ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL

FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA PARA EL ANÁLISIS ERGONÓMICO DE LA POSTURA DEL TRONCO AL ESTAR SENTADO MEDIANTE EL USO DE DISPOSITIVOS DE UNIDAD DE MEDIDA INERCIAL

TRABAJO DE TITULACIÓN PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE INGENIERO EN "ELECTRÓNICA Y CONTROL"

JONATHAN XAVIER CELA ARAGUILLÍN

jonathan.cela01@epn.edu.ec

KARLA ESTEFANIA YÁNEZ ESCARABAY

karla.yanez@epn.edu.ec

DIRECTOR: Ing. MARÍA FERNANDA TRUJILLO, MSc.

maria.trujillo01@epn.edu.ec

CODIRECTOR: PHD. ANDRÉS ROSALES A

andres.rosales@epn.edu.ec

Quito, abril 2018

AVAL

Certificamos que el presente trabajo fue desarrollado por Jonathan Xavier Cela Araguillín y Karla Estefania Yánez Escarabay, bajo nuestra supervisión.

_____

MSc. María Fernanda Trujillo

DIRECTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

_____

PHD. Andrés Rosales

CODIRECTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

DECLARACIÓN DE AUTORÍA

Nosotros, Jonathan Xavier Cela Araguillin y Karla Estefanía Yánez Escarabay, declaramos bajo juramento que el trabajo aquí descrito es de nuestra autoría; que no ha sido previamente presentada para ningún grado o calificación profesional; y, que hemos consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

A través de la presente declaración cedemos nuestros derechos de propiedad intelectual correspondientes a este trabajo, a la Escuela Politécnica Nacional, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la normatividad institucional vigente.

Jonathan Xavier Cela Araguillin	Karla Estefania Yánez Escarabay

DEDICATORIA

A la persona que es parte primordial en mi vida, aquella que supo a base de esfuerzo y sacrifico guiarme por el camino del bien, a quien me enseñó que nunca me debo rendir ante nada, que siempre debo hacer las cosas con la razón y el corazón, pero sobre todo que desde donde me encuentre siempre podré contar con ella.

A la mujer que me ha acompañado en varias noches de desvelo, a través de este largo camino universitario, ya sea con una taza de café o con una palabra de aliento, además ha sabido ser mi amiga, hermana y padre para mí, pero sobre todo a sabido ser la mejor madre del mundo.

A ti, Rita Elizabeth Araguillin Bulla, te dedico el presente trabajo.

Xavier.

DEDICATORIA

Dedico este trabajo a mis padres, quiénes a lo largo de tantos años han luchado incansablemente para brindarnos a mí y a mis hermanas, las mejores herramientas para hacer frente a este mundo.

“No tenemos tiempo que perder preguntando por cosas que no tenemos, sólo podemos elegir el mejor camino para luchar con las cosas que tenemos durante toda nuestra vida”

Hiruma Youchi

Karla.

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios por permitirme llegar a culminar con éxito esta etapa de mi vida, conjuntamente de la mano de mi familia.

A mi madre Rita por siempre estar a mi lado en todo momento de mi vida, por nunca dejarme rendir en los momentos más duros de ella, por sus palabras de aliento, pero sobre todo por su amor, cariño y educación en valores, ya que sin ella nada de esto lo hubiese logrado. A mio nonno Cristóbal per avermi supportato moralmente ed economicamente, le parole sarebbero state troppo brevi per esprimere la mia eterna gratitudine alla persona che ha saputo essere nonno e padre per me. A Patricio por su apoyo como padre que, a pesar de no serlo, ha sabido ser mucho más que ello. A mi hermana Pamela por estar a mi lado, siempre motivándome con sus risas y locuras para nunca desfallecer.

A mi familia especialmente a mi Tío Tano y abuelita Hilda que me apoyaron de muchas maneras a lo largo de mi vida estudiantil, por estar conmigo en varios momentos importantes de mi vida, pero sobre todo por su amor y cariño.

A mis maestros quienes con su sabiduría impartida me han permitido crecer de forma profesional y humana. Especialmente a la Ing. María Fernanda Trujillo MSc, quien, con sus conocimientos, supo direccionar correctamente nuestras ideas para la culminación del presente trabajo de titulación, pero sobre todo por brindarnos su amistad.

A Karla Yánez mi compañera de Tesis mi eterna gratitud, por su amistad, paciencia y compromiso entregados durante la elaboración del presente trabajo.

A Daya, que estuvo al inicio de este proyecto siempre motivándome para culminarlo con éxito y dando fuerzas para no rendirme, quien me demostró que las buenas personas aún existen, estoy seguro que en el futuro será una excelente Ingeniera y profesional.

A todos mis compañeros/as que conocí a lo largo de la Escuela Politécnica Nacional con quienes hemos compartido éxitos y fracasos durante el transcurso de cada semestre, especialmente a Henry C., Kathy C., Jely P., Liz C., Tefy G., Yas C., Stalin M., Sergio A., y Layla R., con quienes comenzamos siendo grandes desconocidos y hoy somos grandes amigos, gracias por su apoyo incondicional y amistad desinteresada.

Xavier.

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios que me ha dado la vida para culminar mi vida universitaria, así como el trabajo aquí presentado.

A mis padres, Carlos y Lupe, y a mis hermanas, Emilia y Victoria, quienes en cada etapa de mi vida han sido tanto mi inspiración como mi razón para vivir, es gracias a ustedes que pude seguir adelante y completar esta etapa de mi vida. Mi querida familia, las palabras no son suficientes para expresar todo el agradecimiento y amor que siento por ustedes, siempre serán mi tesoro más grande.

A mis amigos Karlita, Mafer y Ricardo, juntos hemos llegado al final de esta gran aventura que fue la universidad. Quiero agradecerles por todos estos años de amistad, por los buenos y malos momentos que hemos compartido, pero sobre todo por su apoyo incondicional; siempre serán mis más preciados amigos.

A mi compañero de tesis Xavier, cuyo esfuerzo y dedicación permitieron que termináramos este gran proyecto que nos planteamos.

A mis maestros, quienes con su paciencia y dedicación día a día transmiten sus conocimientos a todo aquel que busca aprender. Un agradecimiento especial a nuestra tutora, la Ingeniera María Fernanda Trujillo, quién a lo largo de todo este trabajo siempre fue nuestra guía y una gran amiga, es gracias a usted que pudimos concluir satisfactoriamente este proyecto.

Al Club de Robótica de la Escuela Politécnica Nacional, lugar dónde no sólo adquirí nuevos conocimientos, sino que encontré maravillosas personas que más que amigos son mi segunda familia.

Finalmente, quiero agradecer a Jonathan Tirado y Andrés Brito, quienes no sólo son mis maestros, son mis amigos y unos grandes hermanos. Les agradezco todo el apoyo y ayuda brindada a lo largo de todos estos años. Muchas gracias por brindarme su amistad desinteresada, siempre tendrán un lugar en mi corazón.

Karla

ÍNDICE DE CONTENIDO

AVAL....I
DECLARACIÓN DE AUTORÍA....II
DEDICATORIA....III
DEDICATORIA....IV
AGRADECIMIENTO....V
AGRADECIMIENTO....VI
ÍNDICE DE CONTENIDO....VII
RESUMEN....IX
ABSTRACT....X
1. INTRODUCCIÓN....1
1.1 Objetivos....1
1.2 Alcance....2
1.3 Marco Teórico....3
Ergonomía....3
Biomecánica de la posición sentado....5
Norma ISO 11226:2000....12
Factores que modifican una buena postura....17
Sistema de detección de posturas....18
Dispositivo de unidad de medición inercial (IMU)....19
Dispositivos móviles....29
2. METODOLOGÍA....31
2.1 Arquitectura del Sistema....31
2.2 Desarrollo del Hardware....32
Selección de Dispositivos de Unidad de Medida Inercial....32
Localización de las IMU....34
2.3 Desarrollo del Software....35
Selección de Sistema Operativo Móvil....36
Comunicación con los Dispositivos....38
Adquisición de Datos....39
Procesamiento....40

Alarmas del Sistema....49
Diseño de Interfaces....53
3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN....57
3.1 Resultados de la aplicación del filtro de Kalman....57
Resultados del Filtro de Kalman en datos del acelerómetro....57
3.2 Resultados de las mediciones y de la ejecución de alarmas....58
Ángulo en el trocánter mayor....59
Detección de la rotación y flexión lateral....60
Ángulo Inicial de Inclinación....62
Ángulos de inclinación....64
Guía para estimación de errores....67
Alarma: Tiempo Máximo....68
Identificación de postura Parada....69
3.3 Validación de los resultados del sistema implementado....72
4. CONCLUSIONES....77
4.1. Conclusiones....77
4.2 Recomendaciones....78
5. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS....79
ANEXOS....I
ANEXO I. Manual de Usuario....I
ANEXO II. Diagrama de Flujo: Procesamiento....XXI
ANEXO III: Diagrama de Flujo: Norma....XXIII
ANEXO IV. Señales de rotación y flexión lateral....XXV
ANEXO V. Datos del Acelerómetro (Trocánter Mayor)....XXVIII
ANEXO VI. Errores en medidas de ángulo de inclinación....XXX
ANEXO VII. Alarmas identificadas por el sistema....XXXI

RESUMEN

Las posturas corporales inadecuadas provocan que el cuerpo sufra de una mayor exigencia, generan un desequilibrio entre las diferentes partes del cuerpo y ocasionan problemas que van desde ligeros dolores y/o fatigas, hasta problemas más serios como lesiones osteomusculares y trastornos de columna. Muchas de estas patologías pueden ser prevenidas al llevar estilos de vida saludables, tales como, una adecuada alimentación, la práctica de deportes, pero sobre todo la realización de actividades cotidianas con posturas adecuadas.

El presente trabajo describe el diseño e implementación de un sistema para el análisis ergonómico de la postura del tronco al estar sentado a través de una aplicación mediante el uso de dispositivos de unidad de medida inercial.

La aplicación desarrollada para dispositivos móviles con sistema operativo Android, usa la información generada por los acelerómetros y el giroscopio de los dispositivos IMU, colocados en la zona cervical y en el trocánter mayor para la identificación de posturas. Mediante comunicación Bluetooth, el dispositivo central adquiere los datos, los procesa obteniendo ángulos de inclinación y posición angular a partir de la información del acelerómetro y giróscopo respectivamente, para posteriormente ser filtradas mediante el algoritmo del filtro de Kalman. Con las señales filtradas y la Norma ISO 11226:2000 se establece el sistema de alarmas que indica al usuario el tipo de postura que tiene y si debe realizar una corrección o no de la misma, a través de una interfaz amigable con el usuario.

Se realizaron pruebas en personas sin afectaciones en la columna vertebral, con el objetivo de recopilar información acerca de la ergonomía del tronco y para validar los resultados obtenidos.

PALABRAS CLAVE: ergonomía, postura del tronco, filtro de Kalman, Norma ISO 11226:2000, columna vertebral, aplicación móvil, Android, IMU

ABSTRACT

The inadequate body postures cause the body to suffer from a greater demand, causes an imbalance between the different parts of the body and provokes problems that go from slight pain and / or fatigue, to more serious problems such as musculoskeletal injuries and spinal disorders. Many of these pathologies can be prevented by leading healthy lifestyles, such as proper nutrition, the practice of sports, but above all, the performance of activities with appropriate postures.

The present work describes the design and implementation of a system for the ergonomic analysis of the posture of the torso while sitting, by using inertial measurement unit devices.

The application developed for mobile devices with the operative system Android, uses the information generated by the accelerometers and the gyroscope of the IMU devices, which are placed in the cervical area and in the greater trochanter for the identification of postures. By using a Bluetooth communication, the central device acquires the data, the angles of inclination and the angular displacement are obtained by processing the information of the accelerometer and gyroscope. Later they are filtered through the algorithm of the Kalman filter. The filtered signals and the ISO standard 11226: 2000 are used to establish the alarms of the system, which indicates the users the type of posture they have and whether it should be corrected or not, through a user-friendly interface.

Tests were performed on people without spinal cord injuries, to collect information about the ergonomics of the torso and to validate the results obtained.

KEYWORDS: ergonomics, trunk posture, Kalman filter, ISO Standard 11226: 2000, backbone, mobile application, Android, IMU

1. INTRODUCCIÓN

En el mundo moderno existen una serie de patologías que son consecuencia directa de las condiciones laborales e individuales a las cuales se encuentran expuestas las personas, siendo propensas a sufrir problemas de salud que van desde pequeñas molestias hasta situaciones más graves en las que se ven forzados a solicitar la baja laboral e incluso recibir tratamiento médico [1]. Algunos de los factores de riesgo organizativo que contribuyen al desarrollo de estas patologías son los movimientos repetitivos o forzados, las posturas estáticas, la permanencia por largos periodos en una misma postura, entre otros.

En el Ecuador, los problemas de salud que se presentan como consecuencia de una mala postura dentro de la clase trabajadora, no se limitan sólo a dolores de espalda, sino también a trastornos musculoesqueléticos como cifosis, tenosinovitis, lordosis, entre otros. Los cuales afectan los músculos, causan alteraciones de la alineación vertebral y daño articular. [2] Las personas propensas a desarrollar este tipo de enfermedades son aquellas cuyas características del puesto requieren que permanezcan sentados por largos periodos de tiempo. Lo cual ocasiona que realicen esta actividad no sólo dentro de sus horarios laborales sino también en sus hogares al momento de ver televisión, comer, leer, etc.

Muchas de las enfermedades antes mencionadas pueden ser prevenidas y controladas mediante una ergonomía postural correctiva, teniendo una serie de beneficios como son mejorar la respiración, la prevención del cansancio y de la fatiga crónica, entre otros. [3]

Por lo que, con la finalidad de brindar una solución cómoda y fiable en la prevención de enfermedades de origen ocupacional, se plantea diseñar e implementar un sistema que, en base al análisis ergonómico del tronco al estar sentado, notifique al usuario acerca de posturas inadecuadas para su corrección; mediante el uso de sensores y un dispositivo móvil con la finalidad de tener una realimentación instantánea acerca de ésta.

1.1 Objetivos

El objetivo general de este Estudio Técnico es diseñar e implementar un sistema para el análisis ergonómico de la postura del tronco al estar sentado mediante el uso de dispositivos de unidad de medida inercial.

Los objetivos específicos de este Estudio Técnico son:

- Investigar acerca de la ergonomía del cuerpo humano, específicamente del tronco al estar sentado, para obtener una base con la cual determinar si una postura es correcta o no.

- Estudiar el comportamiento de las señales adquiridas por los sensores IMU en la zona cervical de la columna vertebral y trocánter mayor al estar sentado.
- Desarrollar los algoritmos necesarios para el tratamiento de la señal, la identificación de la postura en base a la Norma ISO 11226:200 y la interfaz gráfica que muestre la información.
- Realizar pruebas de validación del sistema a implementar con el estándar internacional ISO 11226:2000 para el análisis ergonómico de la postura del tronco al estar sentado.

1.2 Alcance

Se investigará sobre la ergonomía del tronco de las personas al estar sentadas, con el fin de obtener los parámetros mínimos para determinar si una postura es correcta.

Se estudiará el comportamiento de las señales adquiridas por lo menos de dos IMU colocadas en la parte cervical (cuello) de la columna vertebral y trocánter mayor, ya que estos dos lugares entregan información para determinar la postura.

Se diseñará el hardware integrado por los sensores IMU con batería recargable, de manera que su colocación sea fácil y cómoda para el paciente. El sistema tendrá un tiempo de autonomía de aproximadamente 10 horas, con transmisión de datos al dispositivo móvil de forma continua, debido al Bluetooth de bajo consumo que integran los sensores IMU.

Se realizará el tratamiento de las señales enviadas por las IMU, su acondicionamiento y filtrado digital, en la aplicación desarrollada para el dispositivo móvil.

Se desarrollará los algoritmos necesarios para la identificación de la postura del tronco del usuario en base a lo establecido en la Norma ISO 11226:2000, con las señales obtenidas de los sensores IMU a través de comunicación inalámbrica, en el software computacional para dispositivos móviles.

Se desarrollará una interfaz gráfica amigable con el usuario, la cual muestre si la posición en la que se encuentra sentado es adecuada, caso contrario se emitirá una alerta indicándole que debe corregirla.

Se contrastará el sistema a implementar con la Norma ISO 11226:2000, la cual contiene información acerca de la correcta postura del tronco en trabajos estáticos, en una muestra de por lo menos 20 personas, para su validación.

1.3 Marco Teórico

El presente apartado contiene información acerca de los temas que se investigaron para el desarrollo del proyecto planteado, tratando en primer lugar el tema de la ergonomía y como ésta se relaciona con la biomecánica de la columna vertebral en la posición de sentado. También se explica acerca de la Norma ISO 11226:2000, la cual es usada para el análisis de las posturas de trabajo, además se especifican algunos factores que modifican una buena postura, así como algunos tipos de sistemas que existen para la detección de posturas, resaltando los sistemas que utilizan dispositivos de medición inercial. Por último, se da una breve descripción acerca de los dispositivos móviles, especificando los sistemas operativos existentes en el mercado y las ventajas de usar aplicaciones móviles.

Ergonomía

Según la IEA (International Ergonomics Association), "la ergonomía (o factores humanos) es la disciplina científica encargada de la comprensión de las interacciones entre los seres humanos y otros elementos de un sistema. Además, es una profesión la cual aplica teorías, principios, datos y métodos para el diseño, con el fin de optimizar el bienestar humano y el desempeño total del sistema" [4]

El objetivo principal de la ergonomía es la obtención de datos fiables y confiables, sobre los cuales fundamentar cambios necesarios, para poder adaptar el trabajo a las capacidades y posibilidades del ser humano. Con ello, se busca mejorar la eficiencia, las condiciones laborales, la productividad y la calidad, además de reducir los riesgos laborales y aumentar la satisfacción laboral.

Dominios de la Ergonomía

La ergonomía es una disciplina que toma en consideración la parte física, ambiental, organizacional, cognitiva, entre otros factores. Por ello, los ergónomos trabajan en sectores o dominios de aplicación, los cuales representan competencias más profundas en atributos humanos específicos o características de la interacción humana. Sin embargo, éstos no son mutuamente excluyentes. Los dominios de la aplicación reconocidos por la Asociación Internacional de Ergonomía (IAE) son los presentados a continuación.

Ergonomía Cognitiva

La ergonomía cognitiva es la encargada de analizar cómo y en qué medida contribuyen y/o afecta los procesos cognitivos tales como la atención, el pensamiento, la memoria y la respuesta motriz a las interacciones existentes entre las personas y los elementos de un sistema.

Ergonomía Física

Se encarga de analizar la relación existente entre las características biomecánicas, anatómicas y fisiológicas, así como de la antropometría estructural y funcional, con la actividad física. Dentro de este dominio de especialización se puede encontrar temas relevantes como son la seguridad y salud ocupacional, los movimientos repetitivos o micro traumas repetitivos, los trastornos musculoesqueléticos(TME) de origen laboral y las posturas de trabajo.

Ergonomía Organizacional

La ergonomía organizacional se encarga de la optimización de los sistemas socio- técnicos, en ésta se incluye los procesos, las políticas y las estructuras organizacionales. [5]

La ergonomía busca adaptar la organización y las condiciones de trabajo al individuo, de manera que pueda trabajar en un ambiente equilibrado, salvaguardando su seguridad, salud y bienestar mientras se optimiza la eficiencia de acuerdo con las necesidades y limitaciones humanas. Cuando se deja de lado los principios básicos de la ergonomía, se corre el riesgo de que se produzcan situaciones adversas como la disminución de la eficiencia, el deterioro en la productividad y la generación de trastornos o lesiones de origen laboral.

Por lo que, al aplicar los principios básicos de la ergonomía se obtienen una serie de beneficios que se ven principalmente reflejados en la seguridad y la salud, en la mejora de la productividad y la calidad, en el aumento de la fiabilidad, así como, de la satisfacción del personal con el trabajo y con su desarrollo personal.

Existen otra serie de beneficios como son:

- La disminución y prevención de lesiones y accidentes
- La disminución de riesgos ergonómicos
- La disminución de enfermedades de origen laboral
- La disminución de ausentismo laboral
- La disminución en la rotación del personal
- El aumento de la eficiencia
- La mejora en las posturas laborales
- El aumento de la moral y concentración del personal

- Un buen clima organizacional
- La simplificación de tareas o actividades
- La mejora del rendimiento general en el trabajo

Aspectos Físicos

El trabajo muscular en las actividades laborales, visto desde un punto fisiológico, puede ser dividido en dos grupos: dinámico y estático. El trabajo muscular estático se produce cuando existe una contracción continua del músculo, la cual es mantenida durante un periodo de tiempo prolongado. Por lo general, este tipo de trabajo es perjudicial, debido a que disminuye el suministro de oxígeno y de alimentos al músculo, como consecuencia de la disminución de oxígeno suministrado.

Por otro lado, el trabajo muscular dinámico se produce cuando en los músculos existe una presencia periódica de tensiones y relajamientos, durante cortos intervalos de tiempo, favoreciendo el proceso de evacuación de residuos y la oxigenación del músculo. Sin embargo, se vuelve perjudicial cuando existe una frecuencia elevada de contracciones.

Biomecánica de la posición sentado

La biomecánica de la posición de sedestación, más comúnmente conocido como posición de sentado, contempla las consecuencias de la postura adoptada por la persona durante la realización de sus tareas. [6] Los problemas que se presentan son resultado de:

- La propia posición del cuerpo.
- La postura de las manos y las muñecas.
- Del ángulo visual.

Mediante una adecuada postura al estar sentado, así como una buena distribución geométrica del cuerpo con respecto a los elementos de trabajo, se puede beneficiar la salud ocupacional.

En el análisis de la posición sentado se debe analizar las estructuras anatómicas como la columna vertebral constituida por vertebras y el trocante mayor que sirven de puntos de referencia dentro de los planos anatómicos para la estimación de los movimientos de estas estructuras.

Plano Anatómico

Son cortes imaginarios que se le hacen al cuerpo humano o a una parte de él, los cuáles son perpendiculares entre sí y permiten describir la localización de los distintos componentes corporales. A lo largo del cuerpo existen tres planos como se aprecia en la Figura 1. 1.

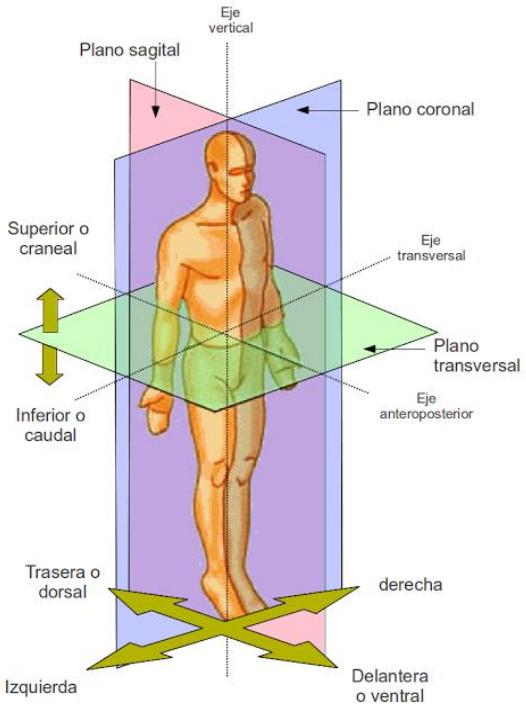


Figura 1. 1 Plano anatómico del cuerpo humano [7]

- Plano frontal o coronal. - es un plano vertical que va desde la cabeza a los pies y divide al cuerpo en delantera o ventral y trasera o dorsal.
- Plano sagital o lateral. - se orienta de forma vertical desde la cabeza a los pies y es perpendicular al plano coronal dividiendo al cuerpo en zona derecha y zona izquierda.
- Plano transversal. - es un eje horizontal que divide al cuerpo en parte superior o craneal y en parte inferior o caudal.

Biomecánica de la columna vertebral

La columna vertebral está situada en la parte media y posterior del tronco, extendiéndose desde la base de la cabeza hasta la pelvis o cadera. Se encuentra formada por una serie de 33 huesos cortos llamados vertebras y consta de cinco regiones (Figura 1. 2):

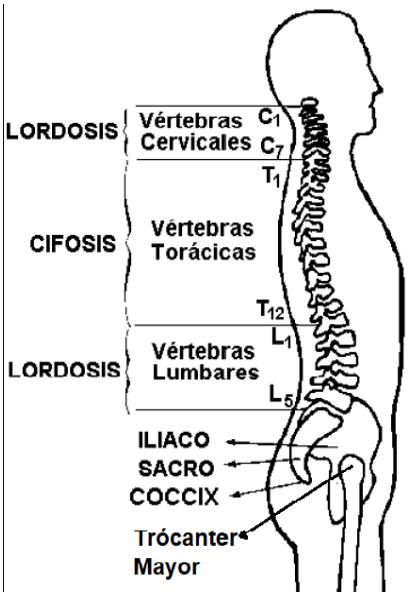


Figura 1. 2 Columna Vertebral [6]

- Cervical: corresponde al cuello, y está formada por siete vértebras (C1-C7).
- Dorsal o torácica: corresponde a la parte central de la espina dorsal y consta de doce vértebras (T1-T12).
- Lumbar: corresponde a la sección entre las vértebras toráxicas y el hueso sacro, está constituido de cinco vértebras (L1-L5).
- Sacro: Parte sacra que compone la cadera y consta de cinco vértebras fusionadas (S1-S5), formado aparentemente un solo hueso llamado el sacro.
- Coxígea: el coxis es la parte más baja de la columna vertebral, formado de tres o más huesos pequeños fusionados

El estudio biomecánico de la columna vertebral se lo hace dividiéndola en 3 curvaturas (cervical, dorsal y lumbar), las mismas que permiten aumentar la resistencia de ésta a las fuerzas de comprensión externas.

Movimientos de la Columna Vertebral

Los movimientos de carácter natural de la columna vertebral son los que se aprecian en la Figura 1. 3.

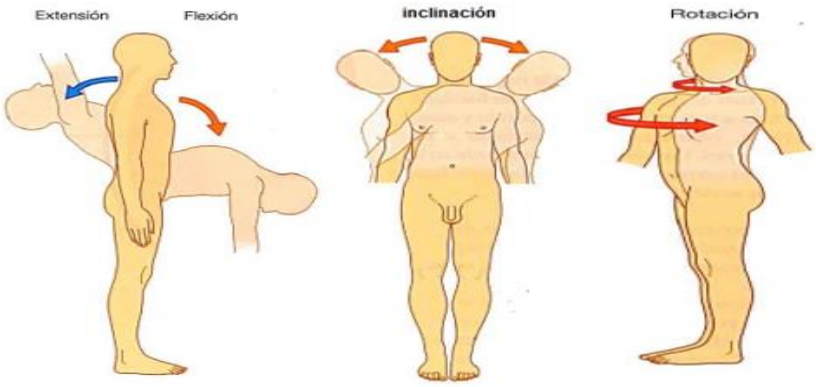


Figura 1. 3 Movimientos de la Columna Vertebral [8]

- Flexión. - es un movimiento que se produce a nivel del plano sagital, en el cual la cabeza se mueva hacia el tórax, mientras que éste se mueve hacia la pelvis.
- Extensión. – es el movimiento contrario a la flexión, que se produce también a nivel del plano sagital. Durante este movimiento el tórax se separa de la pelvis, así mismo, la cabeza se separa del pecho.
- Inclinación o Flexión Lateral. – consiste en mover el busto lateralmente hacia la pelvis y la cabeza hacia los hombros. La inclinación lateral puede realizarse a la izquierda o a la derecha, además de producirse a nivel del plano coronal.
- Rotación. – se da a nivel del plano transversal cuando la barbilla rota desde una posición neutra hacia los hombros mientras que el torso rota hacia un costado. [9]

Unidad Funcional Vertebral

Desde el punto de vista biomecánico, la unidad funcional vertebral, también conocida como segmento móvil vertebral, está constituido por 2 vertebras adyacentes articuladas y sus uniones por tejidos blandos, tal como se muestra en Figura 1. 4.

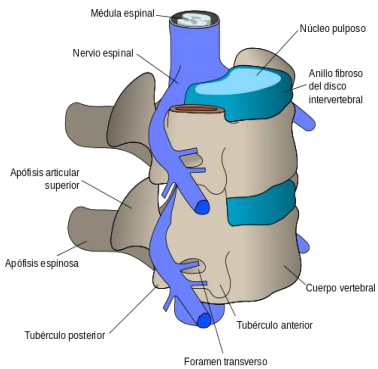


Figura 1. 4 Segmento Vertebral móvil [10]

El disco Intervertebral (DIV) permite la unión entre dos vértebras adyacentes a lo largo de la columna vertebral, ya que actúa como una especie de ligamento. Por su estructura anatómica limita y a su vez facilita los movimientos vertebrales, además, funciona como una especia de sistema amortiguador.

Cuerpo Vertebral

El cuerpo vertebral localizado en la porción anterior de la vértebra tiene la estructura de un hueso corto y presenta una menor resistencia que el disco intervertebral a fuerzas de compresión axial. El mismo aporta solidez y resistencia a la espina dorsal.

Trocánter Mayor

El trocánter mayor, también conocido como lateral del fémur o trocánter externo, es un saliente oseo grande y rectangular que se encuentra localizado en la parte superior del fémur tal como se muestra en la Figura 1. 5. Forma parte de una de las tres tuberosidades que posee el fémur y su importancia recae en que es el punto de unión de diferentes músculos.

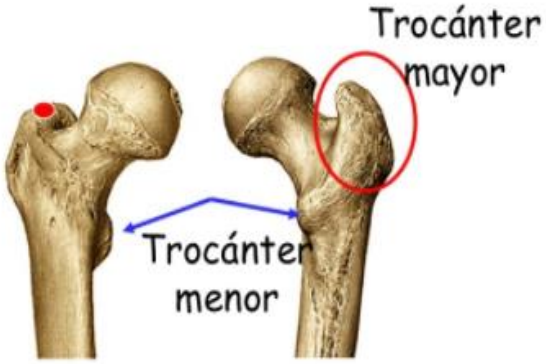


Figura 1. 5 Vista de la parte superior del fémur [11]

Al estar sentado, cuando hay movimientos de inclinación estos se generan en la pelvis, por lo que, con la finalidad de tener una referencia fija que no se vea afectada por este movimiento y en base a la Norma ISO 11226:2000, se tiene que el trocánter mayor es la opción más adecuada.

Según [6] “la biomecánica de la columna vertebral es crucial en los fenómenos que se producen en ella al sentarnos.” Al observar la columna vertebral de perfil, se puede apreciar que cada una de sus regiones posee una curvatura diferente. Las curvas normales o fisiológicas que se observan son: la cifosis torácica, la lordosis: cervical y lumbar. Debido a su tendencia a modificarse al adoptar una posición de sedestación, la columna puede

aguantar sobrecargas en sus estructuras. Las dos zonas de la columna vertebral que se ven afectadas por una mala postura son las descritas a continuación.

Zona Lumbar

En esta zona ubicada en la parte baja de la espalda, se forma la curvatura conocida como lordosis lumbar (Figura 1. 6.B), la misma que es considerada como la más adecuada debido a que mejora la función respiratoria y digestiva. Sin embargo, cuando esta se pierde (Figura 1. 6 A), repercute negativamente al dificultar las funciones respiratorias y digestivas, además de causar sobrecarga en los ligamentos posteriores del tronco y provocar dolor en la región lumbar.

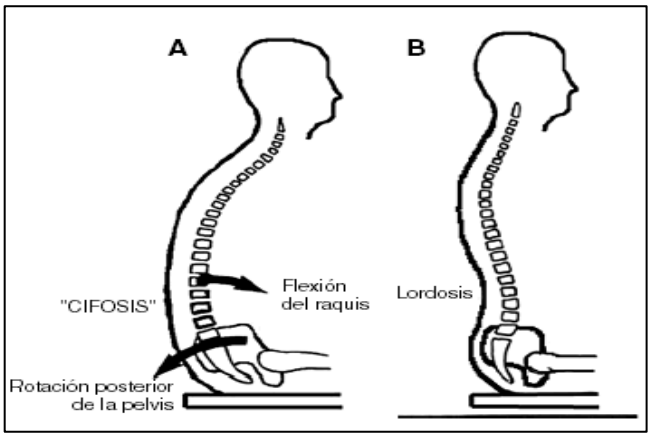


Figura 1. 6 Postura sedente flexionada y erguida [6]

Zona Cervical

Es la zona ubicada entre la parte baja de la cabeza y la parte superior de la espalda, en ella se forma la curva conocida como lordosis cervical, la misma que debe estar entre los límites recomendados (Figura 1. 7), debido a que, si se encuentra por encima de éstos, ocasiona fatiga en el cuello y el dolor muscular de los hombros aumenta rápidamente.

