFO_STATUS	R	00000000	FIFO status.

Fuente: [22]

Tabla 13. Mapa de registros del acelerómetro ADXL345L.

b. Giroscopio PS-ITG-3205A Giroscopio

Un giroscopio es un elemento electromecánico usado para medir velocidad angular en [°/seg] o RPS (revoluciones por segundo), la velocidad de rotación la mide sobre los ejes de trabajo, es usado para sistemas de equilibrio, en navegación, medición de ángulos de inclinación, entre otras. Trabaja con tecnología MEMS (Sistemas micro electromecánicos) por lo que su tamaño es de algunos milímetros [24].

El PS-ITG-3205A Posee tres conversores análogo digital que convierten los datos de giro de cada uno de los ejes a valores digitales de 16 bits. Maneja frecuencias de hasta 400 Khz. en el modo de transmisión rápida. La sensibilidad es de 2000°/seg, a full escala. La escala es programable por el usuario desde los registros y los registros se muestran en la tabla 14. [24]

Para la configuración de este dispositivo se manejan los siguientes registros:

- Dirección I2C del giroscopio → 0x68 (Hex). Propia del giroscopio, no se puede cambiar, usada para comunicarse con el dispositivo Maestro.
- Registro *SAMPLE RATE DIVIDER* → 0x15 (Hex) Encargado de configurar la frecuencia de muestreo, el valor de este registro es de: 00000000 (Binario) o 0x00 (Hex). Para un muestreo de 1Khz en la toma de datos.
- Registro *DLPF_FS* → 0x16 (Hex). Selecciona la escala de la salida del giroscopio, con un valor de 00011000 (binario) o 0x18 (Hex). Para obtener una velocidad de salida en rangos de más o menos 2000°/seg, con un filtro pasabajo de 256 Hz.
- Registro *INT_CFG* → 0x17 (Hex). Registro usado para el manejo de interrupciones. Registro configurado en un valor de 0x00 (Hex),
- Registro *PWR_MGM* → 0x3E (HEX) Con este registro se controla el modo de bajo consumo del integrado, se controla el stand by de los giroscopios por cada eje y se configura el oscilador del integrado. El registro toma un valor de 0x00 (Hex), configurando el reloj interno y medición continua sin ningún stand by en la salida del giroscopio.[24]

Addr Hex	Addr Decimal	Register Name	R/W	Bit7	Bit6	Bit5	Bit4	Bit3	Bit2	Bit1	Bit0
0	0	WHO_AM_I	R/W	0	ID						-
15	21	SMPLRT_DIV	R/W	SMPLRT_DIV							
16	22	DLPF_FS	R/W	-	-	-	FS_SEL		DLPF_CFG		
17	23	INT_CFG	R/W	ACTL	OPEN	LATCH_INT_EN	INT_ANYRD_2CLEAR	-	ITG_RDY_EN	-	RAW_RDY_EN
1A	26	INT_STATUS	R	-	-	-	-	-	ITG_RDY	-	RAW_DATA_RDY
1B	27	TEMP_OUT_H	R	TEMP_OUT_H							
1C	28	TEMP_OUT_L	R	TEMP_OUT_L							
1D	29	GYRO_XOUT_H	R	GYRO_XOUT_H							
1E	30	GYRO_XOUT_L	R	GYRO_XOUT_L							
1F	31	GYRO_YOUT_H	R	GYRO_YOUT_H							
20	32	GYRO_YOUT_L	R	GYRO_YOUT_L							
21	33	GYRO_ZOUT_H	R	GYRO_ZOUT_H							
22	34	GYRO_ZOUT_L	R	GYRO_ZOUT_L							
3E	62	PWR_MGM	R/W	H_RESET	SLEEP	STBY_XG	STBY_YG	STBY_ZG	CLK_SEL		

Fuente: [24]

Tabla 14. Mapa de registros del giroscopio ITG-3205A.

c. Magnetómetro HMC 5883L

Un magnetómetro es un dispositivo que mide campos magnéticos basándose en el efecto Hall, trabajan igual que una brújula entregando su medición en Gauss, tiene aplicaciones como: inclinómetros, brújulas, detección de metales en minería y en servicios militares entre otros [25].

El HMC5883L posee tres sensores magneto-resistivos, con cancelación automática de offset y datos de salida de 12 bits, con una sensibilidad de 2 mili Gauss hasta más o menos 8 Gauss, lo cual es más que adecuado para un campo magnético aproximado de 0,5 Gauss como el de la tierra. [26], en la tabla 15, se muestra la lista de los registros del magnetómetro.

Para la configuración de este dispositivo se manejan los siguientes registros:

- Dirección I2C del Magnetómetro → 0x1E (Hex). Propia del magnetómetro, no se puede cambiar, usada para comunicarse con el dispositivo Maestro.
- Configuración del registro B → 0x02 (Hex) Encargado de configurar el modo de la medición, la sensibilidad del magnetómetro y la ganancia de salida, en este caso

se configuro con un valor de: 00000000 (Binario) o 0x00 (Hex), realizando mediciones de tipo continuas, con una sensibilidad de 0,73 mili Gauss/LSB. [23]

Address Location	Name	Access
00	Configuration Register A	Read/Write
01	Configuration Register B	Read/Write
02	Mode Register	Read/Write
03	Data Output X MSB Register	Read
04	Data Output X LSB Register	Read
05	Data Output Z MSB Register	Read
06	Data Output Z LSB Register	Read
07	Data Output Y MSB Register	Read
08	Data Output Y LSB Register	Read
09	Status Register	Read
10	Identification Register A	Read
11	Identification Register B	Read
12	Identification Register C	Read

Fuente: [23]

Tabla 15. Lista de registros del Magnetómetro HMC5883L.

d. Integración de los sensores

Los datos extraídos de las tarjetas son enviados por vía I2C a la tarjeta ARDUINO, quien los transmite por protocolo serial al computador, donde por software se realiza la integración, procesamiento y visualización, como se describe de manera detallada en la sección 4.1.1.2

4.1.2 Fase II Diseño del software

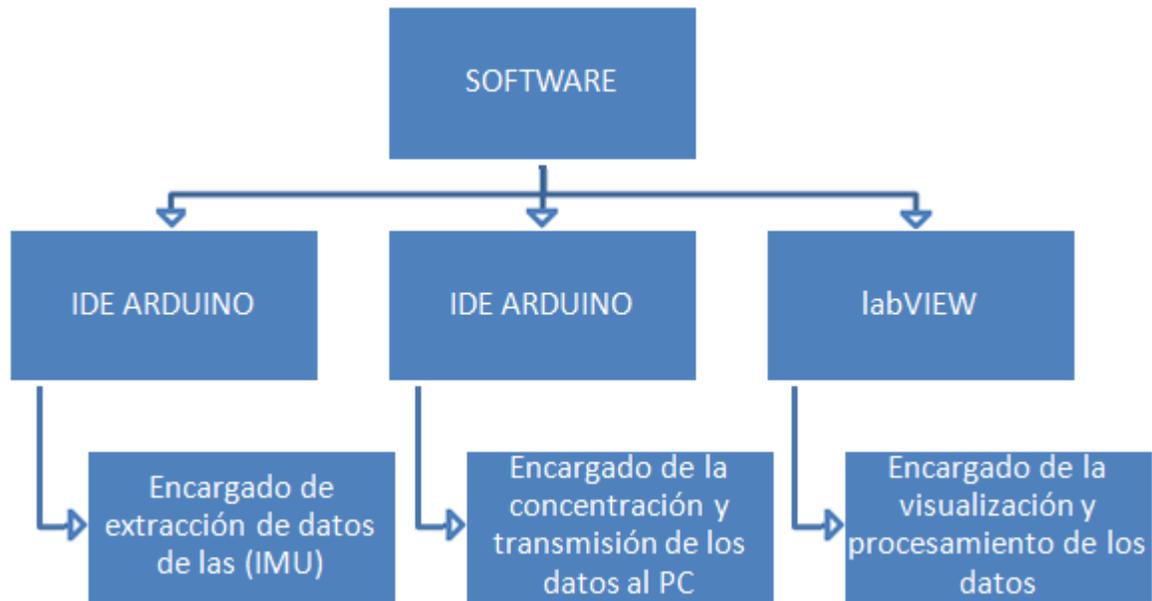
Se manejan dos programas IDE de ARDUINO y labVIEW, los cuales realizan tareas específicas, en el siguiente cuadro se muestran las el software y la tarea principal que realiza.

