



**Universidad de Concepción  
Dirección de Postgrado  
Facultad de Ingeniería – Programa de Magíster  
en Ciencias de la Ingeniería con mención en  
Ingeniería Eléctrica**

## **CARACTERIZACION AUTOMATIZADA DE MARCHA UTILIZANDO MEDICION DE PRESIONES PLANTARES**

Tesis para optar al grado de Magíster en Ciencias de la Ingeniería con mención  
en Ingeniería Eléctrica

**RODRIGO ANDRES OSORIO LEPEZ  
CONCEPCIÓN-CHILE  
AGOSTO 2020**

Profesor Guía: Pablo Esteban Aqueveque Navarro  
Profesora Co-Guía: Paulina Cecilia Ortega Bastidas  
Dpto. de Ingeniería Eléctrica, Facultad de Ingeniería  
Universidad de Concepción

Ninguna parte de esta tesis puede reproducirse o transmitirse bajo ninguna forma o por ningún medio o procedimiento, sin permiso por escrito del autor.



## AGRADECIMIENTOS

Este trabajo fue finalizado en un contexto no tan agradable, la pandemia hizo que se replantearan varias cosas. Hizo que la trabajo fuera complejo no tan solo por logística, sino también por la inestabilidad emocional que provoca permanecer en cuarentena por 5 meses (y contando).

Quiero agradecer a todas aquellas personas que me apoyaron durante la realización de este trabajo. Parto por mi familia, Padre, Madre, Hermana y Torobayo. Gracias por alegrarse por mis logros y darme su incondicional apoyo. Gracias a mis amigos Maca, Pancho y Chino, son quienes han estado presente en cada etapa de este trabajo e incluso han tenido incidencia directa con comentarios y sugerencias. Gracias a todo el equipo del laboratorio, por los consejos, la buena onda y tantos buenos momentos que hemos vivido.

Finalmente, agradezco a los Podcast “Separado con Hijos”, de Claudio Michaux, Pelao y Viejo Solo, y a “Cuma Inducido”, de Rina Montenegro y Rodrigo Pantalla. A través de su contenido y la buena onda transmitida en cada uno de sus capítulos me acompañaron durante la escritura de este documento.

## TABLA DE CONTENIDO

ÍNDICE DE TABLAS .....	vii
ÍNDICE DE FIGURAS.....	viii
RESUMEN.....	x
ACRÓNIMOS.....	xi
CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN.....	1
1.1 Introducción general .....	1
1.2 Marcha Humana .....	2
1.3 Métodos de Medición de Marcha Humana .....	6
1.3.1 Medición de Fuerzas .....	7
1.3.2 Medición de Desplazamiento Angular .....	7
1.3.3 Acelerometría.....	8
1.3.4 Seguimiento con Cámaras .....	8
1.3.5 Medición Compuesta.....	9
1.4 Relevancia Clínica del Estudio de Marcha.....	9
1.5 Discusión .....	10
1.6 Hipótesis.....	12
1.7 Objetivo general.....	12

1.8	Objetivos específicos .....	12
1.9	Alcances y limitaciones .....	13
1.10	Publicaciones .....	13
1.10.1	Paper WoS.....	13
1.10.2	Conferencias.....	13
CAPÍTULO 2. EVALUACION DE MARCHA CON PRESIONES PLANTARES		
15		
2.1	Introducción. ....	15
2.2	Parámetros Característicos de Marcha Humana. ....	15
2.2.1	Tiempos De Ciclos de Marcha .....	16
2.2.2	Posicionamiento del Pie .....	16
2.2.3	Cadencia .....	17
2.2.4	Rapidez de Marcha .....	18
2.2.5	Posición y Rapidez de Centro de Presión .....	19
2.3	Obtención de Parámetros de Marcha con Medición de Presiones Plantares. ....	21
2.3.1	Sistema de Plataforma .....	22
2.3.2	Sistema Portable <i>In-Shoe</i> .....	24
2.4	Detección de Marcha Humana .....	27

2.4.1	Análisis Funcional de Datos .....	27
2.4.2	Aprendizaje Automático Inductivo .....	28
2.4.3	Máquinas de Estados Finitos .....	29
CAPÍTULO 3. DISPOSITIVO DE MEDICIÓN DE PRESIONES PLANTARES PROPUESTO. 30		
3.1	Introducción.....	30
3.2	Sensores Capacitivos.....	30
3.3	Hardware de Medición de Presiones Plantares.....	32
3.4	Plantillas Sensorizadas.....	33
3.5	Pruebas de Funcionamiento.....	35
3.6	Setup para Pruebas Finales.....	36
CAPÍTULO 4. Modelo de Reconocimiento Automático de Marcha Humana . 38		
4.1	Introducción .....	38
4.2	Algoritmo de Cálculo de Parámetros de Marcha .....	39
4.3	Modelo Oculto de Márkov .....	41
CAPÍTULO 5. PRUEBAS Y RESULTADOS .....		47
5.1	introducción .....	47
5.2	Protocolo de Pruebas .....	47
5.3	Resultados.....	50

5.3.1	Parámetros Temporales .....	50
5.3.2	Parámetros Espaciales .....	51
5.3.3	Reconocimiento automático de subfases de marcha .....	52
CAPÍTULO 6. CONCLUSIÓN Y DISCUSIÓN.....		55
6.1	Conclusión .....	55
6.2	Discusión .....	57
6.2.1	Limitaciones del Estudio.....	57
6.2.2	Metodología de fabricación de dispositivos de medición de presiones 57	
6.2.3	Normalidad de resultados .....	58
6.2.4	Relaciones entre segmentación de subfases y parámetros espaciales .....	58
6.2.5	Investigación Futura.....	61
CAPÍTULO 7. Referencias .....		62

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1: Valores normales de Cadencia y Rapidez de marcha según sexo y edad [14].....	18
Tabla 2 Tabla resumen de parámetros de marcha calculados .....	50





## ÍNDICE DE FIGURAS

Fig. 1.1: Fases de marcha y eventos de marcha. Modificada de [4].	4
Fig. 1.2: Diferentes apoyos plantares en cada una de las subfases de la fase de apoyo.	5
Fig. 2.1: Gráfico de referencias de posicionamiento de pie durante la marcha	17
Fig. 2.2: Correlación entre posición de COP y subfases durante la fase de apoyo.	20
Fig. 2.3: Representación de la información de un Podobarógrafo.	21
Fig. 2.4: Plataforma de presión emed de Novel.	23
Fig. 2.5: Sistema In-Shoe Pedar de Novel Electronics.	25
Fig. 3.1 Diagrama de conexión por capas de sensor capacitivo.	31
Fig. 3.2 Curva de respuesta de sensor capacitivo. El área rosada determina la Máxima variación de las pruebas realizadas, la línea punteada representa el promedio de los datos.	32
Fig. 3.3: Esquema general de componentes del hardware.	33
Fig. 3.4: Plantilla sensorizada implementada. a) Vista descubierta b) Vista cubierta	35
Fig. 3.5: Gráficas de presión obtenidas utilizando el prototipo.	36

Fig. 3.3.6 Plantilla de calzado utilizada en pruebas finales, en amarillo contenedor de circuito. a) Diseño de plantilla b) Vista descubierta de plantilla con sensores embebidos. ....	37
Fig. 4.1 Esquema de flujo de información en algoritmo de caracterización de marcha propuesto .....	40
Fig. 4.2 Diagrama de HMM implementado para reconocimiento automático de marcha.....	46
Fig. 5.1 Grafica de trayectoria bidimensional del Centro de presión durante un paso .....	51
Fig. 5.2 Grafica de Velocidad instantánea del Centro de presión en el eje anteroposterior durante un paso.....	52
Fig. 5.3 Resultado de segmentación utilizando HMM - Prueba 3 .....	53
Fig. 5.4 Resultado de segmentación utilizando HMM - Prueba 4 .....	53
Fig. 5.5 Resultado de segmentación utilizando HMM - Prueba 5 .....	54
Fig. 5.6 Resultado de segmentación utilizando HMM - Prueba 6 .....	54
Fig. 6.1 Comparativa entre segmentación de subfases por HMM y posición de COP en eje anteroposterior. Ejemplo de dos pasos. ....	59
Fig. 6.2 Comparativa entre segmentación de subfases por HMM y velocidad instantánea de COP en eje anteroposterior. Ejemplo de dos pasos.....	60

## RESUMEN

Este trabajo propone la investigación y análisis de marcha humana, desde un punto de estudio de la interacción dinámica de la interfaz pie-suelo. Para ello, se plantea como objetivo general desarrollar e implementar un sistema para la caracterización y el análisis automático de marcha humana en ambientes controlados, mediante un sistema podobarométrico portable en base a sensores capacitivos. Se desarrolló un sistema de medición de presiones plantares portátil tipo plantilla sensorizada, y el análisis automatizado de señales de presión obtenidas con el sistema descrito mediante la implementación de Módulos Ocultos de Márkov (HMM), para segmentación de fases de marcha.

Tras la realización de pruebas en sujetos, se obtuvo un perfil de marcha (cadencia, tiempo y porcentaje de tiempo de fases de marcha, y posición y velocidad de Centro de Presión (COP)). Se obtuvo una relación porcentual entre fase de apoyo y balanceo 58.9/41.4 y una cadencia promedio de  $116 \pm 3.6$  pasos/minuto. Ambos resultados dentro de la normalidad registrada en la literatura. Utilizando posición y velocidad de COP, se implementó una HMM y se consiguió la segmentación en 5 estados para cada ciclo de marcha. De 29 pasos registrados, se observan artefactos de segmentación en 3 pasos; es decir, se logró una correcta segmentación de subfases en el 90% de los pasos detectados.

Se espera que esta investigación sienta las bases para el desarrollo de un sistema de utilidad clínica para el estudio de patologías asociadas a la marcha y la planificación de tratamientos de rehabilitación de marcha humana.

## ACRÓNIMOS

- C.O.P. : Centro de Presión (Del inglés, Center of Pressure).
- I.2.C. : Circuito Inter-Integrado (Del inglés, *Inter-Integrated Circuit*)
- U.A.R.T. : Transmisor-Receptor Asincrónico Serial (Del inglés, *Universal Asynchronous Receiver-Transmitter*).
- P.C.B : Placa de Circuito Impreso (Del inglés, *Printed Circuit Board*).
- S.P.P. : Perfil de Puerto Serial (Del inglés, *Serial Port Profile*).
- H.M.M : Modelo Oculto de Márkov (Del inglés, Hidden Markov Model)



## CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

### 1.1 Introducción general

Una característica que marca las distintas etapas evolutivas del humano ha sido el desarrollo de una postura erguida que permite realizar una marcha bípeda. Ha tenido un gran impacto a la anatomía del ser humano, lo que se puede observar en las múltiples adaptaciones esqueléticas. Esto incluso ha permitido identificar y clasificar a nuestros ancestros homínidos extintos [1].

Caminar es una de las primeras cosas que aprendemos por instinto, por una especie de necesidad de descubrir las cosas que nos rodean e incluso las que están un poco más allá. Normalmente no somos conscientes al momento de caminar de cómo es que esto está sucediendo, más bien resulta una tarea subconsciente y repetitiva [2]. Lo anterior se cumple siempre y cuando la persona no presente alguna alteración, ya sea congénita o adquirida, que impida una marcha natural. Es en este punto donde se evidencia la importancia que tiene en nuestras actividades diarias el caminar.

Es por esto, que el campo de estudio de marcha humana es un área de gran importancia, sobre todo al momento de enfocarse en el estudio de patologías que afectan a la marcha y apoyar a los avances en tratamientos de dichas condiciones.

## 1.2 Marcha Humana

Se define marcha humana como el método de locomoción producido por el uso de ambas piernas de forma alternada, lo que permite el apoyo y la propulsión del cuerpo humano. Durante la marcha por lo menos uno de los pies mantiene contacto con el suelo, lo que la diferencia de correr donde existen momentos en que no existe contacto con la superficie [3].

Para lograr ejecutar la marcha se necesita el cumplimiento de dos requisitos fundamentales: El movimiento periódico de cada pie hacia una posición de apoyo y fuerzas de reacción aplicadas a los pies, durante la interacción con el suelo, suficientes como para dar apoyo al cuerpo. Estos requisitos están presentes en cualquier tipo de marcha bípeda, sin importar la presencia de distorsiones en la ejecución dada la presencia de patologías [4]. Dada la periodicidad de la acción, tanto del movimiento de las piernas como el contacto de ambos pies con el suelo, se puede estudiar la marcha humana como un movimiento cíclico. La literatura llama a este movimiento periódico como Ciclos de Marcha [3] [4].

El ciclo de marcha puede ser definido como los distintos intervalos de tiempo entre dos acciones sucesivas en alguno de los eventos repetitivos de la marcha. Por ejemplo, desde que el talón derecho toca el suelo hasta que el mismo talón vuelve a tener contacto con la superficie se puede afirmar que se completó un ciclo de marcha [3]. Dar un inicio y término a la marcha permite también generar divisiones intermedias, considerando otros eventos repetitivos

que se relacionan al contacto de la planta del pie con la superficie. Así, se reconocen 8 eventos que se repiten durante la ejecución de la marcha [4] [5]:

1. Contacto Inicial o Golpe de Talón: Considerado por la literatura como el inicio y fin de un ciclo de marcha. Corresponde a la primera interacción entre el talón y la superficie de apoyo.
2. Apoyo Plantar: La parte anterior del pie entra en contacto con la superficie.
3. Apoyo Medio: El pie contralateral pasa la posición del pie de apoyo y el centro de gravedad del cuerpo está en su posición más alta.
4. Elevación del Talón: El talón del pie de apoyo pierde contacto con el suelo.
5. Despegue del Pie: Los dedos del pie de apoyo pierden contacto con el suelo, por lo que el pie deja de estar apoyado en la superficie.
6. Aceleración: Se presenta una rápida aceleración de la pierna inmediatamente después de despegar los dedos.
7. Balanceo Medio: El miembro en movimiento pasa la posición de la pierna de apoyo.
8. Desaceleración: La pierna desacelera mientras acorta distancia hacia el suelo.