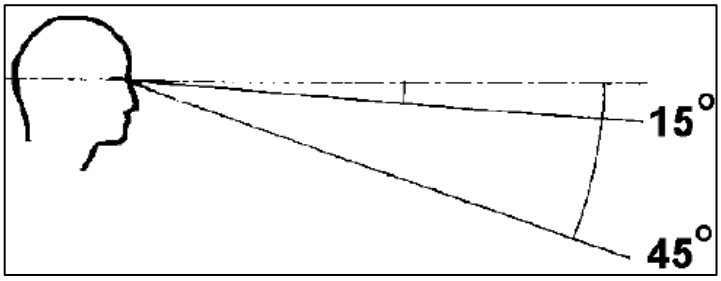


Figura 1. 7 Ángulos Visuales [6]

Las posturas al estar sentando

Las tres posturas fundamentales que se presentan cuando una persona está sentada son:

- Postura Avanzada
- Postura Media
- Postura Retrasada

Postura Avanzada

La postura avanzada se da cuando la espalda se conserva muy curvada, es decir, que el ángulo de articulación de la cadera es menor de 90°. [6] Debido a ello, la pared del abdomen se acerca a los muslos, provocando un aumento en la presión interior abdominal, lo cual tiene una influencia perjudicial sobre el riego sanguíneo en esta zona.

Por otro lado, por medio de la colocación de los brazos sobre la superficie de trabajo, como se muestra en la Figura 1. 8, se busca apoyar el tronco, ocasionando que los músculos de la nuca y de los hombros realicen un mayor trabajo estático en comparación con la postura erguida.

Figura 1. 8 Postura Avanzada [12]

Postura Media

Durante esta postura, la espina dorsal puede estar curvada como se muestra en la Figura 1. 9, siendo esto posible al tensar mucho los músculos. A causa de la escasa curvatura de la columna vertebral entre la zona lumbar y cervical, la respiración es más profunda y hay una mayor relajación de los músculos. [6]

La postura media no es considerada como una postura de trabajo relevante, ya que en los diferentes trabajos es necesario que existan distintos tipos de movimientos, perjudicando el equilibrio inestable y para conseguir nuevamente la posición de trabajo es necesario el trabajo muscular.

Figura 1. 9 Postura Media [12]

Postura Retrasada

Se considera una postura retrasada cuando el ángulo de la articulación de la cadera respecto al de la pelvis es mayor de 90°, con lo que se consigue una relajación abdominal.

Al apoyar en el respaldo la espalda y la cabeza, como se muestra en la Figura 1. 10, se logra una relajación abdominal y cervical. Debido a la relajación que se logra en la musculatura a esta postura podría denominársela de descanso.

Figura 1. 10 Postura Retrasada [12]

Para establecer los parámetros para considerar una buena postura, se recurre a la norma internacional ISO 11226:2000, la cual está enfocada en la evaluación de las posturas estáticas de trabajo.

Norma ISO 11226:2000

La norma ISO 11226:2000 es una herramienta que se enfoca en determinar sí una postura de trabajo es o no aceptable; para ello se basa en los conocimientos de ergonomía existentes y está sujeta a cambios conforme avanzan las investigaciones acerca de esta disciplina.

Objeto y campo de aplicación

Se especifican los límites recomendados para posturas de trabajo estáticos en las que la fuerza externa ejercida es nula o mínima, considerando los ángulos del cuerpo y los periodos de tiempo. Siendo su campo de aplicación la población adulta trabajadora sana.

La norma ISO 11226:2000 contiene recomendaciones relacionadas a riesgos y protección de la salud, las mismas que se basan en estudios experimentales de resistencia/fatiga, incomodidad/dolor y carga musculoesquelética como consecuencia de posturas de trabajo estáticas. Siendo el objetivo principal brindar una protección razonable a casi toda la población de adultos trabajadores [13].

Procedimiento de evaluación

Según [13]: "El procedimiento de evaluación considera diferentes segmentos y articulaciones corporales de manera independiente en uno o dos pasos. El primer paso valora únicamente los ángulos corporales (basando las recomendaciones principalmente en los riesgos de sobrecargar estructuras corporales pasivas, tales como: ligamentos, cartílagos y discos intervertebrales).” Los posibles resultados de la evaluación como se muestra en la Tabla 1. 1 son: "aceptable", "avance al paso 2" o "no recomendado",

Se considera que hay un resultado “aceptable” “solamente si hay presentes variaciones de postura (sentarse, ponerse de pie y caminar). En cualquier eventualidad, se debe hacer cualquier esfuerzo para obtener la postura de trabajo neutra o la más cercana, si éste no es el caso.” [13]

El resultado de evaluación "avance al paso 2" significa que será necesario considerar la duración de la postura de trabajo, tal como se observa en la Tabla 1. 2 y la Figura 1. 14.

Finalmente, el resultado “no recomendado” se da cuando existen posiciones extremas de las articulaciones y así evitar mayores dolencias.

Postura del Tronco

Como se mencionó previamente, para el análisis de la postura del tronco se consideran dos pasos, el primera considerará únicamente los ángulos corporales, mientras que el segundo paso considera el tiempo que se ha mantenido la posición. Cabe recalcar, que el segundo paso se analiza siempre y cuando en el primer paso se obtenga como resultado “Avance al segundo paso”.

Paso 1

Considerando los elementos 1, 2 y 3 de la Tabla 1. 1, se evalúa la postura de tronco, siendo el literal número 3 el que alude a la posición de sentado.

Tabla 1. 1 Postura del Tronco [13]

Característica postural	Aceptable	Avance al paso 2	No Recomendado
1)Postura simétrica del tronco [a]			
No			X
Si	X		
2) Flexión del tronco α[b]			
>60°			X
20° a 60° sin apoyo total del tronco		X	
20° a 60° con apoyo total del tronco	X		
0° a 20°	X		
< 0° sin apoyo total del tronco			X
< 0° con apoyo total del tronco	X		
3) Para sentado:			
Postura de la columna vertebral con la región lumbar convexa [c]			
No	X		
Si			X

[a] Una postura simétrica del tronco es aquella en la que no hay rotación axial, ni flexión lateral de la parte superior del tronco con respecto a la pelvis, tal como se observa en la Figura 1. 11.

Apoyo Total del Tronco: Apoyo del peso del segmento del tronco directamente sobre el lugar de trabajo (por ejemplo, en el espaldar de una silla alta en el caso de inclinación del tronco hacia atrás), o indirectamente (por ejemplo, por el apoyo del brazo en el lugar de trabajo en el caso de inclinación del tronco hacía adelante).

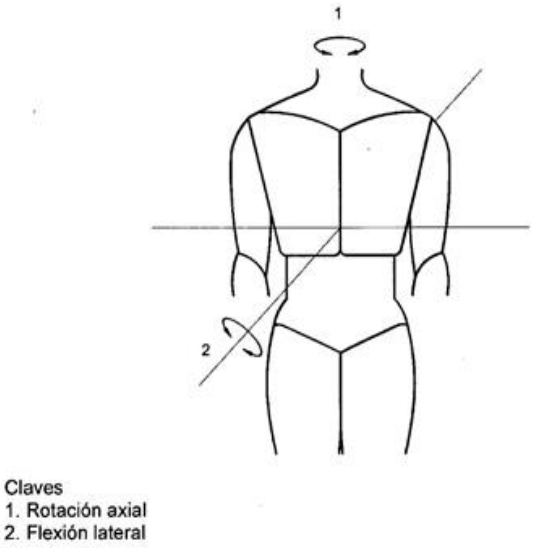


Figura 1. 11 Postura del Tronco [13]

[b] La postura durante la ejecución de la tarea (segmento oscuro del cuerpo, línea continua) con respecto a la postura de referencia (segmento blanco del cuerpo, línea punteada) cuando se observa desde el lado del tronco (para α ver la Figura 1. 12, en donde la inclinación hacia adelante está dada por un signo positivo).

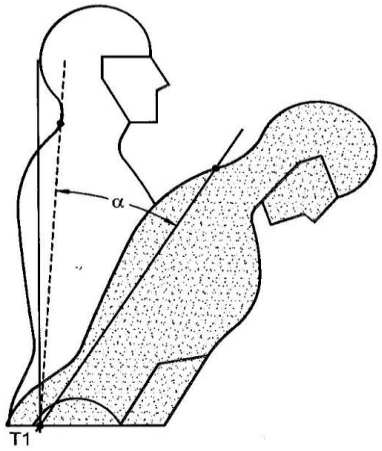
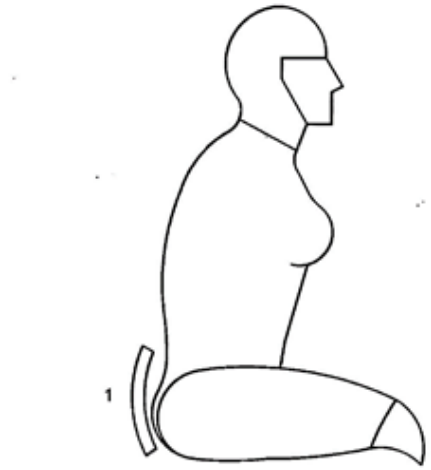


Figura 1. 12 Inclinación del Tronco [13]

[c] Curvatura convexa de la región lumbar de la columna (Figura 1. 13). Esta postura tiene más probabilidad de que ocurra cuando la parte lumbar de la columna no está apoyada en un espaldar o cuando la cadera adopta un pequeño ángulo.



Clave

1. Postura de la columna vertebral convexa en la región lumbar

Figura 1. 13 Postura de la columna vertebral convexa en la región lumbar [13]

Paso 2

El tiempo de mantenimiento para la flexión del tronco se evalúa usando la Tabla 1. 2.

Tabla 1. 2 Tiempo de mantenimiento para inclinación del tronco

Tiempo de mantenimiento	Aceptable	No recomendado
> Tiempo de mantenimiento máximo aceptable [a]		X
≤ tiempo de mantenimiento máximo aceptable [a]	X	

[a] Tomado de la Figura 1. 14.

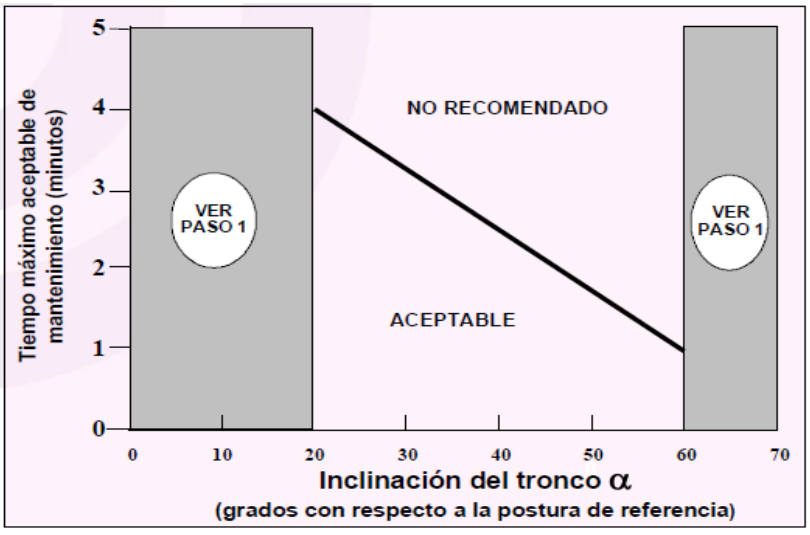


Figura 1. 14 Tiempo máximo de mantenimiento aceptable vs inclinación del tronco [13]

La Figura 1. 14 represente la relación entre el grado de inclinación del tronco y el tiempo máximo aceptable de mantenimiento. Para valores de inclinación entre 20 a 60 grados, existe una relación inversamente proporcional, es decir, que mientras mayor sea el grado

de inclinación del tronco menor es el tiempo recomendado en el que una persona puede mantenerse así. Por el contrario, para valores entre 0 a 20 grados o mayores a 60, se debe hacer referencia a lo descrito en el paso 1 para la Tabla 1. 1.

Factores que modifican una buena postura

Hay varios problemas de carácter médico que pueden alterar la estructura de la columna o lesionar las vértebras y el tejido que las rodea, las mismas que pueden ser originadas debido a factores ambientales tales como la mala ubicación de los instrumentos de trabajo, una silla y mesa de trabajo inadecuada, entre otros. Los problemas de salud más comunes son la escoliosis, las contracturas musculares, la lumbalgia, la artrosis de columna y la osteoporosis.

Escoliosis

Es un problema de salud que afecta a la columna vertebral, ya que causa una curvatura de lado a lado adoptando una forma de “S” o “C”. Se origina por factores congénito, idiopático o neuromuscular.

Contractura muscular

Este problema no es más que una contracción exagerada e involuntaria de las fibras que forman el músculo, por lo general, la persona siente una tensión en dicha zona. Comúnmente se produce al exigir al músculo a realizar un esfuerzo superior al que es capaz de soportar, ya sea por posturas repetitivas, forzadas mantenidas por mucho tiempo, entre otras.

Lumbalgia

Es un dolor localizado en la parte baja de la espalda (zona lumbar), específicamente en la zona que se extiende desde la parte más baja de las costillas. De acuerdo con las causas, la lumbalgia se puede clasificar en lumbalgia específica y lumbalgia inespecífica. La primera es producida por enfermedades específicas tales como la osteoporosis, la estenosis vertebral, la artritis degenerativa y la hernia o disco roto. La segunda, es más frecuente y es producida por factores como obesidad, vibraciones, estrés, la adopción de posturas incorrectas y demás.

Artrosis de la columna

Se produce cuando existe un deterioro en los discos intervertebrales, debido a la edad, trauma por algún impacto o lesiones deportivas, actividades laborales repetitivas, tabaco, sobrepeso, genética o sedentarismo. Como resultado, los discos pierden su elasticidad,

haciendo que las vértebras se golpeen entre sí; corriendo el riesgo que se puedan llegar a comprimir las raíces nerviosas o la medula espinal causando dolor.

Osteoporosis

La osteoporosis es una enfermedad de los huesos provocada por la disminución de la masa ósea que lo forma, que no provoca síntomas y pasa desapercibida. Sus efectos en la columna vertebral son muy graves dado que repercute en las vértebras, causando severos dolores de espalda que pueden conducir a que se produzcan deformidades en la columna.

Sistema de detección de posturas

En la actualidad existen diferentes sistemas para la detección de posturas los cuales hacen uso de diferentes métodos tales como la observación, las encuestas o entrevistas, el uso de fotografías/videos o de dispositivos montados en el cuerpo, entre otros. La selección de uno de éstos se realiza en base a la exactitud que se necesite y de los recursos disponibles.

Observación

Mediante la observación de un especialista se realiza la evaluación. Aunque los resultados son pocos precisos en comparación con los que usan mediciones biomecánicas o fisiológicas, se han hecho más populares, ya que no se necesita invertir en equipos y generalmente brindan un análisis más rápido de la situación a pesar de que no pueden ser continuos por largos intervalos de tiempo. Sin embargo, cuando existe una gran variedad en la actividad del individuo a analizar se requiere de un mayor número de observaciones, haciendo que el análisis sea más complicado.

Fotografías/videos

La finalidad de esta técnica es poder mostrar gráficamente tanto los elementos ocupados, como los diferentes procesos que muestran el trabajo que realiza el individuo y su postura ya sea en 2D o 3D.

Con ello un especialista puede evaluar de mejor manera la postura del trabajador, dado que éste no se siente observado y actúa de forma normal en su área de trabajo. Puede haber problemas de invasión a la privacidad, tiempo de procesamiento y corrección posterior.

Sistemas de medición ultrasónico u optoelectrónica tridimensional

Estos sistemas ocupan ondas, luz y electrónica para poder determinar la adecuada postura del individuo. El principio de funcionamiento del sistema de medición ultrasónico es el uso

de ondas para el cálculo de distancias y así poder determinar si ha habido algún movimiento por parte de la persona. De la misma manera, los sistemas opto electrónicos que trabajan con la luz emitida por un individuo permiten recrear el perfil de éste, obteniendo como resultado en una especia de fotografía en tiempo real, en base a la cual se realiza el estudio de la pose.

Goniómetros

Son dispositivos que poseen un semicírculo graduado que permite medir los ángulos que se generan durante el movimiento de una articulación. Sin embargo, las desventajas son que este mecanismo no almacena datos y genera incomodidad en el usuario al ser equipado en la espalda por la manera en que es fijado al cuerpo.

La ventaja de los métodos en los cuales se hace una medición directa es que son cuantitativos y altamente exactos. Sin embargo, tienen una serie de desventajas como: el costo debido a que algunos requieren de equipos sofisticados y la pérdida de tiempo al momento de realizar la calibración, el registro y el análisis. Como consecuencia, se tiene limitaciones tanto en el número de individuos que pueden ser valorados como en los segmentos del cuerpo que pueden ser analizados.

Otro sistema aparte de los antes mencionados son aquellos que usan dispositivos de unidad de medición inercial, los cuales al igual que con el goniómetro permiten, medir los ángulos formados por el cuerpo.

Dispositivo de unidad de medición inercial (IMU)

La unidad de medición inercial es un dispositivo electrónico autónomo, formado por una combinación de acelerómetros y giróscopos, que permiten medir tanto movimiento lineal como angular. La función de este dispositivo es medir y entregar información acerca de la velocidad, rotación y fuerzas gravitacionales de un objeto.

Acelerómetro

Los acelerómetros son dispositivos diseñados para la medición de la aceleración, en base a la segunda ley de Newton. Por medio de un MEMS (MicroElectroMechanical System) que suelen tener integrados, con esto son capaces de convertir la aceleración existente en cada segmento del cuerpo en una señal eléctrica.

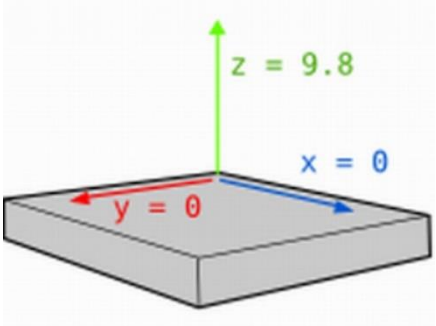


Figura 1. 15 Acelerómetro [14]

La variación de la velocidad medida no es necesariamente la misma que la del dispositivo en el espacio, sino que es la del peso asociada al dispositivo.

Giróscopo

El giróscopo es un dispositivo mecánico que sirve para medir la orientación de algún objeto en el espacio, siendo la información que brinda la velocidad de giro o rotación.

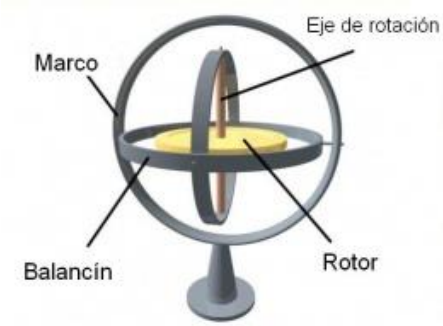


Figura 1. 16 Giróscopo [15]

Los datos entregados por los sensores antes mencionados proporcionan información útil acerca de la posición angular y ángulos de inclinación. La manera en que éstos son tratados se detalla a continuación.

Tratamiento digital de los datos de la IMU

Como se mencionó anteriormente, el giróscopo es un dispositivo que posee un sistema de coordenadas de 3 ejes X, Y, Z, como se muestra en la Figura 1. 19 y que además permite medir la velocidad de rotación en °/segundo.

A partir de dicha información y el uso de la integración numérica, como se muestra en la Ecuación 1. 1, es posible calcular la posición en grados, la misma que será usada para determinar la existencia de rotaciones axiales del tronco.

$$\theta = \int_{t_1}^{t_2} \omega\,(t)\,dt$$

Ecuación 1. 1 Posición a partir de la velocidad angular

Donde:

θ: posición en grados

$\omega\,(t)$: velocidad angular

Sin embargo, la Ecuación 1. 1 no es aplicable al sistema desarrollado debido a que el sistema es de tiempo discreto, por lo cual, bajo la consideración que la integral es el área bajo la curva, se usara una técnica de aproximación para obtener la posición.

Aproximación Rectangular

Se lo emplea sólo si el tiempo de muestreo (T) de la señal es sumamente pequeño, de manera que el área bajo la curva se pueda aproximar al área de un rectángulo, tal como se observa en la Figura 1. 17.

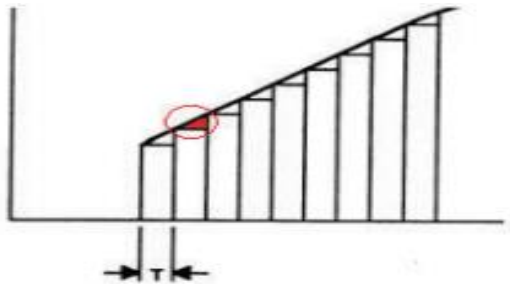


Figura 1. 17 Aproximación rectangular [16]

El área bajo la curva para este método se lo obtiene en base a la Ecuación 1. 2.

$$A = K_{[n]}T$$

Ecuación 1. 2 Área de la aproximación rectangular

Donde:

A: Área bajo la curva

T: Tiempo de Muestreo

$K_{[n]}$: Medición actual del sensor

Finalmente, el área en rojo mostrada en la Figura 1. 17, representa el error que se tiene al aplicar este método.

Aproximación Trapezoidal

El método de aproximación trapezoidal es el más usado, debido a que brinda una mayor precisión al formar un trapecio bajo la curva, tal como se observa en la Figura 1. 18.

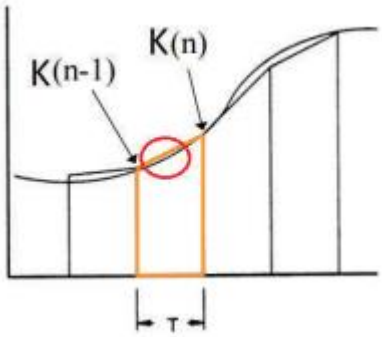


Figura 1. 18 Aproximación Trapezoidal [16]

El área del trapecio se obtiene en base a la Ecuación 1. 3.

$$A = \frac{T}{2}\left(K_{[n]} + K_{[n-1]}\right)$$

Ecuación 1. 3 Área de la aproximación trapezoidal

Donde:

A: Área bajo la curva

T: Tiempo de Muestreo

$K_{[n]}$: Medición actual del sensor

$K_{[n-1]}$: Medición anterior del sensor

El círculo de color rojo en la Figura 1. 18, representa el error al aplicar este método, el cual es mucho menor que el del método de aproximación rectangular.

Finalmente, la posición se obtiene sumando los resultados del cálculo del área de la aproximación trapezoidal, como se muestra en la Ecuación 1. 4.

$$Posicion = A[actual] + Posicion$$

Ecuación 1. 4 Posición

Por otro lado, el acelerómetro es un dispositivo diseñado para medir las fuerzas de aceleración, ya sean producto de la gravedad o de vibraciones. Además, posee un sistema

de ubicación basado en 3 ejes de coordenadas X, Y, Z como se muestra en la Figura 1. 19.

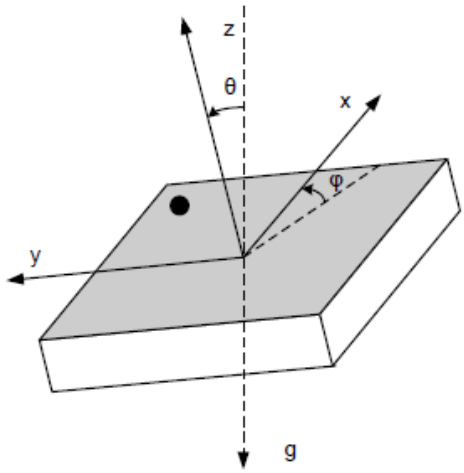


Figura 1. 19 Sistema de Referencia [17]

En base a la localización de la IMU en la zona cervical se establecerá un nuevo sistema de referencia, que servirá para obtener el ángulo β, el cual representa el ángulo de desplazamiento del dispositivo. Se considera que no existe desplazamiento en el eje Y, por lo tanto, sólo se toman en cuenta los ejes X y Z, tal como se muestra en la Figura 1. 20.

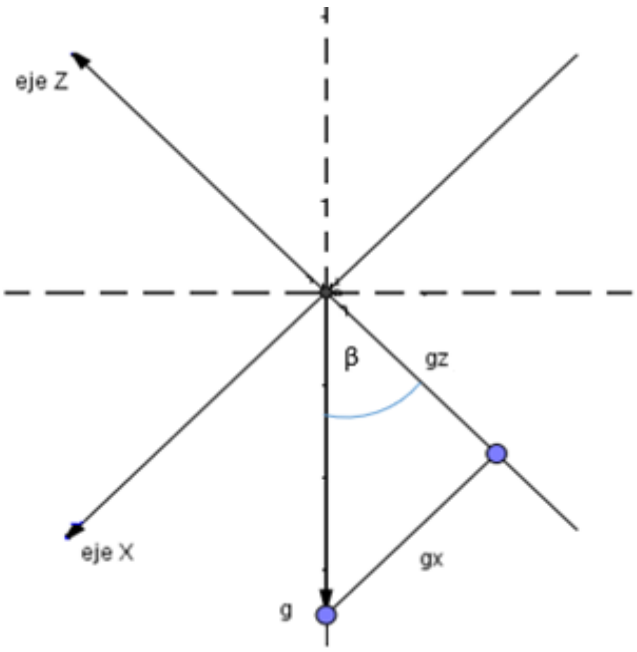


Figura 1. 20 Ángulo de movimiento sensor 1

Al aplicar la función seno al ángulo beta, se obtiene la Ecuación 1. 5. Si bien ésta no es la única función trigonométrica que se puede usar, es la que considera la magnitud del vector

y la componente en el eje X, permitiendo conocer el desplazamiento real del vector gravedad en el cual se basa el acelerómetro.

$$\operatorname{sen}\beta = \frac{g_x}{g}$$

Ecuación 1. 5 Seno de Beta

A pesar de que la Ecuación 1. 5 queda en función del vector gravedad, se sabe que ésta puede ser expresado de acuerdo con el teorema de Pitágoras en espacio tridimensional (Ecuación 1. 6).

$$g^2 = g_x^2 + g_y^2 + g_z^2$$

Ecuación 1. 6 Teorema de Pitágoras Tridimensional

Sin embargo, aunque previamente se consideró que no va a existir un desplazamiento en el eje Y, para calcular la magnitud "g" (Ecuación 1. 7) si se la considera; en caso de que exista dicho desplazamiento.

$$g = \sqrt{g_x^2 + g_y^2 + g_z^2}$$

Ecuación 1. 7 Gravedad en un Sistema Tridimensional

Se remplaza la Ecuación 1. 7 en la Ecuación 1. 6, obteniendo que el seno del ángulo beta queda de acuerdo con la Ecuación 1. 8.

$$\operatorname{sen}\beta = \frac{g_x}{g} = \frac{g_x}{\sqrt{g_x^2 + g_y^2 + g_z^2}}$$

Ecuación 1. 8 Seno de Beta para un Sistema Tridimensional

Por lo tanto, con los datos adquiridos del sensor y aplicando arco seno a la Ecuación 1. 8 se tiene que el valor del ángulo beta se calcula de acuerdo con la Ecuación 1. 9.

$$\beta = \operatorname{sen}^{-1}\frac{g_x}{\sqrt{g_x^2 + g_y^2 + g_z^2}}$$

Ecuación 1. 9 Valor del ángulo Beta sensor uno

Para la IMU localizada en la zona del trocánter mayor también se establece un nuevo sistema de referencia, en el cual se considera que no existe desplazamiento en el eje Z, por lo tanto, sólo se toman en cuenta los ejes X e Y, tal como se muestra en la Figura 1. 21.

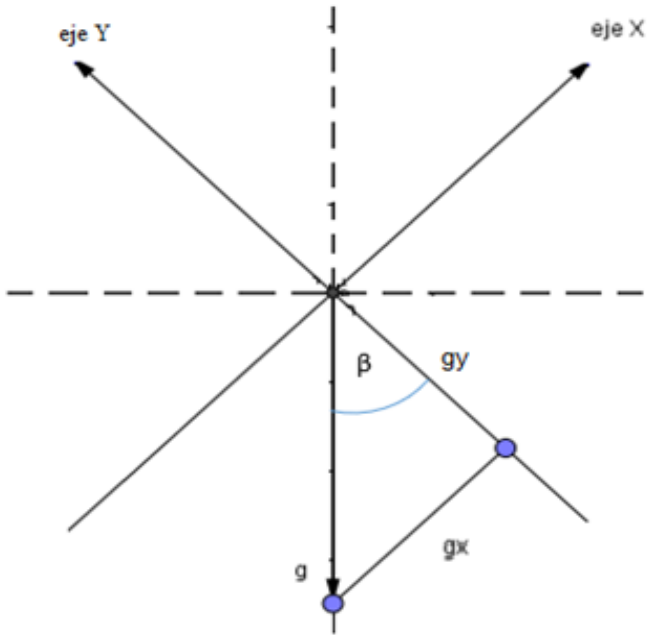


Figura 1. 21 Ángulo de movimiento sensor dos

Con este nuevo sistema de referencia y aplicando la metodología anterior se tiene que el ángulo β' es como se indica en la Ecuación 1. 10.

$$\beta' = \cos^{-1} \frac{g_y}{\sqrt{g_x^2 + g_y^2 + g_z^2}}$$

Ecuación 1. 10 valor del ángulo Beta sensor dos

Adicionalmente, los datos del sensor 1 servirán para determinar cuando la persona realiza una flexión lateral, siendo la expresión usada para el cálculo del ángulo generado la Ecuación 1. 10, dado que el ángulo de interés es el que se forma entre el eje "Y" y el vector. Cabe recalcar que para el cálculo de este no se desprecia ningún eje.

Ruido en sensores

Las señales obtenidas de cualquier tipo de sensor no son ideales debido a la presencia de ruido. Se considera como ruido a toda componente de tensión o intensidad no deseada, que se superpone a la componente original de la señal procesada, causando que las medidas obtenidas sean erróneas.

El ruido puede originarse de dos formas:

- **Ruido interno o inherente:** es el que se genera en los dispositivos electrónicos debido a su naturaleza de construcción.

- **Ruido externo o interferencias:** es el que se genera en algún punto del sistema debido al acoplamiento con otro punto del sistema a evaluar.

Existen diferentes métodos para su eliminación, conocidos comúnmente como filtros, siendo los más usados, los filtros:

- **Pasa-Altos:** se caracteriza por permitir que en la respuesta en frecuencia se atenúen los componentes de baja frecuencia, más no los de alta.
- **Pasa-Bajos:** permite el paso de las frecuencias más bajas y atenúa las más altas.
- **Pasa-Banda:** es un filtro que deja pasar un determinado rango de frecuencias de una señal y atenúa el paso del resto.
- **Suprime Banda:** es un filtro que no permite el paso de señales cuyas frecuencias se encuentran comprendidas entre las frecuencias de corte superior e inferior.
- **Filtro de Kalman:** identifica el estado no medible de un sistema dinámico lineal y sirve para sistemas sometidos al ruido blanco.

Al aplicar este tipo de filtros se obtiene una señal más pura, donde sus valores de medición se aproximan a los reales.

Modelo general del sistema para el filtro de Kalman

El sistema dinámico en el cual se aplica el filtro de Kalman, puede ser considerado un modelo lineal en tiempo discreto que se encargará de estimar el estado $x \in R^n$. Dicho sistema se lo puede expresar tal como se muestra en la Figura 1. 22.

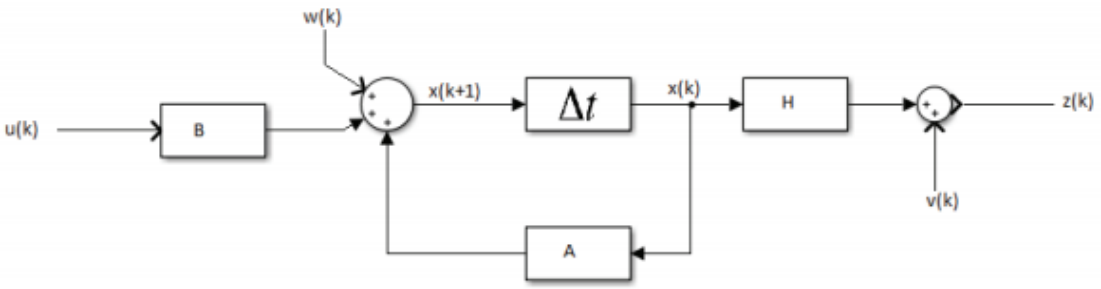


Figura 1. 22 Modelo del sistema [16]

De acuerdo con la Figura 1. 22 se puede obtener la Ecuación 1. 11 que representa el modelo del sistema en tiempo discreto.

$$x_k = Ax_{k-1} + Bu_k + w_{k-1}$$

Ecuación 1. 11 Modelo del sistema

Con una medida z, que se puede expresar como la Ecuación 1. 12:

$$z_k = Hx_k + v_k$$

Ecuación 1. 12 Ecuación del modelo del sistema

Donde:

x: es el estado del sistema

z: medida del sensor (valor observado)

u: entrada del sistema

v: ruido en la medición

w: ruido en el proceso de forma independiente

Filtro de Kalman

El filtro de Kalman fue desarrollado por el Ingeniero y Matemático Rudolf E. Kalman en la década de 1960.

