

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA

SEDE MATRIZ CUENCA

CARRERA: INGENIERÍA ELECTRÓNICA

IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA INTEGRAL EMBEBIDO PARA EL REGISTRO DE PRESIONES PLANTARES Y SEIS ÁNGULOS BIAXIALES DIRECCIONADO AL ANÁLISIS EN TÉCNICAS PARA DEPORTISTAS DE HALTEROFILIA.

TRABAJO DE TITULACIÓN PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE:

INGENIERO ELECTRÓNICO

Autores:

Paute Tigre Cristhian Geovanny

Cárdenas Rodríguez Miguel Fernando

Tutor:

Ing. MSc. Freddy Leonardo Bueno Palomeque

CUENCA, OCTUBRE DE 2016

CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR

Nosotros, Cristhian Geovanny Paute Tigre con C.I. 0301586129 y Miguel Fernando Cárdenas Rodríguez con C.I. 0105636039, manifestamos nuestra voluntad y cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que somos autores del trabajo de grado intitulado: “IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA INTEGRAL EMBEBIDO PARA EL REGISTRO DE PRESIONES PLANTARES Y SEIS ÁNGULOS BIAXIALES DIRECCIONADO AL ANÁLISIS EN TÉCNICAS PARA DEPORTISTAS DE HALTEROFILIA”, mismo que ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniero Electrónico, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente. En aplicación a lo determinado en la Ley de Propiedad Intelectual, en nuestra condición de autores nos reservamos los derechos morales de la obra antes citada. En concordancia, suscribimos este documento en el momento que hacemos entrega del trabajo final en formato impreso y digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.



Cristhian Geovanny Paute Tigre

C.I. 0301586129



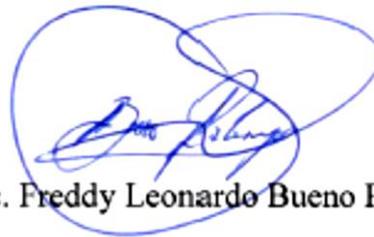
Miguel Fernando Cárdenas Rodríguez

C.I. 0105636039

CERTIFICACIÓN

En calidad de TUTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN “Implementación de un sistema integral embebido para el registro de presiones plantares y seis ángulos biaxiales direccionado al análisis en técnicas para deportistas de halterofilia”, elaborado por Cristhian Geovanny Paute Tigre y Miguel Fernando Cárdenas Rodríguez, declaro y certifico la aprobación del presente trabajo de titulación basándose en la supervisión y revisión de su contenido.

Cuenca, 24 de Octubre de 2016



Ing. MSc. Freddy Leonardo Bueno Palomeque

TUTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

DECLARATORIA DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA

Nosotros, Cristhian Geovanny Paute Tigre con C.I. 0301586129 y Miguel Fernando Cárdenas Rodríguez con C.I. 0105636039, autores del trabajo de titulación “IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA INTEGRAL EMBEBIDO PARA EL REGISTRO DE PRESIONES PLANTARES Y SEIS ÁNGULOS BIAXIALES DIRECCIONADO AL ANÁLISIS EN TÉCNICAS PARA DEPORTISTAS DE HALTEROFILIA”, certificamos que el total contenido de este Proyecto Técnico es de nuestra exclusiva responsabilidad y autoría.

Cuenca, 24 de Octubre de 2016



Cristhian Geovanny Paute Tigre

C.I. 0301586129



Miguel Fernando Cárdenas Rodríguez

C.I. 0105636039

AGRADECIMIENTO

Queremos dar nuestro más sincero agradecimiento a nuestro director de proyecto técnico y coordinador del Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica al Ing. Leonardo Bueno por la orientación y ayuda que nos supo brindar para la realización de este proyecto, por su apoyo incondicional que nos permitió encaminarnos correctamente en el proceso de la investigación.

Al Lcdo. Marco Culcay, deportista y entrenador en la Federación Deportiva del Azuay y su grupo de colaboradores de la disciplina de halterofilia por abrirnos las puertas de tan prestigiosa institución y brindarnos de manera desinteresada su colaboración para la implementación de nuestro sistema.

Cristhian Geovanny - Miguel Fernando

DEDICATORIA

Quiero dedicar este proyecto de titulación a Dios, a mi familia y a todas esas personas que me han apoyado de una u otra forma. A Dios porque ha estado conmigo a cada paso que doy, cuidándome y dándome fortaleza para continuar, a mi familia quienes a lo largo de mi vida han sido mi apoyo y pilar fundamental, en especial a mi madre María Rodríguez que siempre ha velado por mi bienestar y educación y a todas las personas que me han apoyado, depositando su entera confianza en cada reto que se me presentaba sin dudar ni un solo momento en mi inteligencia y capacidad. Es por ello que soy lo que soy ahora. Gracias a todos.

Miguel Fernando

Mi agradecimiento es ante todo a Dios por regalarme esta vida, a mi padre por inculcar en mí los valores de dedicación y esfuerzo para lograr todos mis propósitos, a mi madre por el cariño, comprensión y sacrificio que me ha brindado durante toda la vida, a mis hermanos por ser un pilar fundamental y compartir alegrías y fracasos, a Cristina mi novia por su apoyo incondicional en este arduo camino y demostrar que siempre podré contar con ella, a mis amigos por el apoyo mutuo durante nuestra formación profesional, a mis profesores que han sido una gran inspiración y a todas las personas que me motivaron para seguir adelante.

Cristhian Geovanny

RESUMEN

Este trabajo presenta el diseño, desarrollo e implementación de un sistema embebido para la medición de la variación angular de los planos corporales frontal y sagital de los miembros inferiores: cadera, muslo y pierna, además de un sistema para la medición de presión plantar en cuatro puntos de cada pie donde se generan las fuerzas más significativas: en la zona del talón, primera cabeza metatarsiana, quinta cabeza metatarsiana y dedo pulgar, enfocado a la evaluación correcta de la técnica de los deportistas en la disciplina de halterofilia al realizar el ciclo de levantamiento. Este sistema está desarrollado en cuatro bloques, bloque 1: Plantillas instrumentadas, las cuales están conformadas por cuatro sensores de efecto piezo-resistivo ultra delgados cada una, dichos valores son procesados mediante el sistema de control electrónico. Bloque 2: Sistema angular biaxial, consta de seis acelerómetros analógicos localizados en las piernas, muslos y cadera para el registro de la variación angular de inclinación de seis ángulos del plano frontal y seis ángulos del plano sagital de cada deportistas, estos registros son procesados mediante el Bloque 3: Sistema electrónico, capaz de recibir, convertir, y procesar los datos mediante un microcontrolador para enviarlos posteriormente de forma inalámbrica mediante bluetooth al computador. Bloque 4: interfaz realizada en GUI Matlab, como una herramienta para el registro, proceso, análisis e interpretación de los datos registrados de cada deportista, cabe recalcar que se obtuvieron curvas patrones de las pruebas realizadas a deportistas élite en la disciplina de halterofilia al efectuar el levantamiento de pesas mediante la técnica de arrancada y tomar como referencia para comparación con las curvas obtenidas de los deportistas amateurs en la misma disciplina al efectuar la técnica de arrancada consiguiendo así el nivel de correlación entre los dos registros. El sistema fue pensado como una herramienta de análisis cuantitativo de ayuda para el entrenador y el deportista pudiendo verificar y corregir oportunamente la evolución de la técnica.

ÍNDICE GENERAL

CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR.....	II
CERTIFICACIÓN	III
DECLARATORIA DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA.....	IV
AGRADECIMIENTO.....	V
DEDICATORIA	VI
RESUMEN.....	VII
ÍNDICE GENERAL.....	VIII
ÍNDICE DE FIGURAS	X
ÍNDICE DE TABLAS	XII
ABREVIATURAS	XIII
ANTECEDENTES.....	XIV
INTRODUCCIÓN	XV

CAPÍTULO 1. HALTEROFILIA EN EL ECUADOR Y SISTEMAS DE RENDIMIENTO DEPORTIVO.....1

1.1 Halterofilia.....	1
1.2 Distribución dinámica de las fuerzas plantares	4
1.3 Tecnologías existentes para la medición de presiones plantares y ángulos de miembros inferiores.....	6

CAPÍTULO 2. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA9

2.1 Diseño y desarrollo de las plantillas para la medición de fuerzas plantares.....	10
2.2 Diseño y desarrollo del sistema para la medición angular biaxial de las articulaciones inferiores.....	12
2.3 Diseño y desarrollo del sistema electrónico	14
2.3.1 Pruebas de las plantillas para el registro de presiones plantares	18
2.3.2 Pruebas del sistema para el registro angular biaxial de los miembros inferiores.....	20
2.4 Diseño y desarrollo de la Interfaz gráfica en Matlab para el análisis de datos	22

CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y ANÁLISIS DE DATOS26

3.1 Resultados obtenidos en la Federación deportiva del Azuay	26
3.1.1 Comparación élite vs. amateurs	28
3.2 Análisis de resultados.	38
3.3 Análisis de la variación angular de inclinación	40
3.4 Análisis de la variación en la presión plantar	41

CAPÍTULO 4. CONCLUSIONES.....43

BIBLIOGRAFÍA.....45

ANEXOS47

Anexo 1: Programación del microcontrolador USB Teensy 3.2	47
Anexo 2: Diseño electrónico (PCB)	51

Anexo 3: Carcasa del sistema para el registro angular y presión plantar.....	53
Anexo 4: Script de Matlab para recorte de datos registrados mediante GUI.....	53
Anexo 5: Script de Matlab para promedio de datos registrados mediante GUI.....	54
Anexo 6: Script de Matlab para comparación de datos registrados mediante GUI	55

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Planos corporales de referencia	1
Figura 2: Técnica de arrancada	2
Figura 3: Técnica de cargada	3
Figura 4: Técnica de envi3n	3
Figura 5: Valores de presiones plantares m3ximas durante la fase de apoyo medio en la marcha (a) plano sagital, (b) representaci3n tridimensional.....	4
Figura 6: Huella de pico de presiones dividida en 9 sub3reas donde el tal3n est3 en (M1-M2), la parte media del pie en (M3 – M5), antepie lateral en (M6) , antepie media en (M7), antepie medial en (M8) y dedo pulgar en (M9).....	5
Figura 7: Plantilla instrumentada realizada por Lescano et al	6
Figura 8: Sistema Pedar X.....	7
Figura 9: Plataforma de medici3n de presiones plantares.....	7
Figura 10: Esquema del sistema de medici3n inal3mbrica del 3ngulo de las articulaciones de las extremidades inferiores.....	8
Figura 11: Arquitectura del sistema para medir niveles de presi3n plantar y variaci3n angular.....	9
Figura 12: Esquema de conexi3n interna de cada plantilla.....	11
Figura 13: a) Distribuci3n f3sica de los sensores en el pie, b) Codificaci3n de los sensores en la plantilla izquierda.....	12
Figura 14: Distribuci3n f3sica de los aceler3metros.....	14
Figura 15: Dise3o del circuito de control esquem3tico segmentado.....	17
Figura 16: Pruebas en el banco de fuerza.....	18
Figura 17: Curvas de valor ADC vs. Fuerzas aplicada en sensores de plantilla.....	19
Figura 18: Curva media de valores ADC vs. Fuerzas aplicada en sensores de plantilla.....	20
Figura 19: An3lisis en Kinovea de tres 3ngulos de inclinaci3n en el plano sagital	20
Figura 20: Variaci3n angular de la pierna en el plano sagital del Sistema vs. Kinovea.....	21
Figura 21: Variaci3n angular del muslo en el plano sagital Sistema vs Kinovea.....	21
Figura 22: Variaci3n angular de la cadera en el plano sagital Sistema vs Kinovea.....	21
Figura 23: Ventana Principal de la aplicaci3n HMI.....	22
Figura 24: Ventana para el recorte de datos registrados.....	23
Figura 25: Ventana para promediar datos registrados.....	24
Figura 26: Ventana para la comparaci3n de datos registrados.....	25
Figura 27: Sentido de medici3n de los 3ngulos a) en el plano frontal, b) en el plano sagital.....	28
Figura 28: Variaci3n de los 3ngulos de inclinaci3n en el plano sagital: (a) cadera derecha, (b) muslo derecha, (c) pierna derecha.....	30
Figura 29: Variaci3n de los 3ngulos de inclinaci3n en el plano sagital: (a) cadera izquierda, (b) muslo izquierdo, (c) pierna izquierda.....	31

Figura 30: Variación de los ángulos de inclinación en el plano frontal: (a) cadera derecha, (b) muslo derecho, (c) pierna derecha	32
Figura 31: Variación de los ángulos de inclinación en el plano frontal (a) cadera izquierda, (b) muslo izquierdo, (c) pierna izquierda	34
Figura 32: Variación de la presión plantar derecha: (a) talón, (b) quinto metatarsiano, (c) primer metatarsiano, (d) dedo pulgar.....	35
Figura 33: Variación de la presión plantar izquierda. (a) talón, (b) quinto metatarsiano, (c) primer metatarsiano, (d) dedo pulgar.....	37
Figura 34: Coeficiente de correlación de datos analizados entre curvas promedio (Élite vs. Amateur).....	38
Figura 35: Fases del ciclo de levantamiento. (a) Deportistas élite, (b) Deportistas amateur.....	39

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Especificaciones técnicas de ADXL335	13
Tabla 2. Especificaciones técnicas de Bluetooth HC-05	15
Tabla 3. Especificaciones técnicas del CI. CD4051BE	16
Tabla 4. Especificaciones técnicas de la tarjeta USB Teensy 3.2	16
Tabla 5. Especificaciones técnicas de la batería de polímero de litio	16
Tabla 6. Datos obtenidos en las pruebas de fuerza a los sensores de cada plantilla	19
Tabla 7. Datos de deportistas	26
Tabla 8. Valores calculados de las curvas promedio de los deportistas Élite vs. Amateurs	38
Tabla 9. Valores porcentuales de las fases del ciclo de levantamiento.....	40

ABREVIATURAS

GIIB-UPS	Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica de la Universidad Politécnica Salesiana.
HMI	Interfaz hombre máquina (Human Machine Interface).
ADC	Convertidor analógico-digital.
Kg	Kilogramo
N	Newton
FCD	Variación angular de inclinación en el plano frontal en la cadera derecha
FMD	Variación angular de inclinación en el plano frontal del muslo derecho
FPD	Variación angular de inclinación en el plano frontal de la pierna derecha
FCI	Variación angular de inclinación en el plano frontal en la cadera izquierda
FMI	Variación angular de inclinación en el plano frontal del muslo izquierdo
FPI	Variación angular de inclinación en el plano frontal de la pierna izquierda
SCD	Variación angular de inclinación en el plano sagital en la cadera derecha
SMD	Variación angular de inclinación en el plano sagital del muslo derecho
SPD	Variación angular de inclinación en el plano sagital de la pierna derecha
SCI	Variación angular de inclinación en el plano sagital en la cadera izquierda
SMI	Variación angular de inclinación en el plano sagital del muslo izquierdo
SPI	Variación angular de inclinación en el plano sagital de la pierna izquierda
PTD	Nivel de presión normalizada en la zona del talón derecho
PQD	Nivel de presión normalizada en la zona del quinto metatarsiano derecho
PPD	Nivel de presión normalizada en la zona del primer metatarsiano derecho
PDD	Nivel de presión normalizada en la zona del dedo pulgar del pie derecho
PTI	Nivel de presión normalizada en la zona del talón izquierdo
PQI	Nivel de presión normalizada en la zona del quinto metatarsiano izquierdo
PPI	Nivel de presión normalizada en la zona del primer metatarsiano izquierdo
PDI	Nivel de presión normalizada en la zona del dedo pulgar del pie izquierdo
I	Fase inicial en el ciclo de levantamiento
1T	Fase del primer tirón en el ciclo de levantamiento
2T	Fase del segundo tirón en el ciclo de levantamiento
3T	Fase del tercer tirón en el ciclo de levantamiento
R	Fase de recuperación en el ciclo de levantamiento

ANTECEDENTES

La idea de realizar un sistema embebido para el registro de fuerzas plantares mediante plantillas y seis ángulos biaxiales en los miembros inferiores (plano frontal y plano sagital), surge luego de evidenciar la limitada investigación existente en nuestra región, acerca de la biomecánica presente en la disciplina de halterofilia. De forma sosegada en el Ecuador, la halterofilia se ha convertido en uno de los deportes con mayores logros conseguidos en las contiendas internacionales y no existe un registro con mediciones angulares y fuerzas plantares que evalúen la evolución y la correcta técnica que tienen los deportistas al efectuar el levantamiento de pesas.

Por lo mencionado antes, hemos visto necesario recurrir a la tecnología electrónica y desarrollar un sistema que registre las fuerzas plantares y ángulos biaxiales de los miembros inferiores en el levantamiento de pesas. El sistema monitorea constantemente las fuerzas y los ángulos, lo cual permitirá al deportista y a su equipo de entrenamiento conocer el estado de su técnica y poder mejorarla.

Con este trabajo anhelamos obtener el título de ingeniero electrónico con mención en sistemas industriales, esto nos brinda una motivación grande ya que podemos aplicar los conocimientos adquiridos en el aula y ponerlos al servicio de la sociedad; en este caso un sistema válido para el registro de la técnica en los deportistas de halterofilia.

Cabe destacar que este trabajo ha sido desarrollado dentro del Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica GIIB-UPS de la Universidad Politécnica Salesiana; por lo que nuestro trabajo de titulación sigue los lineamientos investigativos de la Universidad.

INTRODUCCIÓN

El presente informe describe el desarrollo y las pruebas realizadas de un sistema embebido, dirigido a deportistas de halterofilia. El sistema está conformado por dos plantillas instrumentadas y un sistema electrónico de medición angular biaxial de los miembros inferiores. Las plantillas registran las fuerzas plantares en los 4 puntos de cada pie donde se generan las fuerzas más significativas: en la zona del talón, la del dedo pulgar, en la primera cabeza metatarsiana y en la quinta cabeza metatarsiana. El sistema de medición angular se coloca en las piernas, muslos y cadera, para registrar los ángulos de inclinación en los planos frontal y sagital de los deportistas. Los valores registrados se envían inalámbricamente al computador para ser almacenados conjuntamente con los datos del deportista en una base de datos. Este sistema se sometió a pruebas en la Federación Deportiva del Azuay para su validación, tomando como población la categoría juvenil, junior y senior. Posterior a esto se realizó el análisis de las pruebas efectuadas y se consiguió un modelo de las curvas de presión y de variación angular de los deportistas profesionales al efectuar su rutina, estos modelos se emplearon para comparación con las curvas obtenidas de los deportistas amateurs y obtener su grado de similitud.

CAPÍTULO 1. HALTEROFILIA EN EL ECUADOR Y SISTEMAS DE RENDIMIENTO DEPORTIVO.

En este capítulo se detallan conceptos básicos de las técnicas en halterofilia y sus categorías, la distribución dinámica de las fuerzas plantares cuando la persona se encuentra en posición estática y finalmente se hace un resumen de las tecnologías que existen para medir presiones plantares y ángulos en las articulaciones inferiores.

En función del movimiento del cuerpo humano se consideran tres planos.

- Plano sagital.- Es un plano vertical que va de la parte posterior a la parte frontal del cuerpo dividiendo en mitad derecha y mitad izquierda, este plano también es conocido como plano anteroposterior [7].
- Plano frontal.- Es un plano vertical que va de derecha a izquierda dividiendo el cuerpo en dos mitades, anterior y posterior, también conocido como plano coronal [7].
- Plano transversal .- Es un plano que divide al cuerpo en mitades superior e inferior, es también conocido como plano transversal [7].

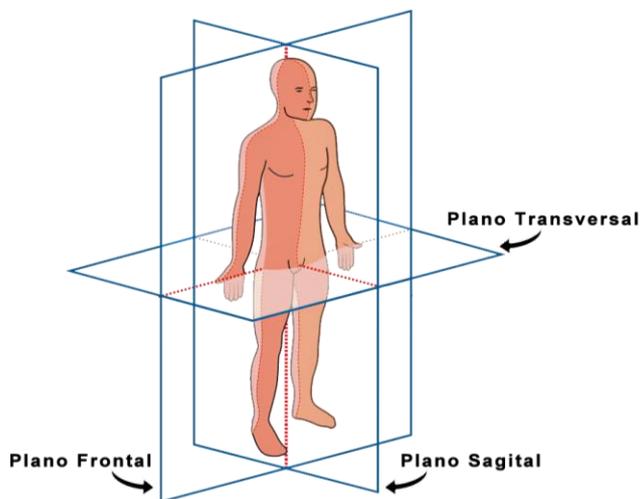


Figura 1: Planos corporales de referencia [7].

1.1 Halterofilia

La halterofilia o levantamiento de pesas, es un deporte que surgió con el objetivo de demostrar la fortaleza física de los atletas. Desde 1951, cuando se realizaron los primeros Juegos Panamericanos hasta la última edición en Río de Janeiro, el país ha

ganado 47 preseas, de ellas 10 en la halterofilia. La cosecha se inició en los Juegos de Mar del Plata en 1995 y desde entonces ha ido en crecimiento. Debido al auge de este deporte hoy en día se hace necesario ampliar y fortalecer la manera de evaluar las técnicas utilizadas en la ejecución de los movimientos característicos de la modalidad, con el fin de proporcionar al entrenador la información para conocer exactamente las debilidades del deportista en su técnica y realizar una adecuada corrección [1].

La finalidad de la halterofilia es levantar la mayor cantidad de peso en una barra, en cuyos extremos se fijan varios discos con diferentes pesos. Las modalidades o técnicas se dividen en arrancada y arrancada en dos tiempos [2].

