



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE MÉXICO
Facultad de Ingeniería

**Diseño y construcción de un dispositivo portátil para
medición del centro de presión del cuerpo humano**

Tesis:

**Que para obtener el grado de
Maestro en Ciencias de la Ingeniería
(Sistemas Dinámicos)**

Presenta:

Ing. Ángel Gabriel Estévez Pedraza.

Tutor Académico: Dr. Rigoberto Martínez Méndez.

Tutores adjuntos:

Dr. Jorge Rodríguez Arce.

Dr. Otniel Portillo Rodríguez.

Toluca de Lerdo, México.

Octubre de 2017.

RESUMEN

El estudio del equilibrio humano es útil para el diagnóstico y seguimiento de diversas patologías como: enfermedades neurológicas (Parkinson, Alzheimer, etc.), alteraciones del sistema músculo-esquelético debidas a razones como: uso de tacones altos, sobrepeso, envejecimiento, inestabilidades posturales, uso de prótesis, etc.

Existen numerosas herramientas para valorar cualitativa y cuantitativamente el equilibrio. La mayoría se basa en la medición del CoP (Centro de Presión, por sus siglas en inglés), este parámetro depende a su vez de la posición del CoM (Centro de Masa), la cual es la variable monitoreada y controlada por el Sistema Nervioso Central (SNC) para mantener el equilibrio. Las herramientas cualitativas (observación) son propensas a errores de apreciación por falta de experiencia, cansancio o descuido del evaluador. Las cuantitativas suelen ser muy voluminosas (1 a 2 m³ y más de 4 kg), costosas (superiores a los 3,000 USD) y por tanto limitadas a su uso en laboratorios especializados. Otras soluciones cuantitativas (plantillas instrumentadas) son más económicas pero son personalizadas para un solo sujeto, lo cual nuevamente limita su impacto en el análisis del equilibrio en grandes poblaciones.

En esta tesis se presenta el diseño y construcción de un dispositivo portátil y de bajo costo para evaluar el CoP. El prototipo presentado se basa en 3 sensores FSR (*Force Sensing Resistor*) por pie en una configuración geométrica tomando como base las regiones donde se concentra el mayor peso del cuerpo. Mediante la adecuación de un algoritmo se obtuvo un cálculo para obtener el CoP basado en esos sensores. El sistema está diseñado para adaptarse a pies de 22 a 29 cm de longitud. La estimación del CoP y de los distintos índices comúnmente usados en el diagnóstico y seguimiento de diversas patologías, son calculados en un sistema embebido y desplegados en una pantalla TFT (*Thin Film Transistor*). Lo anterior asegura un sistema adaptable, portátil y de bajo costo comparado con los sistemas existentes en el estado del arte.

El sistema se utilizó para medir el CoP de 50 sujetos de entre 20 y 39 años de edad (33 hombres y 17 mujeres) cuya edad y peso promedio son (26.04 ± 4.94 años, 68.37 ± 8.15 kg) respectivamente. Los resultados promedio obtenidos se compararon con los reportados en diversos estudios para sujetos con características similares. Éstos indican que el sistema aquí presentado es capaz de medir el CoP, obteniendo resultados similares a los que presentan sistemas basados en plataformas de fuerza (*Golden Standard*). Se encontró además que el sistema es capaz de discriminar entre sujetos en posición de pie, con ojos cerrados y sujetos con ojos abiertos ($p < 0001$), diferencia que por criterios convencionales se considera estadísticamente significativa.

ABSTRACT

The study of the human balance is useful to the diagnostic and monitoring of diverse pathologies such as: neurological diseases (Parkinson, Alzheimer, etc.), alterations of musculoskeletal system due to conditions like the use of high heels, obesity, ageing, postural instability, use of prostheses, etc.

Because of the many uses of equilibrium assessment, there are also many tools for assessing it qualitatively and quantitatively. Most of them are based on the measurement of the Center of Pressure (CoP), this parameter depends of the position of the Center of Mass (CoM), which is the variable monitored and controlled by the Central Nervous System (CNS) to maintain the balance. Qualitative tools (observation) are prone to appreciation's mistakes due to lack of experience, tiredness or negligence from the evaluator. The quantitative tools tend to be very bulky (1 to 2 m³ and more than 4 kg), expensive (over 3,000 USD), and therefore limited their use in specialized laboratories. Other quantitative solutions (instrumented insoles) are less expensive but they are customized for a single subject, which again, limit their impact on the analysis of the balance in big populations.

This thesis presents the design and construction of a low cost portable device aimed evaluate the CoP. The presented prototype is based on 3 FSR (Force Sensing Resistor) sensors per foot, in a geometrical configuration based on the regions where the greater body weight is centered. A calculation method is proposed to obtain the CoP based on those sensors. The system is designed to adjust to different feet sizes, from 22 to 29 cm length.

The estimation of the CoP and the different parameters commonly used in the diagnostic and monitoring of various pathologies are calculated using an embedded system and displayed on a TFT (Thin Film Transistor) screen. This ensures an adaptive, portable and low cost system compared to existing systems in the literature.

The system was used to measure the CoP of 50 subjects between 20 and 39 years (33 males and 17 females) whose age and average are (26.04 ± 4.94 years, 68.37 ± 8.15 kg) respectively. The average results obtained were compared with those reported in various studies for subjects with similar characteristics. These indicate that the system here presented is able to measure the CoP, obtaining similar results to those presented in studies using systems based on force platforms (the golden standard measuring CoP). It was also found that the proposed system is capable to discriminate between subjects, with eyes closed and subjects with eyes open (both standing upright) with a $p < 0001$, difference that by conventional criteria is considered statistically significant.

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN	3
ABSTRACT	5
ÍNDICE DE FIGURAS	9
ÍNDICE DE TABLAS	11
ACRÓNIMOS Y ABREVIATURAS UTILIZADAS.....	12
INTRODUCCIÓN.....	13
CAPÍTULO 1	16
Antecedentes.....	16
1.1 Marco teórico.....	16
1.1.1 Equilibrio del cuerpo humano y sus implicaciones.....	16
1.1.2 CoM y CoP.....	21
1.2 Estado del arte	26
1.2.1 Sistemas comerciales.....	27
1.2.1.1 Plataformas de fuerza	27
1.2.1.2 Estabilómetros	28
1.2.1.3 Plantillas instrumentadas.....	29
1.2.2 Prototipos	31
1.3 Índices obtenidos a partir del CoP	34
CAPÍTULO 2	39
Diseño y desarrollo del sistema	39
2.1 Requisitos de diseño	39
2.2 Elección de componentes	40
2.2.1 Medurando	41
2.2.2 Elección del sensor	41
2.2.3 Acondicionamiento (pre amplificación y filtrado)	48
2.2.4 Digitalización y procesamiento de la señal.....	51
2.2.5 Almacenamiento de datos.....	52
2.2.6 Despliegue de señal procesada	53
2.2.7 Fuente de alimentación	53
2.3 Encapsulado	57
2.4 Firmware	58
2.5 Calibración.....	65

CAPÍTULO 3	71
Resultados y discusiones	71
2.1 Protocolo de pruebas	71
2.2 Resultados	73
2.3 Discusiones.....	79
CONCLUSIONES.....	91
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	93
APÉNDICE A: ÍNDICES DEL COP.....	99
Índices híbridos en el dominio del tiempo	101
Índices en el dominio de la frecuencia	103
APÉNDICE B: FIRMWARE DEL SISTEMA.....	104
APÉNDICE C: CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO.....	108

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Principales elementos del sistema vestibular [7].	17
Figura 2. Representación simplificada del sistema visual donde se muestra su conexión con el SNC [9].	18
Figura 3. Representación del sistema músculo-esquelético [9].	18
Figura 4. Relaciones entre CoM y CoP [4] [30].	22
Figura 5. Fases de análisis de balanceo [4] [30].	22
Figura 6. Marco de referencia y planos anatómicos [4].	24
Figura 7. Medición de la posición del CoP y el CoM en plano A/P [4].	25
Figura 8. Trayectorias A/P vs M/L del CoP (estabilograma) [32].	26
Figura 9. Componentes principales de una plataforma de fuerza Optima HPS™.	27
Figura 10. Estabilómetro Balance System SD™.	28
Figura 11. Sistema pedar [38].	29
Figura 12. Sistema Fscan [39].	30
Figura 13. Sistema science open go [40].	30
Figura 14. Diagrama general de un proceso de instrumentación en lazo abierto.	40
Figura 15. Arquitectura de un FSR [66].	42
Figura 16. Comportamiento típico de un sensor FSR Mod. 402 Interlink® [66].	44
Figura 17. Conversión de fuerza a voltaje. FSR Mod. 402 Interlink® [66].	44
Figura 18. Porcentaje del peso corporal soportado en los pies [89].	45
Figura 19. Colocación de los sensores.	46
Figura 20. Posiciones de estudio para evaluación del equilibrio [69].	47
Figura 21. Colocación de los sensores en la plataforma del sistema.	48
Figura 22. Filtro pasa bajas RC pasivo.	48
Figura 23. Diagrama electrónico del divisor de voltaje y el filtro pasa baja.	49
Figura 24. Tarjeta 1. Etapa reguladora de voltaje y de acondicionamiento de señal.	50
Figura 25. Diagrama electrónico del circuito regulador de voltaje.	54
Figura 26. Conexión microcontrolador-pantalla TFT-módulo SD.	55
Figura 27. Tarjeta 2, vista superior.	56
Figura 28. Tarjeta 2, vista inferior.	56
Figura 29. Renderizado del encapsulado ensamblado.	57
Figura 30. Diagrama de fuerzas en una plataforma [50].	58
Figura 31. Adecuación gráfica a una plataforma de fuerza.	59
Figura 32. Diagrama de flujo del programa principal y de la interrupción.	62
Figura 33. Propuesta de interfaz de inicio de sistema.	63
Figura 34. Ejemplo de Informe de error producido por ausencia de tarjeta SD.	65
Figura 35. Elementos para calibración.	66
Figura 36. Gráfica de caracterización de respuesta de los sensores.	68
Figura 37. Sistema completo. A) Plataforma, b) Sistema embebido.	69
Figura 38. Postura para evaluación del equilibrio.	72
Figura 39. Leyenda en la pantalla mientras se realiza un análisis.	74
Figura 40. Gráfica de evaluación, sujeto con ojos abiertos (OA).	74
Figura 41. Índices del CoP calculados por el sistema (OA).	75
Figura 42. Gráfica de evaluación (OC).	75
Figura 43. Índices del CoP calculados por el sistema (OC).	76

Figura 44. Estabilograma de una persona con desgaste de rodilla (OC).....	78
Figura 45. Índices de persona con desgaste de rodilla (OC).....	78
Figura 46. Estabilograma de persona recuperada de fractura (OC).	78
Figura 47. Índices de persona recuperada de fractura de extremidad (OC).	78
Figura 48. Comparativo de índices en milímetros (OA).....	81
Figura 49. Comparativo de índices en milímetros (OC).....	81
Figura 50. Comparativo de velocidad principal (OA).	83
Figura 51. Comparativo de velocidad principal (OC).....	83
Figura 52. Comparativo de área (OA).	84
Figura 53. Comparativo de área (OC).....	85
Figura 54. Comparativo de área de balanceo por tiempo (OA).	86
Figura 55. Comparativo de área de balanceo por tiempo (OC).	86
Figura 56. Comparativo de frecuencia principal (OA).....	87
Figura 57. Comparativo de frecuencia principal (OC).....	88
Figura 58. Comparativo de dimensión fractal (OA).	89
Figura 59. Comparativo de dimensión fractal (OC).	89

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Concentrado de información de prototipos que calculan CoP.	31
Tabla 2. Clasificación simplificada de sensores de fuerza.	41
Tabla 3. Estándares de tamaños de los FSR. Interlink® [66].	43
Tabla 4. Características generales del sistema.	70
Tabla 5. Resultados obtenidos de las pruebas realizadas a 50 personas.	77
Tabla 6. Datos generales de artículos comparativos.	79

Acrónimos y abreviaturas utilizadas

ACV: Accidente Cerebro Vascular.

ADC: *Analogic to Digital Converter*, (Convertidor Analógico-Digital).

A/P: Dirección anteroposterior.

CoG: *Center of Gravity*, (Centro de Gravedad).

CoM: *Center of Mass*, (Centro de Masa).

CoP: *Center of Pressure*, (Centro de Presión).

DSP: *Digital Signal Processor*, (Procesador Digital de Señales).

FAT: *File Allocation Table*.

FSR: *Force Sensing Resistor*.

GRF: *Ground Reaction Force*, (Fuerza de Reacción del Suelo).

I²C: Inter-Integrated Circuit, (Bus de comunicación serie I²C).

LED: *Light Emitting Diode*, (Diodo emisor de luz).

MAC: *Multiply Accumulates*, (Acumulador múltiple).

MIPS: (*Millions of Instructions per Second*), (Millones de instrucciones por segundo).

M/L: Dirección medio-lateral.

OPAM: *Operational Amplifier*, (Amplificador Operacional).

PET: *Polyethylene Terephthalate*, (Tereftalato de Polietileno).

SD: *Secure Digital*, (Memoria).

SPI: *Serial Peripheral Interface*, (Bus de comunicación serie SPI).

TFT: *Thin Film Transistor*, (Transistor de película delgada).

TIC: Tecnologías de la Información y comunicaciones.

USB: *Universal Serial Bus*.

INTRODUCCIÓN

Para el ser humano, tener buen equilibrio es de gran importancia para realizar actividades con autonomía, como por ejemplo caminar, correr, etc. [1]. El equilibrio depende de sistemas fisiológicos como: sistema nervioso central, sistema vestibular, sistema músculo-esquelético, sistema somatosensorial y sistema visual. Si alguno de estos sistemas se ve afectado, entonces también el equilibrio lo estará. De aquí surge la importancia de medirlo y evaluarlo para diagnosticar patologías relacionadas con alguno de los sistemas fisiológicos de los cuales depende [2] [3], por ejemplo la enfermedad de Párkinson la cual es originada por una falla en el sistema nervioso.

La forma ideal para evaluar el equilibrio es midiendo la posición del centro de masa (CoM, por sus siglas en inglés), el cual es el punto de localización del promedio de la masa de todos los segmentos del cuerpo humano [4], o en otras palabras, es el punto donde se concentra la masa [5]. Sin embargo, medir la posición del CoM es complicado, debido a que depende de la posición y morfología de cada una de las partes del cuerpo [4]. Debido a esto, para medir el equilibrio, se suele usar el centro de presión (CoP, por sus siglas en inglés). El CoP es un punto donde se concentran todas las fuerzas de reacción del suelo cuando un individuo se encuentra en posición de pie.

Para realizar una evaluación del equilibrio, se grafica el desplazamiento del CoP (CoP en el plano sagital vs CoP en el plano mediolateral), generando una trayectoria llamada estabilograma. De este gráfico se pueden derivar índices relacionados al equilibrio (por ejemplo, el área del mismo), los cuales ayudan al diagnóstico de patologías o algunos casos de rehabilitación. Actualmente, el CoP se puede medir con dispositivos como estabilómetros, plataformas de fuerza (*Golden Standard* en la medición de esta variable) y plantillas instrumentadas, los cuales usan sensores de diferente naturaleza para poder adquirir datos y procesarlos. Los dos primeros tienen desventajas como son, el costo elevado (superior a los 3,000 USD) y el tamaño de dimensiones considerables (1 a 2 m³ y más de 4 kg), lo que origina que

sólo los laboratorios especializados y bien equipados cuenten con ellos; en el caso de las plantillas sensorizadas, a pesar de ser más económicas que los anteriores (aproximadamente \$40,000.00 MXN), su uso es exclusivo a un solo tamaño de pie. En los tres casos, los sistemas necesitan generalmente una computadora u otro dispositivo electrónico (*smartphone*, tableta) para funcionar, situación que aumenta el costo global del equipo. En la sección del estado del arte se describen con más detalle las características de estos sistemas.

Este trabajo de tesis describe el diseño y construcción de un dispositivo electrónico portátil para medir y desplegar la trayectoria del CoP, con el objetivo de utilizar esa medición para caracterizar el equilibrio estático del cuerpo humano, utilizando la menor cantidad de sensores posibles, reduciendo la complejidad, hardware y por lo tanto, el costo y tamaño del sistema, mejorando su portabilidad.

La **meta de ingeniería** del trabajo propuesto es construir un dispositivo capaz de medir el CoP en sujetos mientras éstos permanecen de pie y estáticos sobre la zona de medición.

El dispositivo debe ser capaz de obtener resultados con la misma confiabilidad y repetibilidad que los dispositivos existentes y tener menor tamaño para facilitar su uso en todo tipo de clínicas.

Esta tesis se divide en tres capítulos. En el **capítulo uno** se describen los conceptos fundamentales relacionados con el objeto de estudio, es decir, la teoría, información y descripción del equilibrio desde el punto de vista fisiológico y biomecánico. También se incluye el estado del arte, abordando prototipos de investigación y dispositivos comerciales.

En el **capítulo dos** se abordan los requerimientos mínimos para diseñar y construir el dispositivo electrónico propuesto. Se describe la metodología para calcular el CoP, la selección de componentes y el diseño de los circuitos electrónicos necesarios. En el **capítulo tres** se describen los resultados de las pruebas realizadas en personas sanas, los resultados obtenidos y la discusión de los mismos. La discusión se realiza con base en una comparación entre los datos

obtenidos por el sistema y los reportados en el estado del arte como una manera de validar el dispositivo. Finalmente, se presentan las conclusiones, recomendaciones y trabajo futuro.

CAPÍTULO 1

Antecedentes

En este capítulo, se describen los conceptos básicos y fundamentos teóricos de este trabajo, con el fin de comprender e introducir términos que ayuden a abordar el tema de estudio. También, se citan brevemente los trabajos más relevantes relacionados con el objeto de estudio de este trabajo y que conforman el estado del arte de la temática.

1.1 Marco teórico

1.1.1 Equilibrio del cuerpo humano y sus implicaciones

El equilibrio o equilibriorocepción es uno de los sentidos fisiológicos del cuerpo humano con mayor relevancia para que el ser humano realice sus actividades cotidianas de manera normal [6]. Existen dos tipos de equilibrio: el estático y el dinámico, el primero es cuando el cuerpo humano está en reposo estático y se mantiene una postura estable sin tener movimiento, y el dinámico es cuando conserva una posición controlada durante el movimiento. Para entender el equilibrio en el cuerpo humano y la manera en que se logra mantenerlo, es importante conocer todos los mecanismos involucrados en el mismo, dichos mecanismos son descritos brevemente a continuación.

El sistema vestibular (ver Figura 1 a)), que se ubica en el oído medio, está involucrado en la percepción del equilibrio y la estabilidad. Cuando la cabeza gira rápidamente, el líquido de los canales semicirculares (localizados en el oído interno, que junto con el sáculo y utrículo (ver Figura 1 b)) determina el equilibrio dinámico

del cuerpo humano) mueve los cilios que mandan un mensaje (a través del nervio vestibulococlear) al cerebro y al cerebelo acerca de la posición espacial. En menos de un segundo, el cerebelo transmite mensajes a la médula espinal y a los músculos necesarios para mantener el equilibrio [2] [6].

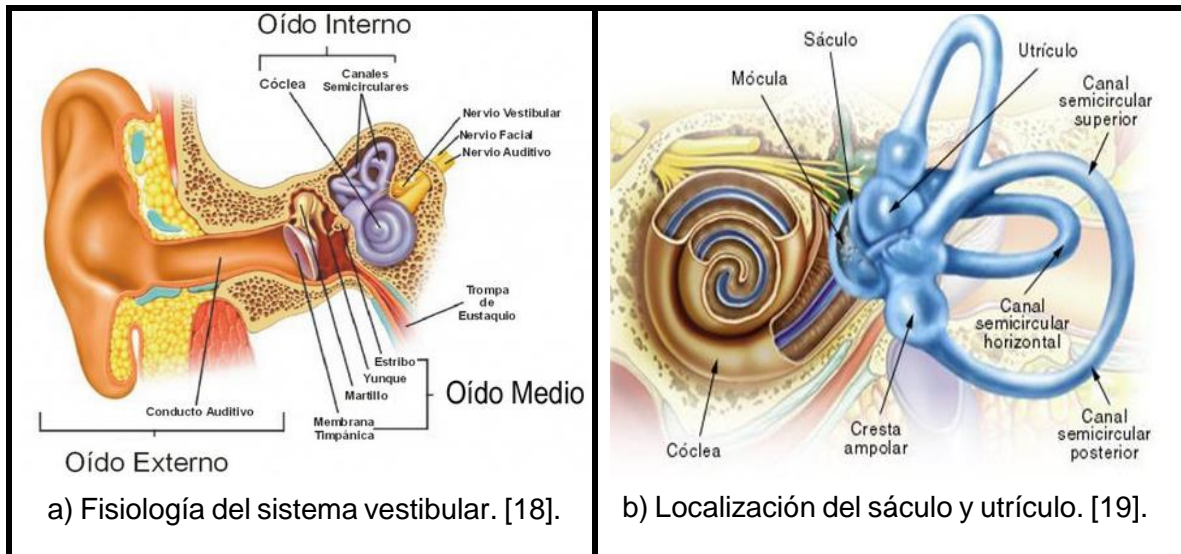


Figura 1. Principales elementos del sistema vestibular [7].

El sistema somatosensorial, está compuesto por receptores térmicos, mecánicos, químicos, de dolor, de presión y fotónicos localizados en los músculos, piel, huesos, tendones, articulaciones, etc. Este sistema informa al cuerpo sobre la posición actual de sus diversos segmentos. Los sensores de presión ubicados en cuello, torso, propioceptores articulares y musculares transmiten señales al cerebro mediante husos musculares para informar dónde está el cuerpo respecto al entorno (propiocepción) [3] [6] [8].

El sistema visual, proporciona información del ambiente que rodea al cuerpo (ver Figura 2). En la parte posterior de los ojos, las terminaciones nerviosas de la retina tienen células sensibles. Cuando una persona observa algo, la luz llega a la retina, y las células sensibles envían señales eléctricas al cerebro a través del nervio óptico, a fin de interpretar lo percibido y crear imágenes visuales. La importancia de este sistema en el control de equilibrio es la determinación de distancias y posiciones a las que se encuentran los objetos alrededor del cuerpo [6].

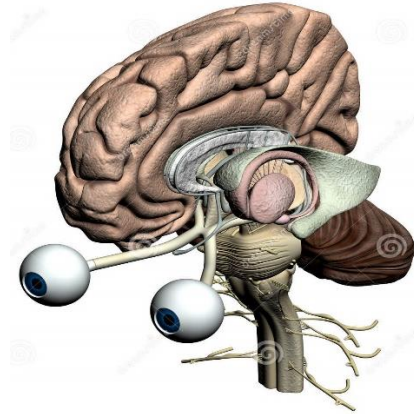


Figura 2. Representación simplificada del sistema visual donde se muestra su conexión con el SNC [9].

El sistema músculo-esquelético, está constituido por la unión de huesos articulaciones y músculos que sostienen, estabilizan, protegen y dan movimiento al cuerpo humano, brindando la morfología del mismo (ver Figura 3). Este sistema colabora en la marcha y la locomoción a partir de la actividad muscular, generada y controlada por los estímulos eléctricos enviados desde el sistema nervioso central [10].



Figura 3. Representación del sistema músculo-esquelético [9].

El sistema que reúne toda la información, la integra y con base en ella ordena a los sistemas mencionados las acciones a ejecutar para mantener la tarea de control de equilibrio es **El sistema nervioso central**, el cual está compuesto por el cerebro,

cerebelo, bulbo raquídeo, espina dorsal, nervios y tallo cerebral. Debido a la compleja interconexión entre los diferentes sistemas relacionados con el control de equilibrio, es lógico que si uno de ellos o alguno de sus componentes se dañan o funcionan en forma incorrecta, entonces el equilibrio se verá afectado. Esta interdependencia de los diferentes sistemas con el equilibrio hace ver la gran utilidad del monitoreo del mismo. Con el monitoreo del equilibrio se pueden evaluar indirectamente enfermedades neurodegenerativas, cáncer cerebral, envejecimiento, esclerosis múltiple y otras relacionadas con el sistema nervioso. Prácticamente todas las investigaciones y desarrollos tecnológicos orientados a la medición del equilibrio apoyan al tratamiento de las deficiencias y trastornos, creando herramientas de diagnóstico para patologías específicas, por lo que el desarrollo del sistema aquí presentado pudiera beneficiar el estudio de las mismas.

Como ejemplos de estudio del equilibrio, se ha detectado que el área del CoP es mayor en personas que suelen utilizar tacones altos [11], encontrando un aumento en 200% en área y el doble de velocidad del CoP con respecto a personas que no suelen utilizar este tipo de calzado, también se ha medido la velocidad de marcha en individuos que han sufrido accidentes cerebro vasculares (ACV) cuya velocidad media del CoP se reduce un 23% [12], en detección de movimientos involuntarios del cuerpo en forma rítmica [13], en la evaluación de la marcha en pacientes con enfermedad de Parkinson [14] [13] [15], en la estabilidad del equilibrio de personas sanas basándose en los índices de la distancia RMS (*Root Mean Square*) y velocidad del CoP [16], patologías vestibulares como la enfermedad de Menière, el vértigo, mareos, etc. [17], en la evaluación de los déficits motores en personas con esquizofrenia apoyándose del estabilograma [18], en problemas óseos como amputaciones, debilidad corporal, falta de ejercicio, torceduras, etc., en problemas relacionados con la pérdida de la visión, por ejemplo, diabetes [19] [20], cataratas, en la detección de la inestabilidad de la marcha en personas de la tercera edad con altos porcentajes de riesgo de caída [21] temática apoyada en el índice de la distancia resultante del CoP [22]. Por otra parte, el control de balance corporal depende de la edad: hacia los 6 años se alcanza el equilibrio estático, en tanto el dinámico se logra a partir de los 9 años de edad. El equilibrio se empieza a ver

afectado en la etapa de senectud, y es a partir de los 35 o 40 años cuando cambia la forma en que los demás sentidos pueden brindar información acerca de los cambios en el entorno y el índice de la distancia principal del CoP es indicativo de la pérdida del equilibrio con la edad [23]. Inevitablemente, dichos sentidos se debilitan y la persona comienza a tener problemas para distinguir ambientes [24] [25]. Un estudio reporta que a partir de 65 años en adelante se ve una clara afectación en el mismo [26]. El gasto derivado de enfermedades o accidentes relacionados con el equilibrio es considerable. Un ejemplo de ello es el estudio realizado en Atlanta en el año 2000 [27], en personas adultas mayores a 65 años; Éste estudio registró más de 10,300 caídas que resultaron en la muerte y 2.6 millones de casos de caídas no fatales, los cuales tuvieron un costo de 19 millones de dólares. Lo anterior indica la importancia de la evaluación del equilibrio en este sector poblacional.

Por lo general, la medición del equilibrio se realiza en centros de evaluación biomecánica, empresas de ortopedistas para el diseño de calzado según prescripciones médicas, unidades de actividad física y del deporte, hospitales que proporcionan servicios de rehabilitación, otorrinolaringología, fisioterapia, podología, etc. [28], y con el sistema desarrollado se pretende ampliar su uso y aplicación en lugares como clínicas pequeñas.

Es importante mencionar que una de las pruebas clínicas del equilibrio más comunes por su sencillez y buenos resultados es la prueba de Romberg [29]. Esta prueba puede ser enfocada a la búsqueda de patologías relacionadas al desequilibrio y también a la deficiencia en la marcha. En dicha evaluación se le pide al paciente que se coloque de pie tratando de permanecer lo más estable posible mientras observa a un punto al frente y después se le pide que haga lo mismo pero esta vez con los ojos cerrados. Al eliminar el sentido visual se espera que el equilibrio presente alteraciones. Si la persona en evaluación presenta desbalances significativos es síntoma de un fallo en alguno de los sistemas fisiológicos antes mencionados. Ésta técnica fue aplicada en las mediciones del CoP de este trabajo

con el fin de probar que el sistema desarrollado es capaz de detectar las diferencias entre las dos situaciones.

1.1.2 CoM y CoP

La manera ideal de evaluar el equilibrio se realiza midiendo la posición del centro de masa (CoM, por sus siglas en inglés), donde la distribución de la masa del cuerpo humano es igual en todas las direcciones. Winter [4] define al CoM como el punto equivalente donde se concentra la masa total del cuerpo [30]. Al vector originado desde CoM hacia algún punto en el suelo (proyección vertical) se conoce como centro de gravedad, (CoG, por sus siglas en inglés Figura 4).

Medir la posición del CoM para evaluar el equilibrio resulta complicado debido a que depende de la posición y masa de cada uno de los segmentos del cuerpo, así como de su morfología, por lo tanto, para evaluar el equilibrio se suele usar el centro de presión del cuerpo humano CoP. En la Figura 4 se puede observar la estrecha relación entre CoM, CoP y CoG, ilustrando que son variables diferentes. El CoP indica la localización del extremo del vector vertical de la fuerza de reacción del suelo (GRF, por sus siglas en inglés, “ R ” en la Figura 4) en un área de contacto. Estas fuerzas dependen de la posición de los pies y de la distancia hacia las articulaciones en el tobillo, esta última denotada por “ p ” en la Figura 4 [4].

El desplazamiento del CoP se puede considerar como una respuesta neuromuscular a los cambios de posición del CoM [31], es decir, a los desequilibrios [30]. De manera específica, el CoP representa el promedio de todas las presiones sobre la superficie del área en contacto con el suelo [32].

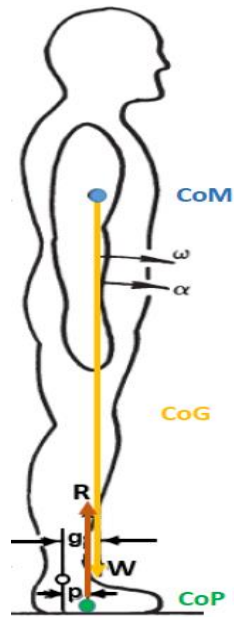


Figura 4. Relaciones entre CoM y CoP [4] [30].

Por otra parte, el CoG permite comparar las trayectorias que siguen las localizaciones del CoM y el CoP. Ésta diferencia se puede notar al analizar la Figura 5, en la cual Winter [30] presenta un sujeto en el plano sagital, que se balancea hacia adelante y hacia atrás, manteniendo una postura erecta y erguida. En la misma se muestran cinco fases del análisis del balanceo.

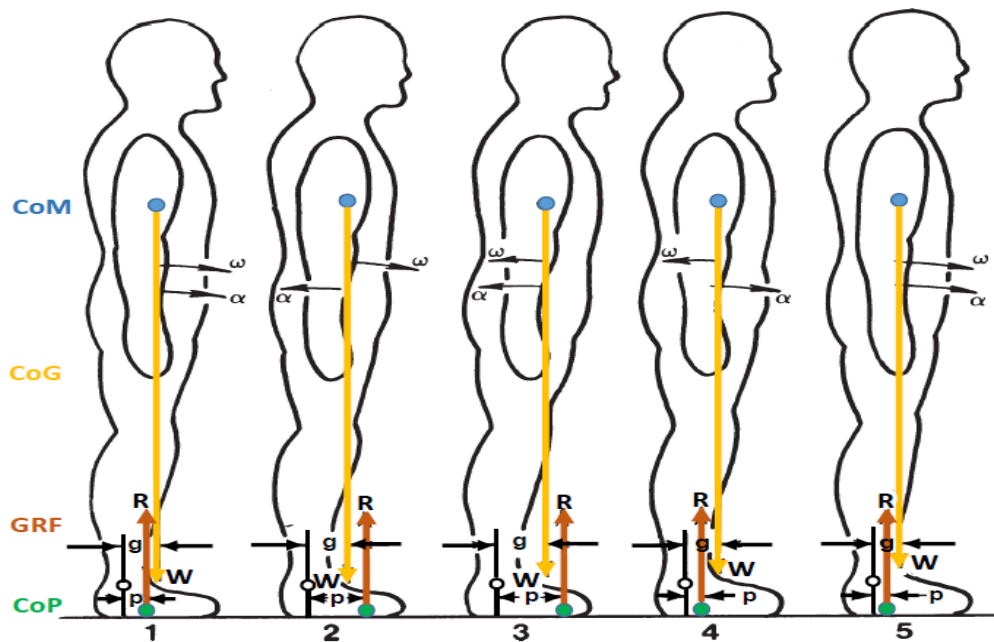


Figura 5. Fases de análisis de balanceo [4] [30].