Es un algoritmo recursivo y óptimo de procesamiento de datos que permite identificar el estado no medible de un sistema dinámico lineal. Su funcionamiento es similar al observador de Luenberger, pero adicionalmente funciona aun si el sistema está sometido a un ruido blanco. Al ser un algoritmo recursivo se puede correr en tiempo real, necesitando sólo las mediciones actuales de las entradas.

Filtro Discreto de Kalman

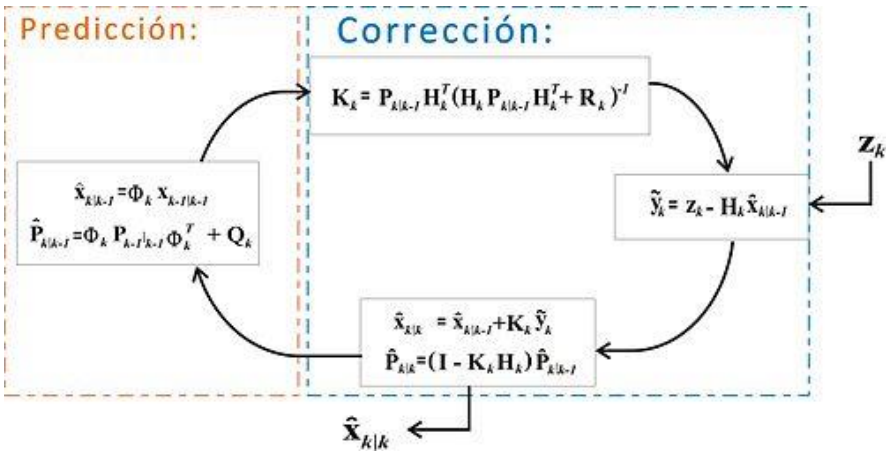


Figura 1. 23 Filtro Discreto de Kalman [18]

Este algoritmo recursivo, se compone de dos etapas: predicción y corrección, tal como se puede observar en la Figura 1. 23.

Predicción [18]

Se tiene el estado actual del sistema y un mapeo de la progresión del mismo en función del tiempo, las ecuaciones de predicción del sistema son:

- Estimación a priori, representada en la Ecuación 1. 13

$$x_k^- = A\hat{x}_{k-1} + Bu_k$$

Ecuación 1. 13 Estimación a priori

- Covarianza del error asociada a la estimación a priori, representada en la Ecuación 1. 14.

$$P_k^- = AP_{k-1}A^T + Q$$

Ecuación 1. 14 Covarianza del error asociada

Corrección [18]

En esta etapa se combinan las mediciones y observaciones de las variables a tratar en el sistema con los valores reales medidos. Las ecuaciones de corrección del sistema son:

- Actualización de la medición (Ecuación 1. 15).

$$y_k = z_k - Hx_k^-$$

Ecuación 1. 15 Actualización de la Medición

- Ganancia de Kalman (Ecuación 1. 16).

$$K_k = P_k^- H^T (HP_k^- H^T + R)^{-1}$$

Ecuación 1. 16 Ganancia de Kalman

- Estimación a posteriori (Ecuación 1. 17).

$$x_k = x_k^- + K_k(z_k - Hx_k^-)$$

Ecuación 1. 17 Estimación a posteriori

- Covarianza del error asociada a la estimación a posteriori (Ecuación 1. 18).

$$P_k = (I - K_k H)P_k^-$$

Ecuación 1. 18 Covarianza del error asociada a la estimación a posteriori

Donde:

A: Matriz de transición de estados.

B: Matriz que relaciona la entrada con el estado del sistema

$\boldsymbol{x_k^-}$**:** el estimado a priori del vector de estados

$\boldsymbol{P_k^-}$**:** la covarianza del error asociada a la estimación a priori

$\boldsymbol{z_k}$**:** vector de mediciones al momento k

H: Matriz que indica la relación entre mediciones y el vector de estado al momento k en el supuesto ideal de que no hubiera ruido en las mediciones.

R: Matriz de covarianza del ruido de las mediciones (depende de la resolución de los sensores).

Q: Matriz de covarianza del ruido del proceso.

Dentro de las ecuaciones del filtro de Kalman, existen dos variables que son importantes en el comportamiento de este, las matrices Q y R. Las mismas representan las perturbaciones del sistema.

La matriz R puede ser obtenida de forma off-line, ya sea mediante la toma de decisiones del sensor y el cálculo de la varianza del ruido presente o mediante prueba y error, observando la respuesta que ofrece el sistema a diferentes valores

El último parámetro es Q, la determinación de este valor es más complicado ya que se necesita observar de forma directa el proceso a estimar. Sí se obtiene los parámetros Q y R de forma correcta a lo largo del tiempo se los puede considerar como constantes.

Dispositivos móviles

Son pequeñas computadoras de bolsillo o de mano, de fácil transporte, que poseen la capacidad de realizar conexiones a internet, procesamientos, además de contar con memoria.

El contenido de un dispositivo móvil o conocido comúnmente como contenido móvil, de mano con internet permitieron dar paso a la fusión entre contenidos y aplicaciones. Como resultado, se crearon aplicaciones específicas para cada sistema móvil o conocido comúnmente como sistemas operativos móviles.

En el mercado existen diferentes sistemas operativos móviles, siendo los más usados a nivel mundial:

- Android
- iOS
- Windows Mobile

Aplicaciones móviles

Una aplicación o App es un programa informático diseñado para ser ejecutado en el dispositivo con la finalidad de ayudar al usuario con una tarea concreta. Las App tienen una serie de beneficios como son:

- Mejorar la accesibilidad y manejo de diferentes tipos de contenidos
- Es accesible para todo tipo de usuarios.
- Incrementa la experiencia del usuario, al sacar el máximo provecho de las funcionalidades del equipo.
- Almacena de manera segura datos personales, ahorrándole tiempo al usuario al evitar que llene una y otra vez el mismo formulario
- Ofrecen posibilidades de realizar pagos o compras de manera inmediata
- Mejora la comunicación entre clientes y la empresa

2. METODOLOGÍA

La presente sección contiene una descripción detallada de cómo se estructura el sistema implementado, a partir del análisis ergonómico del tronco al estar sentado para determinar las posturas y realizar su respectiva corrección en caso de ser necesario.

Primero, se describirá de manera general el sistema, dando a conocer las partes del mismo. En segundo lugar, se tratará acerca del desarrollo del Hardware, detallando cómo se realizó la selección de los componentes físicos y la localización de los sensores. Por último, se detallará todo lo relacionado con el Software, explicando cómo se realizó: la comunicación, la adquisición de datos, el procesamiento y el diseño de la interfaz HMI.

2.1 Arquitectura del Sistema

El esquema general del sistema se puede visualizar en la Figura 2. 1; en la cual, se muestra cómo se integra los componentes del Hardware y del Software para el cumplimiento de las siguientes tareas:

- Generación y recopilación de datos
- Análisis ergonómico
- Determinación de posturas correctas e incorrectas
- Emisión de alarmas

El Hardware está integrado por los componentes físicos del sistema: el dispositivo móvil central y los sensores IMU, ubicados en la zona cervical y en el trocánter mayor por medio de un chaleco y un cinturón respectivamente. El software corresponde a la aplicación: "*CORRECTOR DE POSTURA*", la misma que se encargará de realizar la mayor parte de las tareas antes mencionadas.

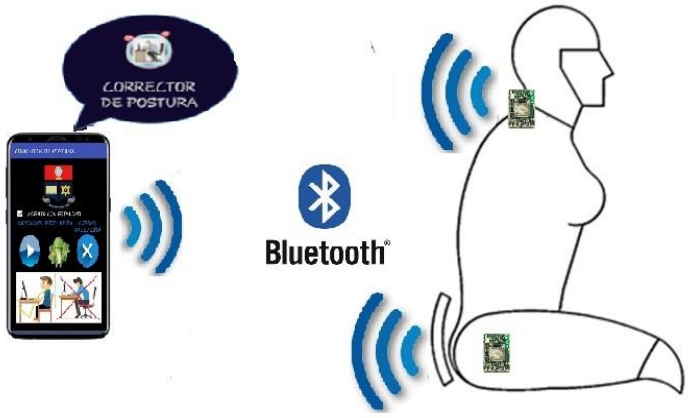


Figura 2. 1 Arquitectura del sistema de adquisición de datos

2.2 Desarrollo del Hardware

Selección de Dispositivos de Unidad de Medida Inercial

En el mercado existen varios dispositivos de Unidad de Medida Inercial de distintas marcas y características, en la Tabla 2. 1 se muestra una comparación entre algunos de estos dispositivos.

Tabla 2. 1 Cuadro Comparativo de Dispositivos de Medición Inercial [19] [20]

Fabricante	Numeración	Tipo de Comunicación	Resolución	Sensores Integrados	Sensibilidad
Mbientlab	MetaWear RG	• Bluetooth LE • I2C • SPI	16 bits	Acelerómetro	±2, ±4, ±8 y ±16 g.
				Giróscopo	±125, ±250, ±500, ±1000 y ±2000 °/s
				Temperatura	±1.0 °C
InvenSense	MPU-6050	• I2C	16 bits	Acelerómetro	±2, ±4, ±8 y ±16 g
				Giróscopo	±250, ±500, ±1000 y ±2000 °/s
InvenSense	MPU-6000	• I2C • SPI	16 bits	Acelerómetro	±2, ±4, ±8 y ±16 g.
				Giróscopo	±250, ±500, ±1000 y ±2000 °/s
Mbientlab	MetaMotion R	• Bluetooth LE • I2C • SPI	16 bits	Acelerómetro	±2, ±4, ±8 y ±16 g.
				Giróscopo	±250, ±500, ±1000 y ±2000 °/s
				Magnetómetro	±1300 y ±2500 µT
				Presión	0.01 hPa (< 10 cm)
				Temperatura	±0.5 °C

Por lo tanto, en base a un análisis de las características de los diferentes dispositivos comerciales y las necesidades de nuestro sistema como son un bajo consumo de energía,

el tipo de comunicación y el tamaño, se decide usar dos sensores IMU de la marca MBIENTLAB INC de la serie MetaWear RG.

Metawear RG

Metawear RG es una placa electrónica fabricada por MBIENTLAB INC, que cuenta con una batería recargable, un Bluetooth de bajo consumo, un procesador ARM M0, memoria interna y los siguientes sensores:

- Termistor NCP15XH103F03RC
- Bosch BMI 160 6-Axis Acelerómetro/ Giróscopo

Figura 1. 24 Sensor MetaWear RG [20]

Características principales:

- Acelerómetro y Giróscopo de 3 ejes.
- Giróscopo con rango de escala de ±2, ±4, ±8 y ±16 g.
- Acelerómetro con rango de escala de ±125, ± 250, ±500, ±1000 y ±2000 °/s (dps).
- 16 bits de resolución
- Frecuencia de muestreo desde 0.78Hz hasta 3200 Hz
- Carga de batería por medio del terminal Micro-USB
- LED ultra-brillante RGB
- Bluetooth 4.0 -2.4GHZ
- Se puede añadir otros sensores mediante los pines I/O

Localización de las IMU

Según [13] “Para el procedimiento de medición de la inclinación del tronco, se debe marcar dos puntos en el segmento pertinente del cuerpo. Para esto, se aplican los siguientes requisitos:

- Los puntos deberían estar relacionados con el segmento del cuerpo.
- Los puntos deberían ser detectables por el sistema de medición.
- Los puntos no deberían estar demasiado cercanos entre sí (para reducir el error de medición).” [3]

Los puntos de referencia usados para las mediciones respectivas del sistema se obtuvieron marcando dos puntos sobre el área del tronco, el primero en el borde superior del trocánter mayor y el segundo en el proceso espinoso de la 7ª Vértebra cervical, tal como se observa en la en la Figura 1. 12, los puntos descritos cumplen los requisitos previos establecidos por la Norma ISO 11226:2000.

Para ubicar los sensores en su respectiva posición se los coloca dentro de una bolsa de tela con velcro, permitiendo así que la ubicación por parte del usuario sea de manera cómoda, fácil y segura. Para situar el sensor 1 en la 7ª vértebra cervical primero se implementó un cintillo que llevaba adherido el sensor y que lo ubicaba en el cuello, este mecanismo de ubicación no era confiable ya que si existía un movimiento en dicha zona el sensor perdía su ubicación y ocasionaba problemas en las mediciones. Por lo que se optó por un chaleco ajustable; que en la parte superior lleva adherido el sensor, tal como se observa en la Figura 2. 2, este mecanismo permite que el sensor sea independiente de los movimientos del cuello de tal manera que puede entregar medidas más reales.

Figura 2. 2 Chaleco para colocación de sensor en la 7ª vértebra cervical

Mientras que para ubicar el sensor 2 en el trocánter mayor se emplea un juego de cinturones ajustables a la cadera y la pierna izquierda, tal como se observa en la Figura 2. 3.

Figura 2. 3 Cinturones para colocación de sensor en el trocánter mayor

En el caso del segundo sensor para saber que se encuentra correctamente ubicado, de tal manera que se forme el eje vertical descrito en la norma; al momento de sentarse con la espalda recta, los hombros hacia atrás y los brazos sueltos libremente hacia los costados, se puede apreciar que los mismos se cruzan con la zona del trocánter mayor, tal como se observa en la Figura 2. 4, permitiendo de esta manera saber si se encuentra correctamente colocado el sensor 2.

Figura 2. 4 Determinación de la inclinación del tronco

2.3 Desarrollo del Software

El primer paso que se tomó al momento de desarrollar la parte del software fue determinar el sistema operativo sobre el cual se va a trabajar, comparando los sistemas operativos existentes en el mercado y determinando el más adecuado.

Selección de Sistema Operativo Móvil

Como se citó anteriormente los dispositivos Metawear pueden comunicarse con un sistema operativo móvil para el intercambio de datos y procesamiento de los mismos, razón por la cual es necesario seleccionar el sistema operativo donde será implementado el software del sistema.

El mercado actual de dispositivos móviles, como se detalla en la sección Dispositivos móvil, cuenta con algunos sistemas operativos siendo los más importantes Android, IOS y Windows Phone. La cuota de mercado que cada sistema operativo posee se aprecia en la Figura 2. 5 y en la Tabla 2. 2.

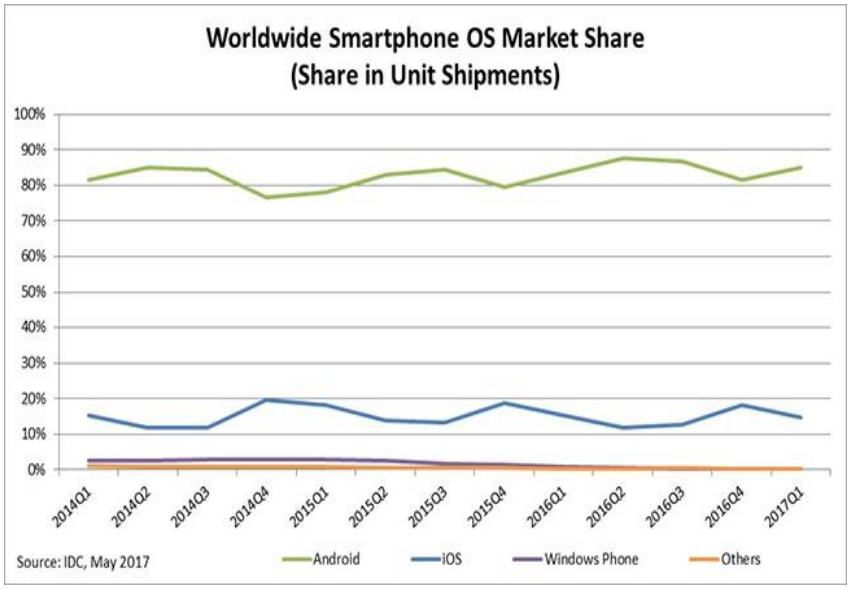


Figura 2. 5 Cuota de Mercado 2014-2017 [21]

Tabla 2. 2 Porcentajes de Cuota de Mercado [21]

Período	Sistemas Operativos			
	Android	iOS	Windows Phone	Otros
2016 Q1	83.4%	15.4%	0.8%	0.4%
2016 Q2	87.6%	11.7%	0.4%	0.3%
2016 Q3	86.8%	12.5%	0.3%	0.4%
2016 Q4	81.4%	18.2%	0.2%	0.2%
2017 Q1	85.0%	14.7%	0.1%	0.1%

El sistema operativo con una mayor cuota de mercado es Android, por lo tanto, al ser el más utilizado y contar con otra serie de beneficios adicionales, se eligió desarrollar la aplicación de nuestro sistema para esta plataforma. Adicionalmente, los sensores MetaWear RG cuenta con librerías que permiten la comunicación vía Bluetooth con dispositivos móviles que tenga este sistema operativo.

Android

Android es un sistema operativo basado en Linux y desarrollado por Google; enfocado para ser utilizado en dispositivos móviles tales como Tablet, teléfonos inteligentes, Google TV y otros dispositivos.

Características:

- Es de código abierto
- El núcleo está basado en el Kernel de Linux
- Google Play contiene un catálogo de aplicaciones tanto pagados como gratuitas que pueden ser descargadas e instaladas
- Bluetooth
- Soporte de formatos multimedia tales como Java, Adobe Flash Player, HTML5, HTML, entre otros.

Existen diferentes versiones de la plataforma Android, las mismas que van desde la versión 1.5 (Cupcake) hasta la más reciente la 8.0 (Oreo). La Figura 2. 6 muestra un valor aproximado de cuántos dispositivos utilizan cada versión de la plataforma, por lo que en base a la información proporcionada se selecciona como API mínima la versión 21 (Lollipop 5.0).

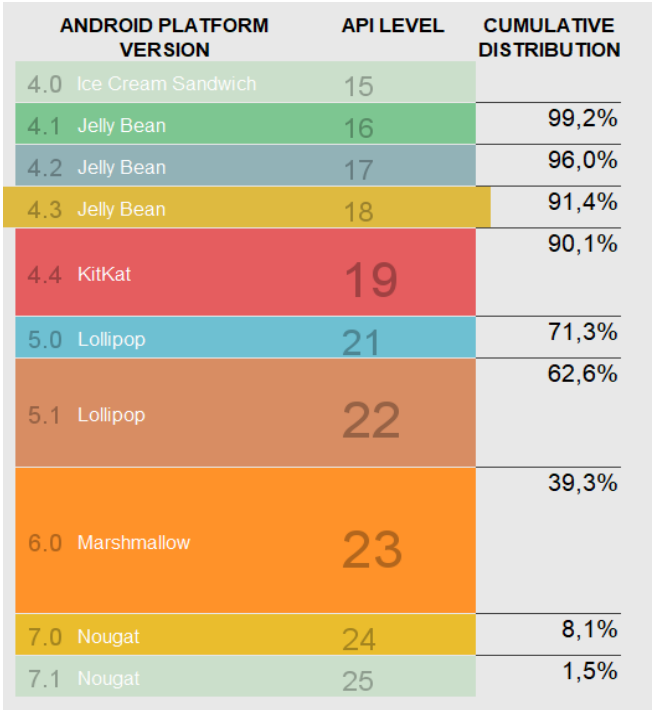


Figura 2. 6 Porcentaje de uso de las versiones de la Plataforma Android [22]

Una vez determinado el sistema operativo base, se procede al desarrollo de la aplicación “Corrector de Postura” que fue desarrollada en el software libre Android Studio, estableciendo como requerimientos mínimos que el dispositivo móvil tenga sistema operativo Android 5.0 (Lollipop) y Bluetooth V4.0. Las acciones que realiza se muestran de manera general en la Figura 2. 7.

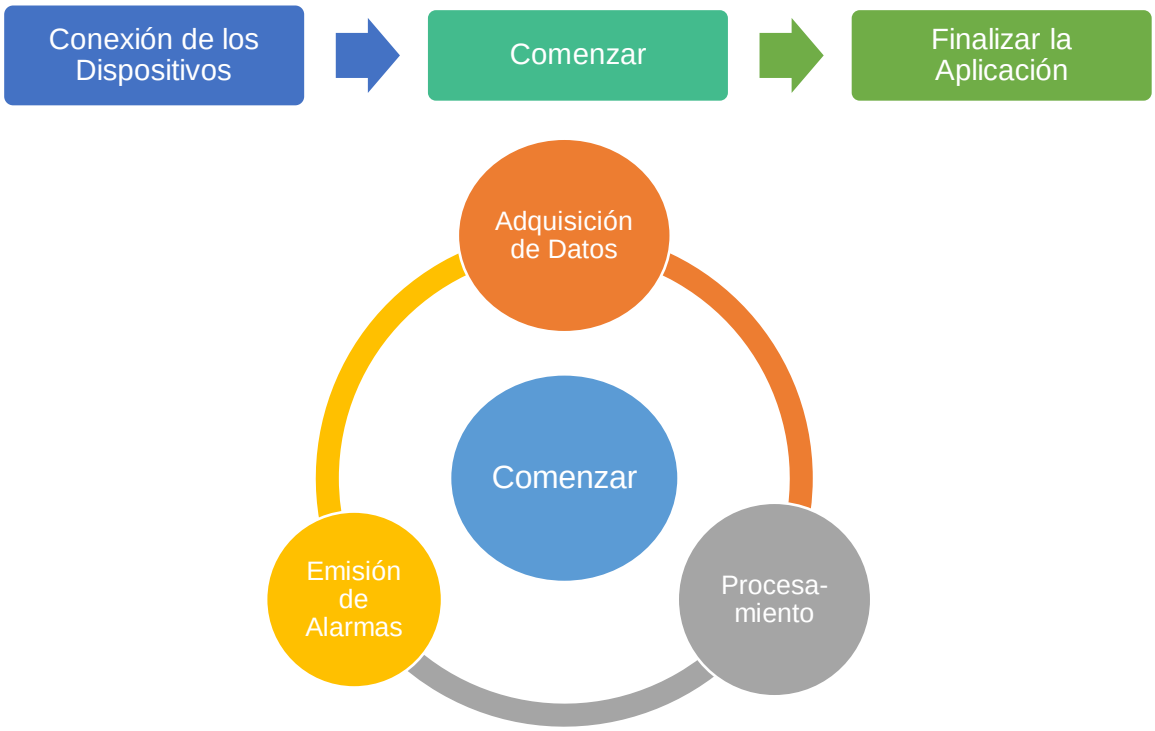


Figura 2. 7 Acciones Generales de la Aplicación

Comunicación con los Dispositivos

Como se detalló previamente en la sección: Selección de Dispositivos de Unidad de Medida Inercial de este mismo capítulo, se usarán dos IMU de la marca MBIENTLAB INC, los cuales cuentan con un Bluetooth de bajo consumo, una banda ISM de 2.4Ghz y un alcance máximo de 10 metros.

El tipo de comunicación que se establece es maestro/esclavo, siendo el maestro el dispositivo móvil y los esclavos los sensores IMU. El maestro es el encargado de realizar el procedimiento de búsqueda al enviar una solicitud a los dispositivos cercanos los cuales responden con su dirección, conectándose con los dispositivos que coincidan con las direcciones MAC que se especificaron en el programa. Además, el maestro será el encargado de ir solicitando la información a los esclavos y de mandar las instrucciones relacionadas con la configuración de la sensibilidad y la frecuencia de muestreo, de manera que se usan los parámetros mostrados en la Tabla 2. 3.

Tabla 2. 3 Parámetros de Configuración de los Sensores

Parámetros	Acelerómetro	Giroscopio
Sensibilidad	±2 g	±125°/s
Frecuencia de Muestreo	50 Hz	100 Hz

Adquisición de Datos

El proceso de adquisición de datos comienza una vez finalizada la conexión de las IMU, donde se realiza una calibración inicial de los acelerómetros con el fin de obtener los valores iniciales en reposo de los ángulos de inclinación, que posteriormente servirán para el cálculo de las inclinaciones, para lo cual se obtiene el promedio de una cantidad aproximada de 100 datos. Durante esta adquisición el usuario no se debe mover y debe estar en una correcta postura en la posición de sentado, después se los procesa como se detalla en la sección Valores Iniciales.

Una vez que se tiene los valores iniciales del sistema se realiza el proceso detallado en la Figura 2. 7, donde se continua con la adquisición y almacenamiento de los datos del acelerómetro y del giróscopo. Cabe recalcar que la fase de adquisición de datos se la realiza durante tres segundos, tiempo después del cual este proceso es pausado y la escritura deshabilita, hasta que finalice la fase de procesamiento, para nuevamente comenzar con esta fase.

El tiempo para la adquisición de datos fue establecido de manera que el sistema sea capaz de discernir cambios en el movimiento, además de dar facilidad al procesamiento sin que las alarmas emitidas sean tardías, y a su vez permite establecer algoritmos eficaces para la reducción de errores sobre todo en los datos del giróscopo.

Almacenamiento de Datos

El almacenamiento de datos se lo realiza en un archivo CVS, el cual se caracteriza por representar datos en forma de tabla, separando en columnas los datos al colocar coma y en filas al colocar un salto de línea. Para ello el programa primero comprueba la existencia de la ruta asignada donde se guardará el archivo destinado al almacenamiento de datos, creándola en caso de no existir. Cabe destacar que sí dicho directorio está especificado dentro de un directorio principal que no existe, éste también será creado. Finalmente, cuando se termina la comprobación de los directorios se crea el archivo *“pruebas.cvs”*.

Una vez que se tiene el archivo creado, se puede realizar el proceso de almacenamiento para los datos del acelerómetro, para lo cual se usó dos banderas, las cuales permiten que los datos se guarden de manera ordenada, es decir, primero el dato del acelerómetro del

sensor 1 y luego el del sensor 2. y permiten habilitar o deshabilitar el proceso de escritura. Cabe recalcar, que antes de guardar el dato se lo modifica al eliminar cualquier carácter o símbolo, y colocar las respectivas comas y saltos de línea de manera que se los datos queden separados en columna, donde cada una de estas representaran los datos de los ejes “X”, “Y”, “Z” y el encabezado.

Por otro lado, el almacenamiento de los datos del giróscopo se lo hace por medio de vectores, es decir, que se almacena de manera individual el dato de X y el de Z, en un vector asociado con cada eje.

Procesamiento

La primera etapa del procesamiento se la efectúa al momento que se adquieren datos para la calibración del sistema, a partir de éstos se obtendrán los ángulos de inclinaciones iniciales que servirán para obtener los ángulos de inclinación finales.

La siguiente etapa de esta fase comienza una vez que el tiempo establecido para la recopilación de datos es concluida como se detalló en el anterior apartado, siendo el esquema general el presentado en el ANEXO II. Diagrama de Flujo: Procesamiento.

Valores Iniciales

Los datos obtenidos inicialmente son usados para establecer los valores iniciales con los que comienza el sistema, obteniendo a partir de ellos el ángulo inicial de inclinación de ambos sensores en los ejes de interés. Para el cálculo de estos valores se utiliza la Ecuación 1. 9 para el sensor 1 y la Ecuación 1. 10 tanto para el sensor 1 como para el sensor 2.

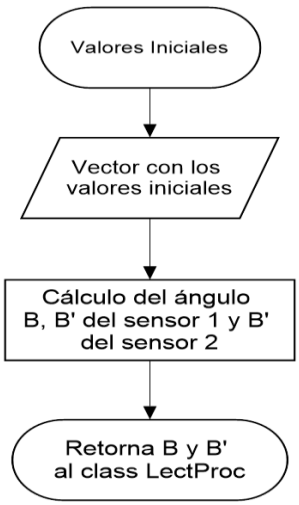


Figura 2. 8 Diagrama de Flujo: Valores Iniciales

Lectura CVS

Para el procesamiento de los datos del acelerómetro, primero se realiza la recuperación de éstos del archivo donde éstos fueron almacenados en la etapa de adquisición. Para lo cual, al igual que en el proceso de almacenamiento es necesario establecer tanto la ruta como el nombre del archivo.

Conforme se realiza la lectura línea a línea de los datos, se los clasifica, procesa y filtra, deteniendo este proceso únicamente cuando el programa encuentre una línea en blanco, momento después del cual se iniciará el procesamiento de los datos del giróscopo.

Clasificación de Datos

Conforme se realiza la lectura los datos se los va clasificando, separando la información de cada línea en los siguientes componentes: Encabezado, Dato del eje "X", Dato del eje "Y" y Dato del eje "Z".

La separación se la realiza tomando como referencia el símbolo de "," y mediante el encabezado se clasifican los datos correspondientes al acelerómetro del sensor 1 y al acelerómetro del sensor 2. Además, en base a éste se determina como se debe manipular el dato para obtener la información necesaria.

Cálculo de Ángulos

Para el cálculo de los ángulos (Figura 2. 9) necesarios para aplicar la norma se hace uso de la información proporcionada por los acelerómetros, aplicando las mismas ecuaciones usadas en el procedimiento descrito en la sección Valores Iniciales. El cálculo se lo efectúa conforme se va recuperando la información del archivo .CVS como se puede apreciar en el ANEXO II. Diagrama de Flujo: Procesamiento.

Para dichas funciones primero se hace uso de la Ecuación 1. 7 para obtener la gravedad de un sistema tridimensional, la Ecuación 1. 9 es implementada para calcular el ángulo β en base a los datos del sensor 1 y la Ecuación 1. 10 permite obtener el valor de β' para el sensor 1 y para el sensor 2. Cabe recalcar que se tomó en cuenta que el sensor cuenta con un ángulo inicial, por lo que para obtener el ángulo real se resta al valor calculado el valor inicial, con lo que tenemos la Ecuación 2. 1.

$$\begin{cases} \beta = \beta_{calculado} - \beta_{inicial} \\ \beta' = \beta'_{calculado} - \beta'_{inicial} \end{cases}$$

Ecuación 2. 1 Valor real del ángulo β y β'

Una vez obtenido el valor real se lo filtra por medio de un filtro de Kalman, para posteriormente ser acumulado y una vez que finalice el proceso de lectura sacar el valor promediado de los tres ángulos (Ecuación 2. 2), en base a los cuales poder aplicar la norma.

$$\begin{cases} \beta_{promediado} = \dfrac{\beta_{acumulado}}{\#\ datos\ 1} \\ \beta'_{promediado\ sensor1} = \dfrac{\beta'_{acumulado\ sensor1}}{\#\ datos\ 2} \\ \beta'_{promediado\ sensor2} = \dfrac{\beta'_{acumulado\ sensor2}}{\#\ datos\ 2} \end{cases}$$

Ecuación 2. 2 Valores Promediados

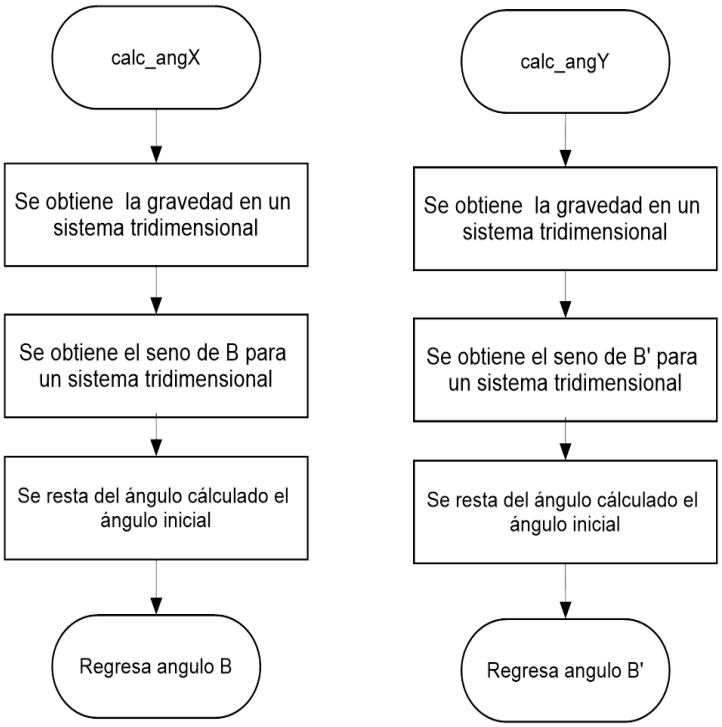


Figura 2. 9 Diagrama de Flujo: calc_angX y calc_angY

Filtrado

Para la implementación del filtro de Kalman dentro del sistema se debe tomar las siguientes consideraciones: Ya que no existe una señal de referencia de entrada en el proceso, el estado a medir dentro de éste es la aceleración siendo la perturbación de entrada prácticamente nula. Por lo que si se aplica a la Ecuación 1. 13 los criterios antes mencionados se obtienen Ecuación 2. 3.

$$aceleración_k = aceleración_{k-1}$$

Ecuación 2. 3 Estimación a priori de la aceleración

De la Ecuación 2. 3 se puede decir que los tiempos de muestreo son tan breves entre ellos, que la aceleración es prácticamente una constante y al compararla con la Ecuación 1. 13 se tiene que los parámetros, son:

$$A = 1$$
$$B = 0$$
$$\bar{x}_k = aceleración_k$$

Debido a que el estado del sistema y las medidas que brinda el sensor IMU son prácticamente las mismas, el factor H que representa la relación entre estos dos, toma el valor de uno.