- **Técnica de Arrancada o “Snatch”**

La arrancada es el primer levantamiento con el cual se compete en la halterofilia, consiste en levantar del suelo una barra por encima de la cabeza en un solo movimiento. Para lograr este levantamiento se necesita una alta velocidad y un amplio arco de movilidad [2].

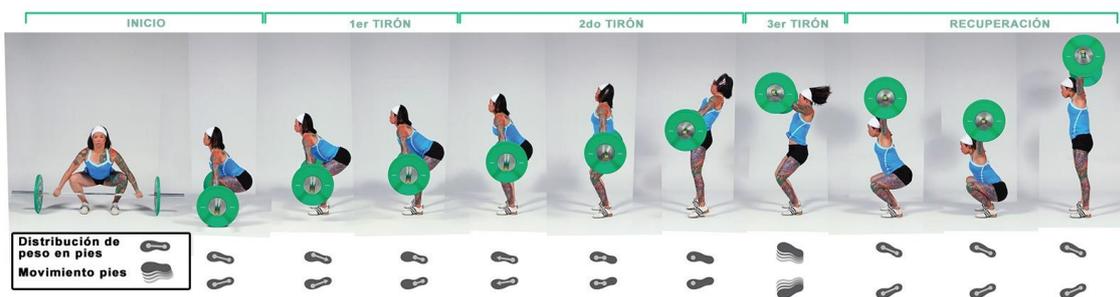


Figura 2: Técnica de arrancada [3].

- **Técnica de Arrancada en dos tiempos o “Clean and Jerk”**

Este movimiento es algo más sencillo de efectuar, y se dividen en dos fases diferenciadas:

- **Clean o cargada:** Este movimiento se realiza levantando la barra desde el suelo realizando un tirón, para luego realizar una sentadilla y colocarse bajo la misma. Luego el deportista se levanta erguido sujetando la barra a la altura de los hombros [2].

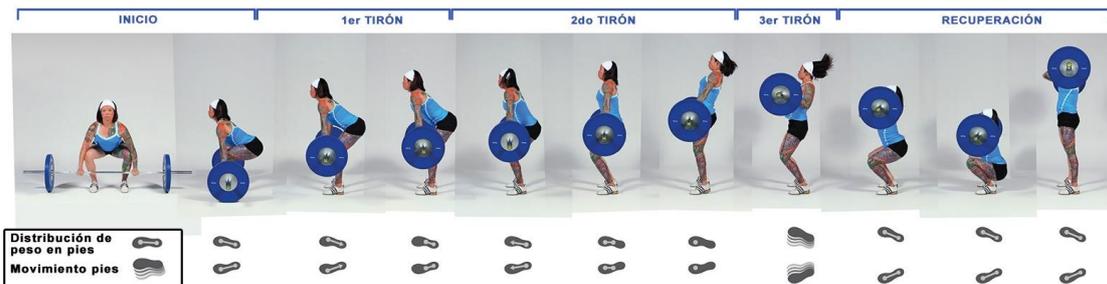


Figura 3: Técnica de cargada [3].

- **Jerk o envío:** Es el movimiento siguiente a la cargada y consiste en flexionar lo mínimo las rodillas, levantar la barra por encima de la cabeza y por último, tomar impulso con las piernas y extender los brazos por completo [2].

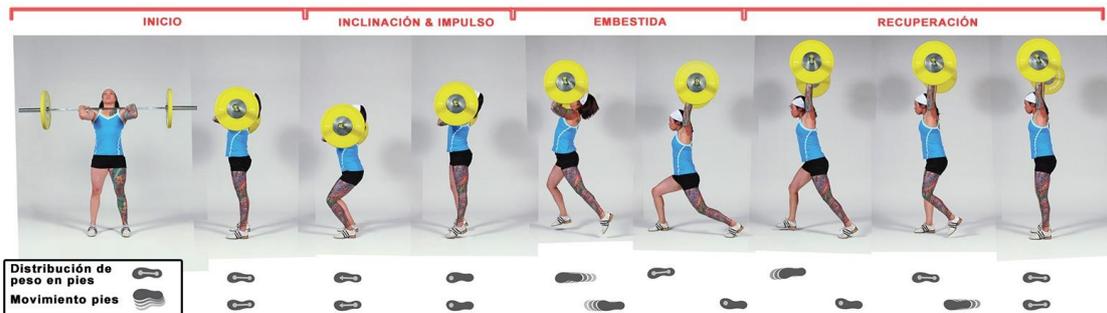


Figura 4: Técnica de envío [3].

El objetivo de la halterofilia es maximizar el peso levantado, para lo cual los pies se sitúan con una separación bastante amplia y una ligera rotación externa, inclinando la parte superior del cuerpo, manteniendo siempre la espalda recta y evitando que las rodillas pasen el nivel de la punta de los dedos del pie [2].

En un torneo de halterofilia hay varias categorías que dependen de la edad de los deportistas, estas se clasifican en: categoría Juvenil que comprende la edad de 13 a 17 años, categoría Junior que comprende la edad de 18 a 20 años, Senior abierta desde los 21 años o más y la Master que va desde los 35 años en adelante [2].

Las categorías por edad se subdividen en categorías por peso y género, por ejemplo en la categoría Junior existen ocho subcategorías de peso para hombres (56Kg, 62Kg, 69 Kg, 77 Kg, 85 Kg, 94 Kg, 105 Kg, +105Kg) y siete subcategorías de peso para mujeres (48Kg, 53Kg, 58Kg, 63Kg, 69Kg, 75Kg, +75Kg). Estas subcategorías por peso, marcan el límite superior máximo de peso que puede tener un deportista [2].

1.2 Distribución dinámica de las fuerzas plantares

El pie tiene la importante función de apoyar, proporcionar y sostener anti gravitatoriamente el sistema humano, por lo tanto su estudio y comprensión son indispensables para garantizar la salud del pie de todas las personas [4]. La medición de la distribución de fuerzas plantares se utiliza para: diagnosticar enfermedades del pie, evaluar la deformación del pie, realizar un seguimiento de tratamientos protésicos y en la medicina deportiva es utilizada en el estudio del calzado deportivo y en la evaluación de plantillas [4]. Por esta razón el uso de sistemas para analizar la distribución de presiones o fuerzas plantares como el podobarógrafo, el podómetro y la plantilla instrumentada son muy utilizadas en un laboratorio de biomecánica, ya sea con fines académicos o clínicos [4].

- **Fuerzas plantares en estática**

En el apoyo bipodal, el peso del cuerpo se transmite a lo largo de ambas extremidades inferiores llegando a cada pie el 50% de su valor total. El primer hueso del pie, el astrágalo, tiene por misión distribuir esta fuerza hacia sus puntos de apoyo. El pie en estática tiene dos partes: la primera sirve de apoyo que va desde el calcáneo (talón) hasta la cabeza de los metatarsianos, y el segundo de propulsión que está constituido por los metatarsianos y los dedos [4].

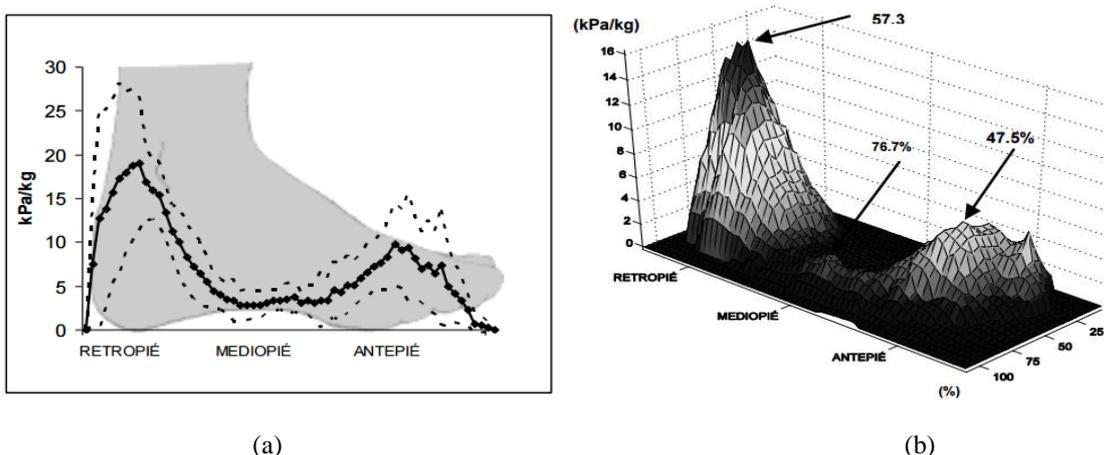


Figura 5: Valores de presiones plantares máximas durante la fase de apoyo medio en la marcha (a) plano sagital, (b) representación tridimensional [5].

Si observamos la figura 5b, se aprecia que las mayores presiones se distribuyen en la zona central del retropié con un 57.3% del ancho del pie. A medida que se adelanta el peso del cuerpo, las presiones máximas se desplazan hacia la zona externa del mediopié

76.7% y terminan volviendo hacia el interior, con una presión máxima en el antepié al 47.5% del ancho del pie para terminar saliendo por el dedo pulgar [5].

La presión distribuida en el talón es superior a la hallada en el resto del pie y en la banda externa del mediopie los valores de presión son muy bajos. El dedo pulgar en apoyo estático presenta valores de fuerza superiores en comparación con el resto de los dedos que presentan un apoyo relativamente débil [4].

En el sistema realizado por Martínez F. et al [21], que trata sobre la relación entre el dolor de espalda y las presiones plantares en la marcha que tiene las mujeres embarazadas, el cual desarrolló una plantilla instrumentada para la medición de las presiones con cuatro sensores F-Scan situados en las zonas de mayor presión como son en el dedo pulgar del pie, primera cabeza metatarsiana, quinta cabeza metatarsiana y en el talón, en el cual obtuvieron los siguientes resultados en el dedo pulgar $6 \pm 10\text{kPa}$, en la primera cabeza metatarsiana $6 \pm 6\text{kPa}$, en la quinta cabeza metatarsiana $7 \pm 12\text{kPa}$ y en el talón $8 \pm 4\text{kPa}$. Concluyendo que los valores de mayor presión están en el talón y la quinta cabeza metatarsiana lo cual ayudara a prevenir posturas incorrectas que causen dolor de espalda.

En el análisis realizado por Kanitthiha K. y Soo Chan [22] para el correcto posicionamiento de sensores en plantilla instrumentadas, tiene como objetivo proponer la posición óptima de los sensores en las plantillas para medir la presión plantar del pie, las cuales fueron recolectadas con el sistema de medición Pedar X con 99 sensores distribuidos en la plantilla, el cual se obtuvieron que las mayores presiones se dan en el talón, en la región de los metatarsianos y en el dedo pulgar del pie.

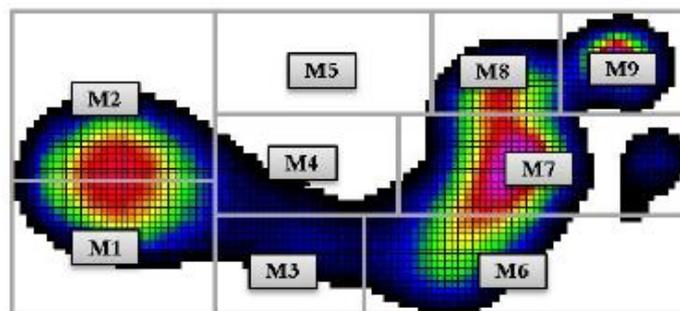


Figura 6: Huella de pico de presiones dividida en 9 subáreas donde el talón está en (M1-M2), la parte media del pie en (M3 – M5), antepie lateral en (M6), antepie media en (M7), antepie medial en (M8) y dedo pulgar en (M9) [6].

1.3 Tecnologías existentes para la medición de presiones plantares y ángulos de miembros inferiores.

En el área de la biomecánica del rendimiento humano se han desarrollado diferentes prototipos para la medición de presiones plantares entre los cuales tenemos el dispositivo realizado por Lescano et al [8], que está basado en una matriz de 8 sensores piezoeléctricos de 0.7 mm de espesor y 1.5 cm de diámetro, distribuidos en una plantilla, ubicados en aquellas posiciones de la planta del pie humano en donde se generan las presiones más significativas como: la zona del talón (medial, externa y posterior) y antepié (dedo pulgar, 1ra, 2da, 3ra y 4ta cabezas metatarsianas). Las propiedades distintivas del sistema de medida desarrollado son la adquisición de la distribución de presiones plantares con una velocidad de 48 KHz.

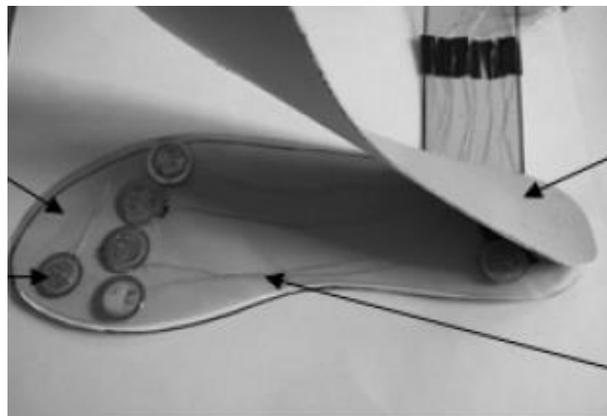


Figura 7: Plantilla instrumentada realizada por Lescano et al [8].

Un sistema similar fue creado por Rashidi et al [9], que utiliza sensores llamados Tekscan FlexiForce modelo A201 está hecho de capas de polímeros flexibles que permite tener una mejor tolerancia en la detección de la fuerza. Este sistema proporciona una salida lectura de voltaje que es proporcional a la fuerza aplicada. En condiciones de carga cero, la resistencia de los sensores es muy alta mayor a $5\text{ M}\Omega$. Cuando se aplica una fuerza, la resistencia disminuye exponencialmente según el valor de la presión. Los sensores deben estar calibrados mediante el uso de fuerza en relación con la conductancia ($1 / R$).

En el mercado encontramos un sistema comercial denominado Pedar X que es un sistema móvil con tres opciones de transferencia de datos a un ordenador (cable, Bluetooth, Tarjeta de memoria). También tiene la opción de dos frecuencias de muestreo (50Hz o 100 Hz). La plantilla contiene 99 sensores embebidos, tienen un peso

de 360 gramos, cada plantilla tiene un espesor de 2.5 mm y el rango de presión de este sistema va de 15 a 1200 kPa [10].



Figura 8: Sistema Pedar X [11].

Luego de conocer modelos de plantillas instrumentadas, también existen plataformas entre las cuales tenemos el sistema de plataforma realizada por H. Wang et al [12], que tiene una base compuesta por una matriz de sensores flexibles, cada sensor se compone de dos piezas de película de poliéster, el tamaño de la base es de 0.6m x 0.6m. Cuenta con un circuito de procesamiento de la señal que tiene las funciones de convertir la señal analógica a digital. Esta plataforma cuenta con una interfaz donde se muestra la adquisición y análisis de los datos obtenidos para luego almacenarlos. Mediante una interfaz USB se puede conectar con la PC del usuario.

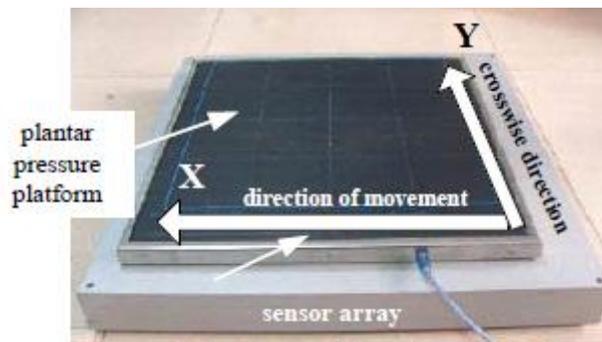


Figura 9: Plataforma de medición de presiones plantares [12].

Para la medición angular existen varios sistemas como el sistema utilizado por Takashi Watanabe [13] en su investigación el cual consiste en siete sensores inalámbricos WAA-006 y que se visualiza en un PC. El sensor inalámbrico puede medir los componentes de la velocidad angular y aceleración de los 3 ejes. Los sensores son colocados en los pies, las piernas, los muslos y en la zona lumbar con bandas ajustables con cierre de velcro. Las señales de la aceleración y velocidad angular de cada sensor

están medidas con una frecuencia de muestreo de 100 Hz, y son transmitidas al PC a través de la red Bluetooth.

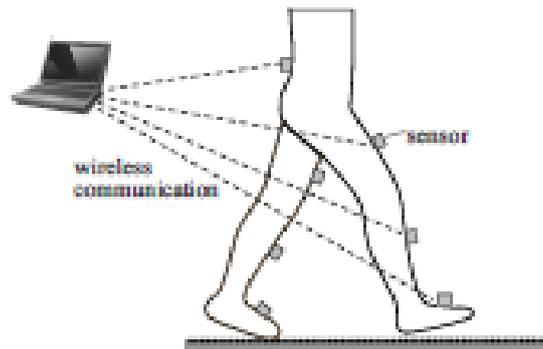


Figura 10: Esquema del sistema de medición inalámbrica del ángulo de las articulaciones de las extremidades inferiores [13].

También existe el sistema creado por O'Donovan et al [14], que utiliza dos sensores, el primero está conectado en el segmento del pie y el segundo está unido al segmento inferior de la pierna. Los sensores contienen un acelerómetro triaxial, un giroscopio de velocidad y la configuración del magnetómetro. El acelerómetro triaxial está formado a partir de la combinación de dos acelerómetros biaxiales ADXL210E, cada acelerómetro es sensible tanto a la gravedad inducida por la aceleración estática y dinámica del movimiento. El giroscopio de velocidad triaxial consta de tres giroscopos ADXRS150, el magnetómetro triaxial utilizado es el Honeywell HMC2003.

CAPÍTULO 2. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA

Una vez realizado el análisis y estudio sobre las presiones plantares y los ángulos de las articulaciones inferiores, arrancamos con nuestra propuesta establecida en implementar un sistema integral embebido para el registro de presiones plantares y seis ángulos biaxiales de las articulaciones inferiores direccionado al análisis en técnicas para deportistas de halterofilia.

Para el desarrollo de nuestro sistema propuesto se planteó cuatro bloques: el primero, una plantilla instrumentada, la cual nos permite cuantificar los niveles de presión en 4 puntos, ubicados en aquellas posiciones de la planta del pie humano en donde se generan las presiones más significativas como son: la zona del talón, dedo pulgar, primera cabeza metatarsiana y quinta cabeza metatarsiana. El segundo bloque trata de un sistema para la medición angular biaxial (plano frontal y plano sagital) situados en las piernas, muslos y cadera. El tercero, un sistema electrónico capaz de recibir, convertir, procesar y enviar de forma inalámbrica los datos. El cuarto bloque es una interfaz realizada en Matlab, como una herramienta para el registro de datos obtenidos.

El sistema propuesto se sintetiza en el diagrama presentado en la figura 11, aquí podemos observar los bloques: sensorial (bloque 1), angular (bloque 2) electrónico (bloque 3) y de registro de datos (bloque 4).

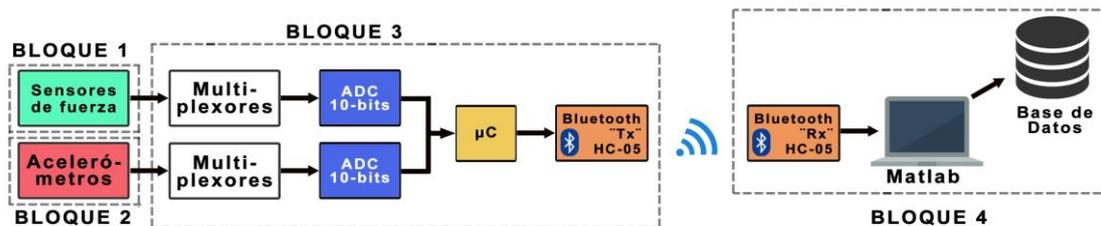


Figura 11: Arquitectura del sistema para medir niveles de presión plantar y variación angular.

Fuente: Los Autores

Para la elaboración del sistema propuesto, tanto en la parte de hardware como de software se hizo uso de programas de computadora para el desarrollo del sistema, a continuación se detallan:

Arduino, es una plataforma electrónica de código abierto utilizado para la programación a través de Teensyduino add-on para el IDE Arduino de la tarjeta Teensy

3.2, la cual adquiere, procesa y envía inalámbricamente los datos a través del bluetooth hacia la PC.

ExpressPCB, software libre utilizado para el diseño de los diferentes PCB necesarios en nuestro sistema.

Matlab – MathWorks, software matemático utilizado para crear la interfaz de análisis de datos.

2.1 Diseño y desarrollo de las plantillas para la medición de fuerzas plantares

Existen varios sensores capaces de medir niveles de fuerza basándose en diferentes rangos, tamaño y principios de funcionamiento. Para la construcción de cada una de las plantillas se utilizó cuatro sensores piezo-resistivos Flexiforce Standard Model A201 de 0.203 mm de espesor y 14 mm de diámetro, distribuidos en la planta del pie, en cuatro puntos significativos en donde se generan las mayores presiones.

- **Principio de funcionamiento del sensor piezo-resistivo**

La piezorresistividad es una propiedad de algunos materiales conductores y semiconductores, en donde existe una variación resistiva como resultado de un esfuerzo mecánico. Estos cambios son producidos cuando existen alteraciones en la amplitud de las oscilaciones en los nudos de la red cristalina del metal. La tensión es proporcional a la amplitud. La amplitud de las oscilaciones es inversamente proporcional a la velocidad de los electrones, y directamente proporcional a ρ [15].

$$\frac{d\rho}{\rho} = C \frac{dv}{v} \quad (1)$$

Donde C es la denominada constante de Bridgman, cuyo valor es de 1,13 a 1,15 para las aleaciones empleadas comúnmente en galgas [15].