Es esta fase del proyecto se desarrolla la lógica de:

- Adquisición → Sensores y ARDUINO
- Procesamiento y transmisión → ARDUINO Y PC

- visualización de señales y procesamiento de información → PC

Como se observa en la figura 24, existe una subdivisión del software y por lo tanto de la lógica de funcionamiento o como se ha llamado a lo largo de este trabajo: **algoritmo de procesamiento de datos**, esta subdivisión, está definida por la plataforma en donde se desarrolla el programa.



Fuente: Autor

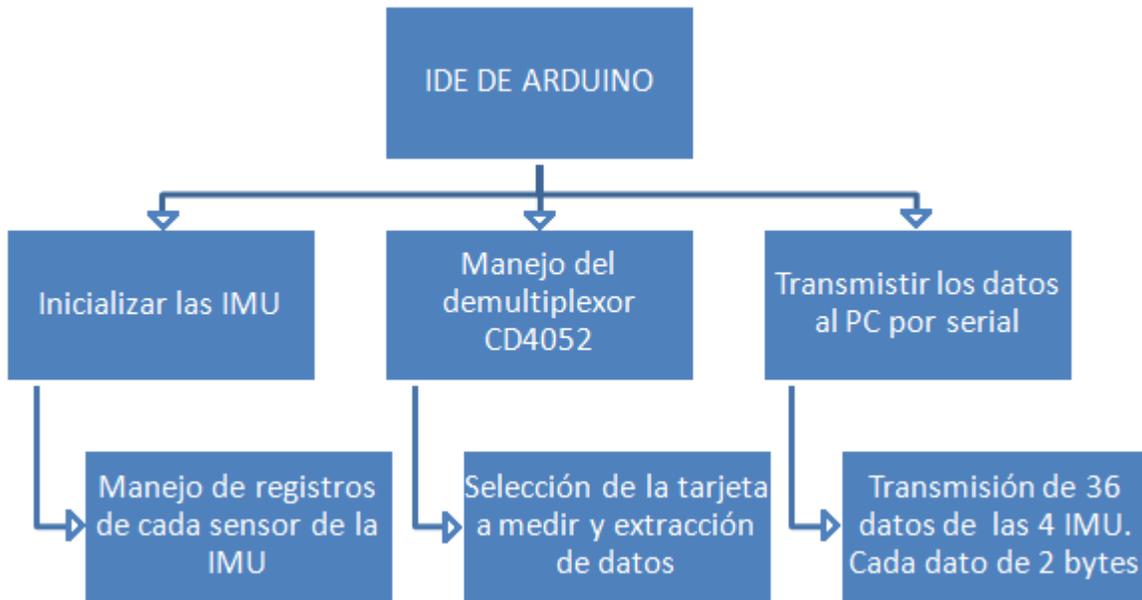
Figura 24 . División del software por tareas a realizar

Los sensores y el concentrador utilizan la misma plataforma de programación, que es el IDE de ARDUINO, en esta parte se genera la lógica para diferenciar y organizar los datos provenientes de las IMU, se transmiten los datos al PC por protocolo serial, en el PC se realiza el procesamiento y la visualización de la información. [27,28]

4.1.2.1 Software ARDUINO

Para inicializar las tarjetas IMU con el IDE de ARDUINO, se hace necesario el uso de la librería WIRE, usada para el protocolo I2C, al usar esta librería y las direcciones de los registros de la sección 4.1.1.3, con los valores que allí se establecen. Después de estos ajustes el sistema ya estará dispuesto para adquirir los datos de las 4 IMU.

Para poder extraer los datos de las 4 tarjetas de manera controlada, se habilita en el ARDUINO UNO los pines digitales 11 y 12 como salida, estos pines controlan los selectores del demultiplexor analógico CD4052. Los selectores escogen una de las 4 tarjetas IMU, ajustan los parámetros propios de cada una y registran los 9 datos de los sensores, el programa finaliza con el envío serial de la información al PC. Este proceso está inmerso en un loop, de tal manera que los datos son registrados continuamente en cada tarjeta para obtener una visualización en tiempo real. [31-33]



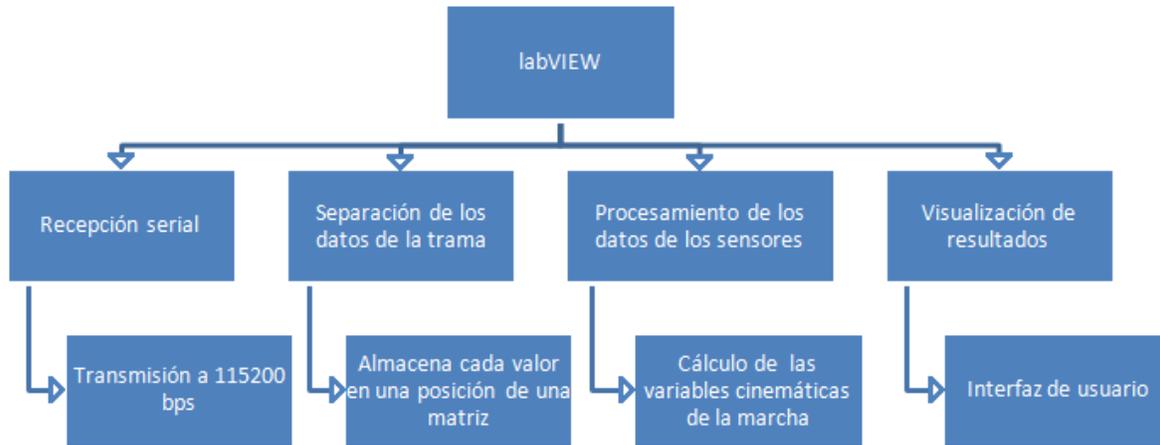
Fuente: Autor [34,35]

Figura 25. Distribución del software en el ARDUINO UNO.

4.1.2.2 Software labVIEW

En la herramienta LabVIEW, se realizan las tareas que se muestran en el cuadro 20, iniciando por la transmisión serial desde el ARDUINO al PC a una velocidad de 115200 bps. En esta parte se recibe la trama con la información proveniente de los sensores y se distribuye los 9 Dof de cada sensor en una posición de una matriz, para un total de 36 datos. La matriz de almacenamiento posee un tamaño de: 4 filas x 9 columnas, facilitando

la lectura y visualización de cada sensor individualmente, para su posterior análisis numérico. [30, 31].



Fuente: Autor

Figura 26. Tareas realizadas en labVIEW.

En la parte de entrega al usuario final se dan los siguientes resultados en cada eje y para cada IMU por separado:

- Valores de aceleración normalizada a $9,8\text{m/s}^2$.
- Valores de velocidad de giro entregadas en $[\text{°/seg}]$.
- Valores de campo magnético normalizado y en Gauss.
- Graficas de los valores anteriores para una mejor visualización.

En la parte de análisis de datos cinemáticos, se entregan los siguientes valores:

- Medición de ángulos articulares de cada tarjeta, con respecto a la vertical.
- Se entregan ángulos articulares de cadera, rodilla y tobillo respecto a la vertical que es usada como referencia.
- Medición de ángulos articulares de cadera con grafica respecto a la vertical, con ángulos positivos y negativos.
- Medición de ángulos articulares de rodilla positivos, con respecto a la vertical.