Si bien el filtro de Kalman posee una matriz identidad (I) cómo en la Ecuación 1. 18 al ser aplicado a un sistema lineal de una variable el valor es I=1.

Ya que el acelerómetro se comporta como un observador del sistema, permite determinar el error existente entre el estado estimado y la observación en un instante de tiempo determinado [23]. Por lo que, en base a la Ecuación 1. 12 se determina que el margen de error del acelerómetro se da de acuerdo con la Ecuación 2. 4.

$$v_k = -Hx_k + z_k$$

Ecuación 2. 4 Margen de error

Las medidas que genera el acelerómetro están representas por z_k, siendo los últimos parámetros por determinar Q y R. El parámetro R se lo obtiene de la varianza del ruido del sensor en estado estacionario, ya que si no existiera dicha variación el valor del ángulo en todos sus ejes debería ser cero. Por lo tanto, los parámetros R de los sensores se los describe en la Tabla 2. 4.

Tabla 2. 4 Parámetros R de los sensores

Para el Ángulo	Sensor	R
β	1	0,248658117
β’	2	0,005035153
β’	1	0,186387368

El parámetro Q es más difícil de determinar, ya que debe ser obtenido al observar de forma directa el proceso que se desea estimar, razón por lo cual el método que se emplea es el heurístico, tal como se muestra en la Figura 2. 10 , Figura 2. 11 y Figura 2. 12. En las tres figuras, se puede apreciar las diferentes pruebas que se realizaron para diferentes valores de Q, en donde la línea azul representa la señal del movimiento sin filtrado, mientras que la línea naranja es la señal aplicada el filtro de Kalman. Cabe recalcar que los sensores al estar ubicado en diferentes lugares no poseen las mismas respuestas ante los valores Q.

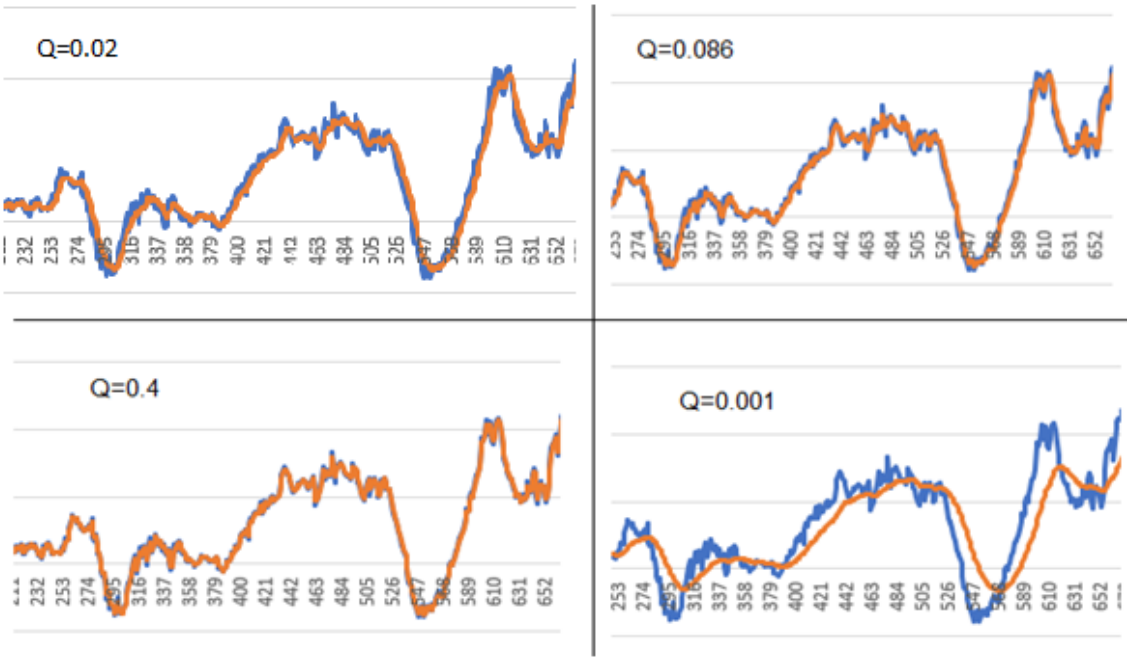


Figura 2. 10 Respuesta a diferentes valores Q del sensor 1 (ángulo de inclinación)

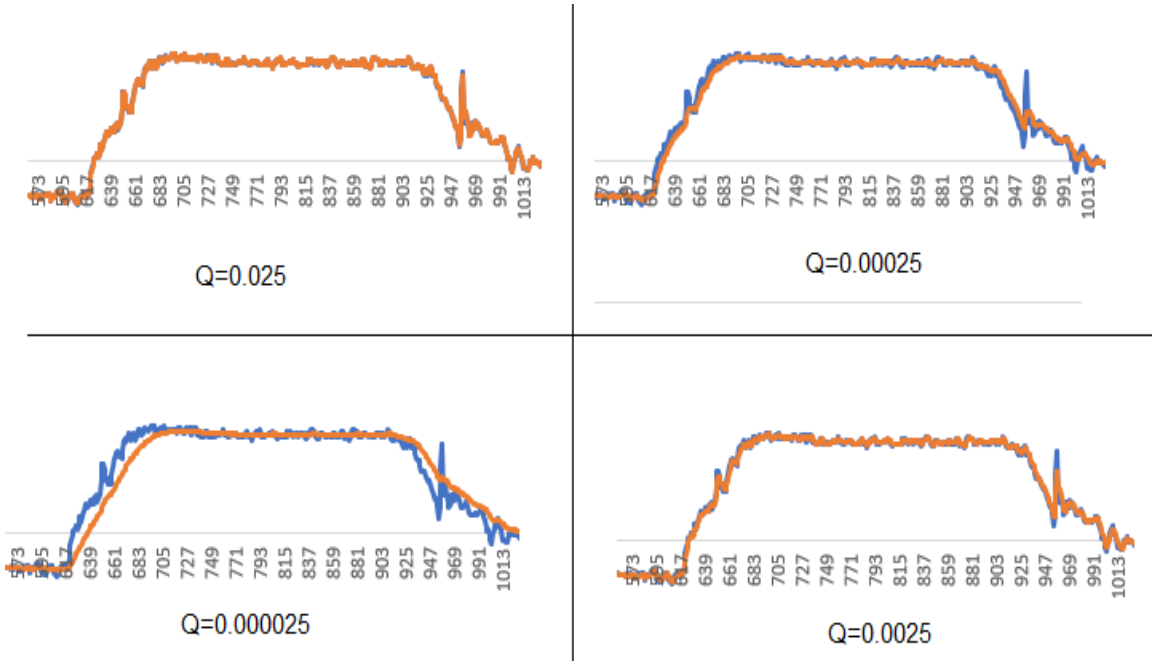


Figura 2. 11 Respuesta a diferentes valores Q del sensor 2 (ángulo de inclinación)

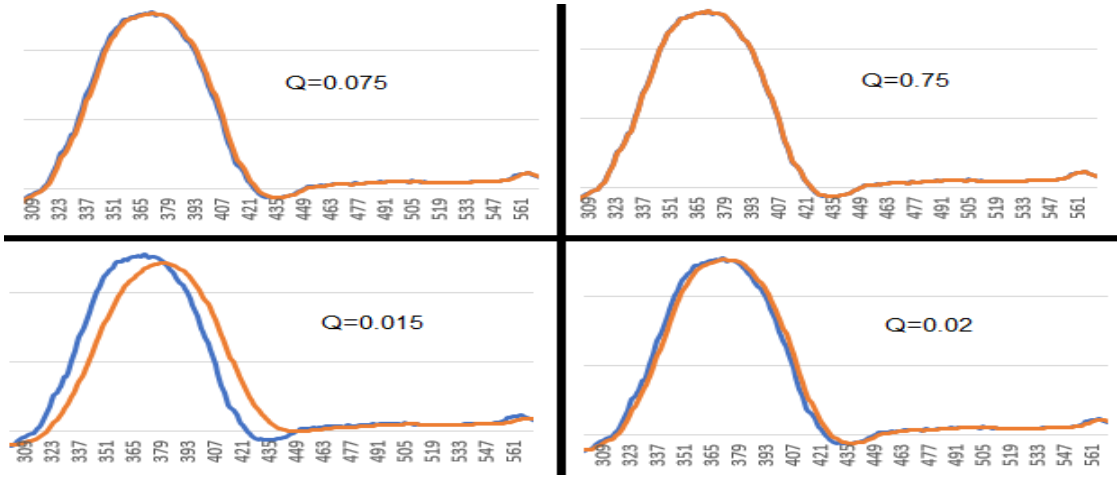


Figura 2. 12 Respuesta a diferentes valores Q del sensor 1 (flexión lateral)

Por lo tanto, los valores óptimos para Q en los que no se pierde la información, no se produce un desfase y se brinda un buen filtrado, son los que se detallan en la Tabla 2. 5.

Tabla 2. 5 Valores óptimos de Q

Para el Ángulo	Sensor	Q
β	1	0,02
β’	2	0,00025
β	1	0,075

Con los parámetros descritos en las Tabla 2. 4 y Tabla 2. 5, los valores calculados de β y β’ son filtrados, siguiendo el procedimiento que se muestra en la Figura 2. 13

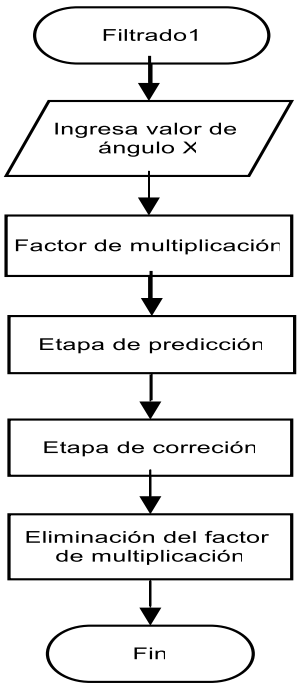


Figura 2. 13 Diagrama de Flujo: Filtro del ángulo 1

Se observa que al iniciar el diagrama de flujo del filtro, se multiplica el valor del ángulo por un factor numérico, dicho valor se lo conoce como factor de multiplicación, que se usa para que el filtro dentro de programa pueda trabajar con la mayor cantidad de números decimales permitiendo obtener un valor de filtrado más preciso, pero de igual forma para no alterar el resultado de la señal filtrada se le quita dicho factor y así se trabaja con los valores reales del filtro, tal como se muestra en la Figura 2. 14.

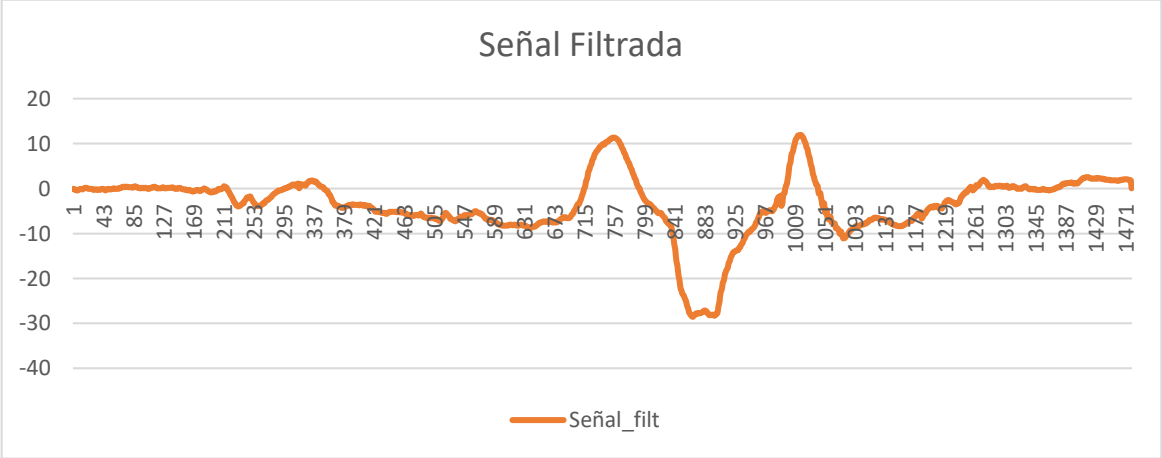


Figura 2. 14 Señal filtrada sin factor de multiplicación

Cálculo de la Posición

Una vez finalizada las etapas antes mencionadas, se procede a obtener la posición en base a los datos del giróscopo, información que permite realizar el análisis de la rotación axial del tronco. Para ello primero se hace uso de la Ecuación 1. 3 , tal y como se puede aprecia en la Figura 2. 15, obteniendo como resultado el área bajo la curva del eje X y Z.

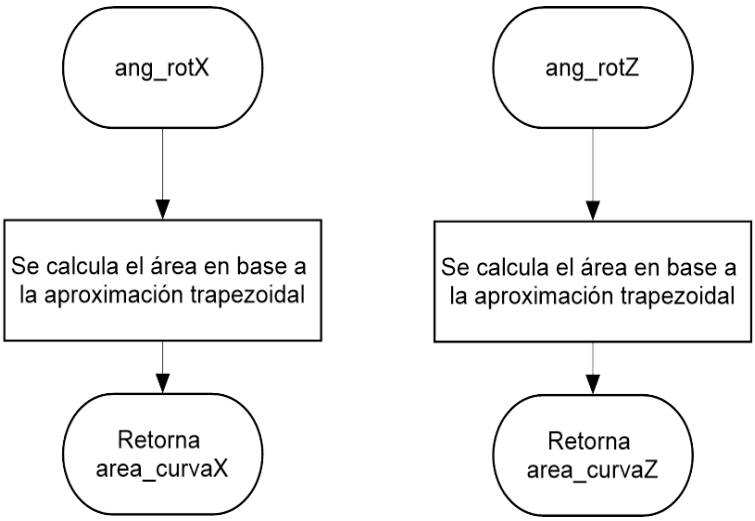


Figura 2. 15 Diagrama de Flujo: areaX y areaZ

Para el cálculo de la posición en X y Z como se muestra en ANEXO II. Diagrama de Flujo: Procesamiento, se hace uso de la Ecuación 1. 4. Sin embargo, ese valor no representa la posición total, sino que es un valor parcial para ese grupo de datos. Por lo que, para obtener la posición final es necesario sumar la posición actual con la posición anterior.

La posición final de X se calcula en base a lo mostrado en la Figura 2. 16, donde se puede ver que existen dos condiciones que se deben cumplir. La primera es que el valor calculado en base a la Ecuación 1. 4 debe ser mayor que 3, debido a que el giróscopo tiene un offset y así evitar que en estado estable el valor de la posición se vaya incrementando aun cuando no exista un movimiento, se condiciona para que sólo se consideren los valores mayores a éste. La segunda condición es que el signo de la posición actual de X sea diferente que al de la posición de Z, debido a que cuando existe un movimiento de rotación los signos de X y Z son diferentes. Una explicación más detallada de esto se encuentra en la sección Alarmas basadas en Norma ISO 11226:2000.

Para el caso de Z (Figura 2. 16), al igual que para el área de X se considera el offset que este eje presenta, estableciendo que el valor de la posición final se incremente únicamente cuando éste sea mayor a 2. Sin embargo, cabe recalcar que en este caso no se suma a la posición anterior, debido a que en cada ciclo esta variable es reseteada, por lo que simplemente se coloca el valor actual. La variable siempre es reseteada debido a que únicamente se la utiliza con el fin de comparar el signo de ésta con el de la posición en X para determinar la existencia de rotaciones.

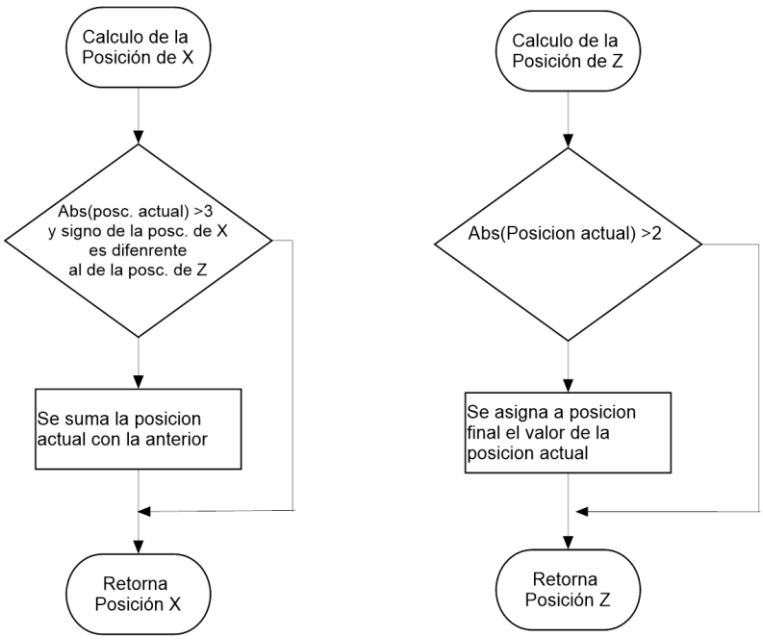


Figura 2. 16 Posición de X y Z

Tiempo

Dependiendo del ángulo de inclinación del tronco existe un lapso máximo que una persona puede permanecer en dicha posición. La Figura 1. 14 nos detalla el tiempo que las personas pueden permanecer en una posición específica y es en base a dicha gráfica que se establece Ecuación 2. 5. Sin embargo, la ecuación de tiempo máximo obtenida da como resultado un valor en minutos, más la función empleada por la aplicación para contar el tiempo está configurada en segundos. Como consecuencia, es necesario realizar la conversión de unidades para que quede acorde a lo programado, obteniendo la Ecuación 2. 6. Por lo que, cada vez que se calcula el ángulo β, es necesario obtener el tiempo máximo para el nuevo ángulo, como se muestra en la Figura 2. 17.

$$t_\max = \left(0.075 * \left(\beta_{promediado} - 20\right) + 4\right)$$

Ecuación 2. 5 Cálculo del tiempo máximo en minutos

$$t_\max = \left(0.075 * \left(\beta_{promediado} - 20\right) + 4\right) * 60$$

Ecuación 2. 6 Cálculo del tiempo máximo en segundos

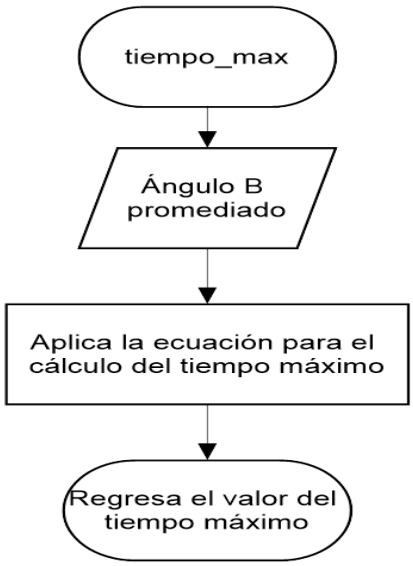


Figura 2. 17 Diagrama de Flujo: cálculo del tiempo máximo

La función empleada para contar el tiempo como se muestra en Figura 2. 18, está configurada para contar en tiempo real los segundos transcurridos desde su habilitación, lo cual se da una vez que la aplicación establezca que existe una mala postura. La función se deshabilita cuando la persona adopta nuevamente una correcta postura o cuando se emite cualquier alarma diferente a la alarma de que el usuario esta inclinado.

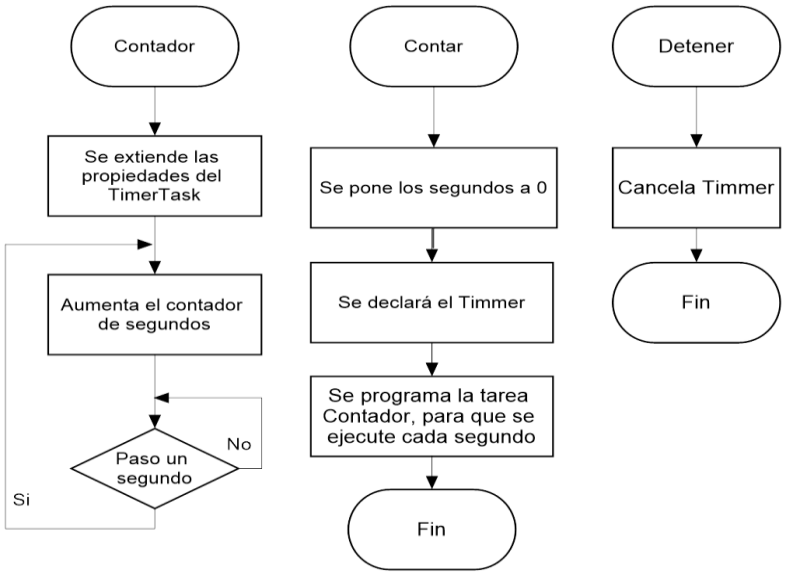


Figura 2. 18 Diagrama de Flujo: Función para contar el tiempo

Alarmas del Sistema

El sistema cuenta con una serie de alarmas que brindan diferentes tipos de información al usuario, permitiéndole conocer acerca de su postura y las correcciones que debe realizar cuando es necesario, además de alarmas que le indican acerca de problemas originados en la ejecución de la aplicación. Por otro lado, se agregó una funcionalidad la cual permite al usuario conocer el nivel de batería de los dispositivos.

Alarmas basadas en Norma ISO 11226:2000

Para establecer los parámetros a considerar en una buena postura se recurre a la norma ISO 11226:2000, la cual está enfocada en la evaluación de las posturas estáticas de trabajo. En la sección Norma ISO 11226:2000 se detalló los parámetros sobre los cuáles se considera que la postura del tronco al sentarse es correcta o no. Por lo que en base a la Tabla 1. 1, se elaboró el respectivo sistema de alarmas que indiquen al usuario las correcciones que debe tomar en caso de ser necesario.

Zona Lumbar Convexa

El primer parámetro que se analiza en el programa es la postura de la zona lumbar convexa, la cual se analiza con el ángulo β’ (Ecuación 1. 10) filtrado, que previamente es calculado en base a los datos proporcionados por el acelerómetro de la IMU colocada en el trocánter mayor. Para determinar correctamente los parámetros de cuando una persona se sienta de forma reclinada sobre su silla, momento en el que se pierde la zona lumbar convexa, se tomó la muestra de 23 individuos, las mismas que se pueden apreciar en el ANEXO V. Datos del Acelerómetro (Trocánter Mayor)

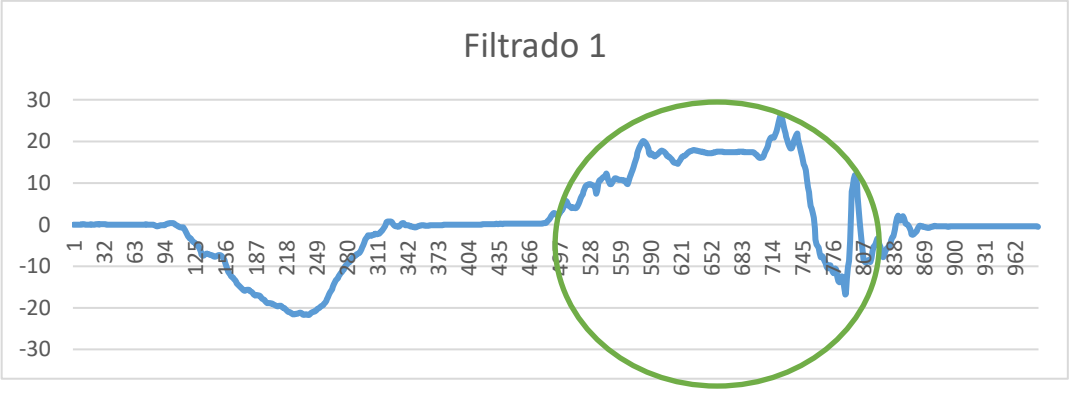


Figura 2. 19 Datos del sensor 2 (trocánter mayor)

Para determinar los parámetros de cuando una persona se sienta de forma reclinada, se obtiene los valores máximos de las muestras tomadas y se realiza un promedio de estas, con el objetivo de obtener el valor al cual debe funcionar la alarma, tal como se observa en la Tabla 2. 6.

Tabla 2. 6 Valores máximos y promedio del sensor 2

# Persona	Máximo	Promedio
1	26,06421	
2	13,07713	
3	8,783192	
4	9,540266	
5	10,35047	
6	10,41549	
7	0,405140	
8	12,99649	
9	13,43233	
10	17,58804	
11	26,06892	
12	3,704041	12,7477004
13	17,81448	
14	12,93523	
15	12,81140	
16	11,20021	
17	12,47029	
18	13,05261	
19	13,04603	
20	16,40568	
21	11,60383	
22	2,726682	
23	16,70485	

Postura Simétrica del tronco

El segundo parámetro examinado es la postura simétrica del tronco, el cual comprende el análisis de rotaciones axiales y de flexiones laterales con respecto a la pelvis. Dado que dentro de la norma no se especifican valores numéricos sobre los cuales realizar las comparaciones, éstos son obtenidos mediante el análisis de las muestras realizadas con el giroscopio a 23 individuos, a los cuales se les indicó que se coloquen el sensor en la zona cervical, que adopten una correcta postura de sentado y realicen los siguientes movimientos:

- Ligeros intentos de rotación tanto a la izquierda como a la derecha, pero sin llegar a rotar
- Ligeros movimientos de flexión lateral, tanto para la izquierda y derecha, pero sin llegar a inclinarse

La Figura 2. 20 y la Figura IV. 1 muestra las señales generadas por los movimientos de rotación y de flexión, sobre las cuales se determinarán los parámetros de comparación. Para lo cual primero se calculó la posición en grados de los movimientos de flexión: derecha-centro e izquierda-centro y rotación derecha-centro e izquierda-centro en base a la Ecuación 1. 3 y Ecuación 1. 4. Posteriormente, se sacó el valor absoluto y su promedio, bajo la consideración que el cuerpo humano es simétrico y por lo tanto el valor calculado sirve tanto para movimientos hacia la izquierda o la derecha. Los resultados obtenidos se encuentran en la Tabla 2. 7.

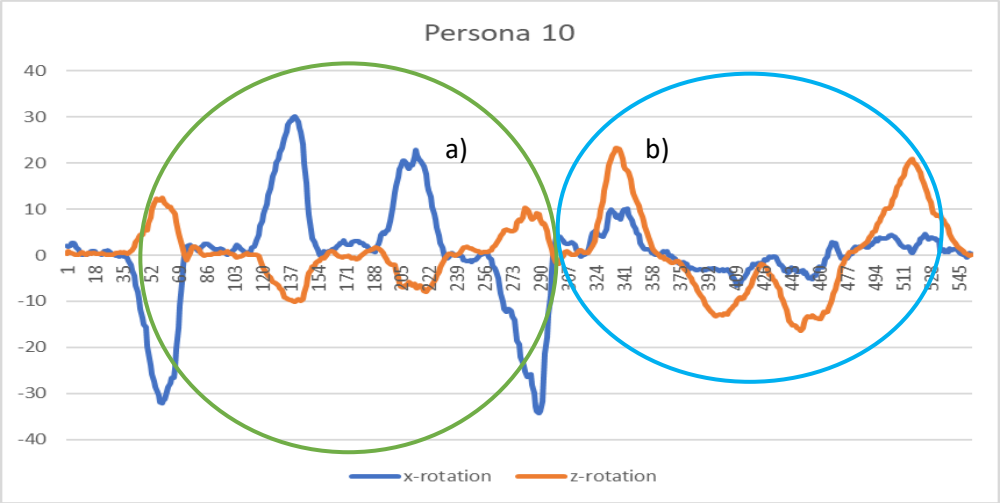


Figura 2. 20 Datos del Giroscopio a) Rotación axial b) Flexión lateral

Tabla 2. 7 Rangos para una postura simétrica

Movimiento	Parámetro
Rotación	19,0901002
Flexión Lateral	14,57663783

Para la identificación de las rotaciones a más del valor obtenido se usa el signo que tenga la posición del eje Z, debido a que como se puede apreciar en la Figura 2. 20, cuando existe una rotación el signo de los datos del eje X son contrarios al del eje Z. Con esto se busca garantizar que la variable asignada para registrar cuánto gira una persona no se vea afectada por otro tipo de movimientos como son las inclinaciones laterales y las inclinaciones del tronco, sin embargo, dado que el sistema tiene una referencia localización-silla/persona, se ve afectado por giros realizados en una silla giratoria.

Si bien el cálculo de parámetros para la inclinación lateral se obtuvo con los datos del giróscopo, se usará los datos generados por el acelerómetro, debido a que la posición del eje Z corresponde con este movimiento, tal y como se muestra en la Figura 2. 20; este valor siempre es reseteado al ser usado para la identificación de los giros.

Flexión del Tronco

Finalmente, el último punto que se analiza es la flexión del tronco, la misma que en base a la característica postural detallada en la Tabla 1. 1 , menciona que si el ángulo de inclinación se encuentra dentro de un rango determinado se debe considerar lo detallado tanto en la Tabla 1. 2 como en Figura 1. 14. En ambos elementos, se puntualiza que dependiendo del ángulo de inclinación existe un tiempo máximo en el que es aceptable permanecer en tal posición, intervalo después del cuál ésta no es recomendable. Todo el proceso de determinar el tiempo máximo en base a la Figura 1. 14 se encuentra descrito en el apartado Tiempo.

Emisión de Alarmas

La función "*Norma*" (ANEXO III: Diagrama de Flujo: Norma) es la encargada de emitir las alarmas correspondientes en base a las consideraciones previamente analizadas, y es en ésta donde se realiza un reseteo de la variable usada para almacenar la posición cuando existen giros. El reseteo se lo efectúa si de antemano ocurrió una rotación y el usuario corrigió su postura.

En cambio, para la comparación de los ángulos de inclinación del tronco, se consideró un factor de tolerancia del ±3%; debido a que, por variaciones muy pequeñas con respecto a

los valores establecidos por la norma, se emitían alarmas de que el usuario tenía una postura incorrecta.

Las alarmas son representadas por imágenes las cuales permiten al usuario visualizar que postura tiene y que correcciones debe llevar a cabo en caso de ser necesario. En el ANEXO I. Manual de Usuario en la Tabla I. 1 se encuentra el listado de las imágenes con su respectivo significado. Adicionalmente, la aplicación emite notificaciones con un mensaje corto de la alarma que generó e indica que debe corregir su postura.

Alarmas de Errores en la Ejecución

Ante alguna eventualidad negativa ocurrida durante los procesos de ejecución, se muestra un mensaje de error el cual le indicará al usuario cual fue la falla que se produjo, la lista de alarmas, sus posibles causas y soluciones se encuentran en el ANEXO I. Manual de Usuario en la Tabla I. 2.

Niveles de Batería

Con el fin de dar mayor facilidad al usuario se agregó un botón (Figura 2. 21) dentro de la interfaz, el cuál le permite en cualquier momento saber el nivel de batería de las IMU.

Figura 2. 21 Diagrama de Flujo: Diagrama de Flujo Batería

Diseño de Interfaces

Se diseñó la interfaz de interacción con el usuario mediante una aplicación que cuenta con cinco pantallas, tal como se muestra en la Figura 2. 22, las cuales cumplen con una tarea específica y se ejecutan en el orden mostrado.

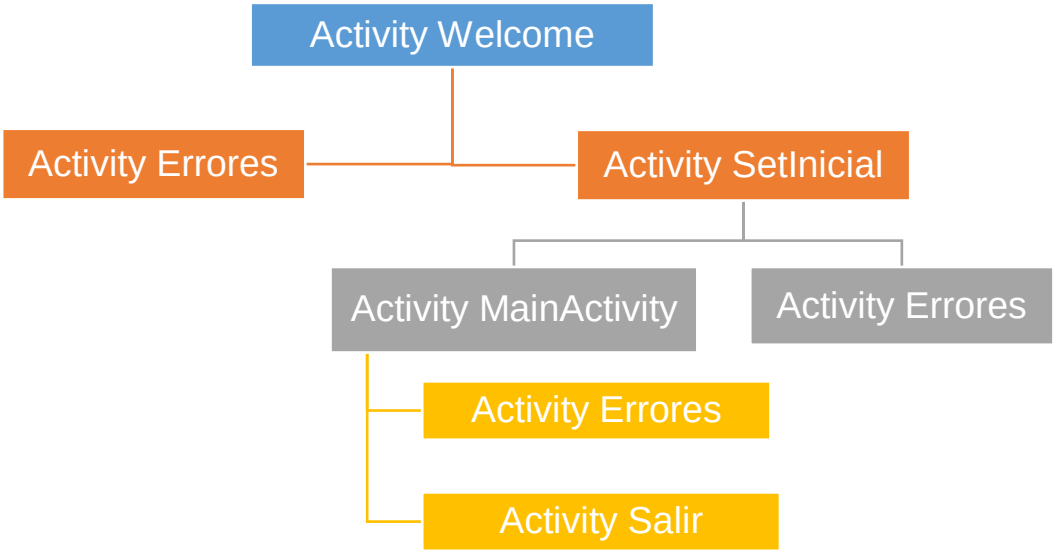


Figura 2. 22 Pantallas de la Aplicación

La primera pantalla “Welcome” tiene la función de dar la bienvenida al usuario y para dispositivos cuya versión de Android sea 6.0 o mayor, solicitará los permisos correspondientes para acceder a la memoria del dispositivo móvil tal y como se muestra en la Figura 2. 23.