- **Diseño y desarrollo de las plantillas**

La medición de fuerza en los cuatro puntos de la planta del pie se realiza mediante cuatro sensores Flexiforce Standard Model A201. Estos sensores son utilizados también en el sistema descrito anteriormente por Rashidi et al, en su “Sistema desarrollado para la medición de presión plantar” debido a su flexibilidad y espesor ultra delgado dedicado a aplicaciones no intrusivas. Además, dependiendo de la resistencia eléctrica

que cumple de divisor de tensión para cada una de los sensores, colocadas en la tarjeta electrónica, se puede definir la sensibilidad de cada sensor, llegando a medir fuerzas comprendidas en un rango de 100 a 1000 lb. El peso de cada plantilla es de 250gr. (incluido cable) y un espesor de 2.8mm [9].

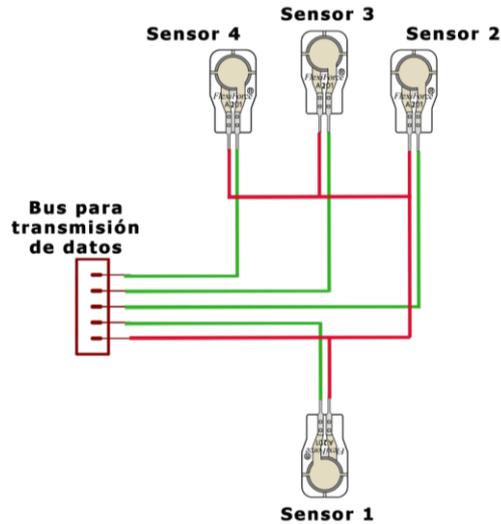


Figura 12: Esquema de conexión interna de cada plantilla.

Fuente: Los Autores

En la figura 12 se indica la conexión interna de los sensores ubicados en cada plantilla, en donde un pin de cada sensor se conecta de forma común para la posterior alimentación de los mismos y el pin restante nos entregan una señal analógica de voltaje que depende del nivel de fuerza ejercido en dicho elemento. La señal analógica es convertida a una señal digital, mediante un convertidor analógico-digital (ADC).

Estos sensores se distribuyen de la siguiente manera para cada plantilla, figura 13b: el sensor 1 está ubicado en la zona del talón, el sensor 2 ubicado en la quinta cabeza metatarsiana, el sensor 3 ubicado en el dedo pulgar y el sensor 4 ubicado en la primera cabeza metatarsiana.

Se codificó la posición de cada sensor mediante tres letras, la primera letra (**P**) significa “sensor de plantilla”, la segunda letra (**T, Q, D, P**) significa “talón”, “quinta cabeza metatarsiana”, “dedo pulgar” ó “primera cabeza metatarsiana” respectivamente y la tercera letra (**I, D**) nos indica pie izquierdo ó pie derecho.

Las plantillas están forradas con tela elástica con el objeto de ser menos intrusiva en el calzado y para la adaptación de los sensores a los diferentes tamaños de pies de los deportistas. La medida de las plantillas va desde los 25cm (Talla Americana #7) hasta los 27cm (Talla Americana #9)

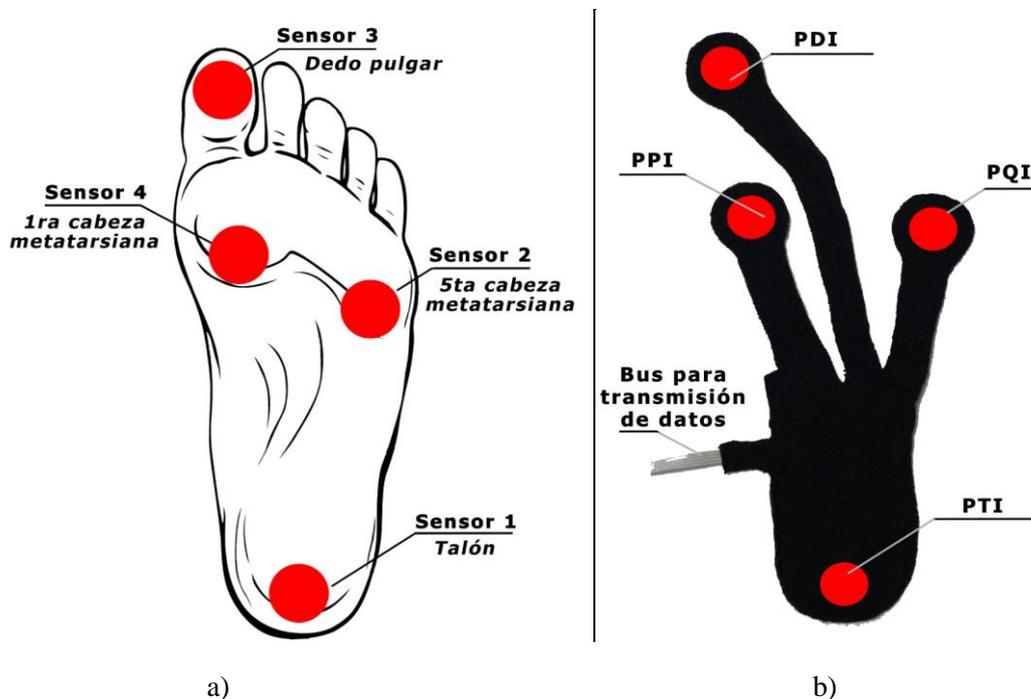


Figura 13: a) Distribución física de los sensores en el pie, b) Codificación de los sensores en la plantilla izquierda.

Fuente: Los Autores

2.2 Diseño y desarrollo del sistema para la medición angular biaxial de las articulaciones inferiores.

Existen solamente dos clases de sensores que nos permiten medir ángulos de inclinación.

a) Sensores de medición directa: Dispositivos que proporcionan información de inclinación o posición angular de manera directa sin la necesidad de una conversión u operación por parte del microcontrolador.

b) Sensores de medición indirecta: Dispositivos que nos entregan datos o variables diferentes a la posición angular o inclinación, para lo cual debemos acondicionar la señal mediante operaciones, para así llegar a obtener una

posición angular, como es el caso de los giroscopios y acelerómetros tanto digitales como analógicos.

El presente sistema se apoyó en el uso de sensores de medición indirecta o inerciales como el acelerómetro iMEMS (inercial MEMS) ADXL335 de la compañía Analog Devices, el cual trabaja en tres ejes "X", "Y" y "Z", con el cual se obtendrá ángulos biaxiales de inclinación a partir de la aceleración en cada eje, los cuales tienen un rango de sensibilidad mínimo de $\pm 3g$ (aceleración producida por la gravedad terrestre al nivel del mar).

Tabla 1. Especificaciones técnicas de ADXL335 [16]

Datos técnicos	
Detección de ejes	3 ejes
Dimensiones	20mm x 12mm x 1.5mm
Consumo de energía	350 uA
Rango de alimentación	1.8V - 3.6V
Fuente de Alimentación	3.3 VDC, 50mA
Rango de medida	$\pm 3g$
Rango de temperatura	-40°C - +85°C
Pines	VCC,GND,X _{OUT} ,Y _{OUT} ,Z _{OUT}

- **Principio de funcionamiento y conversión de la aceleración a ángulos de inclinación.**

El acelerómetro es un sensor que permite conocer la aceleración que se produce al realizar un movimiento, a lo largo del eje en el cual se esté trabajando. Una característica especial que presenta el acelerómetro es que puede ser utilizado también como un sensor de inclinación, para lo cual se usa la aceleración de la gravedad como un vector para determinar la orientación del objeto en el espacio [16].

Hay que tomar en cuenta que la sensibilidad de los acelerómetros para la medición de la inclinación aumenta, cuando sus ejes se encuentran perpendiculares a la aceleración de la gravedad, es decir, paralelos a la superficie terrestre.

- **Desarrollo del sistema para la medición angular biaxial**

Para el sistema de medición angular biaxial se utilizó seis acelerómetros ADXL335, debido a su reducido tamaño y entrega de tres datos analógicos, uno por cada eje. El pin de alimentación de los acelerómetros está conectado de forma común, al igual que el pin de tierra (GND). Los pines X, Y, Z de cada sensor se conectaron directamente a la

tarjeta electrónica de control en donde posteriormente fueron digitalizadas mediante un conversor ADC. La ubicación de los seis sensores en los miembros inferiores y estómagos podemos apreciar en la figura 14.

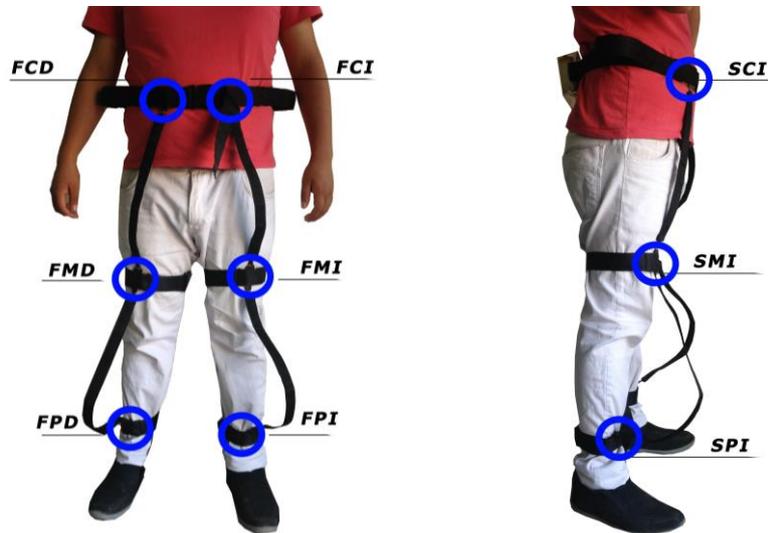


Figura 14: Distribución física de los acelerómetros

Fuente: Los Autores

Cada acelerómetro está soldado en una tarjeta electrónica (PCB) para un mejor posicionamiento, estos se comunican a la tarjeta electrónica mediante buses de datos. Se realizó correas de velcro para un mejor ajuste de cada sensor en los miembros inferiores.

Se codificó la posición de cada sensor mediante tres letras, la primera letra (**S, F**) indica la inclinación en el plano corporal “sagital” ó “frontal”, la segunda letra (**P, M, C**) significa “pierna”, ”muslo” ó ”cadera” respectivamente y la tercera letra (**I, D**) nos indica la ubicación izquierda ó derecha de los miembros inferiores.

2.3 Diseño y desarrollo del sistema electrónico

Dado que nuestro sistema electrónico tiene que ser capaz de recibir, convertir, procesar y enviar de forma inalámbrica los datos, tenemos la necesidad de desarrollar una tarjeta electrónica con el fin de cumplir todas estas funciones.

El software utilizado para el diseño del circuito fue “ExpressPCB” en donde se diseñó todos los esquemas y dispositivos electrónicos necesarios para el desarrollo del sistema. El elemento de control utilizado es una tarjeta microcontrolador completo “Teensy 3.2”, el cual será el encargado de la recepción de datos desde las plantillas y sensores

angulares, procesamiento y posterior envío de datos al bluetooth HC-05. Este dispositivo bluetooth se encarga de la comunicación inalámbrica hacia el computador y mediante una interfaz creada en Matlab se realiza la comunicación serial para almacenar los doce datos angulares y ocho datos de fuerza propuestos que son generados en la rutina de levantamiento de pesas de los deportistas.

A continuación, se muestra los materiales y equipos necesarios para el sistema capaz de recibir, convertir, procesar y enviar de forma inalámbrica los datos; además se observa las características más importantes acorde a los requerimientos de diseño.

- **Bluetooth HC-05**

Este dispositivo tiene como función enviar y recibir información inalámbricamente desde la tarjeta electrónica hacia la PC. Se utilizó como maestro debido a que el sistema tiene la característica de transmisión de datos hacia la PC. En la tabla 2 se puede observar algunas características técnicas del *Bluetooth HC-05*:

Tabla 2. Especificaciones técnicas de Bluetooth HC-05 [17]

Datos técnicos	
Modo	Maestro/Esclavo
Frecuencia	2.4GHz
Modulación	GFSK
Poder de Transmisión	4dB clase 2
Velocidad	Asíncrono: 2.1Mbps/160kbps
	Síncrono: 1 Mbps/1Mbps
Fuente de Alimentación	3.3 VDC, 50mA
Dimensión	26.9mm x 13mm x 2.2mm
Seguridad	Autenticación y Encriptación
Pines	VCC, GND, TX, RX, KEY

- **Integrado CD4051BE**

Es un circuito integrado codificador/multiplexor de alta velocidad para conmutación analógica. Es un multiplexor (8:1) de ocho entradas analógicas que produce una salida analógica, con tres entradas digitales de control, por lo que es muy utilizado en la mayoría de circuitos en los que es necesario aumentar el número de entradas analógicas de los microcontroladores[18]. En la tabla 3 se puede observar algunas características técnicas del integrado:

Tabla 3. Especificaciones técnicas del CI. CD4051BE [18]

Datos técnicos	
Voltaje de alimentación	Maestro/Esclavo
Corriente de salida alta, baja	10mA-25mA
Temperatura de operación	-40°C - +125°C
Tipo de montaje	Orificio pasante (DIP16)
Control de entrada a salida	720ns max.

- **Teensy 3.2**

Es un sistema de microcontrolador completo basado en USB compatibles con software y librerías mediante Teensyduino add-on para el IDE Arduino.

Tabla 4. Especificaciones técnicas de la tarjeta USB Teensy 3.2 [19]

Datos técnicos	
Procesador	MK20DX256 32 bit ARM Cortex-M4 72 MHz
Memoria Flash	262144
Memoria RAM	65536
EEPROM	2048
I/O	34; 3,3V; 5Volt
Entradas analógicas	21
PWM	12
UART,I2C,SPI	3,2,1

- **Batería de polímero de litio**

La batería de polímero de iones de litio, está compuesta generalmente de varias células secundarias idénticas en paralelo para aumentar la capacidad de la corriente de descarga, y están a menudo disponibles en serie de "packs" para aumentar el voltaje total disponible [20].

Tabla 5. Especificaciones técnicas de la batería de polímero de litio [20]

Datos técnicos	
Voltaje de célula nominal	3.7 V
Corriente nominal	900mA
Eficiencia carga/descarga	99.8%
Velocidad de auto-descarga (%/mes)	5%/mes
Durabilidad (tiempo)	25-36 meses
Durabilidad (ciclos)	>1000 ciclos

En la figura 15 se aprecia el diseño del sistema encargado de recibir, convertir, procesar y enviar de forma inalámbrica los datos. Con el objetivo de apreciar y describir de mejor manera la circuitería, se procede a dividir por secciones todo el circuito.

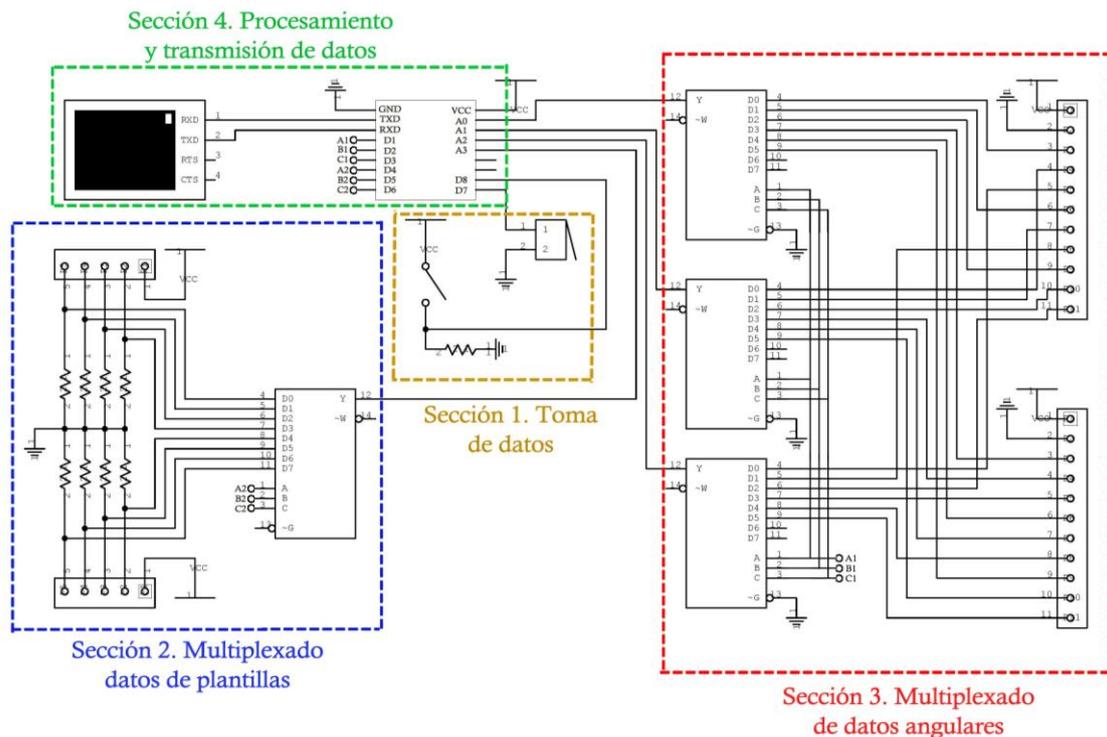


Figura 15: Diseño del circuito de control esquemático segmentado.

Fuente: Los Autores

Sección 1: Toma de Datos. En ésta sección se encuentra un pulsante que es el encargado de inicializar manualmente la adquisición de datos y un buzzer electrónico que nos da un aviso sonoro cuando finaliza el registro de datos. Al finalizar la toma de datos nos indica cuándo empieza la transmisión hacia la PC y finalmente un tono de notificación al finalizar la transmisión de los datos registrados.

Sección 2: Multiplexado de datos de plantillas. Observamos en esta sección el multiplexador que recoge las señales analógicas entregadas por los ocho sensores de fuerza localizados en las plantillas y las envía hacia el puerto analógico A3 del microcontrolador, además un pin encargado de la alimentación de los sensores en las plantilla y las ocho resistencias que sirve de partidor para cada sensor.

Sección 3: Multiplexado de datos angulares. En esta sección se observa dos conectores de 11 pines cada uno, en donde dos pines (Vcc y GND) se encargan de alimentar los

acelerómetros de la parte izquierda y derecha. Los tres multiplexores son los encargados de tomar los dieciocho datos analógicos de los acelerómetros y enviarlos a tres puertos analógicos (A0, A1, A2) del microcontrolador.

Sección 4. Procesamiento y transmisión de datos. Dentro de esta sección se encuentra la tarjeta “Teensy 3.2” que se encarga de controlar la multiplicación para recibir los datos analógicos, posterior a esto los digitaliza, convierte las lecturas de los acelerómetros en grados de inclinación mediante operaciones matemáticas, ordena los valores calculados y lecturas de las plantillas en una matriz de veinte columnas y finalmente la envía de forma inalámbrica al PC a través del bluetooth a una velocidad de 9600 baudios, el cual necesita los puerto RXD y TXD para la comunicación serial con el microcontrolador. Un vector de muestra se registra cada 100ms, este vector se compone de doce datos angulares y ocho datos de presión.

2.3.1 Pruebas de las plantillas para el registro de presiones plantares

Las pruebas para cada uno de los sensores de las plantillas se realizaron mediante un banco de fuerza que dispone de una celda de carga, figura 17.

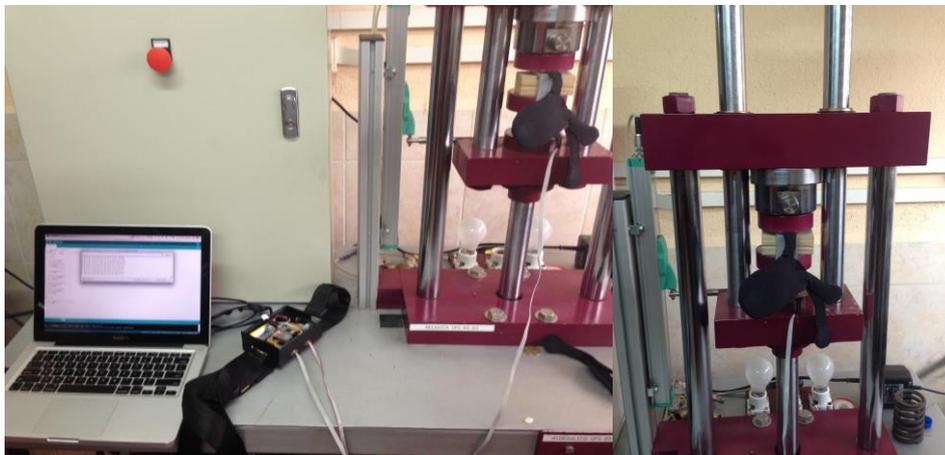


Figura 16: Pruebas en el banco de fuerza

Fuente: Los Autores

Se procedió a aplicar siete diferentes fuerzas a cada uno de los sensores, estas fuerzas aplicadas oscilan entre los 0N hasta los 535N. Los valores entregados por los sensores pasan por un conversor Analógico-Digital (ADC) de 10 Bits. La codificación para cada plantilla está expuesto en la figura 13b.