El ciclo puede ser dividido en dos fases, apoyo y balanceo. La fase de apoyo corresponde al 60% del total del ciclo, instancia donde el pie mantiene contacto con la superficie. Asociados a los eventos descritos anteriormente, los primeros 5 se ejecutan a lo largo de la fase de apoyo. Por otro lado, el restante 40% del ciclo corresponde a la fase de balanceo. En este segmento el pie no está en contacto con la superficie, y comprende los eventos 6, 7 y 8 de la marcha [3] [4] [6]. En Fig. 1.1 se ilustran los distintos eventos de la marcha y cómo estos limitan las subfases de la marcha.

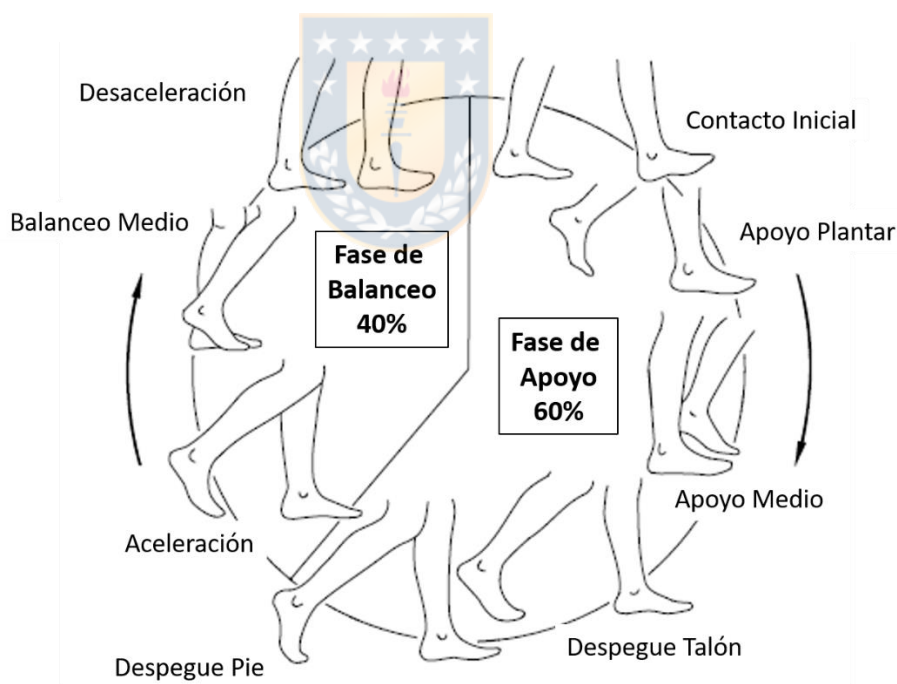
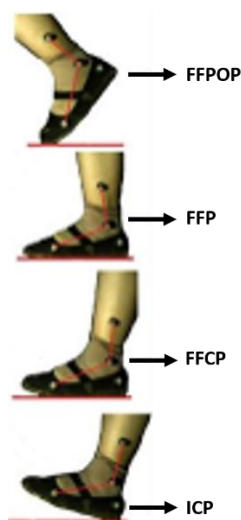


Fig. 1.1: Fases de marcha y eventos de marcha. Modificada de [4].



Analizando la fase de apoyo, se pueden definir 4 subfases delimitadas por los 5 eventos presentes. La fase de contacto inicial (ICP) ocurre cuando el talón toca el suelo por primera vez, luego la fase de contacto del antepié (FFCP) ocurre cuando las cabezas de los metatarsianos entran en contacto por primera vez con la superficie. Después de la FFCP comienza la fase plana del pie (FFP), cuando el área del pie medio toca el suelo. Por último, se produce la fase de expulsión del antepié (FFPOP), cuando las cabezas metatarsianas y los dedos son el único soporte en contacto con el suelo e impulsan el cuerpo hacia adelante. El desprendimiento de los dedos se considera la transición entre la fase de apoyo y la fase de balanceo [3] [7] [8]. En Fig. 1.2 se ilustra la posición del pie y los distintos eventos con relación al contacto del pie con la superficie que ocurren durante cada una de las subfases de la fase de apoyo.



*Fig. 1.2: Diferentes apoyos plantares en cada una de las subfases de la fase de apoyo.*

### 1.3 Métodos de Medición de Marcha Humana

Dado que la marcha está representada tanto por componentes temporales como espaciales, es posible analizar dichos componentes para describir, representar y/o evaluar la forma en la que una persona camina. Las componentes temporales están asociadas a los intervalos de tiempo que una persona podría tomar para ejecutar cada una de las fases o subfases de la marcha. Las componentes espaciales hacen referencia a las distintas posiciones relativas entre distintos segmentos y/o articulaciones del miembro inferior [9].

Los métodos de medición de variables asociadas a la marcha pueden considerarse desde dos áreas: cinemática y cinética. La primera es utilizada para describir movimientos sin tener una referencia de la fuerzas que causan el movimiento, como por ejemplo el desplazamiento lineal o angular de articulaciones; y cinética, que describe el estudio de fuerzas y momentos que están involucradas en los movimientos necesarios para realizar la marcha, ejemplo de aquello son las fuerzas de reacción en la interacción pie-superficie [9].

Así, dependiendo desde que aspecto se quiere analizar la marcha, se puede recurrir a distintas configuraciones de sensores que permitan medir las variables involucradas en la ejecución del movimiento.

### **1.3.1 Medición de Fuerzas**

Este método es utilizado para realizar mediciones de las fuerzas de reacción que se generan en la interacción de la planta del pie y el suelo. Para realizar las mediciones se utilizan transductores posicionados entre la superficie y la planta del pie. Existen diferentes tipos de sensores de fuerza/presión utilizados para estos métodos: sensores de fuerza resistivos (FSR), sensores capacitivos y/o piezoeléctricos [9] [10]. La medición de fuerzas en la interacción entre la planta del pie y una superficie de apoyo constituye el fundamento funcional detrás de la Podobarometría.

Con este método es posible detectar eventos de presión plantar, utilizando los sensores como interruptores e indicando según un estado de presión o no presión la presencia de ciertos eventos. También es posible generar mapas de distribución de presión al cuantificar la presión ejercida sobre los sensores, por lo general se utilizan matrices de sensores dispuestos en diferentes puntos de la superficie plantar. El método de medición de fuerzas es utilizado como referencia para determinar con precisión la detección de eventos de marcha [9].

### **1.3.2 Medición de Desplazamiento Angular**

Con este método es capaz de medir y cuantificar desplazamiento angular de algún cuerpo que en su desplazamiento describa algún giro o rotación. Para ello se utilizan Giroscopios, sensores capaces de medir la fuerza de Coriolis que corresponde a la respuesta ante una rotación de una masa en movimiento. Son

utilizados para describir y modelar representaciones de los movimientos de las articulaciones y segmentos de la pierna, así el sensor debe encontrarse adherido con el segmento que se quiera medir. Dado a que se obtiene las velocidades angulares de un objeto en movimiento, es posible el cálculo de ángulos de desplazamiento aplicando la integración de la señal de velocidad [9].

### **1.3.3 Acelerometría**

Este método basa su funcionamiento en la medición de aceleraciones rotacionales y traslacionales. Se utilizan sensores llamados acelerómetros que utilizan un sistema masa-resorte en miniatura. Durante el movimiento del sensor, la masa interna se mueve por su propia inercia relativa al acelerómetro, esto se transforma en una señal eléctrica cuantificable. Son utilizados ampliamente para obtener valores cinemáticos de la marcha. Permiten realizar mediciones en 1, 2 y 3 ejes. Con la Acelerometría se es capaz de cuantificar aceleraciones y posiciones angulares, como también identificar eventos de marcha [9].

### **1.3.4 Seguimiento con Cámaras**

El método con cámaras utiliza sistemas optoelectrónicos para capturar en imágenes de video el desarrollo de la ejecución de la marcha. Para realizar el seguimiento pueden ser integrados marcadores pasivos (no emiten ningún tipo de señal) o activos (emiten señales como LED). Con los marcadores el sistema es capaz de calibrar posiciones y mantener el registro del desplazamiento de

estos a lo largo de la marcha. Son acompañados por *softwares* de procesamiento de imágenes que permiten, desde las imágenes de video y los datos de posición de los marcadores, generar una representación del movimiento que se está ejecutando. Son utilizados en la industria del entretenimiento audiovisual como también para el estudio biomecánico en ambientes clínicos. Su precisión depende del tipo y cantidad de cámaras que determinarán la resolución espacial de las imágenes a obtener, como del *software* de procesamiento que manejará los índices a analizar y la forma en que se represente la información (reportes, gráficos, ente otros) [9] [11].

### 1.3.5 Medición Compuesta

Para obtener un espectro más amplio de información, o bien para realizar validaciones cruzadas de información es común integrar distintos métodos. Así, se puede tener una perspectiva desde el lado de cinética utilizando una plataforma de presión y de la cinemática utilizando giroscopios y/o acelerómetros [9].

## 1.4 Relevancia Clínica del Estudio de Marcha

Hoy en día el estudio de marcha es una herramienta ampliamente utilizada tanta en análisis de marcha en grandes poblaciones. En ambientes clínicos permite realizar un análisis cuantitativo de alteraciones de la marcha de un paciente, y así obtener un diagnóstico funcional, evaluaciones para la

planificación del tratamiento y monitoreo de la progresión de la enfermedad. En las principales áreas en las que se aplica esta herramienta son: parálisis cerebral, accidente cerebrovascular, lesión cerebral traumática y amputación de miembros inferiores [12] [13].

Actualmente, la mayor parte de estos estudios se realizan en laboratorios de marcha altamente equipados. Debido a requerimientos técnicos y el costo de implementar un laboratorio de marcha, se dificulta el acceso a un gran porcentaje de la población a estos servicios. Por esto, es necesario contar con herramientas y sistemas que apoyen a personal clínico en la realización de estudios de marcha, de una manera confiable y precisa [12], sin descuidar el hacerlo más accesible a las personas.



## **1.5 Discusión**

De lo expuesto anteriormente, la evaluación de la marcha es relevante en el área clínica, la cual ha quedado relegada principalmente a la observación y aplicación de test o escalas. Es por esto que se hace importante la incorporación de herramientas de medición y procesamiento de información para objetivar la caracterización de la marcha.

Un sistema portátil permitiría obtener información más cercana a la realidad, pudiendo describir de mejor manera actividades diarias de los usuarios. Si bien sistemas estacionarios como los sistemas optoelectrónicos (cámaras y marcadores que permiten el seguimiento del movimiento de múltiples segmentos

del cuerpo) o plataformas de presión entregan información con alta precisión, limitan su uso a ambientes controlados, distantes muchas veces de los reales [1] [3] [4].

Es por lo anterior que el foco de las investigaciones ha sido en torno a sistemas portátiles o ambulatorios que permitan, de forma tanto rápida como precisa, analizar desde distintos puntos de vista la marcha del ser humano. Destacan entre estos acelerómetros, giroscopios, plantillas sensorizadas, entre otros [2].

Las plantillas sensorizadas permiten realizar un monitoreo constante de las fuerzas de reacción durante la interacción entre la superficie de la planta del pie y una superficie de apoyo. Tienen la ventaja de ser sistemas de una baja complejidad. La información obtenida del monitoreo puede ser analizada y procesada para caracterizar la forma en la que una persona pisa, mediante la interpretación de un mapa de distribución de presiones. Así también, se pueden asociar ciertos eventos de contacto o despegue a distintas fases de la marcha, lo que permite identificar las mecánicas que involucran la ejecución del ejercicio de caminar [1] [2] [5]. Esta información toma gran relevancia en estudios clínicos, ya que permite evaluar la condición de marcha de pacientes y le entrega al especialista herramientas necesarias para detectar patologías y planificar tratamientos [5] [6].

Es por lo anterior que este trabajo propone el desarrollo de un sistema de reconocimiento y caracterización automático de subfases de marcha, utilizando

un dispositivo de medición de presiones portátil de tipo plantilla sensorizada y el análisis automático de señales de presión plantar.

## **1.6 Hipótesis**

Es posible caracterizar e identificar las subfases de la marcha humana de forma automatizada, utilizando algoritmos de aprendizaje automático y una matriz de sensores capacitivos para medición de presiones plantares.

## **1.7 Objetivo general**

Desarrollar e implementar un sistema para la caracterización y el análisis automático de marcha humana en ambientes controlados, mediante un sistema podobarométrico portable en base a sensores capacitivos.

## **1.8 Objetivos específicos**

- Estudiar sistemas podobarométricos para la evaluación y análisis de marcha actuales para comparar e identificar las ventajas y desventajas que tienen respecto a lo propuesto.
- Implementar un sistema electrónico de análisis de presiones plantares basado en sensores de presión capacitivos para la identificación y caracterización de eventos de marcha.
- Relacionar la información obtenida de la adquisición de datos de marcha durante pruebas en ambientes controlados con valores normales presentes en literatura para entrenar el modelo a implementar.
- Generar un modelo que reconozca eventos de marcha en ambiente



controlado.

- Generar un modelo que segmente e identifique automáticamente subfases de marcha en ambiente controlado.
- Validar el modelo propuesto para la identificación de las actividades cotidianas en ambiente controlado.

## 1.9 Alcances y limitaciones

El sistema propuesto es un prototipo que será probado con sujetos de prueba que no presentan capacidad motora reducida, por lo que la validación clínica con muestra representativa se escapa de los alcances de este trabajo.



## 1.10 Publicaciones

### 1.10.1 Paper WoS

- Aqueveque, P.; Germany, E.; Osorio, R.; Pastene, F. Gait Segmentation Method Using a Plantar Pressure Measurement System with Custom-Made Capacitive Sensors. *Sensors* 2020, 20, 656.