Figura 2. 23 Pantalla de Bienvenida

La segunda pantalla (Figura 2. 24) tiene como función principal conectar los dispositivos y tomar datos para calcular los valores iniciales del sistema, para lo cual se hace uso de dos botones. El primero sirve para que el usuario conecte los dispositivos y el segundo para que este una vez que haya adoptado una correcta postura de inicio al proceso de adquisición y cálculo de los valores iniciales.

Figura 2. 24 Pantalla SetInicial

La siguiente pantalla corresponde a la de MainActivity, la misma que se encarga de realizar el análisis ergonómico y aplicar la Norma ISO 11226:2000; ésta cuenta con tres botones. El primer botón sirve para dar comienzo al proceso que se detalla en la Figura 2. 7, el segundo permite al usuario conocer el nivel de batería de ambas IMU y el tercero saca al usuario de la aplicación. Además, tiene dos checkbox que permiten al usuario indicar si su silla cuenta con espaldar o no, información necesaria al momento de aplicar la norma y le permite pausar la aplicación cuando se levanta. El último checkbox fue necesario colocar debido a que no fue posible que el sistema detecte de manera automática el cambio postural de sentado a pasado y viceversa, las razones se especifican en el apartado: Identificación de postura Parada.

Las alarmas en base a la Norma se muestran en forma de imágenes como se puede apreciar en la Figura 2. 25, lo cual permite al usuario tener una idea más clara acerca de que postura que ha adoptado.

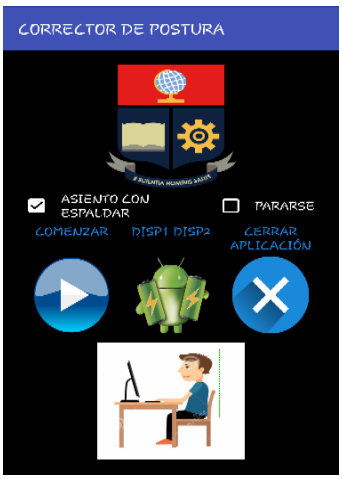


Figura 2. 25 Pantalla MainActivity

Por último, se tiene la pantalla Salir (Figura 2. 26), en la cual se finaliza cualquier proceso que se esté ejecutando en la aplicación, desconecta de manera adecuada a los dispositivos IMU y cierra completamente la aplicación.

Figura 2. 26 Pantalla Salir

Existe otra pantalla (Figura 2. 27) la cual no realiza ninguna tarea relacionada con el propósito principal del sistema a implementar, sin embargo, es de vital importancia dado que está se ejecuta ante algún error que ocurra a lo largo de la aplicación, mostrando al usuario la razón por la cual ésta se cerrará y de la misma manera que la pantalla Salir, detiene cualquier proceso que se esté ejecutando, finalizando a su vez la conexión con las IMU.

Figura 2. 27 Pantalla Errores

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la presente sección se muestra los resultados obtenidos del análisis ergonómico de la postura del tronco al estar sentado por medio de la aplicación desarrollada, para lo cual se muestran los diferentes resultados que se obtuvieron del análisis realizado en base a lo planteado en el Capítulo 1, sección Norma ISO11226:2000.

Dentro del capítulo se tratarán tres puntos importantes, el primero es acerca de la aplicación del filtro de Kalman y la repercusión en el sistema. El segundo punto abarca las pruebas parciales que se realizan del sistema tanto para obtener una estimación de errores como para validar los parámetros obtenidos en el capítulo anterior. Se detallará los resultados obtenidos de la medición del ángulo de inclinación del tronco, la identificación de rotaciones y flexiones laterales, la curvatura convexa de la región lumbar, así como la ejecución de las alarmas cuando se cumplen las condiciones. El tercer punto correspondiente a las pruebas finales en las cuales se deja en marcha al sistema por intervalos largos de tiempo para determinar la validez del mismo.

3.1 Resultados de la aplicación del filtro de Kalman

Se ha decidido aplicar el filtro de Kalman a los diferentes datos que se obtienen del acelerómetro, debido a que es un algoritmo de estimación discreto que separa el ruido basado en espacio de estados y no requiere de frecuencia de corte [16], tal como lo hacen los otros tipos de filtros mencionados en el capítulo 1, sección Ruido en Sensores

Resultados del Filtro de Kalman en datos del acelerómetro

Una vez obtenido el valor del ángulo de inclinación, tal como se detalla en el Capítulo 2 sección cálculo de ángulos, al graficar los datos obtenidos se puede observar que presentan picos debido al ruido presente en ellos, el cual se produce independientemente del lugar en donde se encuentre colocado el sensor, tal como se observa en la Figura I. 1.

El ruido puede ser generado por movimientos involuntarios imperceptibles para el ojo humano, como: los movimientos de la piel debido a la circulación sanguínea, los movimientos musculares por problemas con el sistema nervioso, entre otros.

Por tal motivo se procede a aplicar el algoritmo del filtro de Kalman detallado en el capítulo 1, sección Filtro de Kalman, obteniendo como resultado las señales del ángulo de inclinación sin presencia de grandes picos, sino que al contrario se ve una señal más suave y libre de la mayor cantidad de ruido posible, tal como se observa en la Figura 3. 1.

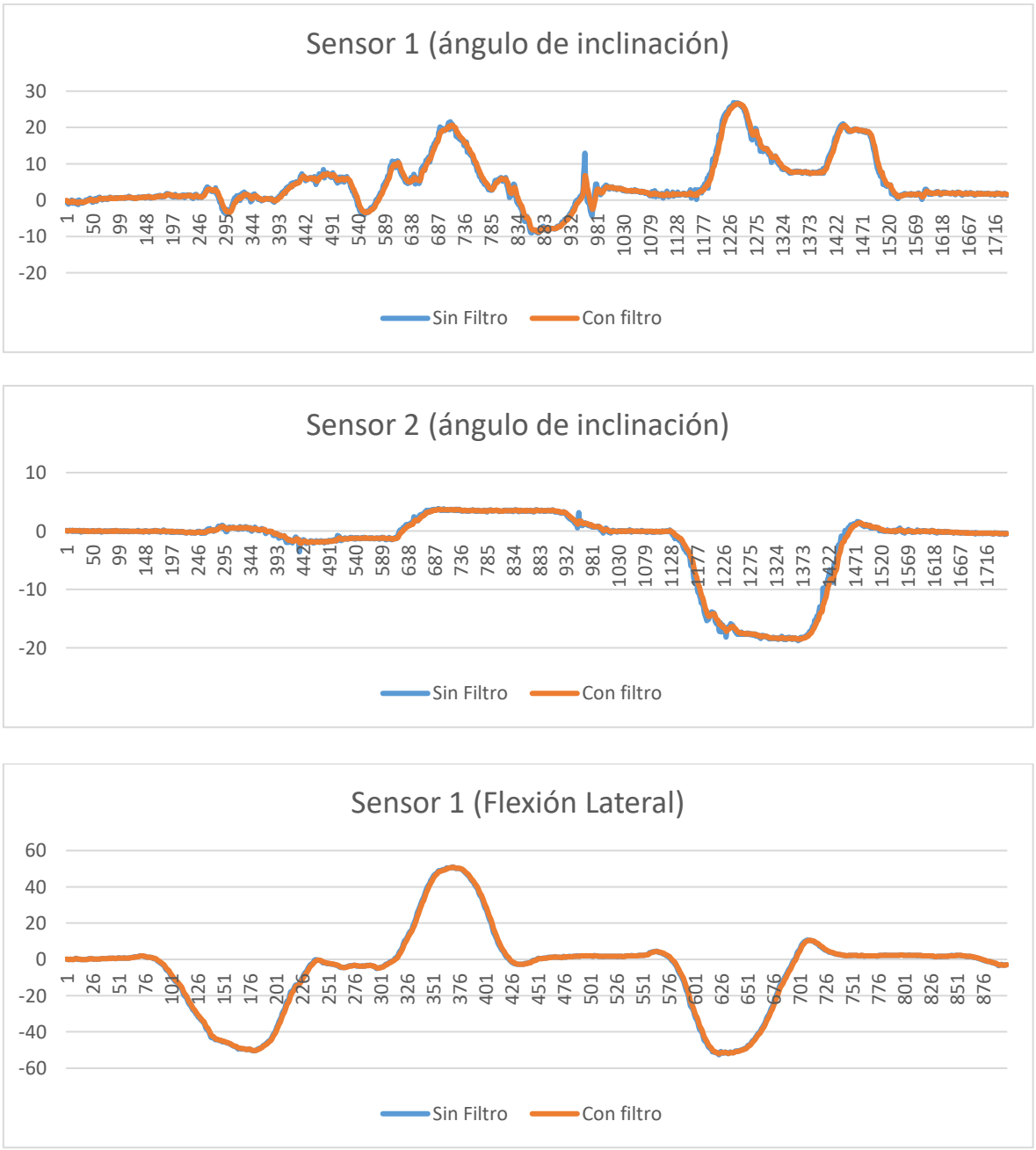


Figura 3. 1 Ángulos de inclinación con y sin filtro

Se puede concluir que en base a lo que se observa en la Figura 3. 1, los parámetros obtenidos para el filtro de Kalman, tal como se detallan en el capítulo 2 sección Filtrado, son válidos para el sistema y permiten que el filtro funcione correctamente.

3.2 Resultados de las mediciones y de la ejecución de alarmas

Las pruebas fueron realizadas en diferentes ambientes donde se realizan trabajos estáticos, tales como son: oficinas y laboratorios, esto se observa en la Figura 3. 2.

Figura 3. 2 Ambientes de pruebas

Ángulo en el trocánter mayor

Con el valor promedio de la Tabla 2. 6, se realizaron pruebas en un grupo de 15 personas bajo similares condiciones de postura, tal como se observa en la Figura 3. 3.

Figura 3. 3 Pruebas de pérdida de la zona lumbar convexa

De lo cual arrojó los siguientes datos, que se aprecian en la Figura 3. 4, la cual muestra si la perdida de la zona lumbar convexa fue correctamente identificada o no por el sensor 2.

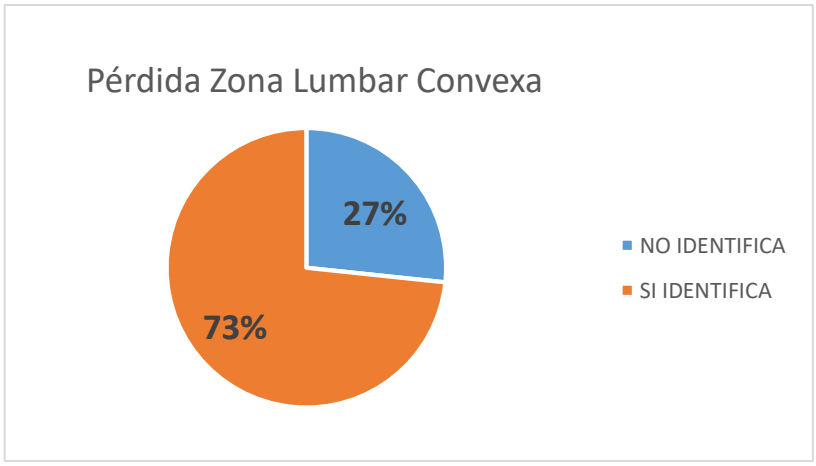


Figura 3. 4 Resultados de la identificación de pérdida de zona lumbar convexa

Se puede concluir, que existe un porcentaje alto en la identificación correcta de cuando una persona pierde la zona lumbar convexa, lo cual indica que el valor promedio obtenido en la Tabla 2. 6 se lo puede considerar válido para el sistema.

Detección de la rotación y flexión lateral

En base a los parámetros de la Tabla 2. 7, se realizaron pruebas en 5 personas para validar los valores obtenidos y realizar las respectivas correcciones en caso de ser necesario. Los resultados tanto para movimientos de rotación como de flexión lateral se muestran en la Tabla 3. 1.

Tabla 3. 1 Resultados Identificación Rotaciones/Flexiones

# Persona	Movimiento	Parámetros Calculados		Parámetros Ajustados	
		Derecha	Izquierda	Derecha	Izquierda
1	Rotación	✓	✓	✓	✓
	Flexión	✓	✓	✓	✓
2	Rotación	✓	✓	✓	✓
	Flexión	✓	✓	✓	✓
3	Rotación	✓	✓	✓	✓
	Flexión	✓	✓	✓	✓
4	Rotación	✓	✓	✓	✓
	Flexión	✓	✓	✓	✓
5	Rotación	✓	✓	✓	✓
	Flexión	✓	✓	✓	✓
Porcentaje de Identificaciones Correcta	Rotación	100%	100%	100%	100%
	Flexión	100%	100%	100%	100%

Como se puede observar en la Tabla 3. 1, la identificación de los movimientos con los parámetros calculados se realizaba de manera correcta, sin embargo, se hizo un reajuste del parámetro de las rotaciones porque se consideró que el rango que se tenía con el valor previo era demasiado grande. Los parámetros finales son los presentados en la Tabla 3. 2.

Tabla 3. 2 Parámetros Rotación Axial y Flexión Lateral

Parámetro	Movimiento de Rotación	Movimiento de Inclinación
Calculado	19.0901002	14.57663783
Ajustado	15	15

Con los nuevos parámetros se procedió a realizar las mismas pruebas (Figura 3. 5), con una muestra de 20 personas, con lo cual se obtuvo los resultados presentados en la Tabla 3. 3.

Figura 3. 5 Movimientos de inclinación y rotación

Tabla 3. 3 Resultados de Flexión y Rotación

#Persona	Flexión Lateral		Rotación Axial	
	Izquierda	Derecha	Izquierda	Derecha
1	✓	✓	✓	✓
2	✓	✓	✓	✓
3	✓	✓	✓	✓
4	✓	✓	✓	✓
5	✓	✓	✓	✓
6	✓	✓	✓	×
7	✓	✓	✓	✓
8	✓	✓	✓	×
9	✓	✓	✓	✓
10	✓	✓	✓	×
11	✓	✓	✓	×
12	✓	✓	✓	✓
13	✓	✓	✓	✓
14	✓	✓	✓	✓
15	✓	✓	✓	✓
16	✓	✓	✓	✓
17	✓	✓	✓	✓
18	✓	✓	×	✓
19	✓	✓	✓	✓
20	✓	✓	✓	✓
Porcentaje de Identificaciones Correcta	20	20	19	16

Con los resultados presentados en la Figura 3. 6 y Figura 3. 7, se determina que el sistema identifica correctamente las flexiones laterales tanto hacia la izquierda como hacia la derecha el 100% de veces. Mientras que para las rotaciones axiales se tiene que, para giros hacia el lado izquierdo, se identifica de manera correcta el 95% de las veces y un 80% para los giros hacia la derecha. La causa más probable que explica por qué algunos movimientos no fueron correctamente identificados, es que el movimiento realizado es demasiado brusco y el sistema ha sido diseñado para identificar movimientos espontáneos o naturales.

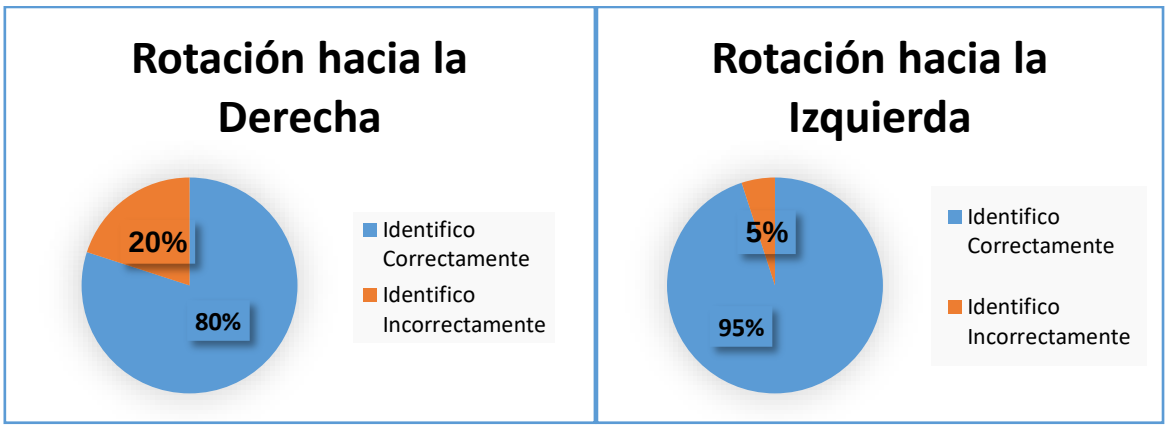


Figura 3. 6 Resultados de la Identificación de Rotaciones

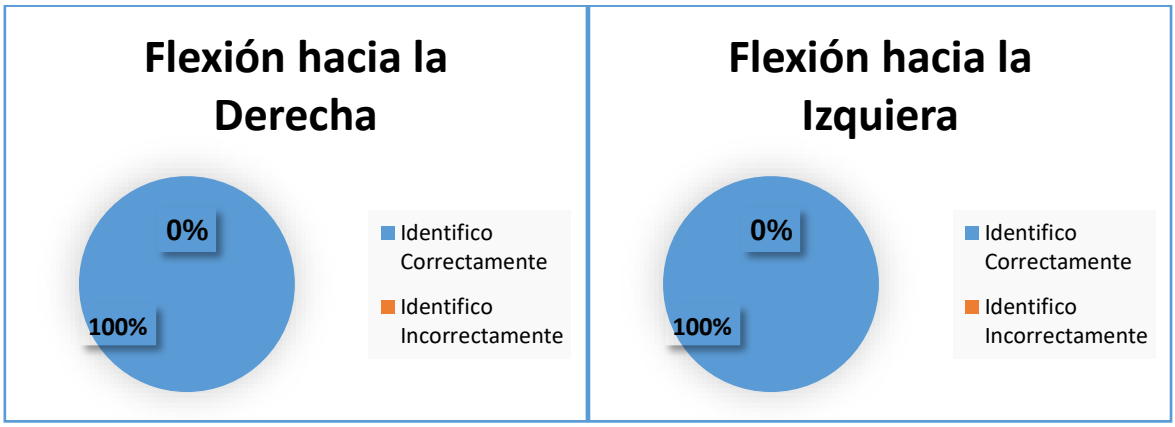


Figura 3. 7 Resultados de la Identificación de Flexiones Laterales

Ángulo Inicial de Inclinación

En base a la Figura 1. 12, se puede apreciar que existe un ángulo inicial de inclinación en las personas cuando están de pie, pero al momento de sentarse éste se lo conserva, tal como se observa en la Figura 3. 8.

Figura 3. 8 Persona Sentada, con inclinación inicial

Para verificar el ángulo inicial de inclinación se tomó una muestra de 13 personas, a las cuales se les colocó los sensores y se les indico que se deben sentar con la espalda recta, de lo cual se obtuvo los siguientes resultados, detallados en la Tabla 3. 4.

Tabla 3. 4 Ángulo inicial de inclinación

PERSONA	SENSOR 1	SENSOR 2
1	-9,796	9,794
2	-12,679	12,678
3	-6,603	6,603
4	-3,766	3,767
5	-8,242	8,247
6	-7,586	7,586
7	-6,599	6,599
8	-7,188	7,188
9	-7,212	7,212
10	-8,441	8,441
11	-11,721	11,721
12	-10,008	10,008
13	-10,15	10,15
Promedio	-8,461	8,461

Por lo cual el sistema de coordenadas del sensor 1 debe tener una inclinación negativa de 8.461, mientras que el del sensor 2 debe tener una inclinación positiva del mismo valor, con el fin de poder medir el ángulo de inclinación tal como lo indica la Norma ISO 11226:2000.

Se puede concluir, que dichos valores no perjudican a los parámetros obtenidos para el sistema, ya que se anulan por si solos al tener la misma magnitud, pero dirección contraria.

Ángulos de inclinación

Una vez que se han filtrado los valores de los ángulos obtenidos por los sensores dentro del programa, se procede a la identificación de estos por medio del software Android Studio, el cual nos permite visualizar dichos valores por medio de etiquetas y a su vez guardarlos para un posterior análisis, tal como indica la Figura 3. 9.

```
1 01-10 15:47:38.569 15173-15173/key.kikyou.tesisfinal I/
  angulos: ángulo inclinacion 1: -0.13662348789486983
2 01-10 15:47:38.569 15173-15173/key.kikyou.tesisfinal I/
  angulos: ángulo inclinacion 2: 0.03028420383550271
3 01-10 15:47:40.116 15173-15173/key.kikyou.tesisfinal I/
  angulos: ángulo inclinacion 1: 2.8845840375736693
4 01-10 15:47:40.116 15173-15173/key.kikyou.tesisfinal I/
  angulos: ángulo inclinacion 2: -0.014206785573998367
5 01-10 15:47:41.639 15173-15173/key.kikyou.tesisfinal I/
  angulos: ángulo inclinacion 1: -0.027611562110778205
6 01-10 15:47:41.640 15173-15173/key.kikyou.tesisfinal I/
  angulos: ángulo inclinacion 2: 0.09730674271180446
7 01-10 15:47:43.169 15173-15173/key.kikyou.tesisfinal I/
  angulos: ángulo inclinacion 1: 0.18683622291497604
8 01-10 15:47:43.169 15173-15173/key.kikyou.tesisfinal I/
  angulos: ángulo inclinacion 2: -2.0573013209272397
9 01-10 15:47:44.685 15173-15173/key.kikyou.tesisfinal I/
  angulos: ángulo inclinacion 1: -0.09996785481027129
```

Figura 3. 9 Visualización de ángulos filtrados de los sensores

Ya que resulta complicado medir de forma física el ángulo generado por la persona, se decide probar 3 tipos de softwares computacionales que permitan medir dicho ángulo, de los cuales Kinovea y Ergonautas se usan para mediciones ergonómicas de ángulos y GeoGebra como una herramienta para geometría.

Como se puede apreciar en la Figura 3.11, los programas Kinovea y Ergonautas indican el valor sin cifras decimales del ángulo generado por las personas, mientras que el programa GeoGebra indica el valor del ángulo generado con 2 o 3 cifras decimales.

Figura 3. 10 Comparación de valores de ángulo con diferentes softwares computacionales

Por lo que se decide ocupar el software computacional GeoGebra para medir los respectivos ángulos generados por las personas, ya que el valor del ángulo es más exacto respecto a Kinovea y Ergonautas.

Para obtener un indicador correcto del ángulo de inclinación generado por una persona y la generada por el sistema, se tomó una muestra de 20 personas a las cuales se les pidió que realicen 3 diferentes grados de inclinación, tal como muestra la Figura 3. 11.

Figura 3. 11 Personas inclinadas

Para medir el ángulo real generado por la persona con el software GeoGebra, primero se coloca los dos puntos fijos (sensor 1 y sensor 2) para crear un segmento, después se creará un punto en la nueva ubicación del sensor 1, obteniendo así el valor del ángulo generado por la persona, tal como se indica en la Figura 3. 12.

Figura 3. 12 Ángulo generado por las personas

Por lo tanto, los valores obtenidos por ambos sistemas de medición son los que se indican en la Tabla 3. 5.

Tabla 3. 5 Valores de ángulos de inclinación

	ÁNGULO REAL [°]			ÁNGULO DEL SISTEMA [°]		
Persona	**Postura 1**	**Postura 2**	**Postura 3**	**Postura 1**	**Postura 2**	**Postura 3**
1	15,673	26,234	31,943	16,154	26,222	32,288
2	13,614	23,613	35,796	13,726	24,603	36,963
3	13,049	20,182	23,751	13,033	20,824	24,557
4	8,224	23,420	32,586	8,438	24,252	31,782
5	15,213	29,839	39,584	15,763	29,768	39,602
6	11,563	21,759	28,012	11,605	22,077	28,935
7	11,927	20,875	26,732	11,699	21,294	26,109
8	10,559	18,387	28,751	10,424	19,132	29,734
9	13,058	24,172	38,281	13,266	23,713	38,699
10	22,833	32,075	39,678	22,726	32,261	39,571
11	9,777	19,553	27,275	10,204	20,367	28,051
12	11,114	26,656	35,892	11,401	25,782	35,956
13	5,767	15,175	26,199	5,914	15,559	26,346
14	11,360	19,448	29,286	11,784	20,111	30,534
15	12,895	27,346	42,391	12,774	28,189	43,430
16	22,395	41,867	61,930	21,901	43,280	62,245
17	22,027	35,718	48,026	22,788	37,303	50,268
18	21,219	30,699	40,012	22,168	32,209	41,705
19	19,188	29,624	35,028	18,775	28,883	35,961
20	22,837	33,374	42,348	22,050	33,806	43,530

A pesar de que el ángulo de inclinación no es visualizado por el usuario en la interfaz del dispositivo móvil, es importante asegurar que los valores que genera el sensor 1 tengan un margen de error bastante bajo, ya que si su variación es grande no permitirían la correcta aplicación de la Norma ISO 11226:2000.

Guía para estimación de errores

Para cuantificar el error de la medición obtenida con la del sistema implementado, se procede a usar la Ecuación 3. 1, que define el error relativo en forma porcentual.

$$e_{rel} = \left(\frac{|\theta_{sistema} - \theta_{real}|}{\theta_{real}} \right) * 100\%$$

Ecuación 3. 1 Error relativo porcentual

Donde:

e_{rel}: error relativo de la medida expresada en valor porcentual

θ_{real}: valor de la medida del ángulo de inclinación generada por la persona y medida por el software GeoGebra

$\theta_{sistema}$: valor de la medida del ángulo de inclinación generada por el sensor IMU y procesada por el dispositivo móvil

Por lo tanto, los errores obtenidos en base a la Tabla 3. 5, para los 3 diferentes grados de inclinación no sobrepasan del 5%, tal como se indica en la Figura 3. 13, los valores se los detalla en el Tabla VI. 1 del ANEXO VI. Errores en medidas de ángulo de inclinación.

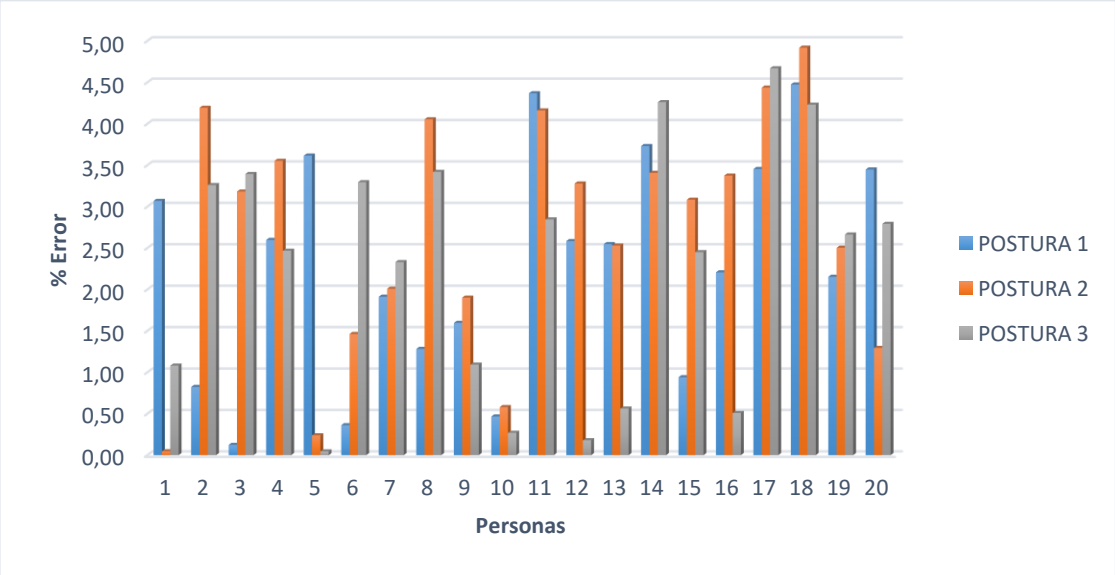


Figura 3. 13 Errores obtenidos entre el sistema implementado y la medida real

Se concluye, que el sistema es bastante óptimo y nos presenta una medición casi real de sus valores. Los errores presentes se deben a que las personas no pueden mantener una postura fija especialmente si están inclinadas y tienden a moverse lo que varía su medición en pequeños lapsos de segundo.

Alarma: Tiempo Máximo

Como se explicó en el capítulo anterior, se estableció un sistema de alarmas, las cuales muestran al usuario las correcciones que debe realizar en base a lo planteado en la Norma ISO 11226:2000. La alarma correspondiente con la inclinación del tronco se establece bajo la consideración de que existe un intervalo de tiempo aceptable, en el que se puede mantener un cierto ángulo de inclinación del torso. La correcta ejecución de esta se comprueba en una muestra de 4 personas, obteniendo los resultados mostrados en la Tabla 3. 6.

Tabla 3. 6 Resultados de la Alarma: Tiempo Máximo

	Persona			
	1	2	3	4
Ángulo que comienza el conteo	26.4276	24.0315	35.7911	24.0899
Ángulo con el que salta la alarma	33.9369	29.2513	41.1729	54.2602
Tiempo máximo para el ángulo final	177	198	145	86
Tiempo transcurrido	180	200	147	91
Correcta emisión de la alarma	✓	✓	✓	✓

Para la muestra total, se ve que en los cuatro casos la alarma se emitió correctamente una vez que se superó el intervalo de tiempo máximo aceptable, y que ésta permaneció activa hasta que la persona adoptó nuevamente una correcta postura. Cabe recalcar, que dentro de las pruebas que se realicen de esta alarma, no se obtendrá que la misma se emita exactamente en el tiempo máximo aceptable, debido a que el ángulo de inclinación siempre está variando y como consecuencia el intervalo máximo aceptable. Para una mejor comprensión de lo antes planteado se establece el siguiente ejemplo.

El usuario en un tiempo *To* adquiere un ángulo de inclinación *Ang* de 45°, dato con el cual el programa determina que existe una flexión del tronco y procede a calcular el intervalo máximo *Tf,* que para este caso es de 128 segundos y la vez que habilita el contador de tiempo. Mientras ocurre el conteo, *Ang* tendrá variaciones las cuáles harán que el programa recalcule el intervalo de tiempo *Tf*.

Ahora, si se tiene que el actual valor de *Ang* es 40° con un *Tf* de 154 segundos y que desde el momento *To* han transcurrido 115 segundos, la alarma sigue sin emitirse porque no se ha superado el valor de *Tf.* Sin embargo, si para el siguiente instante *Ang* es 50° donde el tiempo máximo *Tf* es de 105 segundos, el sistema identifica que se ha superado el tiempo máximo aceptable e inmediatamente emite una alarma para indicarle al usuario que tiene una mala postura y que debe corregirla.

Identificación de postura Parada

Si bien el sistema está desarrollado con el propósito de corregir la postura del tronco al estar sentado, también se debe tomar en consideración que habrá momentos en los que el usuario cambiará su postura de estar sentado a la de estar parado. Por lo que, se intentó que el sistema a su vez fuera capaz de reconocer estos cambios de postura de manera automática, sin embargo, no fue posible por las razones que se detallarán más adelante. Para solventar este problema dentro de la misma interfaz se colocó un checkbox que le permite al usuario indicar a la aplicación que ha cambiado de postura.

La razón principal por la cual no se puede identificar cuando el usuario está parado o sentado es la localización de los sensores, dado que, en base a lo que detalla en la Tabla 3. 7, la ubicación actual de los mismos no es la más adecuada para la identificación de esta postura.

Tabla 3. 7 Resumen de estudios de detección de actividades [24]

Referencia	**Actividades**	**Localización de los Acelerómetros**
Bao y Intille	Caminar, sentarse, correr, aspirar, pedalear, doblar la ropa	Brazo, antebrazo, cadera, muslo, pie
Karantonis	Sentarse, pararse, caminar, recostarse en varias posiciones y caídas	Cintura
Parkka	Recostarse, sentarse, caminar, remar y pedalear	Pecho, muñeca
Olguin y Pentland	Sentarse, correr, caminar, pararse, recostarse y gatear	Pecho, cadera, muñeca
Bonomi	Recostarse, sentarse, pararse, trabajar en la computadora, caminar, correr, pedalear	Espalda baja
Yeoh	Sentarse, recostarse, pararse y caminar rápido	Cintura y muslo
Yang	Pararse, sentarse, caminar, correr, aspirar, limpiarse los dientes	Muñeca

Sin embargo, se hizo un estudio de las señales generadas en base a los datos de los sensores para los movimientos de parase y sentarse, concluyendo lo siguiente:

- El eje y del acelerómetro del sensor 1, sería la opción más ideal para detectar el movimiento, sin embargo, la magnitud generada por el movimiento al pararse es muy pequeña. Por lo cual, no se pudo establecer un parámetro de comparación en base a éste, además, de que sería difícil establecer una comparación en base a este eje dado que el mismo se ve afectado por los movimientos de inclinación lateral. En cuanto, a los otros ejes, las señales que se generaban no eran adecuadas para establecer un punto de comparación, debido a que éstas mostraban la inclinación hacia adelante que se realiza cuando una persona se para, misma señal que se genera cuando uno está sentado y se inclina para adelante y luego para atrás. Todo lo previamente detallado, se puede apreciar en la Figura 3. 16.