El análisis inicia cuando el CoG del cuerpo (W) está adelante del CoP (mostrado por el vector vertical de la fuerza de reacción del suelo, R). Estas fuerzas generan un momento de inercia con las distancias g y p respectivamente desde la unión del tobillo. Las magnitudes de W y R son iguales y constantes cuando el sujeto está en una posición erguida y sin moverse. Asumiendo que el punto de pivoteo del cuerpo son los tobillos y despreciando la masa de los pies, se presentarán dos momentos de inercia, el momento Rp en sentido anti horario y el momento Wg en sentido horario.

En fase 1, se observa que Wg es mayor que Rp , y el cuerpo experimentará una aceleración angular α y una velocidad angular ω , ambas en sentido horario. Para corregir éste desequilibrio y evitar una caída hacia enfrente, el sujeto incrementará su actividad de flexión plantar, la cual incrementará su CoP, tal y como se observa en la fase 2, donde el CoG ahora anterior al CoP, así que Wg es menor que Rp , por lo que la aceleración angular α tendrá sentido anti horario, lo que provocará que la velocidad angular ω comience a decrecer, hasta que en la fase 3, el tiempo de α provoque que la velocidad angular tome sentido anti horario. Ahora α y ω tiene sentido anti horario y el cuerpo experimentará un balanceo hacia atrás. La respuesta del sujeto a este balanceo hacia atrás se muestra en la fase 4, donde su CoP decrece y su actividad de flexión plantar la reduce. Nuevamente Wg es mayor que Rp , lo que producirá que la aceleración angular α tenga sentido horario y después de un periodo de tiempo la velocidad angular ω decrece y cambia a sentido horario. En ese momento, el cuerpo del sujeto regresa a sus condiciones originales, como se muestra en la fase 5.

Con esta secuencia de eventos relacionados entre el CoG y el CoP, es evidente que las flexiones plantares y las flexiones dorsales varían el momento neto del tobillo para controlar el CoP y, de este modo, regular el CoM. Esto significa que el CoP debe estar en continuo movimiento, colocándose antes o después de la posición del CoM, así, el rango dinámico del CoP debe ser más amplio que el rango del CoM.

El análisis anterior y las posiciones de las variables de interés están basadas en el marco de referencia y los planos anatómicos que se muestran en la Figura 6.

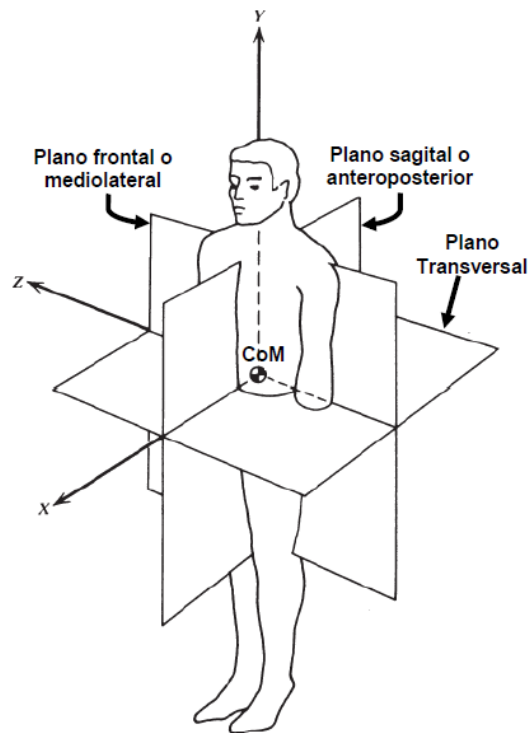


Figura 6. Marco de referencia y planos anatómicos [4].

Para verificar la relación que existe entre el CoP y el CoM, Winter [4] evaluó mediante una plataforma de fuerza el desplazamiento de ambos puntos durante 40 segundos. Se puede apreciar en la Figura 7 que ambas señales están en fase y que el desplazamiento del CoP es ligeramente más grande que el del CoM. También se observa que el desplazamiento del CoP sigue la tendencia del desplazamiento del CoM, pero cambiando más rápido, además, todas las reversiones de la dirección del CoM para mantener el equilibrio coinciden con un sobreimpulso en la señal del CoP. Estas relaciones de adelanto y atraso de las posiciones de los parámetros pueden ser analizadas con apoyo de la Figura 5.

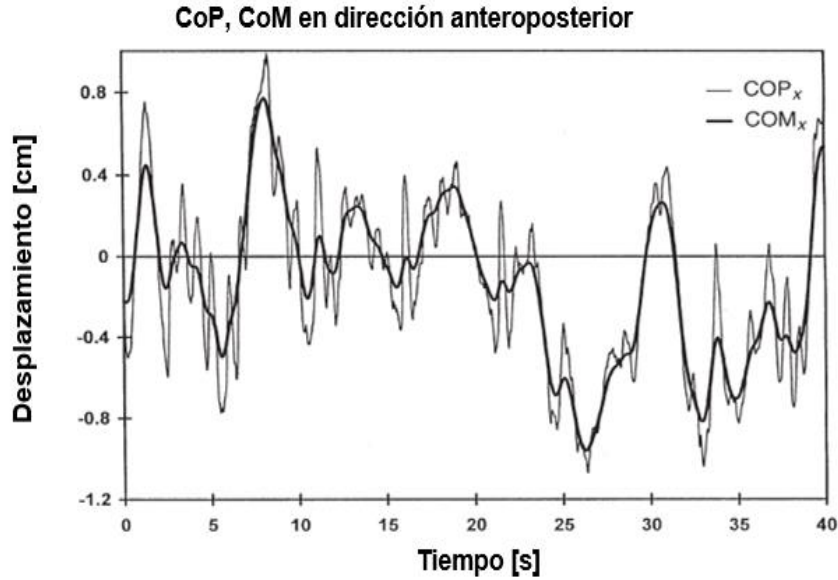


Figura 7. Medición de la posición del CoP y el CoM en plano A/P [4].

Si se restan estas señales, se obtiene la señal de error en el sistema de control del equilibrio, específicamente utilizada para controlar la aceleración del CoM, lo que permite inferir cómo es que el sistema nervioso central controla el CoP para lograr el equilibrio. Para el plano sagital, lo anterior se puede expresar como [4]:

$$CoP - CoM = \frac{-I_s Co\ddot{M}_x}{W d} \quad (1) \quad [4]$$

Y para el plano frontal:

$$CoP - CoM = \frac{-I_f Co\ddot{M}_z}{W d} \quad (2) \quad [4]$$

Donde:

I_s es el momento de inercia total del cuerpo alrededor del tobillo en el plano sagital.

I_f es el momento de inercia total del cuerpo alrededor del tobillo en el plano frontal.

$Co\ddot{M}_x$ es la aceleración horizontal del CoM en la dirección sagital.

$Co\ddot{M}_z$ es la aceleración horizontal del CoM en la dirección frontal.

d es la distancia vertical entre la unión del tobillo y la posición del CoM.

W es el peso total del cuerpo encima de la unión del tobillo [4].

Para una posición de pie y estática, el CoP en dirección anteroposterior es controlado por las flexiones plantares y las flexiones dorsales del tobillo, mientras que en la dirección mediolateral el CoP es controlado por los abductores y aductores de la cadera, descrito como una carga-descarga del mecanismo de equilibrio. Para poder cuantificar el equilibrio, es necesario obtener los desplazamientos del CoP en los planos anteroposterior y mediolateral en función del tiempo, y así se tendrá la información en tiempo y espacio completa. Una vez obtenidas estas trayectorias, se grafican el CoP en dirección M/L contra el CoP en dirección A/P, obteniendo una gráfica llamada estabilograma, (ver Figura 8), de la cual se pueden obtener índices que permiten cuantificar el equilibrio en forma numérica, dichos índices serán estudiados en la sección 1.3 de éste capítulo.

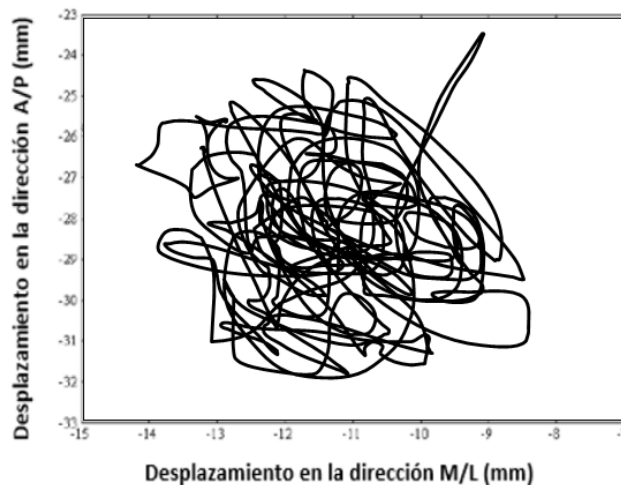


Figura 8. Trayectorias A/P vs M/L del CoP (estabilograma) [32].

1.2 Estado del arte

En la literatura existen diversas metodologías para obtener el CoP. Winter [4] por ejemplo, incluye en sus fórmulas momentos de inercia, peso, gravedad, aceleración y distancias, lo que hace necesario que el sistema de medición utilice sensores de diferente naturaleza, lo anterior vuelve más complejo al sistema de medición. En esta sección se describen brevemente los sistemas comerciales y prototipos para medir el CoP más relacionados con este trabajo.

1.2.1 Sistemas comerciales

Para poder cuantificar la trayectoria del CoP es necesario utilizar sensores de fuerza para adquirir las señales de interés. Los dispositivos más comunes para medir el CoP son las plataformas de fuerza [33] [34] (consideradas *Golden Standard*), los estabilómetros y las plantillas instrumentadas.

1.2.1.1 Plataformas de fuerza

Son dispositivos diseñados para medir fuerzas y momentos aplicados en su superficie de contacto, como los que ejerce una persona parada sobre ésta, marcha o saltos. Son regularmente usadas en investigaciones y estudios clínicos sobre el equilibrio, marcha y rendimiento de deportistas [35]. Para medir esta fuerza y los componentes de los momentos, utilizan sensores de diferente naturaleza como celdas de carga, capacitivos, de efecto hall, piezoeléctricos, etc. Poseen una amplia gama de funciones, entre las que destacan, cálculo de la posición y velocidad del centro de presión, fuerzas de reacción del suelo, torques friccionales, fuerza ejercida por un salto, gradiente de fuerza, coeficientes de fricción, tiempo de suspensión durante un salto, entre otros [36]. Las principales marcas en el mercado de estos sistemas son: AMTI®, Kistler®, Bertec® y PASCO scientific®. En general, las plataformas de fuerza necesitan de un módulo especial de instrumentación que realice el acondicionamiento de señal, para después ser procesadas por un ordenador. Usualmente el fabricante provee el software con el que trabajan estos sistemas, además de los sistemas de adquisición. Un ejemplo de ello se puede observar en la Figura 9, que es el modelo OptimaHPS™ de la empresa AMTI®. De izquierda a derecha se muestra la plataforma de fuerza, cable de conexión, amplificador y computadora donde se ejecuta el software.



Figura 9. Componentes principales de una plataforma de fuerza Optima HPS™.

El costo aproximado de este modelo, solamente de la plataforma es de \$80,000.00 MXN; el cable de conexión, el sistema de adquisición y el software y la computadora

son vendidos por separado, lo que implica que el costo se incrementa. En general, estos dispositivos no suelen ser portables debido a que tienen un peso a partir de los 12 kg y necesitan un espacio mayor a las medidas de cada plataforma para funcionar bien (60 cm² en promedio sólo plataforma), considerando que además de la plataforma requiere otros complementos y accesorios para funcionar correctamente, limitando su uso principalmente en clínicas y centros especializados en el estudio de la marcha y equilibrio.

1.2.1.2 *Estabilómetros*

Son sistemas más simples, generalmente de formas triangulares y parecidas a una plataforma de fuerza, que se usan para obtener estabilogramas de posturas estáticas. Otros estabilómetros más complejos son dispositivos que constan de una plataforma circular giratoria dividida por ángulos y un panel gráfico al nivel de la vista del usuario [37]. Permiten realizar evaluaciones y entrenamientos del equilibrio, análisis de vaivén postural, cálculo de límites y análisis de estabilidad corporal (exclusivo de estos sistemas), entre otros. Generalmente proporcionan retroalimentación al usuario por medio de la interfaz gráfica y audio, incitando al usuario a corregirse según sea el tipo de análisis. Es utilizado para la evaluación de riesgo de caída de personas con edad adulta avanzada, neuro-rehabilitación, desórdenes vestibulares, medicina del deporte, entre otras. El dispositivo más común en el mercado es el sistema Balance System SD™[37], del proveedor Biodex (ver Figura 10).



Figura 10. Estabilómetro Balance System SD™.

Las dimensiones de este dispositivo son (76 x 112 x 20 cm), el diámetro de la plataforma es de 55 cm y pesa 89 kg, razones por las cuales es un dispositivo que no es portable. Tiene un costo aproximado de \$100,000.00 MXN.

1.2.1.3 Plantillas instrumentadas

Como una respuesta al problema de la no portabilidad, voluminosidad, complejidad de los sistemas y alto costo, han surgido sistemas que emulan plantillas normales pero con la capacidad de medir diversos índices, entre ellos el CoP.

Uno de ellos es el sistema *pedar*, (novel, Alemania) (ver Figura 11), el cual es un sistema con plantilla instrumentada que mide las presiones plantares. Este sistema puede calcular el CoP y además permite realizar un análisis de marcha [38]. Usa entre 85 y 99 sensores capacitivos de presión y tiene un costo de \$281,000.00 MXN aproximadamente.



Figura 11. Sistema pedar [38].

El sistema *Fscan*, (Tekscan sensors, Estados Unidos de América, FDA, ISO 9001 & 13485) (ver Figura 12 a)), es un sistema con características similares al sistema *pedar* pero adiciona el monitoreo de la fuerza total [39]. Cuenta con comunicación a la computadora vía USB o inalámbrica y su costo es de \$468,000.00 MXN aproximadamente. La plantilla 3000E (ver Figura 12 b)), que es parte de este sistema, cuenta con un arreglo matricial de sensores tipo FSR con 960 puntos de sensado.



a) Sistema FSCAN con plantilla.



b) Plantilla 3000E.

Figura 12. Sistema Fscan [39].

Uno de los sistemas más completos en el mercado es el sistema *science Open go* (Moticon, Alemania, ISO 13485) (ver Figura 13). Es un dispositivo portátil con forma de plantilla instrumentada con sensores de presión, acelerómetros y sistema de comunicación inalámbrica. Este sistema es capaz de medir la distribución plantar, la fuerza total ejercida y la aceleración en el pie, además de calcular el CoP [40]. Su costo ronda los \$40,000.00 MXN. Emplea 13 sensores por plantilla.



Figura 13. Sistema science open go [40].

A partir de los datos de los sistemas analizados se puede observar que estas plantillas están basadas en sistemas con un elevado número de sensores, lo cual complica tecnológicamente el sistema, haciéndolas propensas a fallas y además incrementa su costo. Por otro lado, debido a que son sistemas de uso personal, su aplicación es limitada a una sola persona. Como estos sistemas se apoyan de complementos (otros sensores y cables) que se tiene que incluir en el cuerpo para operar, podrían causar alteraciones en la evaluación del equilibrio, ya que como se menciona más adelante, en la sección de pruebas, la medición del mismo debe realizarse sin objetos adheridos al cuerpo.

1.2.2 Prototipos

Además de los equipos comerciales, existen algunos otros dispositivos que han sido propuestos a lo largo de varios años. Algunos intentan aumentar las capacidades de los sistemas comerciales, reducir su costo, o simplificar su uso, utilizando sensores de diferente naturaleza o técnicas y modos de operación distintos. La Tabla 1 muestra un resumen con las características más importantes reportadas en algunas investigaciones.

Tabla 1. Concentrado de información de prototipos que calculan CoP.

Año	Mediciones	Sensores	Procesamiento de señal	Validación
1997 [41] [42]	Tiempo de contacto del pie con el suelo, el peso y CoP en cada pie.	4 por pie de película delgada.	Computadora.	Plataforma de fuerza AMTI®.
2004 [43]	CoP y análisis de marcha.	4 de fuerza tipo resistivos, 1 de posición y 1 de fibra en la rodilla para medir la curvatura de los piernas.	Computadora.	No presenta.
2007 [44]	CoP y la fuerza de reacción del suelo (GRF) para evaluar la dinámica del pie y del tobillo.	2 sensores de fuerza de 6 grados de libertad montados debajo del zapato y 3 inerciales para cuantificar movimiento del pie y la parte inferior de la pierna.	Computadora.	Plataforma de fuerza AMTI® y un sistema de medición de posición óptico Vicon®.
2007 [45]	Peso por pie, la trayectoria del CoP, los patrones de simetría de la marcha y evaluación de estabilidad postural.	4 celdas de carga por plantilla.	Computadora.	Plataforma de fuerza AMTI®.
2009 [41] [46]	Velocidad de caminado, cadencia, longitud del paso, balanceos y la obtención del CoP.	4 sensores textiles tipo domo tejidos en calcetines con fibras conductivas y 5 más adheridos en un <i>pants</i> .	Computadora.	No presenta.
2010	Presión plantar, presión total, la	6 sensores textiles por plantilla, conectados con una junta polimérica	<i>Smartphone</i> , Computadora.	Plataforma de fuerza AMTI®.

[41] [47]	presión pico, el CoP y su velocidad.	suave a través de hilos conductores.		
2011 [48]	CoP.	9 sensores tipo FSR por plantilla, dividida en dos segmentos, cada uno inmerso en PDMS (polidimetilsiloxano).	Sistema de adquisición de datos de <i>Texas Instruments</i> ®.	Plataforma de fuerza AMTI®.
2011 [49]	GRF y CoP.	Plantilla instrumentada con sensores optoelectrónicos en un arreglo matricial.	Computadora.	Pruebas en un solo Sujeto.
2013 [50]	Prueba de Romberg del CoP.	Dispositivo tipo plataforma de fuerza en 4 puntos de sensado por medio de celdas de carga	Computadora.	Plataforma de fuerza AMTI®.
2014 [51]	Presión plantar, el CoP y GRF.	64 sensores por plantilla.	Computadora.	Plataforma de fuerza AMTI®.
2014 [52]	CoP.	Tabla de equilibrio de videojuego de Nintendo Wii®.	Computadora.	Plataforma de fuerza AMTI®.
2014 [53]	Desplazamiento y velocidad del CoP	3 sensores FSR por plantilla, encimándolo sobre el sistema comercial F-Scan®, creando una dependencia.	Sistema de adquisición de datos de <i>National Instruments</i> ®.	Sistema F-Scan®.
2015 [54]	Análisis de marcha, GRF y CoP.	Sensores de fuerza acoplados a zapatos.	Computadora.	Literatura.
2015 [3]	CoM y CoP.	Sistema Kinect® para CoM y Nintendo Wii® para CoP.	Computadora.	Comparación entre CoP y CoM.
2017 [55]	Excursión del CoP	Sistema novel emed-X®.	Computadora.	Estadística. (Regresiones lineales vs resultados de algoritmo).

Después de la revisión al estado del arte, se puede concluir que existe una gran variedad de opciones para evaluar el equilibrio. Los sistemas comerciales como estabilómetros y plataformas de fuerza representan el *Golden Standard*, sin embargo son costosas, voluminosas y eso limita su uso a laboratorios y clínicas especializadas. Otros dispositivos como las plantillas instrumentadas, facilitan la

medición del equilibrio, sin embargo son personalizadas ya que un par de plantillas sólo las puede usar el sujeto para el cual fueron adquiridas y por tanto, alguien con tamaño de pie diferente deberá adquirir sus propias plantillas, esto hace a estos dispositivos imprácticos para la evaluación en clínicas y consultorios pequeños. Además, dado que es tecnología extranjera y patentada, su costo no es tan accesible como para popularizar su uso en países en vías de desarrollo.

Los sistemas que se encuentra en fase de prototipo y que calculan la trayectoria de CoP presentan inconvenientes principalmente en los sensores usados, tales como utilizar una mayor cantidad sensores y de diferente naturaleza, instrumentación electrónica que emplea más recursos electrónicos, dependencia de sistemas comerciales para su funcionamiento, etc., además de ello, en algunos trabajos, se acoplan sensores y/o dispositivos al cuerpo para su operación, y cualquier objeto adherido suele modificar la medición del CoP según técnicas descritas en la sección de protocolo de pruebas. La portabilidad de estos se ve reducida debido a que utilizan un ordenador como medio de procesamiento, limitando su uso a clínicas especializadas, ya sea por su costo, su tamaño o su complejidad.

Con base en lo anterior, se propone un sistema capaz de medir el CoP en forma portátil con tres sensores, puesto que es el menor número hasta ahora logrado por Hussein [53], y de un solo tipo, garantizando su fiabilidad al comparar los resultados obtenidos con los reportados en investigaciones. El sistema debe ser capaz de medir ésta variable independientemente del tamaño de pie que tenga el usuario y sin utilizar una computadora, además de ampliar el rango y el número de índices ofrecidos con respecto a los sistemas comerciales y a los prototipos desarrollados. Lo anterior con el fin de proporcionar más herramientas tecnológicas a pacientes y personal de salud interesados en la medición del CoP para evaluar cualquiera de las patologías que lo pueden afectar, especialmente buscando ofrecer alternativas tecnológicas para realizar investigación en el área del estudio del equilibrio a nivel local y regional.

1.3 Índices obtenidos a partir del CoP

A partir de las señales de CoP se determinan índices que son indicativos de cambios en el equilibrio. Estos pueden clasificarse en medidas relacionadas con la distancia en el dominio del tiempo, medidas relacionadas con el área de la gráfica, medidas híbridas en el dominio del tiempo (distancia y gráfica) y medidas en el dominio de la frecuencia (ver lista completa en el Apéndice A: Índices del CoP.). Cabe señalar que en esta tesis los nombres de los índices se tomaron de acuerdo a como son conocidos en la literatura. Prieto [56] menciona la mayoría de los índices descritos en esta sección.

Entre los más mencionados en la literatura se encuentran la distancia principal y RMS, cálculo de área y frecuencia de la señal. Para obtenerlos es importante definir el índice de distancia resultante, el cual es la distancia desde el CoP a cada par de puntos en dirección anteroposterior y mediolateral. Se calcula a partir de la ecuación 3.

$$RD[n] = [AP[n]^2 + ML[n]^2]^{1/2} \quad (3)$$

Donde:

n : representa el número actual de una muestra. $n = 0, 1, 2, 3, 4, \dots, N$.

N : representa el número de muestras incluidas en el análisis.

$AP[n]$: CoP calculado en dirección anteroposterior en la muestra n .

$ML[n]$: CoP calculado en dirección mediolateral en la muestra n .

Bauer [22] menciona que una distancia resultante de 42.689 ± 17.861 cm es indicativa de que el equilibrio de personas adultas no está comprometido y mediciones de 115.303 ± 56.146 cm para personas con equilibrio comprometido. La duración de las pruebas realizadas para obtener estos resultados fue de 30 segundos.

Distancia principal (MDIST): Es el promedio de la distancia resultante. En la literatura se define como la componente principal de la distancia resultante. Se calcula a partir de la ecuación 4.

$$MDIST = \frac{1}{N} \sum RD[n] \quad (4)$$

Pietro [56] presenta valores de este índice de entre 2.01 mm y hasta 5.5 mm en personas jóvenes (21 a 35 años) y un valor superior a 4.22 mm en personas de edad avanzada (66 a 70 años). La duración de las pruebas fue de 30 segundos.

Distancia RMS (RDIST): [57] [58] [59] Es el valor RMS (*Root Mean Square*) de la distancia resultante. Se calcula a partir de la ecuación 5.

$$RDIST = \left[\frac{1}{N} \sum RD[n]^2 \right]^{1/2} \quad (5)$$

Se ha encontrado que la RDIST en dirección anteroposterior tiene un valor de 0.33 ± 0.13 cm en personas sanas con ojos abiertos y un valor de 0.50 ± 0.19 cm en personas que presentan inestabilidad de equilibrio en la misma dirección y 0.44 ± 0.20 cm en dirección ML [16]. La duración de las pruebas para obtener estos valores fue de 30 segundos.

Área del círculo con 95% de confianza (AREA-CC): Es el área de un círculo con un radio igual al límite de confianza unilateral del 95% de la distancia resultante. Esto significa que el 95% de las excursiones de la trayectoria del CoP se encuentran contenidas dentro de un círculo, asumiendo que las distancias son normalmente distribuidas. Se calcula a partir de la ecuación 6.

$$AREA - CC = \pi(MDIST + z_{0.5}S_{RD})^2 \quad (6)$$

Donde:

$z_{0.5}$ proviene de la tabla estadística de Sokal para el nivel de confianza del 95%, cuyo valor es de 1.645.

s_{RD} es la desviación estándar de la distancia resultante, calculada a partir de la ecuación 7.

$$s_{RD} = [RDIST^2 - MDIST^2]^{1/2} \quad (7)$$

Área de la elipse con 95% de confianza (AREA-CE): [13] [57] Es el área de la elipse de confianza bivariada del 95% de los puntos en el trazo del CoP. Esto es conceptualmente similar al área de la elipse de regresión, pero basada en un modelo estadístico diferente. De manera similar a la aproximación por círculo, en esta aproximación, 95% de las trayectorias del CoP se encuentran contenidas dentro de una elipse. Para calcular este índice se asume que una muestra (n) es lo suficientemente grande, tal que $(n - 1)/(n - 2) \approx 1$, el eje mayor a y el eje menor b de la elipse del 95% de confianza son:

$$a = [F_{.05[2,n-2]}(s_{AP}^2 + s_{ML}^2 + D)]^{1/2} \quad (8)$$

$$b = [F_{.05[2,n-2]}(s_{AP}^2 + s_{ML}^2 - D)]^{1/2} \quad (9)$$

Donde:

$F_{.05[2,n-2]}$ es la distribución de Fisher con un 95% de nivel de confianza para una distribución bivariada con n muestras o datos. Para un muestreo largo ($n > 120$) el valor es de 3.00.

s_{AP} y s_{ML} son las desviaciones estándar del CoP calculado en dirección anteroposterior y mediolateral respectivamente.

D es una constante obtenida a partir de las desviaciones estándar y la covarianza, y se calcula usando la ecuación 10.

$$D = [(s_{AP}^2 + s_{ML}^2) - 4(s_{AP}^2 s_{ML}^2 - s_{APML}^2)]^{1/2} \quad (10)$$

Donde s_{APML} es la covarianza, calculada como:

$$s_{APML} = \frac{1}{N} \sum AP[n]ML[n] \quad (11)$$

El área de la elipse con 95% de confianza es calculada a partir de las ecuaciones presentadas, la cual está representada en la ecuación 12.

$$AREA - CE = \pi ab = 2\pi F_{.05[2,n-2]}(s_{AP}^2 s_{ML}^2 - s_{APML}^2)^{1/2} \quad (12)$$

Se ha determinado que el área tiene un valor menor a 1 cm² en personas sanas y un valor superior a éste en personas que presentan inestabilidad de equilibrio o trastornos relacionados al mismo [16].

Frecuencia principal (MFREQ): Es la frecuencia rotacional en revoluciones por segundo o Hertz, del CoP si este ha recorrido el total de excursiones alrededor de un círculo de radio igual a la distancia principal. Esta medida es proporcional a la relación de la velocidad principal y la distancia principal. Este índice ha sido también calculado con la distancia RMS en lugar de la distancia principal. Se calcula a partir de la ecuación 13.

$$MFREQ = \frac{TOTEX}{2\pi MDIST T} = \frac{MVELO}{2\pi MDIST} \quad (13)$$

Donde:

TOTEX es el total de excursiones del CoP o la longitud total del trazo del CoP. (Cálculo presentado en Apéndice A: Índices del CoP.).

MVELO es la velocidad promedio del CoP, y se obtiene al dividir el total de excursiones entre el tiempo de la prueba.

Este índice está relacionado con la tasa de cambio del desplazamiento del CoP en los planos anteroposterior y mediolateral [13] [30] [57] [60]. Es importante aclarar que este índice no se calcula utilizando una técnica en el dominio de la frecuencia, y por tanto los resultados son una aproximación. Huang [50] menciona que el ancho de banda de la señal del CoP tiene componentes frecuenciales principales menores

a 2 Hz. Por otro lado, Benda [61] señala que la magnitud del coeficiente de Fourier de la señal del CoP es significativa en el ancho de banda de 0 a 2.5 Hz para una persona en posición estática de pie. Baratto [62] menciona que la parte más grande del espectro de frecuencia de la señal del CoP se encuentra entre 0 y 1 Hz. Con la información anterior, se espera que los resultados del índice MFREQ se encuentren dentro de los rangos mencionados.

CAPÍTULO 2

Diseño y desarrollo del sistema

En este capítulo, se describe la metodología para obtener la señal del CoP mediante la cual se realiza la selección de componentes necesarios. También se describe la integración y caracterización del sistema.

2.1 Requisitos de diseño

Para diseñar el sistema, es necesario conocer las características de la señal o información que se desea adquirir. Las señales del CoP, según el estado del arte se caracterizan por tener:

- 1 Rango de frecuencia de 0 a 5 Hertz [23] [61] [63] [64]. En el estudio de Latash [16], la densidad espectral de potencia de la señal del CoP muestra mayor amplitud en el rango de 0 a 1 Hz en posición estática de pie en personas sanas de entre 22 a 34 años de edad, altura y peso (28 ± 7 años, 171 ± 0.06 m y 68 ± 11 kg) respectivamente. Las amplitudes significativas en la densidad espectral de potencia de la señal del CoP de personas con Parkinson se encuentran entre 0 y 2 Hz según Rocchi [14]. El valor de la frecuencia de la potencia media (MPF, *Mean Power Frequency*) en dirección A/P es 0.124 Hz [4].
- 2 Rango de desplazamiento de la señal en planos A/P (ver Figura 7) y M/L entre -1 y 1 cm en personas sanas de entre 20 y 30 años de edad y con un peso entre 65 y 85 kg y superior a 2 cm en situaciones que comprometen al equilibrio [3] [4] [30].

A partir de la literatura revisada y de las características de los sistemas comerciales que miden el CoP, se puede concluir que el sistema de adquisición de la señal debe

muestrear al menos a 50 Hz, tomando en cuenta que en términos prácticos es recomendable muestrear entre 5 y 10 veces el componente frecuencial máximo de la señal. Por otro lado, también es deseable que el sistema sea portable en el sentido de que se pueda usar en espacios reducidos o donde no se tengan ambientes tan controlados como en el caso de los laboratorios o clínicas especializadas, además de que se pueda transportar fácilmente, y por lo tanto, para el dispositivo se plantea un peso similar al de una tableta y para la plataforma un peso menor a 1.5 kg, los cuales, comparados con el promedio de sistemas de plataforma de fuerza representa aproximadamente sólo el 10% de su volumen y peso. Con el fin de evitar el uso de una computadora para el análisis y presentación de los datos, y con ello aumentar la portabilidad y disminuir costo se propone que el dispositivo tenga embebida una interfaz gráfica donde se pueda observar el estabilograma.

2.2 Elección de componentes

El diseño del dispositivo propuesto, desde los sensores hasta la interfaz, se basa en el diagrama que se muestra en la Figura 14, el cual constituye un esquema general de un sistema de medición basado en instrumentación electrónica.