### 1.10.2 Conferencias

- Aqueveque, P., Osorio, R., Pastene, F., Saavedra, F. & Pino, E. *Capacitive Sensors Array for Plantar Pressure Measurement Insole fabricated with Flexible PCB*. 2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). Honolulu, HI, USA (2018).

- Aqueveque, P., Germany, E., Osorio, R., & Pastene, F., *Simple Gait Segmentation Method Using a Novel Plantar Pressure Measurement System with Custom-Made Capacitive Sensors: Preliminary Results*, IEEE Global Humanitarian Conference - Seattle, USA – 2019.



## **CAPÍTULO 2. EVALUACION DE MARCHA CON PRESIONES PLANTARES**

### **2.1 Introducción.**

Anteriormente se introdujo el concepto de marcha humana, en que consiste un ciclo de marcha y la importancia de su estudio en el ámbito clínico. Este capítulo muestra mayores antecedentes de cuáles son los parámetros que se buscan medir durante un examen de análisis de marcha. Algunos de ellos indican información espacial, como ángulos de desplazamiento o largos de zancada, otros revelaran indicadores temporales asociados a la duración de cada fase o subfases de marcha, y también la integración de ambos como el cálculo de velocidad de marcha y cadencia.

Finalmente, se canalizan todos estos conceptos en un método en particular de análisis de marcha: Medición de Presiones Plantares. Se mostrará una revisión del estado del arte de diferentes métodos para obtener estos parámetros característicos de marcha utilizando diferentes herramientas de medición de presiones y metodologías de análisis de estos datos.

### **2.2 Parámetros Característicos de Marcha Humana.**

La naturaleza cíclica de la marcha facilita su estudio, pues es posible diferenciar ciertas características o parámetros que permiten analizarla desde distintos puntos. El estudio de estos parámetros ha tenido una gran relevancia en el ámbito clínico, si es posible encontrar rangos normales a los valores de

estos parámetros se puede caracterizar como debe ser una marcha normal. De lo contrario, si algún sujeto presenta desviaciones considerables de estos rangos normales se podría asegurar un comportamiento patológico que afecta la correcta marcha. Estos datos podrían ser útiles para los especialistas médicos para orientar el o los diagnósticos que podrían estar afectando al paciente.

### **2.2.1 Tiempos De Ciclos de Marcha**

Se asocian a los intervalos de tiempo que dura cada una de las fases de la marcha. Durante una caminata normal el 60% del tiempo de un paso corresponde a un estado de apoyo, mientras que el restante 40% corresponde a la fase de balanceo. Considerando ambos pies en la ejecución de la marcha, hay un tiempo compartido entre las fases de apoyo de cada pierna a la que se denomina fase de apoyo doble correspondiente a un 10% del tiempo de un ciclo. Sin embargo, este parámetro puede variar con el aumento de la velocidad de la marcha, en caso de corrida ya no se presenta la fase de apoyo doble y se hace presente la fase de no soporte. Este nuevo estado corresponde al tiempo en que ninguno de los pies toca el suelo [14].

### **2.2.2 Posicionamiento del Pie**

Tener una referencia espacial del posicionamiento de los pies durante la marcha entrega información sumamente importante de la condición del sujeto. Para esto se considera una línea base de caminata que se representa por una

sección comprendida entre los talones de cada pie. El largo de esta sección base será delimitada por el largo de paso de cada uno de los pies. El largo de paso está directamente relacionado con el largo de pierna del sujeto. Otro indicador que se puede extraer de este parámetro es la desviación del pie respecto a la línea base, la cual se representa por un ángulo hacia el interior o el exterior de la línea base de cada pie con respecto a sí mismos. Lo normal es que la línea que describe el pie (recta desde el centro del talón hacia el centro de los dedos) tenga un ángulo de desviación con respecto de la línea base lo más cercana a  $0^\circ$ . En Fig. 2.1 se muestra de forma gráfica las delimitaciones de estas referencias [14].

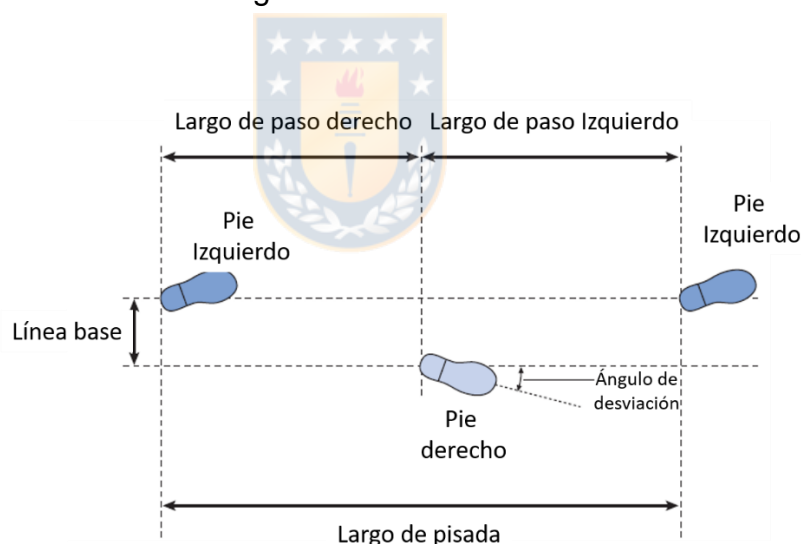


Fig. 2.1: Gráfico de referencias de posicionamiento de pie durante la marcha

### 2.2.3 Cadencia

Corresponde al número de pasos ejecutados en una marcha en un determinado margen de tiempo, por lo general se representan como cantidad de pasos en un minuto. Los valores de cadencia normales dependen de factores como la edad, estatura y largo de pierna, por esto se definen valores normales

según distintos rangos etarios y sexos [14]. En Tabla 2.1 se muestran los valores normales de cadencia según sexo y edad.

#### 2.2.4 Rapidez de Marcha

Se define como la distancia cubierta por el desplazamiento de todo el cuerpo por concepto de marcha en un intervalo de tiempo determinado. Se mide en metros por segundo. Una forma convencional de calcular la rapidez se muestra en la siguiente ecuación:

$$\text{rapidez(m/s)} = \text{largo de pisada(m)} \times \frac{\text{cadencia(pasos/min)}}{120} \quad (1)$$

Donde el largo de pisada comprende la distancia entre que un pie toca el suelo y el mismo vuelve a tocar el suelo, la cadencia considera tanto pasos izquierdos como derechos [14]. En Tabla 2.1 se muestran los valores normales de rapidez de marcha según sexo y edad.

Tabla 2.1: Valores normales de Cadencia y Rapidez de marcha según sexo y edad [14]

Sexo	Edad (Años)	Cadencia (pasos/min)	Rapidez (m/s)
Femenino	13-14	103-150	0.90-1.62
	15-17	100-144	0.92-1.64
	18-49	98-138	0.94-1.66
	50-64	97-137	0.91-1.63
	65-80	96-136	0.80-1.52
Masculino	13-14	100-149	0.95-1.67
	15-17	96-142	1.03-1.75

18-49	91-135	1.10-1.82
50-64	82-126	0.96-1.68
65-80	81-125	081-1.61

---

### 2.2.5 Posición y Rapidez de Centro de Presión

Si bien no es un parámetro que sólo está asociado a la marcha, el baricentro o centro de presión (COP) puede aportar información muy útil de estabilidad y equilibrio durante la ejecución de la marcha. Se define como el punto en el plano del terreno en el que aparece una única fuerza resultante, aunque en realidad hay innumerables pequeños vectores de fuerza aplicados a cada punto del pie en el área total que ocupa. Se calcula como el promedio de todas estas fuerzas ponderado por la ubicación de acción de cada una. Para obtener la posición del COP en un plano de dos dimensiones se consideran las siguientes expresiones matemáticas:

$$X_{COP} = \frac{\sum_{i=1}^k X_i P_i}{\sum_{i=1}^k P_i} \quad (2)$$

$$Y_{COP} = \frac{\sum_{i=1}^k Y_i P_i}{\sum_{i=1}^k P_i} \quad (3)$$

Donde X e Y representan cada uno de los ejes perpendiculares del plano, k la cantidad de sensores que se consideren en el cálculo,  $X_i$  e  $Y_i$  la posición en cada eje del sensor y  $P_i$  el valor de presión registrado por el sensor.

El movimiento del centro de presión en el pie debe ser siempre de la misma manera y seguir un patrón, que puede usarse para detectar patologías asociadas

con el pie. Esta trayectoria comienza en el lado lateral del talón, luego continúa a través del área lateral del pie medio, acompañada de una disminución de la fuerza vertical hasta alcanzar las cabezas metatarsianas donde la fuerza aumenta y termina en el dedo gordo del pie [14].

Diversos estudios han estado utilizando la medición de COP para estudiar la marcha humana, ya que proporciona información biomecánica en funciones dinámicas del pie. Estos estudios proponen que el cálculo de la posición y la velocidad de COP permite segmentar y reconocer las subfases de la marcha [7] [15] [16]. Fig. 2.2 ilustra la relación entre la trayectoria de la COP en la fase de apoyo y las diferentes subfases [15].

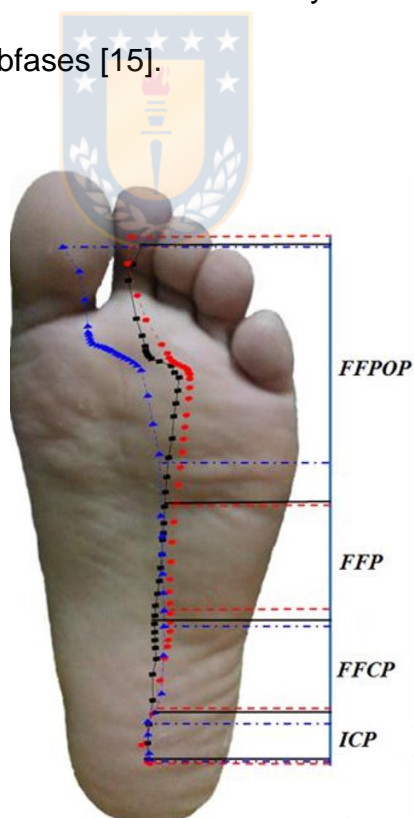


Fig. 2.2: Correlación entre posición de COP y subfases durante la fase de apoyo.



### 2.3 Obtención de Parámetros de Marcha con Medición de Presiones Plantares.

La Podobarometría es un método por el cual se realiza la medición de las presiones axiales ejercidas por la interacción entre la superficie plantar y una superficie de apoyo. De los datos obtenidos se pueden generar representaciones a través de gráficos, como se muestra en Fig. 2.3. El análisis de estos datos permite obtener un perfil de presiones plantares [17].

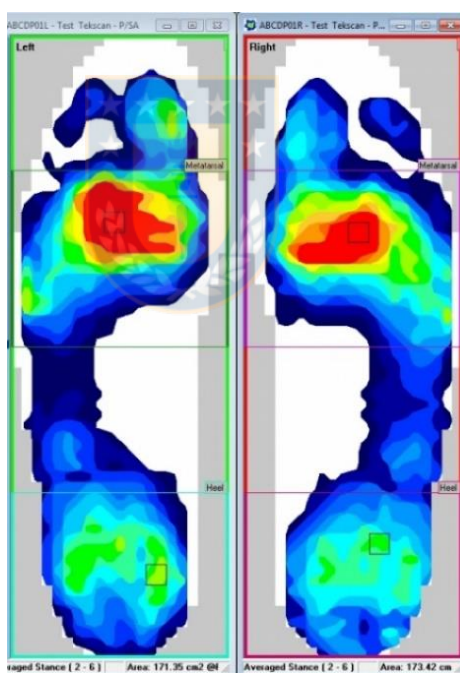


Fig. 2.3: Representación de la información de un Podobarógrafo.

Las aplicaciones más importantes de la medición de presión plantar son diagnóstico de patologías, estudio de marcha, apoyo a rehabilitación, monitoreo de postura, análisis de performance deportivo y diseño de calzado [10].

Los sistemas podobarométricos han demostrado ser altamente útiles en el campo clínico, tanto directa como indirectamente. Son utilizados para evaluar el efecto de un tratamiento antes y después de un procedimiento quirúrgico, como también para realizar un monitoreo para diseñar órtesis plantares y evaluar el progreso del paciente a medida que avanza en el tratamiento [18].

Factores como el tipo de sensor utilizado, dimensiones de sensores, cantidad de sensores, distribución de sensores, frecuencia de muestreo y rigidez del material del soporte determinarán la calidad de medición, la usabilidad en distintos contextos y el costo de desarrollo de cada uno de estos sistemas podobarométricos [19].

Existen dos tipos de sistemas de medición de presión plantares: plataformas de distribución de presión y sistemas portables dentro del calzado denominados *In-Shoe*.

### 2.3.1 Sistema de Plataforma

Una plataforma de fuerza consiste en una superficie plana sensible a cargas o peso, y permite medir las fuerzas normales cambiantes que se le imponen durante el período de contacto con el pie [20] [21]. Se construyen con una matriz rígida de sensores embebidos en la plataforma, de modo que permita al usuario pararse o caminar sobre él de manera normal. Pueden ser usados para estudio dinámico o estático de distribución de presiones. En Fig. 2.4 se observa una plataforma de fuerza emed desarrollada por Novel Electronics durante una

prueba [10].



*Fig. 2.4: Plataforma de presión emed de Novel.*

Entre las ventajas que presentan estos sistemas es que su uso es estacionario y no requiere de acondicionamiento de espacio, además presentan alta resolución espacial. Las limitaciones que presenta un sistema de plataforma son la imposibilidad de realizar seguimiento de actividad del paciente y las mediciones erróneas en caso del que paciente no logre centrar la pisada sobre la plataforma [10].