- Medición de ángulos articulares de tobillo positivos y negativos con respecto a la horizontal. [36]

4.1.3 Implementación final (Fase III)

En esta última fase se realizan la validación de los datos obtenidos en el sistema implementado, para lo cual se realizan comparaciones con:

- Laboratorio de marcha comercial
- Goniómetro convencional

Las pruebas en esta parte son de laboratorio⁶, dejando las pruebas clínicas a futuras investigaciones. Las pruebas y el análisis de resultados se muestran en el capítulo 5.

⁶ Pruebas realizadas por el equipo de diseñadores, contra otro sistema de medida que sirve como patrón de referencias.

5. PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO

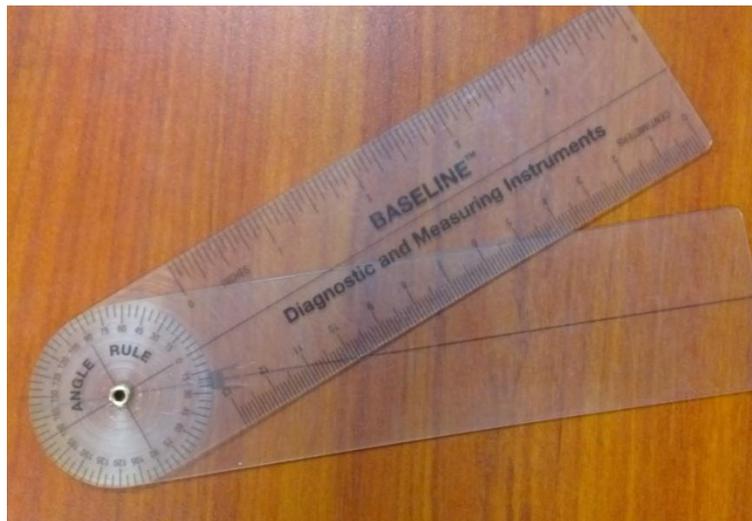
Para confirmar los datos transmitidos por el dispositivo final, se hicieron pruebas de validación por medio de comparación directa:

- a. Validación manual (Goniómetro comercial)
- b. Validación con BTS (Biomed⁷)

5.1 VALIDACIÓN MANUAL

En esta sección se realizaron las pruebas al equipo con respecto a las mediciones dadas por un goniómetro comercial, estos equipos son utilizado por el personal de rehabilitación y de terapias para la medición de ángulos articulares, el valor de salida se entrega en grados.

Las medidas que entrega el goniómetro son subjetivas y poseen un alto grado de error por ubicación y por línea de vista del evaluador. Sin embargo sirven como validador inicial. El goniómetro se muestra en la figura 27.



Fuente: Autor

Figura 27. Goniómetro usado para medición de ángulos articulares.

⁷ Laboratorio de marcha de la Universidad Manuela Beltrán

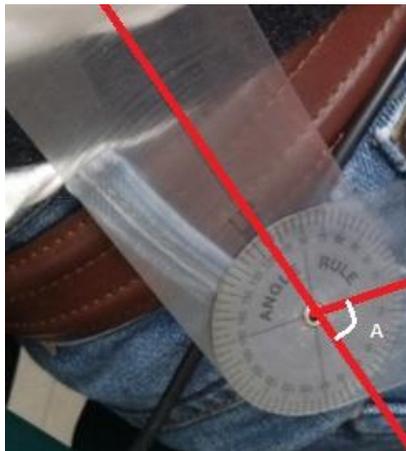
El protocolo usado para comparar los valores entregados por el equipo, contra los valores del goniómetro es el siguiente:

- Se ubica el equipo inercial sobre el paciente IMU 4 Abdomen, IMU 1 parte frontal del muslo, IMU 2 parte frontal debajo de la rodilla y por encima del tobillo y la IMU 3 en el pie.
- Se realizan mediciones con el goniómetro en cadera (Cabeza femoral), rodilla (rotula) y tobillo (maléolo externo).
- Se toman mediciones de los sistemas
- Se realiza la comparación de los datos medidos con goniómetro y los datos que entrega el equipo inercial.
- Se calcula el error absoluto, para lo cual se toma como medición real el goniómetro y valor medido el sistema inercial.
- Se realiza una tabla resumen donde se analizan los resultados.

A continuación se detalla cómo se realizaron las mediciones sobre cada articulación.

5.1.1 Articulación de cadera

Para la articulación de la cadera, se ubica el goniómetro como aparece en la figura 28, alineando el eje del tronco con el eje de la pierna, el ángulo medido en la figura es de 60 grados con respecto a la vertical, el sistema inercial toma este ángulo con la tarjeta de referencia ubicada en el abdomen y la tarjeta 1 ubicada en el muslo figura 29.



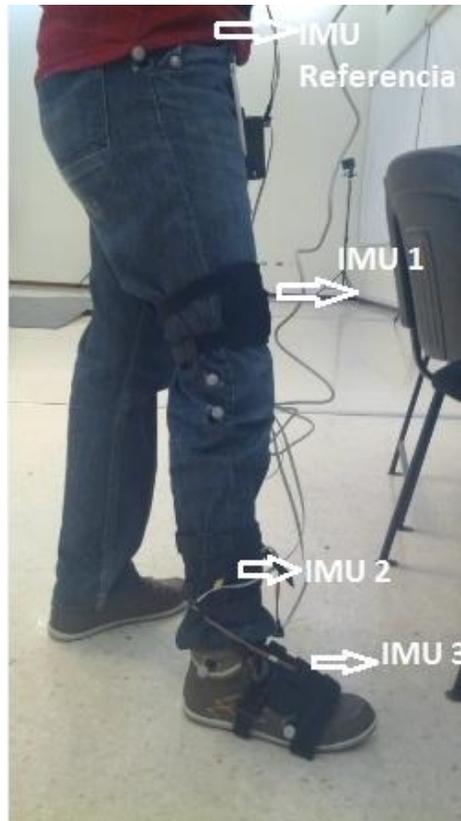
Fuente: Autor

Figura 28. Medición de ángulos de la cadera con el goniómetro

El equipo inercial entrega una medición de 62,59°, generando un error absoluto de:

$$Error = \left| \frac{Real - medido}{Real} \right| \cdot 100 = \left| \frac{60 - 62,59}{60} \right| \cdot 100 = 4,32\%$$

Un error inferior al 10% muestra una veracidad en las mediciones angulares, del sistema Inercial.



Fuente: Autor

Figura 29. Ubicación de las tarjetas del sistema INERCIAL

5.1.2 Articulación de rodilla

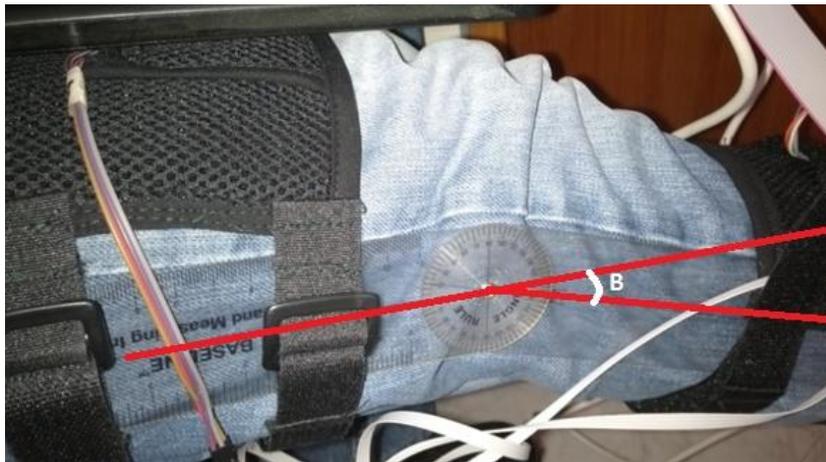
Para las pruebas sobre la articulación de la rodilla se evalúan dos escenarios:

- Extensión de rodilla: Se mide con el goniómetro el ángulo de la rodilla cuando se realiza una extensión total de rodilla y se calcula error absoluto en las mediciones, figura 30.