Tabla 6. Datos obtenidos en las pruebas de fuerza a los sensores de cada plantilla

PLANTILLA IZQUIERDA							
PTI		PQI		PDI		PPI	
FUERZ A (N)	VALOR (ADC)	FUERZ A (N)	VALOR (ADC)	FUERZ A (N)	VALOR (ADC)	FUERZ A (N)	VALOR (ADC)
0	24	0	30	0	27	0	23
22	198	21	379	47	427	18	154
84	478	32	475	90	660	52	318
192	712	60	592	144	753	138	613
330	812	150	779	343	846	149	673
417	893	160	790	486	941	383	887
470	943	415	928	535	949	473	920

PLANTILLA DERECHA							
PTD		PQD		PDD		PPD	
FUERZ A (N)	VALOR (ADC)	FUERZ A (N)	VALOR (ADC)	FUERZ A (N)	VALOR (ADC)	FUERZ A (N)	VALOR (ADC)
0	20	0	29	0	25	0	18
49	409	39	402	22	189	67	356
67	503	83	590	64	332	153	678
98	625	137	723	156	679	185	703
183	802	329	831	179	683	256	753
185	817	444	902	342	832	321	821
442	932	502	940	405	908	487	927

En la figura 17 se encuentran graficados los datos obtenidos de las pruebas realizadas en los 8 sensores, y se observa también la curva promedio.

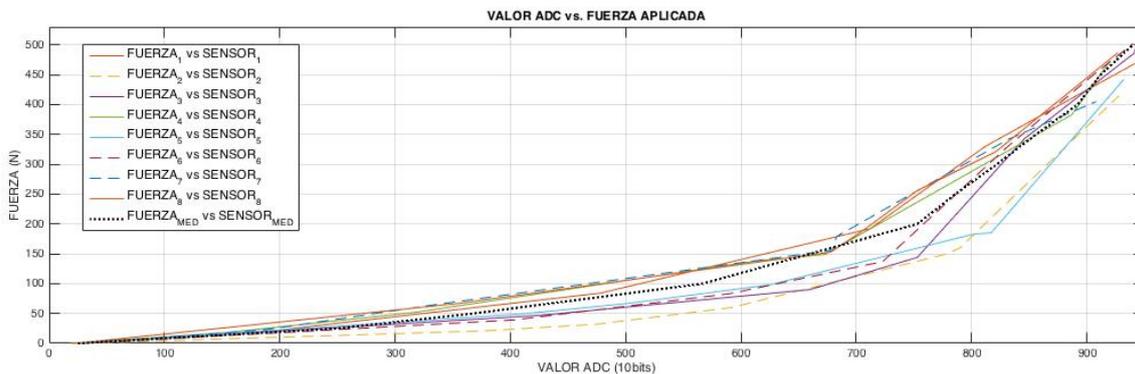


Figura 17: Curvas de valor ADC vs. Fuerzas aplicada en sensores de plantilla.

Fuente: Los Autores

Mediante una regresión polinomial de tercer orden obtuvimos la ecuación (2) a la que tiene la curva media de las pruebas de fuerza realizadas en las plantillas.

$$y = 1.6 * 10^{-6}x^3 - 0.0014x^2 + 0.45x - 14 \quad (2)$$

El coeficiente de correlación es de $R^2 = 0.9984$.

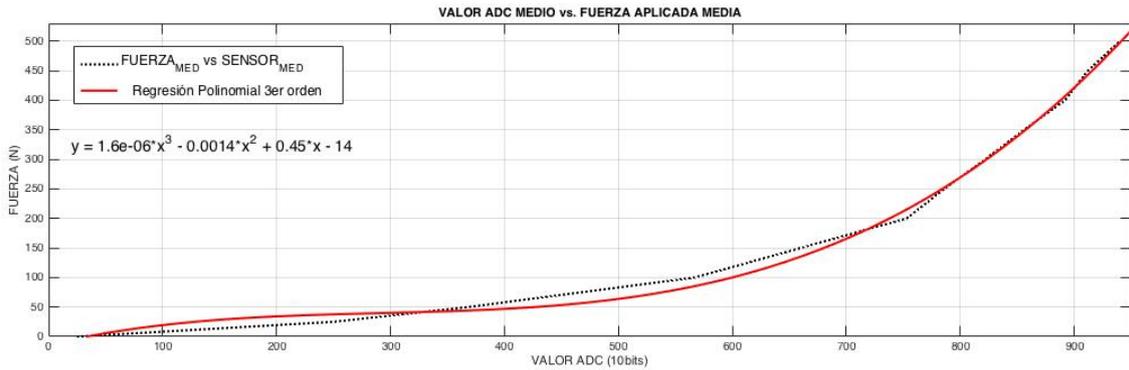


Figura 18: Curva Media de valores ADC vs. Fuerzas aplicada en sensores de plantilla.

Fuente: Los Autores

El error medio de las curvas obtenidas de cada sensor con respecto a la curva promedio es de $e = 3.72 \pm 1.23$ N.

2.3.2 Pruebas del sistema para el registro angular biaxial de los miembros inferiores

Se utilizó Kinovea (software de video análisis del movimiento) para validar nuestro sistema de medición angular.

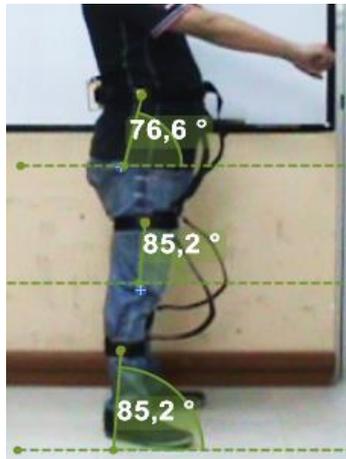


Figura 19: Análisis en Kinovea de tres ángulos de inclinación en el plano sagital

Fuente: Los Autores

Se obtuvo varias medidas de los ángulos de inclinación del plano sagital en la zona de la pierna, muslo y cadera para la comparación y validación de nuestro sistema de medición angular generando los siguientes gráficos.

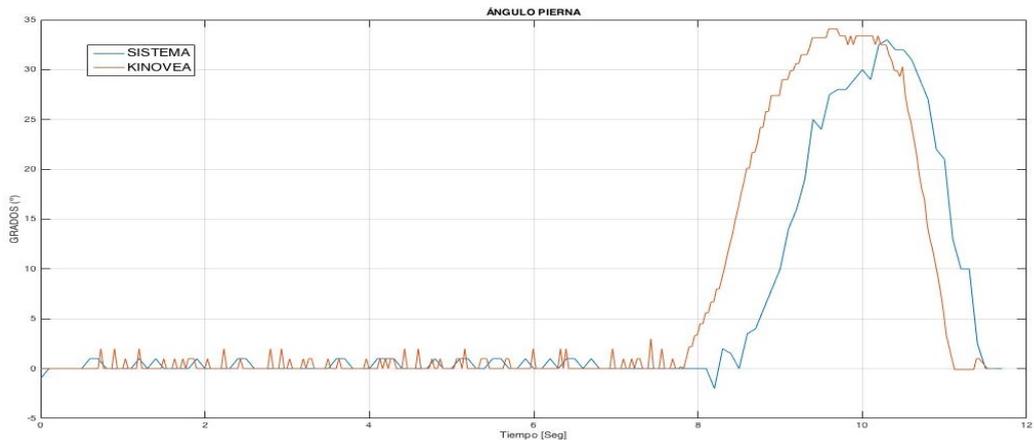


Figura 20: Variación angular de la pierna en el plano sagital del Sistema vs. Kinovea.

Fuente: Los Autores

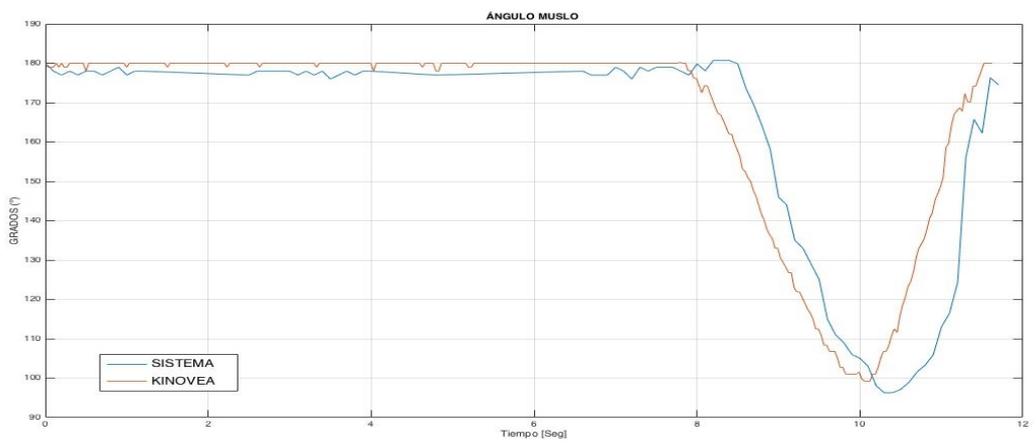


Figura 21: Variación angular del muslo en el plano sagital Sistema vs. Kinovea.

Fuente: Los Autores

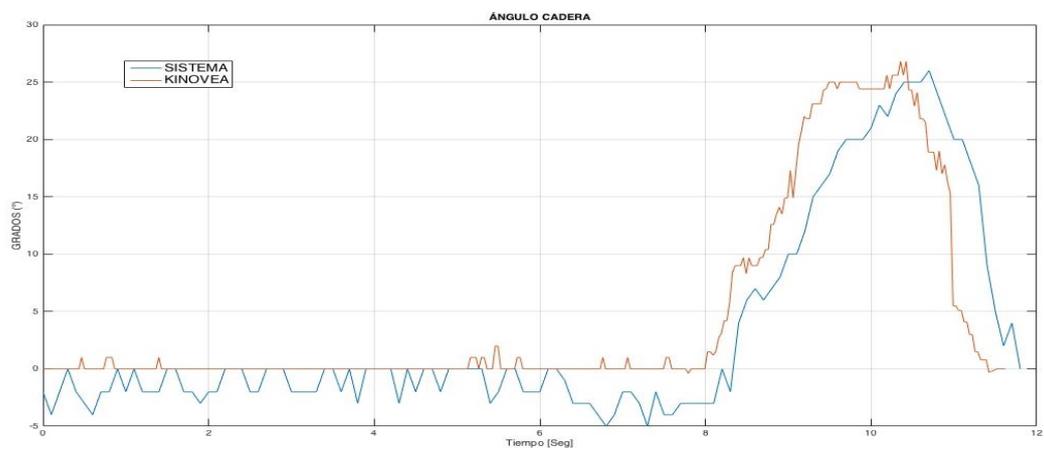


Figura 22: Variación angular de la cadera en el plano sagital Sistema vs. Kinovea.

Fuente: Los Autores

Luego de analizar los datos que obtenemos de nuestro sistema angular en comparación con los datos que nos proporciona Kinovea, se obtuvo un delay medio de 495 ± 200 ms, es decir el sistema tiene un retardo aproximado de medio segundo que es el tiempo transcurrido desde la captura del dato medido, procesado y guardado en la memoria ROM del microprocesador para el envío a la PC. Además el coeficiente de correlación medio calculado entre el sistema de medición angular y los ángulos analizados por Kinovea es de 0.921331 ± 0.008669 .

2.4 Diseño y desarrollo de la Interfaz gráfica en Matlab para el análisis de datos

Se realizó la interfaz mediante GUIDE Matlab para la interpretación y el análisis de los datos obtenidos de nuestro sistema. Nuestra interfaz consta de una ventana principal y 3 subventanas para recortar, promediar y comparar datos. En la ventana principal tenemos 3 botones, cada uno de estos llaman a las diferentes subventanas encargadas del procesamiento de datos, figura 23.



Figura 23: Ventana Principal de la aplicación HMI.

Fuente: Los Autores

En la primera subventana “RECORTAR DATOS” tenemos un botón “Cargar” que nos permite abrir un archivo ‘.xlsx’ que contiene los datos registrados de cada prueba, en el eje ubicado en la parte superior se visualizan los doce registros angulares y en el eje inferior se visualiza los ocho registros de fuerza plantar. En la parte inferior de la

ventana tenemos dos cuadros de texto que indican y modifican el valor mínimo y valor máximo de muestras que contiene cada archivo cargado. El botón “Recortar” mantiene los datos comprendidos entre el valor máximo y valor mínimo de muestras asignadas en los cuadros de texto inferiores y elimina los datos que están fuera del rango asignado. El botón “deshacer” recupera los datos originales. El botón “Guardar” salva los datos recortados de los veinte sensores en un nuevo archivo ‘.xlsx’, figura 24.

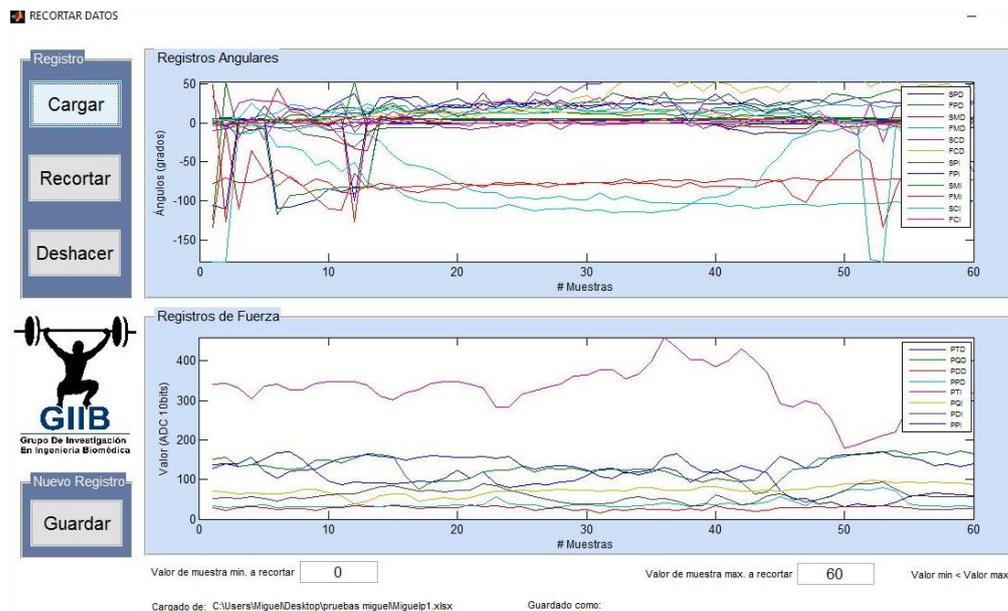


Figura 24: Ventana para el recorte de datos registrados.

Fuente: Los Autores

En la segunda subventana “PROMEDIAR DATOS” tenemos dos botones de “Cargar” que nos permite abrir los archivos ‘.xlsx’ que contiene los datos de interés para nuestro análisis luego de haber pasado por el proceso de recortar. Posterior a cargar los archivos, en el menú desplegable elegimos de entre los veinte sensores los datos que queremos visualizar, en el eje ubicado en la parte superior de la ventana se grafican las señales elegidas de cada archivo y en el eje inferior se grafica la señal promedio y la diferencia de las señales seleccionadas. El botón “Guardar” salva los datos promediados de los veinte sensores en un nuevo archivo ‘.xlsx’, figura 25.

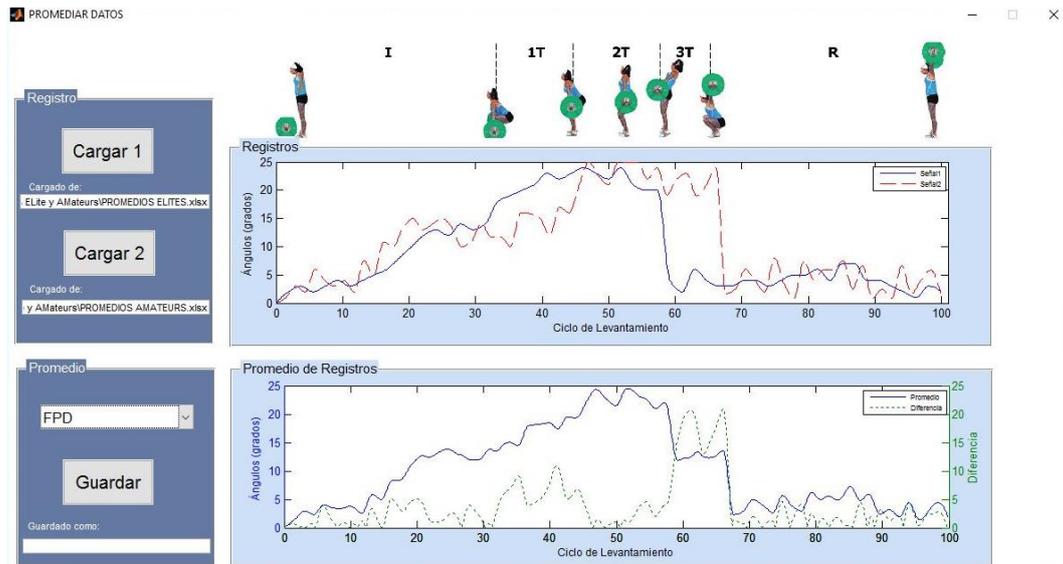


Figura 25: Ventana para promediar datos registrados.

Fuente: Los Autores

En la tercera subventana “COMPARAR DATOS” tenemos dos botones de “Cargar” que nos permite abrir los archivos ‘.xlsx’ que contiene los datos de interés para nuestro análisis luego de haber pasado por el proceso de recortar y/o promediar. Posterior a cargar los archivos, en el menú desplegable de cada archivo elegimos de entre los veinte sensores los datos que queremos visualizar, en el eje se grafican las dos señales seleccionadas, al marcar el check box “Diferencia” se adiciona en el eje la gráfica que muestra la diferencia de las dos señales anteriores, en la parte derecha del eje tenemos indicadores numéricos que nos muestra la media, la desviación estándar de cada señal y correlación entre las dos señales, este proceso se repite para cada eje teniendo la posibilidad de apreciar 4 eje diferentes para un mejor análisis y comparación. El botón “Guardar” salva la diferencia de las señales entre los dos archivos cargados en un nuevo archivo ‘.xlsx’, figura 26.

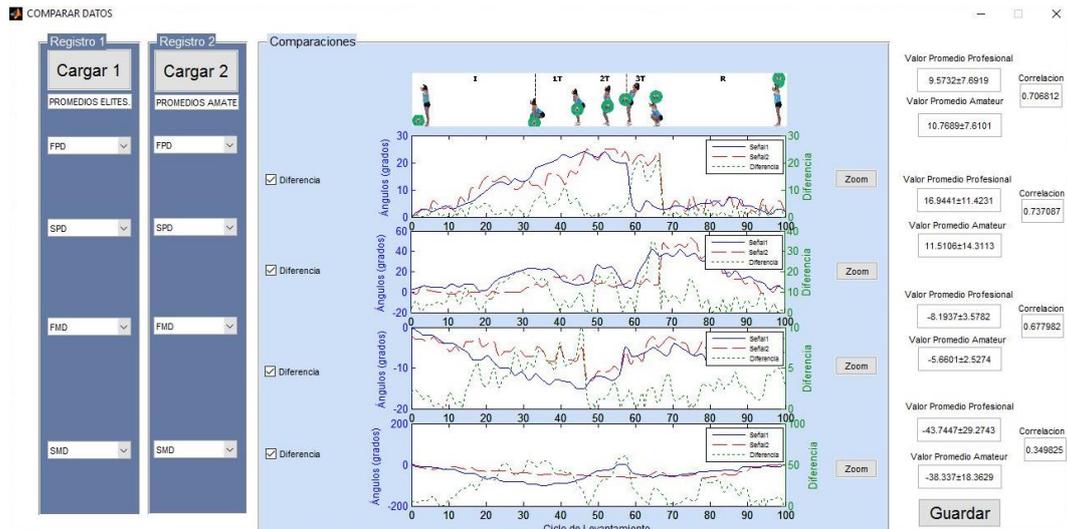


Figura 26: Ventana para la comparación de datos registrados

Fuente: Los Autores

Adicionalmente en cada eje tenemos la opción de ampliar el grafico para una mejor apreciación dando click en el botón “Zoom”.

CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y ANÁLISIS DE DATOS

En el presente capítulo presentamos y analizamos los datos registrados durante las pruebas realizadas a deportistas en la disciplina de halterofilia, con el motivo de obtener curvas angulares de los miembros inferiores y de presiones plantares de los deportistas de élite para compararlas con los registros de los deportistas amateurs y verificar el avance en su técnica y corrección por parte de su instructor, evitando así una mala posición o posibles lesiones y mejorar su rendimiento.

Las pruebas se realizaron en la Federación deportiva del Azuay con cuatro deportistas élite y cuatro deportistas amateurs en la disciplina de halterofilia, cada deportista fue evaluado con cuatro repeticiones de levantamiento en modalidad de arranque y con un peso de levantamiento aproximado al 75% de su peso corporal.

Tabla 7. Datos de deportistas

Deportista	Edad	Peso Corporal	Categoría	Peso de levantamiento
Élite 1	21	73Kg	Senior 77Kg	60Kg
Élite 2	25	80Kg	Senior 85Kg	70Kg
Élite 3	28	83Kg	Senior 85Kg	70Kg
Élite 4	26	76Kg	Senior 77Kg	60Kg
Amateur 1	15	64Kg	Juvenil 69Kg	55Kg
Amateur 2	18	68Kg	Junior 69Kg	55Kg
Amateur 3	20	72Kg	Senior 77Kg	60Kg
Amateur 4	17	65Kg	Juvenil 69Kg	55Kg

3.1 Resultados obtenidos en la Federación deportiva del Azuay

La Federación deportiva del Azuay es una organización creada para motivar la práctica del deporte, por ese motivo nuestro sistema se ha enfocado en el registro cuantitativo de ángulos biaxiales de los miembros inferiores y presiones plantares para los deportistas en la disciplina de halterofilia, como ayuda a los entrenadores y corrección de la técnica de levantamiento de los deportistas.