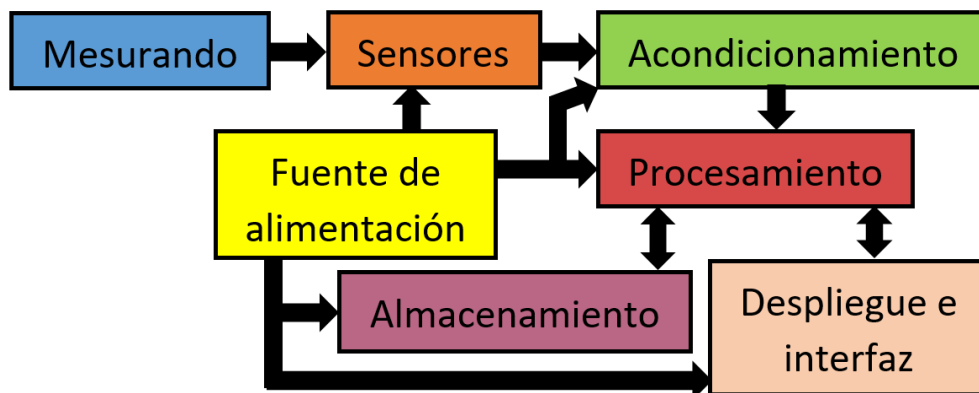


Figura 14. Diagrama general de un proceso de instrumentación en lazo abierto.

2.2.1 Mesurando

Según el centro español de metrología (CEM) [65], el mesurando es una magnitud particular sometida a una medición, en este caso el mesurando es el centro de presión del cuerpo humano, o bien, la fuerza a partir de la cual se puede calcular el CoP.

2.2.2 Elección del sensor

Los sistemas empleados para medir el CoP, procesan la información obtenida de sensores de fuerza de diferente naturaleza, los cuales proveen una señal eléctrica proporcional a la fuerza aplicada [41]. Existen ventajas y desventajas entre los tipos de sensores que se utilizan para medir el CoP, dependiendo de su modo de operación. Entre los sensores más utilizados se encuentran las celdas de carga, los sensores capacitivos, piezoeléctricos y resistivos. La Tabla 2 resume las características promedio de los sensores más aptos para el objetivo planteado. Los tipos de sensores que se muestran en la tabla poseen los rangos de detección suficientes como para la aplicación propuesta en esta tesis.

Tabla 2. Clasificación simplificada de sensores de fuerza.

TIPO DE SENSOR	TAMAÑO	PESO [g]	COSTO [MXN]	FACILIDAD DE USO
Celdas de carga	Tipo "S" (30-60) cm ³ .	>450	>\$2,000.00.	<ul style="list-style-type: none"> •Instrumentación: Puente de Wheatstone. •Aptas para sistemas no portables.
Sensores capacitivos	Redondo (60-220) cm ³ .	>360	>\$600.00.	<ul style="list-style-type: none"> •Necesitan blindaje para evitar acoplamiento de ruido y capacitancias parásitas. •Alta impedancia de salida.
Sensores piezoeléctricos	Cilindro (3-10) cm ³ .	>10	>480.00.	<ul style="list-style-type: none"> •Presenta derivas a cambios de temperatura. •Instrumentación: OPAM debido a que entregan voltajes en rangos de mV.
Sensores resistivos	Película delgada (7-20) cm ² .	<6	<250.00.	<ul style="list-style-type: none"> •Instrumentación: Divisor de voltaje o puente de Wheatstone.

Considerando las restricciones iniciales del proyecto y los datos de la Tabla 2 se consideró que la mejor elección por tamaño, costo, peso y características son los sensores resistivos de película delgada o FSR. Por otro lado, este tipo de sensores ya se han usado con éxito en una aplicación similar a la planteada en este tesis [42], esto refuerza su elección. A continuación se describe con mayor detalle el funcionamiento de los sensores elegidos.

Sensores tipo FSR® (*Force Sensing Resistor*):

Fueron introducidos al mercado en el año 1985, para aplicaciones industriales, militares, de consumo electrónico, médico y móvil. Uno de los primeros usos que tuvieron fue en instrumentos musicales como percusiones y baterías electrónicas, teléfonos inteligentes, dispositivos de navegación, juegos portátiles, cámaras digitales, entre otros, utilizados por empresas como Motorola, Samsung, LG Varian y Microsoft [66]. Los sensores FSR® son elementos formados por dos membranas separadas por una delgada capa de aire. El espacio de aire se mantiene por la rigidez de las dos membranas y por un separador que las aísla, pero a su vez las mantiene unidas colocado alrededor de los bordes de las mismas. Una de las membranas tiene dos conjuntos de conexiones interdigitadas que son eléctricamente diferentes y cada conjunto tiene su pin de conexión. La otra membrana es cubierta con pintura a base de carbón. (ver Figura 15).

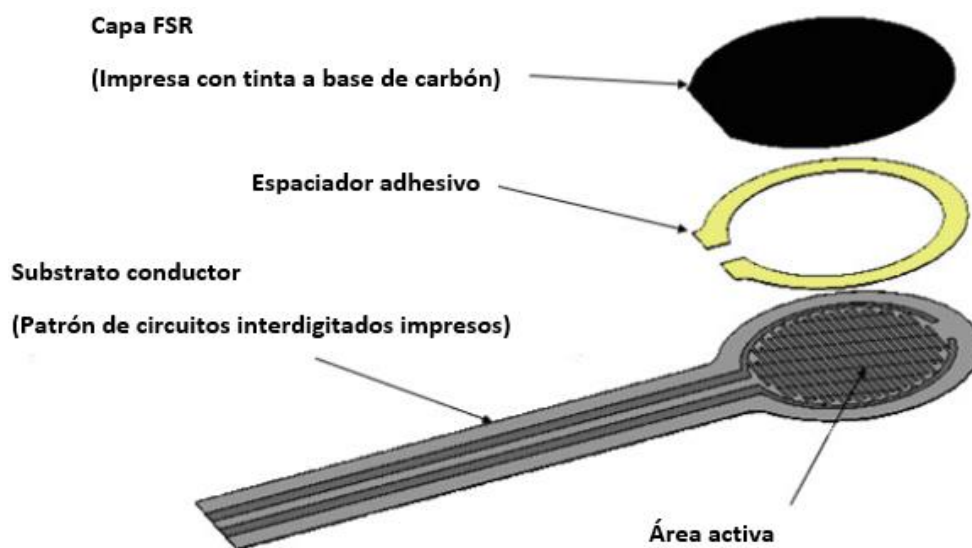



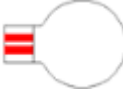




Figura 15. Arquitectura de un FSR [66].

Ambas membranas están constituidas por películas delgadas de polímeros flexibles como el PET (Tereftalato de polietileno) o poliamida. El sustrato conductor puede estar hecho con material flexible delgado como el policarbonato o el metal. La activación se logra cuando el FSR® es deformado o presionado. La tinta del sustrato del FSR cortocircuita los dos conjuntos de conexiones interdigitadas, generando entre las terminales de las mismos, una resistencia que depende de la fuerza aplicada. Gracias a este tipo de construcción se pueden fabricar sensores delgados que son útiles para el propósito planteado en esta tesis.

Existen diferentes diseños y tamaños de este tipo de sensores que pueden medir la presión ejercida por los pies sin causar molestias ya que no son voluminosos. Ejemplo de los tamaños disponibles se presentan en la Tabla 3, los cuales son comercializados por la empresa Interlink®. Los modelos 400 y 400 corto solo difieren en el tamaño de las terminales de conexión, al igual que los modelos 402 y 402 corto.

Tabla 3. Estándares de tamaños de los FSR. Interlink® [66].

Modelo	Descripción	Imagen
400	[Diámetro 5.08mm] Círculo.	
400 corto	[Diámetro 5.08mm] Círculo.	
402	[Diámetro 12.7mm] Círculo.	
402 corto	[Diámetro 12.7mm] Círculo.	
406	[Longitud 38.1mm] Cuadrado.	
408	[Longitud 609.6mm] Tira.	

El fabricante provee la gráfica mostrada en la Figura 16, la cual presenta el comportamiento típico de un sensor FSR 402 [66], al cual se le aplicó presión por medio de un durómetro. La fuerza medible máxima que indica el fabricante para la serie 400 llega hasta 10 kg, aunque también ofrece sensores con capacidades hasta 50 kg. También reporta que este tipo de sensores tiene una histéresis de +10%.en promedio y una resistencia mayor a 10 MΩ cuando no se encuentran sometidos a fuerzas en su área activa.

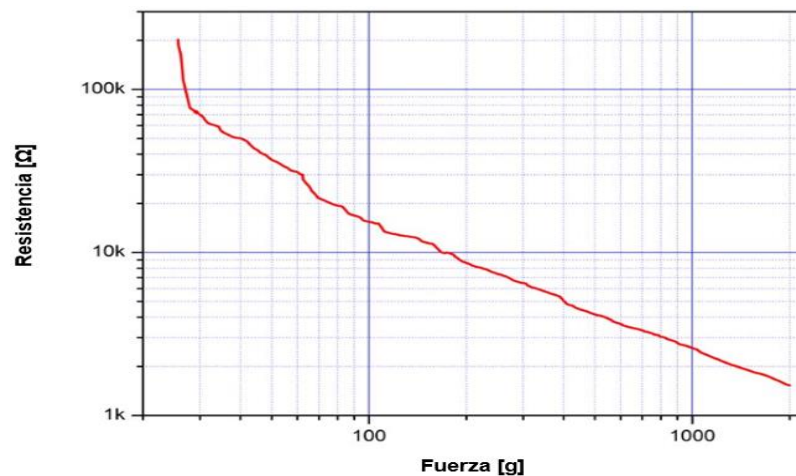
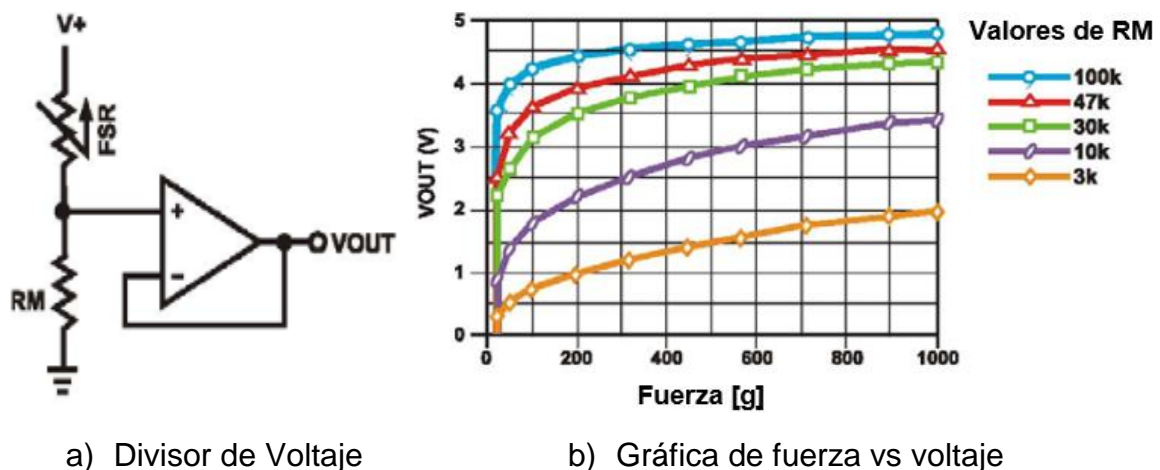


Figura 16. Comportamiento típico de un sensor FSR Mod. 402 Interlink® [66].

Para la conversión de fuerza a voltaje, el fabricante recomienda la conexión de un circuito divisor de voltaje, como el que se muestra en la Figura 17 a), donde RM es una resistencia conocida.



a) Divisor de Voltaje

b) Gráfica de fuerza vs voltaje

Figura 17. Conversión de fuerza a voltaje. FSR Mod. 402 Interlink® [66].

Al circuito se le aplicó fuerza en un área circular plana de 1 cm^2 y se utilizó un voltaje de alimentación de 5V. La Figura 17 b) muestra un incremento en el voltaje cuando se incrementa la fuerza aplicada en el área activa del FSR. Se puede observar que cuanto menor sea la resistencia R_M , mayor es la cantidad de fuerza que se puede medir antes de que éste presente un comportamiento de saturación. Con ello, se busca una resistencia acorde a la aplicación en este trabajo de tesis.

Una vez analizadas las características de los sensores, es importante definir la distribución de los sensores en los pies para adquirir las señales de interés. Esta distribución está basada en el estudio de Peter Cavanagh [67], donde describe que el 60.5% de peso corporal es soportado por los talones, el 7.8% por la región del pie medio, el 28.1% en la región de los metatarsos y el 3.6% por los dedos, cuyas fuerzas registradas por pie en promedio fueron 211.75 N, 27.3 N, 98.35 N y 12.6 N (ver Figura 18). Dicho estudio se realizó en 107 personas (66 hombres y 41 mujeres) cuya edad es de 20 a 40 años, una estatura de entre 160 y 180 cm y un peso de $70 \pm 14 \text{ kg}$ lo que representa una fuerza de reacción en los pies de $700 \pm 146 \text{ N}$.

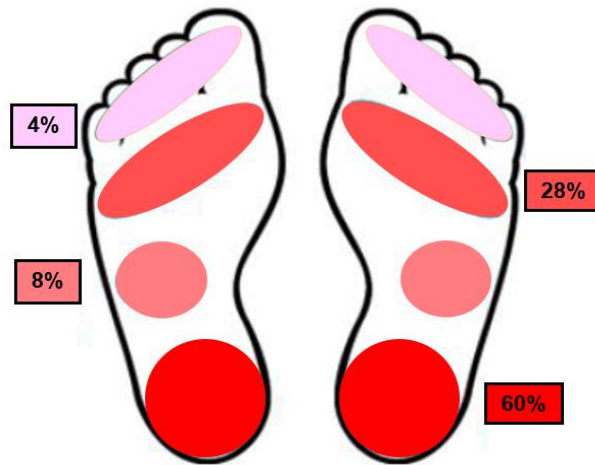


Figura 18. Porcentaje del peso corporal soportado en los pies [89].

En este trabajo se elige medir solamente las zonas con mayor carga de peso, es decir, la región metatarsal y el talón, lo cual permitirá medir aproximadamente el 88% del peso total de los sujetos bajo prueba. Si bien, esto podría inducir una estimación del CoP menor a la real, se podría esperar que los datos adquiridos representen los suficientemente bien al CoP, considerando que se está calculando

con base en el 88% de la fuerza total ejercida por la masa del cuerpo. Por otro lado, Hussein [53], en su investigación, concluyó que se puede calcular el CoP con solamente tres sensores por pie. Debido a lo anterior se determina que el sistema requiere de seis sensores en total para evaluar el CoP.

Con base en lo anterior y por la morfología de la planta del pie, se eligieron sensores FSR de Interlink® con matrícula 402, para medir la fuerza en la región de los metatarsos de manera puntual (S3, S4, S5 y S6) y con matrícula 406, para los que se ubican en los talones (S1 y S2) (ver la plataforma mostrada en la Figura 21). El fabricante garantiza el comportamiento de los mismos en un rango de operación de 0.1 a 20 N [66]. Para sensor las fuerzas de 211.75 N y 98.35 N presentes en los talones y metatarsos respectivamente es necesario modificar la instrumentación de los sensores para ampliar su rango, o solicitar sensores de mayor rango y tamaño al fabricante. Con este sustento y con el de Cavanagh, se colocaron los sensores de acuerdo a la Figura 19. Cabe mencionar que Mijailović [68] en su estudio comenta que este tipo de sensores son muy confiables y eficaces cuando son usados en los pies, inclusive en fases de caminado.

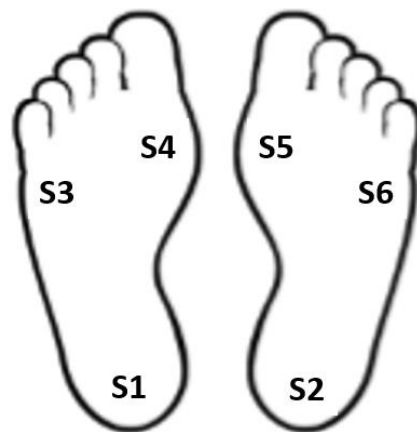


Figura 19. Colocación de los sensores.

Con el fin de evitar la colocación individualizada de sensores para cada tamaño de pie, se eligió fijarlos a una plataforma. Para ello se debió determinar la posición en la que deberían colocarse de manera que pudieran adaptarse a diversos tamaños de pie. El trabajo de André Cruz [69] muestra un análisis biomecánico del equilibrio

en personas adultas, experimentando con 4 posiciones de los pies, como las que se muestran en la Figura 20.





		Ángulo de apertura	
		0°	45°
Separación de los pies	0 cm	 1	 2
	10 cm	 3	 4

Figura 20. Posiciones de estudio para evaluación del equilibrio [69].

De este estudio se encontró que la posición 4 fue en la que las personas en evaluación presentaron mayor estabilidad, seguida de la posición 3, y que la posición 1 es donde se requiere de una mayor demanda del sistema de equilibrio para mantener la estabilidad. Dado que una práctica común en la medición del CoP es colocar al paciente en posiciones que demanden mayor inestabilidad [16], se elige la posición 1 como referencia para la colocación de sensores. Con esta información se tomó la decisión de construir una plataforma, como la que se muestra en la Figura 21, representando la posición 1 del estudio anterior.

Con el objetivo de hacer la plataforma ajustable a cualquier tamaño de pie, se diseñó y construyó un sistema basado en barras móviles (0.5 cm de ancho), las cuales se pueden cambiar de lugar para mover la base que contiene los sensores de los metatarsos y al mismo tiempo, mantener el mismo nivel en la superficie de contacto para toda la plataforma. Los sensores que detectan la fuerza ejercida por los talones se mantienen fijos a la plataforma. Con este diseño se asegura que el sujeto bajo evaluación siempre pise una superficie de contacto lisa y que no le incomode, además de garantizar que los sensores se ubicarán en la posición adecuada para realizar la medición independientemente del tamaño de pie.

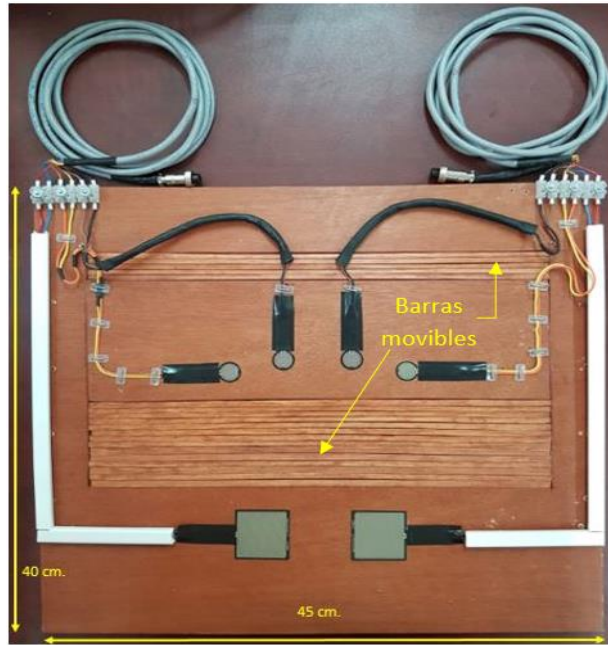


Figura 21. Colocación de los sensores en la plataforma del sistema.

2.2.3 Acondicionamiento (pre amplificación y filtrado)

Se utilizó el circuito divisor de voltaje que sugiere el fabricante para el acondicionamiento de la señal. Por otro lado, para reducir el ruido de alta frecuencia que se pudiera acoplar en la misma, y para limitar el ancho de la banda al rango de interés (0 a 5 Hz) se implementó una etapa de tratamiento, previa a la digitalización. En esta etapa, se utiliza un filtro pasa-bajas RC pasivo (ver Figura 22), cuya frecuencia de corte se puede calcular a partir de la ecuación 14.

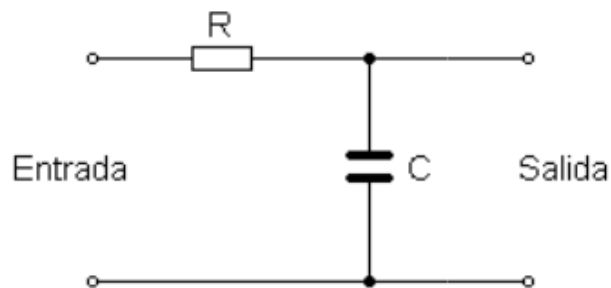


Figura 22. Filtro pasa bajas RC pasivo.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \tag{14}$$

Donde:

f_c es la frecuencia de corte del filtro pasa bajas pasivo.

R es la resistencia del circuito.

C es la capacitancia del circuito.

Para el diseño del filtro, se consideró una frecuencia de corte de 7 Hz con el fin de dejar pasar sin ninguna atenuación componentes frecuenciales de hasta 5 Hz. Otra razón de elegir valor para la frecuencia de corte fue a partir de la investigación de Paulo José Guimarães da Silva [70], cuyo filtro utilizado tiene una frecuencia de corte de 7 Hz. Además las investigaciones de Pietro [23], Rocchi [14], Meshkati [71] y el de Latash [16] presentan filtros con frecuencias de corte de entre 5 y 10 Hz.

En esta etapa, se debe asegurar que las señales tengan un rango de voltaje de 0 a 5 V, considerando que el sistema se alimentará con ese voltaje y por tanto, será el rango de voltaje máximo del ADC (*Analog to Digital Converter*) para digitalizar la señal. En la Figura 23, se puede apreciar el diagrama electrónico de un divisor de voltaje y el filtro pasa baja, siendo este circuito el mismo para cada uno de los seis sensores SX (S1 a S6). De acuerdo con la 1 se obtuvieron los valores de resistencia de 22736.42044 Ω (se aproximó al valor comercial de 22 k Ω) y de 1 μF del capacitor.

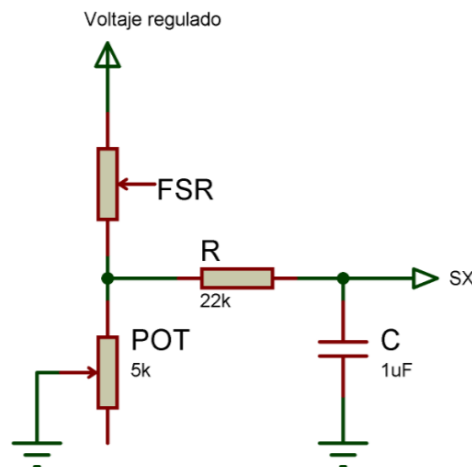


Figura 23. Diagrama electrónico del divisor de voltaje y el filtro pasa baja.

La impedancia de entrada del filtro RC está dada por el valor de la resistencia R . Por otro lado, la impedancia de salida del divisor de voltaje está dada por el paralelo

de la resistencia FSR y del POT. Dado que el valor del POT se ajustará en valores de resistencias menores a 3 k Ω (según la Figura 17 b), y que el valor de la resistencia FSR será de valores cercanos a 1k Ω , de acuerdo a Figura 16 y a la presión que soportarán, se puede deducir que la impedancia de entrada del filtro RC será mucho mayor que la impedancia de salida del divisor de voltaje, y por tanto la carga al divisor de voltaje será mínima.

Así mismo, la salida de filtro RC se conecta directamente al ADC, aprovechando la alta impedancia del ADC (En la sección 2.2.4 Digitalización y procesamiento de la señal, se detallan esta y otras características del ADC elegido). La tarjeta mostrada en la Figura 24 muestra la implementación de los diagramas eléctricos mostrados en la Figura 23, la etapa de filtrado de señal y el circuito regulador de voltaje descrito en la sección 2.2.7 Fuente de alimentación. Las 12 terminales de la parte superior sirven para la conexión directa con los sensores (1 par por cada sensor).

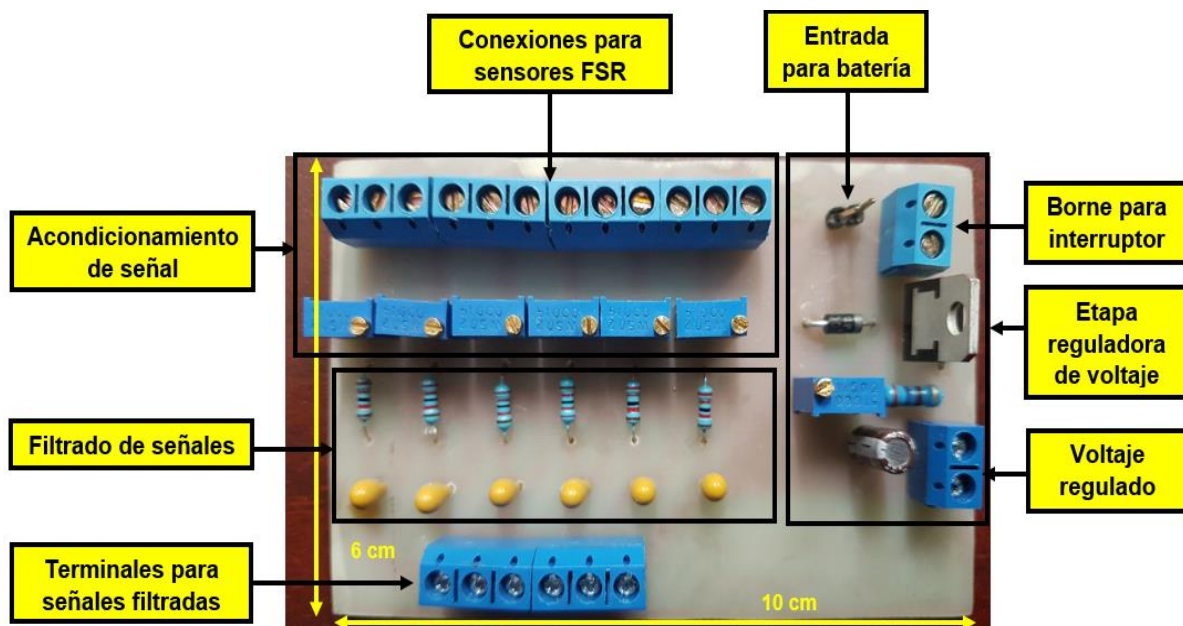


Figura 24. Tarjeta 1. Etapa reguladora de voltaje y de acondicionamiento de señal.

Las conexiones de los sensores con los divisores de voltaje y filtros se realizaron con cable blindado con malla de cobre y película de aluminio, de seis vías del número 20, el cual tiene una resistencia eléctrica de 1 Ω por cada 100 m. Esta resistencia del cable es despreciable, debido a que solo se utilizaron 1.5 metros por

pie para cablear desde los sensores hasta los divisores de voltaje, logrando así reducir el ruido que pudiera acoplarse a las señales de los sensores. También se adaptaron conectores tipo DIN con seguridad, los cuales facilitan una conexión rápida entre los sensores y el sistema.

2.2.4 Digitalización y procesamiento de la señal

Una vez que se obtuvo señal de interés, ésta se digitalizó y procesó obtener la información buscada. Para ello se suelen utilizar sistemas digitales como computadoras, DSP's o microcontroladores.

A pesar de la amplia gama de microcontroladores existentes, hay ocasiones en las que éstos no son capaces de realizar tareas donde se requiere un procesamiento intenso, como por ejemplo señales de audio o video. En este caso, los DSP (*Digital Signal Processor*) son una mejor opción. Los DSP contienen módulos especiales, que permiten acelerar los cálculos matemáticos utilizados en la mayoría de procesamientos de señal en tiempo real. Un ejemplo de ello es la circuitería MAC (*Multiply Accumulates*), la cual ejecuta operaciones de multiplicar y acumular de forma rápida. Debido a que los DSP's suelen ser más costosos que los microcontroladores, se optó por utilizar un dispositivo híbrido entre ambos (conocidos como dsPIC's), los cuales tienen un costo muy similar al de los microcontroladores.

El dispositivo dsPIC30F6014A del fabricante Microchip®, tiene un módulo convertidor analógico digital de 16 canales con una resolución de 12 bits y puede muestrear a una tasa de hasta 200 kHz aproximadamente. Cuenta con 80 terminales de las cuales 68 son entradas/salidas, y que son útiles para manejar los periféricos requeridos para el proyecto que se describen más adelante. La empresa MikroElectronica® provee este dispositivo en configuración DIP, el cual trae incluido un cristal de cuarzo de 10 MHz, que permite trabajar hasta 80 MHz. Con estas frecuencias, el tiempo de adquisición en el proceso de conversión es de 1.6 μ s y tiempo de muestreo de 24 μ s por canal.

Para programar el microcontrolador elegido, existen diversos compiladores, por ejemplo, MPLAB de Microchip®, CCS o los que ofrece MikroElectronica®. Se eligió utilizar el software MikroC® para dsPIC30/33 y PIC24 debido a que en sus librerías incluye instrucciones para manejar, entre otros, los siguientes módulos necesarios para el sistema desarrollado: I²C, SPI, TFT *screen*, *touch* panel, MMC FAT32, librerías DSP, ADC y las de ANSI C para realizar operaciones matemáticas, conversiones, administrar memoria y efectuar operaciones con arreglos. El lenguaje de programación está basado en C. Más adelante, en el Apéndice B: Firmware del sistema, se describe el firmware implementado en el dsPIC.

2.2.5 Almacenamiento de datos

Dado que se trata de un dispositivo para realizar mediciones y con la idea de que sea útil para realizar investigaciones sobre el equilibrio, es necesario que el dispositivo sea capaz de almacenar los datos adquiridos y calculados. Para lo anterior, es necesario el uso de una memoria que guarde los valores leídos y procesados para cada prueba realizada, con el fin de realizar análisis posteriores además de los que realiza el sistema. Actualmente las memorias más utilizadas son las de tipo microSD, que son un tipo de memoria flash, las cuales están presentes como unidades de almacenamiento en muchos dispositivos. Debido a su tamaño reducido, la capacidad de memoria y su amplia disponibilidad, se optó por utilizar una memoria de éste tipo para almacenar los datos de las señales procesadas por el microcontrolador.

El protocolo SPI es empleado por un módulo de lectura/escritura de memoria para establecer la comunicación entre el dsPIC y la memoria. Se eligió el módulo que ofrece la empresa Adafruit® [72], porque contiene un regulador de voltaje que permite su operación con 3.3 V o 5 V, además de un LED indicador que permite conocer si se está efectuando la tarea de lectura o de escritura lo cual permite una detección de errores en el *firmware*. Este módulo tiene un socket tipo *push-push* con el cual se puede ingresar/retirar la memoria con facilidad.

2.2.6 Despliegue de señal procesada

De acuerdo con lo mencionado anteriormente, en este proyecto se propuso desplegar los datos adquiridos y procesados en una interfaz gráfica, con el objetivo de eliminar el uso de una computadora. Se eligió la pantalla tipo resistiva TFT PROTO de 4.3 pulgadas con una resolución de 480 x 272 pixeles de la empresa MikroElectronica® [73], debido a que cuenta con tecnología táctil, la cual sirve como interfaz entrada/salida para controlar los procesos que el sistema tenga programados y a la vez visualizar los datos. Esta pantalla trae integrado varios chips que permiten el control de sus funciones, tales como un circuito integrado SSD1963, el cual es un controlador de gráficos que puede ser manejado por microcontroladores de 8/9/16 y 24 bits de arquitectura. Otro chip incluido es el STMPE811, el cual controla la pantalla táctil tipo resistiva, comunicando las instrucciones por medio del protocolo I²C. La pantalla tiene un bus de datos de 16 líneas y un bus de control de 7 líneas para su operación, además de los pines I²C (SDA y SCL) y el de interrupción para la interfaz táctil. Su alimentación es exclusiva de 3.3V, por lo que se deberá realizar un circuito regulador de voltaje para que ésta funcione correctamente. Cabe mencionar que este dispositivo puede manejarse por medio de las librerías de programación de mikroC para dsPIC. Particularmente el puerto D del circuito dsPIC30f6014A puede operar el bus de datos de la pantalla (mostrado en conector J1 del diagrama de la Figura 26) y el puerto F el bus de control (mostrado en conector J2 en la misma Figura 26)

2.2.7 Fuente de alimentación

Considerando que el consumo de corriente de la pantalla es de 350 mA aproximadamente y que el resto de periféricos (memoria SD, sensores, etc.) no sobrepasa los 100 mA, se eligió una batería de Ion de Litio de 7.4 V y 1000 mAh de almacenamiento de carga, la cual proporciona un tiempo de uso de poco más de dos horas.