- Flexión de rodilla: Se mide con el goniómetro el ángulo de la rodilla cuando se realiza una flexión de rodilla y se calcula error absoluto en las mediciones, figura 28

5.1.2.1 Evaluación de extensión de rodilla

En la figura 30 se muestra el ángulo a evaluar, por medio del goniómetro da una medida de 15°. Los 0° se presentan cuando existe extensión total.



Fuente: Autor

Figura 30. Medición con goniómetro de extensión de rodilla

El equipo inercial entrega una medición de 16,40°, generando un error absoluto de:

$$Error = \left| \frac{Real - Medido}{Real} \right| \cdot 100 = \left| \frac{15 - 16,40}{15} \right| \cdot 100 = 9,33\%$$

Un error inferior al 10% muestra una veracidad en las mediciones angulares, del sistema Inercial

5.1.2.2 Evaluación de flexión de rodilla

Para la evaluación de la flexión de la rodilla se toma el ángulo medido en la figura 31, que entrega un valor de 75°.



Fuente: Autor

Figura 31. Medición con goniómetro de flexión de rodilla

El equipo inercial entrega una medición de 70,62°, generando un error absoluto de:

$$Error = \left| \frac{Real - medido}{Real} \right| \cdot 100 = \left| \frac{75 - 70,62}{75} \right| \cdot 100 = 5,84\%$$

Un error inferior al 10% muestra una veracidad en las mediciones angulares, del sistema Inercial.

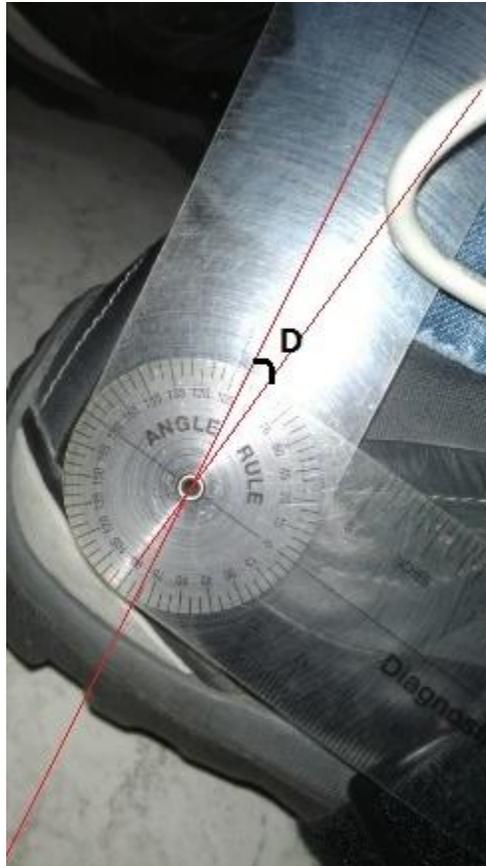
5.1.3 Articulación de tobillo

Para la evaluación del movimiento de la articulación de tobillo, se tienen como principios los movimiento dorsales (ángulos positivos) y plantares (ángulos negativos), desde el punto de referencia que para este caso es la horizontal. La medida del goniómetro bajo la premisa anterior entrega una medida de -10° por ser un movimiento plantar.

El equipo inercial entrega una medición de -10,95°, generando un error absoluto de:

$$Error = \left| \frac{Real - medido}{Real} \right| \cdot 100 = \left| \frac{10 - 10,95}{10} \right| \cdot 100 = 9,528\%$$

Un error inferior al 10% muestra una veracidad en las mediciones angulares, del sistema Inercial



Fuente: Autor

Figura 32. Medición con goniómetro de la articulación de tobillo

5.1.4 Resultados de la validación con goniómetro comercial

En la tabla 16 se muestra el resumen de los datos obtenido con el goniómetro y los datos del equipo inercial, los valores de error absoluto entre estos dos instrumentos, la desviación estándar del error y la media del error.

Articulación	Goniómetro	Inercial	Error
Cadera	60	62,59	4,32
Rodilla Flexión	15	16,4	9,33
Rodilla Extensión	75	70,62	5,84
Tobillo	10	10,95	9,50
Media			6,88
Desviación			2,58

Fuente: Autor

Tabla 16. Resultados de la validación de datos con goniómetro

El error en ninguno de los casos supero el 10 %. Así se demuestra la validez de los datos. Como se mencionó en la sección 5.1, el goniómetro no da una medición absoluta lo cual demostraría que el 6,88% como promedio de error, no necesariamente está enmarcado en el equipo inercial sino que se comparte con la subjetividad del otro método. Sin embargo así se obviara el error por subjetividad los datos muestran una incertidumbre por debajo del 10% lo cual resalta la fidelidad del equipo.

5.2 VALIDACIÓN CON EQUIPO DE CAPTURA DE MOVIMIENTO CON CÁMARAS – BTS.

En la figura 33, se observa el laboratorio de marcha de la Universidad Manuela Beltrán, que es usado como elemento validador de los datos entregados por el dispositivo inercial.

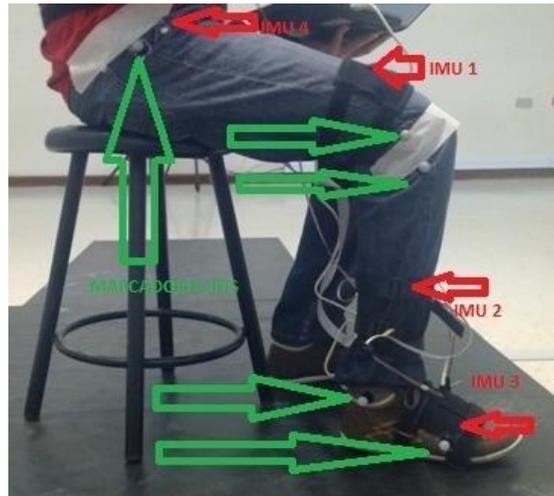


Fuente: Autor

Figura 33. Laboratorio de marcha (BTS) usado como elemento validador⁸

⁸ Laboratorio de marcha de la UNIVERSIDAD MANUELA BELTRÁN Bogotá, fotografía real del momento de las pruebas.

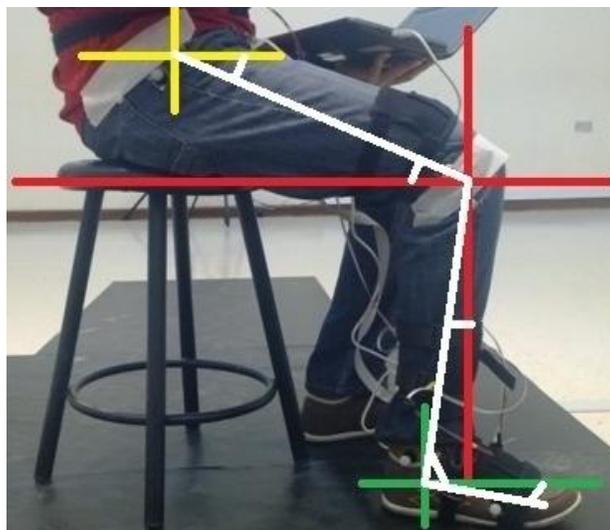
La evaluación se realizó sobre los datos que entregan ambos equipos en la medición de ángulos articulares de: rodilla y tobillo. Se usaron los marcadores del sistema BTS y los sensores inerciales (IMU) al mismo tiempo, se configuraron para medir ángulos articulares de la cadena cinemática de la pierna, como se muestra en la figura 34.



Fuente: Autor

Figura 34. Ubicación de marcadores de los dos sistemas INERCIAL y BTS.

En la figura 35, se muestra la geometría usada para la medición de los ángulos articulares, los cuales son medidos por los dos equipos. [37]



Fuente: Autor

Figura 35. Ángulos articulares tomados.