TACTILUS es una plataforma de medición de presión para pies de la compañía Sensor Products INC. El sistema se encuentra conectado a una computadora, con medición en tiempo real. La configuración del sistema Tactilus brinda una matriz de sensores a lo largo del área de la plataforma, proporcionando hasta 16,384 puntos de medición con sensores piezorresistivos. Las características que presenta este sistema son; un total de 16384 sensores del tipo piezorresistivo, con un rango de medición de presión de 0.68 a 1378 kPa. Con una tasa de muestreo de 1000 muestras por segundo [22].

FOOTSCAN de RSscan International, es una plataforma que cuenta con 3 presentaciones diferentes, las principales diferencias entre estas plataformas es el área de plataforma, el número de sensores disponibles y la tasa de muestreo, los sistemas son capaces de tomar muestras estáticas y dinámicas de la pisada. En términos generales, los equipos se componen de una plataforma instrumentada, una comunicación entre el sistema y una PC equipada con un software, otorgado por el vendedor. Footscan se encuentra en su modelo básico con 4096 puntos de medición, con un sensor del tipo resistivo, una tasa de muestreo de 300 muestras por segundo, un intervalo de presión de 10 a 1270 kPa. La segunda presentación del modelo es similar, contando con 8192 sensores resistivos, con una tasa de muestreo de 200 muestras por segundo. La tercera presentación cuenta con 12288 sensores del tipo resistivo y una tasa de muestreo igual que la segunda presentación [23].

### **2.3.2 Sistema Portable *In-Shoe***

Los sistemas portables utilizan plantillas de zapato con una matriz de sensores flexibles en su interior. Se utilizan dentro del calzado y se ajustan a la forma del pie. Estos sistemas son utilizados en investigación clínica y aplicada, no tan extensivo como las plataformas de fuerza [20] [10]. En Fig. 2.5 se muestra el sistema Pedar desarrollado por Novel. Al ser portátiles permiten realizar seguimiento a distintas actividades y no requieren de acondicionamiento especial o restricción de una sala en particular. No obstante, presentan menor resolución

espacial comparada con plataformas de fuerza. Otro problema que pueden presentar es la posibilidad de deslizamiento de la plantilla dentro del calzado [10].



*Fig. 2.5: Sistema In-Shoe Pedar de Novel Electronics.*

PEDAR construido por Novel TM, es una suela instrumentada adaptable al calzado, con el fin de medir de forma dinámica los puntos de presión en la pisada. Este sistema cuenta con sensores del tipo capacitivo, se encuentra con suelas de diferentes medidas (de 13 a 30 cm), dependiendo del tamaño de la suela la plantilla puede alojar de 85 a 99 sensores, con un intervalo de presión máximo seleccionable de 600 kPa o 1200 kPa, dependiendo del tipo de aplicación. Cuenta con un sistema de adquisición de datos capaz de tomar una muestra por segundo [24].

F-SCAN System de TEKSCAN, una plantilla de múltiples tamaños con el fin de ser posicionada en la suela de cualquier tipo de calzado y medir en tiempo real la interacción del pie con la superficie. El sistema F-SCAN se encuentra

compuesto de 954 sensores resistivos, cuenta con un sistema de adquisición de datos el cual permite la obtención de datos por sensor, o por conjunto, cuenta con análisis de datos, lectura de presión y fuerzas obtenidas por los sensores, logra trabajar de forma inalámbrica con una distancia de hasta 30.5 m, cuenta con opciones de lectura en tiempo real o almacenamiento de datos de forma directa para un procesamiento posterior de las señales obtenidas. La plantilla cuenta con intervalo de presión de 345-862 kPa, la tasa de muestreo de la señal puede variar de 100 a 750 muestras por segundo dependiendo de la versión [25].

PAROTEC de Paromed Systems, es una plantilla para zapato instrumentada, la cual cuenta con un sensor desarrollado por Paromed Systems y que al mismo tiempo cuenta con un número de 24 o 36 sensores, de acuerdo al tamaño de la suela, el fabricante justifica el uso limitado de estos elementos ya que se encuentran posicionados en las regiones que brindan información más relevante, el sistema cuenta con tamaños que van desde los 22 cm hasta los 30 cm. Cuenta con una tasa de muestreo de 300 muestras por segundo. A diferencia de los sistemas antes mencionados, este sistema no ofrece visualización en tiempo real de los datos obtenidos, los datos se guardan en la memoria del sistema el cual se porta por el usuario en cuestión, una vez que la prueba termina, los datos obtenidos son analizados posteriormente en una computadora con el software provisto por el fabricante [26].

## **2.4 Detección de Marcha Humana**

La detección de la marcha se basa esencialmente en la detección de los diferentes eventos que acontecen en la ejecución de la marcha, integrando variables temporales y/o espaciales. Diferentes tipos de algoritmos pueden ser utilizados para detección de marcha, éstos dependerán directamente del tipo de medición e información que se tenga. De los algoritmos de detección de marcha presentes en la literatura, se identifican tres grupos: Análisis funcional de datos, Aprendizaje automático inductivo, Máquinas de estado finito.

### **2.4.1 Análisis Funcional de Datos**

El análisis funcional de datos ya sea con o sin preprocesamiento, utiliza métodos matemáticos para generar curvas y extraer características que puedan representar diferentes eventos de la marcha. Usualmente se analiza formas de ondas, detección de máximos locales y/o umbralizaciones [9]. En trabajos [27] [28] combinan acelerómetros, giroscopios y FSR para obtener valores de velocidad angular con la que se mueve el pie y detectar presiones en talón y los dedos del pie. Los sensores de presión indicaron los eventos de contacto inicial y despegue, mientras que la información de giroscopios y acelerómetros fueron procesadas utilizando distintas transformaciones matemáticas (derivación, Wavelet y análisis frecuencial). Estas señales fueron comparadas con las obtenidas de los otros sensores. Se observa una sincronización entre los eventos

de presión con cambios característicos en las señales de aceleración y ángulos de desplazamiento.

#### **2.4.2 Aprendizaje Automático Inductivo**

Es una rama de la inteligencia artificial que hace uso de algoritmos que le permiten a un sistema “aprender” a través de la extracción de reglas y patrones desde un conjunto de datos. Estos algoritmos toman como reglas base una asociación entre los valores de entrada y los de salida, en caso de análisis de marcha los datos de entrada podrían ser datos extraídos de un giroscopio y las salidas del sistema corresponderían a fases de marcha. En [29] y [30] proponen dos variantes de un sistema de control para un dispositivo de estimulación eléctrica funcional (FES) basado en información de presiones plantares. Para lograr un buen manejo de la estimulación implementan un sistema de dos niveles, el primero con un algoritmo de detección de marcha basado en un clasificador automático de lógica difusa (*fuzzy logic*). El segundo nivel toma la detección de eventos y maneja los tiempos de ocurrencia y duración de cada fase detectada, son los resultados de este nivel los utilizados para controlar el dispositivo FES que, a su vez, permite la corrección de la marcha de los sujetos de prueba. Otro ejemplo de algoritmos *Machine Learning* se presenta en [31], donde utilizan mediciones de acelerometría para entrenar una red neuronal capaz de detectar los eventos de contacto del pie con el suelo y controlar un dispositivo FES.



### 2.4.3 Máquinas de Estados Finitos

Las máquinas de estados finitos son modelos de computación utilizados para simular dinámicas de lógicas secuenciales. Contienen un número finito de estados y producen salidas en las transiciones de estado según reglas definidas para las posibles entradas al sistema [32] [33]. Dado a que la marcha puede ser segmentada en diferentes fases (estados) finitos, es posible utilizar una modelación de estados finitos dependiendo de características de entrada (eventos de marcha, características de variables). En [34] utilizan un giroscopio para medir la velocidad angular del pie desde el talón y 3 sensores FSR en la planta del pie. Modelan un sistema finito que permite identificar 4 fases: apoyo, levantamiento de talón, balanceo y contacto de talón. Las transiciones fueron modeladas utilizando algebra booleana y clausulas if-else, donde las entradas fueron los registros de presión y velocidad angular del talón.

## **CAPÍTULO 3.           DISPOSITIVO DE MEDICIÓN DE PRESIONES PLANTARES PROPUESTO.**

### **3.1 Introducción.**

Considerando lo expuesto en los capítulos anteriores, para la realización de este proyecto de tesis se diseñó y fabricó un dispositivo portable para medir presiones plantares dentro del calzado. Esto sienta la base para el desarrollo de una herramienta de análisis y caracterización de marcha humana.

Para ello, el desarrollo del dispositivo comprende la fabricación de sensores capacitivos de presión, implementación de *hardware* de digitalización de capacitancias y envío inalámbrico de datos, y el diseño y fabricación de plantillas de calzado en EVA.

En este capítulo se detalla la metodología utilizada para el diseño y fabricación de este dispositivo de medición de presiones plantares, mostrando también iteraciones realizadas durante el proceso hasta obtener el prototipo final con el que se realizó este estudio.

### **3.2 Sensores Capacitivos.**

Los sensores capacitivos fueron construidos utilizando placas de cobre flexible doble capa, con una dimensión de 10x10 mm. Para completar el capacitor se utilizó una película ferroeléctrica electroactiva EMFIT, un material dieléctrico que fue posicionado y ajustado entre dos capas de cobre. Al recibir presión mecánica el material dieléctrico modifica su grosor, lo que implica un cambio en

la separación entre ambas capas de cobre y genera un cambio en el valor de capacitancia del sensor. En Fig. 3.1 se muestra el diagrama por capas de la construcción de los sensores capacitivos. Las capas internas de cobre corresponden a las terminales positiva y negativa del capacitor. Entre cada PCB se observa la lámina de dieléctrico. Las láminas externas de cobre se encuentran eléctricamente conectadas al potencial de “*shield*” del circuito de adquisición, esto protege al capacitor interno de interferencias electromagnéticas externas.



Fig. 3.1 Diagrama de conexión por capas de sensor capacitivo.

Se realizaron pruebas de funcionamiento de los sensores desarrollados, con la finalidad de definir una curva de comportamiento frente a cambios de presión. Para las pruebas se utilizó una prensa mecánica (ProLine table-top Z005 Zwick / Roell). Los sensores se sometieron a una fuerza de compresión lineal sobre el área total del sensor en el rango de 0 a 1200 kPa, tres veces cada uno. En Fig. 3.2 se muestra la curva de caracterización obtenida de las pruebas con la prensa.

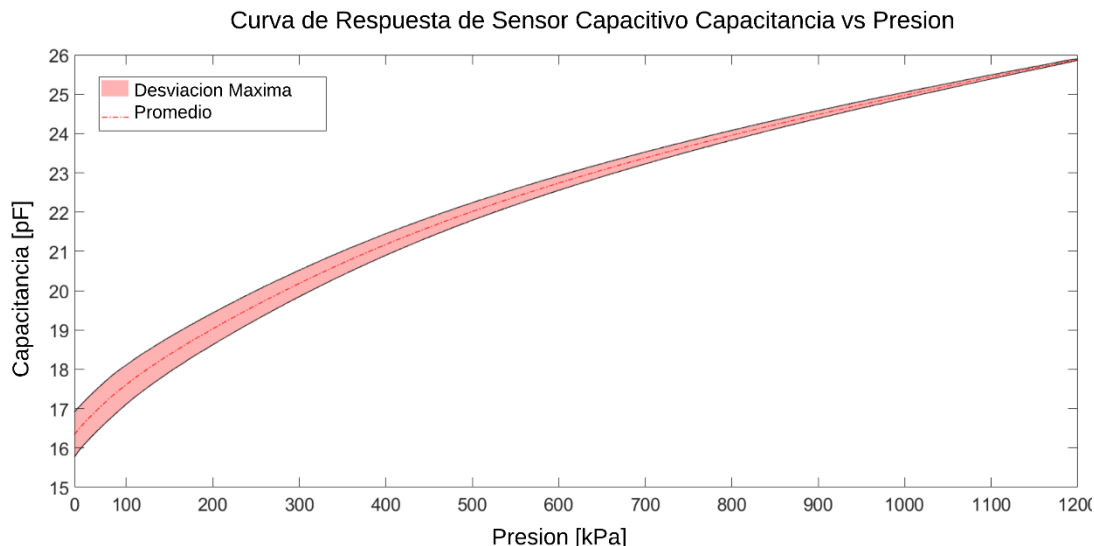


Fig. 3.2 Curva de respuesta de sensor capacitivo. El área rosada determina la Máxima variación de las pruebas realizadas, la línea punteada representa el promedio de los datos.

### 3.3 Hardware de Medición de Presiones Plantares.

Se diseñó un circuito para realizar la adquisición de datos de la plantilla con sensores capacitivos y acondicionar la información para enviarla vía bluetooth.

Se utilizó un circuito integrado TI FDC1004 para realizar la medición con los 4 sensores disponibles en la plantilla. Para controlar el circuito integrado se utilizó el microcontrolador LPC824-M201JDH20. Para la transmisión inalámbrica de datos se utilizó el módulo bluetooth SPBT3.0DP2. El circuito por implementar se diseñó en Eagle. Se consideró incluir una batería Lipo de 500mAh con un sistema de carga alámbrica. Fig. 3.3 muestra el esquema de conexión general de los componentes del circuito de medición diseñado.

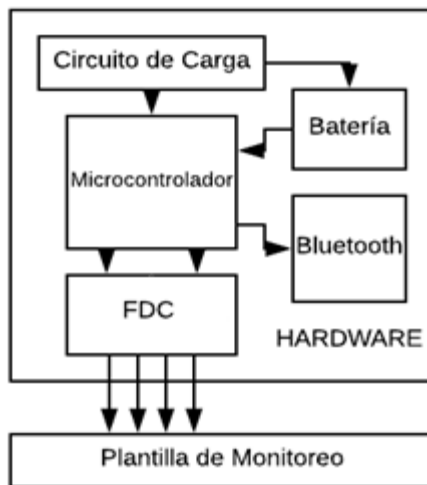


Fig. 3.3: Esquema general de componentes del hardware.