El voltaje necesario para que el sistema funcione adecuadamente fue regulado mediante el circuito integrado LM317T, con un arreglo de componentes electrónicos sugerido por el fabricante para hacer una fuente regulable, la cual se muestra en la

Figura 25. Con esta configuración, el voltaje regulado va desde los 1.5 V y hasta 37 V, y puede suministrar corrientes superiores a 1.5 A.

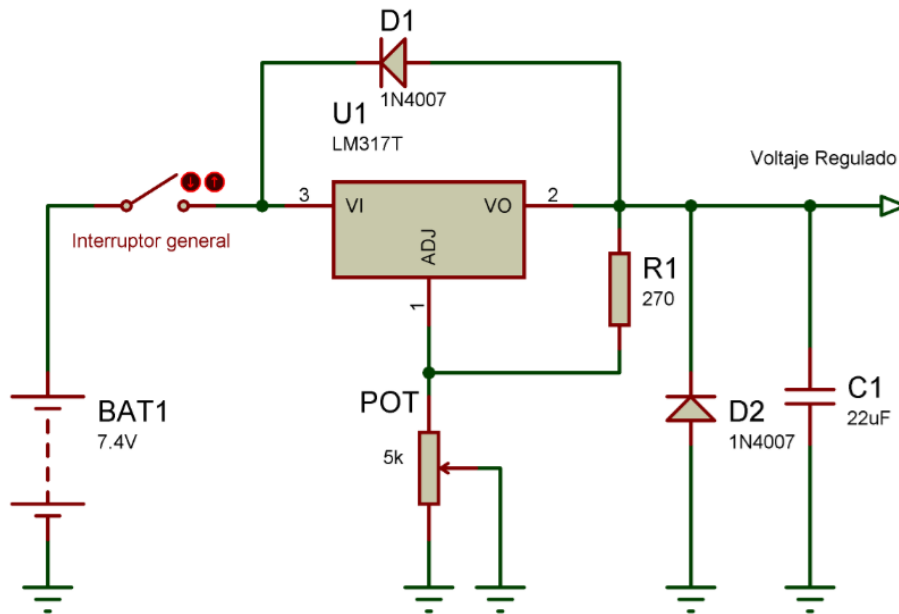


Figura 25. Diagrama electrónico del circuito regulador de voltaje.

Para cargar la batería, se utilizó un cargador de baterías de Ion Litio comercial, el cual es capaz de cargar baterías de dos y tres celdas. Este cargador requiere voltaje de alimentación de 11 a 14 V de corriente directa de 900 a 1200 mA, la cual puede suministrarse con un eliminador con esas características eléctricas. Este dispositivo posee dos LED's que indican el estado en el proceso de carga de la batería. Debido a sus dimensiones (7.2 x 4.8 x 2.2) cm, es apto su colocación dentro del sistema. El diagrama electrónico de los componentes antes mencionados se muestra en la Figura 26, alimentado por el circuito regulador de voltaje de la Figura 25. En la misma se observa un circuito de *reset*, conformado por la resistencia R1 y por un *push-button*, el cual al ser presionado, reiniciará el programa en el microcontrolador. Para integrar todos los componentes ya mencionados, se elaboró otra tarjeta electrónica, a partir del diagrama de la Figura 26. Dicha tarjeta es de dos caras debido a la cantidad de conexiones que se requieren en ese diagrama. La primera cara se muestra en la Figura 27, la cual contiene zócalos para conectar la pantalla TFT y el módulo para la memoria microSD. En la misma se observa el botón de

reset del sistema, así como también LED's indicadores de tareas realizadas durante la ejecución del programa principal.

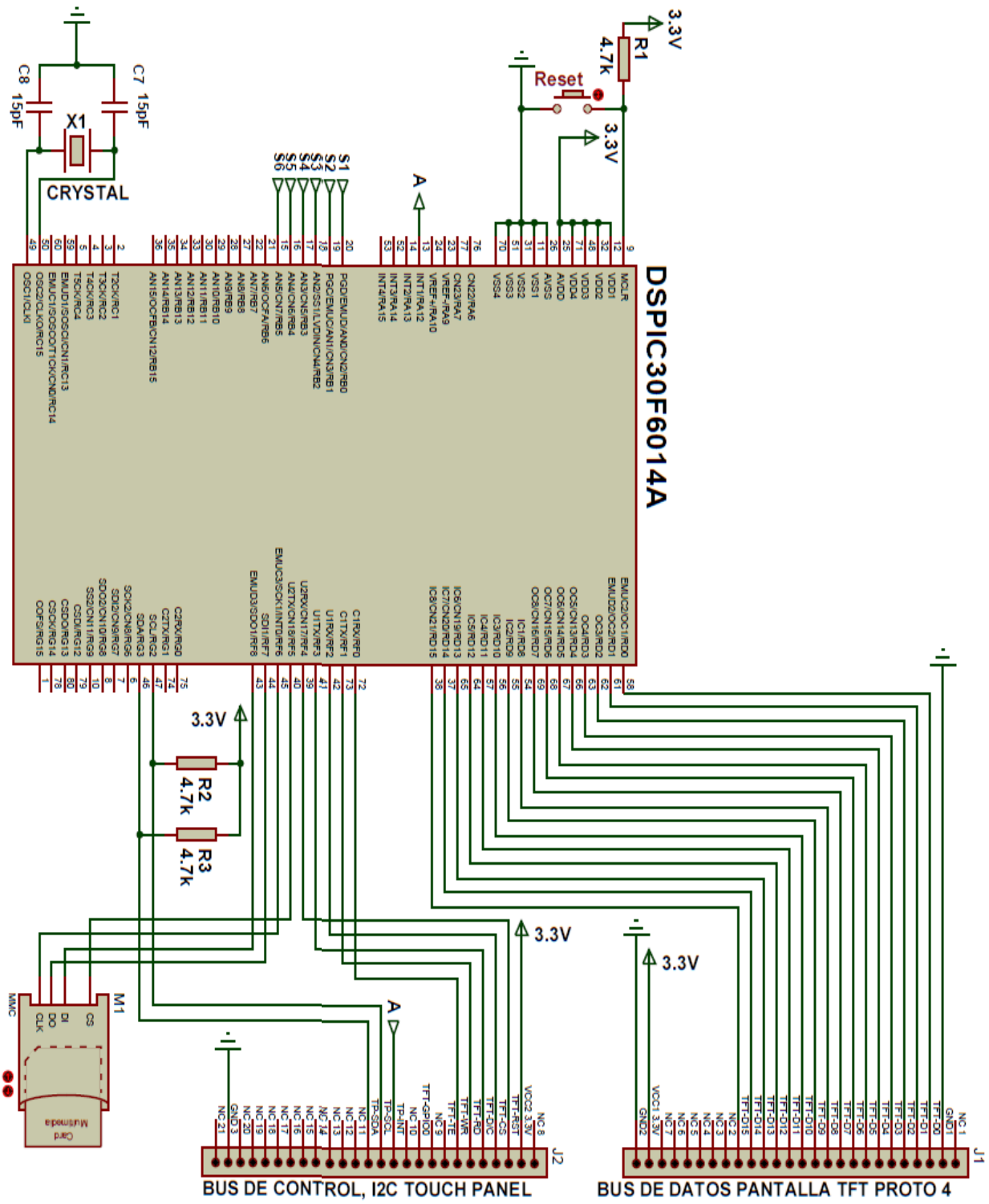


Figura 26. Conexión microcontrolador-pantalla TFT-módulo SD.

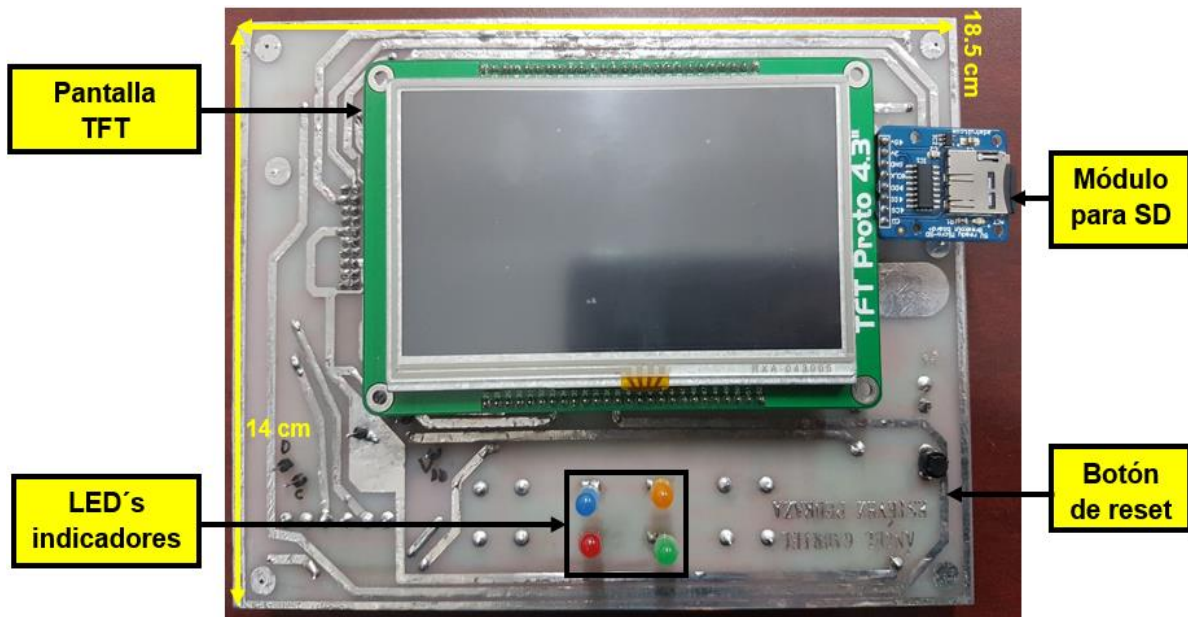


Figura 27. Tarjeta 2, vista superior.

La cara inferior de la tarjeta, se muestra en la Figura 28, en la se puede encontrar un zócalo para conectar el dsPIC, además de las terminales donde se conectan las señales filtradas.

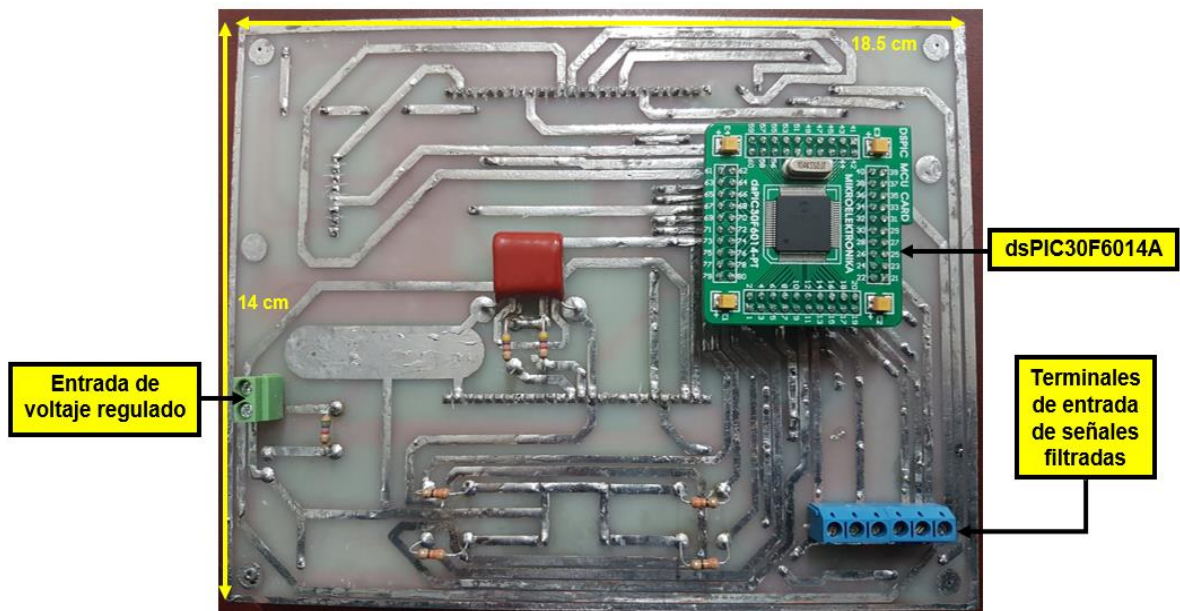


Figura 28. Tarjeta 2, vista inferior.

2.3 Encapsulado

Para proteger las tarjetas que componen el sistema, así como proporcionar una interfaz con el usuario más robusta, se elaboró un encapsulado que lo aloje. Este encapsulado fue diseñado mediante el software *SolidWorks*® para poder realizar una impresión 3D. El encapsulado consta de dos partes. La primera es una base tipo charola que alojará las tarjetas del sistema, fijadas con cuatro tornillos y la segunda es la tapa. La Figura 29 muestra un renderizado del encapsulado ensamblado.

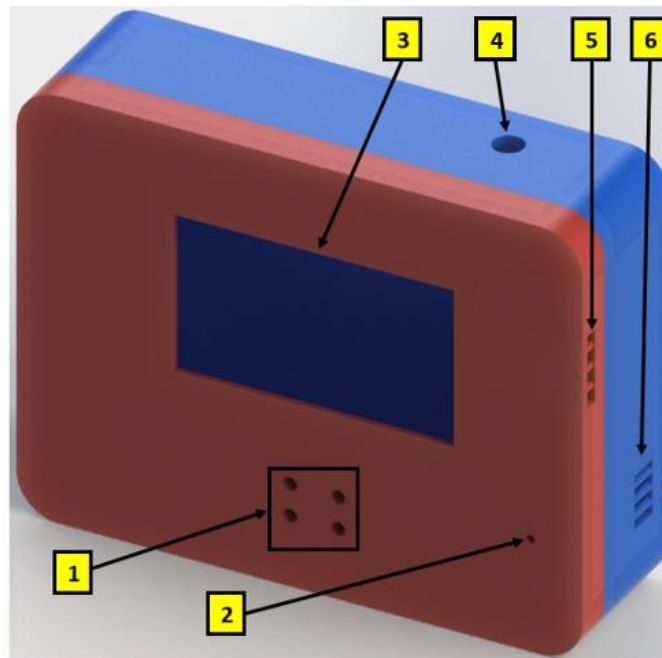


Figura 29. Renderizado del encapsulado ensamblado.

- 1: Ranura para LED's indicadores.
- 2: Ranura para botón de reinicio.
- 3: Ranura para pantalla.
- 4: Ranura para alimentación de cargador de baterías.
- 5: Ranura para módulo SD.
- 6: Ranura para interruptor general.

2.4 Firmware

En este trabajo se optó por adecuar el algoritmo de Huang [50], pero utilizando sensores de fuerza resistivos, ya que se comentó previamente en la sección 2.2.2 Elección del sensor, tienen las ventajas de ser ligeros (5 g), de bajo costo (\$200.00 MXN mod 402) y de tamaño reducido (16 cm²). Generalmente en una plataforma de fuerza se encuentran cuatro puntos de medición (usando celdas de carga), con las cuales se pueden obtener los desplazamientos que un sujeto en evaluación pueda presentar en diferentes planos (señal del CoP). La Figura 30, ejemplifica dónde y cómo actúan las fuerzas presentes en una plataforma.

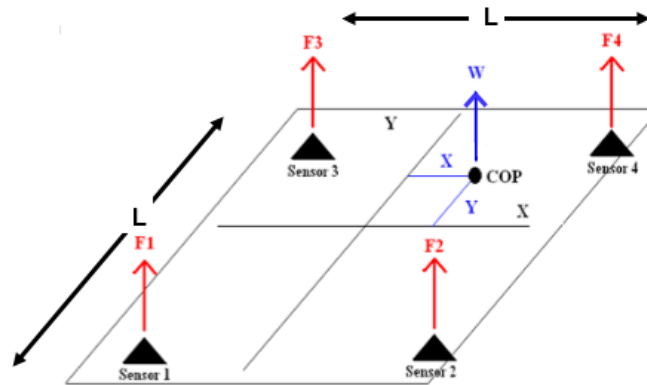


Figura 30. Diagrama de fuerzas en una plataforma [50].

Donde:

F1, F2, F3 y F4 son las fuerzas de reacción de la plataforma.

W es la suma de las fuerzas F1, F2, F3 y F4.

L es la separación que existe entre los puntos de sensado.

Y a partir de la Figura 30, Huang propone el cálculo de los desplazamientos del CoP como:

$$COP_X = \frac{L}{2} \left(\frac{(F_4 + F_2) - (F_3 + F_1)}{W} \right) \quad (15)$$

$$COP_Y = \frac{L}{2} \left(\frac{(F_4 + F_3) - (F_2 + F_1)}{W} \right) \quad (16)$$

Donde:

COP_x es el desplazamiento del CoP en el plano frontal o mediolateral.

COP_y es el desplazamiento del CoP en el plano sagital anteroposterior.

El algoritmo anterior sirve como una referencia para poder implementar uno que se adecue a los puntos donde se colocaron los sensores en este trabajo. La primera modificación al algoritmo fue asumir la presencia de un rectángulo, entre los talones y el tercer metatarso de área **ab**, como se muestra en la Figura 31, con la que se podría representar el área de una plataforma de fuerza. Como Cavanagh mostró que un 28% de la presión ejercida por el cuerpo humano recae en toda la región de los metatarsos [67], una segunda modificación sería considerar que la suma de las fuerzas adquiridas por los sensores S3 y S4 de un pie y S5 y S6 del otro, son tomadas como un punto en el centro para poder simplificarse.

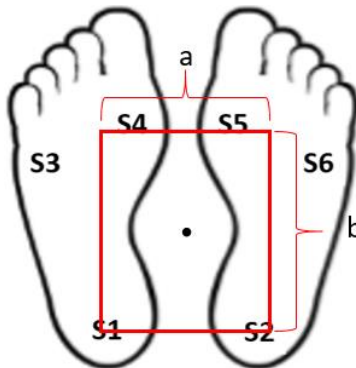


Figura 31. Adecuación gráfica a una plataforma de fuerza.

Para ello se debe asumir lo siguiente:

- Fuerza presentada en el sensor S1 es igual a F1.
- Fuerza presentada en el sensor S2 es igual a F2.
- Fuerza presentada en el sensor S3 más la de S4 es igual a F3.
- Fuerza presentada en el sensor S5 más la de S6 es igual a F4.

Entonces la ecuación 15 y la ecuación 16 se reescriben como:

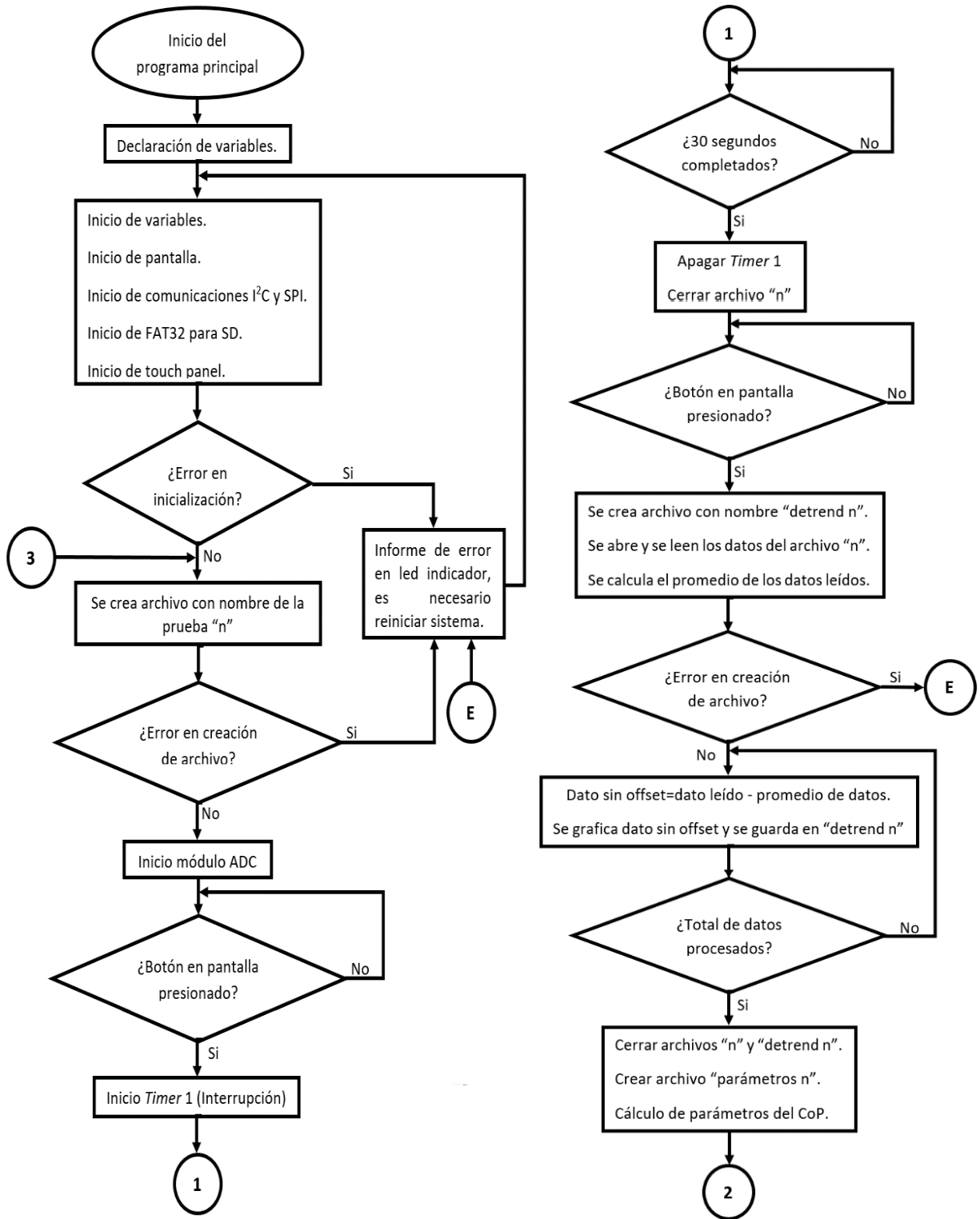
$$COP_x = \frac{a}{2} \left(\frac{(S5+S6+S2)-(S3+S4+S1)}{S1+S2+S3+S4+S5+S6} \right) \quad (17)$$

$$COP_Y = \frac{b}{2} \left(\frac{(S3+S4+S5+S6)-(S1+S2)}{S1+S2+S3+S4+S5+S6} \right) \quad (18)$$

Al realizar esta adecuación, las unidades de medida resultan en centímetros debido a que el análisis dimensional cancela las unidades de fuerza.

Estas ecuaciones se programan en el dsPIC y los parámetros para el cálculo obtienen de la lectura de los seis sensores. El cálculo del desplazamiento se lleva a cabo después de cada lectura de sensores. El diagrama de flujo de la Figura 32 describe las tareas ejecutadas por el dsPIC. Una vez que se enciende el sistema, el firmware declara las variables que utilizará, y a continuación inicializa de valores de las mismas y de los periféricos necesarios para manejar la pantalla y el módulo para SD. Una vez realizado, el programa crea un archivo con nombre "n", que representa el número de prueba a realizar.

Por otra parte, el dsPIC tarda $144 \mu s$ en digitalizar las seis señales analógicas y 6 ms realizando tareas como: calcular los desplazamientos del CoP mediante la programación de la ecuación 17 y de la ecuación 18, convertir tipos de datos, concatenar variables en un arreglo y escribir en la memoria microSD. Una interrupción por *timer* se ejecuta cada 10 ms, teniendo un periodo de tiempo de recuperación entre conversiones analógico digital y escritura en SD de aproximadamente 3 ms. Con esto se logra una frecuencia de muestreo 100 Hz. El archivo que se crea con los datos muestreados graba un renglón de dato por cada muestra, cada renglón tiene los siguientes datos: El primer valor es el número de muestra, seguido de los seis valores de los sensores y de los dos valores del CoP calculados.



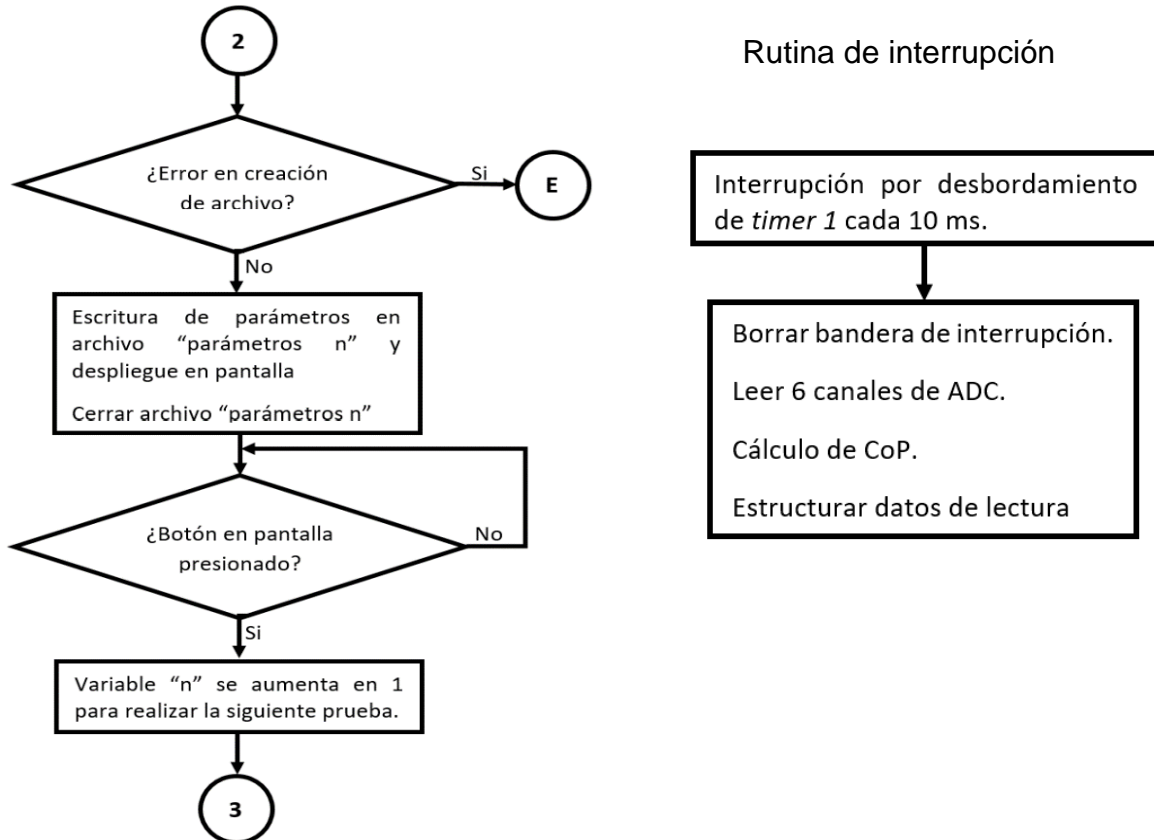


Figura 32. Diagrama de flujo del programa principal y de la interrupción.

Al terminar el tiempo adquisición de datos, estos dos últimos valores son recuperados y procesados para ser graficados en la pantalla táctil. Es importante mencionar que la lectura/escritura de un archivo se realiza en formato FAT32, el cual es un sistema de asignación de archivos, y que a diferencia de los formatos FAT12 y FAT16, éste permite la comunicación y operación con memorias de capacidad superior a los 4 GB. Considerando que cada archivo con 30 segundos de datos tiene un tamaño de 221 kB, una memoria de 8GB, por ejemplo podría almacenar hasta 36,199 archivos aproximadamente.

El tiempo de adquisición de datos y de duración de cada prueba se puede modificar mediante el firmware. Actualmente éste es de 30 segundos debido a que los prototipos que evalúan el equilibrio normalmente realizan pruebas que van desde los 10 y hasta los 30 segundos. En general se debe asegurar que la duración de la

prueba es lo suficientemente larga como para capturar 10 o más ciclos de la frecuencia más baja de interés [74], y para esta aplicación (0.3 a 0.5 Hz el componente frecuencial más bajo [4]) la duración de la prueba debe ser de al menos 20 segundos, pero preferentemente debe ser más larga, por ello se eligió que la duración de las pruebas sea de 30 segundos.

Para iniciar la adquisición de datos el usuario del dispositivo debe presionar un botón en la pantalla, lo cual puede visualizarse en la Figura 33.



Figura 33. Propuesta de interfaz de inicio de sistema.

Una vez terminado el tiempo de adquisición, el dispositivo deja de muestrear, cierra el archivo de texto creado y vuelve a habilitar un botón en la pantalla. Cuando este botón se presiona, el sistema lee los datos guardados en la microSD, elimina el offset (componente estática de la señal) por medio de una resta del promedio de los datos adquiridos (Figura 32) y los grafica. Lo anterior se realiza utilizando la ecuación 19 y la ecuación 20. Con ello, se asegura que la trayectoria del CoP se muestre siempre centrada sobre el origen en un plano coordenado.

$$CoP_{-offsetX} [i] = \overline{COP_X} - COP_X [i] \quad (19)$$

$$CoP_{-offsetY} [i] = \overline{COP_Y} - COP_Y [i] \quad (20)$$

Donde:

i es el número de dato a evaluar. Este va de cero hasta el total de muestras.

$CoP_{offsetX}$ representa al CoP en plano frontal o mediolateral sin offset.

$CoP_{offsetY}$ representa al CoP en plano sagital anteroposterior sin offset.

$\overline{COP_X}$ y $\overline{COP_Y}$ es el promedio del CoP plano frontal y sagital del sensado directo.

$COP_X[i]$ es la muestra actual del COP_X tomado del sensado directo.

$COP_Y[i]$ es la muestra actual del COP_Y tomado del sensado directo.

Cada dato sin offset es almacenado en otro archivo llamado “*detrend n*” (n representa el número de prueba). Al finalizar el trazado de la gráfica, el programa cierra los dos archivos anteriores y crea un tercero de nombre “parámetros n ”, y vuelve a habilitar el botón de la pantalla. Al activar nuevamente el botón se despliegan todos los parámetros calculados, almacenados en el archivo “parámetros n ” los cuales fueron mencionados en la sección 1.3 . Al presionar nuevamente el botón en pantalla el dispositivo regresará al punto de inicio del programa y el dispositivo estará listo para realizar otra prueba, aumentando en uno la variable “ n ”.

Tanto en el programa principal, como en la rutina de interrupción, se programaron informes de errores en ejecución de procesos relacionados con la SD, tales como “inicio de FAT32”, “ausencia de tarjeta SD en zócalo” (ver Figura 34), “no creación de un archivo”, “escritura fallida de un archivo” y “cerrado sin éxito de un archivo”. Ante la presencia de alguno de ellos, el dispositivo lo informará a través de la pantalla con un mensaje, describiendo en que instancia se produjo éste. Para solucionar el error referido a la no presencia de memoria en el sistema basta con insertar de forma correcta la microSD y reiniciar el sistema por medio de un botón en el dispositivo.