Para cada deportista se generó una base de datos por cada prueba realizada, posteriormente a través de la aplicación realizada en Matlab se analizaron y procesaron todos los datos adquiridos, para obtener los siguientes resultados:

1. Variación angular en los planos frontal y sagital de los miembros inferiores del deportista durante el ciclo de levantamiento

2. Variación de la presión plantar en cuatro puntos de cada pie durante el ciclo de levantamiento
3. Promedio de los registros evaluados a los deportistas elite
4. Promedio de los registros evaluados a los deportistas amateur
5. Diferencia y correlación de los registros promedio de los deportistas elite vs. deportistas amateur.

Para obtener la diferencia de los registros de los deportistas, la aplicación realizada en Matlab se encarga de interpolar los datos para igualar el número de muestras de la matriz mas pequeña al tamaño de la matriz con mayor numero de muestras. Para ello se utilizó una interpolación lineal.

$$f(x|x_1; x_2) = f(x_1) + \frac{f(x_2)-f(x_1)}{x_2-x_1}(x - x_1) \quad (3)$$

esta interpolación además nos ayuda a representar las curvas de las señales comparadas en una misma escala y longitud en el eje de las abscisas, consiguiendo apreciar el ciclo de levantamiento del cero al 100%, volviendo el tiempo real relativo para cada señal.

Además de la diferencia de señales, para el análisis comparativo se obtiene también el promedio de cada señal.

$$\tilde{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (4)$$

en donde n, es el número de muestras de cada señal.

La desviación estándar,

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \tilde{x})^2} \quad (5)$$

y se calcula también el coeficiente de correlación que hay entre las dos señales.

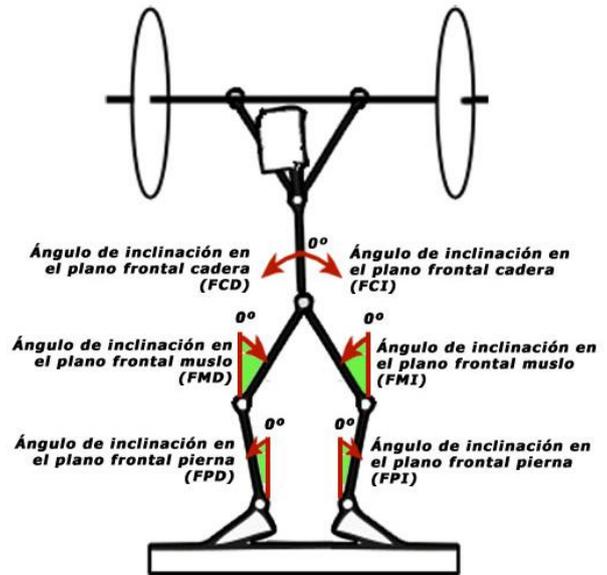
$$r = \cos(\alpha) = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \tilde{x})(y_i - \tilde{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \tilde{x})^2} * \sqrt{\sum_{i=1}^n (y_i - \tilde{y})^2}} \quad (6)$$

Para el análisis y comparación de las presiones ejercidas en los cuatro puntos de la planta del pie, fue necesario normalizar cada vector para lograr presiones unitarias.

$$\hat{v} = \frac{\vec{v}}{|\vec{v}|} \quad (7)$$

3.1.1 Comparación élite vs. amateurs

Los ángulos de inclinación en el plano frontal y sagital son medidos a partir de la posición inicial (posición erecta, cero grados) que adopta el deportista al iniciar el levantamiento hasta terminar la etapa de recuperación. Los ángulos que rotan en sentido anti-horario son tomados como positivos, los ángulos que rotan en sentido horario son tomados como ángulos negativos, figura 27.



(a)



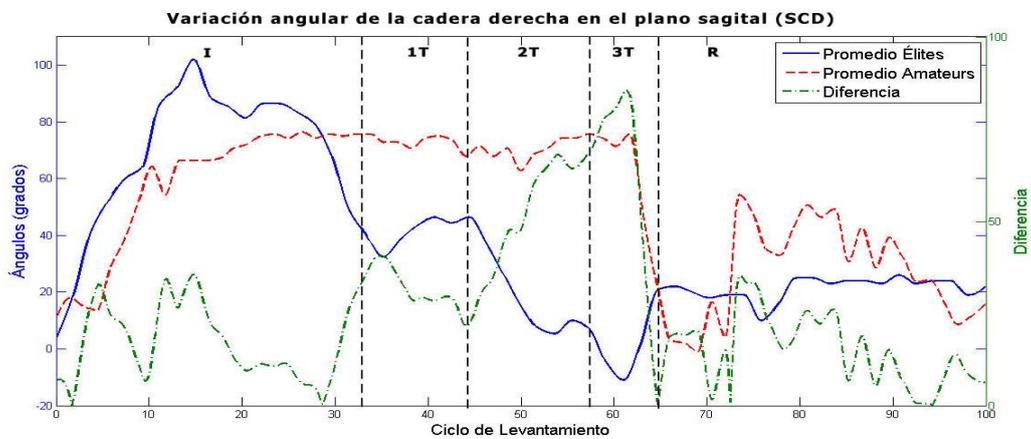
(b)

Figura 27: Sentido de medición de los ángulos a) en el plano frontal, b) en el plano sagital.

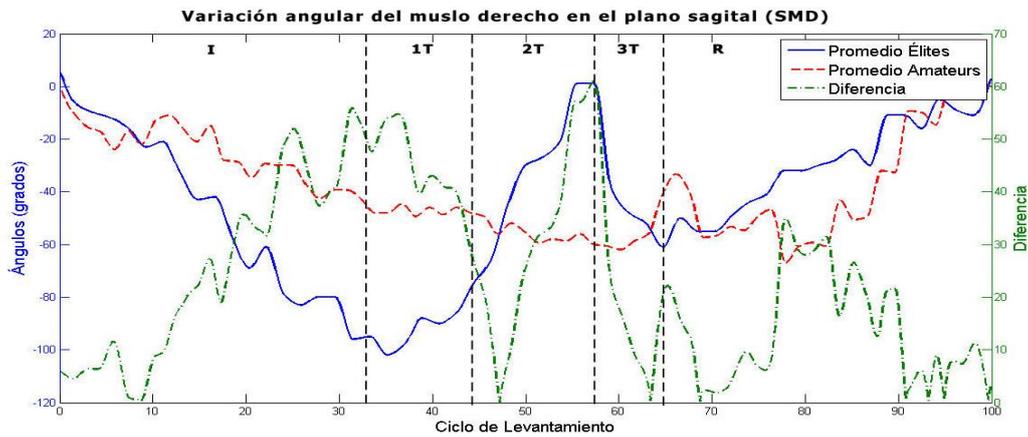
Fuente: Los Autores.

Se recortó, analizó y se promedió los datos registrados de todos los deportistas élite para obtener curvas patrones de los doce ángulos de inclinación y presiones en los cuatro puntos de la planta de los pies durante el ciclo de levantamiento. Las curvas patrones obtenidas de los deportistas élite fueron comparadas con las curvas obtenidas de los deportistas amateur.

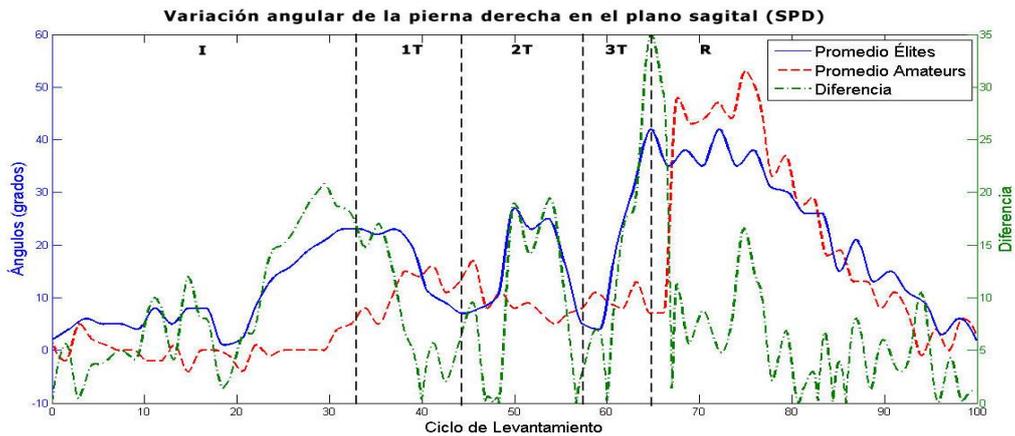
Los gráficos siguientes están segmentados en las cinco fases del levantamiento: fase inicial (**I**), fase del 1er tirón (**1T**), fase del 2do tirón (**2T**), fase del 3er tirón (**3T**) y fase de recuperación (**R**). Las cinco fases de segmentación están referenciados a las curvas promedio de los deportistas élite.



(a)



(b)

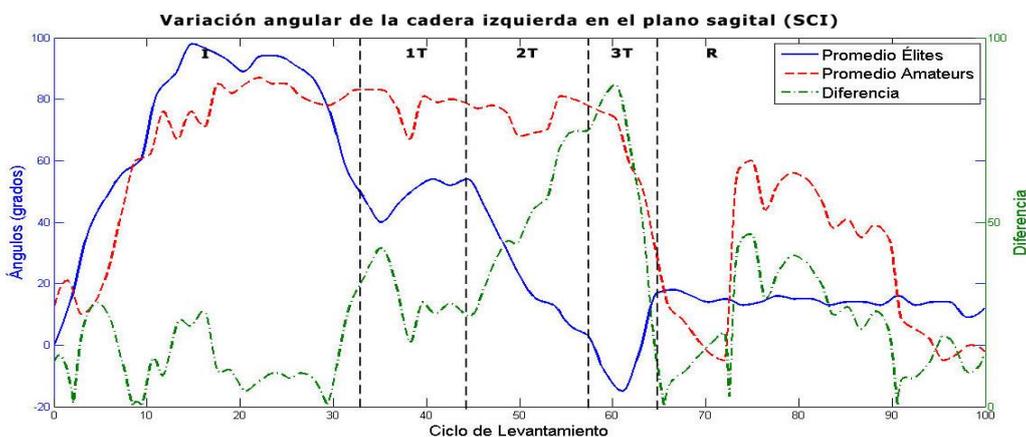


(c)

Figura 28: Variación de los ángulos de inclinación en el plano sagital: (a) cadera derecha, (b) muslo derecho, o (c) pierna derecha.

Fuente: Los Autores.

En la figura 28a observamos la variación angular de inclinación en el plano sagital de la cadera derecha en un ciclo de levantamiento de la curva promedio de los deportistas elite (señal patrón), del cual se obtuvo una media de $37.57 \pm 28.37^\circ$, para el promedio de los deportistas amateur se obtuvo una media de $50.84 \pm 24.51^\circ$ y una correlación de 0.3651 con respecto a la señal patrón. En la figura 28b observamos la variación angular de inclinación en el plano sagital del muslo derecho del cual se obtuvo una media de $-43.74 \pm 29.27^\circ$ para el promedio de los deportistas elite y una media de $-38.34 \pm 18.36^\circ$ para el promedio de los deportistas amateur, además se obtuvo una correlación de 0.3498 con respecto a la señal patrón. En la figura 28c apreciamos la variación angular de inclinación en el plano sagital de la pierna derecho del cual se obtuvo una media de $16.94 \pm 11.41^\circ$ y una media de $11.51 \pm 14.31^\circ$ para el promedio de los deportistas elite y amateur respectivamente, además se obtuvo una correlación de 0.7370 entre las dos señales.



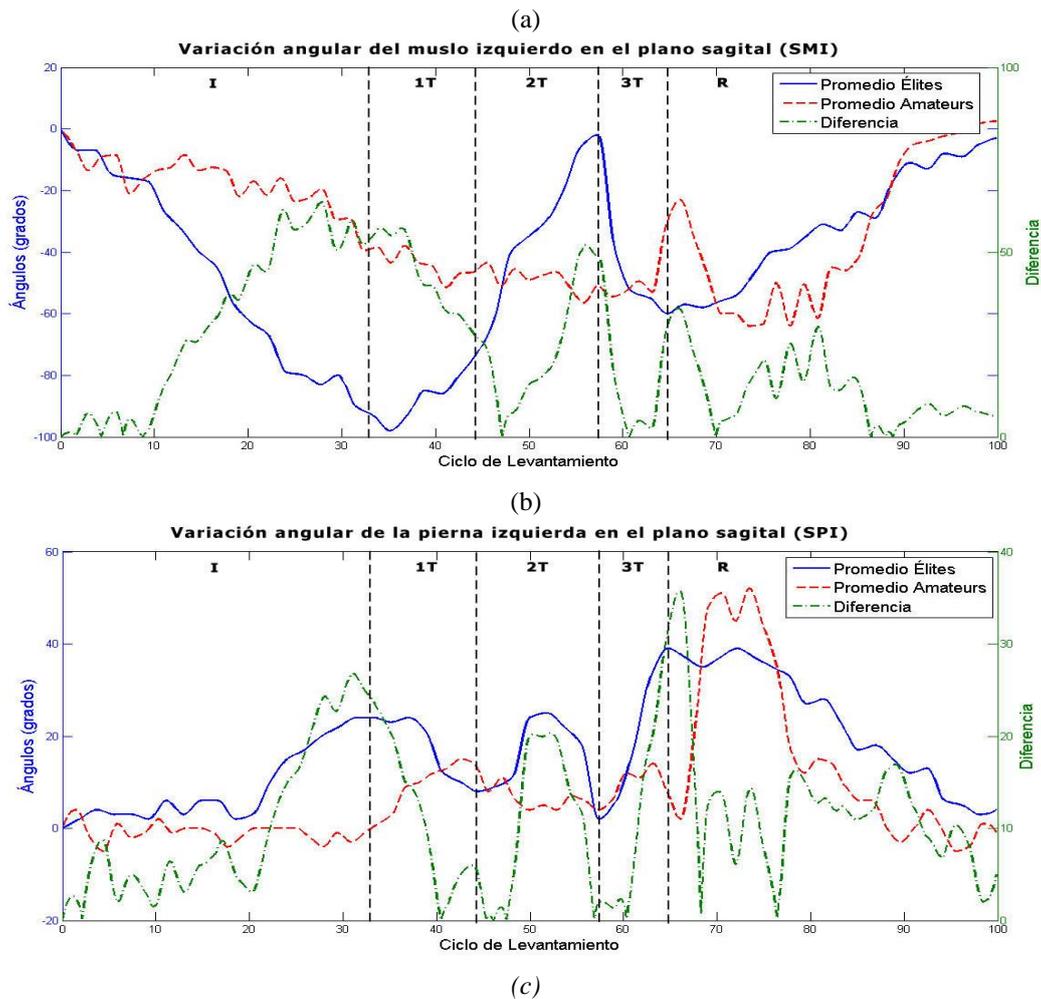


Figura 29: Variación de los ángulos de inclinación en el plano sagital: (a) cadera izquierda, (b) muslo izquierdo, (c) pierna izquierda.

Fuente: Los Autores.

La figura 29a nos muestra la variación angular de inclinación en el plano sagital de la cadera izquierda en un ciclo de levantamiento de la curva promedio de los deportistas elite, del cual se obtuvo una media de $36.97 \pm 31.81^\circ$, para el promedio de los deportistas amateur se obtuvo una media de $53.21 \pm 29.80^\circ$ y una correlación de 0.5331 con respecto a la señal patrón. En la figura 29b observamos la variación angular de inclinación en el plano sagital del muslo izquierdo del cual se obtuvo una media de $-44.18 \pm 27.93^\circ$ para el promedio de los deportistas elite y una media de $-32.41 \pm 19.35^\circ$ para el promedio de los deportistas amateur, además se obtuvo una correlación de 0.3431 con respecto a la señal patrón. En la figura 29c apreciamos la variación angular de inclinación en el plano sagital de la pierna izquierda del cual se obtuvo una media de $16.61 \pm 11.58^\circ$ y una media de $7.79 \pm 13.26^\circ$ para el promedio de los deportistas elite y deportistas amateur respectivamente, además se obtuvo una correlación de 0.6694 de la

curva de los deportistas amateur con referencia a la curva de los deportistas élite (señal patrón).

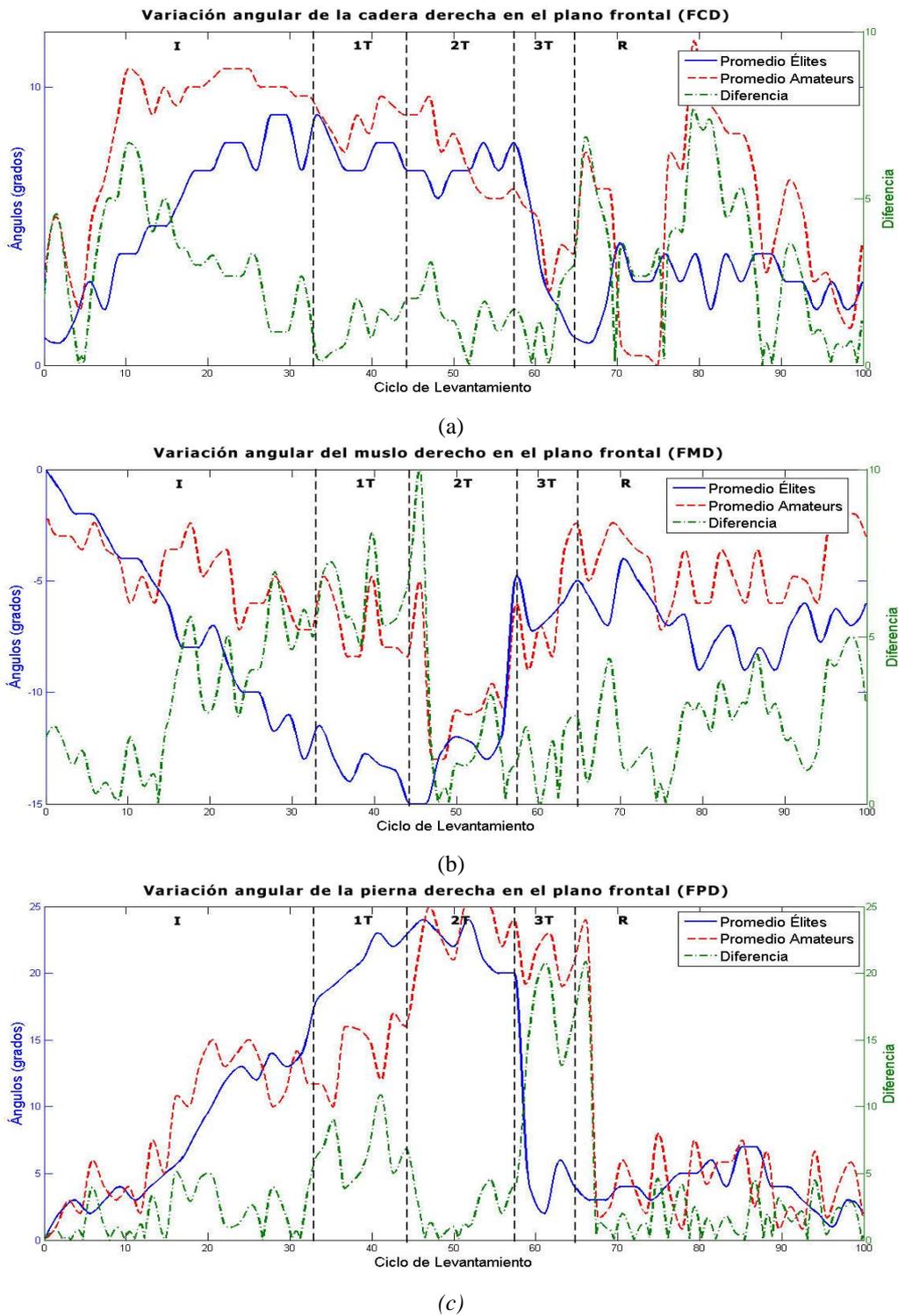
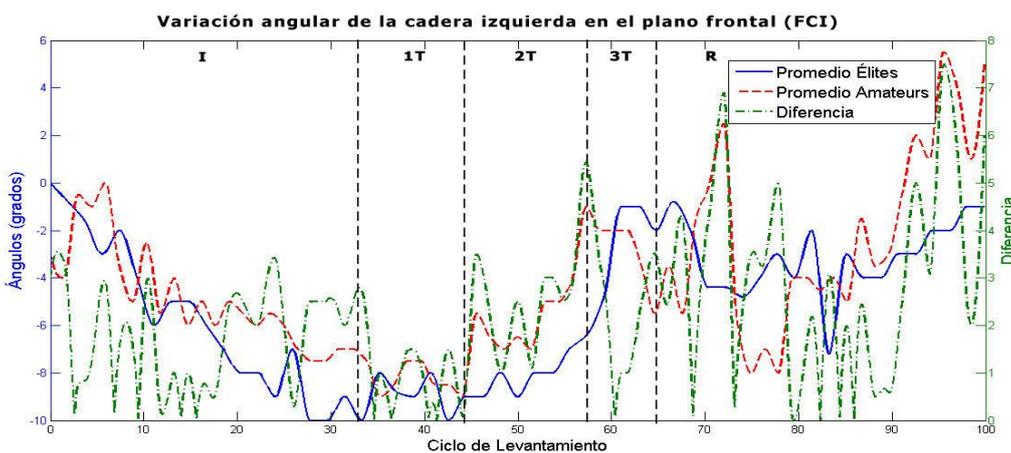


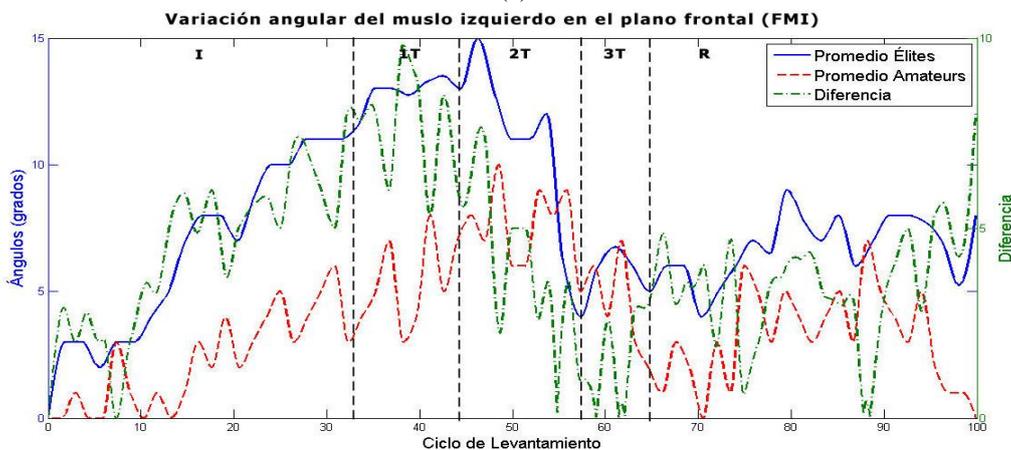
Figura 30: Variación de los ángulos de inclinación en el plano frontal: (a) cadera derecha, (b) muslo derecho, (c) pierna derecha

Fuente: Los Autores.