El sistema fue configurado para realizar mediciones con una frecuencia de 100 muestras por segundo por canal. Se estableció la comunicación bajo protocolo I2C con el integrado FDC para realizar configuraciones iniciales y para rescatar los datos de medición. El microcontrolador fue programado con una rutina de lectura, acondicionamiento y envío de datos. Estos datos se envían secuencialmente desde el microcontrolador al módulo bluetooth mediante una conexión UART. El bluetooth fue configurado con un protocolo SPP, el cual le permite enlazarse con un dispositivo y realizar envío unidireccional de los datos disponibles y se realiza un envío de datos con un *Baud Rate* de 115200.

### 3.4 Plantillas Sensorizadas.

Se construyó una plantilla de calzado n°41 para utilizar de base en el prototipo de sistema de medición de presiones plantares. El material utilizado

para esta base fue goma EVA. La estructura de plantilla fue diseñada en el software *Inventor* de *Autodesk*. El diseño considera la forma externa de la plantilla de calzado, *sockets* para posicionar los sensores capacitivos y las rutas por las cuales pasan los cables que conectan los sensores al circuito de adquisición. La plantilla fue estructurada por una máquina CNC de 5 ejes (5-axis Makers).

Se embebieron 4 sensores capacitivos ubicados en talón, 1° y 5° cabeza metatarsiana y hallux. Para sellar y proteger los sensores se recubrió la cara superior de la plantilla con un recubrimiento de cuero. La salida de cables de los sensores hacia el circuito de adquisición se fijó a un costado de la plantilla. Para proteger y fijar el circuito al zapato del usuario se diseñó un contenedor con un gancho que se ancla al borde del zapato, sin afectar la marcha. El contenedor fue impreso en material PLA.

En Fig. 3.4 se muestran dos vistas superiores de la plantilla construida con y sin los sensores descubiertos.



Fig. 3.4: Plantilla sensorizada implementada. a) Vista descubierta b) Vista cubierta

### 3.5 Pruebas de Funcionamiento.

Se realizaron pruebas de funcionamiento en laboratorio. Las pruebas consistieron en realizar caminatas cortas utilizando el dispositivo dentro del calzado. Los datos de presión se enviaron a un computador a través de conexión bluetooth. Se utilizó el visor de gráficas *Serial Plotter* de Arduino. En Fig. 3.5 se observan las gráficas de los datos de presión plantar obtenidos de una prueba de funcionamiento. En la figura se pueden diferenciar gráficas características de presión que se encuentran en la literatura revisada para este documento. La gráfica de color azul corresponde al talón, la roja corresponde a 1° metatarsiano, amarillo a 5° metatarsiano y verde a hallux.

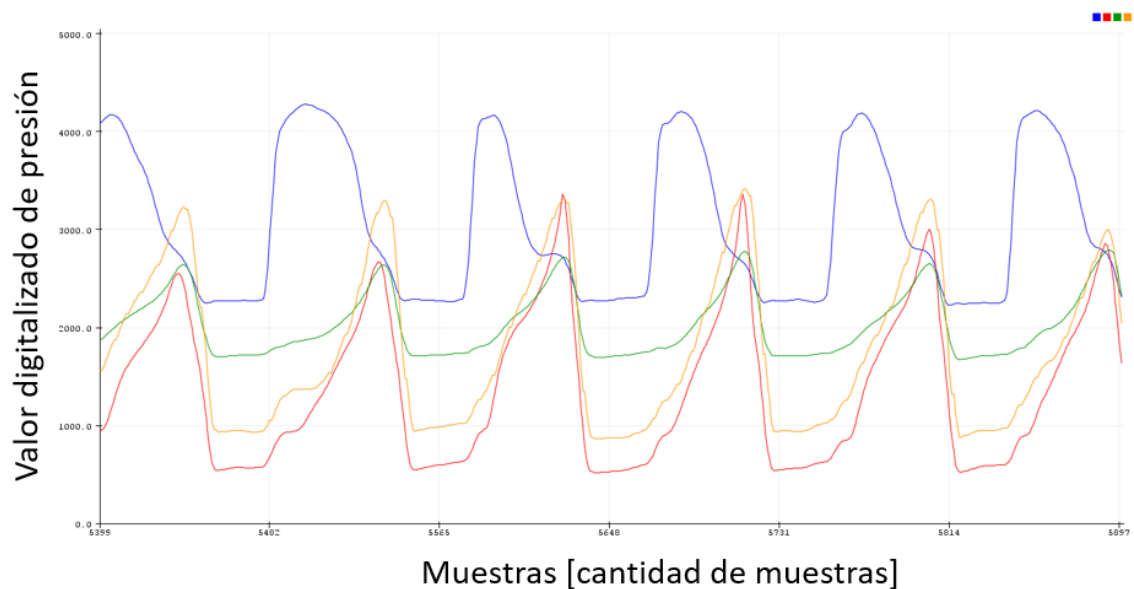


Fig. 3.5: Gráficas de presión obtenidas utilizando el prototipo.

### 3.6 Setup para Pruebas Finales.

Se construyó un par de plantillas de calzado n°42 utilizando un procedimiento similar al detallado anteriormente, con un aumento a 8 sensores por plantilla. En esta ocasión se optó por incluir la electrónica dentro de la plantilla. Para ello se diseñó una plantilla de calzado con 7 *sockets* para fijar los sensores capacitivos y un recorte a la altura del arco plantar para fijar la tarjeta electrónica y la batería. Para proteger el circuito electrónico y la batería se diseñó un contenedor con la forma del recorte del arco en la plantilla, y así completar la forma de la plantilla. El octavo sensor fue posicionado sobre el contenedor. En Fig. 3.3.6





Fig. 3.3.6 Plantilla de calzado utilizada en pruebas finales, en amarillo contenedor de circuito. a) Diseño de plantilla b) Vista descubierta de plantilla con sensores embebidos.

## CAPÍTULO 4. Modelo de Reconocimiento Automático de Marcha Humana

### 4.1 Introducción

Para obtener una caracterización de la marcha humana es necesario desarrollar un método que permita calcular indicadores característicos de marcha. En este trabajo se utilizaron como base las mediciones de presiones en 8 puntos bajo la superficie plantar, utilizando el dispositivo expuesto en el capítulo anterior. Se implementó un algoritmo propio que realiza la detección de eventos de Contacto Inicial y Despegue de Pie, cálculo de ventanas temporales para ambas fases (apoyo y balanceo) de marcha, cálculo de posición y velocidad instantánea del Centro de Presión y cadencia.

La marcha humana es un proceso no lineal y dependiente del tiempo, por lo que para modelarlo y estudiarlo es necesario encontrar un método capaz de lidiar con estas condiciones. Para realizar una segmentación que permita reconocer subfases de marcha humana pueden utilizarse redes neuronales, modelos *Machine Learning*, y métodos probabilísticos/Bayesianos [29] [30] [31] [35] [36].

De estos últimos destaca los Modelos Ocultos de Márkov (HMM), los cuales permiten modelar procesos repetitivos/cíclicos y tiempo-dependientes como máquinas de estado finitas. En [35] proponen el uso de HMM para seguimiento de actigrafía en peatones, utilizan información de un sensor IMU y detectan actividades como: Parado, caminando, corriendo, bajando o subiendo

escaleras. En [36] muestran el uso de HMM para la detección de eventos de marcha utilizando un giroscopio montado en el zapato.

#### **4.2 Algoritmo de Cálculo de Parámetros de Marcha**

Se implementaron una serie de cálculo de parámetros para generar un perfil de marcha de los sujetos en las pruebas. Los parámetros obtenidos desde este algoritmo serán utilizados como entradas para el modelo de reconocimiento automático de subfases de marcha. El algoritmo fue implementado en Python 3.7.

Primero, para detectar los eventos de Contacto Inicial y Despegue del Pie en la marcha, se utilizan umbrales adaptativos en las señales de presión de talón y hallux. Los umbrales se definen como el promedio entre el máximo y el mínimo de cada señal.

Se realizó el cálculo de posición de COP utilizando las fórmulas (1) y (2) descritas en 2.2.5. Las posiciones de los sensores en la plantilla fueron determinados considerando el punto más posterior y medial de la plantilla de goma EVA como origen. El esquema general del algoritmo implementado se muestra en Fig. 4.1

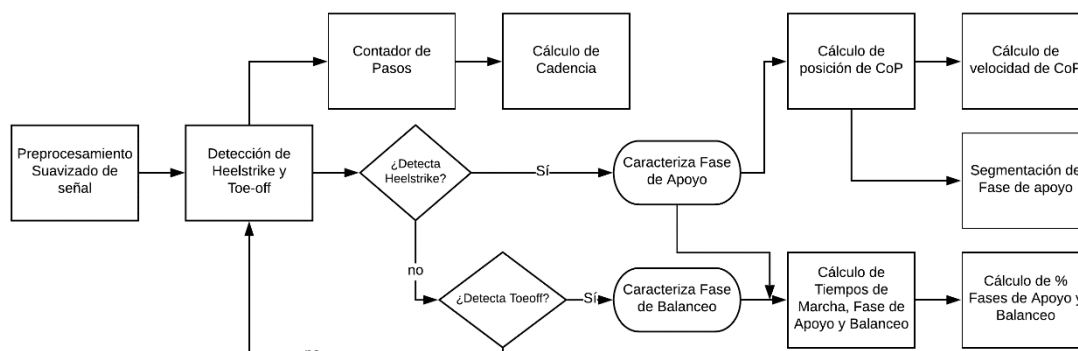


Fig. 4.1 Esquema de flujo de información en algoritmo de caracterización de marcha propuesto

El algoritmo inicia con una suavizado de señal utilizando un filtro media móvil de 64 muestras. Luego de acondicionadas las señales, se realiza la detección de eventos contacto inicial (HeelStrike) y despegue de dedos (Toe-Off). Se calcula el promedio entre los valores máximos y mínimos instantáneos, y se considera este valor como umbral adaptativo para las señales del talón y el hallux. Cuando el talón supera el umbral se reconoce el HeelStrike, mientras que cuando la señal del hallux baja de su umbral se reconoce el Toe-Off.

Los tiempos reconocidos entre HeelStrike seguido por un Toe-Off se caracterizan como Fase de Apoyo, mientras que el tiempo entre fases de apoyo se caracterizan como Fase de Balanceo. Así, se obtiene la medición de tiempos de cada fase, por lo que luego se calculan los porcentajes relativos entre cada fase y un ciclo completo de marcha. Teniendo la información de ambos pies, se calculan los tiempos en que ambos pies se encuentran en fase de apoyo de

manera simultánea para obtener los tiempos y porcentaje de la fase de doble apoyo.

Para los instantes en que se detecta la fase de apoyo se realiza el cálculo de las posiciones y trayectoria del Centro de Presión (CoP) utilizando las fórmulas (2) y (3) descritas en 2.2.5, considerando las variaciones de capacitancia en cada sensor ponderado por las posiciones de cada sensor en la plantilla. Las posiciones de los sensores se miden respecto al punto más medial y posterior del talón. Una vez calculadas las posiciones, se calcula la velocidad instantánea del CoP como la diferencia de su posición en cada eje sobre un intervalo de muestreo (0.01[s]).

Finalmente, se cuentan las veces que hay un cambio ente fase de balanceo a fase de apoyo para implementar un contador de pasos. Considerando el tiempo total de la prueba y la cantidad de pasos registrados se calcula la cadencia en pasos por minuto.

### **4.3 Modelo Oculto de Márkov**

Un Modelo de Márkov (*Márkov Model*) corresponde a un modelo probabilístico discreto que permite modelar las variaciones de un fenómeno aleatorio dependiente del tiempo en una serie de estados finitos. Se define una transición aleatoria entre estos distintos estados, cuyo valor futuro solamente dependerá de una probabilidad de transición (entrada del sistema) determinada por el fenómeno modelado. La serie de estados obtenidos de la aplicación de un

modelo de Márkov es llamada Cadena de Márkov (*Márkov Chain*), correspondiente a la salida del modelo [37] [38].

Un simple Modelo de Márkov no resulta suficiente al momento de modelar un sistema donde no se tiene conocimiento previo de los estados (se dice que se mantienen “ocultos”) que lo componen. Para ello se implementa un Modelo Oculto de Márkov (*Hidden Márkov Model o HMM*). En este caso, se considera el mismo tipo de fenómeno (aleatorio tiempo-dependiente). Del fenómeno se puede extraer información a lo largo de su proceso, lo que en su conjunto se denominaran Variables Observacionales.

Así, formalmente los componentes de una HMM son [39]:

- Conjunto de  $n$  estados discretos. Si bien los estados se mantienen ocultos frente al observador, un criterio de construcción de una HMM es la cantidad de estados discretos con el que se quiere modelar el problema.

$$Q = q_1, q_2 \dots q_n \quad (4)$$

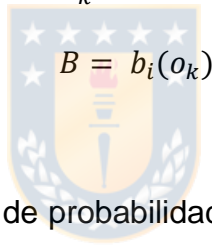
- Matriz de probabilidades de transición. Correspondiente al peso relativo (probabilidad) para que el sistema pase de un estado  $i$  a un estado  $j$ . El resultado es una matriz cuadrada de dimensiones  $n \times n$ .

$$A = a_{11} \dots a_{ij} \dots a_{nn} \text{ donde se cumple } \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n a_{ij} = 1, \forall i, j \quad (5)$$

- Secuencia de variables observacionales. Es la información que se está recibiendo desde el fenómeno a analizar. Por lo general en aplicaciones suelen corresponder a las variables medidas del comportamiento de un sistema.

$$O = o_1, o_2 \dots o_n \quad (6)$$

- Secuencia de probabilidades de emisión. Sea un estado  $q_i$  estado actual del sistema, se definen las probabilidades de presentar una variable observacional  $o_k$ .



$$B = b_i(o_k) \quad (7)$$

- Distribución inicial de probabilidades. Define, del conjunto de estados  $Q$ , cual es la probabilidad que la cadena de Márkov comience en un determinado estado.

$$\pi = \pi_1, \pi_2 \dots \pi_n \quad (8)$$

Además, se deben tener en cuenta dos suposiciones iniciales [39]:

- La probabilidad de que el sistema se encuentre en un estado  $q_i$  solamente depende del estado anterior  $q_{i-1}$ .

$$P(q_i | q_1, q_2 \dots q_{i-1}) = P(q_i | q_{i-1}) \quad (9)$$

- La probabilidad de obtener una variable observacional  $o_i$  depende únicamente del estado en que se encuentra el sistema.

$$P(o_i|q_1, q_2 \dots q_n, o_1, o_2 \dots o_n) = P(o_i|q_i) \quad (8)$$

En la búsqueda de los parámetros para construir una HMM se hace frente a 3 problemáticas fundamentales: Aprendizaje, Búsqueda de probabilidades, y Decodificación [37] [39].