- En base a algunas pruebas realizadas con el giróscopo del sensor 1, se determinó que los datos del eje Y podrían utilizarse para identificar el movimiento de pararse y sentarse (Figura 3. 14), sin embargo, existían movimientos (Figura 3. 15) que generaban la misma señal. Por lo que, se consideró que no se podía usar estos datos dado que generaría problemas en la confiabilidad del sistema al identificar de manera errónea los movimientos.

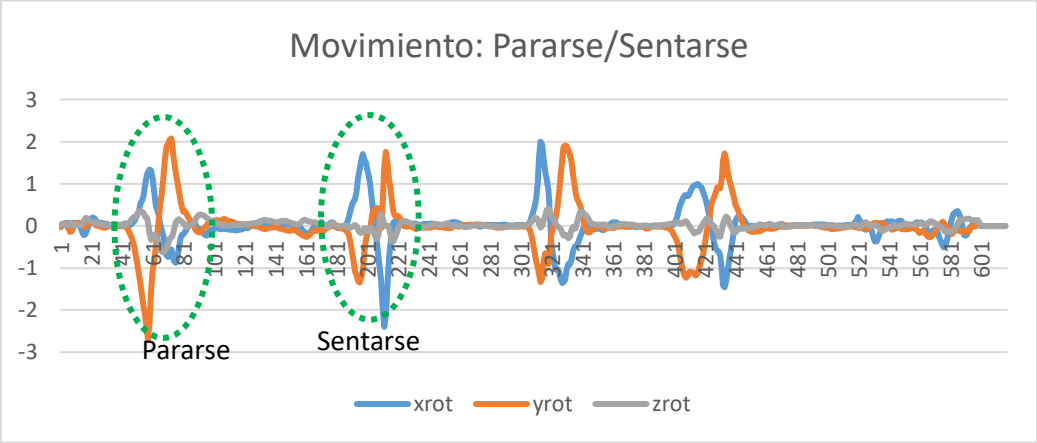


Figura 3. 14 Movimiento: Parase/Sentarse con giróscopo 1

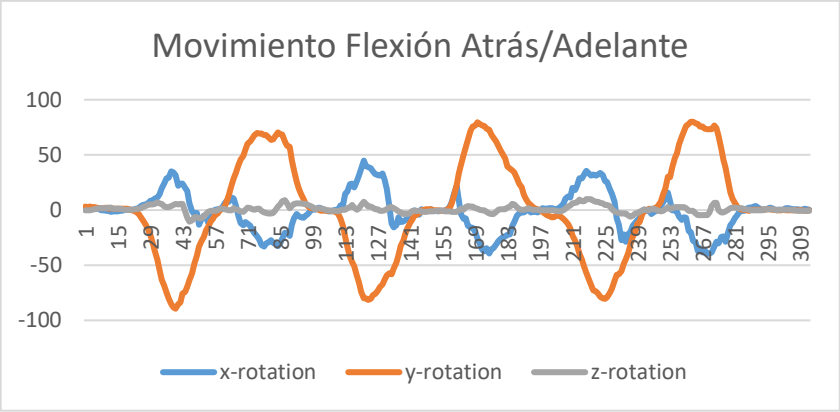


Figura 3. 15 Movimiento: Flexión atrás/adelante

- El giróscopo del sensor 2 no proporciono ninguna información que pudiera ser usada para establecer cuando el usuario se para o se sienta, debido a que los datos se veían afectados en gran manera por la manera en que la persona se parará, la ubicación de su pierna, entre otros.

- Por último, se realizó el estudio con los datos generados por el acelerómetro del sensor 2 (Figura 3. 16), sin embargo, este tampoco proveyó información que pudiera ser utilizada para el propósito planteado. Una de las razones es que los ejes de éste están alineados con los del otro sensor, es decir, que cuando la persona se inclina ya sea para adelante o de manera lateral, este sensor también detecta estos cambios y por ende nos proporciona el mismo tipo de información que el otro. La otra razón, es que también existen otros movimientos que producen las mismas señales y no existe una característica única con la cual identificarla.

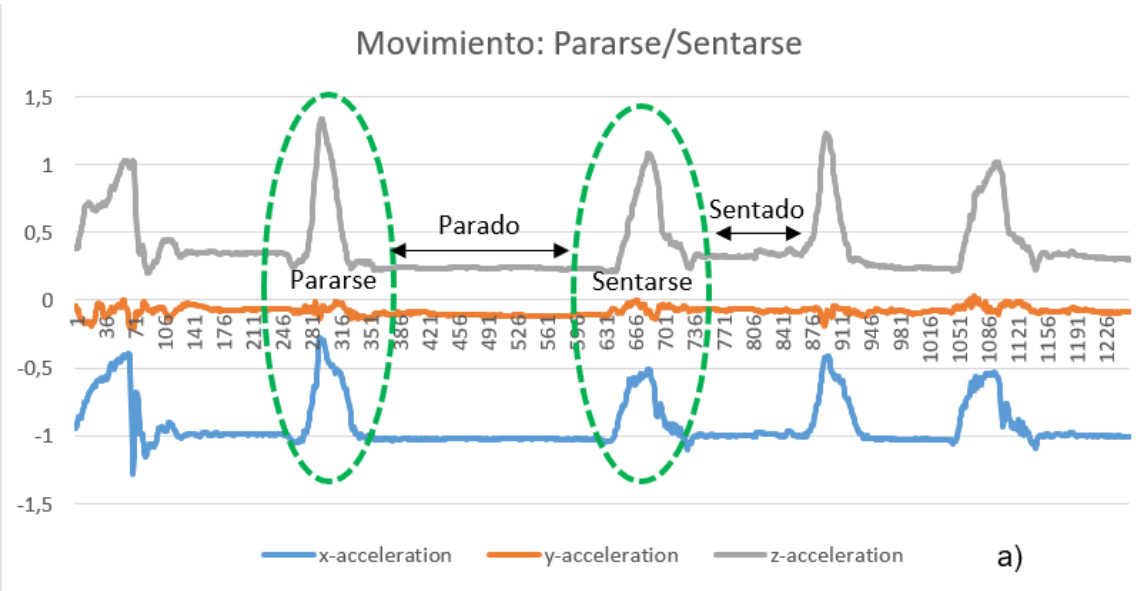


Figura 3.16 Movimiento: Pararse/Sentarse a) acelerómetro 1

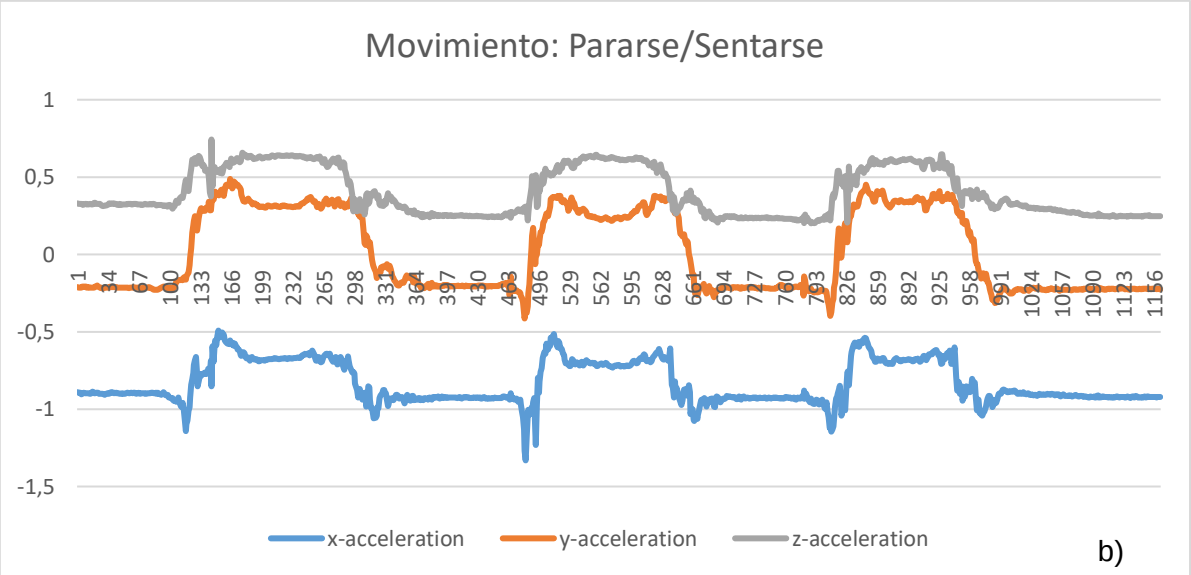


Figura 3. 16 Movimiento: Pararse/Sentarse b) acelerómetro 2

3.3 Validación de los resultados del sistema implementado

Una vez que se establecieron los parámetros finales del sistema, se procede a realizar las pruebas finales integrando todos los componentes del sistema. Para lo cual se tomó una muestra de 20 personas cuyo rango de edad estaba comprendida entre los 20 a los 60 años (Figura 3. 17), de los cuales el 40% fueron hombres y el 60% mujeres.

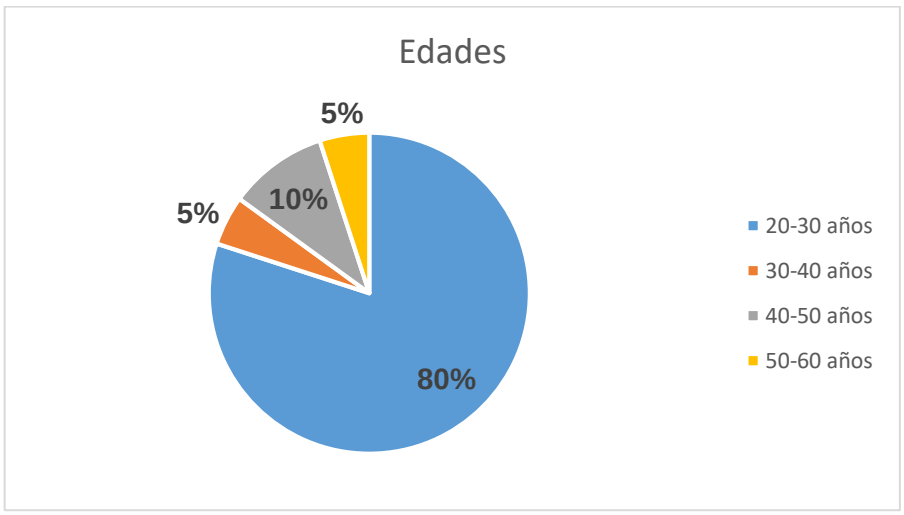


Figura 3. 17 Rango de edad de los participantes

A los participantes se les realizó un video con una duración aproximada de 30 minutos, mientras realizaban sus actividades cotidianas al estar sentados, después se guardó la información generada por el dispositivo móvil y las grabaciones, para su posterior análisis.

Las alarmas que el sistema identifica son:

- Perdida de la zona lumbar convexa
- Rotación y flexión
- Buena postura
- Inclinación positiva mayor a 23°
- Inclinación positiva mayor a 63°
- Inclinación negativa (sólo se origina cuando se especifica que el asiento no tiene espaldar)
- Tiempo máximo aceptable para una cierta postura
- Errores de ejecución del programa

A continuación, se explica los resultados obtenidos de alarmas generadas en uno de los participantes, del cual se obtuvo los siguientes resultados:

Persona 1

Nombre: Yasmin Castillo **Edad:** 24 años **Sexo:** Femenino

Enfermedad en su espalda: NO

En base a la norma ISO 11226:2000, la persona 1 es apta para ser analizada su postura al estar sentado, debido a que no le han diagnosticado un problema de espalda.

Tabla 3. 8 Alarmas del sistema generadas por la persona 1

Alarmas	Identificadas con el sistema	Identificadas en el video
Perdida de la Curvatura	0	0
Rotación	11	9
Flexión	10	8
Buena Postura	Si	Si
Inclinación positiva mayores a 23	Si	Si
Inclinación con ángulo mayor de 63	0	0
Inclinación negativa	0	0
Tiempo Máximo	0	0
Error de Ejecución	0	0

Tal como se observa en la Tabla 3. 8 el sistema detecta casi todos los movimientos de la persona al estar sentado. El resto de los movimientos que no fueron detectados por parte del sistema permitieron realizar cambios en los valores de los parámetros, de tal manera que se pudo obtener en las siguientes pruebas mejores resultados, como la de la persona 18, que se detalla a continuación.

Persona 18

Nombre: Jefferson Antamba **Edad:** 22 años **Sexo:** Masculino

Enfermedad en su espalda: NO

En base a la norma ISO 11226:2000, la persona 18 es apta para ser analizada su postura al estar sentado, debido a que no le han diagnosticado un problema de espalda.

Tabla 3. 9 Alarmas del sistema generadas por la persona 18

Alarmas	Identificadas con el sistema	Identificadas en el video con el software GeoGebra
Perdida de la Curvatura	0	0
Rotación	2	2
Flexión	6	6
Buena Postura	Si	Si
Inclinación positiva mayores a 23	Si	Si
Inclinación con ángulo mayor de 63	0	0
Inclinación negativa	0	0
Tiempo Máximo	1	1
Error de Ejecución	1	1

El análisis de las alarmas generadas por cada participante se presenta en la Tabla VII. 1, la misma detalla el número de veces que cada alarma fue identificada por el sistema, así como el número de veces que las mismas fueron comprobadas con la grabación de video. Por otro lado, la Tabla 3. 10 presenta el valor total de veces que se identificó una cierta alarma en base a lo detallado en la Tabla VII. 1; así como el porcentaje de éxito que el sistema tiene para la identificación de cada una de las alarmas.

Tabla 3. 10 Resultados finales de una muestra de 20 personas

Alarmas	Número total de alarmas identificadas con el sistema	Número total de alarmas identificadas en el video	Porcentaje de identificación Correcta de la alarma
Perdida de la Curvatura	5	4	80%
Rotación	34	31	91.18%
Flexión	125	119	95.2%
Inclinación negativa	3	3	100%
Tiempo Máximo	8	8	100%
Error de Ejecución	4	4	100%

No todas las personas tienen los mismos patrones de movimiento o se mueven a la misma velocidad, lo que permite que en determinadas ocasiones el sistema no reconozca todas las alarmas, tal como se observa en la Tabla 3. 10, a pesar de esto el sistema identifica la mayoría de ellos, siendo el movimiento con menos éxito de identificación el de la “Perdida de la Curvatura” con un 80% de probabilidad.

Para determinar la confiabilidad del sistema se obtiene el valor promedio del porcentaje de identificación correcta de las alarmas, que es del 95.2%, lo que permite asegurar que el sistema desarrollado es altamente confiable.

De las muestras totales, no todos los participantes adoptaron una inclinación mayor a 23 grados, sin embargo, las personas 7, 10, 11 y 19 fueron las únicas en las cuáles se emitió una alerta de tiempo máximo de permanencia en una postura inadecuada.

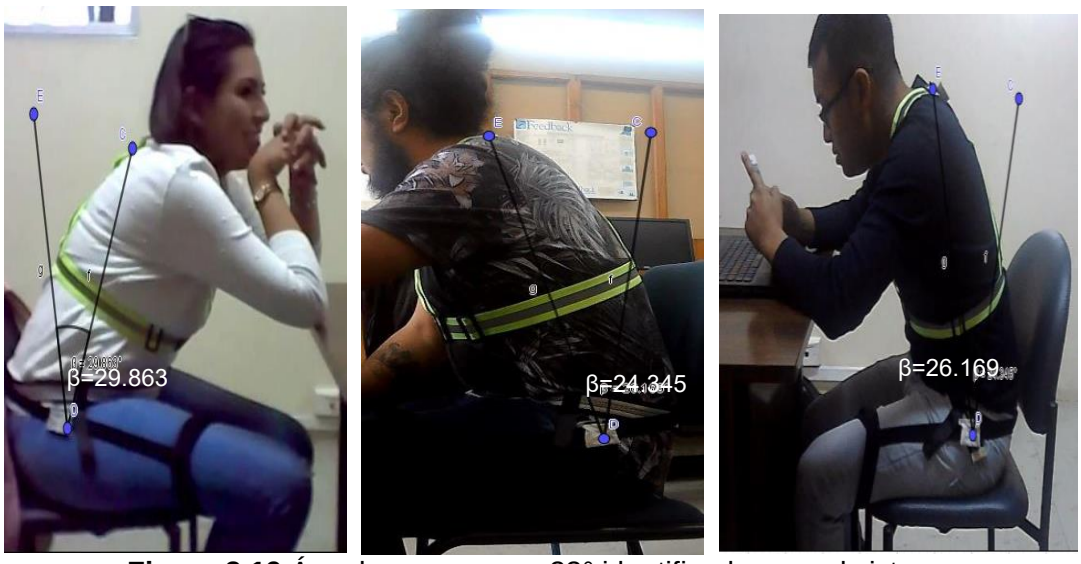


Figura 3.19 Ángulos mayores a 23° identificados por el sistema

Para determinar si el grado de inclinación se encontraba dentro del margen de error previamente establecido, se contrastó el valor de inclinación en el momento que fue emitida la alarma por parte del sistema implementado con el ángulo obtenido en el video en el mismo instante, por lo que se obtuvo los resultados que se detallan en la Tabla 3. 11.

Tabla 3. 11 Resultados de las comparaciones obtenidas por el sistema implementado (alarmas de tiempo máximo) vs Norma ISO 11226:2000

Persona	Sistema	Real	Error Mediciones
	ángulo de inclinación [°]	**ángulo de inclinación [°]**	**ángulo de inclinación [%]**
7	39,0055	38,815	0,49%
	41,7461	41,023	1,76%
	39,5497	40,32	1,91%
	44,2451	45,04	1,76%
	41,9517	40,685	3,11%
10	38,7898	38,688	0,26%
11	32,7492	32,125	1,94%
19	25,4450	24,722	2,92%

De acuerdo con la Tabla 3. 11, el porcentaje de error en la medición de los ángulos de inclinación por parte del sistema se encuentra dentro del margen de error previamente establecido en este capítulo en la sección 3.2.

4. CONCLUSIONES

4.1. Conclusiones

- El estudio ergonómico realizado de los movimientos como: rotación axial, flexión lateral e inclinación de la cadera, permitieron sacar características únicas que presentan las señales generadas por éstos, obteniendo parámetros útiles sobre los cuales se estableció el sistema de alarmas de la aplicación.

- La localización de las IMU no permite la identificación del cambio postural de sentado a parado ni viceversa, debido a que las señales generadas por este movimiento son bastante similares a las señales producidas por otros movimientos y al no presentarse ninguna característica única no se podía diferenciar el movimiento de pararse de los otros movimientos.

- Los parámetros del filtro de Kalman diseñados para los dos sensores son diferentes debido a que éstos presentan distintos valores en estado estable. Sin embargo, los parámetros obtenidos son aplicables a cualquier sensor que se coloque en dichas zonas ya que el movimiento generado en esos lugares es único y no depende del sensor.

- Los filtros de Kalman diseñados, permite que las mediciones no se vean afectadas por variaciones externas como el ruido, los movimientos musculares imperceptibles para el ojo humano o los movimientos del cuello.

- Para la guía de estimación de errores y posterior proceso de validación de resultados de los ángulos de inclinación, se tomó como valor real la medida obtenida por el software computacional GeoGebra. Se consideró emplear este método de medición ya que los valores de los ángulos medidos son más exactos respecto a los medidos por otros softwares computacionales como Ergonautas o Kinovea, ya que éstos sólo proporcionan datos enteros y no con decimales, lo cual aumentaba considerablemente el error calculado.

- El sistema desarrollado es muy confiable ya que identifica los movimientos realizados por el usuario en un 95.2%, emitiendo así de manera satisfactoria y en el momento exacto las alarmas correspondientes.

- El sistema propuesto, es una alternativa innovadora que aporta a la prevención de enfermedades ocasionadas por la adopción de posturas incorrectas del tronco al estar sentado, mediante la emisión de alarmas instantáneas basadas en la Norma ISO 11226:2000 que permiten al usuario su corrección.

- Las ventajas del sistema frente a otros es que permite una realimentación en tiempo real de las posturas adoptadas por la persona ya que el análisis de los datos se realiza ese mismo instante, además de ser altamente exacto y con un costo relativamente bajo. Por otra parte, el sistema no interfiere con las actividades del usuario debido a que es cómodo y no se ve afectado por las condiciones del ambiente laboral.

4.2 Recomendaciones

- Una mejora de este sistema es completar con el estudio ergonómico de las partes faltantes como: cabeza, extremidades superiores e inferiores, para tener una corrección total de la postura al estar sentado y así evitar más problemas en las articulaciones restantes.

- Al sistema implementado se lo puede completar, agregando la funcionalidad que se detecte de manera automática el cambio de postura de sentado a parado y viceversa. Además, de que también se realice la corrección postural del tronco al estar parado.

- Se puede implementar la aplicación también para sistemas operativos IOS, de manera que este sistema sea accesible a una mayor cantidad de personas, proporcionándoles una opción innovadora para prevenir enfermedades de origen laboral. Adicionalmente, se podría aumentar una funcionalidad que cuente el tiempo que una persona lleva sentado, de manera que la alerte de que ha pasado mucho tiempo en esta postura y que debería adoptar una postura de trabajo no estática. Con el fin de prevenir otras enfermedades causadas por una mala circulación.

5. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] Agencia Europea para la Seguridad y la Salud en el Trabajo, «EU-OSHA,» Mayo 2014. [En línea]. Available: https://osha.europa.eu/es/themes/musculoskeletal-disorders. [Último acceso: 11 Septiembre 2017].

[2] D. Cáceres, *Prevalencia de lesiones osteomusculares relacionadas con el uso inadecuado de computadores en el personal de una empresa proveedora de internet en junio 2012,* Quito: Universidad Tecnológica Equinoccial, 2012.

[3] F. Meyer y E. Apud, «SCIELO,» Junio 2003. [En línea]. Available: http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0717-95532003000100003. [Último acceso: 22 Mayo 2017].

[4] International Ergonomics Association, «International Ergonomics Association,» [En línea]. Available: http://www.iea.cc/index.php. [Último acceso: 10 Octubre 2017].

[5] M. H. Saravia, Ergonomía de Concepción Su aplicación al diseño y otros procesos proyectuales, Bogotá: Pontifícia Universidad Javeriana, 2006.

[6] A. Alonso Becerra, «Biomecánica,» La Habana, Instituto Superior Politécnico Jose A. Echeverría, 2007.

[7] S. Andy, «Anatolandia,» octubre 2013. [En línea]. Available: http://www.anatolandia.com/2013/10/planos-anatomicos.html. [Último acceso: septiembre 2017].

[8] «FISSIOTERAPIA,» 27 Mayo 2012. [En línea]. Available: http://fissioterapia.blogspot.com.es/2012/05/la-columna-vertebral-raquis.html. [Último acceso: 11 Octubre 2017].

[9] C. Thompson y R. Floyd, Manual de Kinesiología Estructural, Segunda ed., Barcelona: Editorail PaidoTribo.

[10] U. d. Antioquia, «Aprende en línea,» 16 febrero 2016. [En línea]. Available: http://aprendeenlinea.udea.edu.co/lms/moodle/mod/page/view.php?id=164179.

[11] Periodico de Salud, «Periodico de Salud,» 09 2013. [En línea]. Available: http://periodicosalud.com/trocanter-mayor-anatomia-definicion/. [Último acceso: 16 10 2017].

[12] R. Germán, «Slide Player,» 02 2015. [En línea]. Available: http://slideplayer.es/slide/5440158/. [Último acceso: 12 09 2017].

[13] International Organization for Standardization, Ergonomics. Evaluation of Static Working Postures(ISO 11226:2000), 2000.

[14] Tr4nsduc7or, «Robolos,» 15 Octubre 2014. [En línea]. Available: https://robologs.net/2014/10/15/tutorial-de-arduino-y-mpu-6050/. [Último acceso: 11 Octubre 2017].

[15] Anónimo, «EcuRed,» EcuRed conocimiento con todos y para todos, 04 2013. [En línea]. Available: https://www.ecured.cu/Giroscopio. [Último acceso: 09 2017].

[16] D. F. T. Pineda, Diseño e Implmentación de un sistema para visualizar la marcha humana biomecánica en la afectación de rodilla ante una gonartrosis, Quito: Escuela Politecnica Nacional, 2017.

[17] Bosch Sensortec, «Orientation Recognition (Accel),» de *BMI 160 Data Sheet*, 2015, p. 30.

[18] Varios, «Wikipedia,» 28 12 2016. [En línea]. Available: https://es.wikipedia.org/wiki/Filtro_de_Kalman. [Último acceso: 12 09 2017].

[19] Invensense, «Invensense,» 19 08 2013. [En línea]. Available: https://www.invensense.com/wp-content/uploads/2015/02/MPU-6000-Datasheet1.pdf. [Último acceso: 19 11 2017].

[20] mbientlab, «mbientlab,» 05 2015. [En línea]. Available: https://mbientlab.com/store/development-boards/. [Último acceso: 19 11 2017].

[21] IDC, «IDC Analyze the Future,» Mayo 2017. [En línea]. Available: https://www.idc.com/promo/smartphone-market-share/os. [Último acceso: 10 Octubre 2017].

[22] Android, «Android Developers,» 04 2017. [En línea]. Available: https://developer.android.com/about/index.html. [Último acceso: 09 2017].

[23] L. Carvajal, Metodología de la Investgación Científica. Curso general y aplicado, 28 ed., Santiago de Cali: U.S.C., 2006, p. 139.

[24] I. Cleland, B. Kikhia , C. Nugent, A. Boytsov, J. Hallberg, K. Synnes, S. McClean y D. Finlay , «Optimal Placement of Accelerometers for thenDetection of Everydar Activities,» *SENSORS,* vol. 13, pp. 8222-8238, 2016.

[25] Asociación Española de Ergonomía, «Asociación Española de Ergonomía,» [En línea]. Available: http://www.ergonomos.es/ergonomia.php. [Último acceso: 14 Septiembre 2017].

[26] Basterra , Bertea y Borello, «Android OS,» 2012. [En línea]. Available: http://androidos.readthedocs.io/en/latest/#. [Último acceso: 19 Noviembre 2017].

ANEXOS

ANEXO I. Manual de Usuario

Es necesario leer detalladamente el presente manual, sobre todo la forma de colocación de los dispositivos. Además, se debe asegurar que el dispositivo móvil cumpla con las características especificadas.

1. DESCRIPCIÓN GENERAL DEL EQUIPO

El sistema implementado para el análisis ergonómico de la postura del tronco al estar sentado se forma a partir de dos dispositivos IMU, la aplicación desarrollada y el dispositivo central, tal como se muestra en la Figura I. 2.

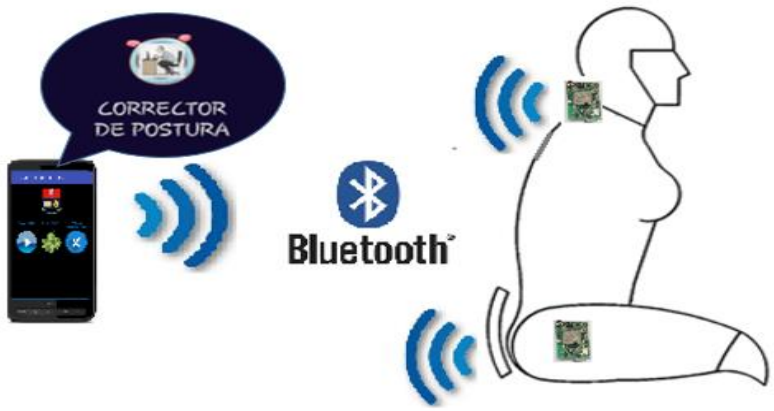


Figura I. 2 Esquema del corrector de postura del tronco al estar sentado

Los dispositivos IMU son los encargados de generar la información necesaria para que la aplicación realice el análisis ergonómico y emita las alarmas correspondientes, sin embargo, éstos deben ser colocados en dos lugares específicos que son la zona cervical y la del trocánter mayor.

El dispositivo central corresponde a un dispositivo móvil, el cual tendrá instalada la aplicación “Corrección Postura”, la misma que se encarga de indicarle al usuario su postura actual y las correcciones en caso de ser necesario mediante una interfaz amigable.

2. COLOCACIÓN DE LOS DISPOSITIVOS

La colocación de los dispositivos IMU es parte importante del funcionamiento del sistema de análisis ergonómico, ya que una mala colocación de los mismas crearía datos erróneos ocasionando una incorrecta ejecución de la aplicación.

Por lo que se los debe colocar de la siguiente forma:

a) Colóquese el chaleco normalmente y ajústelo de tal forma que le quede pegado a su cuerpo, tal como se observa en la Figura I. 3.

Figura I. 3 Colocación de chaleco

En caso de que el sensor se despegue del chaleco, debe colocarlo en la zona con velcro que está ubicada en la parte posterior del mismo, con la apertura de la bolsita que cubre al sensor hacia arriba, tal como se indica en la Figura I. 4.

Figura I. 4 Puesta del sensor en el chaleco

b) Colóquese el cinturón B (blanco con negro) alrededor de la cintura, de tal forma que la tira que tiene quede ubicado al lado izquierdo y hacía abajo de su cuerpo, tal como se indica en la Figura I. 5.

Figura I. 5 Colocación del cinturón B en la cintura

c) Tome asiento y colóquese el cinturón A (negro) alrededor de su pierna izquierda en la parte media del muslo, de tal forma que el sistema de tiras que se encuentra a su lado izquierdo quede pegado a su pierna, tal como se indica en la Figura I. 6.

Figura I. 6 Colocación cinturón A en la pierna

En caso de que el sensor se despegue del sistema de correas, debe colocarlo en la zona del trocánter mayor, para ubicar dicha zona realice lo siguiente:

A. Siéntese correctamente en la silla, con los hombros bien ubicados (no deben estar inclinados hacia adelante) y la espalda recta, tal como indica la Figura I. 7.

Figura I. 7 Posición bien sentada

B. Luego coloque el brazo izquierdo a su respectivo costado de forma relajada, tal como indica la Figura I. 8.

Figura I. 8 Ubicación del brazo izquierdo

C. Justo en la parte donde cruza su brazo, con su pierna izquierda es la ubicación del trocánter mayor, tal como se indica en la Figura I. 9.

Figura I. 9 Zona del trocánter mayor

D. Coloque el sensor en la zona anteriormente ubicada, con la apertura de la bolsa que lo recubre hacia arriba, tal como se indica en la Figura I. 10.

Figura I. 10 Puesta del sensor en la tira de la pierna izquierda

¡NOTA!

Recuerde que tanto el chaleco como el sistema de correas, deben quedarle de una manera cómoda, apegada al cuerpo y no apretada, ya que si se encuentra demasiado apretado podría cortar la circulación sanguínea hacia sus demás partes del cuerpo.

3. CONSIDERACIONES GENERALES

Para el correcto funcionamiento del sistema se deben tomar en cuenta que el dispositivo móvil deber tener sistemas operativos Android versión mínima: 5.0, Bluetooth versión mínima: 4.0 y un espacio de almacenamiento de 20MB.

Para verificar la versión del Android se realizan los siguientes pasos:

a) Ir a “Ajustes” y buscar la pestaña “Sistema”
b) Ir la opción “Acerca del dispositivo”, allí se encontrará el enunciado “Versión de Android (Figura I. 11)”

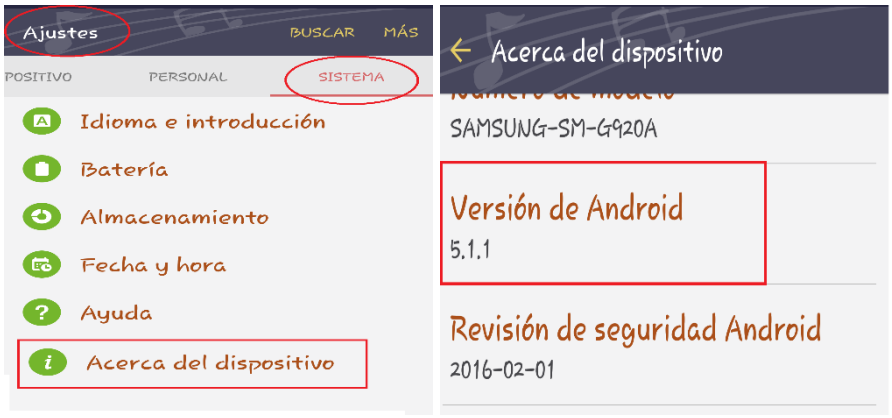


Figura I. 11 Verificación versión Android

Para la verificación de la versión del Bluetooth se deben buscar las características del dispositivo móvil. Por ejemplo, para el caso del Samsung S6 (Figura I. 12) se tiene que la versión Bluetooth es la 4.1.