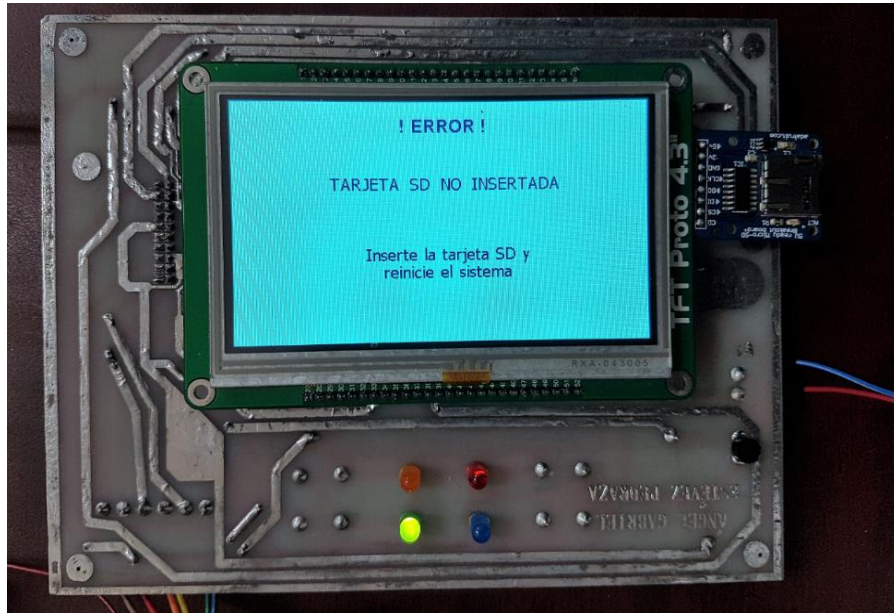


Figura 34. Ejemplo de Informe de error producido por ausencia de tarjeta SD.

2.5 Calibración

Con el propósito de garantizar que las señales adquiridas por los sensores correspondan con la fuerza aplicada, se realizó una calibración de los sensores. Para esto se utilizó un dinamómetro, de la marca Mecmesin® modelo AFG100, capaz de medir fuerzas a tensión y a compresión. Su rango de medición es de 0 hasta 100 N. Este dispositivo se adaptó a un banco, con el cual se pudo ejercer fuerza por medio de un tornillo, como se aprecia en la Figura 35 a). Este procedimiento se realizó para caracterizar la respuesta de los sensores ante la fuerza aplicada y poder ajustar la resistencia del circuito divisor de voltaje para evitar una saturación en la medición. Para ejercer la fuerza a los sensores se acopló una superficie de goma en la punta del dinamómetro con el fin de evitar el contacto directo entre el sensor y la superficie de metal del dispositivo. Con esta goma se trató de asemejar el contacto entre el pie y un sensor. Se utilizó una suela para zapato adaptada en la superficie metálica la cual cubre los contornos que presenta un talón, ver Figura 35 b).

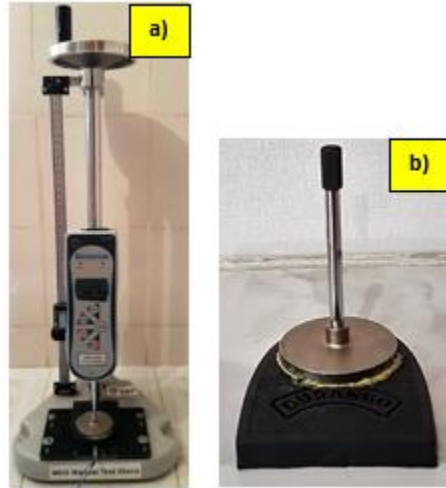


Figura 35. Elementos para calibración.

El proceso de calibración consistió en aplicar una cantidad de fuerza conocida a los sensores durante 20 segundos. Las fuerzas aplicadas fueron 1 N, 5 N, 10 N, 15 N, 20 N, aumentando en 5 N hasta los 115 N. Los datos fueron adquiridos usando el mismo dispositivo desarrollado, almacenando los datos en la memoria microSD. Los datos obtenidos se analizaron mediante el software MATLAB®, versión 2015B. Se realizó un ajuste de curva mediante una interpolación para cada sensor. Los datos se sometieron a diversas aproximaciones para determinar cuál se ajustaba mejor (aproximación de un polinomio de tercer orden, superiores y exponencial). En el caso de ajuste con polinomio de cuarto orden, la aproximación obtenida no proporcionó buenos resultados ya que necesitaba extrapolar datos para calcular la expresión matemática, situación que ocurrió también para aproximaciones superiores a éste orden. La aproximación exponencial realizó una mejor interpolación pero aun así la tendencia entre los datos obtenidos y la gráfica de puntos dados era diferente a medida que se aumentaba la fuerza aplicada. Esta aproximación presentaba un crecimiento más rápido que la curva con los datos ingresados. La aproximación usando un polinomio de tercer orden, se ajustó mejor a los valores medidos. La instrucción *polyfit(x, y, orden)* permite encontrar los coeficientes del polinomio ajustado, siendo sus parámetros de entrada los datos del valor del ADC a partir de la fuerza aplicada y el orden del polinomio de ajuste. El modelo polinomial está dado por la ecuación 21, se obtuvo una para cada sensor.

$$p(x) = p_1x^n + p_2x^{n-1} + \dots + p_nx + p_{n+1} \quad (21)$$

Donde:

n es el grado del polinomio.

p son los coeficientes del polinomio.

Entonces para un modelo de tercer orden, el polinomio de aproximación para cada sensor está dado por la ecuación 22.

$$p(x) = p_1x^3 + p_2x^2 + p_3x + p_4 \quad (22)$$

Las funciones de aproximación obtenidas para cada sensor se muestran con las ecuaciones 23 a 28:

$$S1: 5.097x10^{-6}(ADC^3) - 9.47908x10^{-4}(ADC^2) + 0.183309138(ADC) - 2.595683384 \quad (23)$$

$$S2: 2.645x10^{-6}(ADC^3) - 3.67880x10^{-4}(ADC^2) + 0.144392112(ADC) - 1.054611716 \quad (24)$$

$$S3: 3.294x10^{-6}(ADC^3) - 6.92254x10^{-4}(ADC^2) + 0.179867558(ADC) - 1.550111898 \quad (25)$$

$$S4: 3.552x10^{-6}(ADC^3) - 3.64081x10^{-4}(ADC^2) + 0.120829087(ADC) - 1.434386736 \quad (26)$$

$$S5: 2.550x10^{-6}(ADC^3) - 4.78195x10^{-4}(ADC^2) + 0.185680929(ADC) - 2.222566799 \quad (27)$$

$$S6: 2.754x10^{-6}(ADC^3) - 4.58775x10^{-4}(ADC^2) + 0.154582956(ADC) - 1.623776455 \quad (28)$$

Donde:

S1 a S6 = fuerza medida a través de los sensores

ADC = Valor adquirido de los sensores usando el ADC del dsPIC

Estas funciones se programaron en el dsPIC y permiten obtener la fuerza aplicada a partir de la lectura del ADC. La gráfica de los datos reales de fuerza ejercida en los sensores y los datos ajustados se observa en la Figura 36. Cada línea

representa uno de los seis sensores calibrados. La línea continua representa los valores medidos y los “+” los valores calculados a partir de la aproximación elegida.

Caracterización de sensores

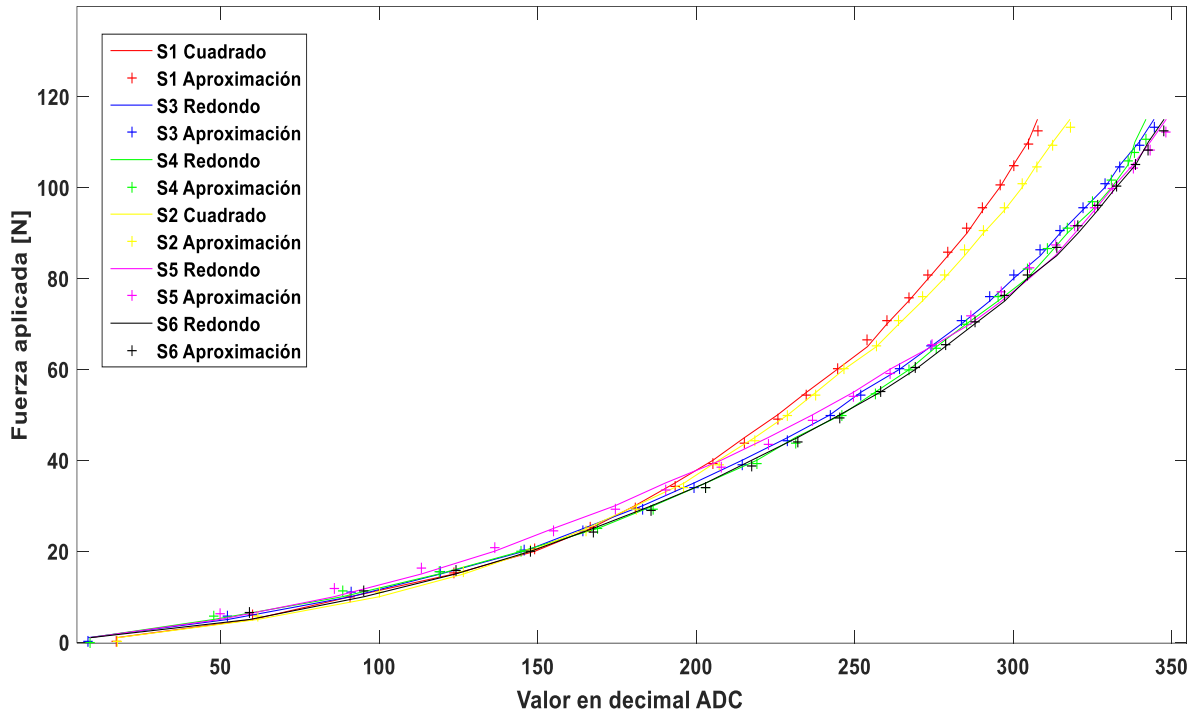


Figura 36. Gráfica de caracterización de respuesta de los sensores.

En la Figura 36, las leyendas “Cuadrado” y “Redondo” corresponden a la forma geométrica de los sensores utilizados, es decir, al modelo 406 y modelo 402 de Interlink® respectivamente (ver Tabla 3).

Para evaluar la calidad de los ajustes se calculó el coeficiente de correlación de datos (Pearson), mediante el mismo software (MATLAB). Este coeficiente puede tomar valores de entre -1 y 1. La correlación de una variable con ella misma es siempre 1, un valor 0 no correlación y el valor -1 una correlación negativa, por lo que cuanto más se acerque este coeficiente a 1 para cada ecuación ajustada, mejor es su aproximación. Los coeficientes obtenidos tienen los siguientes valores:

$R_1 = 0.9443$ para el sensor 1.

$R_2 = 0.9572$ para el sensor 2.

$R_3 = 0.9330$ para el sensor 3.

$R_4 = 0.9503$ para el sensor 4.

$R5 = 0.9637$ para el sensor 5.

$R6 = 0.9571$ para el sensor 6.

Una vez realizada la calibración, se determinó que el sistema estaba listo para poder realizar pruebas preliminares. El sistema completo se puede observar en la Figura 37, cuyas características generales se concentran en la Tabla 4.

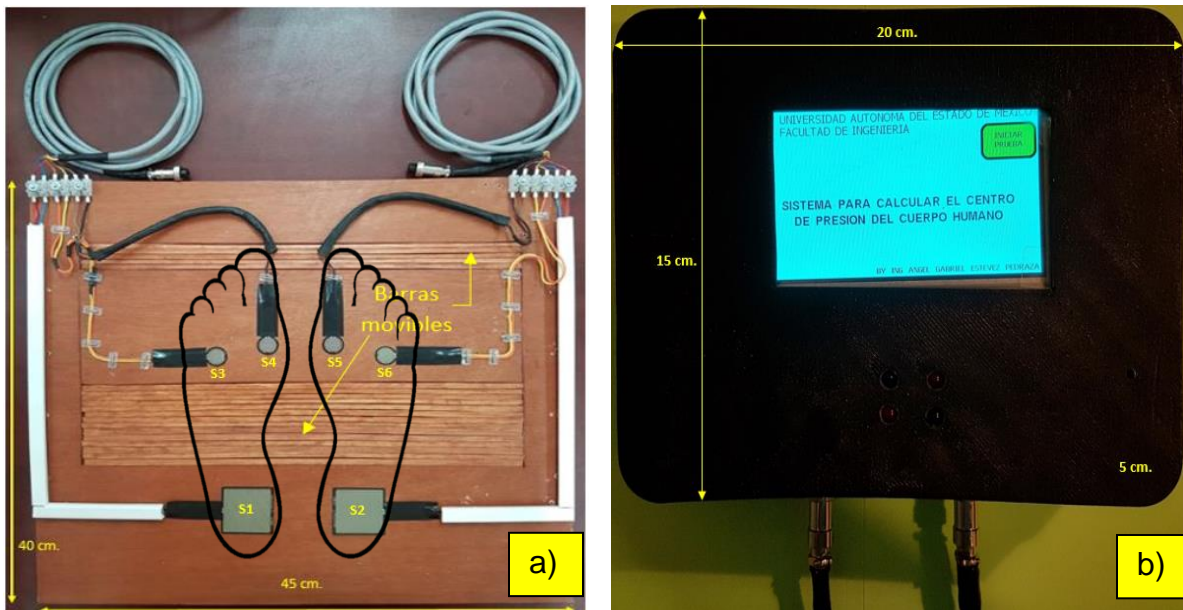


Figura 37. Sistema completo. A) Plataforma, b) Sistema embebido.

Un cálculo parcial de costos del sistema a nivel prototipo resulta en \$10,000.00 MXN (sin incluir horas hombre de desarrollo ni considerar cuestiones de comercialización o producción a gran escala). Lo cual representa aproximadamente el 20% del costo de una plataforma la serie AMTI (solo la plataforma, sin software, computadora, etc. Es evidente que no se pueden comparar costos directamente, debido a gastos de producción y distribución no contemplados, sin embargo, el objetivo principal de este trabajo es la creación de un dispositivo alternativo y portátil para evaluar el equilibrio. Un análisis de costos más detallado se propone como trabajo futuro.

Tabla 4. Características generales del sistema.

Características del sistema	
Peso.	660 g sistema electrónico. 1.170 kg plataforma.
Tamaño.	Sistema: 15 x 20 x 5 cm. Plataforma: 45 x 40 cm.
Rango de medición de desplazamientos.	-5 y 5 cm en direcciones A/P Y M/L.
Interfaz de control.	Táctil.
Tiempo de evaluación.	30 segundos (Modificable mediante reprogramación del firmware).
Frecuencia de muestreo.	100 Hz.
Potencia.	Sistema: 1.75W (5 V cc, <350mA).
Batería	Duración: @ 2 hrs. Corriente: 1000 mAh. Tiempo que tarda en cargar: @ 90 minutos.

CAPÍTULO 3

Resultados y discusiones

En este capítulo, se presentan los resultados que se obtuvieron con el sistema construido. Se muestran las comparaciones de los datos recabados con los reportados en investigaciones en las que se realizó la medición de índices en poblaciones con características similares a las que se presentan en esta investigación. Con esta comparación se busca validar de alguna manera el dispositivo presentado en esta tesis.

2.1 Protocolo de pruebas

Con el fin de validar el dispositivo, se implementó un protocolo para obtener datos y compararlos con los reportados en el estado del arte, para sujetos sanos. Otra opción de validación es comparar el dispositivo desarrollado directamente con una plataforma de fuerza u otro sistema que mida el CoP, sin embargo no se pudo tener acceso a alguno y se eligió validar con los datos promedio reportados en el estado del arte.

Para las pruebas del sistema, se implementó un protocolo similar al presentado en los trabajos de González y Rocabado [75], Cristina Ma [76] o el de Norris [77]. La actividad que destaca en este protocolo es realizar la prueba de Romberg, en la cual los sujetos bajo prueba tienen que cruzar los brazos y poner las palmas de la mano en el pecho durante la evaluación. La duración de cada prueba es de 10 a 30 segundos por fase o condición, es decir, 30 segundos con ojos abiertos y 30 segundos con ojos cerrados. Esta prueba se puede realizar con calcetines puestos o sin ellos. Con esta prueba se esperaba que con los datos adquiridos por el

dispositivo propuesto sea posible discriminar entre sujetos con ojos cerrados y sujetos con ojos abiertos.

El protocolo de esta prueba es el siguiente:

- Se le solicita al sujeto que se coloque sobre la plataforma con los sensores, colocando las regiones con mayor presión plantar sobre éstos.
- El sujeto deberá asumir una postura lo más erguida posible, descalzo y colocando sus brazos cruzados con las palmas de sus manos sobre los hombros [76].
- Una vez posicionado, el sujeto deberá mirar fijamente a un punto frente a él, justo a la altura de sus ojos y a una distancia de dos metros, deberá mantener la mirada fija durante toda la adquisición de datos. Una vez que el usuario se encuentre en la posición solicitada (ver Figura 38), se realiza la medición del CoP con el dispositivo realizado en esta tesis.
- Las dos pruebas (ojos cerrados y ojos abiertos) se realizan una tras otra, buscando con esto que los sensores se mantengan colocados en los mismos puntos del pie para ambas pruebas.



Figura 38. Postura para evaluación del equilibrio.

2.2 Resultados

Se invitaron a 50 personas adultas de entre 20 y 39 años de edad a realizar la medición del CoP, con las siguientes características: 17 mujeres y 33 hombres con un promedio de edad y desviación estándar de 26.04 ± 4.94 , altura promedio y desviación estándar de 168.94 ± 6.13 cm, peso promedio y desviación estándar de 68.37 ± 8.15 kg, además de un tamaño de pie promedio y desviación estándar de 25.79 ± 0.97 cm. A cada persona se pidió responder un cuestionario y firmar una carta de consentimiento informado antes de realizar la prueba. El formato de la carta de consentimiento y el cuestionario se encuentran en el Apéndice C.

Días antes de la realización de la prueba, se les solicitó a las personas no consumir café, alcohol o té por lo menos durante la mañana del día de la prueba, además de haber tenido un periodo de sueño de al menos ocho horas. Lo anterior con el fin de minimizar posibles variables que pudieran afectar al equilibrio.

Con el fin de clarificar mejor el proceso de evaluación del equilibrio en una persona, se muestra con detalle la prueba realizada en un sujeto del sexo masculino con las siguientes características:

Edad: 20 años.

Estatura: 175 cm.

Peso: 66 kg.

Tamaño de pie: 28 cm.

Análisis: Ojos abiertos (OA).

Al inicio de la prueba, la pantalla se encuentra como se muestra en la Figura 33. Al presionar el botón se inició el análisis y la pantalla resultante se muestra en la Figura 39.

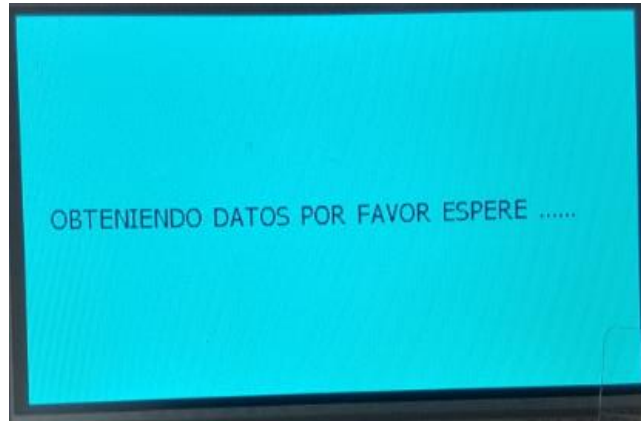


Figura 39. Leyenda en la pantalla mientras se realiza un análisis.

Transcurridos los 30 segundos de análisis, se graficaron los datos obteniéndose la Figura 40. En esta gráfica, el eje “x” representa el desplazamiento de la trayectoria del CoP en el plano frontal y el eje “y” representa el desplazamiento de la trayectoria del CoP en plano sagital.

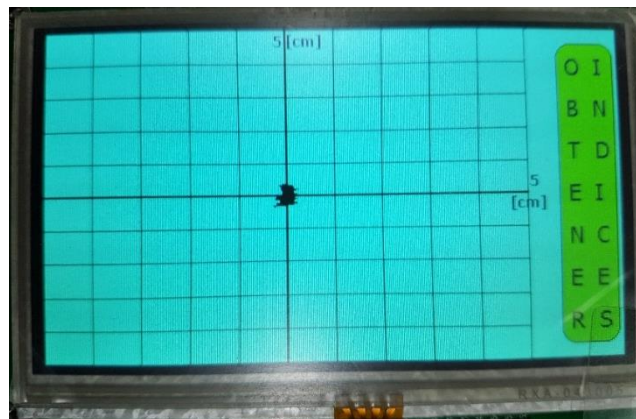


Figura 40. Gráfica de evaluación, sujeto con ojos abiertos (OA).

En la imagen de la Figura 40 se puede observar que el sistema es capaz de graficar desplazamientos del CoP cuyo rango va de -5 a 5 cm en ambos ejes. En el estado del arte se reporta que existe un equilibrio deficiente cuando este el desplazamiento es mayor a dos centímetros (rango en personas adultas mayores a 65 años) [56]. A partir de los resultados obtenidos puede inferir que el equilibrio del sujeto en evaluación es estable, debido a que sus desplazamientos del CoP no rebasan un centímetro en ambas direcciones. Los datos obtenidos con el dispositivo y almacenados se guardaron en un archivo de texto, ver Figura 41.

```

parametros  1.TXT: Bloc de notas
Archivo  Edición  Formato  Ver  Ayuda
SP-ML: 84.95166016 cm
SP-AP: 89.42998504 cm
MVELO-ML: 3.38829226 mm/s
MVELO-AP: 4.09809995 mm/s
MVELO-CoP: 4.83172200 mm/s
MDIST-ML: 0.92096072 mm
MDIST-AP: 1.30265328 mm
MDIST-CoP: 1.82313976 mm
RDIST-ML: 1.38145448 mm
RDIST-AP: 1.47118624 mm
RDIST-CoP: 2.02780842 mm
sAP/ML: 0.04442882 adim
RD: 546.94195560 mm
AREA-CC: 67.74363712 mm2
AREA-CE: 55.10007477 mm2
AREA-SW: 2.24297046 mm2/s
MFREQ-ML: 0.50861420 Hz
MFREQ-AP: 0.40820673 Hz
MFREQ: 0.29783284 Hz
FD-CC: 1.49945424 Adim
FD-CE: 1.52529296 Adim
TOTEX: 95.64876556 cm
RANGE-ML: 0.6126 cm
RANGE-AP: 0.8770 cm

```

Figura 41. Índices del CoP calculados por el sistema (OA).

Análisis: Ojos cerrados (OC).

En esta fase de análisis, se le pidió al usuario repetir la secuencia de instrucciones, pero esta vez, una vez en la posición solicitada se le pidió que cerrara los ojos tratando de recordar el punto frente a él. La Figura 42, presenta los datos obtenidos para este análisis.

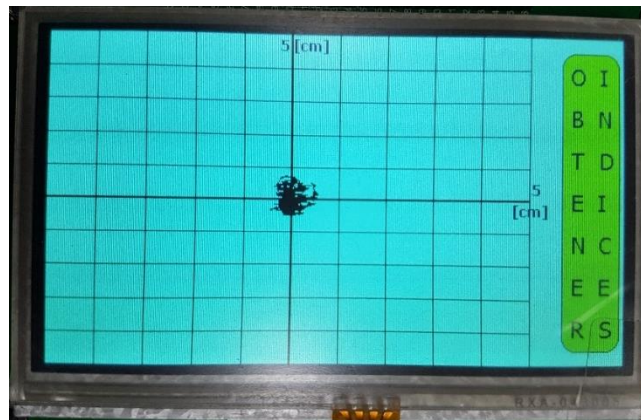


Figura 42. Gráfica de evaluación (OC).

Se puede ver que la trayectoria del CoP tiene un trazo más amplio que el que se presentó en el análisis con ojos abiertos. Este incremento es esperado ya que se le privó de un sentido importante para mantener el equilibrio. Si bien el sujeto no perdió

el equilibrio, este presentó balanceos corporales notorios durante esta fase. Los valores de los índices obtenidos de este análisis se muestran en la Figura 43.

```
parametros 2.TXT: Bloc de notas
Archivo Edición Formato Ver Ayuda
SP-ML: 105.66999052 cm
SP-AP: 110.51399612 cm
MVELO-ML: 3.52233292 mm/s
MVELO-AP: 4.18379986 mm/s
MVELO-CoP: 4.94960784 mm/s
MDIST-ML: 1.29206774 mm
MDIST-AP: 2.06931954 mm
MDIST-CoP: 2.77694920 mm
RDIST-ML: 1.85622912 mm
RDIST-AP: 2.45563000 mm
RDIST-CoP: 3.16470337 mm
sAP/ML: 0.00040072 adim
RD: 833.08471680 mm
AREA-CC: 174.75637816 mm2
AREA-CE: 161.66893004 mm2
AREA-SW: 4.15038586 mm2/s
MFREQ-ML: 0.52234144 Hz
MFREQ-AP: 0.49221630 Hz
MFREQ: 0.42636286 Hz
FD-CC: 1.61356412 Adim
FD-CE: 1.64803132 Adim
TOTEX: 118.48823548 cm
RANGE-ML: 1.0043 cm
RANGE-AP: 1.2120 cm
```

Figura 43. Índices del CoP calculados por el sistema (OC).

Comparando los valores de los índices obtenidos en la condición de OA y OC se puede comprobar la importancia del sistema visual en la tarea de control de equilibrio, y que cuando éste no funciona bien, el sistema nervioso central debe compensar más rápido el balanceo del cuerpo.

Los resultados de las pruebas a las 50 personas utilizadas en este trabajo se concentran en la Tabla 5. Con el objetivo de comparar estadísticamente si el sistema es capaz de obtener datos para discriminar entre las dos situaciones (evaluación de la trayectoria del CoP con ojos abiertos y cerrados) se realizó una comparación de medias mediante una prueba *t* de *student*. Se obtuvo el valor *p* para una prueba de dos colas para datos pareados (muestras dependientes evaluadas en dos situaciones diferentes, por ejemplo evaluación de marcha en personas antes y después de una cirugía de rodilla). Casi todos los índices obtuvieron una $p < 0.0001$, los cuales son considerados como estadísticamente significativos. Solamente los índices de velocidad principal no lograron ser útiles para discriminar entre ambas condiciones (OA y OC), $p > 0.3208$. Los valores de *p* para todos los índices se muestran también en la Tabla 5.

Tabla 5. Resultados obtenidos de las pruebas realizadas a 50 personas.

ÍNDICE	Prueba con ojos abiertos (promedio ± SD)	Prueba con ojos cerrados (promedio ± SD)	p
Distancia principal (MDIST) [mm]	1.7501 ± 0.3224	2.6845 ± 0.5146	<0.0001
Distancia principal AP (MDIST-AP) [mm]	1.1623 ± 0.3176	1.727 ± 0.5317	<0.0001
Distancia principal ML (MDIST-ML) [mm]	1.0521 ± 0.2852	1.6971 ± 0.5811	<0.0001
Distancia RMS (RDIST) [mm]	2.0119 ± 0.3599	3.132 ± 0.6009	<0.0001
Distancia RMS AP (RDIST-AP) [mm]	1.4776 ± 0.3854	2.173 ± 0.7227	<0.0001
Distancia RMS ML (RDIST-ML) [mm]	1.3144 ± 0.3432	2.1233 ± 0.6465	<0.0001
Rango AP (RANGE-AP) [mm]	9.3721 ± 2.348	12.9482 ± 3.6651	<0.0001
Rango ML (RANGE-ML) [mm]	6.794 ± 1.6886	10.1728 ± 2.9854	<0.0001
Velocidad principal (MVELO) [mm/s]	4.8367 ± 0.8921	4.9686 ± 0.7731	0.3208
Velocidad principal AP (MVELO-AP) [mm/s]	4.3482 ± 0.8509	4.4648 ± 0.723	0.3455
Velocidad principal ML (MVELO-ML) [mm/s]	3.6414 ± 0.3745	3.6621 ± 0.3773	0.7454
Área basada en un círculo con 95% de confianza (AREA-CC) [mm ²]	73.7054 ± 26.57	183.8742 ± 77.55	<0.0001
Área basada en una elipse con 95% de confianza (AREA-CE) [mm ²]	72.7203 ± 25.11	167.2886 ± 58.44	<0.0001
Área de balanceo por tiempo (AREA-SW) [m m ² /s]	2.5693 ± 0.7512	4.4035 ± 1.371	<0.0001
Frecuencia principal (MFREQ) [Hz]	0.3046 ± 0.0746	0.4514 ± 0.1024	<0.0001
Frecuencia principal AP (MFREQ-AP) [Hz]	0.3872 ± 0.077	0.4962 ± 0.1057	<0.0001
Frecuencia principal ML (MFREQ-ML) [Hz]	0.5191±0.1905	0.7078±0.2407	<0.0001
Dimensión Fractal basada en un círculo con 95% de confianza (FD-CC) [Adim]	1.4982±0.0705	1.6248±0.077	<0.0001
Dimensión Fractal basada en una elipse con 95% de confianza (FD-CC) [Adim]	1.5081±0.0653	1.6265±0.0754	<0.0001

Dentro del grupo de personas invitadas a participar en las pruebas, se encontraron dos casos especiales, el primero de ellos se trata de una persona del sexo femenino que padece de desgaste de rodilla. Su establograma se observa en la Figura 44 y sus índices en la Figura 45. El segundo caso especial se trata una persona del sexo masculino que sufrió una fractura en una extremidad inferior en meses pasados, aunque manifestó que al momento de hacer la prueba se encontraba totalmente recuperado, su establograma se presenta en la Figura 46 y sus índices en la Figura 47. Para ambos casos se reportan los análisis con ojos cerrados.

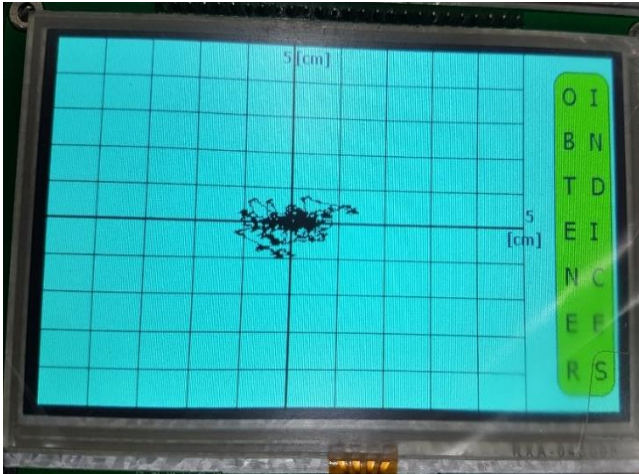


Figura 44. Estabilograma de una persona con desgaste de rodilla (OC).

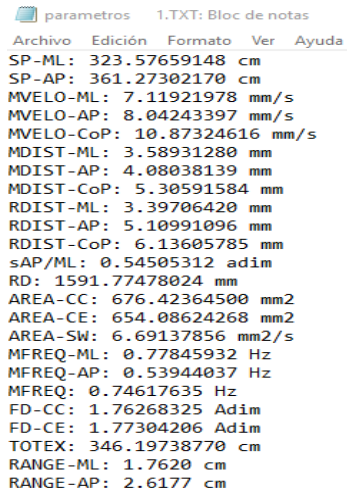


Figura 45. Índices de persona con desgaste de rodilla (OC).