- Aprendizaje: Dada una secuencia de variables observacionales  $O$  y los estados deseados, encontrar los parámetros  $A$  y  $B$  que mejor modelen el proceso a estudiar. Para esto se utiliza el algoritmo Baum-Welch (también conocido como Forward-Backward), que corresponde a un caso especial del algoritmo Expectation-Maximization. Es un algoritmo iterativo, que calcula una estimación inicial de las probabilidades, luego usa esas estimaciones para calcular una mejor estimación, y así sucesivamente, mejorando iterativamente las probabilidades que aprende.
- Búsqueda de Probabilidades (*Likelihood*): Dada una HMM compuesta por  $\lambda = (A, B)$  con una secuencia de variables observacionales  $O$ , encontrar  $P(O|\lambda)$ . Para la optimización del cálculo de todo el posible set de probabilidades se utiliza el Algoritmo Forward.
- Decodificación: Dados los parámetros de una HMM  $\lambda = (A, B, O)$ , encontrar la serie de estados  $Q$  que modelan la dinámica del proceso estudiado. En esta ocasión el algoritmo que permite el



calculo de la secuencia de estados es el algoritmo de Viterbi. El algoritmo computa un 'camino' de estados a través del HMM que se asignan según la máxima probabilidad de ocurrencia de la secuencia de observación.

El módulo para Python *hmmlearn* permite de forma sencilla modelar una HMM y computar los distintos parámetros necesarios para resolver las 3 problemáticas fundamentales mencionadas anteriormente. Esta herramienta trae implementados los algoritmos presentados anteriormente, además permite configurar la cantidad de estados discretos deseados, cantidad de iteraciones en el proceso de aprendizaje, y modificar probabilidades iniciales [40].

Se considera que la utilización de HMM en este proyecto de tesis resulta idónea, ya que el mismo algoritmo permite modelar este proceso cíclico (ciclos de marcha) en distintos estados (fases/subfases de marcha). Así, restringiendo las probabilidades del paso de una subfase de marcha a otra se obtiene un modelo como el que se observa en Fig. 4.2. En este diagrama se observa el modelo HMM asociado a un ciclo de marcha y las direcciones probables de cambio de fase.

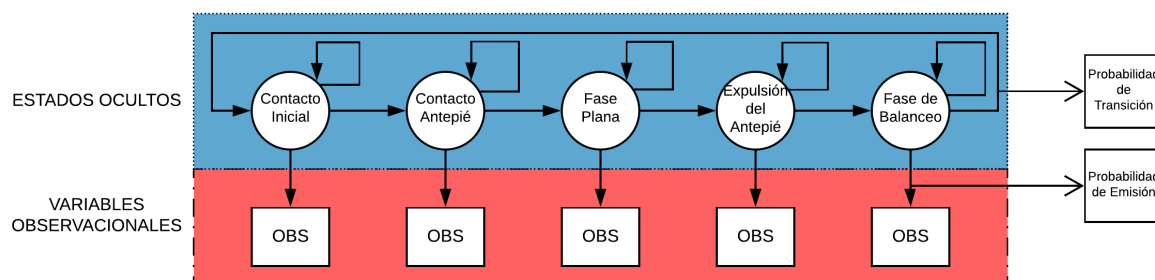


Fig. 4.2 Diagrama de HMM implementado para reconocimiento automático de marcha

Se implementó un modelo HMM en Python 3.7 y se utilizó como base de datos para entrenamiento y prueba mediciones de presión plantar obtenidas con el sistema desarrollado para este trabajo de tesis. Se utilizaron como variables observacionales la posición y la velocidad del COP, ambas del eje anteroposterior (eje Y). Se entrenó el modelo utilizando el algoritmo de Baum-Welch y se obtuvieron los resultados de secuencia de estados utilizando el algoritmo de Viterbi. Se consideró un 33% (dos pruebas) para realizar el entrenamiento del modelo, y el restante 67% (4 pruebas) para la obtención de resultados. Se configuró el modelo para que la secuencia de estados tuviese 5 discretos.

## **CAPÍTULO 5. PRUEBAS Y RESULTADOS**

### **5.1 introducción**

En los capítulos 3 y 4 se expuso la metodología aplicada para la construcción de un dispositivo portable de medición de presiones plantares, y los algoritmos y modelo de reconocimiento automático para el cálculo de parámetros característicos de marcha humana.

En este capítulo se detalla la metodología utilizada para la realización de pruebas con voluntarios y los resultados obtenidos de ellas. Se exponen las consideraciones y el acondicionamiento tomados para preparar las pruebas con voluntarios.

Finalmente, los resultados se muestran en una tabla comparativa entre las seis pruebas realizadas, así como ejemplos de forma gráfica de variables espaciales calculadas. Se muestran en gráficos los resultados del reconocimiento automatizado de subfases de marcha utilizando el modelo HMM.

### **5.2 Protocolo de Pruebas**

Se diseñó un protocolo de pruebas que permitiera, en un ambiente controlado, capturar los cambios de presiones plantares de los sujetos de prueba durante una corta marcha.

Para ello se acondicionó una sala de laboratorio para delimitar una pista de 10m de largo, con una cinta de color que indicase el inicio y el fin del trayecto.

Se escogió este test por ser una prueba estandarizada para estudios de marcha, usualmente se utiliza para estudios de velocidad de marcha. En este caso, al ser una prueba de concepto y funcionamiento del sistema propuesto aporta con el hecho de ser una prueba fácil y rápida para implementar, y que entrega suficiente información para realizar el estudio [41].

A continuación, se presentan las consideraciones que se tuvieron al momento de realizar las pruebas con voluntarios:

- Voluntarios sanos: Los voluntarios fueron seleccionados bajo el criterio de no presentar ninguna patología que afectase su correcta marcha.
- Uso de dispositivo *in-shoe*: Durante las pruebas los voluntarios usaron la plantilla desarrollada para este estudio, por lo que se solicitó el uso de un calzado cómodo (zapatillas) para no alterar la correcta marcha y posicionar de forma correcta el dispositivo de medición.
- Sin obstáculos: La pista no presenta objetos que puedan alterar una caminata normal.
- Marcha natural: Se le pide al voluntario realizar una marcha natural, a una velocidad que estime adecuada con el criterio de normal.

Las etapas del desarrollo de una prueba son:

1. El voluntario pone el dispositivo plantilla dentro de su calzado derecho.
2. El voluntario se posiciona en la marca de inicio de la pista.
3. Cuando se encuentre listo, el voluntario da aviso que quiere comenzar la prueba.
4. Se le indica el inicio de la medición al voluntario, en este punto puede comenzar a caminar.
5. El voluntario pisa medianamente fuerte el suelo para tener un registro de cuando empieza a caminar.
6. Camina a una velocidad normal determinada por el mismo voluntario a lo largo de 10m, el final de la pista se encuentra delimitado por una cinta de color en el suelo.
7. Una vez en el final del trayecto, el voluntario espera un par de segundos parado erguido esperando el aviso de termino de medición.
8. Finalizada la medición, el voluntario puede quitar el dispositivo plantilla de su calzado. Se da termino a la prueba.

Se realizaron un total de 6 pruebas, 3 repeticiones en dos sujetos de prueba sexo masculino, talla de calzado 42, 24 años, alturas 1.68m y 1.74m, y pesos 81kg y 87kg respectivamente.

### 5.3 Resultados

Utilizando el algoritmo presentado en el capítulo anterior, se calcularon una serie de parámetros para caracterizar la caminata de las 6 pruebas realizadas. En Tabla 2 se muestra el detalle de los indicadores obtenidos.

*Tabla 2 Tabla resumen de parámetros de marcha calculados*

Prueba	Tiempo Fase Apoyo[s]	Tiempo Fase Balanceo[s]	Porcentaje Apoyo[%]	Porcentaje Balanceo[%]	Velocidad COPy[cm/s]	Cadencia [pasos/min]
1 <sup>^</sup>	0.642	0.395	61.8	38.2	14.7	115.5
2 <sup>^</sup>	0.615	0.444	58.1	41.9	13.1	113.2
3 <sup>v</sup>	0.590	0.404	59.3	40.7	17.2	120.7
4 <sup>^</sup>	0.597	0.421	58.6	41.4	18.1	117.8
5 <sup>v</sup>	0.642	0.435	59.6	40.4	14.9	111.2
6 <sup>^</sup>	0.558	0.432	56.3	43.7	15.9	121.0
Global	0.607±0.029	0.422±0.017	58.9±1.6	41.1±1.6	15.6±1.6	116±3.6

*El marcador " ^ " indica pruebas en sujeto 1, " v " indica pruebas en sujeto 2.*

#### 5.3.1 Parámetros Temporales

De los parámetros temporales calculados se obtiene un promedio de porcentaje de permanencia de fase de apoyo de un 58.9±1.6%, y una permanencia en fase de balanceo de un 41.1±1.6%, una distribución muy cercana al 60/40% revisado en literatura. Con relación al tiempo esto

corresponde a un promedio por paso de 1.029s, con una distribución apoyo/balaneo de  $0.607 \pm 0.029s$  /  $0.422 \pm 0.017s$ .

### 5.3.2 Parámetros Espaciales

La principal variable espacial calculada fue la trayectoria del COP. Se considera el eje lateral como eje cartesiano X, y el eje anteroposterior como eje cartesiano Y. En Fig. 5.1 se muestra una trayectoria calculada para un paso de una de las pruebas. Se observa que muestra una trayectoria similar a la presentada en el primer capítulo.

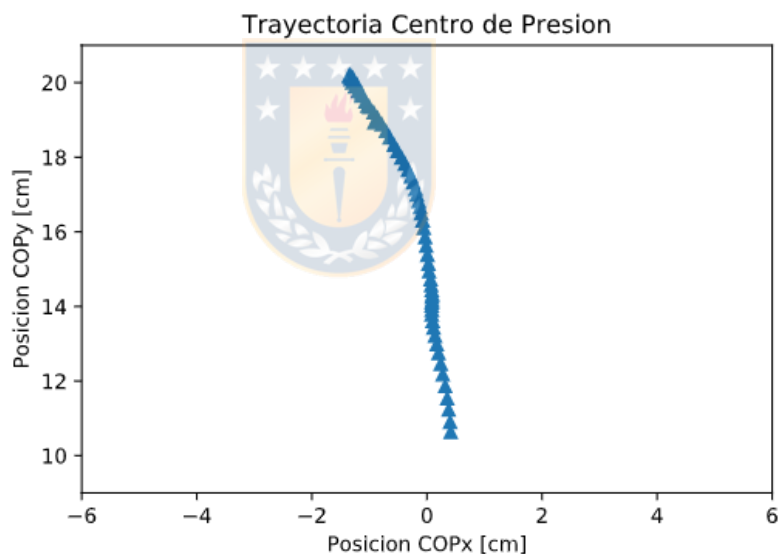


Fig. 5.1 Grafica de trayectoria bidimensional del Centro de presión durante un paso

Del cálculo de trayectoria de COP se realizó el cálculo de velocidad anteroposterior del COP (VelCOPy). En Fig. 5.2 se observa la dinámica de la velocidad de COP y para el mismo paso mostrado en Fig. 5.1. Del global de pruebas, se obtuvo una velocidad anteroposterior de COP de  $15.6 \pm 1.6 \text{ cm/s}$ . Del

reconocimiento de pasos se calculó la cadencia de cada una de las pruebas. Se obtuvo un promedio de  $116 \pm 3.6$  pasos/minuto.