5.2.1 Comparación de datos entre BTS y el sistema inercial

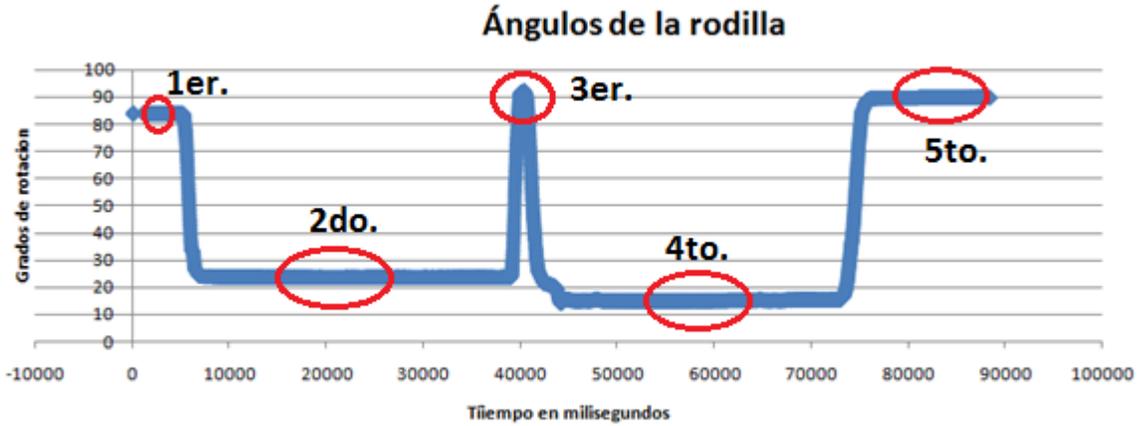
La validación con BTS se desarrolló de la siguiente manera:

- Se ubicaron los marcadores de los dos sistemas
- Se realizaron mediciones de ángulos articulares de rodilla y tobillo, iniciando con el paciente sentado rodilla flexionada, paciente sentado rodilla extendida, paciente de pie rodilla extendida y por último el paciente sentado con rodilla flexionada.
- Se realizaron tres comparaciones de la misma posición en intervalos de tiempo diferente, para ver la variación de los resultados.
- Se analizaron estadísticamente los resultados de las dos tecnologías, encontrando parámetros de error, error promedio y desviación estándar.
- Se concluyó con base en los resultados.

En las figuras 36 y 37 se muestran las variaciones de los ángulos articulares de rodilla y tobillo durante la medición, los círculos rojos muestran los puntos donde se realizó la comparación de los datos entre las dos tecnologías y cuyos resultados se muestran en las tablas 21, 22 y 23.

Los intervalos de tiempo de la prueba, los puntos de evaluación y el movimiento articular durante la prueba fueron (figuras 36 y 37):

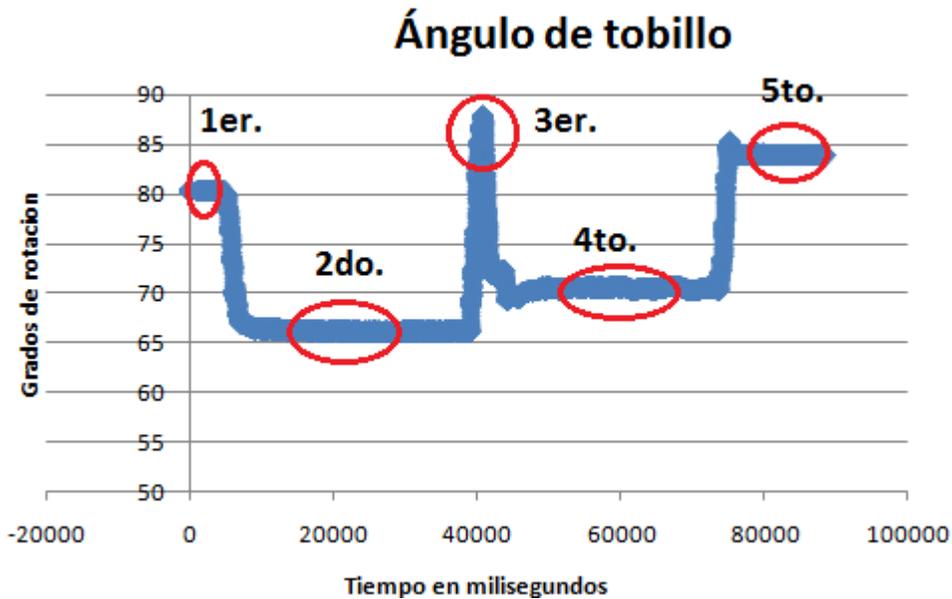
- a) De 0 a 5,190 seg. Rodilla flexionada. **Inicio de la medición y 1er. Punto de evaluación.**
- b) De 5,190 a 6,680 seg. Cambio de flexión a extensión
- c) De 6,680 a 38 seg. Extensión de rodilla. **2do. Punto de evaluación**
- d) De 38 a 39 seg. Cambio de extensión a flexión de rodilla
- e) De 39 a 42 seg. Cambio de flexión a extensión de rodilla. **3er. Punto de evaluación**
- f) De 42 a 73 seg. Extensión de rodilla. **4to. Punto de evaluación**
- g) De 73 a 76 seg. Cambio de extensión a flexión de rodilla
- h) De 76 a 88 seg. Flexión de rodilla. **5to. Punto de evaluación**



Fuente: Autor

Figura 36. Grafica de la variación de ángulos de rodilla en la toma realizada con el BTS⁹. Donde se muestran los puntos de evaluación.

En la figura 37, se muestran las variaciones de los ángulos articulares de tobillo en la misma toma de datos y sobre los mismos intervalos de tiempo.



Fuente: Autor

Figura 37. Grafica de la variación de ángulos de tobillo en la toma realizada con el BTS. Donde se muestran los puntos de evaluación.

⁹ Fotografía tomada en BIOMED. (laboratorio de marcha de la Universidad Manuela Beltrán)

En las tablas 17, 18 y 19 se muestran las mediciones tomadas por las dos tecnologías (BTS e inercial). Estas mediciones se tomaron en los cinco puntos que se muestran en las figuras 36 y 37.

Los datos extraídos se comparan a partir de parámetros estadísticos como el error absoluto y la desviación estándar de las medidas para cada una de las tomas (3 repeticiones). [38]

- **Primera toma de datos**

En la primera toma de datos (Tabla 17). Se observa que el grado de error no supero el 10%, lo cual da una validación total de los datos extraídos en esta medición, ya que el grado de error debería ser inferior al %15 para aceptar el equipo como fue planteado, en los objetivos del proyecto.

Articulación	Angulo BTS	Angulo Inercial	Error
Flexión rodilla (sentado) posición 1	83,8	89,5	6,80%
Extensión rodilla (sentado) Posición 2	24	22,72	5,33%
Cambio de flexión a extensión. Posición 3	80,7	87	7,81%
Extensión de rodilla (pie). Posición 4	15,3	13,98	8,63%
Flexión rodilla (sentado). Posición 5	89,5	98,14	9,65%
Tobillo Posición 1	80,3	87,26	8,67%
Tobillo Posición 2	69,6	75,56	8,56%
Tobillo Posición 3	84,5	87,8	3,91%
Tobillo Posición 4	70,4	76,9	9,23%
Tobillo Posición 5	84	91,04	8,38%
ERROR PROMEDIO			7,70%
DESVIACIÓN			1,83

Fuente: Autor

Tabla 17. Validación de las mediciones del sistema Inercial Vs. BTS comercial. **Primera medición.**

- **Segunda toma de datos**

En la segunda medición (Tabla 18). Se observa una aceptación total de los datos, ya que ninguno de ellos quedo por encima del 15% de error y la incertidumbre de la medición no supera 2°, tabla 18.