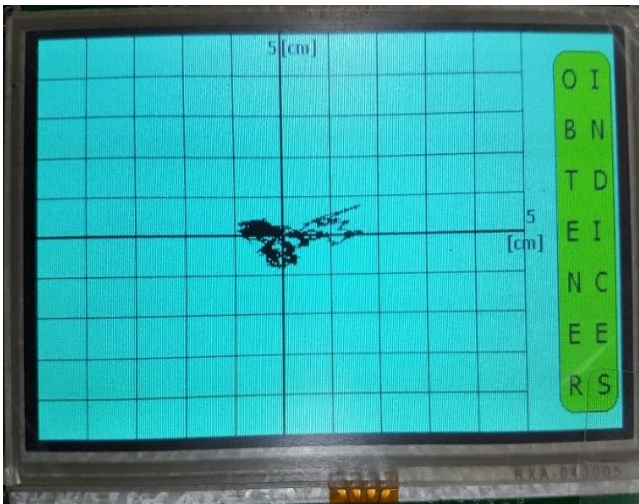


Figura 46. Estabilograma de persona recuperada de fractura (OC).

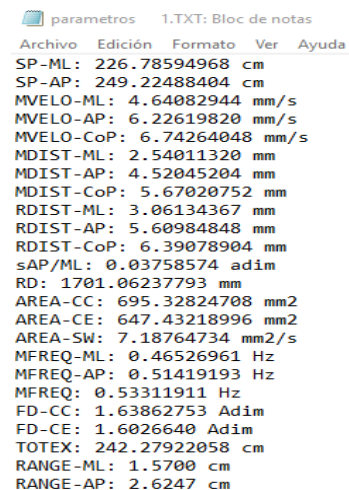


Figura 47. Índices de persona recuperada de fractura de extremidad (OC).

En ambos casos, se puede observar que estas personas con algún problema actual o pasado, relacionado con el equilibrio, presentan desplazamientos superiores a los que presentó una persona sana. Si bien, el número de sujetos de estos casos particulares es insuficiente para determinar categóricamente algún resultado, si es posible inferir que el dispositivo realizado es capaz de detectar alteraciones al equilibrio.

2.3 Discusiones

Con el fin de verificar la validez de los resultados adquiridos por el sistema, éstos se compararon con los datos reportados en 11 artículos. Éstos se eligieron considerando la semejanza entre las características de los sujetos de prueba, así como los índices reportados. Cabe mencionar que no todos los artículos presentan los índices que se usaron y calcularon en esta investigación. La *Tabla 6* resume las características de población y el sistema por el cual se obtuvieron los datos. En todos los artículos se buscaron los siguientes datos: número de personas, edad, sexo, altura y peso, dispositivo de medición, velocidad de muestreo de datos, filtrado de señal y tiempo de evaluación, si estos datos no aparecen completos en la *Tabla 6* significa que los autores no los reportaron.

Tabla 6. Datos generales de artículos comparativos.

Publicación	Características de Población	Sistema de evaluación
Artículo 1 [56]	20 personas. Edad: 26.4±4.9 años. Sexo: 10H y 10 M.	Plataforma de fuerza. Muestreo a 100 Hz. Filtrado 5 Hz. Tiempo de evaluación: 30 s
Artículo 2 [64]	30 personas. Edad: 26.6±5.9 años. Sexo: 12 H. y 18 M. Altura: 1.69±0.08 cm. Peso: 64.2±11.2 kg.	Plataforma de fuerza. Filtrado a 25Hz. Tiempo de evaluación: 10 s
Artículo 3 [78]	36 personas. Edad: 29.8±4.4 años. Altura: 177.2±7.4 cm. Peso: 77.3±11.7 kg.	Plataforma de fuerza. Muestreo a 100 Hz. Filtrado a 10 Hz. Tiempo de evaluación: 90 s
Artículo 4 [79]	11 personas. Edad: 27±7 años. Sexo: H. Altura: 177.1±6.6 cm. Peso: 76±9.1 kg.	Plataforma de fuerza. Muestreo a 200 Hz. Filtrado a 7 Hz. Tiempo de evaluación: 60 s
Artículo 5 [80]	21 personas. Edad: 42 a 61 años.	Plataforma de fuerza. Muestreo a 100 Hz. Filtrado a 15 Hz. Tiempo de evaluación: 30 s
Artículo 6 [62]	26 personas. Edad: 47±17 años. Sexo: 16F y 10M. Altura: 166±0.21 cm. Peso: 68±21kg.	Plataforma de fuerza. Muestreo a 50 Hz. Filtrado a 10 Hz. Tiempo de evaluación: 40 s

Artículo 7 [77]	10 personas. Edad: 21 a 29 años.	Plataforma de fuerza. Muestreo a 100 Hz. Filtrado a 10 Hz. Tiempo de evaluación: 10 a 30 s
Artículo 8 [81]	30 personas. Edad: 23±5 años. Sexo: 10M y 20H. Altura: 175±9 cm. Peso: 71±12 kg.	Plataforma de fuerza. Muestreo a 100 Hz. Filtrado no menciona. Tiempo de evaluación: 30 s
Artículo 9 [82]	10 personas. Edad: 29±8 años. Altura: 177±6 cm. Peso: 74±10 kg.	Plataforma de fuerza. Muestreo a 100 Hz. Filtrado 30 Hz. Tiempo de evaluación: 60 s
Artículo 10 [16]	10 personas. Edad: 22-34 años. Sexo: 5H y 5M. Altura: 171±6 cm. Peso: 68±11 kg.	Plataforma de fuerza. Muestreo a 100 Hz. Filtrado 10 Hz. Tiempo de evaluación: 30 s
Artículo 11 [83]	20 personas. Edad: 26.9±4.7 años. Sexo: H. Altura: 175±7 cm. Peso: 74.9±13.1 kg.	Plataforma de fuerza. Muestreo a 100 Hz. Filtrado 10 Hz. Tiempo de evaluación: 60 s

En las figuras subsecuentes (Figura 48 a Figura 59) se muestran las comparaciones entre los datos reportados en los artículos analizados y los obtenidos con el dispositivo presentado en este trabajo de tesis. En todas las comparaciones los resultados obtenidos con el dispositivo presentando en esta tesis están etiquetados con la palabra “sistema” y los artículos con el número mostrado en la Tabla 6.

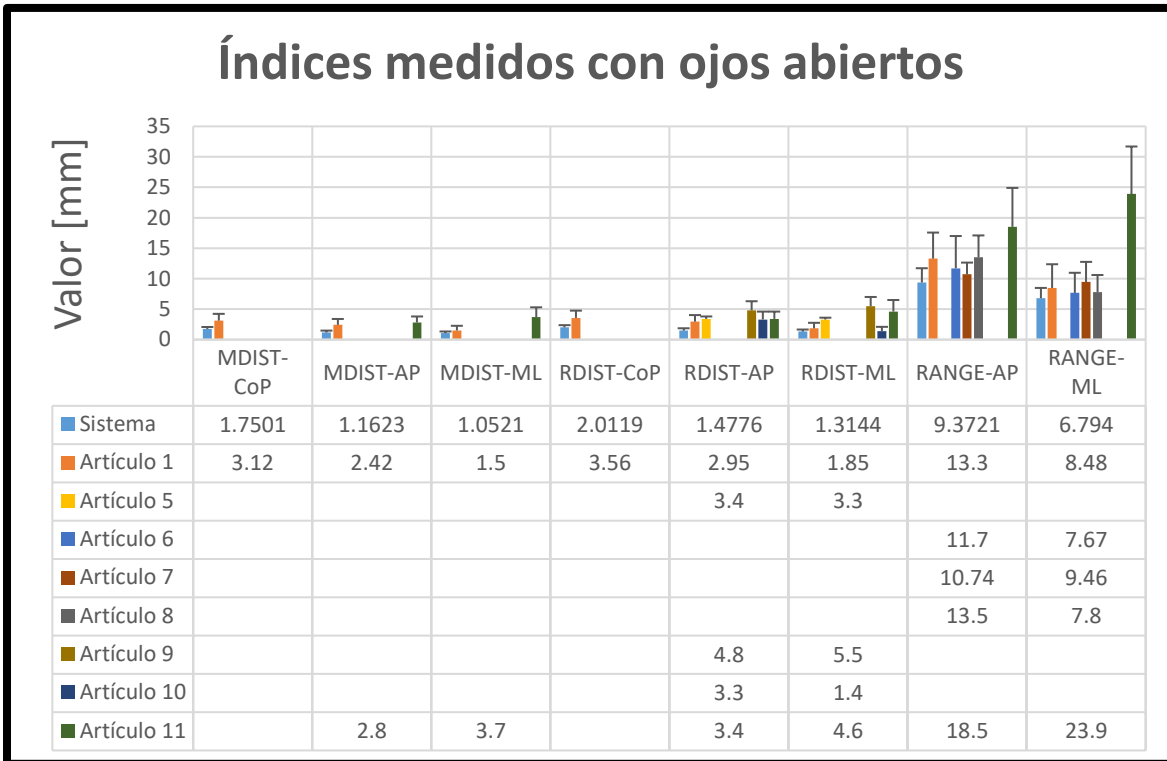


Figura 48. Comparativo de índices en milímetros (OA).

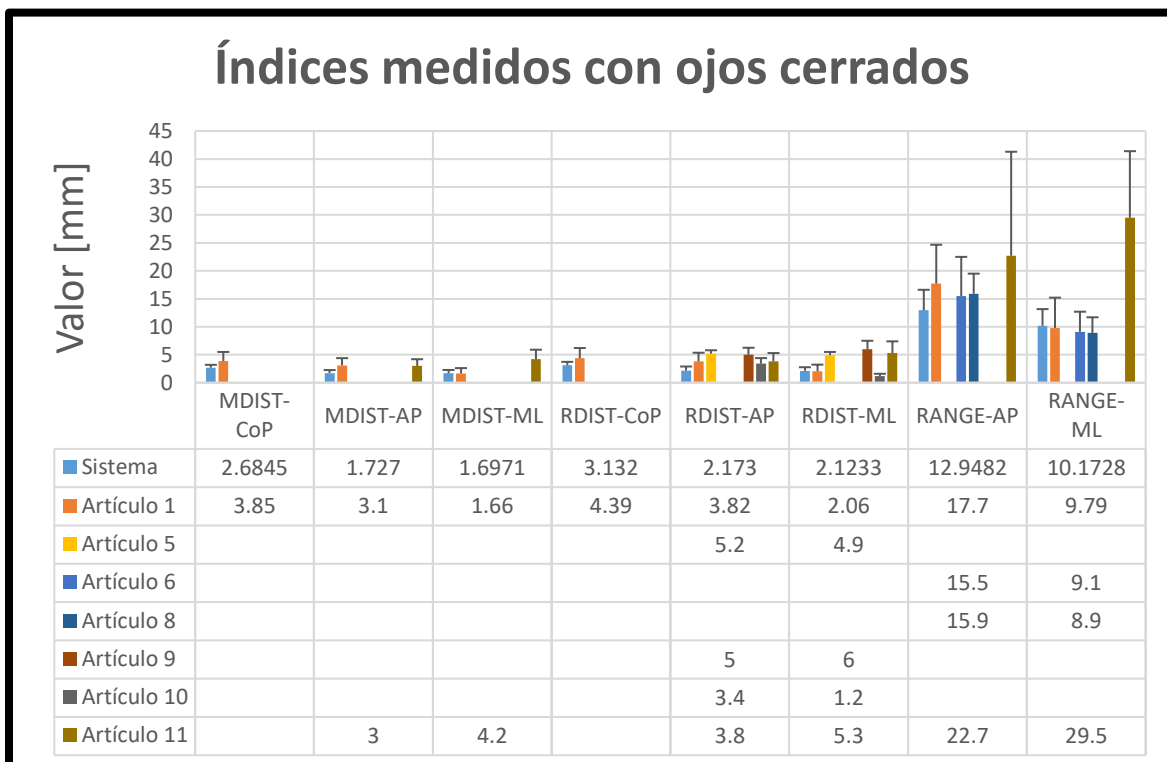


Figura 49. Comparativo de índices en milímetros (OC).

Se puede observar en la Figura 48 que el sistema desarrollado en este trabajo (a partir de este momento se le llamará “sistema”), tiene un comportamiento similar al resto de valores reportados en la literatura, aunque casi siempre por debajo de ellos. Una excepción es el trabajo 10, el cual reporta una reducción en el valor para el índice RDIST-ML, comparado con su valor en RDIST-AP. Esto pone en evidencia la variación que existe entre mediciones reportadas, a pesar de usarse la misma tecnología de medición (plataforma de fuerza).

Por otro lado, el artículo 11 muestra un incremento considerable en los índices RANGE-AP y RANGE-ML, este incremento supera por mucho al resto de valores reportados y además tiene un comportamiento inverso, ya que eleva su valor para RANGE-ML cuando la tendencia del resto de trabajos es reducir ese valor en comparación con el del RANGE-AP.

Esta diferencia puede deberse al hecho de que ese trabajo (11) solamente participaron hombres y es conocido que los varones tienen el centro de masa en una posición más alta comparado con el de las mujeres (57% de la altura contra el 55% de la altura en mujeres) [84] [85]. De allí que la proyección del CoM al suelo para generar el CoP pudiera presentar mayor rango de movimiento. En la Figura 49 hay un aumento de valores comparados con los mismos datos adquiridos con los ojos abiertos (Figura 48). Esto es de esperarse ya que se ha inhabilitado el sentido de la vista. Es notable que los resultados arrojados por el sistema siguen la misma tendencia que el resto de los trabajos reportados, inclusive en algunos con valores muy semejantes.

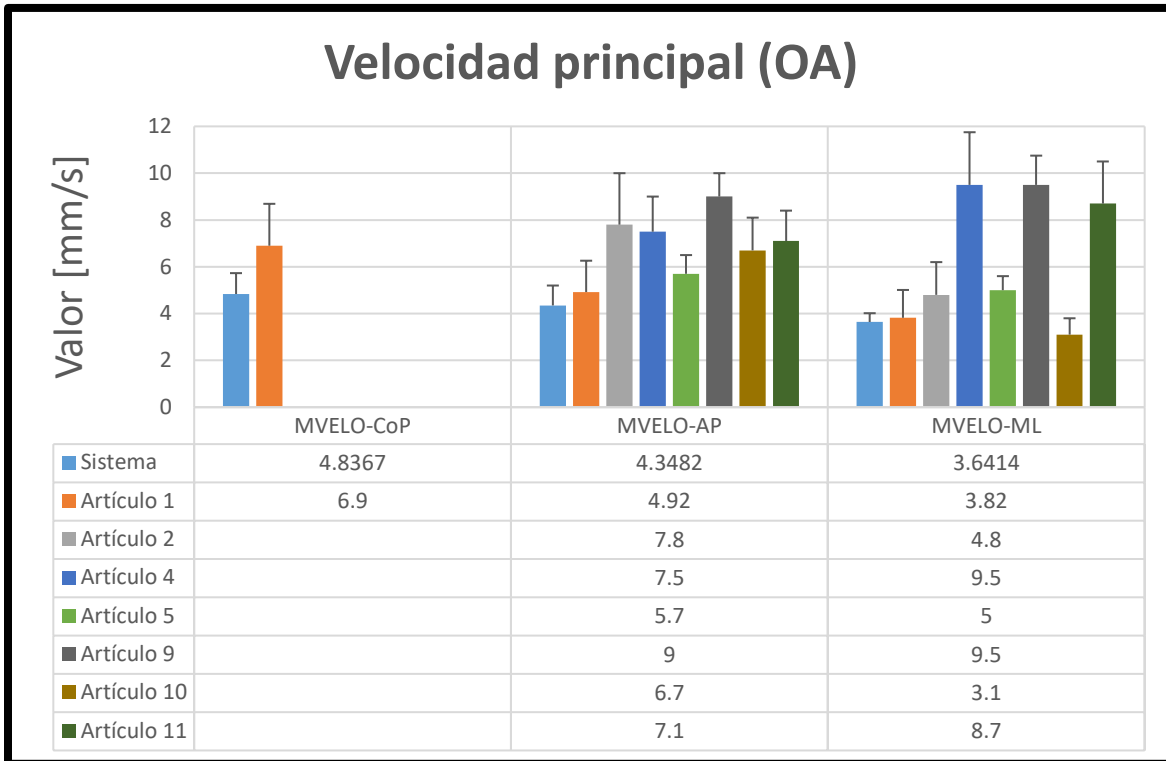


Figura 50. Comparativo de velocidad principal (OA).

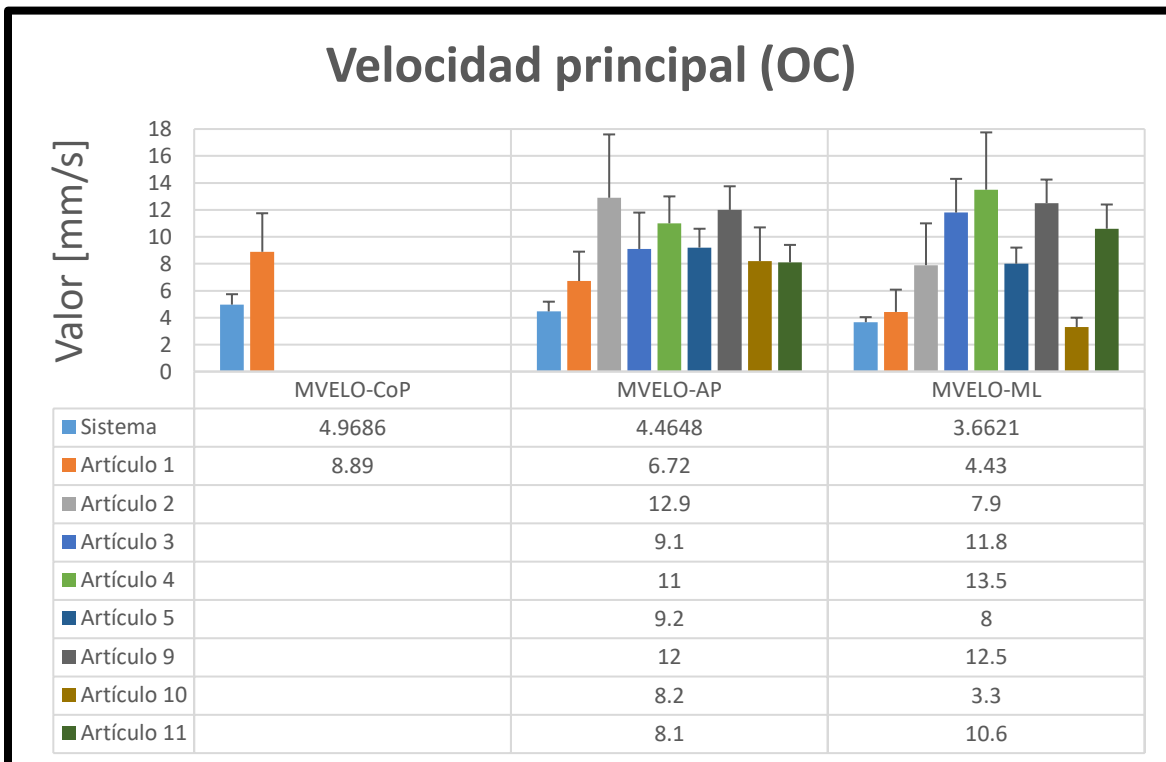


Figura 51. Comparativo de velocidad principal (OC).

En la Figura 50 y la Figura 51 presentan los valores reportados y obtenidos con el sistema para los índices de velocidad. Es evidente que los resultados arrojados por el sistema siguen la tendencia del resto de los valores reportados en el estado del arte, aunque siempre por debajo en magnitud. Se puede apreciar una discrepancia con los resultados de los artículos 4,9 y 11. Los dos primeros artículos sólo evalúan a 11 y 10 personas, respectivamente, y eso pudiera afectar sus resultados promedio. El artículo 11 al medir solamente hombres tiene datos sesgados en género. También se observa la tendencia a la baja cuando los participantes realizan la prueba cerrando los ojos (ver Figura 51), además del incremento esperado con respecto a las pruebas con ojos abiertos. En dirección AP, el artículo 2 reporta un valor superior al del resto de artículos, esto puede deberse a que en esa investigación, los periodos de evaluación fueron de 10 segundos y este índice toma en cuenta el tiempo de la prueba, por lo que sus datos estarían escalados con respecto al resto de datos reportados.

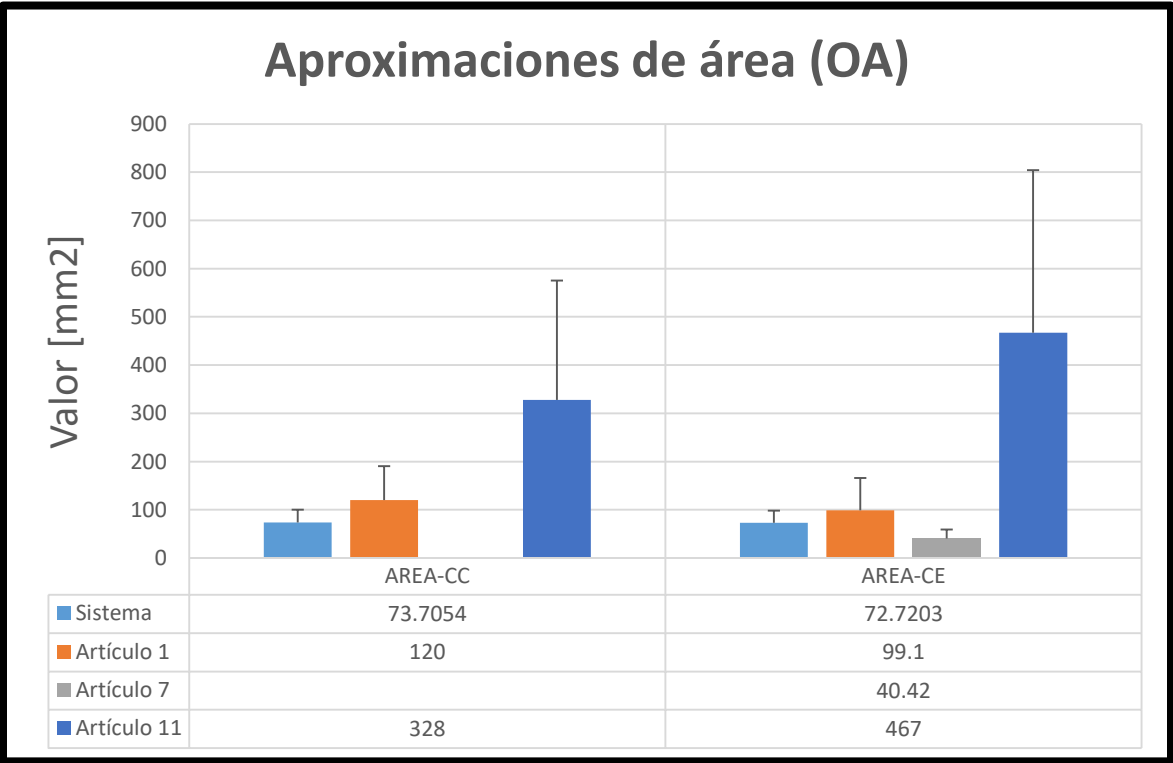


Figura 52. Comparativo de área (OA).

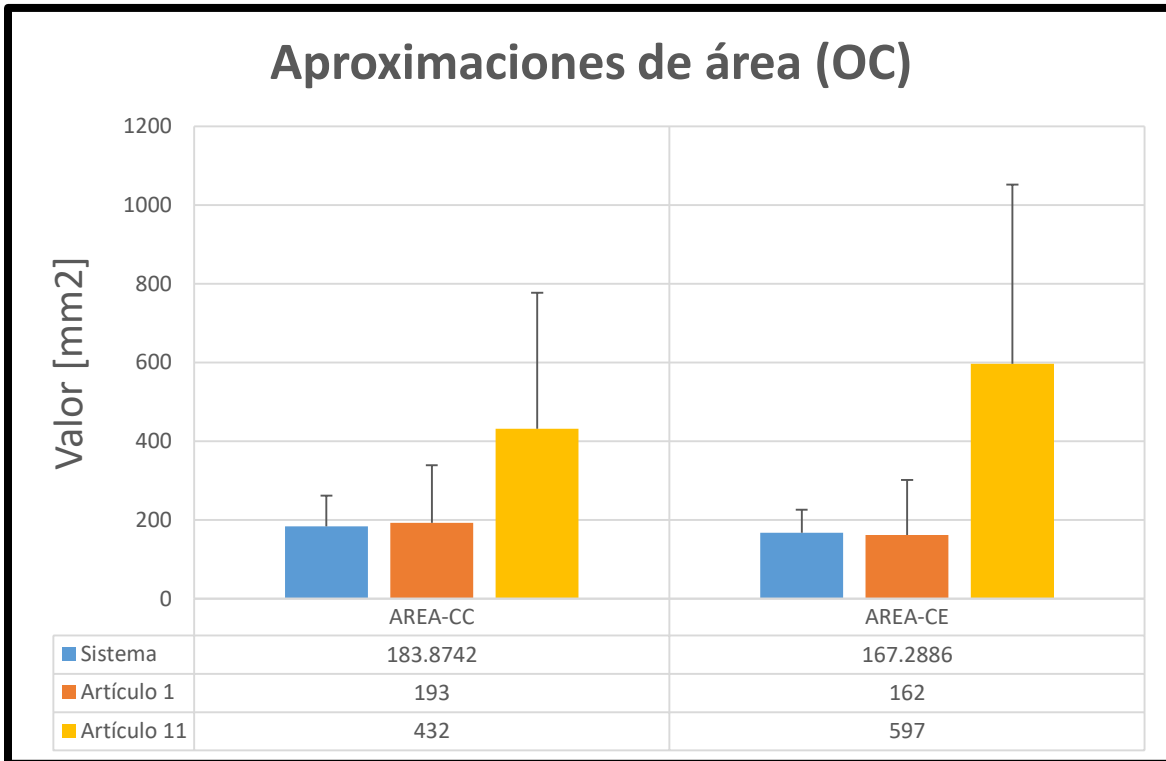


Figura 53. Comparativo de área (OC).

En la Figura 52 se observan los resultados de los cálculos de aproximación de área en pruebas con ojos abiertos. Para el caso de aproximación de círculo, se observa un comportamiento del sistema a la baja, siendo más notorio comparado con el artículo 11, relacionado al género. En la aproximación de elipse, el artículo 7 tiene un valor menor al obtenido por el sistema, y puede ser causado por que en esa investigación realizan pruebas con 10 personas, lo cual es una cantidad de población en la que se pueden tener datos inciertos.

Para la condición de OC (Figura 53), este índice mostró mejor correspondencia con el artículo 1 en ambas aproximaciones. Cabe destacar que esta investigación fue realizada con 20 adultos jóvenes de entre 21 y 35 años, con edad promedio y desviación estándar de 26.4 ± 4.9 años, en la que las evaluaciones son de 30 segundos y la frecuencia de muestreo de la plataforma es de 100 Hz, condiciones similares a las que trabaja el sistema desarrollado.

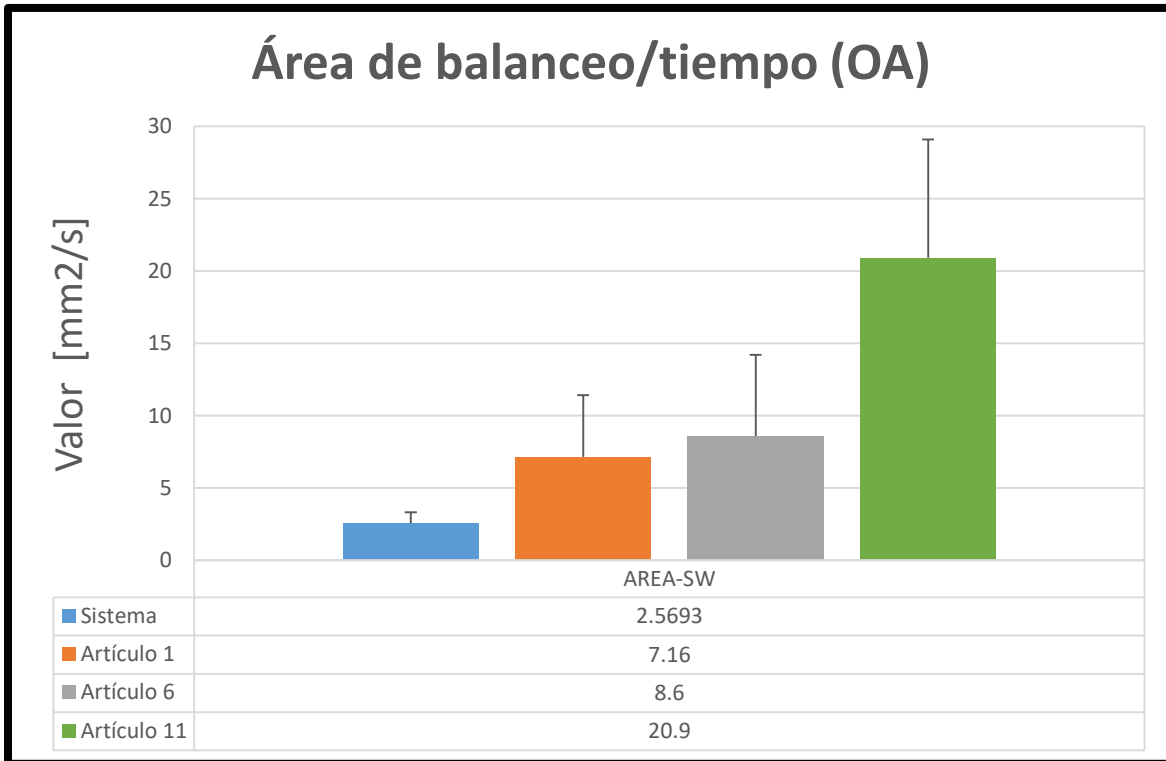


Figura 54. Comparativo de área de balanceo por tiempo (OA).

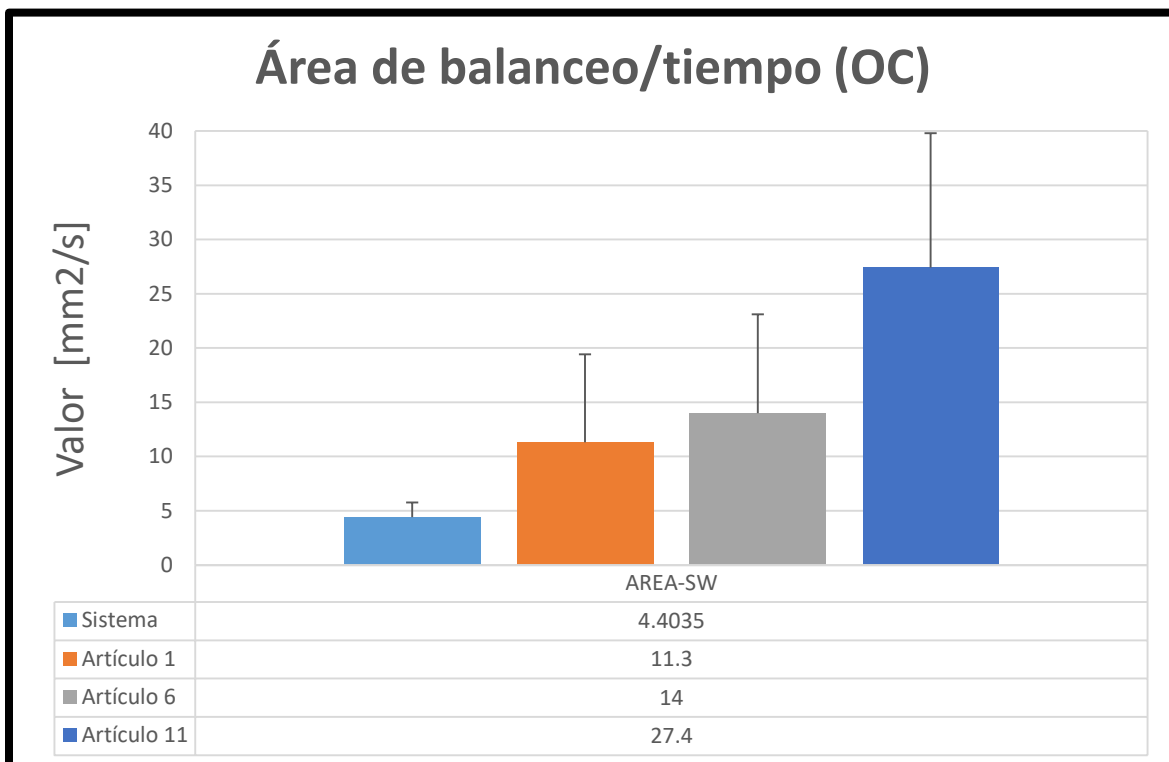


Figura 55. Comparativo de área de balanceo por tiempo (OC).