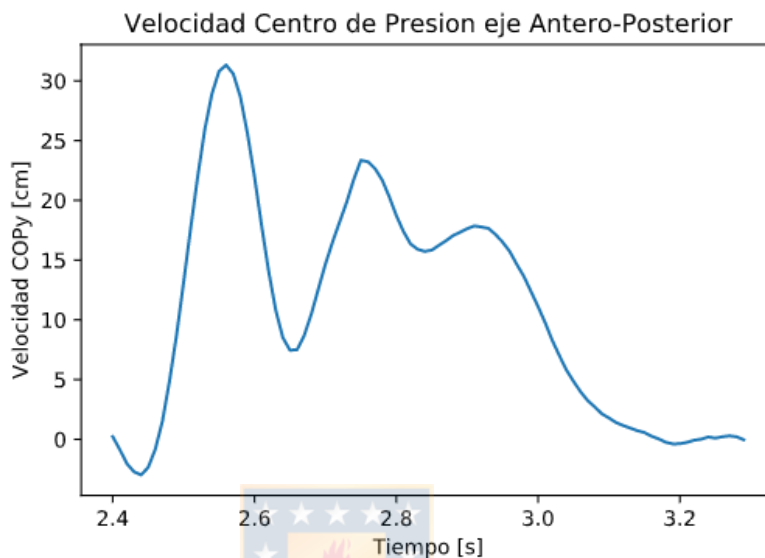


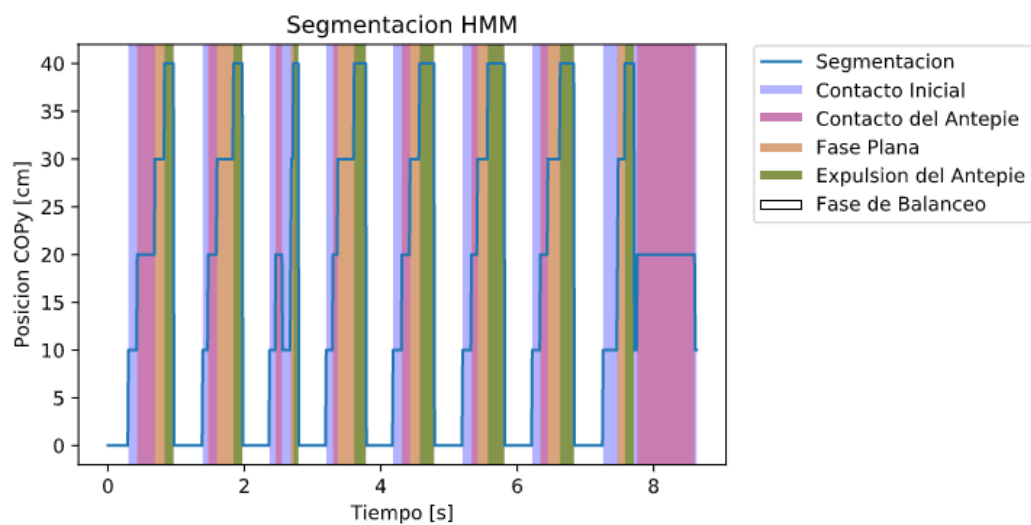
Fig. 5.2 Gráfica de Velocidad instantánea del Centro de presión en el eje anteroposterior durante un paso

### 5.3.3 Reconocimiento automático de subfases de marcha

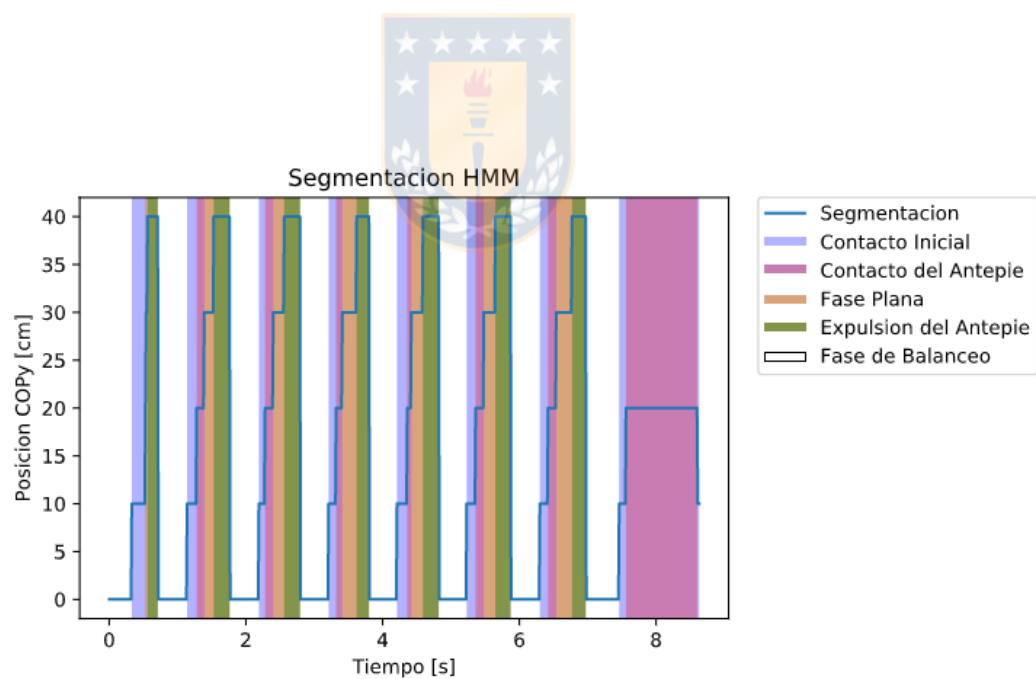
Se implementó el modelo HMM utilizando los datos de velocidad y posición del centro de presión en su eje anteroposterior (eje y). Para la fase de entrenamiento se utilizaron los datos de Prueba 1 y Prueba 2. Se configuró el modelo para que reconociese 5 estados en un ciclo de marcha: Fase de balanceo, Contacto inicial, Contacto del antepié, Fase plana, y Expulsión de antepié. De 29 pasos en total, se observan artefactos en 3 pasos; es decir, se logró una correcta segmentación de subfases en el 90% de los pasos detectados.

Con las pruebas 3-6 se aplicó el modelo HMM obteniendo las siguientes gráficas de segmentación de subfases de marcha.

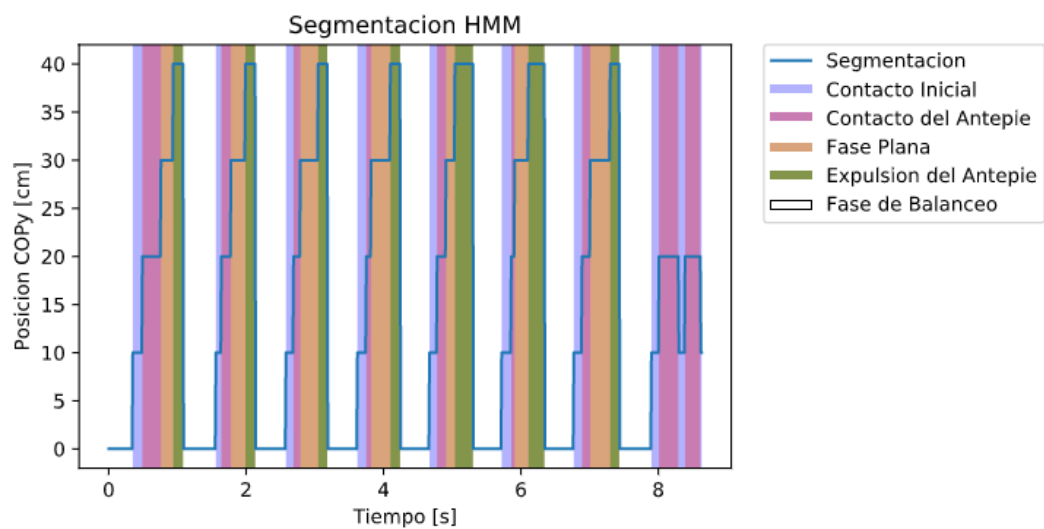




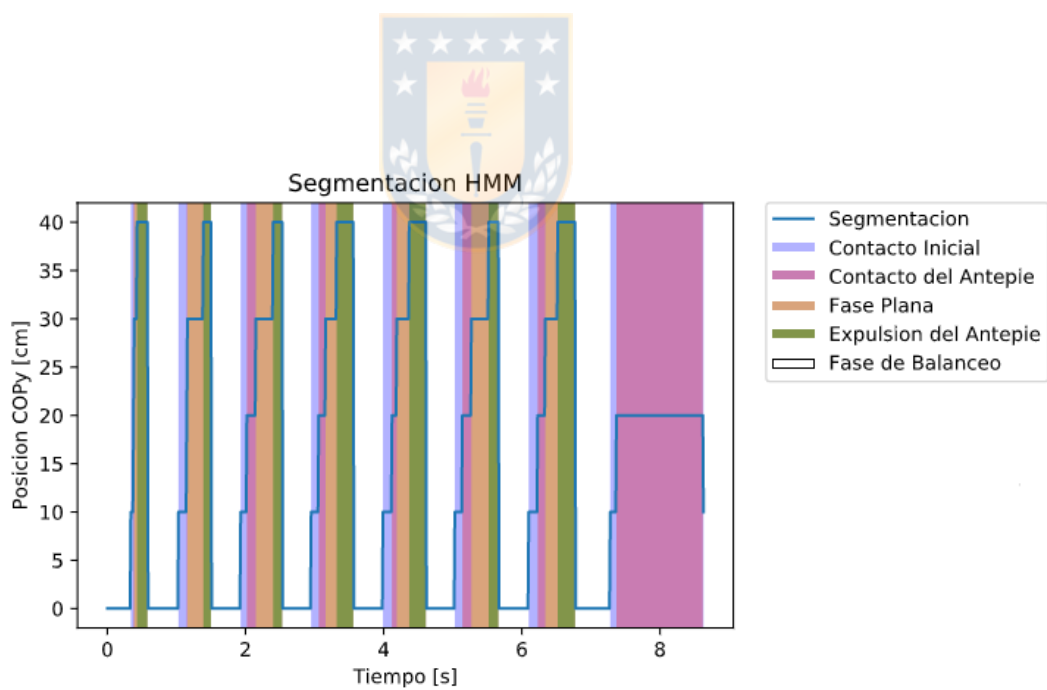
*Fig. 5.3 Resultado de segmentación utilizando HMM - Prueba 3*



*Fig. 5.4 Resultado de segmentación utilizando HMM - Prueba 4*



*Fig. 5.5 Resultado de segmentación utilizando HMM - Prueba 5*



*Fig. 5.6 Resultado de segmentación utilizando HMM - Prueba 6*

## CAPÍTULO 6. CONCLUSIÓN Y DISCUSIÓN

### 6.1 Conclusión

En este proyecto de tesis fue posible establecer una metodología de construcción de un dispositivo de medición de presiones plantares portable. El proceso consta de una fase de diseño de estructura de plantilla considerando el posicionamiento de sensores de presión capacitivos y un compartimiento para alojar la electrónica. Seguido, la fase de fabricación de sensores capacitivos utilizando materiales flexibles, y el circuito de digitalización de capacitancias y envío inalámbrico de datos. Finalmente, la fase de integración donde tanto los sensores como la electrónica son embebidos en la plantilla sensorizada. Con esto, se obtuvo un proceso estandarizado de fabricación de prototipos de medición de presión plantar portable.

Además, se implementó un algoritmo de cálculo de parámetros temporales y espaciales característicos de marcha en base a mediciones de presiones plantares. El algoritmo permite detectar los eventos de contacto inicial (inicio de fase de apoyo/fin de fase de balanceo) y despegue del pie (fin de fase de apoyo/inicio de fase de balanceo). Con esto, es posible calcular los tiempos empleados en fase de apoyo y balanceo, contar pasos y calcular cadencia. También, se realizó el cálculo de trayectoria y velocidad instantánea del movimiento del centro de presión plantar. Estos indicadores espaciales entregan información dinámica de los cambios de contacto que tiene la superficie plantar

con el suelo a lo largo de la fase de apoyo. Ambos parámetros son de gran utilidad al momento de detectar cambios de subfases durante la fase de apoyo.

Se obtuvieron valores de parámetros dentro de lo registrado en la literatura como marcha normal. Se obtuvo una relación porcentual entre fase de apoyo y balanceo 58.9/41.4 (literatura muestra 60/40), y una cadencia promedio de  $116 \pm 3.6$  pasos/minuto (para rango etario/sexo literatura muestra 91-135 pasos/minuto).

Se modeló e implementó un modelo de reconocimiento de subfases de marcha en base a Modelo Oculto de Márkov. Se configuro el modelo para que reconociese 5 estados en un ciclo de marcha: Fase de balanceo, Contacto inicial, Contacto del antepié, Fase plana, y Expulsión de antepié. El modelo pudo detectar todas las subfases de marcha en el 90% de los pasos detectados.

En síntesis, se comprueba la hipótesis postulada al inicio del proyecto de tesis. Fue posible realizar una caracterización de marcha con el cálculo de parámetros temporales y espaciales de marcha, en base a mediciones de presiones plantares utilizando un arreglo de sensores de presión capacitivos. Además, fue posible el reconocimiento automático de subfases de marcha en base a mediciones de presión plantar y utilizando un modelo probabilístico basado en HMM.

## **6.2 Discusión**

### **6.2.1 Limitaciones del Estudio**

Como se indicó en el primer capítulo del documento, este estudio no considera una cantidad de pruebas estadísticamente representativa. Los sujetos de prueba y la cantidad de pruebas realizadas permiten demostrar el funcionamiento del sistema, pero no entregan suficiente información para hacer un análisis extenso. Además, ambos sujetos presentan similitudes (misma edad, mismo género), por lo que se tiene poca variabilidad antropométrica. En etapas futuras se debe considerar extender la población de estudio, como por ejemplo con patologías.

Para este estudio solo se consideró el pie derecho para realizar mediciones, por lo que el efecto del pie izquierdo no es considerado en los cálculos. Por extensión se puede inferir que el sistema funcionaría de la misma manera con ambos pies, pero no se puede asegurar hasta implementarlo.

### **6.2.2 Metodología de fabricación de dispositivos de medición de presiones**

De este trabajo se obtuvo una metodología estandarizada de fabricación de dispositivos de medición de presiones plantares. Esto permite hacer modificaciones de diseño (cambios de tallas, cambios de cantidad de sensores) sin la necesidad de modificar el proceso de fabricación. Con esto ya se cuenta

con una base tecnológica para replicar dispositivos y realizar diferentes estudios de marcha.

### **6.2.3 Normalidad de resultados**

Los parámetros de marcha obtenidos en este estudio tienen una estrecha relación con lo que se presenta en la literatura como marcha normal. En la sección de capítulo 1.2 se expone que una marcha humana normal posee una distribución apoyo/balanceo de 60/40%, los resultados mostraron una relación 58.1/41.1%. Además, en Tabla 2.1 se muestra que para un sujeto de sexo masculino entre 18-49 años se tiene una cadencia normal de entre 91-135 pasos/minuto, margen que se cumple en todas las pruebas realizadas con un promedio de 116 pasos/minuto.

### **6.2.4 Relaciones entre segmentación de subfases y parámetros espaciales**

Un antecedente interesante que surge luego de analizar los resultados obtenidos es la interpretación de la relación entre la segmentación de subfases y los parámetros espaciales calculados.