Articulación	Angulo BTS	Angulo Inercial	Error
Flexión rodilla (sentado) posición 1	83,2	87,88	5,62%
Extensión rodilla (sentado) Posición 2	23,7	22,05	6,96%
Cambio de flexión a extensión. Posición 3	90,5	96,5	6,63%
Extensión de rodilla (pie). Posición 4	14,8	15,9	7,43%
Flexión rodilla (sentado). Posición 5	89,6	96,81	8,05%
Tobillo Posición 1	80,2	86,85	8,29%
Tobillo Posición 2	70,3	76,56	8,90%
Tobillo Posición 3	85,8	88,01	2,58%
Tobillo Posición 4	70,5	75,8	7,52%
Tobillo Posición 5	83,9	90,91	8,36%
ERROR PROMEDIO			7,03%
DESVIACIÓN			1,83

Fuente: Autor

*Tabla 18. Validación de las mediciones del sistema Inercial Vs. BTS comercial. **Segunda medición.***

- **Tercera toma de datos**

En la última medición se observó una validación total de los datos al poseer un error inferior al 15%, tal cual como se planteó al inicio del proyecto tabla 19.

Articulación	Angulo BTS	Angulo Inercial	Error
Flexión rodilla (sentado) posición 1	83,2	87,88	5,62%
Extensión rodilla (sentado) Posición 2	23,5	22	6,38%
Cambio de flexión a extensión. Posición 3	84,6	89,1	5,32%
Extensión de rodilla (pie). Posición 4	15,1	16,01	6,03%
Flexión rodilla (sentado). Posición 5	89,6	96,45	7,65%
Tobillo Posición 1	80,3	87,9	9,46%
Tobillo Posición 2	70,6	76,68	8,61%
Tobillo Posición 3	83,1	86,3	3,85%
Tobillo Posición 4	70,4	76,1	8,10%
Tobillo Posición 5	83,9	89,87	7,12%
ERROR PROMEDIO			6,81%
DESVIACIÓN			1,70

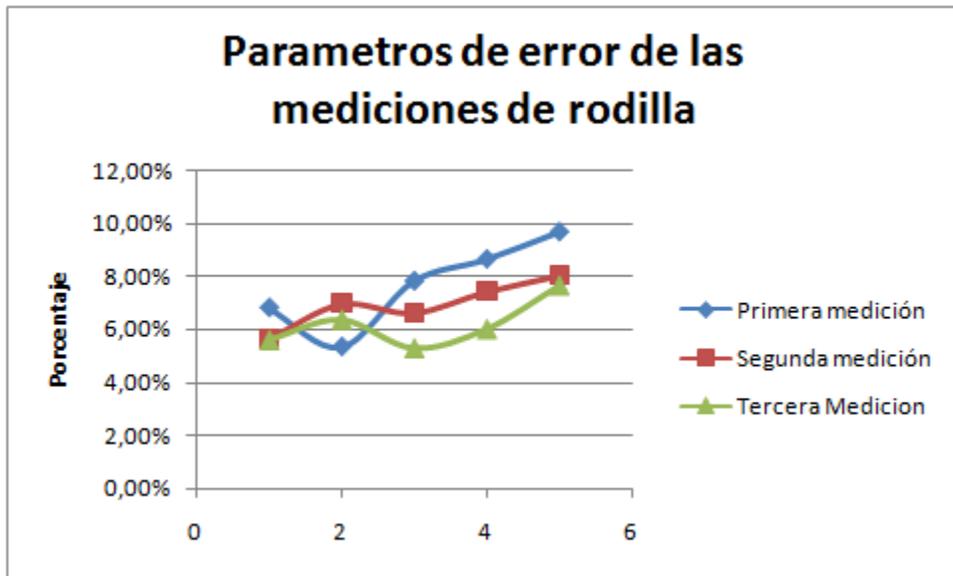
Fuente: Autor

Tabla 19. Validación de las mediciones del sistema Inercial Vs. BTS comercial. **Tercera medición.**

Una manera de analizar los resultados obtenidos en la etapa de validación es separarlos en articulación de rodilla y tobillo, para determinar el comportamiento de las mediciones según la articulación evaluada.

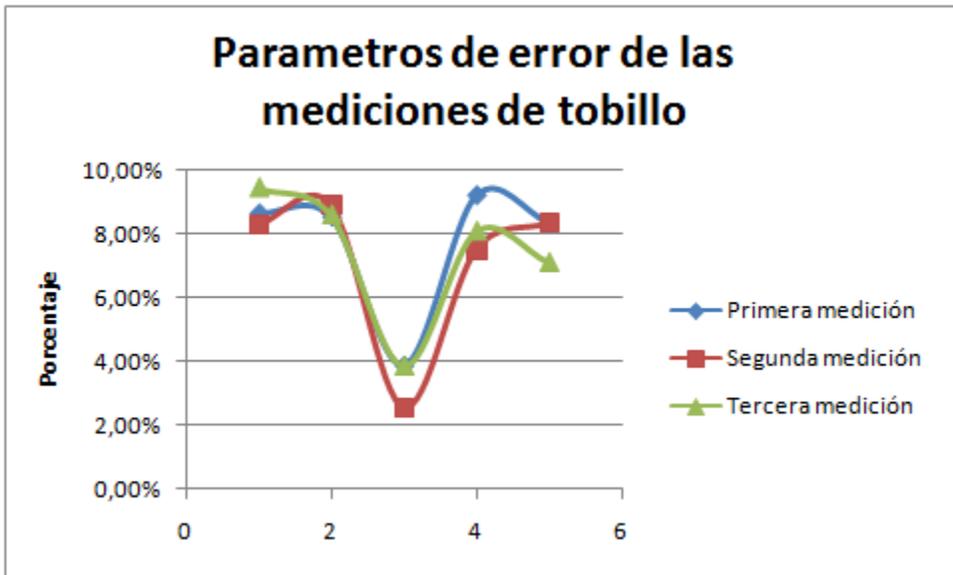
En la figura 38 y 39 se observa el comportamiento del error en las articulaciones de la rodilla y del tobillo respectivamente, a lo largo de las tres mediciones realizadas durante la prueba.

Los valores de error en las dos articulaciones no supero el 10%, se observó un pequeño incremento del grado de error en la articulación del tobillo con respecto a la articulación de rodilla de aproximadamente un 2%, principalmente por los valores angulares menores que se toman en la articulación del tobillo. Sin embargo las pruebas y los resultados estadísticos entregan una validación total del sistema inercial diseñado con base en los parámetros establecidos en los objetivos de este proyecto. [39]



Fuente: Autor

Figura 38. Datos de error en las mediciones de ángulos articulares de rodilla en la etapa de validación en tres mediciones diferentes.



Fuente: Autor

Figura 39. Datos de error en las mediciones de ángulos articulares de tobillo en la etapa de validación en tres mediciones diferentes

5.2 ANÁLISIS DE RESULTADOS

Los resultados obtenidos en el sistema inercial se comparan con un sistema de captura por video como lo es el laboratorio de marcha de la Universidad Manuela Beltrán, debido a que es un sistema comercial que se encuentra calibrado y ajustado para este tipo de mediciones, entregando una medida más exacta. Este tipo de tecnología (Captura por video) es la más usada en la actualidad¹⁰. Sin embargo los datos entregados por esta tecnología no son 100% fieles, debido a que la ubicación de los marcadores puede generar una variación en la medición. [37 - 41].

El criterio del 10% de error usado como punto de validación se estableció con base en el propio error del equipo patrón (BTS). Sin que esto llegue a generar daños en la confiabilidad y veracidad de los resultados. La disminución de costos de fabricación en ningún momento daña la credibilidad de la prueba y por el contrario los resultados muestran su exactitud.[16]

5.3 ALCANCES

El alcance de este proyecto de grado encierra las partes de:

- a. Diseño del sistema (Hardware y software).
- b. Implementación física del diseño elaborado.
- c. Pruebas de funcionamiento, con lo que se obtienen datos de comportamiento del sistema, sin llegar a pruebas sobre pacientes (protocolo clínico).

Con base en lo anterior el desarrollo de este proyecto, llega hasta la implementación y pruebas del sistema (Análisis de error), dejando la prueba clínica con pacientes del sistema a un futuro proyecto.