Las barras de la Figura 54 presentan el comparativo de los resultados del área de balanceo por tiempo. El artículo 6 presenta un valor superior y puede ser debido a que en esa investigación, la plataforma de fuerza utilizada muestreo a razón de 50 Hz. En la Figura 55 se encuentran concentrados los datos de este índice con ojos cerrados, observando el aumento esperado con respecto a los artículos 6 y 11, situaciones que fueron comentados previamente. Otra razón por la que existen discrepancias entre los datos es que este índice depende del tiempo de análisis, el cual es diferente en cada investigación.

En los dos casos (ojos abiertos y cerrados), el área de balanceo por tiempo muestra tendencia a la baja con respecto a los datos reportados, situación que se presentó en los índices de área, velocidad y los medidos en milímetros, siendo también menores en el primer caso.

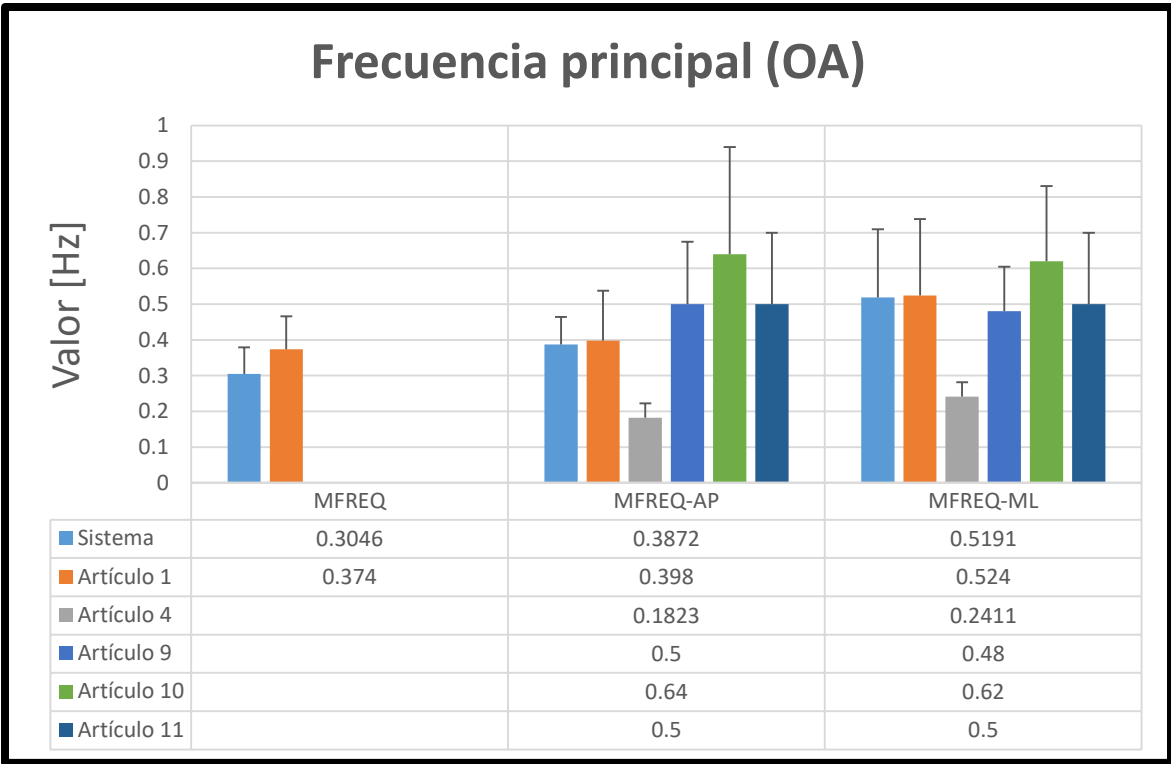


Figura 56. Comparativo de frecuencia principal (OA).

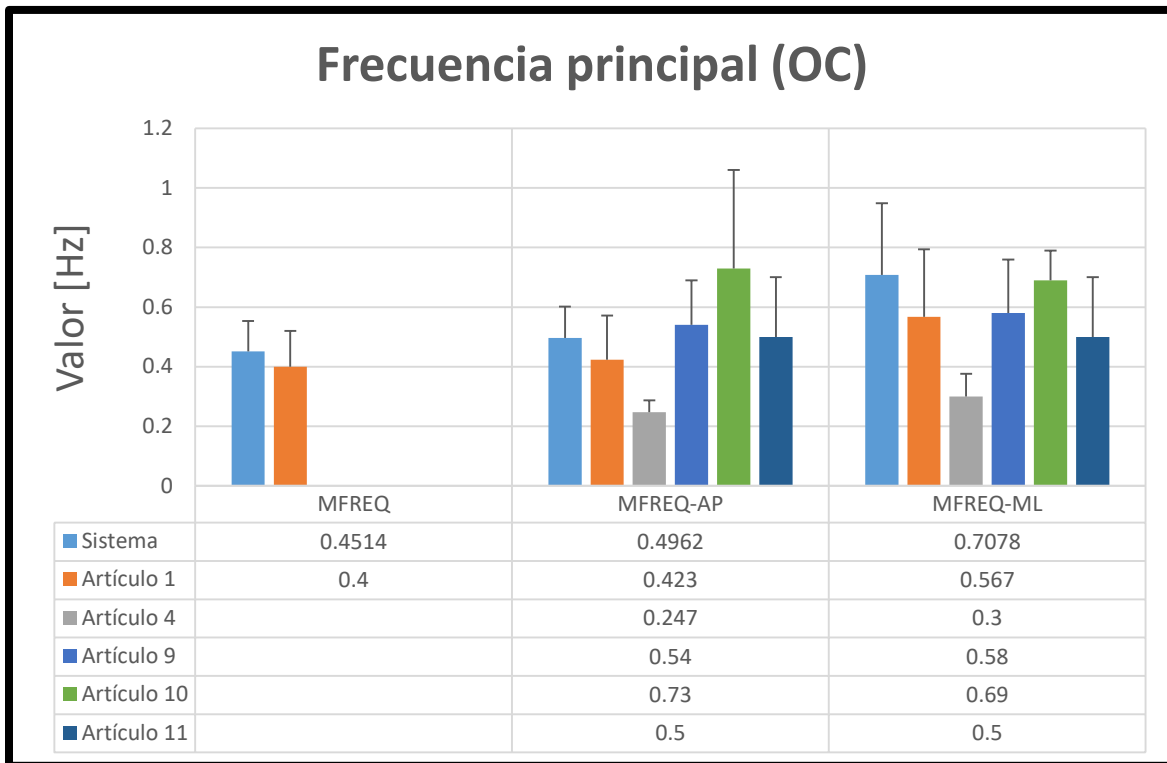


Figura 57. Comparativo de frecuencia principal (OC).

La Figura 56 y la Figura 57 presentan los comparativos de las frecuencias principales en pruebas con ojos abiertos y cerrados respectivamente. En ambos casos, el artículo 10 presenta el valor mayor reportado, y esto se puede deber a que en la investigación evaluaron solo a 10 personas. El artículo 4 presenta el menor valor reportado también en ambos casos, y al igual que el artículo 10, solo evaluaron a una población pequeña (11 personas), siendo estas del género masculino. Cabe mencionar que los resultados frecuenciales del sistema construido en AP y ML no son los mayores ni los menores en comparación con todos los concentrados en estas dos gráficas. Comparando los datos del sistema con los del artículo 1, para el caso en la Figura 56, estos mantienen la tendencia a la baja y en el caso de la Figura 57 siguen la tendencia a la alta, pero siguen siendo menores los resultados con ojos abiertos que con ojos cerrados.

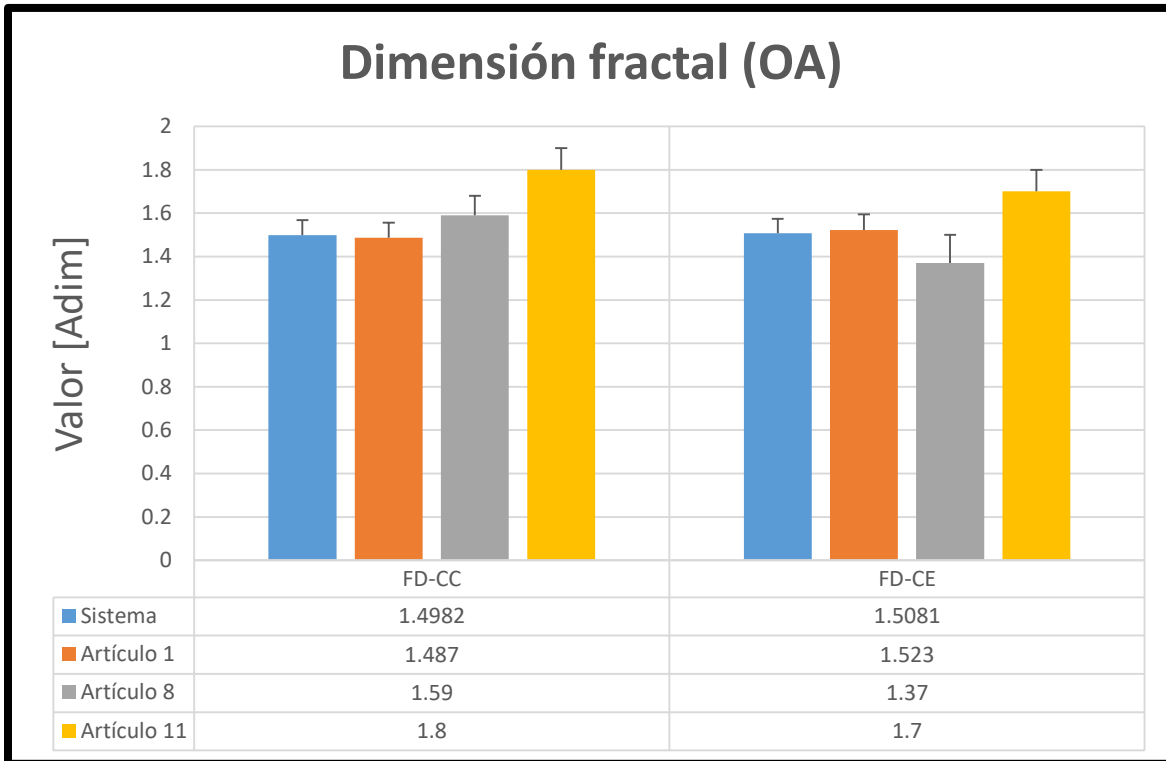


Figura 58. Comparativo de dimensión fractal (OA).

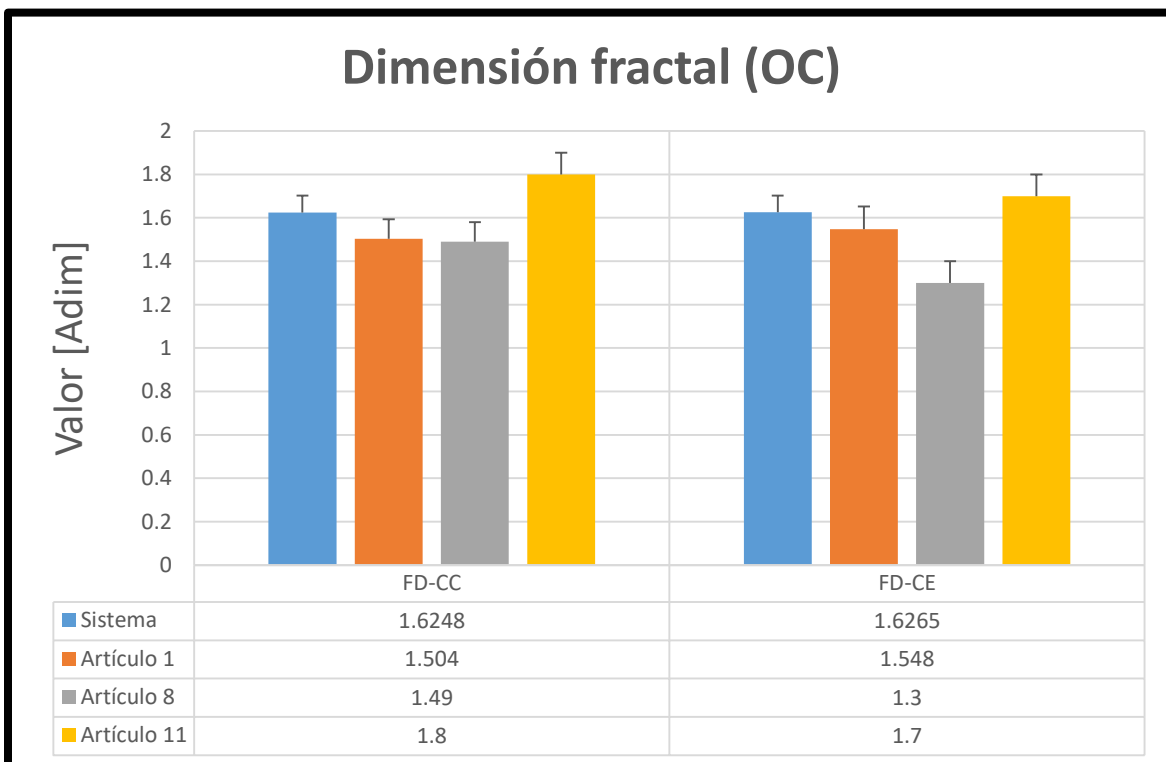


Figura 59. Comparativo de dimensión fractal (OC).

En la Figura 58 y en la Figura 59 se muestran los comparativos de las dimensiones fractales con ojos abiertos y cerrados respectivamente, basadas en un círculo y en una elipse en cada caso. En ambas situaciones los resultados son semejantes, teniendo en cuenta los valores superiores para el artículo 11, donde solo se evaluaron hombres. Con respecto a los artículos 1 y 8, los resultados son aproximados ya que las poblaciones son semejantes en características. En la investigación plasmada en el artículo 8, experimentaron con 30 personas, en la cual, la plataforma de fuerza que emplearon muestreó a 100 Hz y la duración de sus sesiones fue de 30 segundos al igual que en esta investigación.

CONCLUSIONES

Con base en los resultados derivados de las mediciones a la población utilizada en este trabajo de tesis y de la comparación de esos datos con los reportados en el estado del arte, se puede concluir que el dispositivo desarrollado es capaz de evaluar el CoP de manera similar a la de los dispositivos comerciales usados en diversos estudios relacionados con la evaluación del equilibrio.

Si bien la tendencia general es que el dispositivo propuesto en esta tesis reporta valores por debajo de los reportados en el estado del arte, esto se puede explicar debido a que solamente considera el 88% de la fuerza ejercida por el cuerpo en los pies. Esta reducción afecta principalmente a los índices relacionados con el desplazamiento del CoP, el área de desplazamiento y la velocidad, no así a los índices frecuenciales, donde los valores obtenidos se encuentran dentro de los valores reportados por el estado del arte. Esto es de esperarse ya que la reducción al 88% de la fuerza afecta el cálculo del CoP en magnitud, mas no en frecuencia.

Por otro lado, dado que los resultados obtenidos con el dispositivo mantienen la misma tendencia que el resto de datos reportados en el estado del arte, para ambas pruebas (ojos cerrados y ojos abiertos), ello permite inferir que el prototipo es capaz de detectar cambios en el equilibrio de la misma manera que una plataforma de fuerza, solamente que ahora la magnitud de los valores reportados será menor para índices de área, velocidad y desplazamiento. Además, dado que los valores reportados en el estado del arte no están estandarizados, es decir, cada autor reporta datos diferentes y sólo se basa en las diferencias entre una prueba y otra, medidas con el mismo aparato, entonces el sistema presentado aquí puede ser utilizado de la misma manera y sólo reportar las diferencias obtenidas en la medición en diferentes pruebas.

Por tanto, se concluye que el dispositivo diseñado, desarrollado e implementado en este trabajo de tesis cumple con los criterios planteados al inicio de este trabajo. Se logró obtener un sistema portátil, del tamaño de una tableta con un peso de 660 g, y que, al evitar el uso de una computadora, a diferencias de los dispositivos

comerciales que sí la requieren, se pueden reducir los costos por este concepto, el cual representa hasta en un 25% del costo total.

El sistema propuesto en esta tesis es capaz de calcular 24 índices relacionados al CoP, cifra mayor a los que ofrece usualmente un sistema comercial (generalmente 5 o 6). Lo anterior es especialmente útil ya que el sistema propuesto está orientado a la investigación. El hecho de contar con un mayor número de índices permitirá su uso en diversas pruebas para diferentes problemas en el equilibrio.

Dado que el diseño y la tecnología utilizados en el sistema propuesto son propios, estos pueden modificarse para mejorarlo o ajustarlo (vía reprogramación de firmware) a las necesidades de medición requeridas por alguna investigación futura.

Con el dispositivo construido se pueden realizar investigaciones orientadas hacia la diferencia de género (por ejemplo cuantificar un rango de edad específico y ver la diferencia entre hombres y mujeres), alguna patología particular o medicina del deporte.

Por otra parte, al dispositivo se le pueden incorporar funciones para ayudar en la reeducación postural global estática, con el objetivo de que el usuario del sistema tenga retroalimentación de su postura y de su equilibrio.

Como trabajo futuro se plantea trabajar en la mejora de la sensibilidad del índice de velocidad del CoP, por ejemplo, implementando otro método de cálculo, con el objetivo de que el sistema sí pueda discriminar en las condiciones de OA y OC de una prueba de Romberg.

Otro posible trabajo futuro es mejorar la validación del dispositivo con otras alternativas, por ejemplo, evaluar la trayectoria del CoP con un sistema de cámaras o acoplar el sistema a una plataforma de fuerza y comparar resultados punto a punto y ya no de manera global.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] L. Clemson *et al.*, “Integration of balance and strength training into daily life activity to reduce rate of falls in older people (the LiFE study): randomised parallel trial”, *BMJ*, vol. 345, e4547, pp. 1–15, ago. 2012.
- [2] O. Sezer y M. Ferdjallah, “Adaptive autoregressive model for the analysis of center of pressure in healthy subjects during quiet standing”, en *48th Midwest Symposium on Circuits and Systems*, vol. 1, pp. 495–498, 2005.
- [3] F. Romano, P. Colagiorgio, A. Buizza, F. Sardi, y S. Ramat, “Extraction of traditional COP-based features from COM sway in postural stability evaluation”, en *37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pp. 3715–3718, 2015.
- [4] D. A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. John Wiley & Sons, 2009.
- [5] K. Fisioterapia, “Todo sobre el Centro de Gravedad en el Cuerpo Humano #Biomecánica”. [En línea]. Disponible en: <http://fisioterapia.blogspot.mx/2015/09/todo-sobre-el-centro-de-gravedad-en-el.html>. [Consultado: 20-may-2016].
- [6] “Equilibriocepción, sentido del equilibrio”. [En línea]. Disponible en: <http://www.saludymedicinas.com.mx/centros-de-salud/mareo-y-nauseas/temas-relacionados/equilibriocepcion-sentido-equilibrio.html>. [Consultado: 10-abr-2016].
- [7] “Fisioterapia vestibular. Físio Eguzki”. [En línea]. Disponible en: <http://fisioguzki.com/work/fisioterapia-vestibular/> [Consultado: 10-abr-2017].
- [8] J. A. Vega, “Propioceptores articulares y musculares”, *Biomecánica.*, vol. 7, núm. 13, pp. 79–93, dic. 1999.
- [9] “BioDigital Human: Explore the Body in 3D!” [En línea]. Disponible en: <https://human.biodigital.com/index.html>. [Consultado: 16-ago-2017].
- [10] M. H. Woollacott y P. Burtner, “Neural and musculoskeletal contributions to the development of stance balance control in typical children and in children with cerebral palsy”, *Acta Paediatr. Oslo Nor. 1992 Suppl.*, vol. 416, pp. 58–62, oct. 1996.
- [11] W. H. Cho y H. Choi, “Center of pressure (COP) during the Postural Balance Control of High-Heeled Woman”, en *Engineering in Medicine and Biology Society, IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference*, pp. 2761–2764, 2005.
- [12] M. Rodgers, L. Forrester, C. Mizelle, y M. L. Harris-Love, “Effects of gait velocity on COP symmetry measures in individuals with stroke”, en *Proceedings of the 28th annual meeting of the American Society of Biomechanics*, 2004.
- [13] P. Escudero, A. Guerra, E. Mendoza, M. Roldán, P. S. A. Isaac, y Q. U. Ivett, “Procesamiento de señales de estabilometría usadas en la valoración del balance de individuos con enfermedad de Parkinson”, *Mem. SEGUNDO CONCURSO Investig. Desarro. E Innov. Tecnológica IDIT*, 2013.
- [14] L. Rocchi, L. Chiari, A. Cappello, y F. B. Horak, “Identification of distinct characteristics of postural sway in Parkinson’s disease: a feature selection procedure based on principal component analysis”, *Neurosci. Lett.*, vol. 394, núm. 2, pp. 140–145, feb. 2006.

- [15] R. Okuno, S. Fujimoto, J. Akazawa, M. Yokoe, S. Sakoda, y K. Akazawa, "Analysis of spatial temporal plantar pressure pattern during gait in Parkinson's disease", en *30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS 2008*, pp. 1765–1768, 2008.
- [16] M. L. Latash, S. S. Ferreira, S. A. Wieczorek, y M. Duarte, "Movement sway: changes in postural sway during voluntary shifts of the center of pressure", *Exp. Brain Res.*, vol. 150, núm. 3, pp. 314–324, jun. 2003.
- [17] A. M. El-Kahky, "Balance Control Near the Limit of Stability in Various Sensory Conditions in Healthy Subjects and Patients Suffering from Vertigo or Balance Disorders: Impact of Sensory Input on Balance Control", *Acta Otolaryngol. (Stockh.)*, vol. 120, núm. 4, pp. 508–516, ene. 2000.
- [18] J. S. Kent *et al.*, "Motor Deficits in Schizophrenia Quantified by Nonlinear Analysis of Postural Sway", *PLOS ONE*, vol. 7, núm. 8, p. e41808, ago. 2012.
- [19] S. Lin *et al.*, "Monitoring diabetic patients by novel intelligent footwear system", en *International Conference on Computerized Healthcare (ICCH)*, pp. 91–94, 2012.
- [20] A. Amemiya *et al.*, "Relationship between elevated plantar pressure of toes and forefoot and gait features in diabetic patients", en *35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pp. 4633–4636, 2013.
- [21] H.-J. Lee y L.-S. Chou, "Detection of Gait Instability Using the Center of Mass and Center of Pressure Inclination Angles", *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 87, núm. 4, pp. 569–575, abr. 2006.
- [22] C. Bauer, I. Gröger, R. Rupprecht, y K. G. Gassmann, "Intrasession reliability of force platform parameters in community-dwelling older adults", *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 89, núm. 10, pp. 1977–1982, oct. 2008.
- [23] P. G. Morasso, G. Spada, y R. Capra, "Computing the COM from the COP in postural sway movements", *Hum. Mov. Sci.*, vol. 18, núm. 6, pp. 759–767, dic. 1999.
- [24] J. C. Sanromà y J. R. i Balash, "Evolución del equilibrio estático y dinámico desde los 4 hasta los 74 años", *Apunts Educ. Física Deport.*, núm. 92, pp. 15–25, 2008.
- [25] D. G. Thelen, L. A. Wojcik, A. B. Schultz, J. A. Ashton-Miller, y N. B. Alexander, "Age Differences in Using a Rapid Step To Regain Balance During a Forward Fall", *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.*, vol. 52A, núm. 1, pp. M8–M13, ene. 1997.
- [26] A. J. Campbell, J. Reinken, B. C. Allan, y G. S. Martinez, "Falls in old age: a study of frequency and related clinical factors", *Age Ageing*, vol. 10, núm. 4, pp. 264–270, ene. 1981.
- [27] J. A. Stevens, P. S. Corso, E. A. Finkelstein, y T. R. Miller, "The costs of fatal and non-fatal falls among older adults", *Inj. Prev.*, vol. 12, núm. 5, pp. 290–295, 2006.
- [28] "Postura Bipodal Erguida: Conceptos y Aplicaciones". [En línea]. Disponible en: <http://g-se.com/es/biomecanica/blog/postura-bipodal-erguida-conceptos-y-aplicaciones>. [Consultado: 22-may-2016].
- [29] C. García-Pastor y G. A. Álvarez-Solís, "The Romberg test and Moritz Heinrich Romberg", *ResearchGate*, vol. 15, núm. 1, pp. 31–35.
- [30] D. Winter, "Human balance and posture control during standing and walking", *Gait Posture*, vol. 3, núm. 4, pp. 193–214, dic. 1995.
- [31] W. Fan *et al.*, "Notice of Retraction The Relationship between COP and COM during Upright Stance with Ankle Fixation", en *(iCBBE) 5th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*, pp. 1–4, 2011.

- [32] J. Perry, "Gait Analysis: Normal and Pathological Function", *J. Sports Sci. Med.*, vol. 9, núm. 2, p. 353, jun. 2010.
- [33] I.-F. Tseng y J.-S. Chern, "Bilateral Foot Center of Pressure during Trunk Forward Bending and Reaching", en *International Conference on BioMedical Engineering and Informatics, BMEI 2008*, vol. 2, pp. 566–571, 2008.
- [34] L. Faulkner y C. Robinson, "Linear sway-referencing control: center of pressure vs. center of mass", en *Proceedings of the 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Bridging Disciplines for Biomedicine*, vol. 2, pp. 577–578, 1996.
- [35] "Choosing a Force Plate | Standard + Portable Force Plates for Research and Analysis of Gait, Balance, and Sports Performance | AMTI products". [En línea]. Disponible en: <http://www.amti.biz/fps-guide.aspx>. [Consultado: 28-may-2017].
- [36] "Motion & Gait Analysis Products | Kistler". [En línea]. Disponible en: https://www.kistler.com/us/en/products/products-by-applications/motion-gait-analysis-products/#large_force_plate_for_research_and_sports_9287_c. [Consultado: 28-may-2017].
- [37] "New Balance System™ SD - Balance - Physical Medicine | Biodex". [En línea]. Disponible en: <http://www.biodex.com/physical-medicine/products/balance/balance-system-sd>. [Consultado: 28-may-2017].
- [38] "Pedar". [En línea]. Disponible en: <http://novel.de/novelcontent/pedar>. [Consultado: 22-oct-2015].
- [39] "'F-Scan System | Tekscan". [En línea]. Disponible en: <https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/f-scan-system>. [Consultado: 22-oct-2015].
- [40] "Science & Research - Moticon". [En línea]. Disponible en: <http://www.moticon.de/products/science-research#science-research-sensor-insole>. [Consultado: 22-oct-2015].
- [41] A. H. A. Razak, A. Zayegh, R. K. Begg, y Y. Wahab, "Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review", *Sensors*, vol. 12, núm. 7, pp. 9884–9912, jul. 2012.
- [42] T. L. Lawrence y R. N. Schmidt, "Wireless in-shoe force system [for motor prosthesis]", en *Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 5, pp. 2238–2241, 1997.
- [43] D. Surdilovic, Z. Jinyu, y R. Bernhardt, "Gait phase and centre of pressure measuring system", en *2nd IEEE International Conference on Industrial Informatics, INDIN '04*, pp. 331–334, 2004.
- [44] H. M. Schepers, H. F. J. M. Koopman, y P. H. Veltink, "Ambulatory Assessment of Ankle and Foot Dynamics", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 54, núm. 5, pp. 895–902, may 2007.
- [45] A. Authier, P. Boissy, J. Beauvais, y R. Fontaine, "A Proof of Concept for a Wireless Ambulatory Weight Bearing Measurement System in Rehabilitation and Telerehabilitation Applications", en *Third IEEE International Conference on Wireless and Mobile Computing, Networking and Communications, WiMOB*, pp. 73–73, 2007.
- [46] C.-M. Yang *et al.*, "A wireless gait analysis system by digital textile sensors", en *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC 2009*, pp. 7256–7260, 2009.

- [47] L. Shu, T. Hua, Y. Wang, Q. Li, D. D. Feng, y X. Tao, "In-Shoe Plantar Pressure Measurement and Analysis System Based on Fabric Pressure Sensing Array", *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 14, núm. 3, pp. 767–775, may 2010.
- [48] P. S. Dyer y S. J. M. Bamberg, "Instrumented insole vs. force plate: A comparison of center of plantar pressure", en *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC 2011*, pp. 6805–6809, 2011.
- [49] S. M. M. De Rossi *et al.*, "Development of an in-shoe pressure-sensitive device for gait analysis", en *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC 2011*, pp. 5637–5640, 2011.
- [50] C.-W. Huang, P.-D. Sue, M. Abbod, B. Jiang, y J.-S. Shieh, "Measuring Center of Pressure Signals to Quantify Human Balance Using Multivariate Multiscale Entropy by Designing a Force Platform", *Sensors*, vol. 13, núm. 8, pp. 10151–10166, ago. 2013.
- [51] S. Crea, M. Donati, S. M. M. De Rossi, C. M. Oddo, y N. Vitiello, "A Wireless Flexible Sensorized Insole for Gait Analysis", *Sensors*, vol. 14, núm. 1, pp. 1073–1093, ene. 2014.
- [52] H. L. Bartlett, L. H. Ting, y J. T. Bingham, "Accuracy of force and center of pressure measures of the Wii Balance Board", *Gait Posture*, vol. 39, núm. 1, pp. 224–228, ene. 2014.
- [53] H. Abou Ghaida, S. Mottet, y J.-M. Goujon, "A real time study of the human equilibrium using an instrumented insole with 3 pressure sensors", en *36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society EMBC 2014*, pp. 4968–4971, 2014.
- [54] H. Sobral *et al.*, "Human gait analysis using instrumented shoes", en *IEEE 4th Portuguese Meeting on Bioengineering (ENBENG)*, pp. 1–1, 2015.
- [55] M. A. Diaz, M. W. Gibbons, J. Song, H. J. Hillstrom, K. H. Choe, y M. R. Pasquale, "Concurrent validity of an automated algorithm for computing the center of pressure excursion index (CPEI)", *Gait Posture*, vol. 59, núm. Supplement C, pp. 7–10, ene. 2017.
- [56] T. E. Prieto, J. B. Myklebust, R. G. Hoffmann, E. G. Lovett, y B. M. Myklebust, "Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 43, núm. 9, pp. 956–966, sep. 1996.
- [57] R. Martinez-Mendez, M. Sekine, y T. Tamura, "Postural sway parameters using a triaxial accelerometer: comparing elderly and young healthy adults", *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 15, núm. 9, pp. 899–910, sep. 2012.
- [58] D. Lafond, H. Corriveau, R. Hébert, y F. Prince, "Intrasession reliability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people", *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 85, núm. 6, pp. 896–901, jun. 2004.
- [59] "Instrumentos digitales". [En línea]. Disponible en: http://www.uco.es/grupos/giie/cirweb/teoria/tema_01/tema_01_06.pdf. [Consultado: 26-may-2016].
- [60] R. B. Pachori, D. J. Hewson, H. Snoussi, y J. Duchene, "Analysis of center of pressure signals using Empirical Mode Decomposition and Fourier-Bessel expansion", en *TENCON 2008 IEEE Region 10 Conference*, pp. 1–6, 2008.
- [61] B. J. Benda, P. O. Riley, y D. E. Krebs, "Biomechanical relationship between center of gravity and center of pressure during standing", *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 2, núm. 1, pp. 3–10, mar. 1994.