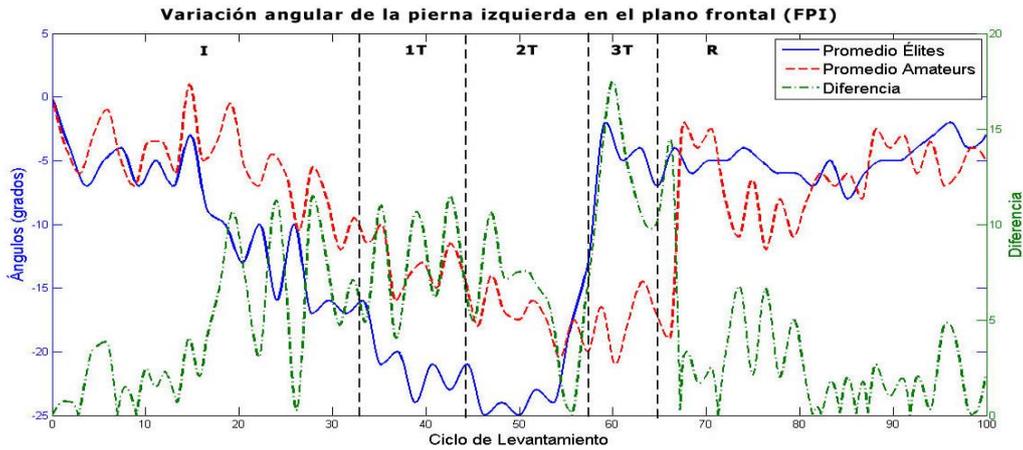
En la figura 30a vemos la variación angular de inclinación en el plano frontal de la cadera derecha en un ciclo de levantamiento de la curva promedio de los deportistas elite, del cual se obtuvo una media de $4.91 \pm 2.44^\circ$, para el promedio de los deportistas amateur se obtuvo una media de $6.99 \pm 2.96^\circ$ y una correlación de 0.5939 con respecto a la señal patrón. En la figura 30b observamos la variación angular de inclinación en el plano frontal del muslo derecho del cual se obtuvo una media de $-8.19 \pm 3.58^\circ$ para el promedio de los deportistas elite y una media de $-5.66 \pm 2.53^\circ$ para el promedio de los deportistas amateur, además se obtuvo una correlación de 0.6779 con respecto a la señal patrón. En la figura 30c apreciamos la variación angular de inclinación en el plano frontal de la pierna derecha del cual se obtuvo una media de $9.57 \pm 7.69^\circ$ y una media de $10.77 \pm 7.61^\circ$ para el promedio de los deportistas elite y deportistas amateur respectivamente, además se obtuvo una correlación de 0.7068 de la curva de los deportistas amateur con referencia a la curva de los deportistas elite (señal patrón).



(a)



(b)

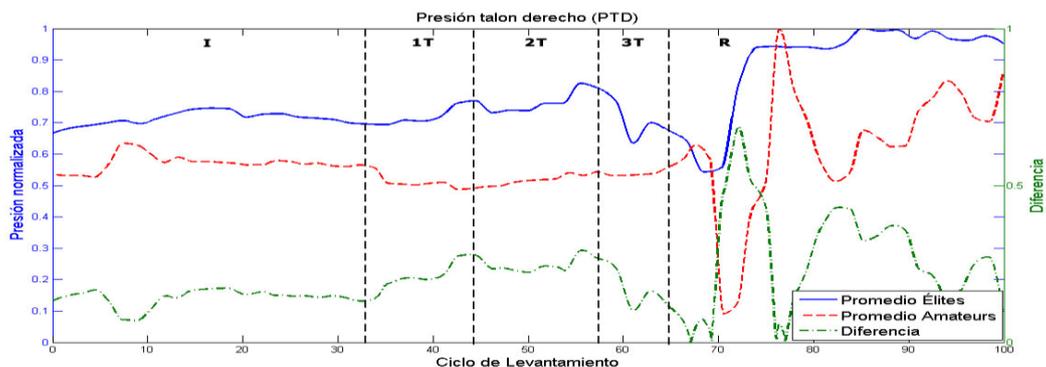


(c)

Figura 31: Variación de los ángulos de inclinación en el plano frontal (a) cadera izquierda, (b) muslo izquierdo, (c) pierna izquierda

Fuente: Los Autores.

En la figura 31a observamos la variación angular de inclinación en el plano frontal de la cadera izquierda en un ciclo de levantamiento de la curva promedio de los deportistas elite, del cual se obtuvo una media de $-5.32 \pm 2.95^\circ$, para el promedio de los deportistas amateur se obtuvo una media de $-4.24 \pm 3.19^\circ$ y una correlación de 0.6778 con respecto a la señal patrón. En la figura 31b observamos la variación angular de inclinación en el plano frontal del muslo izquierdo del cual se obtuvo una media de $7.87 \pm 3.28^\circ$ para el promedio de los deportistas elite y una media de $-3.82 \pm 2.39^\circ$ para el promedio de los deportistas amateur, además se obtuvo una correlación de 0.6765 con respecto a la señal patrón. En la figura 31c apreciamos la variación angular de inclinación en el plano frontal de la pierna izquierda del cual se obtuvo una media de $-10.51 \pm 7.38^\circ$ y una media de $-9.15 \pm 5.57^\circ$ para el promedio de los deportistas elite y amateur respectivamente, además se obtuvo una correlación de 0.5601 entre las dos señales.



(a)

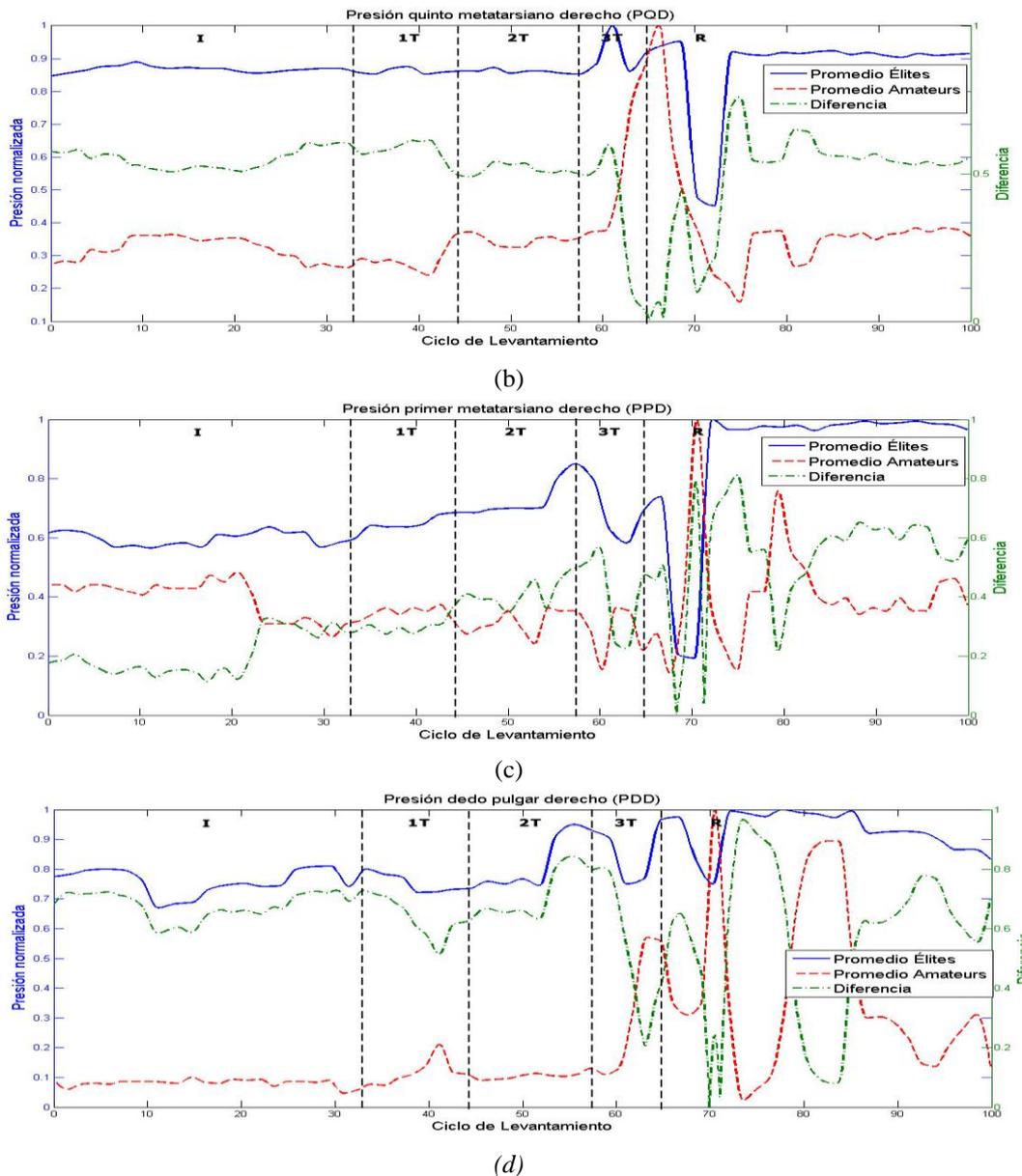
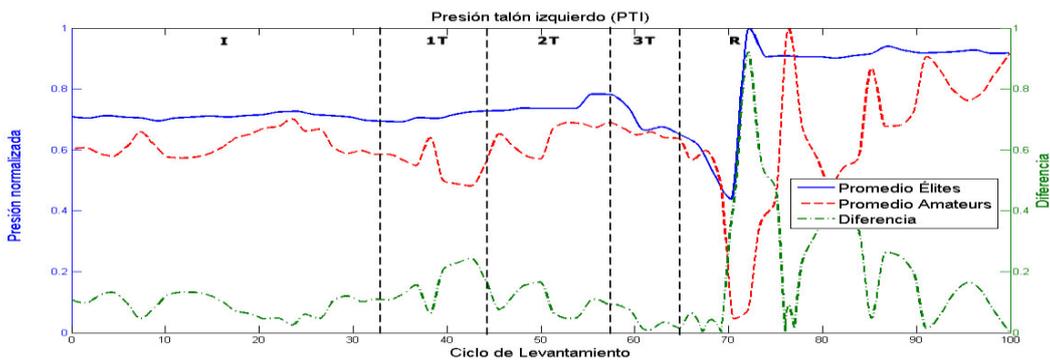


Figura 32: Variación de la presión plantar derecha: (a) talón, (b) quinto metatarsiano, (c) primer metatarsiano, (d) dedo pulgar

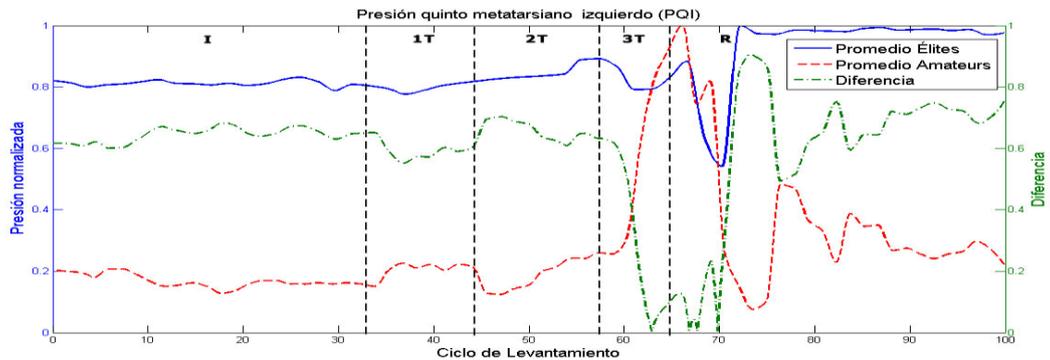
Fuente: Los Autores.

La figura 32a nos muestra la variación de presión plantar del talón derecho en un ciclo de levantamiento de la curva promedio de los deportistas élite, del cual se obtuvo una media de 0.782 ± 0.119 , para el promedio de los deportistas amateur se obtuvo una media de 0.572 ± 0.122 y una correlación de 0.5110 con respecto a la señal patrón. En la figura 32b observamos la variación de presión plantar en la quinta cabeza metatarsiana derecha del cual se obtuvo una media de 0.869 ± 0.078 para el promedio de los deportistas élite y una media de 0.359 ± 0.129 para el promedio de los deportistas amateur, además se obtuvo una correlación de 0.218 con respecto a la señal

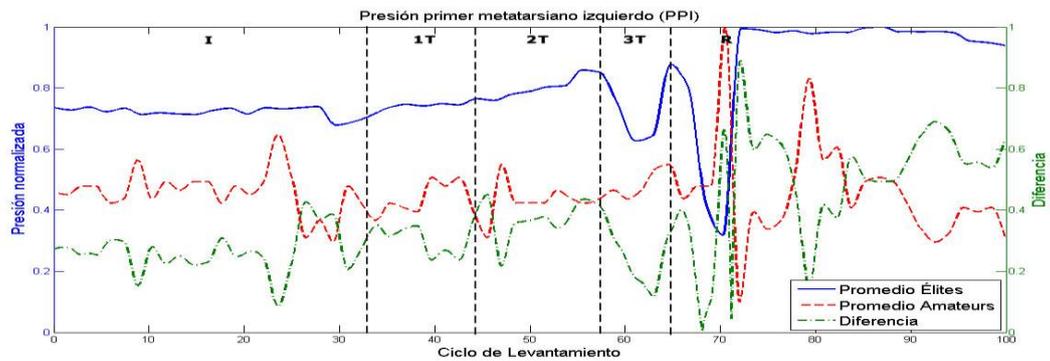
patrón. En la figura 32c apreciamos la variación de presión plantar en la primera cabeza metatarsiana derecha del cual se obtuvo una media de 0.725 ± 0.185 y una media de 0.375 ± 0.111 para el promedio de los deportistas élite y deportistas amateur respectivamente, además se obtuvo una correlación de -0.065 de la curva de los deportistas amateur con referencia a la curva de los deportistas élite (señal patrón). En la figura 32d observamos la variación de presión plantar en el dedo pulgar derecho del cual se obtuvo una media de $0.832^\circ \pm 0.097$ para el promedio de los deportistas élite y una media de 0.210 ± 0.216 para el promedio de los deportistas amateur, además se obtuvo una correlación de 0.4786 con respecto a la señal patrón.



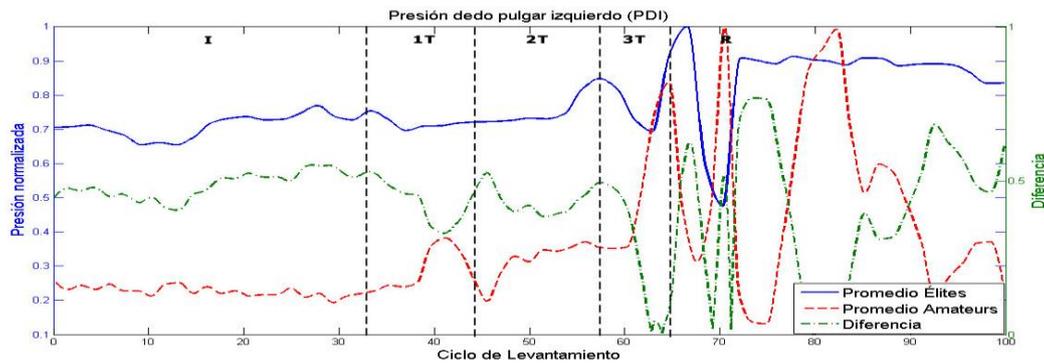
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 33: Variación de la presión plantar izquierda. (a) talón, (b) quinto metatarsiano, (c) primer metatarsiano, (d) dedo pulgar

Fuente: Los Autores.

Y por último en la figura 33a nos muestra la variación de presión plantar del talón izquierdo de los deportistas élite, del cual se obtuvo una media de 0.763 ± 0.190 , para el promedio de los deportistas amateur se obtuvo una media de 0.620 ± 0.140 y una correlación de 0.3449 con respecto a la señal patrón. En la figura 33b observamos la variación de presión plantar en la quinta cabeza metatarsiana izquierda del cual se obtuvo una media de 0.857 ± 0.090 para el promedio de los deportistas élite y una media de 0.270 ± 0.188 para el promedio de los deportistas amateur, además se obtuvo una correlación de -0.0597 con respecto a la señal patrón. En la figura 33c apreciamos la variación de presión plantar en la primera cabeza metatarsiana izquierda del cual se obtuvo una media de 0.798 ± 0.136 y una media de 0.454 ± 0.101 para el promedio de los deportistas élite y deportistas amateur respectivamente, además se obtuvo una correlación de -0.2862 de la curva de los deportistas amateur con referencia a la curva de los deportistas élite (señal patrón). En la figura 33d observamos la variación de presión plantar en el dedo pulgar izquierdo del cual se obtuvo una media de 0.774 ± 0.096 para el promedio de los deportistas élite y una media de 0.359 ± 0.199 para el promedio de los deportistas amateur, además se obtuvo una correlación de 0.2989 con respecto a la señal patrón.

Tabla 8. Valores calculados de las curvas promedio de los deportistas Élite vs. Amateurs

Sensor	Valor promedio elite	Valor promedio amateur	Correlación
SCD	37,57° ± 28,37°	50,84° ± 24,51°	0,3651
SMD	-43,74° ± 29,27°	-38,34° ± 18,36°	0,3498
SPD	16,94° ± 11,41°	11,51° ± 14,31°	0,7370
SCI	36,97° ± 31,81°	53,21° ± 29,80°	0,5331
SMI	-44,18° ± 27,93°	-32,41° ± 19,35°	0,3431
SPI	16,61° ± 11,58°	7,79° ± 13,26°	0,6694
FCD	4,91° ± 2,44°	6,99° ± 2,96°	0,5939
FMD	-8,19° ± 3,58°	-5,66° ± 2,53°	0,6779
FPD	9,57° ± 7,69°	10,77° ± 7,61°	0,7068
FCI	-5,32° ± 2,95°	-4,24° ± 3,19°	0,6778
FMI	7,87° ± 3,28°	3,82° ± 2,39°	0,6765
FPI	-10,51° ± 7,38°	-9,15° ± 5,57°	0,5601
PTD	0,782 ± 0,119	0,572 ± 0,122	0,5110
PQD	0,869 ± 0,078	0,359 ± 0,129	0,2180
PPD	0,725 ± 0,185	0,375 ± 0,111	-0,0650
PDD	0,832 ± 0,097	0,210 ± 0,216	0,4786
PTI	0,763 ± 0,190	0,620 ± 0,140	0,3449
PQI	0,857 ± 0,090	0,270 ± 0,188	-0,0597
PPI	0,798 ± 0,136	0,454 ± 0,101	-0,2862
PDI	0,774 ± 0,096	0,359 ± 0,199	0,2989
Promedio de coeficiente de correlación			0,4165

3.2 Análisis de resultados.

En la figura 34 se aprecia el valor de correlación existente entre las curvas promedio de los deportistas amateur en relación a las curvas de los deportistas élite o curvas patrones, resultando un valor medio de correlación de 0.4165 como se aprecia en la tabla 8.