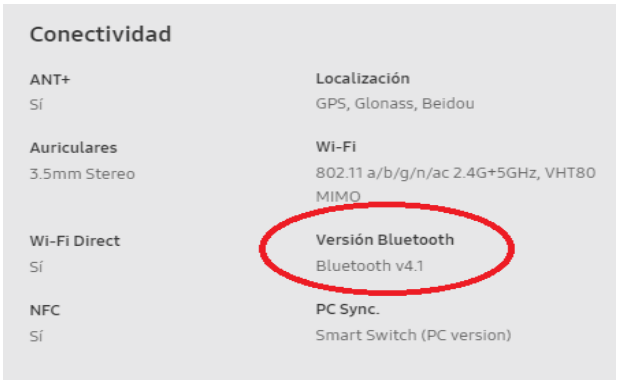


Figura I. 12 Características del Bluetooth Samsung S6

Los dispositivos IMU tienen un tiempo de autonomía de aproximadamente 10 horas. Sin embargo, es recomendable que se los carga una vez que se encuentren por el 30% de su capacidad, debido a que mientras menor sea el porcentaje de carga el sistema es más propenso a que sufre desconexiones inesperadas o tenga dificultad para conectarse con

los dispositivos. La carga se la realiza conectando al pin de carga (Figura I. 13) un cable micro-USB, ya sea conectándolo a la computadora (Figura I. 14) o a un cargador (Figura I. 15), no obstante, es preferible que se utilice la primera opción.

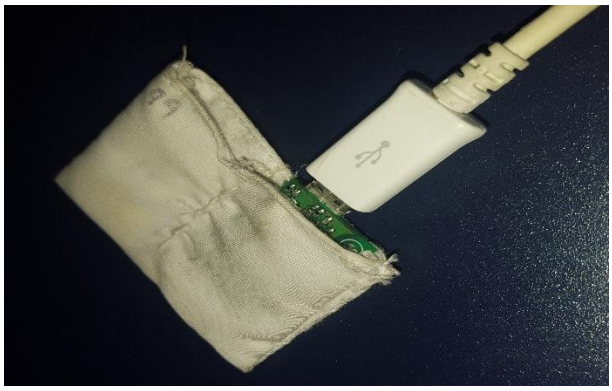


Figura I. 13 Conexión al pin de carga de los dispositivos

Figura I. 14 Primera forma de cargar los dispositivos

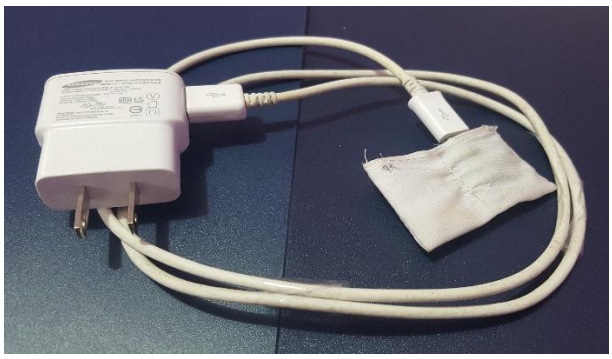


Figura I. 15 Segunda forma de cargar los dispositivos

4. INSTALACIÓN DE LA APLICACIÓN

El primero paso para la instalación de la aplicación es transferir el ejecutable al dispositivo móvil, lo cual se puede realizar de dos maneras: una es por medio de un cable de datos y la otra es por medio de Bluetooth.

a) Por medio de un cable de datos (Figura I. 16a). - se usará este método cuando se tenga el ejecutable de la aplicación en la computadora. Lo único que se debe hacer es transferir el archivo a una de las carpetas del dispositivo móvil, de preferencia una a la cual se pueda acceder con facilidad.

b) Por medio de Bluetooth (Figura I. 16b). – se usa cuando la apk se encuentra en computadoras que posean Bluetooth o en otro dispositivo móvil. La transferencia del archivo se lo realiza de la misma manera que con cualquier otro archivo ya sea de música, video, fotos.

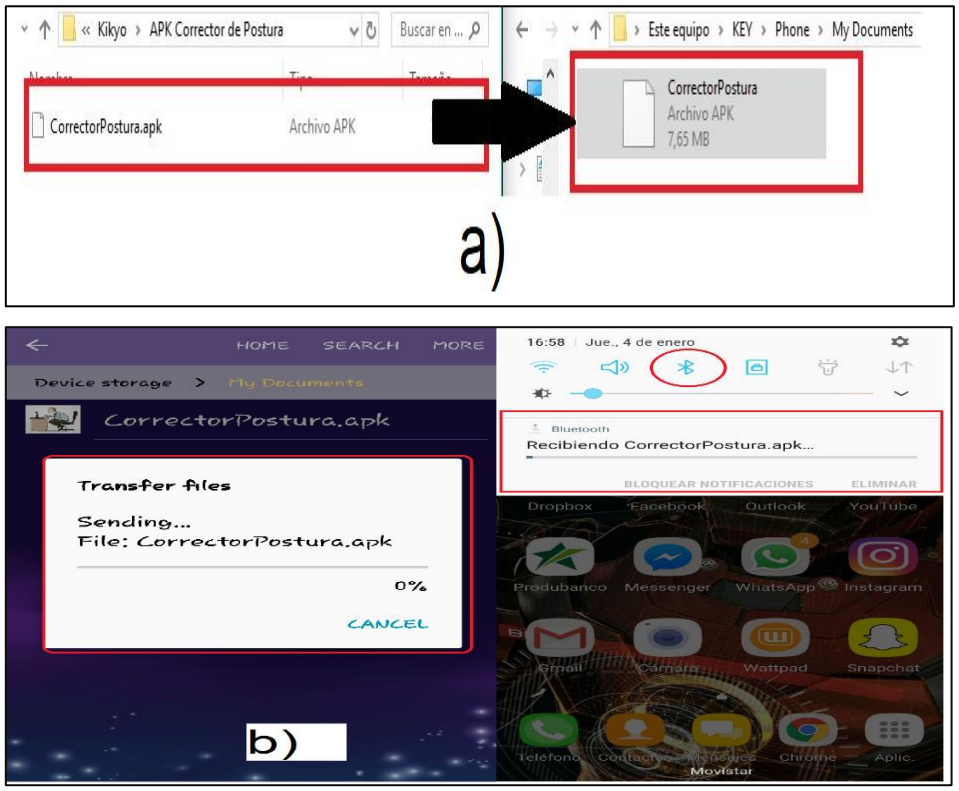


Figura I. 16 a) Transferencia por cable de datos b) Transferencia por Bluetooth

Una vez que se tenga el archivo en el dispositivo central se procede con el proceso de instalación, para lo cual primero se abre la carpeta contenedora del apk y se presiona sobre el ejecutable “CorrectorPostura.apk” (Figura I. 17).

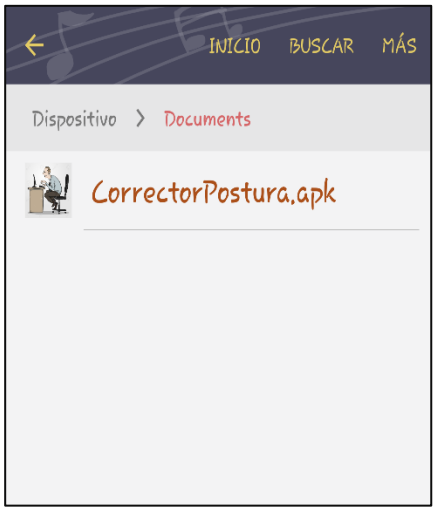


Figura I. 17 Ejecutable CorrectorPostura.apk

Una vez presionado, aparecerá un mensaje indicando el bloqueo de la instalación (Figura I. 18), esto ocurre debido a que la aplicación que se desea instalar no ha sido descargada desde el Play Store. Para proceder existen dos maneras la primera es aplastando el botón que dice Ajustes que se presenta en el cuadro de diálogo, la cual automáticamente abrirá la opción de Bloqueo y Seguridad. La segunda manera, es aplastando Cancelar, e ir manualmente a Ajustes→ Personal→ Bloqueo y Seguridad.

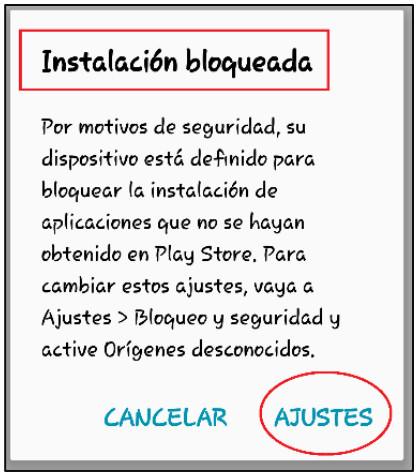


Figura I. 18 Diálogo Instalación bloqueada

Una vez abierta la opción de Bloqueo y Seguridad (Figura I. 19), se debe habilitar la opción que dice: **ORÍGENES DESCONOCIDOS**.

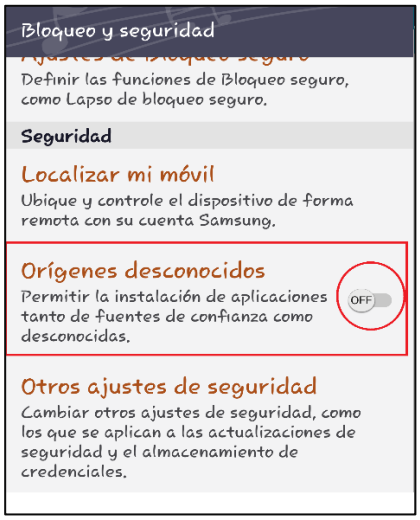


Figura I. 19 Ventana Bloqueo y Seguridad

Según el método usado para abrir la ventana Bloqueo y Seguridad diferirá el cuadro de diálogo que se muestra a continuación. Sí se usó el primer método, es decir, mediante la opción Ajustes de la Figura I. 18, aparecerá el mensaje mostrado en la Figura I. 20, donde se puede seleccionar “Permitir solo esta instalación”, lo cual ocasionará que una vez instalada la apk se desactivará el permiso para instalar aplicaciones de origen desconocido. Mientras que, si se usa la opción Cancelar en la Figura I. 18 aparecerá el mensaje de la Figura I. 21, detallando que la opción se mantendrá habilitada aun cuando se haya terminado de instalar la aplicación y para su desactivación se debe realizar de manera manual. Para ambos casos, se debe seleccionar el botón Aceptar.

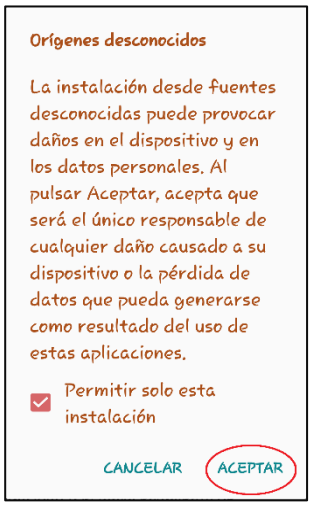


Figura I. 20 Cuadro emergente al usar el primer método

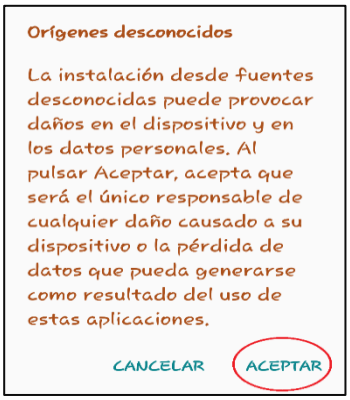


Figura I. 21 Cuadro emergente al usar el segundo método

Una vez aceptado, dependiendo de la versión del Android cambiará el siguiente paso. Sí se tiene una versión Android menor a la v6.0 aparecerá un cuadro de diálogo (Figura I. 22) donde se indicará a que recursos tendrá acceso la aplicación. Si se está de acuerdo se presiona el botón Instalar.

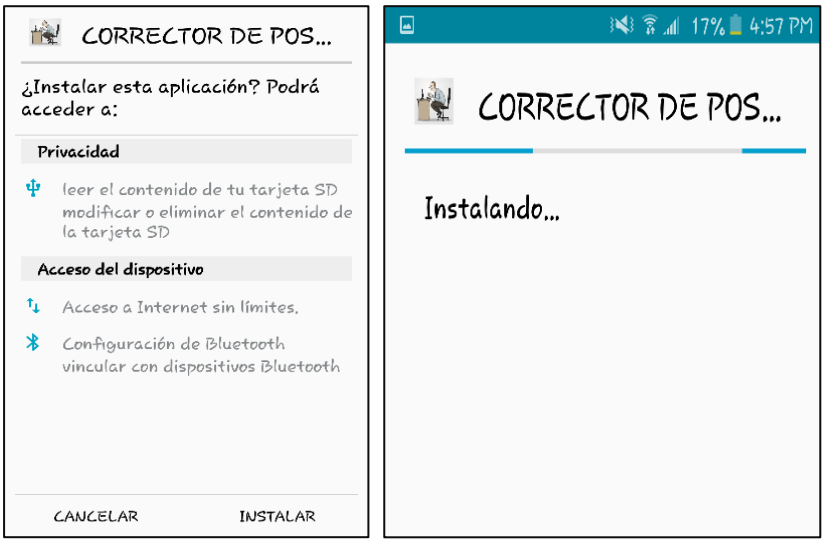


Figura I. 22 Instalación de la Aplicación para API menor 6.0

Para versiones mayor a la 6.0 aparecerá el diálogo de la Figura I. 23.

Figura I. 23 Instalación de la Aplicación para API mayor 6.0

Si la aplicación ha sido correctamente instalada aparecerá un mensaje parecido al de la Figura I. 24.

Figura I. 24 Instalación Completada

5. SOFTWARE: CORRECTOR DE POSTURA

Para iniciar la aplicación se debe presionar sobre el icono de la aplicación “Corrector de Postura” tal y como se muestra en la Figura I. 25.

Figura I. 25 Ingreso a la aplicación

La primera pantalla (Figura I. 26) mostrará un mensaje de Bienvenida y para el caso de dispositivos móviles cuya versión de Android sea 6.0 en adelante, pedirá los permisos correspondientes para acceder a la memoria del dispositivo como se muestra en la Figura I. 27.

Figura I. 26 Pantalla de Bienvenida

Figura I. 27 Diálogo para Pedir Permisos

A continuación, se mostrará la pantalla de la Figura I. 29, en la cual dependiendo si se tiene o no habilitado en ese momento el Bluetooth primero aparecerá el cuadro de diálogo mostrado en la Figura I. 28. Sí aparece dicho diálogo se deberá seleccionar la opción Si.

Figura I. 28 Solicitud de permiso de Bluetooth

En la pantalla mostrada en la Figura I. 29, primero se debe conectar los dispositivos, para lo cual se debe pulsar el botón correspondiente.

Figura I. 29 Pantalla para la Calibración: Conectar Dispositivos

A continuación, aparecerá el botón correspondiente al segundo paso (Figura I. 30). Sin embargo, antes de continuar con éste, es necesario que la persona adopte una correcta postura, para lo cual se debe considerar los siguientes puntos:

- Las plantas de los pies deben estar apoyados en el suelo, paralelos entre ellos y al mismo nivel.

- Las rodillas deben estar flexionadas de manera que se forme un ángulo recto con los fémures.
- La cabeza debe estar recta, es decir, mirando hacia al frente.
- Finalmente, se debe colocar la espalda recta, pero sin forzar la postura, ésta debe ser lo más natural posible. Cabe recalcar que para este paso aun cuando la silla cuente con espaldar, no se debe apoyar en la misma.

Figura I. 30 Pantalla para la Calibración: Comenzar Seteo

Una vez adoptado la postura en base a las indicaciones previas, se debe presionar el segundo botón. Sí es que la conexión todavía no ha terminado, se mostrará el mensaje detallado en la Figura I. 31a. En cambio, si ésta ha finalizado aparecerá el mensaje detallado en la Figura I. 31b.

Figura I. 31 a) Conexión no finalizada b) Comienza Segundo Paso

A continuación, se mostrará la pantalla principal (Figura I. 32), la misma que cuenta con cinco elementos importantes, tres botones, un check-box y el espacio para mostrar las alarmas, los mismos que tiene las siguientes funcionalidades.

a) Botón Comenzar. – da inicio al programa

b) Botón Nivel de Batería de las IMU. – muestra el nivel el porcentaje de nivel de batería del dispositivo 1 y 2, la primera vez es necesario dar dos clicks.

c) Botón Exit. – Detiene todos los procesos y cierra la aplicación. **Se <u>debe cerrar la aplicación mediante este botón,</u>** caso contrario se queda ejecutando en segundo plano o emite errores.

d) CheckBox para indicar si la silla cuenta o no con espaldar; viene predeterminado que ésta cuenta con el espaldar, sí ese no es el caso se debe deseleccionar.

e) Se muestran las alarmas. En la Tabla I. 1 se encuentran las alarmas con su respectivo significado

f) CheckBox para indicar cambio de postura de sentado a parado. Debe ser marcado cuando la persona se pare, también sirve para resetear el sistema en caso de ser necesario.

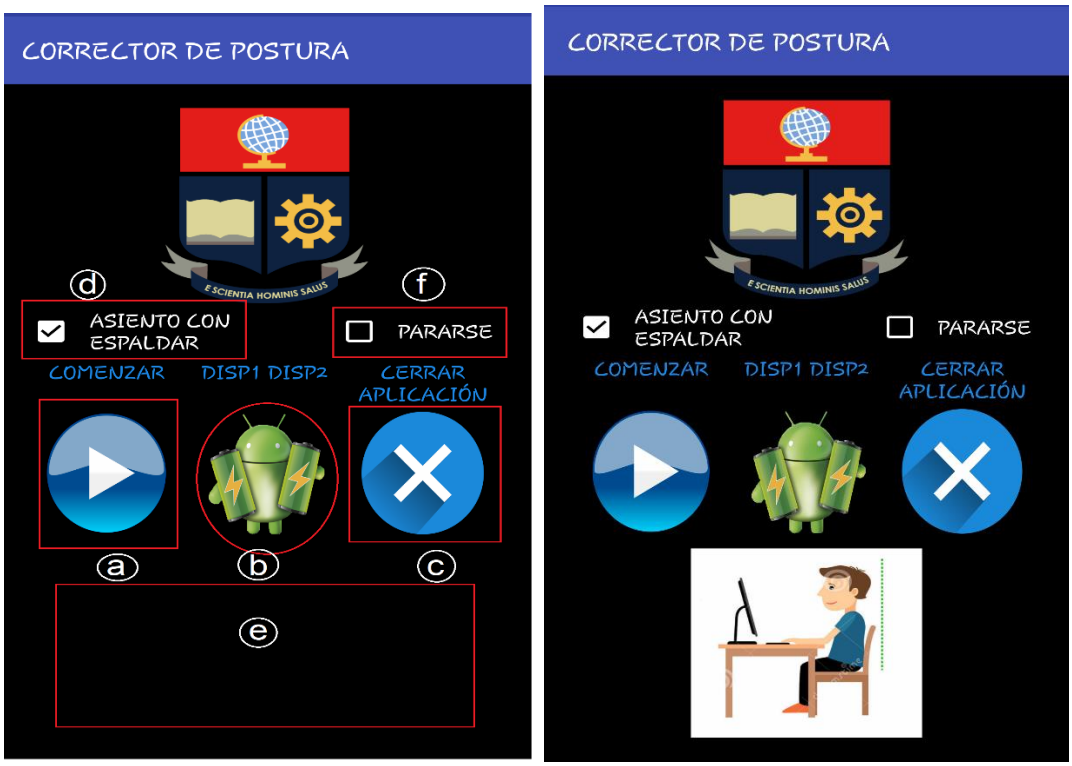


Figura I. 32 Pantalla Principal

Al momento de aplastar el botón de salida, se mostrará la pantalla de despedida (Figura I. 33) y se cerrará por completo la aplicación.

Figura I. 33 Ventana de Cierre

En caso de que se presente algún error a lo largo del programa se mostrará una pantalla mostrando el error más probable (Figura I. 34) e informando el cierre de la aplicación. En la Tabla I. 2 se encuentran todos los errores que se pueden generar durante la ejecución de la aplicación, así como sus posibles causas y soluciones.

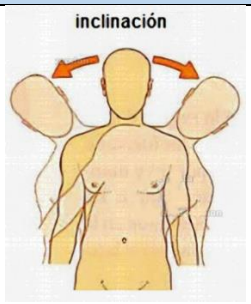
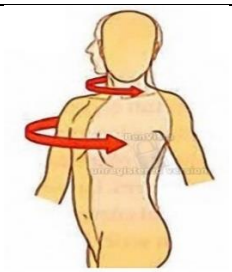
Figura I. 34 Ventana de Error

¡NOTA!

- El sistema no está diseñado para funcionar con una silla giratoria, por lo que, si se gira con la misma se originará un error de Rotación Axial, el cual se puede quitar ya sea girando con la silla a la posición original o usando el checkbox “Pararse” para resetear el sistema.
- El sistema está diseñado para identificar movimientos de rotación naturales, por lo que para movimientos muy bruscos o forzados en algunos casos no identificará correctamente el movimiento. En caso de que la alarma de rotación se queda activada se puede usar el checkbox “Pararse” para resetear el sistema.

6. LISTA DE ALARMAS

Tabla I. 1 Lista de Alarmas

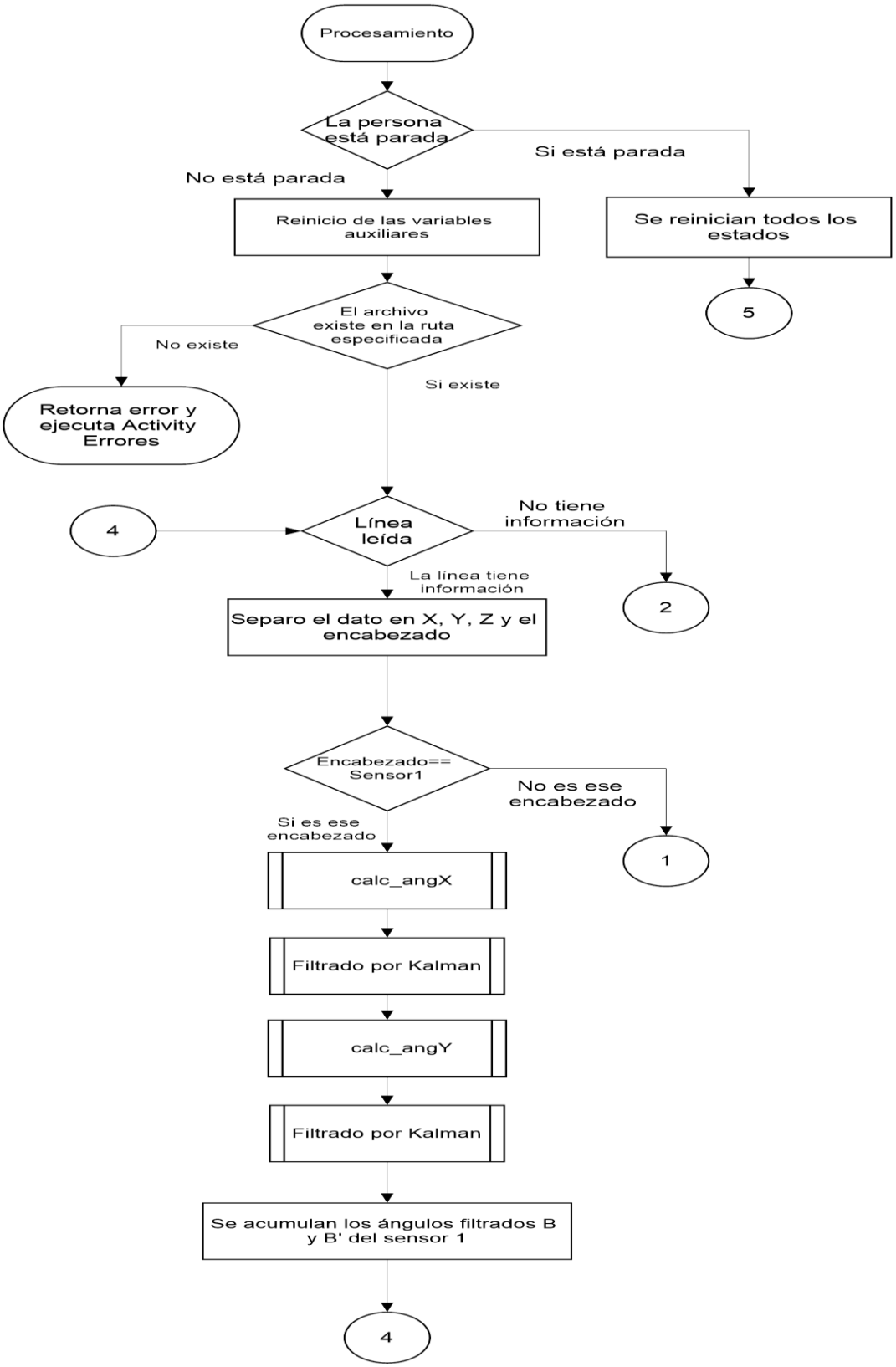
Imagen de la Alarma	Significado de la Alarma	Imagen de la Alarma	Significado de la Alarma
	Pérdida de la curvatura convexa de la espalda. Debe corregir su postura		Existe una inclinación lateral. Debe corregir su postura
	El usuario está inclinado		Existe una rotación axial. Debe corregir su postura.
	El usuario está inclinado hacia atrás. Debe corregir su postura		El usuario tiene una postura aceptable
			Se excedió el tiempo máximo aceptable para una cierta inclinación. El usuario debe corregir su postura

7. LISTA DE ERRORES

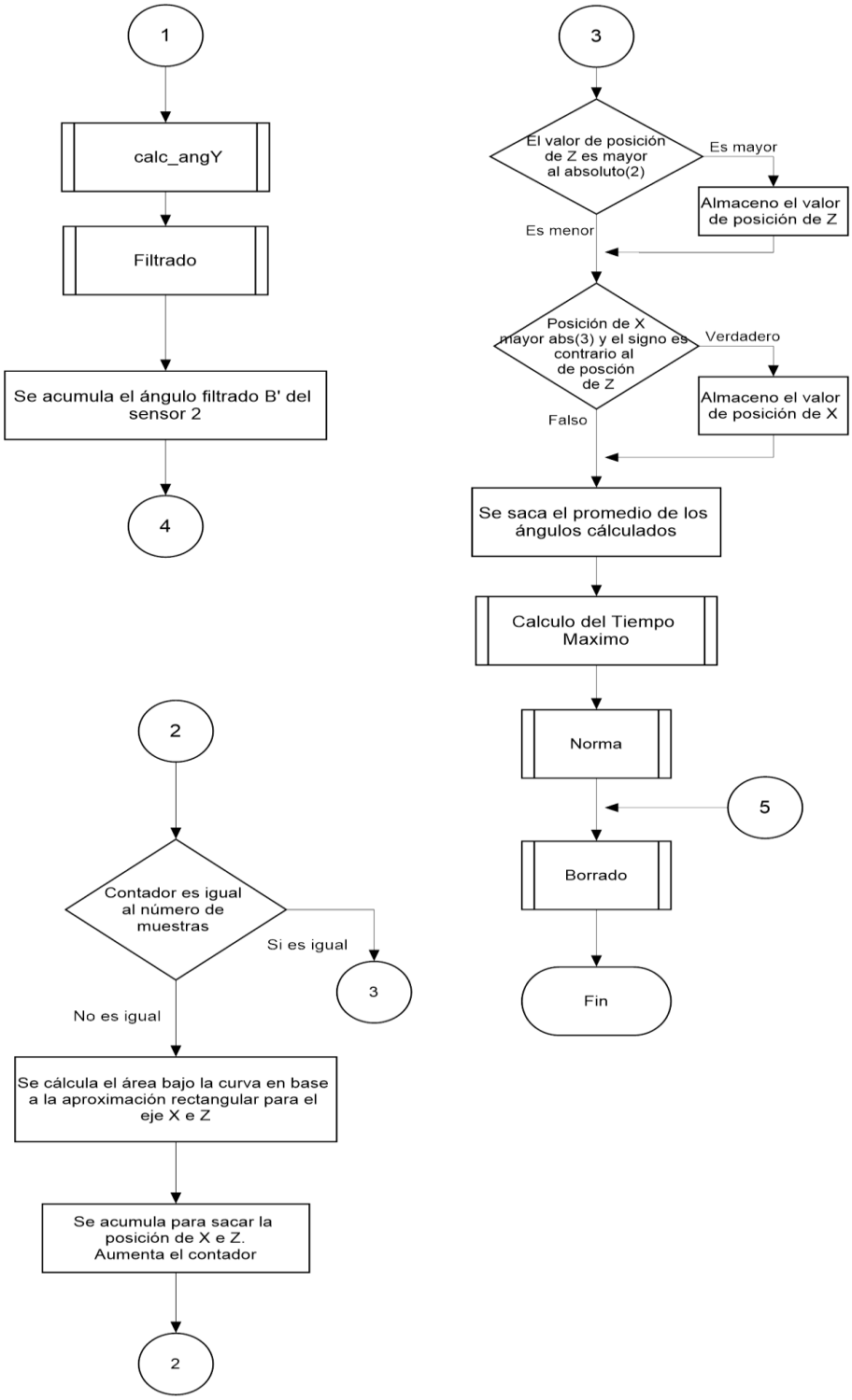
Tabla I. 2 Lista de Errores

MENSAJE	POSIBLE CAUSA	SOLUCIÓN
El dispositivo 1 no se ha podido conectar	El dispositivo no se conectó ya sea por un nivel bajo de batería o por una señal muy baja.	Conectar los dispositivos a la fuente de energía.
El dispositivo 2 no se ha podido conectar		
Bluetooth no compatible	No dispone de conexión Bluetooth o su versión es inferior a la 4.0	Usar un dispositivo móvil con Bluetooth versión 4.0 para arriba.
Permiso no concedido, no se puede proseguir	El usuario ha negado el permiso.	Sólo se podrá proseguir si se concede el permiso solicitado.
No se pudo acceder al archivo de datos	El archivo que almacena los datos ha sido borrado, no se lo localiza, o falta el permiso para leer la memoria del dispositivo.	Se debe reiniciar la aplicación.
No se pudo acceder a la memoria	Se puede producir por un problema con la memoria del teléfono, o no se concedió el permiso para acceder al mismo.	Revisar la memoria del dispositivo Otorgar los permisos para acceder a la memoria.
Problemas con el dispositivo 1	Se produce ante desconexiones inesperadas, ya sea porque se ha apagado el bluetooth o por bajo nivel de batería del dispositivo	No apagar el bluetooth durante la ejecución de la aplicación. Cargar las baterías.
Problemas con el dispositivo 2		
Error Inesperado.		Se soluciona reiniciando la aplicación
El programa procederá a cerrarse	Se muestra solo como advertencia de que se cerrará el programa	