¹⁰ Para diagnósticos ortopédicos es la técnica de medición de variables articulares más usada en toda América

6. DISCUSIÓN

Una vez desarrollado el dispositivo se puede evaluar de manera adecuada su funcionalidad, la fidelidad de los datos que entrega y si verdaderamente el proyecto cumple de manera correcta con lo planeado en su fase de diseño.

Cuando se habla de laboratorios de marcha comerciales se tiende a pensar en el uso de tecnología de captura de movimiento con cámaras (BTS). Tecnología en la que fue demostrada la validez de los datos entregados por el sistema Inercial (capítulo 5). Y que será el punto de comparación con el sistema inercial desarrollado en este trabajo.

Los puntos claves que se quieren desarrollar en esta discusión son las ventajas con respecto a:

- a. Adquisición de datos:** La tecnología BTS posee un proceso para adquisición de datos con el uso de cámaras especiales y marcadores que son elementos que se sitúan sobre el paciente, cumpliendo ciertos protocolos clínicos de ubicación (Newington, Gage, Davis, Helen Hayes, entre otros). Sin embargo el proceso adecuado de ubicarlos puede llegar a tardar cerca de una hora, si se desea minimizar el error en la medición y aun así las mediciones entregadas poseen errores de ubicación de aproximadamente 10° a 13° . [35-41]

En el caso de la tecnología inercial la ubicación se realiza sobre el eslabón y no sobre la articulación, como es el caso de la tecnología BTS. La corrección por desalineamiento de los sensores, se realiza por medio de matrices de rotación en el software de procesamiento. Los sensores del sistema inercial entregan variables físicas directamente sin necesidad de procesamiento alguno.

En el sistema inercial las pruebas se puede realizar sin necesidad de una ubicación por parte de un especialista, simplemente poniendo los sensores sobre el paciente en cualquier parte del eslabón a evaluar, el paciente puede desarrollar la prueba incluso desde su propia casa por su reducido tamaño, mostrando la portabilidad total del sistema.

b. Procesamiento de datos: El sistema inercial al poseer los datos de aceleración, velocidad de giro y magnetómetro, puede fácilmente entregar variables de ángulos de rotación articular que para este caso particular son ángulos de: rotación de cadera rodilla y tobillo, sin necesidad de un software diferente al del sistema. En el caso de la tecnología BTS. En muchas ocasiones después de realizar la toma de datos con las cámaras se hace necesario el uso de paquetes de software extras al entregado por el fabricante del dispositivo (tracklab, smartanalyzer entre otros), para encontrar los valores de ángulos de rotación articular ya mencionados.

c. Costo computacional: El procesamiento de datos en la tecnología Inercial requiere del uso de operaciones básicas (suma, resta, multiplicación y división). Sumado al análisis de funciones trigonométricas inversas para determinar el valor del ángulo rotacional.

La tecnología BTS, requiere pesados algoritmo de análisis de imágenes para poder determinar las posiciones en el espacio de los marcadores y entregar archivos que se usaran en el proceso de análisis cinemático de la marcha. [35-41]

d. Costos: La tecnología inercial y aun hablando de sistemas comerciales robustos, el ahorro es casi del 80% y el error de medida no supera el 10%, como se demostró en el capítulo 5.

e. Pérdida de información: El sistema BTS posee problemas si existe oclusión de uno de los marcadores, la cámara no registra información y el modelo de marcha cambia totalmente. En otros casos por ejemplo, cuando se trabaja con niños pequeños el sistema puede tomar los marcadores de diferentes puntos como uno solo y la rotación sería 0°.

Según los resultados de las pruebas obtenidas en el capítulo 5. El sistema inercial cumplió con las necesidades plasmadas en los objetivos de este proyecto y las ventajas respecto a la tecnología BTS son notorias a la hora de tomar medidas articulares.

Como una mejora al equipo actual, se puede desarrollar en software libre la interfaz de usuario, de tal manera que no sería necesario el uso de licencia para el manejo de la

interfaz del equipo inercial. Lo cual sería aún más provechoso para que más personas involucradas en el análisis de marcha o rehabilitación ortopédica, lleguen a usarla y mejorar así diagnósticos y tratamientos ortopédicos.

Este trabajo se encuentra enmarcado en una investigación que se viene desarrollando desde el año 2012, con el grupo de investigaciones GIBIOME de la Escuela Colombiana de Ingeniería, con el Ph.D Luis Eduardo Rodríguez Cheu. Y con el Ing. Carlos Cifuentes.

7. CONCLUSIONES

1. La ubicación del marcador para la tecnología BTS es de vital importancia para poder realizar la reconstrucción de la cadena cinemática, con la tecnología Inercial la ubicación se debe respetar pero no es necesario que sea tan específica, debida principalmente que cada marcador entrega sus propias variables y los errores por alinealidad son eliminados dentro del algoritmo, gracias a las matrices de rotación que permiten poner los ángulos calculados por cada IMU, en cualquier sistema referencial.
2. Las matrices de rotación sirven como elemento de control de giro en las articulaciones, para este caso en específico se maneja una matriz de 3X3. Estas matrices se construyen con los vectores entregados por:
 - El acelerómetro en medición estática, para tener una referencia fija (La gravedad terrestre),
 - El magnetómetro (campo magnético de la tierra)
 - El producto cruz entre el vector del magnetómetro apuntando al polo norte magnético y el vector del acelerómetro opuesto a la gravedad terrestre.

Cada uno de estos elementos hace parte de la matriz de rotación, que permiten referenciar un sistema inercial, permitiendo minimizar los errores de cálculo de rotación, que se presentan al trabajar únicamente con el acelerómetro. Sin embargo el manejo de matrices de rotación, se debe respaldar con la integral de la señal entregada por el giroscopio consiguiendo un valor de la rotación desde un punto de vista móvil, ya que la matriz de rotación depende de ejes fijos.

3. Si se desea minimizar los errores en las mediciones, se puede usar los Filtros Kalman de fusión, en estos filtros se unen de manera correcta todos los sensores y sus rangos de error. Los parámetros necesarios para el filtro son principalmente: cotas adecuadas en los parámetros de error, el rango de trabajo y la sensibilidad para cada sensor a integrar.

4. Al observar los datos que entrega un laboratorio de marcha comercial, con tecnología BTS, con respecto a los datos que entrega el equipo inercial, con tecnología IMU, se pueden ver variaciones que en promedio no superan el 10% de error, sin embargo es importante mostrar que los datos que entrega la tecnología BTS no son absolutos, obviamente su fidelidad es bastante elevada y más si se trabajan con todos los marcadores, ya que el mismo sistema genera los ángulos de EULER sobre el centro de las articulaciones. Sin embargo el sistema inercial presenta una gran ventaja no solamente de precios, tamaño y facilidad de aplicación de la prueba, sino que adicionalmente permite combinar datos estacionarios y móviles. Por otro lado, la posición de la tarjeta IMU sobre el paciente, no es de vital importancia, ya que la desviación puede ser corregida por algoritmos sencillos, calculando ángulos de giro a través de las matrices de rotación.
5. La tecnología Inercial permite hacer una aproximación adecuada de las variables articulares de giro, con una inversión inferior al 1% del valor del equipo BTS y con un gasto computacional inferior al de la tecnología BTS.
6. El sistema inercial posee una gran ventaja con respecto a la tecnología BTS y es el hecho de, poder realizar mediciones articulares en cualquier ubicación, sin la necesidad de emplazamientos costosos o complicados, permitiendo que más personas tengan acceso a esta tecnología, incrementando la fidelidad de los datos obtenidos.