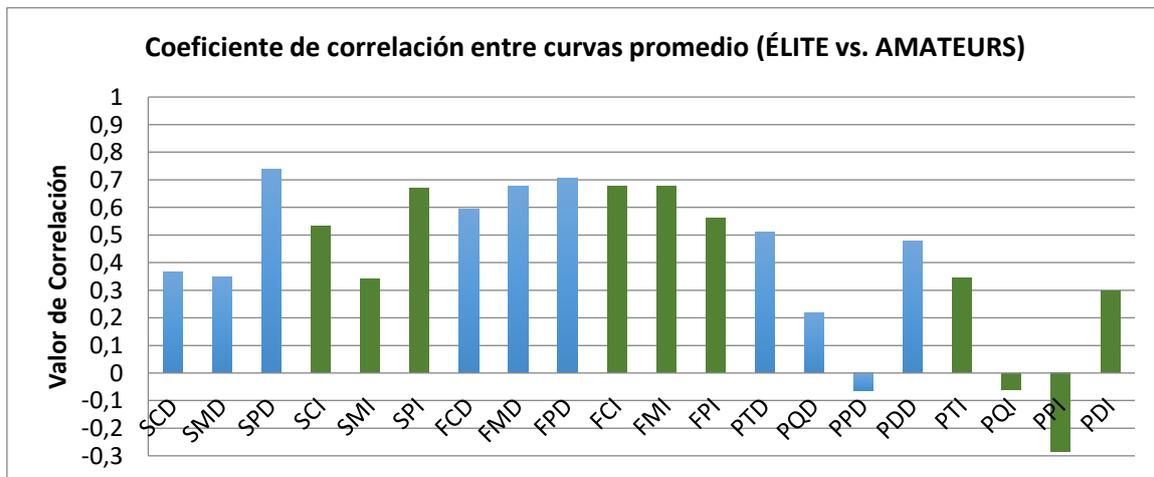
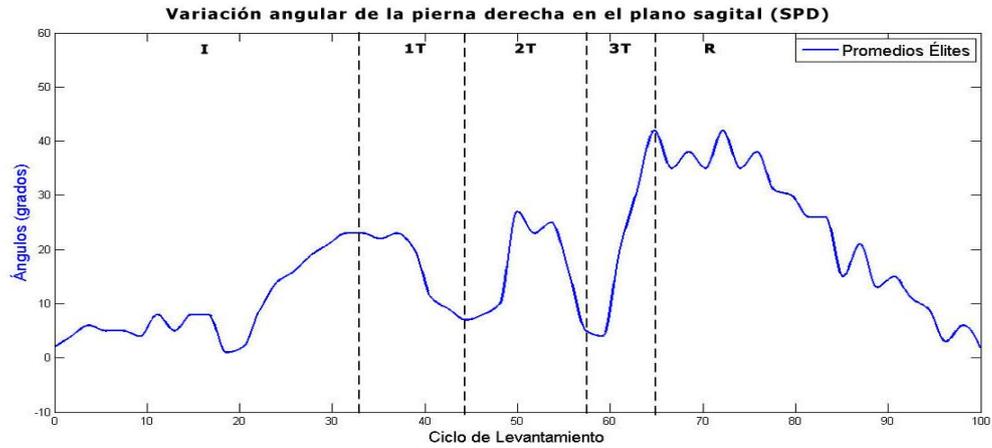


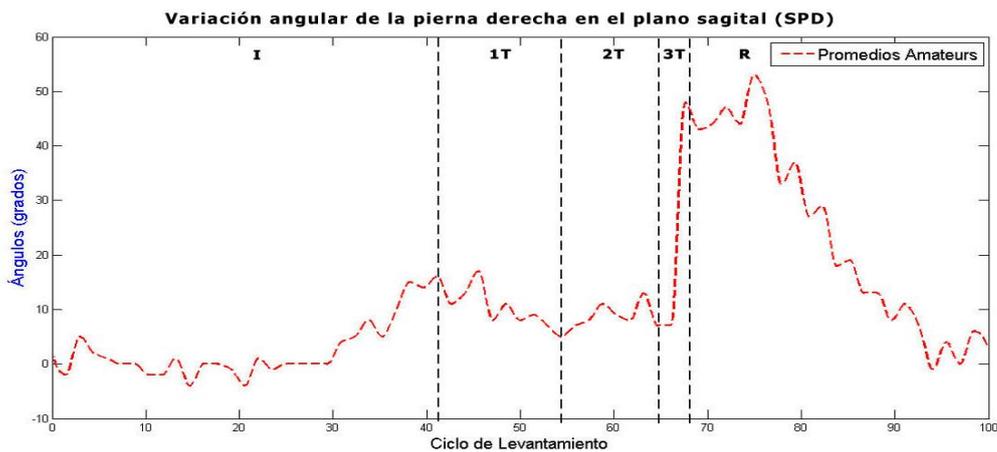
Figura 34: Coeficiente de correlación de datos analizados entre curvas promedio (Élite vs. Amateur)

Fuente: Los Autores.

El valor de correlación media es baja debido a los diferentes tiempos que utilizan los deportistas amateurs en realizar cada una de las fases del levantamiento en comparación con los deportistas élite.



(a)



(b)

Figura 35: Fases del ciclo de levantamiento. (a) Deportistas élite, (b) Deportistas amateur

Fuente: Los Autores.

Los deportistas élite ocupan aproximadamente un 33% del ciclo de levantamiento para la fase de inicio, un 11% en la fase del 1er tirón, un 14% en la fase del 2do tirón, un 7% en la fase del 3er tirón y finalmente el 35% restante en la fase de recuperación. Los deportistas amateurs realizan la fase inicial aproximadamente en un 41%, la fase del 1er tirón en un 13%, 2do tirón un 11%, 3er tirón en un 3% y finalmente la fase de recuperación en un 32%, figura 35.

Tabla 9. Valores porcentuales de las fases del ciclo de levantamiento

DEPORTISTAS	FASES DEL CICLO DE LEVANTAMIENTO (%)				
	Inicial	1er Tirón	2do Tirón	3er Tirón	Recuperación
Élite	33%	11%	14%	7%	35%
Amateurs	41%	13%	11%	3%	32%

El valor más crítico con respecto al valor porcentual de las fases de levantamiento está dado en la fase del 3er tirón, debido a que los deportistas amateurs realizan el descenso con la barra de manera más rápida lo que implica un ángulo mayor de inclinación en los miembros inferiores y un mayor esfuerzo para completar la fase de recuperación.

3.3 Análisis de la variación angular de inclinación

Si nos referimos a la figura 28c y 29c se aprecia que la curva de variación angular en el plano sagital de las piernas de los deportistas elite (línea azul) tiene tres inclinaciones muy pronunciadas en todo el ciclo de levantamiento debido a los tres descensos que realizan los deportistas con la barra, siendo valores aproximados de 23° y 27° para la primera y segunda inclinación respectivamente, llegando a un valor aproximado de 42° para la tercera inclinación en la fase de recuperación, en comparación con los deportistas amateurs que llegan a valores de 18° y 12° para la primera y segunda inclinación de la pierna respectivamente y en la fase de recuperación superan el ángulo de inclinación de los deportistas elite, llegando a un valor de 50°, resultante de una corta y rápida transición de la fase del 3er tirón como se aprecia en la tabla 8, provocando una deficiencia en la técnica al momento de entrar en la fase de recuperación, ya que el deportista necesita mayor esfuerzo para el ascenso con la barra.

Durante el ciclo de levantamiento los deportistas tienen dos descensos muy pronunciados con respecto a los muslos, como vemos en las figuras 28b y 29b, la inclinación en el plano sagital de los muslos llegan a un máximo de 108° y 60° aproximadamente para la primera y segunda inclinación respectivamente en los deportistas elite, comparando estos valores con los datos registrados de los deportistas amateurs que llegan a un máximo de 60° y 65° para el primer y segundo descenso respectivamente, podemos constatar que los deportistas elite se ayudan de la fuerza muscular de los muslos y piernas para el ascenso y los deportistas amateurs dejan un mayor esfuerzo en la fase de recuperación en las piernas para realizar el ascenso.

Con respecto a la variación angular de inclinación en el plano sagital de la cadera, figura 28a y 29a, se analizó que los deportistas élite mantienen una inclinación bastante pronunciada solamente en la fase de inicial, llegando a un valor de inclinación máximo de 100°, para posteriormente no superar un ángulo máximo de 45° en la segunda y tercera fase y para la cuarta fase y fase final se mantiene en un ángulo aproximado de 20°. Los deportistas amateurs mantienen un ángulo de 75° durante las cuatro fases primeras y solamente en la fase de recuperación la inclinación de la cadera baja a 40° aproximadamente, lo que implica que el deportista amateur realiza parte del esfuerzo con la espalda para levantar la barra.

La variación angular en el plano frontal, figura 30 y 31 muestra mayor correlación entre las curvas registradas de los deportistas amateurs con referencia a las curvas patrones, figura 34, por lo cual se deduce que en la apertura de los miembros inferiores no existe mayor grado de dificultad en la ejecución correcta de la técnica.

3.4 Análisis de la variación en la presión plantar

En la figura 32 y 33 observamos la presión plantar en los cuatro puntos de interés de los dos pies durante las cinco fases del levantamiento, en las cuales podemos constatar que en la fase inicial los deportistas élites mantiene una presión uniforme en los cuatro puntos, es decir se apoya con toda la planta de los pies, esto le facilita la transmisión de la fuerza, para la transición a las fases del 1er tirón y 2do tirón se nota claramente que existe una flexión plantar por lo que la presión aumenta en los puntos localizados en la quinta cabeza metatarsiana, primera cabeza metatarsiana y dedo pulgar, lo que le ayuda en la velocidad final de la barra, al entrar el deportistas en la fase del 3er tirón existe una extensión completa del cuerpo lo que resulta en un despegue rápido de la planta del pie a la plataforma, quedando únicamente apoyado en los dedos pulgares casi en su totalidad, para finalmente entrar en la fase de recuperación en donde el deportista se mete debajo de la barra adoptando una posición de sentadilla profunda para lo cual debe apoyarse completamente en toda la superficie plantar hasta terminar el ciclo de levantamiento.

Las posiciones plantares adoptadas por los deportistas élites durante el ciclo de levantamiento cumplen con las especificaciones estudiadas y evaluadas por profesionales en la disciplina de la halterofilia a nivel mundial, permitiendo a cada deportista transferir eficientemente las fuerzas desde los extensores de las piernas y

cadera hacia la barra, en comparación con los deportistas amateurs que mantienen una posición errónea en la fase inicial, ya que su apoyo lo realizan con el borde interno del pie, es decir, el talón y la zona de la primera cabeza metatarsiana, seguidos por la fase del 1er tirón y 2do tirón que existe un ligero apoyo con la quinta cabeza metatarsiana, lo que nos indica que no existe la suficiente flexión plantar para una adecuada velocidad final de la barra, en la fase del 3er tirón no existe el despegue suficiente de la planta del pie, ya que mantiene presión considerable en la primera cabeza metatarsiana y el dedo pulgar, para finalmente terminar en la fase de recuperación bajo la barra con un apoyo plantar oscilante, es decir el apoyo viaja desde la parte posterior del pie hacia la parte delantera, hasta terminar el ciclo de levantamiento, lo que repercute en una mala transferencia de fuerza hacia la barra y una lenta velocidad final de recuperación con la barra.

- **Presupuesto**

Descripción	Cantidad	V. Unitario	V. Total
Lámina de cobre (10 x 20cm)	1	\$9.50	\$9.50
Sensores Flexiforce Standard Model A201	8	\$22	\$176
Fomix (297mm x 210 mm)	1	\$1	\$1
Tela elástica (1m x 1m)	1	\$4	\$4
Acelerómetros ADXL335	6	\$12	\$72
Bus de datos	6 mts	\$3.50	\$21
Diseño y fabricación de los PCBs	30 horas	\$5	\$150
Soporte para los acelerómetros (correas)	12 horas	\$5	\$60
Batería de litio 3.7V 900mAh	1	\$12	\$12
Módulo Bluetooth HC-05	1	\$12	\$12
USB Teensy 3.2	1	\$25	\$25
Componentes para PCB	1	\$45	\$45
Carcasa de acrílico	1	\$25	\$25
Programación teensy 3.2	180 horas	\$5	\$900
Programación interfaz en Matlab	72horas	\$5	\$360
		Total	\$1872.50

CAPÍTULO 4. CONCLUSIONES.

Según la investigación realizada en el capítulo 1, en nuestro medio no existen sistemas de medición angular y presión plantar enfocados a la disciplina de halterofilia por lo cual se nota la importancia de atender el problema de registrar la técnica de los deportistas durante el ciclo de levantamiento, siendo una herramienta de análisis cuantitativo para el entrenador y el deportista pudiendo verificar y corregir oportunamente la evolución de la técnica, para ello se propone nuestro sistema integral embebido para el registro de presiones plantares y seis ángulos biaxiales direccionado al análisis en técnicas para deportistas de halterofilia.

Es importante conocer la apropiada variación angular que deben tener las extremidades inferiores al efectuar el ciclo de levantamiento para evitar lesiones en las articulaciones y especialmente en la espalda baja, ya que esta disciplina implica levantar pesos considerables. De igual manera, una mala posición e incorrecto apoyo plantar durante el ciclo de levantamiento repercute en posibles lesiones y un deficiente rendimiento en la técnica.

Este trabajo tiene como finalidad el registro y análisis de la variación angular de los miembros inferiores y la variación de presiones plantares, por lo que se evaluó a deportistas élites y amateurs en la disciplina de halterofilia durante el ciclo de levantamiento al realizar la técnica de arrancada. La plantilla fue fabricada considerando dos características importantes, la primera característica es que sea ajustable al tamaño de la planta de los pies de los diferentes deportistas debido a que los sensores deben coincidir en los cuatro puntos de mayor presión requeridos, esto se logró mediante la tela elástica con la que fueron forradas, la segunda característica es que sea comfortable para el desarrollo normal de la técnica durante el ciclo de levantamiento, para ello se utilizó sensores ultra delgados conectados internamente mediante láminas de cobre.

Al igual que las plantillas, el sistema de medición angular tiene que ser ajustable a la expansión y contracción de los músculos de los miembros inferiores de los deportistas, esto se logró confeccionando correas de velcro y elástico para mantener al sensor en una determinada posición.

Mediante las pruebas preliminares de nuestro sistema para la medición angular se calculó un delay aproximado de 495ms en capturar el dato medido, procesar y guardar en la memoria ROM del microprocesador para el posterior envío a la PC, además el coeficiente de correlación medio calculado entre los ángulos analizados por Kinovea y nuestro sistema de medición angular es de 0.9213 lo que nos indica una relación recíproca aceptable.

Los resultados obtenidos de la variación angular en el plano sagital de los deportistas amateur con referencia a los deportistas élite nos demuestra que realizan un descenso demasiado lento en las tres primeras fases del levantamiento y un acelerado descenso en la cuarta fase lo que implica un ángulo mayor de inclinación en los miembros inferiores y un mayor esfuerzo para completar la fase de recuperación, además observamos que la variación angular en el plano sagital de la cadera los deportistas amateur mantienen un ángulo de 75° durante las cuatro fases primeras y solamente en la fase de recuperación la inclinación de la cadera cambia a 40°, lo que implica que el deportista amateur realiza parte del esfuerzo con la espalda para levantar la barra.

Al comparar la presión plantar ejercida por los deportistas amateur con referencia a los deportistas élite, notamos que no realizan una presión plantar uniforme, el apoyo lo realizan con el borde interno del pie y la flexión plantar en la transición a la tercera fase no es suficiente, lo que repercute en una deficiente transferencia de las fuerzas provenientes de los extensores de las piernas hacia la barra y una lenta velocidad final de recuperación con la barra.

El sistema puede ser también empleado para evaluar las diferentes técnicas de levantamiento existentes o en otras disciplinas como, por ejemplo: ciclismo, marcha, salto, etc.. enfocados a mejorar el rendimiento y velocidad de la técnica. Para futuros trabajos en esta línea de investigación recomendamos crear una aplicación en un dispositivo móvil para obtener una accesibilidad más amigable al usuario y poder llevar un registro propio sin la necesidad de terceras personas.

BIBLIOGRAFÍA

- [1]"Halterofilia, el deporte de los ecuatorianos - Amazonia Deportiva ¡La imagen clara del deporte! Puyo Ecuador", Amazoniadeportiva.blogspot.com. [Online]. Available: <http://amazoniadeportiva.blogspot.com/2011/09/halterofilia-el-deporte-de-los.html>. [Accessed: 04- Aug- 2016].
- [2] G. Everett, Halterofilia: Guía Completa para Deportistas y Entrenadores, Paidotribo, 2015.
- [3]"FuBarbell x PushPress Olympic Style Weightlifting Poster", Pushpress.com, 2016. [Online]. Available: <https://pushpress.com/fubarbell>. [Accessed: 04- Aug- 2016].
- [4] C. Díaz, A. Torres, J. Ramírez, L. García and N. Álvarez, "Descripción de un sistema para la medición de las presiones plantares por medio del procesamiento de imágenes: fase I", Rev.EIA.Esc.Ing.Antioq, no. 6, 2006.
- [5] J. García, J. Elvira, M. Meana, F. Vera, Análisis biomecánico del apoyo plantar en la marcha atlética. Relación entre la huella plantar, ángulos de la articulación subastragalina y presiones plantares, European Journal of Human Movement, 2008.
- [6] C. Gerlach, D. Krumm, M. Illing, J. Lange, O. Kanoun, S. Odenwald and A. Hubler, "Printed MWCNT-PDMS-Composite Pressure Sensor System for Plantar Pressure Monitoring in Ulcer Prevention", IEEE Sensors J., vol. 15, no. 7, pp. 3647-3656, 2015.
- [7] K. Moore and A. Agur, Fundamentos de anatomía con orientación clínica, 2nd ed. Buenos Aires: Edit. Médica Panamericana, 2003.
- [8] C. Lescano, R. Rodrigo and S. Rodrigo, "Desarrollo de un sistema de registro dinámico de presiones plantares", Revista Iberoamericana de Ingeniería Mecánica, no. 19, 2015.
- [9]F. Rashidi, O. Hussein and W. Hasan, "Investigation on developing of a piezoresistive pressure sensor for foot plantar measurement system", 2015 IEEE Regional Symposium on Micro and Nanoelectronics (RSM), 2015.
- [10] A. Ramanathan, P. Kiran, G. Arnold, W. Wang and R. Abboud, "Repeatability of the Pedar-X in-shoe pressure measuring system", Foot and Ankle Surgery, vol. 16, no. 2, pp. 70-73, 2010.
- [11]"pedar", Novel.de, 2016. [Online]. Available: <http://www.novel.de/novelcontent/pedar> [Accessed: 04- Aug- 2016].
- [12] H. Wang, S. Chen and J. Liu, "Measuring system of a 3D force platform for plantar pressure distribution", 2009 IEEE International Conference on Automation and Logistics, 2009.

- [13] T. Watanabe and H. Saito, "Tests of wireless wearable sensor system in joint angle measurement of lower limbs", 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2011.
- [14] K. O'Donovan, R. Kamnik, D. O'Keeffe and G. Lyons, "An inertial and magnetic sensor based technique for joint angle measurement", Journal of Biomechanics, vol. 40, no. 12, pp. 2604-2611, 2007.
- [15] R. Pallás Areny, Sensores y acondicionadores de señal. Barcelona: Marcombo Boixareu, 2003.
- [16]"ADXL335 Datasheet and Product Info | Analog Devices", Analog.com, 2016. [Online]. Available: <http://www.analog.com/en/products/mems/accelerometers/adxl335.html#product-overview>. [Accessed: 05- Aug- 2016].
- [17] "Módulo Bluetooth HC-05 Serial Rs232 - Electronilab", Electronilab, 2016. [Online]. Available: <http://electronilab.co/tienda/modulo-bluetooth-hc-05-serial-rs232/>. [Accessed: 05- Aug- 2016].
- [18]"CD4051BE Datasheet pdf -CMOS Single 8-Channel Analog Multiplexer/Demultiplexer with Logic-Level Conversion - Texas Instruments", Datasheetcatalog.com, 2016. [Online]. Available: http://www.datasheetcatalog.com/datasheets_pdf/C/D/4/0/CD4051BE.shtml. [Accessed: 05- Aug- 2016].
- [19] "PJRC", Teensy USB Development Board. [Online]. Available: <https://www.pjrc.com/store/teensy32.html>. [Accessed: 04- Aug- 2016].
- [20] R. Teijeiro, "Baterías Recargables de Li-ion Li-Polímero". [Online]. Available: http://laboratorios.fi.uba.ar/lse/sase/2010/slides/SASE-2010_-Baterias_-Li-ion--Li-poly_-Teijeiro.pdf. [Accessed: 05- Aug- 2016].
- [21]F. Martínez-Martí et al., "A preliminary study of the relation between back-pain and plantar-pressure evolution during pregnancy", 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Milan, 2015.
- [22]K. Kanitthika and K. S. Chan, "Pressure sensor positions on insole used for walking analysis," The 18th IEEE International Symposium on Consumer Electronics (ISCE 2014), JeJu Island, 2014.