- [62] L. Baratto, P. G. Morasso, C. Re, y G. Spada, "A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques", *Motor Control*, vol. 6, núm. 3, pp. 246–270, jul. 2002.
- [63] S. M. S. F. Freitas, S. A. Wieczorek, P. H. Marchetti, y M. Duarte, "Age-related changes in human postural control of prolonged standing", *Gait Posture*, vol. 22, núm. 4, pp. 322–330, dic. 2005.
- [64] R. W. Baloh *et al.*, "Comparison of static and dynamic posturography in young and older normal people", *J. Am. Geriatr. Soc.*, vol. 42, núm. 4, pp. 405–412, abr. 1994.
- [65] "CEM | metrología | glosario de terminos". [En línea]. Disponible en: http://www.cem.es/cem/metrologia/glosario_de_terminos?term_node_tid_depth_1=18. [Consultado: 29-may-2017].
- [66] "FSR Integration Guide - FSR400-Series-Integration-Guide-13.pdf". [En línea]. Disponible en: <https://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Pressure/fsrguide.pdf>. [Consultado: 22-may-2016].
- [67] P. R. Cavanagh, M. M. Rodgers, y A. Iiboshi, "Pressure distribution under symptom-free feet during barefoot standing", *Foot Ankle*, vol. 7, núm. 5, pp. 262–276, abr. 1987.
- [68] S. Rafajlović, M. Gavrilović, y N. Mijailović, "Gait Phases Recognition from Accelerations and Ground Reaction Forces: Application of Neural Networks", *Telfor J.*, vol. 1, núm. 1, pp. 34–37, jun. 2009.
- [69] A. Cruz, E. M. de Oliveira, y S. I. L. Melo, "Biomechanical analysis of equilibrium in the elderly", *Acta Ortopédica Bras.*, vol. 18, núm. 2, pp. 96–99, 2010.
- [70] P. J. G. da Silva, J. Nadal, y A. F. C. Infantosi, "Investigating the center of pressure velocity Romberg's quotient for assessing the visual role on the body sway", *Rev. Bras. Eng. Bioméd.*, vol. 28, núm. 4, pp. 319–326, dic. 2012.
- [71] Z. Meshkati, M. Namazizadeh, M. Salavati, y M. Mazaheri, "Reliability of force-platform measures of postural sway and expertise-related differences", *J. Sport Rehabil.*, vol. 20, núm. 4, pp. 442–456, nov. 2011.
- [72] "MicroSD card breakout board by Adafruit, *Description of MicroSD card breakout board*". [En línea]. Disponible en: <https://www.adafruit.com/product/254>. [Consultado: 22-oct-2016].
- [73] "TFT Proto 4.3" - 480x272 ATO43B35 TFT screen covered with a 4-wire resistive touchscreen panel". [En línea]. Disponible en: <http://www.mikroe.com/add-on-boards/display/tft-proto-4inch3/>. [Consultado: 12-nov-2016].
- [74] G. Grimaldi y M. Manto, *Mechanisms and Emerging Therapies in Tremor Disorders*. Springer Science & Business Media, 2012.
- [75] R. A. G. R. Vilma Ivania Keglevic Román, "Análisis del Centro de Presión en Posturografía en Pacientes con Síndrome de Dolor Lumbar Crónico", Universidad de Chile, Santiago de Chile, 2004.
- [76] C. Z. Ma, A. H. P. Wan, D. W. C. Wong, Y.-P. Zheng, y W. C. C. Lee, "Improving postural control using a portable plantar pressure-based vibrotactile biofeedback system", en *IEEE Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES)*, pp. 855–860, 2014.
- [77] J. A. Norris, A. P. Marsh, I. J. Smith, R. I. Kohut, y M. E. Miller, "Ability of static and statistical mechanics posturographic measures to distinguish between age and fall risk", *J. Biomech.*, vol. 38, núm. 6, pp. 1263–1272, jun. 2005.

- [78] A. Ruhe, R. Fejer, y B. Walker, "Is there a relationship between pain intensity and postural sway in patients with non-specific low back pain?", *BMC Musculoskelet. Disord.*, vol. 12, p. 162, jul. 2011.
- [79] P. Corbeil, J.-S. Blouin, F. Bégin, V. Nougier, y N. Teasdale, "Perturbation of the postural control system induced by muscular fatigue", *Gait Posture*, vol. 18, núm. 2, pp. 92–100, oct. 2003.
- [80] V. Cornilleau-Pérès, N. Shabana, J. Droulez, J. C. H. Goh, G. S. M. Lee, y P. T. K. Chew, "Measurement of the visual contribution to postural steadiness from the COP movement: methodology and reliability", *Gait Posture*, vol. 22, núm. 2, pp. 96–106, oct. 2005.
- [81] T. L. Doyle, R. U. Newton, y A. F. Burnett, "Reliability of traditional and fractal dimension measures of quiet stance center of pressure in young, healthy people", *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 86, núm. 10, pp. 2034–2040, oct. 2005.
- [82] S. M. S. F. Freitas, J. M. Prado, y M. Duarte, "The use of a safety harness does not affect body sway during quiet standing", *Clin. Biomech.*, vol. 20, núm. 3, pp. 336–339, mar. 2005.
- [83] B. R. Santos, A. Delisle, C. Larivière, A. Plamondon, y D. Imbeau, "Reliability of centre of pressure summary measures of postural steadiness in healthy young adults", *Gait Posture*, vol. 27, núm. 3, pp. 408–415, abr. 2008.
- [84] "Arizona State University: Biomechanic 'The reaction board method for locating the center of mass'". [En línea]. Disponible en: http://www.public.asu.edu/~hinrichs/classes/kin335/CG_Reaction_Board_Lab_Fall_2006.pdf. [Consultado: 15-ago-2017].
- [85] "Kinesiology: Center of gravity and stability". [En línea]. Disponible en: <http://users.etown.edu/w/wunderjt/syllabi/Chapter%2014%20REVISED%20FOR%20FYS.pdf>. [Consultado: 15-ago-2017].
- [86] M. Syczewska y T. Zielińska, "Power spectral density in balance assessment. Description of methodology", *Acta Bioeng. Biomech. Wroc. Univ. Technol.*, vol. 12, núm. 4, pp. 89–92, 2010.
- [87] "Fundamentos de señales y sistemas - Edward W Kamen, Bonnie S Heck - 3ra Ed.pdf", *Google Docs*. [En línea]. Disponible en: https://docs.google.com/file/d/0B9TsLZzbZBEYWFdsWDVwWk1aUlk/edit?pref=2&pli=1&usp=embed_facebook. [Consultado: 23-may-2016].

Apéndice A: Índices del CoP.

Los índices aquí presentados complementan a los más comunes en la caracterización del equilibrio, mencionados en la sección 1.3 de este documento. Se presentan con los nombres empleados en la literatura.

Índices en el dominio del tiempo

Son los índices más comunes usados en la medida de la estabilidad postural. Estas medidas estiman los índices asociados con cada uno de los desplazamientos del CoP desde un punto central del estabilograma, o de velocidad del CoP.

La distancia principal (**MDIST-AP**) es el valor absoluto principal de los valores del CoP calculados en dirección anteroposterior y representa la distancia promedio del CoP en AP desde la componente principal del CoP.

$$MDIST - AP = \frac{1}{N} \sum |AP[n]| \quad (29)$$

Un caso similar sucede para la distancia principal en dirección mediolateral (**MDIST-ML**).

$$MDIST - ML = \frac{1}{N} \sum |ML[n]| \quad (30)$$

La distancia RMS (**RDIST-AP**) es la desviación estándar del valor del CoP calculado en dirección anteroposterior.

$$RDIST - AP = s_{AP} = \left[\frac{1}{N} \sum AP[n]^2 \right]^{1/2} \quad (31)$$

Para la distancia RMS en dirección mediolateral (**RDIST-ML**).

$$RDIST - ML = s_{ML} = \left[\frac{1}{N} \sum ML[n]^2 \right]^{1/2} \quad (32)$$

Excursiones totales (TOTEX): Es la longitud total del trazo del CoP, y es aproximado por la suma de las distancias entre puntos consecutivos del mismo trazo. Se calcula a partir de la ecuación 33.

$$TOTEX = \sum_{n=1}^{N-1} ((AP[n+1] - AP[n])^2 + (ML[n+1] - ML[n])^2)^{1/2} \quad (33)$$

Las excursiones totales (**TOTEX-AP**) es la longitud total del trazo del CoP en dirección anteroposterior, y es aproximado por la suma de las distancias entre puntos consecutivos del CoP en la misma dirección.

$$TOTEX - AP = \sum_{n=1}^{N-1} |AP[n+1] - AP[n]| \quad (34)$$

Un caso similar sucede para las excursiones totales en dirección mediolateral (**TOTEX-ML**).

$$TOTEX - ML = \sum_{n=1}^{N-1} |ML[n+1] - ML[n]| \quad (35)$$

Velocidad principal (MVELO): Es la velocidad promedio del CoP. Normaliza el total de excursiones al intervalo de análisis. Se calcula a partir de la ecuación 36.

$$MVELO = TOTEX/T \quad (36)$$

Donde:

T= Producto entre el número de muestras y el tiempo de ejecución del análisis

La velocidad principal (**MVELO-AP**) es la velocidad promedio del CoP en dirección anteroposterior.

$$MVELO - AP = TOTEX - AP/T \quad (37)$$

Y en dirección mediolateral (**MVELO-ML**).

$$MVELO - ML = TOTEX - ML/T \quad (38)$$

Rango (RANGE-AP): Es el valor absoluto de la diferencia entre el valor más pequeño y más grande en el CoP en dirección anteroposterior. Se calcula a partir de la ecuación 39.

$$RANGE - AP = |AP[max] - AP[min]| \quad (39)$$

Un caso similar sucede para el rango en dirección mediolateral (**RANGE-ML**).

$$RANGE - ML = |ML[max] - ML[min]| \quad (40)$$

Índices híbridos en el dominio del tiempo

Estas mediciones híbridas modelan el establograma con una combinación de índices de distancia.

Área de balanceo (SW-AREA): Estima el área encerrada por el trazo del CoP por unidad de tiempo. Esta medida es aproximada por la suma del área de los triángulos formados por dos puntos consecutivos en el trazo del CoP y el componente principal del CoP. Este índice es dependiente de la distancia desde la componente principal del CoP y la distancia recorrida en por todo el trazo del CoP, y puede ser conceptualizada como proporcional al producto de la distancia principal y la velocidad principal. Se calcula a partir de la ecuación 41.

$$AREA - SW = \frac{1}{2T} \sum_{n=1}^{N-1} |AP[n+1]ML[n] - AP[n]ML[n+1]| \quad (41)$$

La frecuencia principal (**MFREQ-AP**) es la frecuencia en Hertz, de una oscilación senoidal con un valor promedio de la distancia principal en dirección anteroposterior y la longitud total del trazo de las excursiones totales en la misma dirección.

$$MFREQ - AP = \frac{TOTEX-AP}{4\sqrt{2} MDIST-AP T} = \frac{MVELO-AP}{4\sqrt{2} MDIST-AP} \quad (42)$$

Para la dirección mediolateral (**MFREQ-ML**).

$$MFREQ - ML = \frac{TOTEX-ML}{4\sqrt{2} MDIST-ML T} = \frac{MVELO-ML}{4\sqrt{2} MDIST-ML} \quad (43)$$

Freitas [63] y Huang [50] señalan en su investigaciones que, en general, la frecuencia de la señal del CoP de una persona que goza de un buen equilibrio es menor a 2 Hz.

Dimensión fractal (FD): es una medida adimensional del grado con el cual una curva rellena el espacio métrico que abarca. Pietro adoptó un algoritmo el cual fue desarrollado para cuantificar el grado de convolución o irregularidad de curvas planares compuestas de segmentos de línea conectados. El algoritmo principal y dos variaciones fueron calculados para determinar si la utilidad de la dimensión fractal en la identificación de los cambios relacionados con la edad en la estabilidad postural, dependía de la complejidad del modelo asociado para el área encerrada por el establograma. Se calcula a partir de la ecuación 44.

$$FD = \log(N) / \log\left(\frac{Nd}{TOTEX}\right) \quad (44)$$

En la descripción original del algoritmo, d representa el diámetro planar de la curva, o la máxima distancia entre dos puntos de la misma. La dimensión fractal modela el área del establograma con un círculo de diámetro igual al rango, el cual incluye todos los puntos del trazo del CoP. La dimensión fractal generalmente sobre estima el área encerrada por el establograma. La discrepancia entre el área real y la modelada con el rango como el diámetro depende del grado con el cual las aberraciones transitorias ocurren en el trazo del CoP desde el centro del mismo.

Este índice fue evaluado con dos estimaciones estadísticas del área del estabilograma, las cuales son estimaciones más exactas del área real que la estimación basada en el diámetro planar, estas son:

Dimensión fractal CC (FD-CC): está basada en la 6, la cual modela el área del estabilograma con un círculo que incluye el 95% de los puntos del trazo del CoP. Esta dimensión fractal se calcula como:

$$FD - CC = 2(MDIST + z_{.05}S_{RD}) \quad (45)$$

Dimensión fractal CE (FD-CE): está basada en la 12, la cual modela el área del estabilograma con una elipse que incluye el 95% de los puntos del trazo del CoP. Para un estabilograma que es casi de forma circular, FD-CC y FD-CE serán basadas en una estimación similar del área del estabilograma. El área de estabilogramas atípicos, tal como los que se obtienen en una plataforma de fuerza, serán modelados con este índice fractal, el cual se obtiene partir de la siguiente ecuación:

$$FD - CE = [2a2b]^{\frac{1}{2}} = [8F_{.05[2,n-2]}(s_{AP}^2 + s_{ML}^2 - s_{APML}^2)]^{1/2} \quad (46)$$

Índices en el dominio de la frecuencia

Permiten caracterizar el área o forma de la densidad espectral de potencia [86] de la señal de CoP [57], tales como momentos espectrales, potencia total, la frecuencia del 50% de potencia, la frecuencia del 95% de potencia, la frecuencia centroidal y la dispersión de la frecuencia, con la cual se analiza la variabilidad del contenido del espectro de potencia [93]. Dichos índices no son calculados en el dispositivo debido a las limitantes del sistema de procesamiento con el que se procesarán los datos y el tiempo limitado para su desarrollo, sin embargo, se podrían implementar en un futuro. Por otro lado, con los datos adquiridos por el sistema propuesto en esta tesis, es posible calcularlos utilizando un software como Matlab.

Apéndice B: Firmware del sistema.

```
/////////////////////////////////DECLARACIÓN DE VARIABLES ///////////////////////////////////
typedef unsigned short      uint8;
typedef signed short       int8;
float
rec0=0,rec1=0,rec2=0,rec3=0,rec4=0,rec5=0,F0=0,F1,F2,F3,F4,F5,copx=0.0,copy=0.0,sumacopx=0.0
,sumacopy=0.0,sumax2=0.0,sumay2=0.0,suma3=0.0,vx0=0.0,vx1=0.0,vy0=0.0,vy1=0.0,vmx=0.0,vmy=0.0
,vmxy=0.0,RD=0.0,MDIST=0.0,RD22=0.0,RDIST=0.0,RML=0.0,RAP=0.0,RAPML=0.0,sRD=0.0,sAP=0.0,sML
=0.0,sAPML=0.0,AREACC=0.0,AREACE=0.0,sumaswarea=0.0,AREASW=0.0,MML=0.0,MAP=0.0,dFDCE=0.0,dFD
CC=0.0,MFREQ=0.0,MFREQAP=0.0,MFREQML=0.0,MDISTAP=0.0,MDISTML=0.0,FDCE=0.0,FDCC=0.0,mix=0.0,m
x=0.0,miy=0.0,my=0.0,RAX=0.0,RAY=0.0;
char
*cont[5],*memo0[5],*memo1[5],*memo2[5],*memo3[5],*memo4[5],*memo5[5],*identificador[5],*res,
*res1,*res3,*res4,*resp,leidx[8],leidoy[8],*limitx[15],*limity[15],*itx[15],*ity[15],*itxy[
15],*mitx[15],*mity[15],*CRD[15],*CMDIST[15],*CRDIST[15],*CAREACC[15],*CAREACE[15],*CAREASW[
15],*CRDISTAPML[15],*CRDISTML[15],*CRDISTAP[15],*CFDCC[15],*CFDCE[15],*CMDISTML[15],*CMDISTA
P[15],*CMFREQ[15],*CMFREQAP[15],*CMFREQML[15],*CTOTEX[15],*CRAX[15],*CRAY[15],*ReadBuffer[70
],cadena[70],cadena1[70],cadena2[600],cadena3[30],cadena4[30];
int
suma,restaF0,flag=1,on=0,contador=0,numerodeprueba=0,auxilio=0,x0,y0,x1,y1,zoom=10,periodo=3
0;//zoom de 10 para escala de 5 //// 3000 para 30 seg
unsigned char leido;
unsigned long i;
/////////////////////////////////
/////////////////////////////////
```

```
/////////////////////////////////PROGRAMA PRINCIPAL ///////////////////////////////////
ADPCFG = 0xFFFF;
TRISD = 0; // como salida cuando es 0
PORTD=0x0000;
TRISA = 0xFFFF; //Como entrada cuando es 1
PORTA=0x0000;
TRISF = 0;
PORTF = 0;
TRISB.B0=1;
TRISB.B1=1;
TRISB.B2=1;
TRISB.B3=1;
TRISB.B4=1;
TRISB.B5=1;
TRISGbits.TRISG12 = 0;
TRISGbits.TRISG13 = 0;
TRISGbits.TRISG14 = 0;
TRISGbits.TRISG15 = 0;
INTCON2Bits.INT1EP=1;//interrupción en flanco de bajada
IFS1 = 0; //borrará bandera de interrupción
IEC1 = 1; //Interrupción activada en flanco de subida

I2C1_Init(100000);//Inicio protocoloI2C
initFastSPI(); //inicio de protocolo SPI
FAT32_Init();//inicio de formato FAT32
    if (0 < FAT32_Init())//si no se inicia fat32 manda error
    {
        while(1)
        {
            PORTGbits.RG14=1;
            Delay_ms(500);
            PORTGbits.RG14=0;
            Delay_ms(500);
        }
    }
TFT_Set_Active(Set_Index,Write_Command,Write_Data);
TFT_Init_SSD1963(480,272);//tamaño de pantalla
TFT_Enter_Normal_Mode_SSD1963();
Delay_ms(100);
TFT_Set_DBC_SSD1963(255);//brillo al máximo
inicializaciontouchpanel();
h:
TFT_Fill_Screen(CL_yellow);//Pantalla de inicio
```

```

Delay_ms(2000);
TFT_Set_Font(&Tahoma19x23_Regular,CL_BLUE,FO_HORIZONTAL);
TFT_Set_Pen(CL_BLACK,5);
TFT_Set_Brush(1,CL_RED, 0, 0, 0, 0);
TFT_Write_Text("UNIVERSIDAD AUTONOMA DEL ESTADO DE MEXICO",12,0);
TFT_Write_Text("FACULTAD DE INGENIERIA ",12,20);
TFT_Set_Font(&Arial21x24_Bold,CL_BLUE,FO_HORIZONTAL);
TFT_Write_Text("SISTEMA PARA CALCULAR EL CENTRO",12,140); //x,y
TFT_Write_Text("DE PRESION DEL CUERPO HUMANO",34,166); //x,y
TFT_Set_Font(TFT_defaultFont,CL_BLUE,FO_HORIZONTAL);
TFT_Write_Text("BY ING ANGEL GABRIEL ESTEVEZ PEDRAZA",184,254); //x,y
TFT_Rectangle_Round_Edges(380,30, 475,85,12); //XY &XY Y Radio del borde del círculo
TFT_Write_Text("INICIAR",404,40);
TFT_Write_Text("PRUEBA",404,55);
InttoStr(merodeprueba,identificador);

fhandle= FAT32_Open(identificador, FILE_APPEND );//abrir y crear archivo .txt

if (fHandle < 0) { // pregunta si ha sido creado correctamente
TFT_Fill_Screen(CL_yellow);
TFT_Set_Font(&Arial21x24_Bold,CL_BLUE,FO_HORIZONTAL);
TFT_Write_Text("! ERROR !",190,15);
TFT_Set_Font(&Tahoma19x23_Regular,CL_BLUE,FO_HORIZONTAL);
TFT_Write_Text("TARJETA SD NO INSERTADA",110,80);
TFT_Write_Text("Inserte la tarjeta SD y",150,160);
TFT_Write_Text("reinicie el sistema",170,180);
while(1)
{
PORTGbits.RG14=1;
Delay_ms(500);
PORTGbits.RG14=0;
Delay_ms(500);
}
}

ADC1_Init_Advanced(_ADC_INTERNAL_REF); // iniciar módulo ADC
////programación de índices//

vmx=(sumax2)/periodo;
vmy=(sumay2)/periodo;
vmxy=(suma3)/periodo;
MDIST=(RD)/3000;
MDISTAP=(MAP)/3000;
MDISTML=(MML)/3000;
RDIST=sqrt(RD22/3000);
sML=sqrt(RML/3000);
sAP=sqrt(RAP/3000);
sAPML=(RAPML)/3000;
sRD=sqrt(pow(RDIST,2)-pow(MDIST,2));
AREACC=(3.1416*pow(MDIST+(1.645*sRD),2));
AREACE=(18.8496*sqrt((pow(sAP,2)*pow(sML,2))-pow(sAPML,2)));
AREASW=(sumaswarea)/(2*periodo);
MFREQ=(vmxy)/(6.2832*MDIST);
MFREQAP=(vmy)/(5.65685424*MDISTAP);
MFREQML=(vmx)/(5.65685424*MDISTML);
dFDCC=(2*(MDIST+(1.645*sRD)));
dFDCE=(sqrt(24*sqrt((pow(sAP,2)*pow(sML,2))-pow(sAPML,2))));
FDCC=log10(3000)/log10((3000*dFDCC)/(suma3));
FDCE=log10(3000)/log10((3000*dFDCE)/(suma3));
RAX=fabs(mix-mx);
RAY=fabs(miy-my);
FAT32_Write(fhandleP,resp,strlen(resp)); //escribir cadena en archivo

Delay_ms(10);
FAT32_Close(identificador);// cerrar archivo
while (on==3)
{
asm nop;
}

merodeprueba=merodeprueba+1;
flag=1;
contador=0;//reiniciamos variables

```



```

        suma=0;restaF0=0;x0=0;y0=0;x1=0;y1=0;

        goto h;
    }

    asm nop;
}

/////////////////////////////////////////FUNCIONES/////////////////////////////////////////

void initFastSPI(void) // Inicio de SPI
{
    SPI1_Init_Advanced(_SPI_MASTER, _SPI_8_BIT, _SPI_PRESCALE_SEC_1, _SPI_PRESCALE_PRI_1,
    _SPI_SS_DISABLE, _SPI_DATA_SAMPLE_MIDDLE, _SPI_CLK_IDLE_HIGH, _SPI_ACTIVE_2_IDLE);
}

//funciones para inicio de pantalla touch//
void Set_Index(unsigned short index) {
    TFT_RS = 0;
    PORTD = index;
    TFT_WR = 0;
    TFT_WR = 1;
}

void Write_Command(unsigned short cmd) {
    TFT_RS = 1;
    PORTD = cmd;
    TFT_WR = 0;
    TFT_WR = 1;
}

void Write_Data(unsigned int _data) {
    TFT_RS = 1;
    PORTD=_data;
    TFT_WR = 0;
    TFT_WR = 1;
}

void inicializaciontouchpanel()
{
    escribeundato(0x88,0x04,0x0C);
    escribeundato(0x88,0x0A,0x07);
    escribeundato(0x88,0x20,0x49);
    Delay_ms(2);
    escribeundato(0x88,0x21,0x01);
    escribeundato(0x88,0x17,0x00);
    escribeundato(0x88,0x41,0x9A);
    escribeundato(0x88,0x4A,0x01);
    escribeundato(0x88,0x4B,0x01);
    escribeundato(0x88,0x4B,0x00);
    escribeundato(0x88,0x56,0x07);
    escribeundato(0x88,0x58,0x01);
    escribeundato(0x88,0x40,0x01);
    escribeundato(0x88,0x0B,0xFF);
    escribeundato(0x88,0x09,0x01);
}

/////////////////////////////////////////
//Protocolo I2C,(esritura)//
void escribeundato(unsigned char DEVICEaddress,unsigned char REGISTERaddress,unsigned char
DATO)
{
    //I2C1_Is_Idle();
    I2C1_Start();
    I2C1_Write(DEVICEaddress);
    Delay_us(30);
    I2C1_Write(REGISTERaddress);
    Delay_us(30);
    I2C1_Write(DATO);
    Delay_us(30);
    I2C1_Stop();
}

/////////////////////////////////////////
//Timer (desbordamiento a 10ms)//

```

```

void InitTimer1(){
    T1CON      = 0x8010;
    T1IE_bit   = 1;
    T1IF_bit   = 0;
    IPC0       = IPC0 | 0x1000;
    PR1        = 25000;
}
//Interrupción//
void Timer1Interrupt() iv IVT_ADDR_T1INTERRUPT{
    T1IF_bit   = 0;
    rec0=ADC1_Read(0);
    rec1=ADC1_Read(1);
    rec2=ADC1_Read(2);
    rec3=ADC1_Read(3);
    rec4=ADC1_Read(4);
    rec5=ADC1_Read(5);

    F0=((5.097e-6)*pow(rec0,3))-((9.47908e-4)*pow(rec0,2))+((0.183309138*rec0)-
2.595683384);//Función polinomial
    F1=((2.645e-6)*pow(rec1,3))-((3.67880e-4)*pow(rec1,2))+((0.144392112*rec1)-
1.054611716);
    F2=((3.294e-6)*pow(rec2,3))-((6.92254e-4)*pow(rec2,2))+((0.179867558*rec2)-
1.550111898);
    F3=((3.552e-6)*pow(rec3,3))-((3.64081e-4)*pow(rec3,2))+((0.120829087*rec3)-
1.434386736);
    F4=((2.550e-6)*pow(rec4,3))-((4.78195e-4)*pow(rec4,2))+((0.185680929*rec4)-
2.222566799);
    F5=((2.754e-6)*pow(rec5,3))-((4.58775e-4)*pow(rec5,2))+((0.154582956*rec5)-
1.623776455);
    copx=10*((F3+F4+F5-F0-F1-F2)/(F0+F1+F2+F3+F4+F5));
    copy=10*((F1+F2+F4+F5-F0-F3)/(F0+F1+F2+F3+F4+F5));
    suma=F0+F1+F2+F3+F4+F5;
    sprintf(limitx,"% .4f",copx);
    sprintf(limity,"% .4f",copy);
    sumacopx=sumacopx+copx;
    sumacopy=sumacopy+copy;
        InttoStr(contador,cont);  /////generar cadena de caracteres
        InttoStr(restaF0, memo0);
        InttoStr(F1, memo1);
        InttoStr(F2, memo2);
        InttoStr(F3, memo3);
        InttoStr(F4, memo4);
        InttoStr(F5, memo5);
        cadena[0]=0;
        res=strcat(cadena,"");
        res=strcat(res,cont);
        res=strcat(res,memo0);
        res=strcat(res,memo1);
        res=strcat(res,memo2);
        res=strcat(res,memo3);
        res=strcat(res,memo4);
        res=strcat(res,memo5);
//Interrupción cuando tocan la pantalla//
void IntDetection() org 0x0034{
    Delay_ms(200);
    IFS1.F0=0;
    on=on+1;
    if (on>=4)
    {
        on=0;
    }
    PORTGbits.RG15=!PORTGbits.RG15;
    escribeundato(0x88, 0x0B, 0x01);
    escribeundato(0x88, 0x0B, 0x02);
}

```

Apéndice C: CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO



Diseño y construcción de un dispositivo portátil para la medición del centro de presión del cuerpo humano



CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Objetivo: Caracterizar un equipo electrónico desarrollado en la Universidad Autónoma del Estado de México, que sirve para medir la trayectoria del centro de presión del cuerpo humano (CoP), y que a partir de ahora se llamará prototipo

Procedimiento: Si usted está de acuerdo, se realizará la medición de su centro de presión para caracterizar su equilibrio por medio del prototipo. Usted deberá colocar cada pie sobre tres sensores, los cuales serán ajustados por el investigador según su tamaño de pie. Se le solicitará que coloque las palmas de sus manos en sus hombros de manera cruzada. Una vez adoptada esta postura, se procederá a toma de datos de su equilibrio. Dicha medición consta de dos periodos de evaluación de 30 segundos cada uno. La primera se realiza mientras usted mantiene los ojos abiertos y fijando su mirada hacia un punto que el investigador le indicará y en la segunda, usted tendrá que cerrar los ojos, tratando de recordar ese punto indicado en la prueba anterior.

Riesgos potenciales: La existencia de ellos es prácticamente nula, pero al participar en esta prueba podría sufrir una caída debido a la disminución de equilibrio en el análisis cuando usted mantiene los ojos cerrados. Para evitar esto una persona estará con usted mientras se realiza la recolección de datos.

Confidencialidad: La información proporcionada es de carácter confidencial, manejada únicamente por los investigadores con el fin de realizar estadísticas relacionadas al prototipo. Los datos obtenidos serán utilizados con propósito de investigación y en caso de publicarse se garantiza que usted no será identificado. No estará disponible para otro propósito.

Participación voluntaria y retiro: Su participación en este estudio es completamente voluntaria. En el momento que usted decida, puede retirarse, no habiendo problema ni represalia, haciéndole saber su decisión y opinión al investigador.

Al firmar esta carta, estoy de acuerdo que:

1. Leí o me leyeron totalmente esta carta de consentimiento informado y me explicaron aspectos de la investigación.
2. Tengo en mi poder una copia firmada de esta forma.

3. Se me preguntó acerca de mi participación en esta investigación y entiendo los riesgos y beneficios, y así, acepto participar bajo las condiciones indicadas.

Nombre: _____ Edad: _____

Estatura: _____ Peso: _____ Sexo: _____ Fecha: _____

1. ¿Consume café? _____ ¿Cuántas tazas a la semana (200 ml.)? _____
¿A qué hora tomo su última taza de café? _____

2. ¿Consume alcohol? _____ ¿Cuántos vasos a la semana (200 ml.)? _____
¿A qué hora tomo su última bebida alcohólica? _____

3. ¿Consume drogas? _____ ¿Cuántas veces a la semana? _____
¿A qué hora tomo su última bebida alcohólica? _____

4. ¿Fuma? _____ ¿Cuántos cigarros por semana? _____
¿A qué hora fumó su último cigarro? _____

5. ¿Padece de algún trastorno vestibular o alguna enfermedad relacionada al sistema nervioso central? NO _____ SI _____ ¿Cuál? _____

6. ¿Ha sufrido alguna fractura ósea o daño en los pies, piernas, cadera, costillas o alguna extremidad que afecte su equilibrio en los últimos dos años?
NO _____ SI _____ ¿En dónde? _____

7. ¿Sufre de pie plano o alguna otra patología que afecte de alguna manera su equilibrio?
NO _____ SI _____ ¿Cuál? _____

8. ¿Su último periodo de sueño fue superior o igual a 8 horas? NO _____ SI _____

9. ¿Padece de algún trastorno de sueño? NO _____ SI _____

10. ¿Es diabético? NO _____ SI _____

11. ¿Consume algún fármaco? NO _____ SI _____ ¿Cuál? _____

Notas: _____

Al firmar este formulario usted acepta realizar las pruebas para la medición de su equilibrio adoptando las posturas que se le indiquen, deslindando a la Universidad Autónoma del Estado de México y a los investigadores de cualquier percance que pudiese llegar a suscitarse.

Firma de conformidad.