8. BIBLIOGRAFÍA

- [1] MEDINA, María. La investigación aplicada a proyectos, Vol. I. Bogotá: Antropos, 2007. 175 p. ISBN 978-958-9307-66-3
- [2] CRAIG, John. Robótica, Guerrero, Pablo (traductor) tercera edición. México: Prentice Hall, 2006. 403 p. ISBN 970-26-0772-8
- [3] BRONZINO, Joseph. Biomechanics principles and applications. Florida: CRC Press, 2008. 350 p. ISBN 0-8493-8534-2
- [4] TAMAYO, Mario. El proceso de la investigación científica, Cuarta edición. México D.F : Limusa, 2003. 175 p. ISBN 968-18-5872-7
- [5] KNUDSON, Duane. Fundamentals of Biomechanics, second edition. USA California: Springer, 2007. 319 p. ISBN 978-0-387-49311-4
- [6] WITTEK, Adam. Computational Biomechanics For Medicine. USA New York: Springer, 2011. 154 p. ISBN 978-1-4419-9618-3
- [7] MARTÍNEZ, Fabio, G, F. (2010). Desarrollo de un laboratorio de marcha con integración sincrónica mediante una arquitectura en módulos. Acta biol. Colomb.,Vol 15 N° 3, 2010 235 – 250, 16.
- [8] SISTEMAS ADAPTATIVOS Y BIOINSPIRADOS EN INTELIGENCIA ARTIFICIAL. (En línea). Sabia, Recuperado el 1 de Octubre de 2013, de Sabia:
<http://sabia.tic.udc.es/gc/Contenidos%20adicionales/trabajos/Peliculas/Mocap/tecnol.htm>
- [9] ARIZA, Carmen. Metodología para el análisis de la marcha: utilizando MOCAP y una técnica estadística multivariante Tesis de maestría en Ciencias. Guadalajara México: Instituto Tecnológico y de estudios superiores de Monterrey (Campus Guadalajara). Facultad de Ingeniería. 2012. 159p.

- [10] VERA, Pedro, Biomecánica de la marcha normal y patológica. Valencia España: IBV, 2000. 376p. ISBN 84-95448-12-2
- [11] SPARKFUN. (En línea). Spark Fun Electronics, Recuperado el 1 de Octubre de 2013, Spark Fun Electronics: <https://www.sparkfun.com/search/results?term=imu>
- [12] BTS BIOENGINEERING (En línea) Kinematics. Recuperado el 1 de Octubre de 2013. Obtenido, Kinematics: http://www.btsbioengineering.com/BTSBioengineering/Kinematics/BTSSMARTD/BTS_SMARTD.html
- [13] LABORATORIO ANÁLISIS DE MOVIMIENTO (En línea) CIREC. Recuperado el 1 de Octubre de 2013. Obtenido, CIREC: <http://www.cirec.org/index.php/menlam>
- [14] THE ARIEL PERFORMANCE ANALYSIS SYSTEM (En línea), APAS. Recuperado el 1 de Octubre de 2013. Obtenido, APAS: <http://www.arielnet.com/pages/show/adi-gba-01004/ariel-performance-system>
- [15] AGUILERA, Ana y RODRÍGUEZ, Rosseline. (2011). Representación y manipulación de datos médicos de marcha patológica. , vol. 11, núm. 1, enero-abril, 2011, pp. 76-84, Universidad del Zulia, Venezuela. ISSN 1317-2255
- [16] BIOMED. Laboratorio de Biomecánica digital UMB. Recuperado el 1 de Octubre de 2013. Obtenido, Laboratorio de Biomecánica digital UMB: <http://umb.edu.co/biomed/tecno.html>
- [17] VESGA, Juan y SINSEL, Martin. Microcontroladores Motorola-Freescale: programación, familias y sus distintas aplicaciones en la industria. México: Alfaomega, 2008. Pag. 370. ISBN 978-970-15-1329-3
- [18] PHILIPS. The I2C Bus technologies specifications. 2000
- [19] ANGULO, Jose y ROMERO Susana. Microcontroladores PIC: diseño práctico de aplicaciones. Segunda parte: PIC16F87X, PIC18FXXXX. España: Mc Graw Hill, 2006. Pag.394, ISBN 9788448173470

[20] GARCÍA Eduardo. Compilador C CCS y Simulador PROTEUS para Microcontroladores PIC. España: Marcombo, 2008. Pag. 274, ISBN 9781449209186.

[21] NATIONAL SEMICONDUCTOR CD4051BM/CD4051BC Single 8-Channel Analog Multiplexer/Demultiplexer CD4052BM/CD4052BC Dual 4-Channel Analog Multiplexer/Demultiplexer CD4053BM/CD4053BC Triple 2-Channel Analog Multiplexer/Demultiplexer, datasheet.

[22] ANALOG DEVICE Digital Accelerometer ADXL345L, datasheet

[23] HONEYWELL 3-Axis Digital Compass IC HMC5883L, datasheet

[24] InvenSense PS-ITG-3205A

[25] ÜNSALAN Cem, Ph.D.; H. GÜRHAN Deniz: Programmable Microcontrollers with Applications: MSP430 LaunchPad with CCS and Grace. [Digital Communication](#), Chapter. USA, McGraw-Hill Professional, 2014. Pag 278. ISBN: 9780071830034.

[26] HAYT, Jr., WILLIAM H. Engineering Electromagnetics, Third Edition. McGraw-Hill, 1974. [ISBN 0-07-027390-1](#)

[27] SABRIE, Soloman Sensors Handbook, Second Edition, New York, McGraw-Hill, 2010. Pag 546 ISBN: 9780071605700

[28] WOLF Paul R. Elements of Photogrammetry with Applications in GIS, Fourth Edition. New York, McGraw-Hill, 2014.

[29] Barbour, N. and G. Schmidt.: Inertial Sensor Technology Trends, IEEE Sensors Journal, vol. 1, no. 4, 2001, p. 332.

[30] Mohamed, A. H. and A. Mamatas, in Thomas Lombaerts (ed.): Flight Control. Chapter: Fundamentals of GNSS-Aided Inertial Navigation, InTech—Open Access Publisher, ISBN 978-953-307-665-2, 2012.

- [31] RUIZ Jose. Utilización de Labview para la Visualización y Control de la Plataforma Open Hardware Arduino. NI, Mexico. Pag. 114.
- [32] MONK Simon. 30 Arduino Projects for the Evil Genius. New York. Mc Graw Hill, 2010. Pag 220. ISBN: 978-0-07-174134-7
- [33] BARCKHAHN Flores, SEBASTIÁN Daniel. Interconectividad local de sistema de posicionamiento autónomo para una comunidad de dispositivos compactos de arquitectura modular. Chile, Ed. Santiago de Chile, 2011. Pag 94
- [34] BARBOUR, Neil The Charles Stark Draper Laboratory, Inc., Cambridge, Massachusetts. Science Directorate, American Psychological Association, Washington, D.C.
- [35] GREWAL M., WEILL L. Global Positioning Systems, Inertial Navigation, and Integration, 2d ed., Wiley, Hoboken, NJ, 2007
- [36] BAKER R. Gait analysis methods in rehabilitation. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 3, March 2006.
- [37] DÍAZ C. A., TORRES A., RAMÍREZ J. I. Descripción de un dispositivo destinado al análisis de la marcha en dos dimensiones, CineMED. Revista EIA, 5, 85-92, Junio 2006.
- [38] KAWAMURA C.M., de MORAIS M.C., BARRETO. Comparison between visual and three-dimensional gait analysis in patients with spastic diplegic cerebral palsy. Gait & Posture, 25, 18-24, January 2007.
- [39] ROBERTSON D.G.E., CALDWELL G.E., HAMILL J., KAMEN G., WHITTLESEY S.N. Research and methods in biomechanics. Cap 2, 35-52, 2004.
- [40] BENOIT D.L., RAMSEY D.K., LAMONTAGNE M., Xu L., WRETENBERG P., RENSTROM P. Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo. Gait & Posture, 24, 152-164, October 2006.
- [41] SUDHOFF I., VAN DRIESSCHE S., LAPORTE S., DE GUISE J.A., SKALLI W. Comparing three attachment systems used to determine knee kinematics during gait. Gait & Posture, 25, 533-543, April 2007.