ANEXOS

Anexo 1: Programación del microcontrolador USB Teensy 3.2

```
#include <math.h>
const int inPulsante = 11;
const int outBuzzer = 12;
int auxPulsante;
int selectMux1[] = {2, 3, 4}; //Acelerometros
int selectMux2[] = {5, 6, 7}; //Sensor de presion
boolean banSetup = false;
boolean banCaptura = true;
int limiteLecturas=120;
int lecturas[700][20];
int indLectura;
int auxPos;
int xVal;
int yVal;
int zVal;
double angleYZ;
double angleXZ;
double angleYX;
int datosAC[6][2];
int ajusteAC[6][2];
int datosSP[8];
void setup() {
  analogReference(EXTERNAL);
  Serial1.begin(9600);
  delay(6000);
  pinMode(inPulsante, INPUT_PULLUP);
  pinMode(outBuzzer, OUTPUT);
  for(int i=0;i<6;i++) {
    pinMode(selectMux1[i],OUTPUT);
  }
  for (int i=0;i<8;i++) {
    pinMode(selectMux2[i], OUTPUT);
  }
  xVal = 0;
  yVal = 0;
  zVal = 0;
  angleYZ = 0;
  angleXZ = 0;
  angleYX = 0;
  indLectura=0;
  for(int l=0; l<6; l++)
  {
    ajusteAC[l][0];
    ajusteAC[l][1];
  }
  delay(1000);
  banSetup=true;
}
void loop()
{
  if(banSetup==false)
  {
    setup();
    while(banSetup==false)
```

```

    {}
};
while(1)
{
    auxPulsante = digitalRead(inPulsante);
    if(auxPulsante==0)
    {
        delay(1000);
        iniciarCaptura();
        tonoFin(1);
        transmitirLectura();
        tonoFin(3);
    }
    delay(20);
}
}
void iniciarCaptura()
{
    autocalibracion();
    tonoInicio(2);
    for(indLectura=0; indLectura<limiteLecturas; indLectura++)
    {
        for(int i=0;i<6;i++)
        {
            readAC(i);
        };
        for(int i=0;i<8;i++)
        {
            readSP(i);
        };
    };
}
void tonoInicio(int n)
{
    for(int k=0 ; k<n ; k++)
    {
        digitalWrite(outBuzzer, HIGH);
        delay(200);
        digitalWrite(outBuzzer, LOW);
        delay(1500);
    };
    digitalWrite(outBuzzer, HIGH);
    delay(500);
    digitalWrite(outBuzzer, LOW);
}
void tonoFin(int n)
{
    for(int k=0 ; k<n ; k++)
    {
        digitalWrite(outBuzzer, HIGH);
        delay(100);
        digitalWrite(outBuzzer, LOW);
        delay(50);
    };
}
void autocalibracion()
{
    for(int i=0;i<6;i++)
    {
        calibraAC(i);
    }
}

```

```

    }
    delay(1);
}
void calibraAC(int ind_ac) {
    setMUX1(ind_ac);
    xVal = analogRead(0);
    yVal = analogRead(1);
    zVal = analogRead(2);
    xVal = map(xVal, 0, 1023, -500, 500);
    yVal = map(yVal, 0, 1023, -500, 500);
    zVal = map(zVal, 0, 1023, -500, 500);
    angleYZ = atan((double)yVal / (double)zVal);
    angleYZ = angleYZ*(57.2958);
    angleXZ = atan((double)xVal / (double)zVal);
    angleXZ = angleXZ*(57.2958);
    angleYZ=angleYZ*-1;
    angleXZ=angleXZ*-1;
    ajusteAC[ind_ac][0]=angleYZ;
    ajusteAC[ind_ac][1]=angleXZ;
}
void readAC(int ind_ac) {
    setMUX1(ind_ac);
    xVal = analogRead(0);
    yVal = analogRead(1);
    zVal = analogRead(2);
    xVal = map(xVal, 0, 1023, -500, 500);
    yVal = map(yVal, 0, 1023, -500, 500);
    zVal = map(zVal, 0, 1023, -500, 500);
    angleYZ = atan((double)yVal / (double)zVal);
    angleYZ = angleYZ*(57.2958);
    angleXZ = atan((double)xVal / (double)zVal);
    angleXZ = angleXZ*(57.2958);
    datosAC[ind_ac][0] = angleYZ + ajusteAC[ind_ac][0];
    datosAC[ind_ac][1] = angleXZ + ajusteAC[ind_ac][1];
    auxPos=ind_ac*2;
    lecturas[indLectura][auxPos] = datosAC[ind_ac][0];
    auxPos++;
    lecturas[indLectura][auxPos] = datosAC[ind_ac][1];
}
void readSP(int ind_sp) {
    setMUX2(ind_sp);
    datosSP[ind_sp]=analogRead(3);
    auxPos=ind_sp + 12;
    lecturas[indLectura][auxPos] = datosSP[ind_sp];
}
void setMUX1(int x)
{
    for(int l = 0; l < 3; l++) {
        int signal = (x >> l) & 1;
        digitalWrite(selectMux1[l], signal);
    };
    delay(7);
}
void setMUX2(int x)
{
    for(int l = 0; l < 3; l++) {
        int signal = (x >> l) & 1;
        digitalWrite(selectMux2[l], signal);
    };
    delay(7);
}

```

```

}
void transmitirLectura(){
  for(int j = 0; j < limiteLecturas; j++) {
    for(int k = 0; k < 19; k++) {
      Serial1.print(lecturas[j][k]);
      Serial1.print(",");
      delay(1);
    };
    Serial1.println(lecturas[j][19]);
  };
  delay(1);
}
void transmitir(){
  for(int j = 0; j < 6; j++) {
    for(int k = 0; k < 2; k++) {
      Serial1.print(datosAC[j][k]);
      Serial1.print(",");
    };
  };
  for(int j = 0; j < 7; j++) {
    Serial1.print(datosSP[j]);
    Serial1.print(",");
  };
  Serial1.println(datosSP[7]);
  delay(2);
}

```

Anexo 2: Diseño electrónico (PCB)

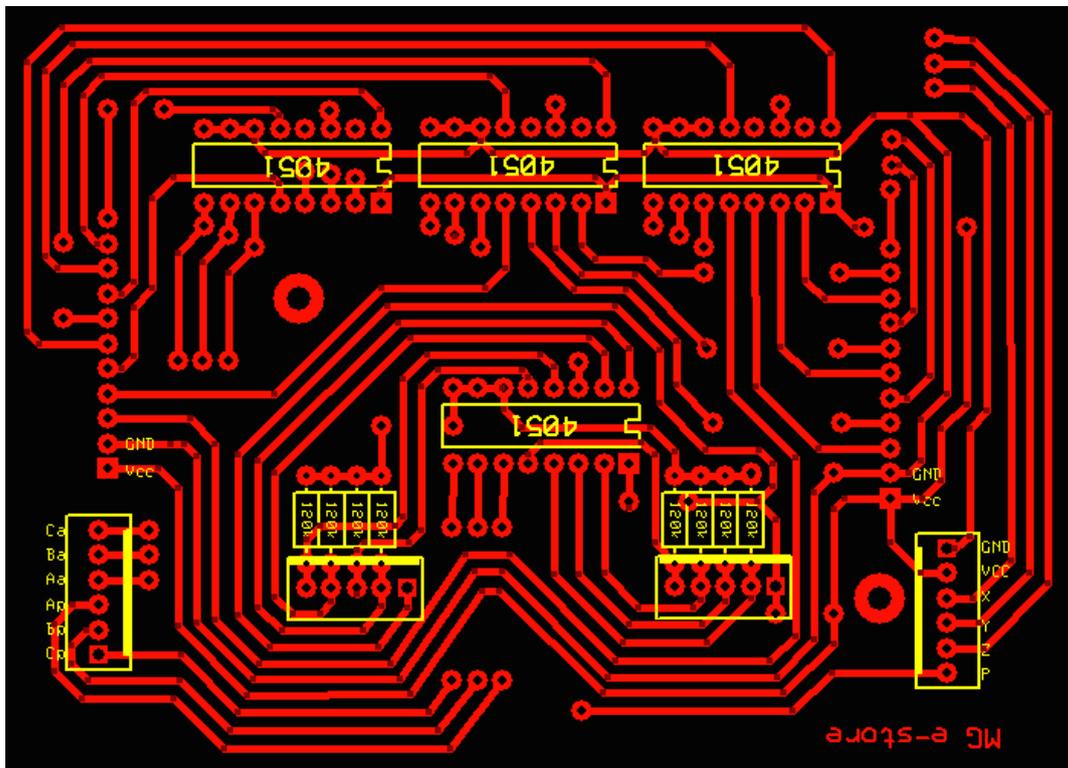


Figura 1. Diseño de la placa principal para el multiplexado de los sensores

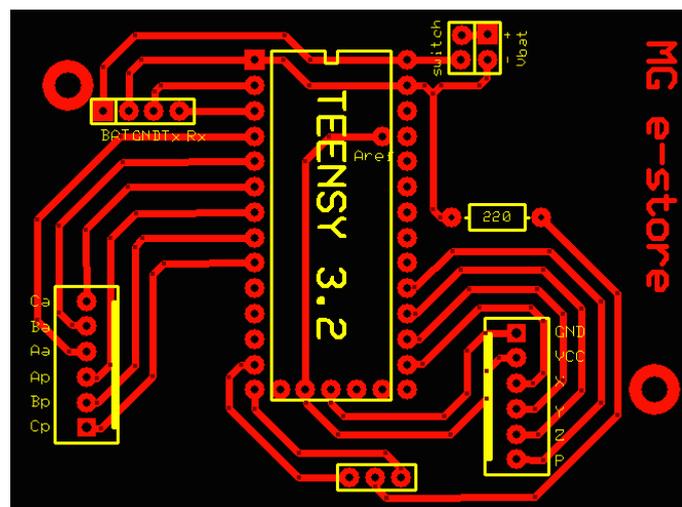
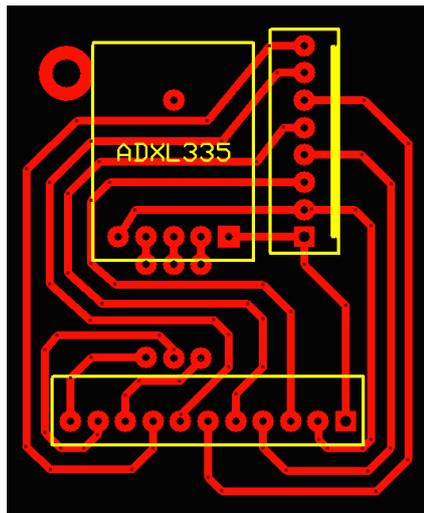
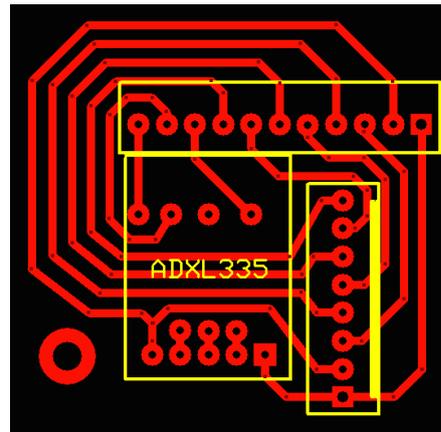


Figura 2. Diseño de la placa principal para el control y envío de datos

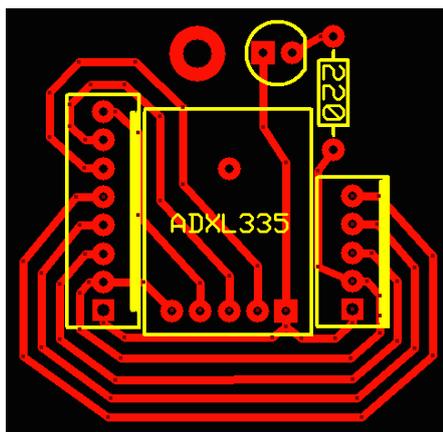


(a)

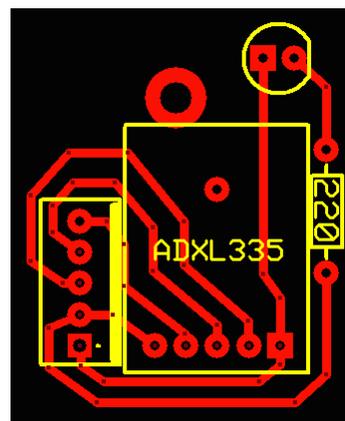


(b)

Figura 3. Diseño de la placa para el registro angular en la cadera: (a) derecha, (b) izquierda



(a)



(b)

Figura 4. Diseño de la placa para el registro angular: (a) muslo, (b) pierna

Anexo 3: Carcasa del sistema para el registro angular y presión plantar.



Anexo 4: Script de Matlab para recorte de datos registrados mediante GUI

```
function pushbuttoncargar_Callback(hObject, eventdata, handles)
[filename pathname] = uigetfile({'*.xlsx'}, 'Seleccionar archivo');
if isequal(filename, 0)
    return
else
    fullpathname = strcat(pathname, filename);
    set(handles.text1, 'String', fullpathname);
    datos = xlsread(fullpathname);
    [a,b] = size(datos);
    c=max(datos(:,1:12));
    e=min(datos(:,1:12));
    d=max(c);
    f=min(e);
    plot(handles.axes1, datos(:,1:12)
    hold(handles.axes1)
    axes(handles.axes1);
    axis(handles.axes1, [0,a,f,d]);
    xlabel('# Muestras', 'FontSize', 9);
    ylabel('Ángulos (grados)', 'FontSize', 9);
    set(handles.text2, 'String', '');
    legend(handles.axes1, {'SPD','FPD','SMD','FMD','SCD','FCD','SPI','FPI','SMI','FMI','SCI','FCI'}, 'FontSize'
    ,6, 'Location', 'northeast', 'Orientation', 'vertical')
    e=max(datos(:,13:20));
    f=max(e);
    plot(handles.axes2, datos(:,13:20));
    setappdata(0, 'datos', datos);
    n=length(datos);
```

```

set(handles.editMin,'String','0');
set(handles.editMax,'String',n);
axes(handles.axes2);
axis(handles.axes2,[0,a,0,f]);
xlabel('# Muestras','FontSize',9);
ylabel('Valor (ADC 10bits)','FontSize',9);
legend(handles.axes2,{'PTD','PQD','PDD','PPD','PTI','PQI','PDI','PPI'},'FontSize',6,'Location','northeast','Orientation','vertical')
end

```

```

function pushbuttonRecortar_Callback(hObject, eventdata, handles)
registro=getappdata(0,'datos');
valmin=str2double(get(handles.editMin,'string'));
valmax=str2double(get(handles.editMax,'string'));
registro(1:valmin,:)=[];
valmax2=valmax-valmin;
registro_editados=registro(1:valmax2,:);
cla(handles.axes1,'reset');
plot(handles.axes1,registro_editados(:,1:12))
xlabel(handles.axes1,'# Muestras','FontSize',9);
ylabel(handles.axes1,'Ángulos (grados)','FontSize',9);
legend(handles.axes1,{'SPD','FPD','SMD','FMD','SCD','FCD','SPI','FPI','SMI','FMI','SCI','FCI'},'FontSize',6,'Location','northeast','Orientation','vertical')
cla(handles.axes2,'reset');
plot(handles.axes2,registro_editados(:,13:20))
xlabel(handles.axes2,'# Muestras','FontSize',9);
ylabel(handles.axes2,'Valor (ADC 10bits)','FontSize',9);
legend(handles.axes2,{'PTD','PQD','PDD','PPD','PTI','PQI','PDI','PPI'},'FontSize',6,'Location','northeast','Orientation','vertical')
setappdata(0,'registro_editados',registro_editados);

```

```

function pushbuttonGuardar_Callback(hObject, eventdata, handles)
registro_final=getappdata(0,'registro_editados');
[filename,pathname]=uiputfile({'*.xlsx'},'Save as');
if isequal(filename,0)
return
else
path_file=fullfile(pathname,filename);
headers =
{'SPD','FPD','SMD','FMD','SCD','FCD','SPI','FPI','SMI','FMI','SCI','FCI','PTD','PQD','PDD','PPD','PTI','PQI','PDI','PPI'};
xlswrite(path_file,headers,'Hoja1','A1');
xlswrite(path_file,registro_final,'Hoja1','A2');
set(handles.text2,'String',path_file);
end

```

Anexo 5: Script de Matlab para promedio de datos registrados mediante GUI

```

function pushbutton3_Callback(hObject, eventdata, handles)
datos11=getappdata(0,'datos1');
datos22=getappdata(0,'datos2');
for x=1:20
N11=length(datos11(:,x:x));
if x<=12
datos11(:,x:x)=datos11(:,x:x);
else
datos11(:,x:x)=datos11(:,x:x)/max(abs(datos11(:,x:x)));
end
N22=length(datos22(:,x:x));
if x<=12

```

```

datos22(:,x:x)=datos22(:,x:x);
else
datos22(:,x:x)=datos22(:,x:x)/max(abs(datos22(:,x:x)));
end
if N11>=N22;
newNum1 = N11;
X11 = linspace(0,1,numel(datos22(:,x:x)));
Xi11 = linspace(0,1,newNum1);
senal22int(:,x:x)= interp1(X11, datos22(:,x:x), Xi11, 'linear');
senal11(:,x:x)=datos11(:,x:x);
else
newNum1 = N22;
X11 = linspace(0,1,numel(datos11(:,x:x)));
Xi11 = linspace(0,1,newNum1);
senal22int(:,x:x) = interp1(X11, datos11(:,x:x), Xi11, 'linear');
senal11(:,x:x)=datos22(:,x:x);
end
senal11(:,x:x)=senal11(:,x:x);
E2(:,x:x)=(senal11(:,x:x)+senal22int(:,x:x))./2;
end
E2=E2;
[filename, pathname] = uiputfile({'*.xlsx'}, 'Save as');
if isequal(filename, 0)
return
else
path_file=fullfile(pathname,filename);
headers =
{'SPD','FPD','SMD','FMD','SCD','FCD','SPI','FPI','SMI','FMI','SCI','FCI','PTD','PQD','PDD','PPD','PTI','P
QI','PDI','PPI'};
xlswrite(path_file, headers, 'Hoja1', 'A1');
xlswrite(path_file, E2, 'Hoja1', 'A2');
set(handles.edit5, 'String', path_file);

```

Anexo 6: Script de Matlab para comparación de datos registrados mediante GUI

```

function popupmenu2_Callback(hObject, eventdata, handles)
datos1=getappdata(0, 'datos1');
datos2=getappdata(0, 'datos2');
y=getappdata(0, 'y');
contenido=get(hObject, 'String');
a=get(hObject, 'Value');
texto=contenido(a);
switch cell2mat(texto)
case 'SPD'
x=1;
case 'FPD'
x=2;
case 'SMD'
x=3;
case 'FMD'
x=4;
case 'SCD'
x=5;
case 'FCD'
x=6;
case 'SPI'
x=7;
case 'FPI'
x=8;

```

```

    case 'SMI'
    x=9;
    case 'FMI'
    x=10;
    case 'SCI'
    x=11;
    case 'FCI'
    x=12;
    case 'PTD'
    x=13;
    case 'PQD'
    x=14;
    case 'PDD'
    x=15;
    case 'PPD'
    x=16;
    case 'PTI'
    x=17;
    case 'PQI'
    x=18;
    case 'PDI'
    x=19;
    case 'PPI'
    x=20;
end
N1=length(datos1(:,y:y));
T1=N1*100*10^-3;
m1=100/T1;
T11= T1/N1;
t1=0:T11:T1-T11;
datos1(:,y:y)=datos1(:,y:y);
N2=length(datos2(:,x:x));
T2=N2*100*10^-3;
m2=100/T2;
T22= T2/N2;
t2=0:T22:T2-T22;
datos2(:,x:x)=datos2(:,x:x);
c=max(datos1(:,y:y));
c1=max((datos2(:,x:x)));
d=min(datos1(:,y:y));
d1=min((datos2(:,x:x)));
if c>=c1
    ls=c;
else
    ls=c1;
end

if d<=d1
    li=d;
else
    li=d1;
end
cla(handles.axes1,'reset');
p1=plot(handles.axes1,t1*m1,datos1(:,y:y),'b');
hold(handles.axes1);
p2=plot(handles.axes1,t2*m2,datos2(:,x:x),'-r');
axis(handles.axes1,[0 100 li ls]);
xlabel(handles.axes1,'Ciclo de Levantamiento', 'FontSize', 9);
if x<=12
ylabel(handles.axes1,'Ángulos (grados)', 'FontSize', 9,'Color','b');

```

```

else
ylabel(handles.axes1,'Presion', 'FontSize', 9,'Color','b');
end
legend([p1,p2],{'Señal1','Señal2'},'FontSize',6)
if N1>=N2;
newNum = N1; X1 = linspace(0,1,numel(datos2(:,x:x)));
Xi1 = linspace(0,1,newNum);
senal2int = interp1(X1, datos2(:,x:x), Xi1, 'linear');
senal1=datos1(:,y:y);
else
newNum = N2;
X1 = linspace(0,1,numel(datos1(:,y:y)));
Xi1 = linspace(0,1,newNum);
senal2int = interp1(X1, datos1(:,y:y), Xi1, 'linear');
senal1=datos2(:,x:x);
end
a=datos1(:,y:y);
b=datos2(:,x:x);
m1=mean(a);
m2=mean(b);
s1=std(a);
s2=std(b);
senal1=senal1';
r1=corrcoef(senal1,senal2int);
r=r1(2,1);
z1=strcat(num2str(m1),'±',num2str(s1));
z2=strcat(num2str(m2),'±',num2str(s2));
set(handles.edit3, 'String',z1);
set(handles.edit4, 'String', z2);
set(handles.edit11, 'String', r);
senal2int;
E=(senal1-senal2int);
E1=abs(E);
Ne = length(E);
T =Ne*100*10^-3;
m=100/T;
T1 = T/Ne;
te= 0:T1:T-T1;
val=get(handles.checkbox41,'Value') ;
if val==1
[AX,H1,H2]=plotyy(handles.axes1,te*m,a,te*m,E1,'plot');
set(get(AX(2),'Ylabel'),'String','Diferencia')
set(H2,'LineStyle',':')
legend([p1,p2,H2],{'Señal1','Señal2','Diferencia'},'FontSize',6)
else
end
end
setappdata(0,'xuno', x);

```