En primer lugar, observando la superposición de las gráficas de posición de COP en eje anteroposterior con la segmentación de subfases se puede notar un claro patrón de las posiciones registradas en los cambios de subfases. De lo anterior se puede inferir que existe una relación entre ciertos puntos del eje

anteroposterior de la superficie plantar que determinan el cambio de una subfase a otra. Las gráficas mencionadas se muestran en Fig. 6.1.

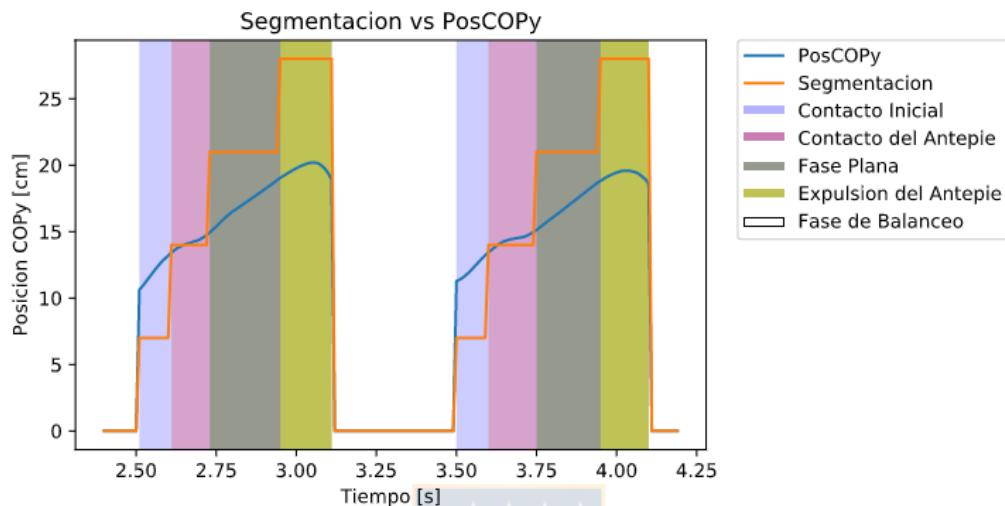


Fig. 6.1 Comparativa entre segmentación de subfases por HMM y posición de COP en eje anteroposterior. Ejemplo de dos pasos.

De esto surge la hipótesis de que, teniendo una muestra significativa de pruebas de marcha, es posible determinar de forma automatizada umbrales de distancia en el eje anteroposterior de la superficie plantar para realizar una segmentación de subfases de marcha. Este nuevo método de segmentación por umbralización tiene la ventaja de tener un menor costo computacional que la decodificación de una HMM por algoritmo de Viterbi, así como una fácil implementación en microcontroladores o dispositivos móviles para un reconocimiento a tiempo real de subfases de marcha.

Otra comparación interesante resulta de la superposición de la señal de velocidad instantánea del COP en el eje anteroposterior y la segmentación obtenida por HMM, que se observa en Fig. 6.2.

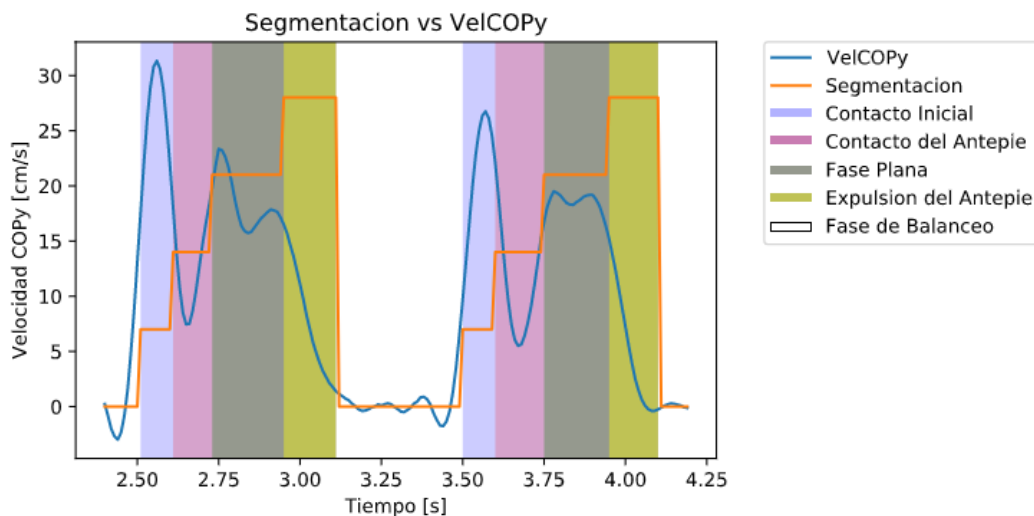


Fig. 6.2 Comparativa entre segmentación de subfases por HMM y velocidad instantánea de COP en eje anteroposterior. Ejemplo de dos pasos

Se puede observar que en cada cambio de subfases ocurre un cambio drástico en la velocidad de COP. Esto se puede explicar porque el centro de presión se mueve a favor de las zonas plantares donde se aplica mayor presión. Estas zonas de altas presiones corresponden a las prominencias óseas de la planta del pie: Talón, cabeza de metatarsianos y dedos. Son estas estructuras óseas las mismas que por literatura delimitan el cambio entre subfases de marcha.

De esto surge la hipótesis de que es posible identificar los eventos que marcan los cambios de subfases de marcha utilizando la señal de velocidad instantánea de COP a lo largo del eje anteroposterior.



### 6.2.5 Investigación Futura

En la subsección anterior se expusieron dos posibles nuevas aproximaciones derivadas de este trabajo de tesis. Sin embargo, para ambos casos, es necesario realizar un estudio sobre una mayor población. Al incrementar el grupo muestral se va a obtener una visión mas general de perfiles de marcha. Con esto, se podrían realizar estudios de normalidad, identificar patrones distintivos en grupos etarios o estudios en población con patologías.

Utilizando las mismas metodologías de fabricación de prototipos de medición de presiones y algoritmos de caracterización de marcha, se pueden aplicar estudios de marcha sobre poblaciones que presenten alguna patología con repercusiones en marcha (ACV, Parkinson, entre otras).

Otra área en las que se puede aplicar el sistema desarrollado es en el estudio de marcha en ambiente deportivo. Actualmente las metodologías desarrolladas en este trabajo son la base del desarrollo del proyecto InnovaRegion Código 19IRBB2-118433 Keepforward: Sistema de Evaluación de Rendimiento Deportivo Portátil para Runners. Para esto, ya se encuentra en proceso de redacción una propuesta de proyecto de comité de ética para realizar pruebas en voluntarios.

## CAPÍTULO 7. References

- [1] D. Schmitt, "Insights into the evolution of human bipedalism from experimental studies of humans and other primates," *Journal of Experimental Biology*, pp. 1437-1448, 2003.
- [2] J. Torralba-Estelles, "Una aproximación biomecánica al estudio evolutivo de la marcha humana no patológica," in *Lección inaugural UCV curso académico 2014-15*, Valencia, 2014.
- [3] M. W. Whittle, *Gait Analysis An Introduction*, ELSEVIER, 2007.
- [4] C. L. Vaughan, B. L. Davis and J. C. O'Connor, *Dynamics of Human Gait*, Second ed., Cape Town: Kiboho Publishers, 1999.
- [5] F. Hernández Stengele, "Diseño y Construcción de Prototipo Neumático de Prótesis de Pierna Humana," Puebla, México, 2008.
- [6] F. A. González, "Diseño y Control de una Ortesis Activa de Tobillo para Personas con Problemas de Pie Caído," in *10° Congreso Nacional de Mecatrónica*, Puerto Vallarta, Jalisco, México, 2011.
- [7] H. Chang, H. Chieh, C. Lin, F. Su and M. Tsai, "The Relationships between Foot Arch Volumes and Dynamic Plantar Pressure during Midstance of Walking in Preschool Children," *Plos One*, 2014.

- [8] Y. Gu, O. Mei, J. Fernandez, J. Li, X. Ren and N. Feng, "Foot Loading Characteristics of Chinese Bound Feet Women: A Comparative Analysis," *Plos One*, 2015.
- [9] J. Rueterbories, E. G. Spaich, B. Larsen and O. K. Andersen, "Methods for gait event detection and analysis in ambulatory systems," *Medical Engineering & Physics*, no. 32, pp. 545-522, 2010.
- [10] A. Abdul, R. Begg, Y. Wahab and A. Zayegh, "Foot Plantar Measurement System: A Review," *Sensors*, vol. 12, pp. 9884-9912, 2012.
- [11] J. Van Bogart, "Motion analysis technologies," *Pediatric Gait: A New Millennium in Clinical Care and Motion Analysis Technology*, pp. 166-172, 2000.
- [12] R. Baker, A. Esquenazi, M. G. Benedetti and K. Desloovere, "Gait Analysis: Clinical Facts," *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, vol. 52, no. 4, pp. 560-574, 2016.
- [13] J. Marin, T. Blanco, J. J. Marin, A. Moreno, E. Martitegui and J. C. Aragues, "Integrating a gait analysis test in hospital rehabilitation: A service design approach," *PLOS ONE*, 2019.
- [14] M. W. Whittle, *Gait Analysis An Introduction*, ELSEVIER, 2007.
- [15] M. Oichang, G. Yaodong and J. Fernandez, "Alterations of Pregnant Gait during Pregnancy and Post-Partum," *Scientific Reports*, vol. 8, 2018.

- [16] V. Lugade and K. Kaufman, "Dynamic stability margin using a marker-based system and Tekscan: a comparison of four gait conditions," *Gait & Posture*, 2013.
- [17] A. Skopljak, M. Muftic, A. Sukalo , I. Masic and L. Zunic, "Pedobarography in Diagnosis and CLinical Application," 2014.
- [18] J. Hughes, "The Clinical Use of Pedobarography," *Orthopedica Belgica*, vol. 59, no. 1, 1993.
- [19] F. Aragón, "Determinación de las Características Biomecánicas en el pie Diabético," Unidad de Pie Diabético, Hospital La Paloma, Las Palmas de Gran Canaria, España.
- [20] A. Camp and E. Montiel, "Estudio Dinámico de la Presión en el Pie: Podobarografía," Unidad de Pie Diabético, Hospital Nisa Virgen del Consuelo, Valencia, España. Instituto Tecnológico del Calzado y Conexas, Alicante, España.
- [21] L. Klenerman and B. Wood, *The Human Foot: A Companion to Clinical Studies*, Chapter 5, Washington DC, USA: Springer, 2006.
- [22] SPI, "SENSOR PRODUCTS INC.," [Online]. Available: <http://www.sensorprod.com/index.php>. [Accessed Fevrero 2019].
- [23] R. International, "RSscan International," [Online]. Available: <http://www.rsscan.com/footscan/>. [Accessed Febrero 2019].

- [24] Novel TM, "The emed-systems," [Online]. Available: <http://www.novel.de/novelcontent/emed>. [Accessed Febrero 2019].
- [25] Tekscan, Inc, "F-Scan System," [Online]. Available: <https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/f-scan-system>. [Accessed Febrero 2019].
- [26] Paromed, [Online]. Available: <https://paromed.de/en/Products/Foot-pressure-measurement/paroTec>. [Accessed Febrero 2019].
- [27] K. Aminian, B. Najafi, C. Bla, P. Lezvraz and P. Robert, "Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes," *Journal of Biomechanics*, no. 35, pp. 689-699, 2002.
- [28] M. Hanlon and R. Anderson, "Real-time gait event detection using wearable sensors," *Gait & Posture*, vol. 30, pp. 523-527, 2009.
- [29] C. A. Kirkwood, B. J. Andrews and P. Mowforth, "Automatic detection of gait events: a case study using inductive learning techniques," *Journal of Biomedical Engineering*, vol. 11, pp. 511-516, 1989.
- [30] M. M. Skelly and H. J. Chizeck, "Real-time gait event detection for paraplegic FES walking," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 9, no. 1, pp. 59-68, 2001.
- [31] Y. Shimada, S. Ando, A. Matsunaga, A. Mizawa, T. Aizawa, T. Shirahata and et al, "Clinical application of acceleration sensor to detect the swing

- phase of stroke gait in functional electrical stimulation," *The Tohoku Journal of Experimental Medicine*, pp. 197-202, 2005.
- [32] D. Lee and M. Yannakakis, "Principles and methods of testing finite state machines-a survey," *Proceedings of the IEEE*, vol. 84, no. 8, pp. 1090-1123, 1996.
- [33] Brilliant.org, "Finite State Machines," [Online]. Available: <https://brilliant.org/wiki/finite-state-machines/>. [Accessed Febrero 2019].
- [34] I. Pappas, M. Popovic, T. Keller, V. Dietz and M. Morari, "A reliable gait phase detection system," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 9, no. 2, pp. 113-125, 2001.
- [35] G. Panahandeh, N. Mohammadiha, A. Leijon and P. Händel, "Continuous Hidden Markov Model for Pedestrian Activity Classification and Gait Analysis," *IEEE TRANSACTIONS ON INSTRUMENTATION AND MEASUREMENT*, 2012.
- [36] A. Mannini and A. M. Sabatini, "A Hidden Markov Model-Based Technique for Gait Segmentation Using a Foot-Mounted Gyroscope," in *33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Boston, 2011.
- [37] T. K. Moon and W. C. Stirling, *Mathematical Methods and Algorithms for Signal Processing*, Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall, 2000.
- [38] P. J. Olver and C. Shakiban, *Applied Linear Algebra*, Springer, 2018.
- [39] D. Jurafsky and J. H. Martin, *Speech and Language Processing*, 2019.

- [40] hmmalearn developers, "hmmalearn," 2010. [Online]. Available: <https://hmmalearn.readthedocs.io/en/latest/>. [Accessed Junio 2020].
- [41] L. Cerda, "Manejo del Trastorno de Marcha del Adulto Mayor," *Revista Medica Clinica Las Condes*, vol. 25, no. 2, pp. 265-275, 2014.