ANEXO II. Diagrama de Flujo: Procesamiento



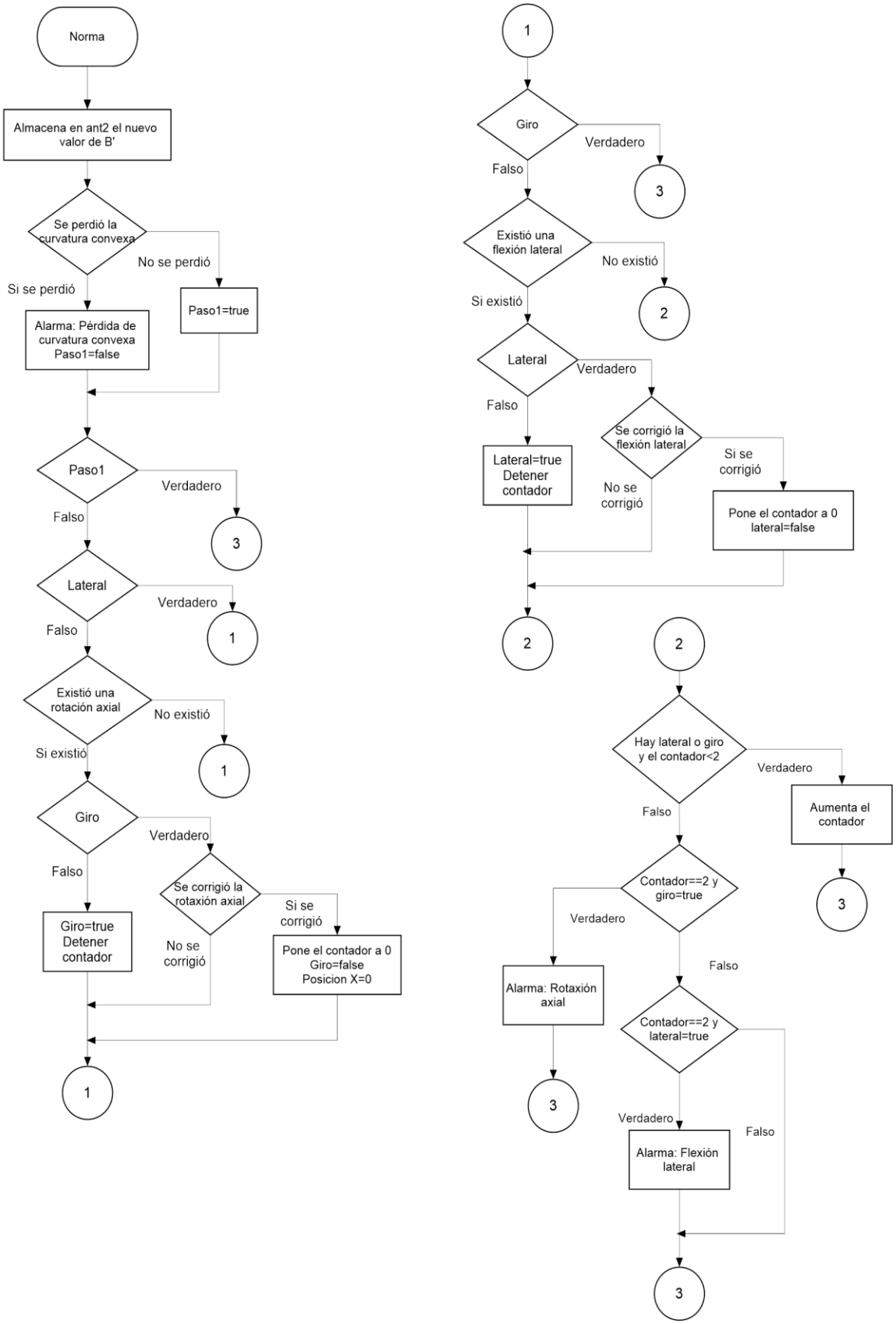
a)



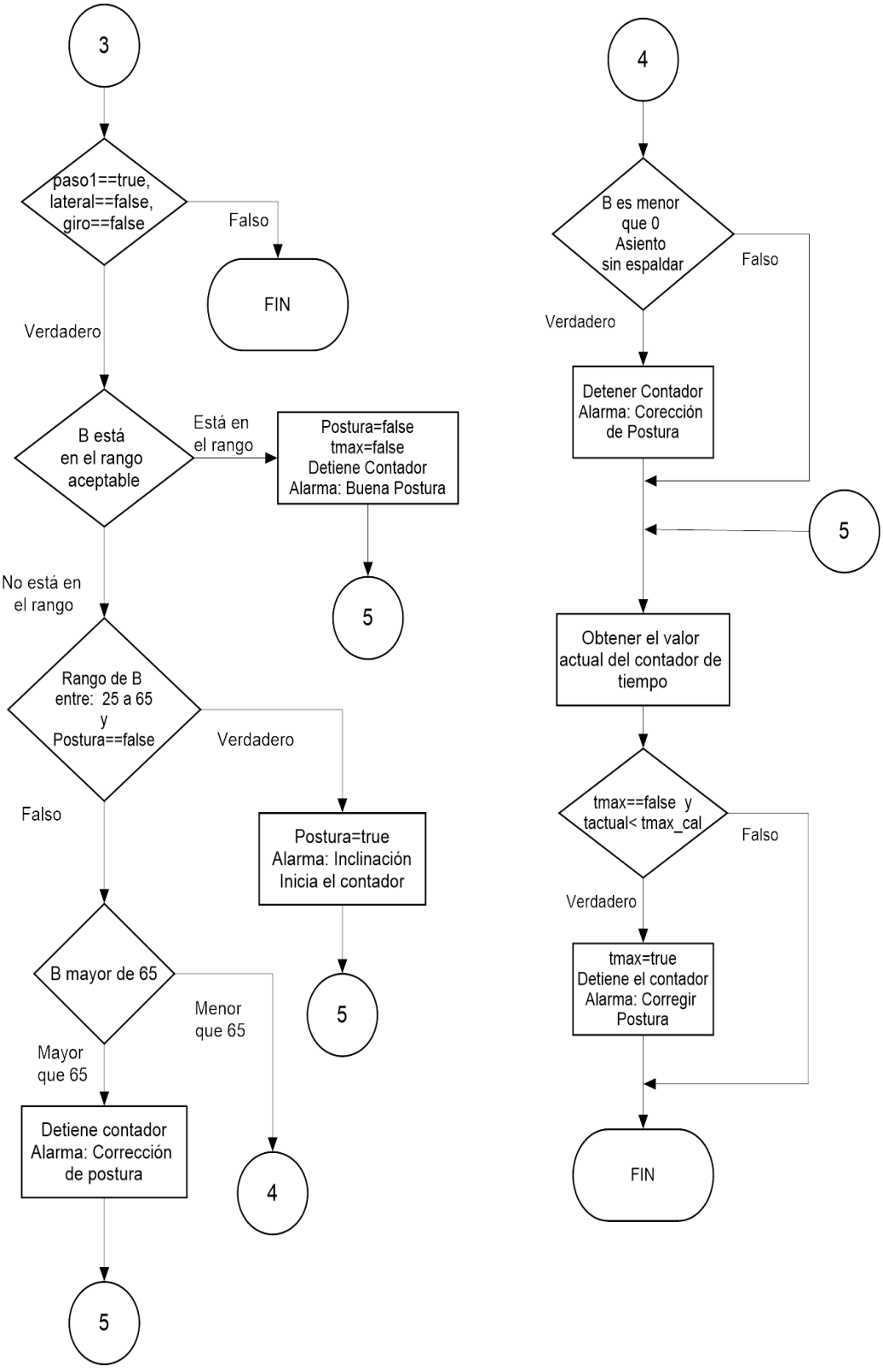
b)

Figura II. 1 Diagrama de flujo: Procesamiento

ANEXO III: Diagrama de Flujo: Norma



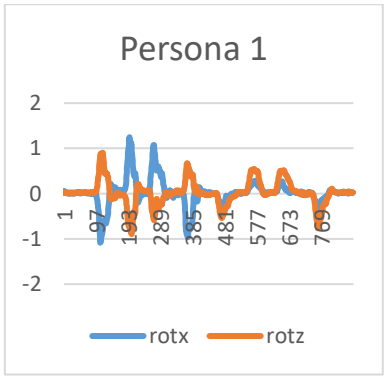
a)



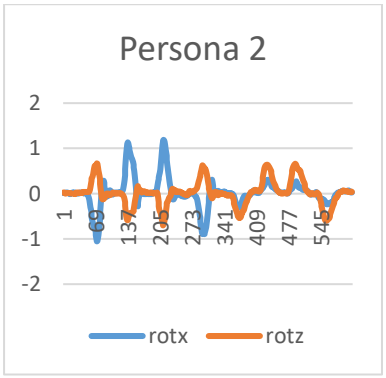
b)

Figura III. 1 Diagrama de Flujo: Norma

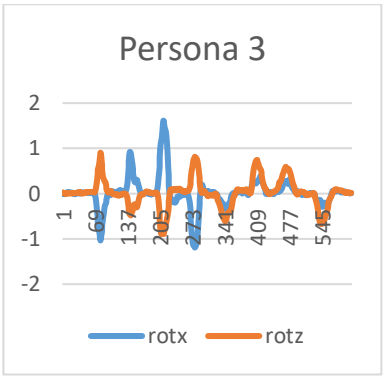
ANEXO IV. Señales de rotación y flexión lateral



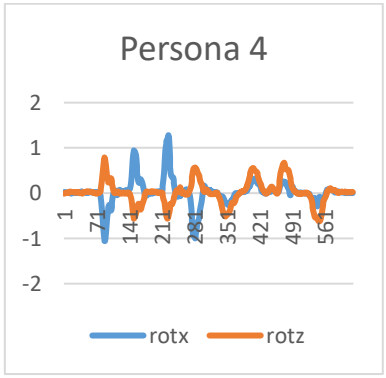
a)



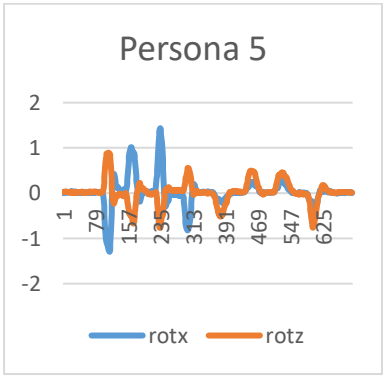
b)



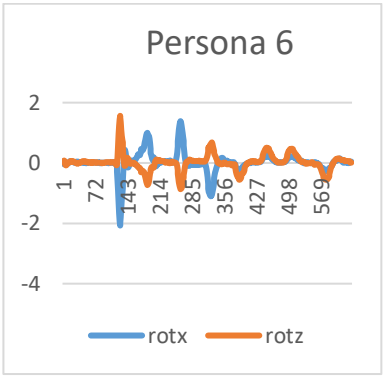
c)



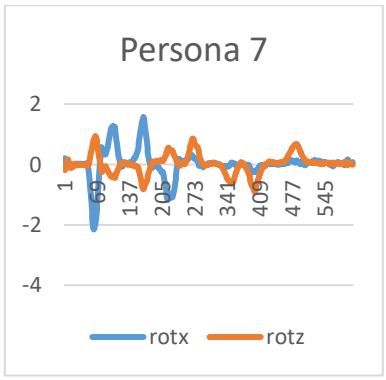
d)



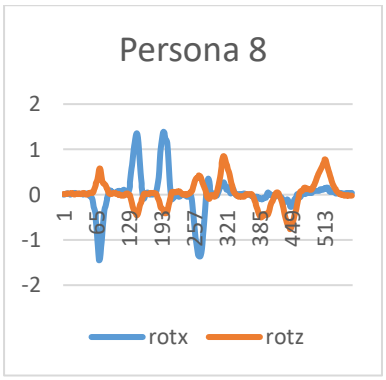
e)



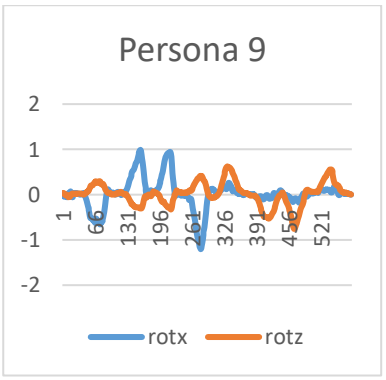
f)



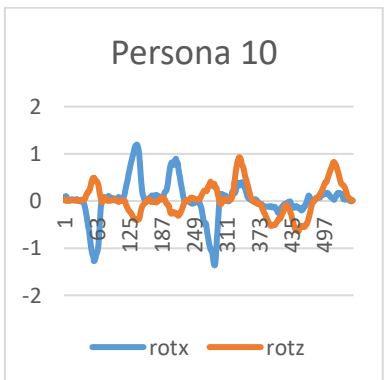
g)



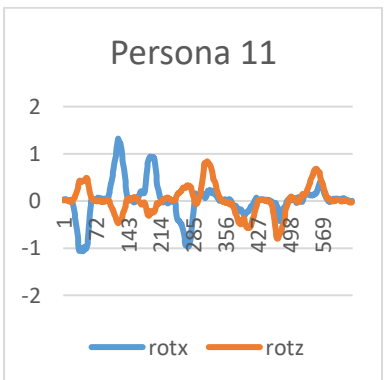
h)



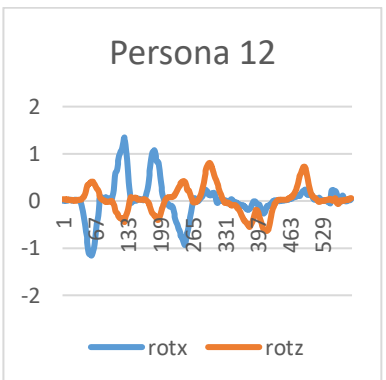
i)



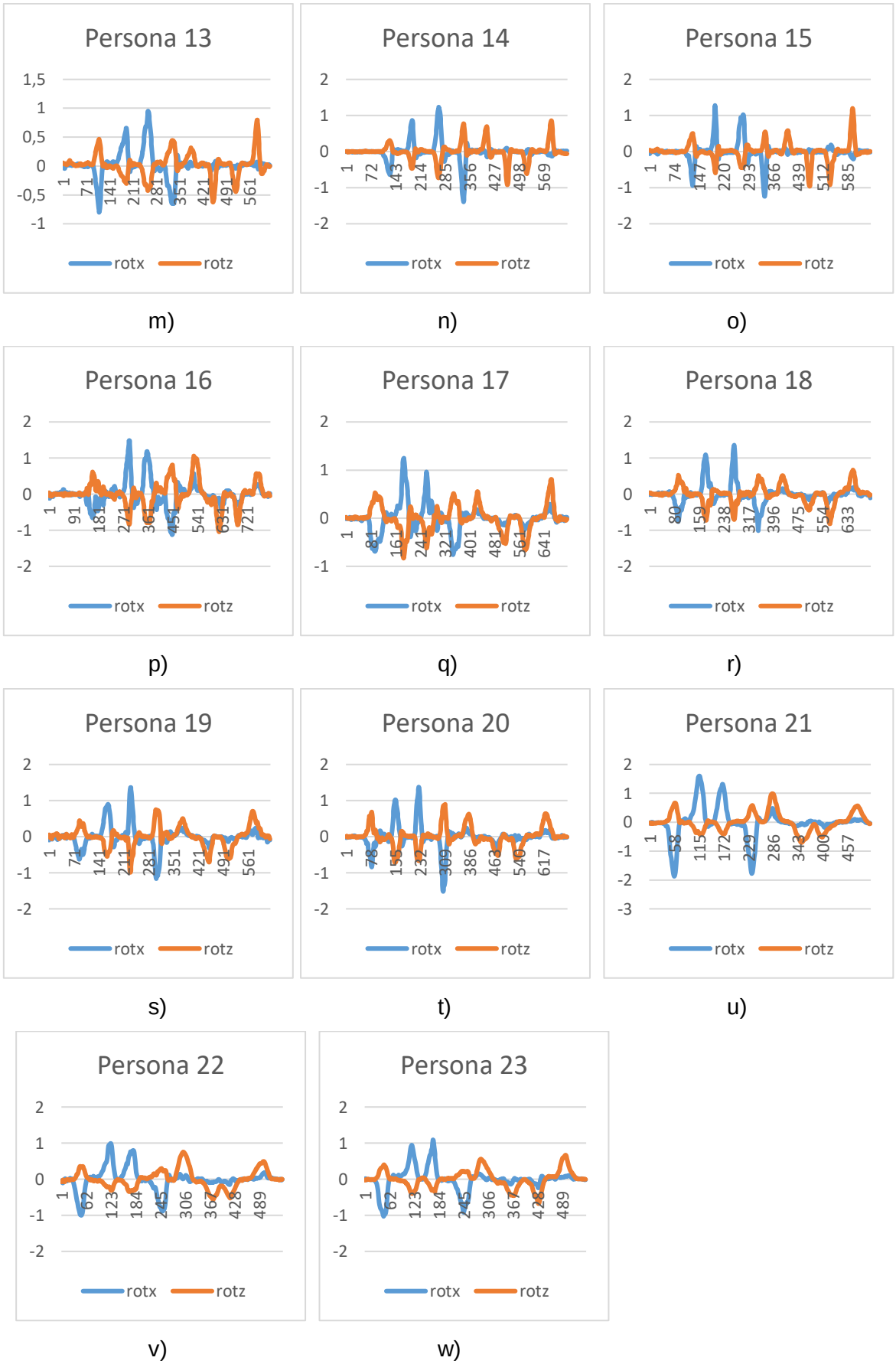
j)



k)



l)



m) n) o)

p) q) r)

s) t) u)

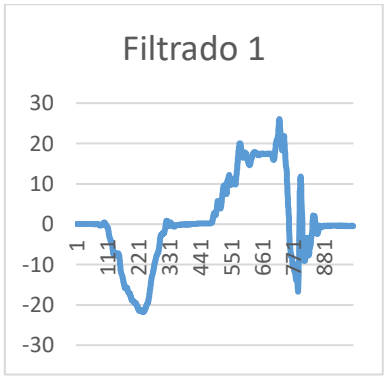
v) w)

Figura IV. 1 Muestras de rotación y flexión lateral de 23 personas

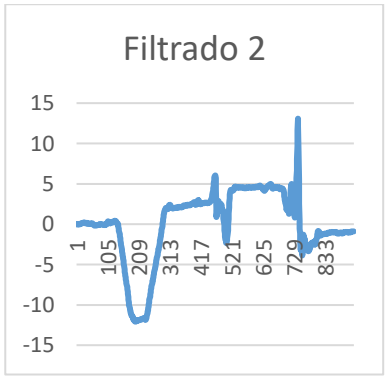
Tabla IV. 1 Promediado parcial y total

# **Persona**	Promedio Máximo: Rotación		Promedio Máximo: Flexión Lateral	
	X	Z	X	Z
1	1,09268	0,763105	0,29878	0,589335
2	1,067075	0,666765	0,280185	0,61159
3	1,191775	0,772865	0,34086	0,65518
4	1,06921	0,622245	0,284445	0,589325
5	1,143605	0,723465	0,27989	0,56219
6	1,390855	0,9625	0,253355	0,52134
7	1,540845	0,688725	0,207315	0,775
8	1,389015	0,4689	0,200295	0,724385
9	0,94908	0,338725	0,18475	0,615545
10	1,18292	0,402135	0,260055	0,73385
11	1,075005	0,401525	0,34086	0,724695
12	1,12896	0,420735	0,23354	0,6808
13	0,76555	0,4009455	0,0692	0,546045
14	1,033545	0,572255	0,11677	0,77287
15	1,122255	0,52135	0,041765	0,38536
16	1,11524	0,76677	0,381395	0,88444
17	0,914935	0,62501	0,21555	0,63963
18	1,055175	0,62013	0,201215	0,61342
19	1,01402	0,685065	0,235685	0,63675
20	0,943305	0,567985	0,232925	0,606415
21	1,643595	0,523475	0,22866	0,6939
22	0,9189	0,476215	0,14634	0,58536
23	0,996345	0,342685	0,26098	0,590535
Promedio	**1,11929957**	**0,57972067**	**0,23020935**	**0,64078087**

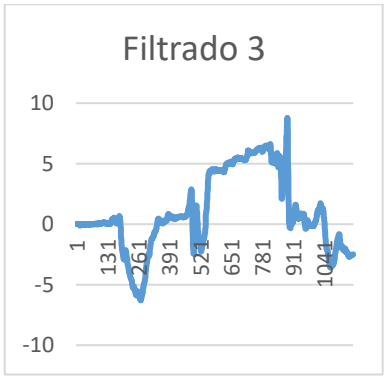
ANEXO V. Datos del Acelerómetro (Trocánter Mayor)



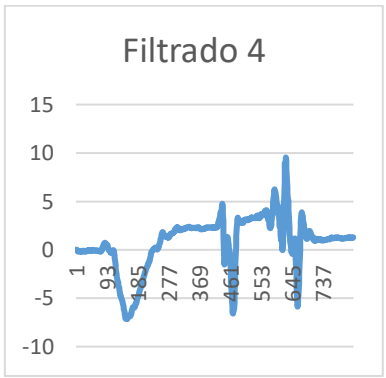
a)



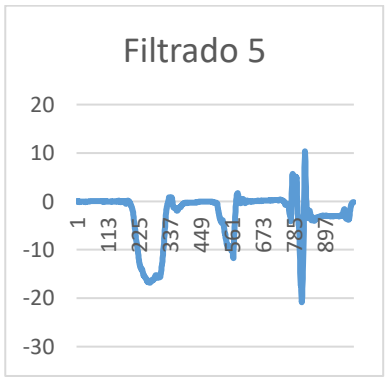
b)



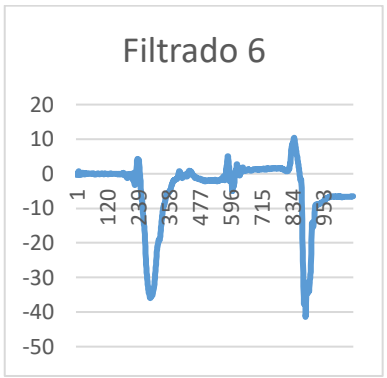
c)



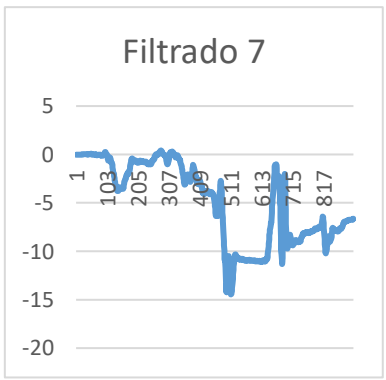
d)



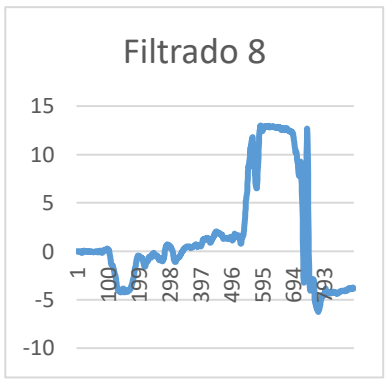
e)



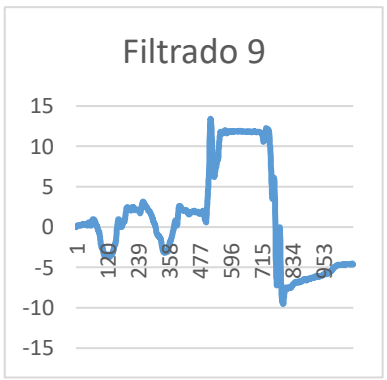
f)



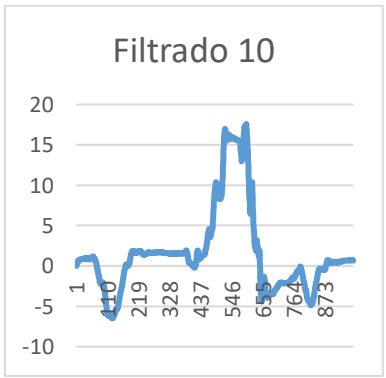
g)



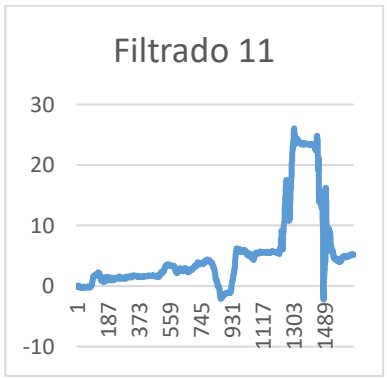
h)



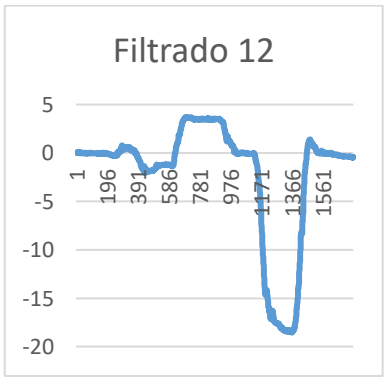
i)



j)



k)



l)

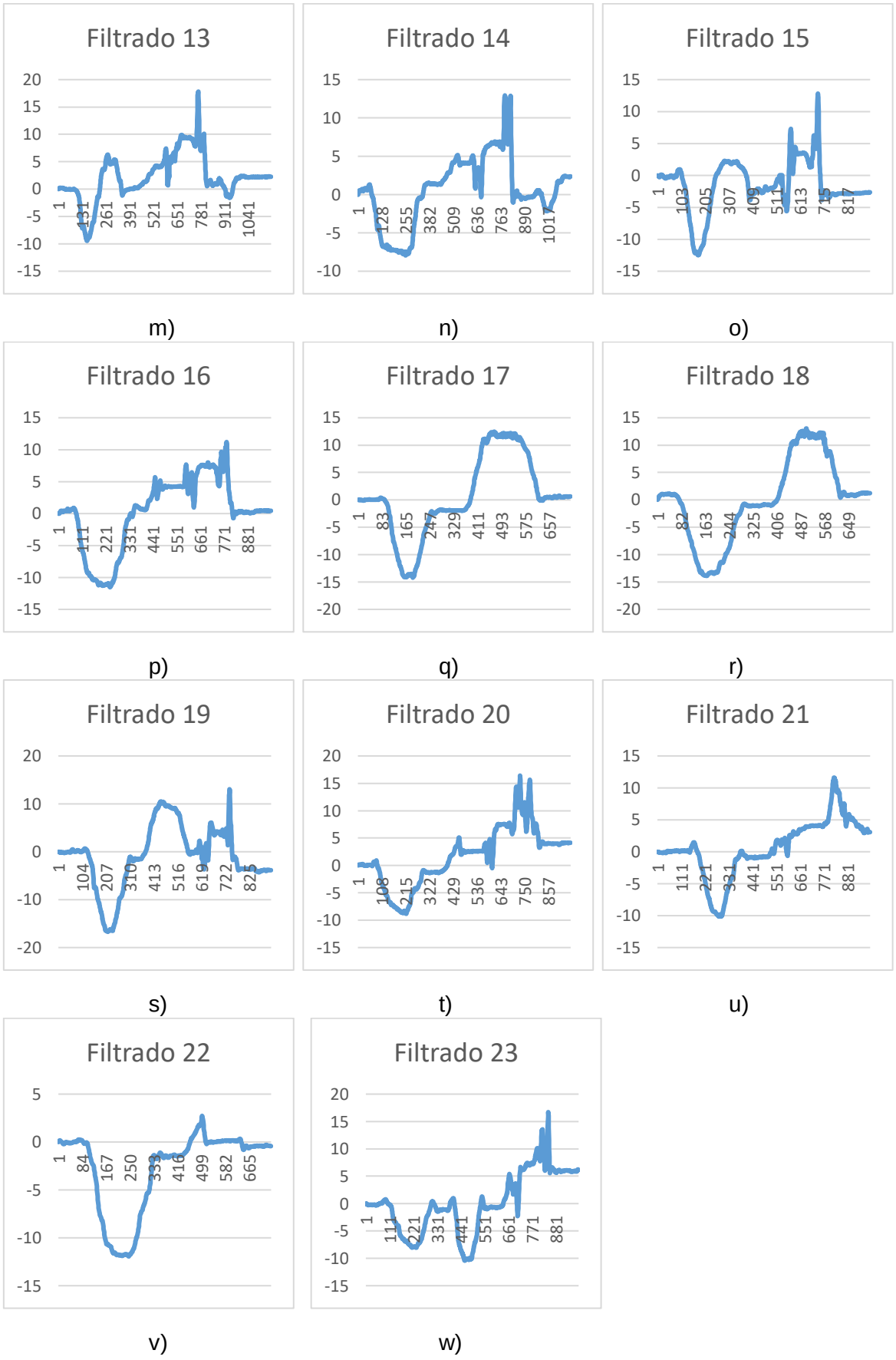


Figura V. 1 Señales en el Trocánter Mayor de 23 personas

ANEXO VI. Errores en medidas de ángulo de inclinación

Tabla VI. 1 Error en porcentaje de las medidas

PERSONA	POSTURA 1	POSTURA 2	POSTURA 3	VALORES MÁXIMOS
1	3,07	0,05	1,08	3,069
2	0,82	4,19	3,26	4,193
3	0,12	3,18	3,39	3,394
4	2,60	3,55	2,47	3,553
5	3,62	0,24	0,05	3,615
6	0,36	1,46	3,29	3,294
7	1,91	2,01	2,33	2,330
8	1,28	4,05	3,42	4,053
9	1,60	1,90	1,09	1,901
10	0,47	0,58	0,27	0,580
11	4,37	4,16	2,84	4,367
12	2,58	3,28	0,18	3,278
13	2,55	2,53	0,56	2,547
14	3,73	3,41	4,26	4,260
15	0,94	3,08	2,45	3,083
16	2,21	3,37	0,51	3,374
17	3,45	4,44	4,67	4,669
18	4,47	4,92	4,23	4,918
19	2,15	2,50	2,66	2,663
20	3,45	1,29	2,79	3,448

ANEXO VII. Alarmas identificadas por el sistema

Tabla VII. 1 Alarmas generadas por persona

Alarma	Persona					
	# 1		# 2		# 3	
	Sistema	Video	Sistema	Video	Sistema	Video
Asiento sin espaldar	0	0	0	0	0	0
Perdida de la Curvatura	0	0	0	0	0	0
Rotación	11	9	1	1	0	0
Flexión	10	8	1	1	16	15
Buena Postura	Si	Si	Si	Si	Si	Si
Inclinación positiva mayores a 23	Si	Si	No	No	No	No
Inclinación con ángulo mayor de 63	0	0	0	0	0	0
Inclinación negativa	0	0	0	0	0	0
Tiempo Máximo	0	0	0	0	0	0
Error de Ejecución	0	0	0	0	0	0

a)

Alarma	Persona					
	# 4		# 5		# 6	
	Sistema	Video	Sistema	Video	Sistema	Video
Asiento sin espaldar	0	0	0	0	0	0
Perdida de la Curvatura	0	0	0	0	0	0
Rotación	5	5	0	0	2	2
Flexión	9	8	0	0	15	15
Buena Postura	Si	Si	Si	Si	Si	Si
Inclinación positiva mayores a 23	No	No	No	No	Si	Si
Inclinación con ángulo mayor de 63	0	0	0	0	0	0
Inclinación negativa	0	0	0	0	0	0
Tiempo Máximo	0	0	0	0	0	0
Error de Ejecución	1	1	0	0	0	0

b)

Alarma	Persona					
	# 7		# 8		# 9	
	Sistema	Video	Sistema	Video	Sistema	Video
Asiento sin espaldar	0	0	0	0	1	1
Perdida de la Curvatura	0	0	0	0	0	0
Rotación	0	0	0	0	3	3
Flexión	18	18	14	12	2	2
Buena Postura	Si	Si	Si	Si	Si	Si
Inclinación positiva mayores a 23	Si	Si	No	No	No	No
Inclinación con ángulo mayor de 63	0	0	0	0	0	0
Inclinación negativa	0	0	0	0	0	0
Tiempo Máximo	5	5	0	0	0	0
Error de Ejecución	0	0	0	0	0	0

c)

Alarma	Persona					
	# 10		# 11		# 12	
	Sistema	Video	Sistema	Video	Sistema	Video
Asiento sin espaldar	0	0	1	1	1	1
Perdida de la Curvatura	0	0	0	0	0	0
Rotación	1	1	3	2	0	0
Flexión	0	0	2	2	15	15
Buena Postura	Si	Si	Si	Si	Si	Si
Inclinación positiva mayores a 23	Si	Si	Si	Si	No	No
Inclinación con ángulo mayor de 63	0	0	0	0	0	0
Inclinación negativa	0	0	1	1	1	1
Tiempo Máximo	1	1	1	1	0	0
Error de Ejecución	1	1	0	0	0	0

d)

Alarma	Persona					
	# 13		# 14		# 15	
	Sistema	Video	Sistema	Video	Sistema	Video
Asiento sin espaldar	1	1	0	0	0	0
Perdida de la Curvatura	3	3	1	1	0	0
Rotación	1	1	1	1	1	1
Flexión	4	4	3	3	3	3
Buena Postura	Si	Si	Si	Si	Si	Si
Inclinación positiva mayores a 23	No	No	No	No	Si	Si
Inclinación con ángulo mayor de 63	0	0	0	0	0	0
Inclinación negativa	0	0	0	0	0	0
Tiempo Máximo	0	0	0	0	0	0
Error de Ejecución	0	0	0	0	1	1

e)

Alarma	Persona					
	# 16		#17		#18	
	Sistema	Video	Sistema	Video	Sistema	Video
Asiento sin espaldar	0	0	0	0	1	1
Perdida de la Curvatura	0	0	1	1	0	0
Rotación	0	0	0		2	2
Flexión	0	0	5	5	0	0
Buena Postura	Si	Si	Si	Si	Si	Si
Inclinación positiva mayores a 23	No	No	Si	Si	Si	si
Inclinación con ángulo mayor de 63	0	0	0	0	0	0
Inclinación negativa	0	0	0	0	0	0
Tiempo Máximo	0	0	0	0	1	1
Error de Ejecución	0	0	0	0	1	1

f)

Alarma	Persona			
	# 19		# 20	
	Sistema	Video	Sistema	Video
Asiento sin espaldar	0	0	1	1
Perdida de la Curvatura	0	0	0	0
Rotación	0	0	3	3
Flexión	6	6	2	2
Buena Postura	Si	Si	Si	Si
Inclinación positiva mayores a 23	Si	Si	No	No
Inclinación con ángulo mayor de 63	0	0	0	0
Inclinación negativa	0	0	1	1
Tiempo Máximo	0	0	0	0
Error de Ejecución	0	0	0	0

g)